UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

João Lucas Pereira dos Santos de Paula

Sistema Ubíquo de Aquisição de Sinais de Condução Nervosa Aplicado ao Monitoramento de Complicações do Diabetes Mellitus

Florianópolis
2026

João Lucas Pereira dos Santos de Paula

Sistema Ubíquo de Aquisição de Sinais de Condução Nervosa Aplicado ao Monitoramento de Complicações do Diabetes Mellitus

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica.
Orientador: Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.
Coorientadora: Profa. Sandra Cossul, Dra.

Florianópolis
2026

Ficha catalográfica gerada por meio de sistema automatizado gerenciado pela BU/UFSC.
Dados inseridos pelo próprio autor.

Paula, João Lucas Pereira dos Santos de
Sistema Ubíquo de Aquisição de Sinais de Condução Nervosa Aplicado ao Monitoramento de Complicações do Diabetes Mellitus / João Lucas Pereira dos Santos de Paula ; orientador, Jefferson Luiz Brum Marques, coorientadora, Sandra Cossul, 2026.
163 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis, 2026.

Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Engenharia Biomédica. 3. Diabetes Meliitus. 4. Estudos da Condução Nervosa. 5. Plataforma de Saúde Ubíqua. I. Marques, Jefferson Luiz Brum. II. Cossul, Sandra. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

João Lucas Pereira dos Santos de Paula

Sistema Ubíquo de Aquisição de Sinais de Condução Nervosa Aplicado ao Monitoramento de Complicações do Diabetes Mellitus

O presente trabalho em nível de mestrado foi avaliado e aprovado em 18 de dezembro de 2025, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Profa. Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dra.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ricardo Gouveia Teodoro, Dr.
Instituto Federal do Paraná

Profa. Luciana Menezes Xavier de Souza, Dra.
Instituto Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica.

ICP-Edu
Documento assinado digitalmente
Carlos Renato Rambo
Data: 12/03/2026 16:27:05-0300
CPF: ***.748.198-**
Verifique as assinaturas em https://v.ufsc.br

Prof. Carlos Renato Rambo, Dr.
Coordenação do Programa de
Pós-Graduação

ICP-Edu
Documento assinado digitalmente
Jefferson Luiz Brum Marques
Data: 11/03/2026 19:22:09-0300
CPF: ***.624.060-**
Verifique as assinaturas em https://v.ufsc.br

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.
Orientador

Florianópolis, 2026.

Dedico esta dissertação à minha família,
em especial aos meus pais e irmãs,
pelo amor, apoio e presença constantes.
Também dedico a todos da periferia,
na esperança de que tenham acesso
e oportunidades de estudo tão dignas
quanto as que eu tive.

AGRADECIMENTOS

Antes de tudo, quero agradecer a Deus, por me dar saúde, disposição e inspiração, três pilares que sustentaram cada passo até aqui e tornaram possível chegar a essa etapa tão significativa da minha caminhada.

À minha família, meu porto seguro nos momentos mais difíceis e cansativos, sou imensamente grato pelo apoio constante, tanto emocional quanto financeiro. Em especial, à minha mãe, Nilce Pereira dos Santos, que sempre esteve ao meu lado com seu amor sem limites e cuidado diário. Ao meu pai, João Francisco de Paula, agradeço pelas conversas, conselhos e pela sabedoria que compartilhou comigo, me dando força para continuar. E às minhas irmãs, Elaine, Maria, Leandra e Elisabete, que sempre demonstraram carinho e preocupação com meu bem-estar durante toda a pós-graduação, deixo meu muito obrigado de coração.

Também quero deixar meu reconhecimento aos amigos Carlos Fonseca, Felipe Rossi, Lucas Fregolente e Mateus Crepaldi. A amizade e o incentivo de vocês, principalmente na época do IFPR, fizeram uma diferença enorme nessa jornada em que estou situado.

Aos colegas de laboratório, Shirley Karolina, Júlio Scorpion, Débora Bandeira, Rafael Jorge, Carlos Antunes e Aline Andolfatto, minha gratidão por toda a troca de ideias; vocês foram minha segunda família neste período. Ao Matheus Tasso, agradeço pela amizade e pelas dicas em *layout* de placas de circuito impresso.

Um agradecimento mais que especial ao meu orientador, Prof. Jefferson Luiz Brum Marques. Obrigado pelo incentivo e por propor a linha e pesquisa seguida. Estendo também meu sincero agradecimento à Profa. Sandra Cossul, pela coorientação e pela disposição em me ajudar sempre que surgiam dúvidas importantes no caminho.

Agradeço aos funcionários do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC: aos professores, pelo compartilhamento de seus conhecimentos, aos técnicos e secretários e às funcionárias de serviços gerais.

Quero fazer aqui um reconhecimento ao movimento Hip-Hop da minha cidade natal. Foi nesse espaço de arte e resistência que aprendi lições de vida que livro nenhum ensina, e que moldaram minha visão de mundo, meus princípios e a força que me sustentou até aqui.

Também deixo meu agradecimento às professoras Viviane Fuly e Luciana Tsuchiya. A paixão de vocês pela educação me tocou de verdade e teve um papel decisivo na escolha de seguir o caminho acadêmico.

Por fim, agradeço à CAPES pelo apoio financeiro. Sem a bolsa que recebi, este mestrado na UFSC não teria sido possível.

“Essa é a trilha pra quando o filme acaba
De Robin Hood quando volta pra quebrada
Que traz alívio pr’aquela mãe preocupada
Pra coroar os reis e rainhas dessas calçadas
E, no fim do dia, sentir que o corre tá valendo
No fim do dia, quem te protege não dorme
No fim do dia, saber que tem alguém te vendo
E amanhã é outro dia, faz o seu nome.”
(COSTA, M. D. (“Rashid"), 2023)

RESUMO

A neuropatia periférica diabética (NPD) é uma das principais complicações do Diabetes Mellitus (DM), associada à dor, perda de sensibilidade e maior risco de úlceras e amputações, especialmente em membros distais. O estudo de condução nervosa (NCS – *Nerve Conduction Studies*) é considerado o padrão-ouro para avaliar a integridade das fibras nervosas periféricas, porém seu uso na prática clínica ainda é limitado pelo custo, pelo porte dos equipamentos e pela necessidade de operadores especializados, o que dificulta o rastreamento precoce em serviços de menor complexidade. Diante desse cenário, este trabalho apresenta o desenvolvimento do X-NCS, um sistema dedicado à realização de estudos de condução nervosa integrado à plataforma ubíqua de saúde SDC-X, com foco no rastreamento de complicações do DM, em especial a NPD. O sistema é composto por dois módulos principais: (a) módulo de aquisição e controle, responsável pela amplificação, filtragem e digitalização dos potenciais de ação compostos por meio de um conversor A/D ADS1256 de alta resolução, operando com taxa de amostragem de até 30 kHz, além de armazenamento em cartão microSD, sensores de temperatura e umidade e um microcontrolador ESP32; e (b) módulo de estimulação, responsável pela geração de pulsos elétricos breves, com amplitude ajustável (até aproximadamente 220 V) e isolamento galvânico entre os domínios de estímulo e aquisição. O sistema foi integrado ao SDC-X em modo local, permitindo cadastro e seleção de pacientes, configuração do exame, controle da aquisição, exibição gráfica dos sinais e armazenamento estruturado dos resultados, ainda sem sincronização com a infraestrutura em nuvem da plataforma. A calibração da tensão de estímulo e da leitura de temperatura da pele foi realizada com modelos de regressão linear, resultando em relações estáveis entre a posição do potenciômetro digital, a tensão no isolador AMC1100, a tensão aplicada ao nervo e a temperatura medida, possibilitando ajuste fino da amplitude de estímulo e correção sistemática das medidas térmicas. Um estudo piloto foi conduzido no nervo mediano motor de 14 voluntários sem diagnóstico de DM, no qual foram extraídos os parâmetros de latência, amplitude, duração, área e velocidade de condução a partir de quatro marcadores temporais do potencial de ação muscular composto. Em S1 (estímulo distal), a amplitude média foi de 7,6 $\pm$ 1,9 mV, com latência de 4,2 $\pm$ 0,9 ms, duração de 6,6 $\pm$ 1,5 ms, área de 19,7 $\pm$ 5,8 mV·ms e velocidade de condução de 62,8 $\pm$ 10,0 m/s. Os resultados mostraram medidas compatíveis com a literatura de referência e boa reprodutibilidade entre estímulos distal e proximal, além de indicarem tendência de pior desempenho eletrofisiológico com o aumento da idade, enquanto variáveis como altura, índice de massa corporal e condições ambientais não apresentaram variações sistemáticas relevantes na amostra estudada. Por se tratar de um estudo piloto com número reduzido de participantes, torna-se necessário ampliar a população avaliada, incluindo indivíduos com DM e maior diversidade etária, a fim de aumentar a robustez dos achados. Assim, o X-NCS se mostrou um sistema funcional, já integrado à plataforma SDC-X em ambiente local, com potencial para, em conjunto com outros módulos da plataforma, compor uma ferramenta abrangente de auxílio rastreamento não invasivo de complicações do DM, em especial da NPD.

Palavras-chave: Neuropatia Periférica Diabética. Estudo de Condução Nervosa. Diabetes Mellitus. Sistema Embarcado Biomédico. Plataforma SDC-X.

ABSTRACT

Diabetic peripheral neuropathy (DPN) is one of the main complications of Diabetes Mellitus (DM), and is associated with pain, loss of sensation, and an increased risk of ulcers and amputations, especially in distal limbs. Nerve conduction studies (NCS) are considered the gold standard for assessing the integrity of peripheral nerve fibers; however, their use in clinical practice is still limited by cost, equipment size, and the need for specialized operators, which hinders early screening in lower-complexity healthcare settings. In this context, this work presents the development of X-NCS, a system dedicated to performing nerve conduction studies and integrated into the ubiquitous health platform SDC-X, with a focus on screening DM-related complications, especially DPN. The system is composed of two main modules: (a) an acquisition and control module, responsible for amplifying, filtering, and digitizing compound action potentials by means of a high-resolution ADS1256 A/D converter operating at sampling rates of up to 30 kHz, as well as for microSD card storage, temperature and humidity sensing, and control by an ESP32 microcontroller; and (b) a stimulation module, responsible for generating brief electrical pulses with adjustable amplitude (up to approximately 220 V) and galvanic isolation between the stimulation and acquisition domains. The system was integrated into SDC-X in local mode, allowing patient registration and selection, exam configuration, acquisition control, graphical visualization of the signals, and structured storage of the results, still without synchronization with the platform's cloud infrastructure. Calibration of the stimulus voltage and skin temperature readings was performed using linear regression models, resulting in stable relationships between the position of the digital potentiometer, the voltage at the AMC1100 isolator, the voltage applied to the nerve, and the measured temperature, thereby enabling fine adjustment of the stimulus amplitude and systematic correction of temperature measurements. A pilot study was conducted on the motor median nerve of 14 volunteers without a diagnosis of DM, in which latency, amplitude, duration, area, and conduction velocity parameters were extracted from four temporal markers of the compound muscle action potential. For S1 (distal stimulus), the mean amplitude was 7.6 $\pm$ 1.9 mV, with a latency of 4.2 $\pm$ 0.9 ms, duration of 6.6 $\pm$ 1.5 ms, area of 19.7 $\pm$ 5.8 mV·ms, and conduction velocity of 62.8 $\pm$ 10.0 m/s. The results showed measurements compatible with the reference literature and good reproducibility between distal and proximal stimuli, and also indicated a trend toward poorer electrophysiological performance with increasing age, whereas variables such as height, body mass index, and environmental conditions did not exhibit relevant systematic variations in the sample studied. Because this is a pilot study with a small number of participants, it is necessary to expand the evaluated population, including individuals with DM and a broader age range, in order to increase the robustness of the findings. Thus, X-NCS proved to be a functional system, already integrated into the SDC-X platform in a local environment, with the potential to form, together with other modules of the platform, a comprehensive tool to support noninvasive screening of DM complications, especially DPN.

Keywords: Diabetic Peripheral Neuropathy. Nerve Conduction Study. Diabetes Mellitus. Biomedical Embedded System. SDC-X Platform.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Neurônio. 25
Figura 2 – Sistema Nervoso. 26
Figura 3 – Categorias Funcionais dos Neurônios. 26
Figura 4 – Representação histológica de um nervo periférico corado em H&E: Em (a) fascículo nervoso delimitado pelo perineuro; em (b) o axônio; e em (c) a bainha de mielina. 27
Figura 5 – Membrana celular e distribuição dos íons. 28
Figura 6 – Potencial de ação. 29
Figura 7 – Propagação do potencial de ação na membrana. 30
Figura 8 – Condução saltatória: (a) Condução saltatória em fibras mielinizadas. (b) Redução ou bloqueio da condução em doenças desmielinizantes devido ao vazamento de corrente. 31
Figura 9 – Corte transversal através da medula espinal. 32
Figura 10 – Vista Posterior Nervos espinais. 33
Figura 11 – Vista anterior do plexo braquial 34
Figura 12 – Representação esquemática da condução nervosa. (a) Condução motora ortodrômica e antidrômica; (b) Condução sensorial ortodrômica e antidrômica. 37
Figura 13 – Parâmetros principais do potencial de ação evocado: (A) latência, tempo entre o estímulo e o início da resposta; (B) amplitude, medida do pico negativo até a linha de base; (C) duração negativa, intervalo entre o início do potencial e o primeiro retorno à linha de base; (D) duração total, intervalo até o retorno final à linha de base. A área, não indicada diretamente na figura, corresponde à integral da curva ao longo do tempo. 38
Figura 14 – Exemplo de medição da velocidade de condução do nervo mediano. 39
Figura 15 – Fibras nervosas periféricas e suas funcionalidades. 40
Figura 16 – Algoritmo para planejamento do exame eletrodiagnóstico. 42
Figura 17 – Potencial de ação distal e proximal: (a) bloqueio de condução entre o ponto distal e o músculo, (b) bloqueio de condução entre os pontos de estimulação distal e proximal, (c) bloqueio de condução localizado acima do ponto proximal. 48
Figura 18 – Diagrama de blocos do sistema SDC-X. 53
Figura 19 – Diagrama de blocos geral do X-NCS. 55
Figura 20 – Conexões com o ESP32. 56
Figura 21 – Conversor CC–CC *boost* (*step-up*). 57

Figura 22 – Geração de referência negativa para alimentação dos amplificadores com LT1054. 58
Figura 23 – INA118. 58
Figura 24 – Gráfico do espectro de frequência de acordo com o ganho do INA118. 59
Figura 25 – Conexões INA118. 60
Figura 26 – Estrutura Sallen-Key. 61
Figura 27 – Circuitos de filtragem e condicionamento para aquisição com o ADS1256: (a) filtro passa-alta; (b) filtro passa-baixa; (c) *level-shifter*. 62
Figura 28 – Circuito RLD e SHD. 63
Figura 29 – Placa de Desenvolvimento do ADS1256: (a) Barramento SPI; (b) Canais de Leitura Disponíveis. 64
Figura 30 – Módulo Cartão MicroSD. 66
Figura 31 – Periféricos de sinalização e atuação. 67
Figura 32 – Amplificador isolado AMC1100. 68
Figura 33 – Optoacoplador 6N137. 69
Figura 34 – Conexões do optoacoplador 6N137 no circuito de comando de pulso. 69
Figura 35 – Isolador I^2C ISO1541. 70
Figura 36 – Conexões do isolador I^2C ISO1541. 71
Figura 37 – Circuito para conversão de 12V para 5V. 72
Figura 38 – Módulo do conversor *boost* MAX1771. 73
Figura 39 – Circuito de controle de tensão. 73
Figura 40 – Circuito de condicionamento para leitura do nível de tensão de estímulo. 74
Figura 41 – Porta inversora e *level-shifter* para acionamento do CI IR2111. . . . 75
Figura 42 – Circuito do *driver* de acionamento da etapa de eletroestimulação. . 76
Figura 43 – Sensor de temperatura e umidade AHT10. 77
Figura 44 – Sensor MLX90614. 77
Figura 45 – Display OLED. 78
Figura 46 – Módulo para Carregar Bateria. 79
Figura 47 – Equipamento Calibrador Infravermelho de Precisão 4180. 80
Figura 48 – Equipamento Para Teste de Isolamento. 81
Figura 49 – Eletrodo de estímulo com feltro e espaçamento de 2 cm. 83
Figura 50 – Cabo de conexão para eletrodos de registro (clipes tipo jacaré). . . 83
Figura 51 – Posicionamento de eletrodos de estímulo, registro e referência. . . . 84
Figura 52 – Caixa de compartimento do circuito: (a) vista isométrica esquerda, (b) vista isométrica direita e (c) vista superior. 86
Figura 53 – Vista isométrica esquerda da tampa da caixa. 86
Figura 54 – Compartimento para o sensor de temperatura: (a) vista isométrica esquerda, (b) vista isométrica direita e (c) vista superior. 86

Figura 55 – Layout da PCB de Estimulo. 87
Figura 56 – Layout da PCB de Aquisição: (a) top layer e (b) bottom layer. 88
Figura 57 – PCB soldada do circuito de Eletroestimulação e Periféricos I^2C: (a) barramento de interligação entre placas; (b) borne da saída do conversor *boost* (até 220 V); (c) bornes de alimentação de 12 V (fonte e *boost*); (d) conector da saída de estímulo (eletrodo ativo); (e) conversor 12 V$\rightarrow$5 V para I^2C e isoladores; (f) *driver* de chaveamento do CI 2111; (g) barramento I^2C para sensores e display; (h) controle de tensão por potenciômetro digital; (i) condicionamento de sinal para o AMC1100. 92
Figura 58 – Circuito de Aquisição de Sinais e Controle: (a) estágio de filtragem e condicionamento para o ADS1256; (b) entrada de alimentação de 5 V; (c) barramento SPI dedicado para cartão microSD; (d) circuito gerador de referência negativa com o LT1054 para o condicionamento/filtragem; (e) microcontrolador conectado; (f) três estágios de isolamento para interface com eletroestimulação e periféricos I^2C (ISO1540, 6N137 e AMC1100); (g) circuitos de *pull-down* para os botões; (h) circuitos dos LEDs de sinalização; (i) barramento de interconexão com a placa de eletroestimulação e periféricos I^2C. 93
Figura 59 – Vista inferior e placas conectadas: (a) vista inferior do SAC e (b) representação das placas conectadas. 93
Figura 60 – Sensor de temperatura dentro do invólucro 3D desenvolvido. 94
Figura 61 – Parte frontal do compartimento do *hardware*. 94
Figura 62 – Vista isométrica esquerda montada. 95
Figura 63 – Vista isométrica direita montada. 95
Figura 64 – Regressão de calibração da tensão de estímulo pela variação da posição do potenciômetro. 97
Figura 65 – Regressão de calibração da tensão de estímulo pela leitura do isolador AMC1100. 97
Figura 66 – Regressão de calibração da temperatura de superfície da pele. . . . 98
Figura 67 – FSM do *firmware*: estados, condições de transição e agrupamentos funcionais. 102
Figura 68 – Tela de gerenciamento de pacientes e modal de seleção de exames no software SDC-X. 103
Figura 69 – Tela de seleção de exame. 103
Figura 70 – Tela *Acquisition* inicializada. 104
Figura 71 – Tela *Exam* de processamento e conferência do traçado. 105
Figura 72 – Tela *Results* do NCS. 106

Figura 73 – Exemplo de sinal com marcação dos quatro pontos usados na extração de características: instante do estímulo; início do CMAP; amplitude máxima do CMAP; término do CMAP. 107
Figura 74 – Histogramas das variáveis com curva de densidade (KDE) para os sinais dos voluntários: (a) Amplitude (mV) S1; (b) Latência (ms) S1; (c) Duração (ms) S1; (d) Área (mV·ms) S1; (e) Amplitude (mV) S2; (f) Latência (ms) S2; (g) Duração (ms) S2; (h) Área (mV·ms) S2; (i) Velocidade (m/s). 109
Figura 75 – Comparação pareada entre locais de estímulo (Distal = S1; Proximal = S2). Linha superior: (a) *box-plot* — Amplitude (mV); (b) *box-plot* — Área (mV·ms); (c) *box-plot* — Duração (ms). Linha inferior: (d) gráfico de amostras pareadas — Amplitude (mV); (e) gráfico de amostras pareadas — Área (mV·ms); (f) gráfico de amostras pareadas — Duração (ms). 110
Figura 76 – Comparação com a literatura por gráfico de barras: (a) amplitude distal; (b) latência de início (S1); (c) duração da fase negativa (S1); (d) área da fase negativa (S1); (e) velocidade de condução. 111

LISTA DE TABELAS

Tabela 3 – Critérios para diagnósticos de hiperglicemia. 46
Tabela 4 – Resumo das especificações do microcontrolador ESP32 DevKit (38 pinos). 55
Tabela 5 – Principais características do conversor de carga LT1054. 57
Tabela 6 – Principais características do amplificador de instrumentação INA118. 59
Tabela 7 – Principais características do amplificador operacional OPA2211. . . 63
Tabela 8 – Taxa de dados e seus respectivos registros. 65
Tabela 9 – Características típicas do módulo leitor de cartão MicroSD. 66
Tabela 10 – Principais características do AMC1100. 68
Tabela 11 – Características técnicas do optoacoplador 6N137. 70
Tabela 12 – Características do isolador I^2C ISO1541. 71
Tabela 13 – Estatísticas descritivas — nervo mediano motor (S1/S2). 108
Tabela 14 – Teste de normalidade por variável (Shapiro–Wilk) com apoio de Anderson–Darling. 108
Tabela 15 – Resumo de normalidade percentual — S1 e velocidade. 110
Tabela 16 – Velocidade de condução do nervo mediano motor estratificada por sexo. 111
Tabela 17 – Associação entre velocidade de condução / amplitude distal (S1) e variáveis de temperatura e umidade. 111
Tabela 18 – Associação entre amplitude distal (S1) e índice de massa corporal (IMC). 112
Tabela 19 – Associação entre idade, altura e parâmetros de condução nervosa motora do nervo mediano. 113

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Conversor analógico-digital
CMAP	Potencial de ação muscular composto
DM	Diabetes mellitus
DM1	Diabetes mellitus tipo 1
DM2	Diabetes mellitus tipo 2
EMG	Eletromiografia
FSM	Finite state machine
GPIOs	General Purpose Input/Output
IEB	Instituto de Engenharia Biomédica
IMC	Índice de massa corporal
KDE	Curva de Densidade
LEC	Líquido extracelular
LIC	Líquido intracelular
MCV	Velocidade de condução motora
MS	Motora somática
MV	Motora visceral
NAD	Neuropatia autonômica diabética
NCS	Estudos de condução nervosa
NPD	Neuropatia periférica diabética
PA	Potencial de ação
PGA	Amplificador de ganho programável
POCT	Point-of-Care
S1	Estímulo distal
S2	Estímulo proximal
SAC	Sistema de Aquisição e Controle
SCV	Velocidade de condução sensorial
SDC-X	Screening for Diabetes Complications
SEP	Sistema de Estimulação e Periféricos I^2C
SNAP	Potencial de ação sensorial
SNC	Sistema nervoso central
SNP	Sistema nervoso periférico
SPI	Serial Peripheral Interface
SS	Sensitiva somática
SV	Sensitiva visceral
TAQ	Testes autonômicos quantitativos
TSQ	Testes sensoriais quantitativos
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina

LISTA DE SÍMBOLOS

K^+	Íon potássio
Na^+	Íon sódio
Cl^-	Íon cloreto
mV	Milivolt.
V_{stim}	Tensão de estímulo (V)
I_{stim}	Corrente de estímulo (A)
t_{pulso}	Duração do pulso (s)
Z_{eq}	Impedância equivalente
VCN	Velocidade de condução nervosa (m/s)
t_d	Latência distal: intervalo entre o estímulo em S1 e o início do CMAP (ms)
t_p	Latência proximal: intervalo entre o estímulo em S2 e o início do CMAP (ms)
Δt	Diferença entre as latências proximal e distal ($\Delta t = t_p - t_d$) (ms)
Δd	Distância linear entre os pontos de estimulação proximal (S2) e distal (S1) (mm)
d_{S2}	Distância entre o ponto de registro e o ponto de estimulação proximal S2 (mm)
d_{S1}	Distância entre o ponto de registro e o ponto de estimulação distal S1 (mm)
G	Ganho do amplificador de instrumentação INA118
R_G	Resistor de ganho do INA118
ω_0	Frequência angular natural do filtro Sallen–Key (rad/s)
f_0	Frequência de corte de um estágio Sallen–Key de segunda ordem (Hz)
R	Resistência equivalente usada no cálculo dos filtros
C	Capacitância equivalente usada no cálculo dos filtros
$f_{c,HP}$	Frequência de corte do filtro passa-alta (Hz)
$f_{c,LP}$	Frequência de corte do filtro passa-baixa (Hz)
V_{AMC}	Tensão medida na saída do isolador AMC1100 (V)
TAP	Valor de ajuste (posição) do potenciômetro digital TPL0401A
$\hat{V}_{stim}$	Tensão de estímulo estimada pelo modelo de calibração (V)
T_{sens}	Temperatura medida diretamente pelo sensor (°C)
T_{cal}	Temperatura calibrada da pele (°C)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 19
1.1 OBJETIVOS 21
1.1.1 Objetivo Geral 21
1.1.2 Objetivos Específicos 21
1.2 JUSTIFICATIVA 22
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO 23
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 24
2.1 SISTEMA NERVOSO 24
2.1.1 Potencial de Ação 27
2.1.2 Nervos Periféricos 31
2.2 ESTUDO DA CONDUÇÃO NERVOSA 35
2.2.1 Eletroestimulação 35
2.2.2 Registro dos Sinais 36
2.2.3 Características do Sinal para o NCS 37
2.2.3.1 Latência 37
2.2.3.2 Amplitude 38
2.2.3.3 Duração 38
2.2.3.4 Área 39
2.2.3.5 Velocidade de Condução 39
2.2.4 Fibras Envolvidas 40
2.2.5 Estímulo Supramáximo 41
2.2.6 Triagem do Tipo de Complicação 41
2.3 FATORES QUE INFLUENCIAM OS RESULTADOS DO NCS 42
2.3.1 Temperatura da Pele 43
2.3.2 Altura 43
2.3.3 Gênero 43
2.3.4 Índice de Massa Corporal 44
2.4 DIABETES MELLITUS 44
2.4.1 Definições, Terminologia e Classificação do Diabetes Mellitus . 45
2.5 NEUROPATIA PERIFÉRICA 46
2.5.1 Sintomas da Neuropatia Periférica 47
2.5.2 Bloqueio da Condução 47
2.5.3 Mononeuropatias 48
2.5.4 Polineuropatias 49
2.5.5 Neuropatia Periférica Diabética 49
2.5.6 Análise e Interpretação de Dados 50
2.6 PANORAMA GLOBAL E NACIONAL DO DIABETES 50

2.7 SDC-X 51
3 MATERIAIS E MÉTODOS 54
3.1 SISTEMA X-NCS 54
3.1.1 Escolha do ESP32 55
3.2 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONTROLE 56
3.2.1 Alimentação do Sistema de Aquisição e Controle 57
3.2.2 Amplificação de Sinal 58
3.2.3 Filtragem dos Sinais dos Sistema de Aquisição 60
3.2.4 Conversor A/D 64
3.2.5 Manipulação de Dados 65
3.2.6 Periféricos de Sinalização e Atuação 66
3.3 ISOLAÇÃO ENTRE SAC E SEP 67
3.3.1 Leitura dos Níveis de Tensão 67
3.3.2 Pulso para Ativação da Eletroestimulação 68
3.3.3 Isolador I^2C para Controle dos Periféricos no SEP 69
3.4 SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO E PERIFÉRICOS I^2C 71
3.4.1 Alimentação do Sistema de Eletroestimulação e Periféricos I^2C . 72
3.4.2 Elevação da Tensão para Estímulo 72
3.4.3 Circuito de Controle de Tensão 73
3.4.4 Circuito de Acionamento de Estimulação 75
3.4.5 Barramento I^2C 76
3.5 MÓDULOS DE CARREGAMENTO DAS BATERIAS 78
3.6 CALIBRAÇÃO DOS NÍVEIS DE TENSÃO E TEMPERATURA SUPERFICIAL DA PELE 79
3.7 TESTE PARA VERIFICAÇÃO DE ISOLAMENTO 80
3.8 ESTUDO PILOTO 81
3.8.1 Aspectos Éticos 82
3.8.2 População 82
3.8.3 Procedimentos Clínicos e Coleta de Dados 82
3.8.3.1 Avaliação Inicial 82
3.8.4 Eletrodos e Protocolo de Coleta de Dados 83
3.9 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE DADOS 84
3.10 MODELAGEM 3D 85
3.11 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO 87
3.12 DESENVOLVIMENTO DE FIRMWARE E SOFTWARE 88
3.12.1 Sistema baseado em POCT 89
3.12.2 Sistema Vinculado ao SDC-X 89
4 RESULTADOS 91
4.1 O SISTEMA X-NCS 91

4.1.1 PCB Desenvolvida 91
4.1.1.1 Circuito de Eletroestimulação e Periféricos I2C 91
4.1.1.2 Circuito de Aquisição de Sinais e Controle 92
4.1.2 Modelagem 3D 94
4.2 CALIBRAÇÃO DOS NÍVEIS DE TENSÃO E DA TEMPERATURA SUPERFICIAL DA PELE 96
4.2.1 Relação entre Posição do Potenciômetro e Tensão de Estímulo . 96
4.2.2 Calibração do Sensor de Temperatura por Regressão Linear . . 98
4.3 DESEMPENHO DO ESTÍMULO ELÉTRICO 99
4.3.1 Firmware da Versão Baseada em Point-of-Care 99
4.3.2 Firmware e Software para o SDC-X 103
4.4 ESTUDO PILOTO 106
5 DISCUSSÃO 114
5.1 X-NCS 114
5.1.1 Abordagem baseada em POCT 114
5.1.2 Integração ao SDC-X e perspectivas de evolução 115
5.1.3 Calibração da tensão de estímulo e da temperatura da pele . . . 115
5.2 ESTUDO PILOTO 116
6 CONCLUSÃO 118
6.1 TRABALHOS FUTUROS 119
REFERÊNCIAS 120
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO 131
APÊNDICE B – FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO INICIAL 133
APÊNDICE C – RELATÓRIO DE CALIBRAÇÃO TERMÔMETRO INFRAVERMELHO MLX90614 134
APÊNDICE D – RELATÓRIO DE TESTES DE BANCADA DO CIRCUITO DE ESTIMULAÇÃO 135
APÊNDICE E – Q-Q PLOT DAS VARIÁVEIS DO ESTUDO PILOTO 140
APÊNDICE F – RELATÓRIO DO FIRMWARE BASEADO EM POCT 141
APÊNDICE G – RELATÓRIO DA TELA DE AQUISIÇÃO (INFORMATION BOX) 147
APÊNDICE H – DADOS EXTRAÍDOS DOS VOLUNTÁRIOS 157
ANEXO A – TABELA DE VELOCIDADE DE CONDUÇÃO DAS FIBRAS NERVOSAS 158
ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA 159
ANEXO C – RELATÓRIO DO TESTE DE SEGURANÇA ELÉTRICA 161
ANEXO D – VALORES NORMATIVOS UTILIZADOS 162

1 INTRODUÇÃO

O Diabetes Mellitus (DM) é um distúrbio metabólico que causa hiperglicemia devido à incapacidade do corpo de metabolizar adequadamente a glicose, necessitando de insulina para a absorção desta pelas células (WHO, 2019). Dados recentes evidenciam que as Doenças Não Transmissíveis (DNTs), entre as quais se incluem o câncer, o diabetes, as condições cardiovasculares e as doenças respiratórias crônicas, configuram-se como as principais causas de mortalidade em escala global. Em 2000, aproximadamente 61% dos óbitos estavam associados a essas enfermidades, percentual que se elevou para 74% em 2019 (WHO, 2023).

Existem alguns tipos de diabetes, incluindo o tipo 1 (DM1), que pode ser diagnosticado na infância, caracterizado pela destruição das células beta do pâncreas pelo próprio sistema imunológico do corpo, resultando em deficiência de insulina; o tipo 2 (DM2), comum em adultos acima de 40 anos, em que as células se tornam insensíveis à insulina produzida ou não a utilizam adequadamente, fenômeno conhecido como resistência à insulina; e o diabetes gestacional, que é a intolerância à glicose desenvolvida durante a gravidez. O DM2 é o tipo mais prevalente (Swapna; Soman; Vinayakumar, 2020). Também há o diabetes monogênico, doenças no pâncreas exócrino, diabetes induzida por medicamentos, entre outras manifestações. Esses outros tipos de DM ocorrem em baixa frequência (WHO, 2019).

A hiperglicemia é determinante para o diagnóstico de DM2, cuja progressão em adultos pode ser lenta e assintomática. Os sintomas mais comuns incluem excesso de urina, sede intensa, fome exagerada, visão embaçada e perda de peso não intencional. Como muitas vezes surgem de forma gradual e são subestimados pelos pacientes, esses sinais acabam contribuindo para o elevado número de casos não diagnosticados (ADA, 2021; Castro et al., 2021).

O diabetes pode prejudicar o sistema nervoso, aumentar o risco de desenvolver doenças cardíacas e vasculares, levar à amputação de membros, causar retinopatia diabética, provocar insuficiência renal, entre outros problemas (Swapna; Soman; Vinayakumar, 2020). Até 2050, espera-se que haja um crescimento significativo no número de adultos diagnosticados com diabetes no mundo. O crescimento, no entanto, não será homogêneo entre as regiões. A África é uma área onde o crescimento percentual será maior: o total de casos deve mais que duplicar, subindo de 24,6 milhões para 59,5 milhões, um aumento de 142%. O Sudeste Asiático e o Oriente Médio e Norte da África apresentarão crescimentos significativos, com aumentos de 73% e 92%, respectivamente. A América do Sul e Central acompanhará a média global, com um aumento de 45%, subindo de 35,4 para 51,5 milhões de pessoas impactadas. Contudo, o Pacífico Ocidental, embora possua atualmente o maior número de indivíduos com diabetes, terá a menor taxa de crescimento, de 18%. Na Europa,

estima-se que o crescimento será o mais baixo entre as regiões, com aumento de 10%, passando de 65,6 milhões para 72,4 milhões de casos (IDF, 2025).

Uma complicação prevalente associada ao diabetes é a Neuropatia Periférica Diabética (NPD), caracterizada por sintomas resultantes de disfunções neurológicas introduzidas pela própria DM. Essa condição provoca danos aos nervos periféricos, predominantemente em regiões distais. Contudo, em casos mais graves, pode também acometer segmentos nervosos proximais. Esses danos comprometem fibras sensoriais, incluindo as relacionadas à dor, e neurônios motores (Selvarajah et al., 2019). As neuropatias devem ser identificadas precocemente para reconhecer pacientes em risco de sequelas graves. De modo geral, testes eletrofisiológicos, indicadores neurológicos e observação de sintomas servem de base para o processo de diagnóstico. O diagnóstico de neuropatia diabética não deve ser feito apenas com base em um sintoma, sinal ou exame. Para um diagnóstico mais assertivo, é necessário confirmar pelo menos duas anomalias entre indicadores neurológicos, Estudos da Condução Nervosa (NCS), Testes Sensoriais Quantitativos (TSQ) e Testes Autonômicos Quantitativos (TAQ), bem como outros exames pertinentes para uma avaliação abrangente tanto da NPD quanto da Neuropatia Autonômica Diabética (NAD) (Dyck et al., 2011).

O diagnóstico da NPD é inicialmente realizado por meio de uma avaliação clínica que inclui a análise de sintomas e sinais da doença, complementada por questionários e testes de percepção sensorial de temperatura, vibração e pressão. Para a confirmação definitiva do diagnóstico, é essencial identificar anormalidades no NCS, considerado o padrão-ouro para a mensuração das funções nervosas. Contudo, seu uso na prática clínica é limitado devido à necessidade de equipamentos específicos e profissionais capacitados (Juster-Switlyk; Smith, 2016; Yang et al., 2018; Won; Park, 2016). A realização dos testes para diagnóstico da NPD é indicada no momento em que se confirma o DM2 e após cinco anos do diagnóstico de DM1. Caso os resultados não indiquem alterações, os exames devem ser repetidos anualmente. Além disso, pessoas com pré-diabetes também devem realizar esses testes todos os anos (SBD, 2023; Pop-Busui et al., 2016).

Médicos e outros profissionais de saúde frequentemente empregam exames eletrodiagnósticos para diferenciar entre diversos distúrbios nervosos e condições do sistema musculoesquelético. Técnicas como o Estudo de Condução Nervosa (ECN ou, do inglês, NCS – *Nerve Conduction Study*) e a Eletromiografia (EMG) são especialmente valorizadas. As variáveis analisadas por esses métodos são cruciais para o entendimento clínico necessário à formulação de um diagnóstico preciso. É essencial reconhecer que essas investigações eletrodiagnósticas representam elementos fundamentais dentro do espectro diagnóstico (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022; Wiesman, 2016).

Os estudos de condução nervosa são realizados por meio da aplicação de eletrodos sobre a pele e da estimulação do sistema nervoso com pulsos elétricos. Os eletrodos são posicionados sobre um músculo inervado pelo nervo alvo, permitindo o estudo do sistema nervoso motor. A resposta elétrica gerada pelo músculo é então registrada, o que possibilita a avaliação da velocidade e da eficácia da resposta neural. Essas informações são extremamente valiosas para que os profissionais de saúde possam determinar se a condição do paciente é decorrente de um distúrbio neurológico ou muscular (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

A aplicação conjunta da computação, redes de sensores e computação em nuvem à área da saúde é designada como Saúde Ubíqua (*U-Health*), na qual saúde é entendida como um estado de bem-estar físico, mental e social. Nessa perspectiva, soluções de U-Health utilizam essas tecnologias para a coleta e o monitoramento de informações em saúde, apoiando o diagnóstico, a prevenção de doenças e a promoção do bem-estar e da qualidade de vida (Ogunduyile; Olugbara; Lall, 2013; Vianna; Barbosa, 2019; Rosa Tavares; Victória Barbosa, 2020).

Dada a importância dos NCS, esta pesquisa propõe o desenvolvimento do segundo módulo para avaliação da NPD da plataforma *Screening for Diabetes Complications* (SDC-X). O módulo será composto por *hardware*, *firmware* e *software* dedicados à aquisição dos potenciais de ação nervosos evocados, possibilitando a extração de parâmetros como latência, velocidade de condução e tempo de resposta. Os dados coletados serão enviados via Wi-Fi ao *software* da plataforma, responsável por centralizar e organizar os resultados dos exames.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O principal objetivo é desenvolver um sistema para a realização do NCS, composto por *hardware*, *firmware* e *software* integrados, voltado à aquisição e ao processamento de sinais nervosos periféricos. O sistema será aplicado em pesquisas envolvendo indivíduos saudáveis, possibilitando a avaliação da função nervosa em comparação com valores de referência. Este projeto integra-se à plataforma de saúde SDC-X, em desenvolvimento no Instituto de Engenharia Biomédica (IEB) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), ampliando suas funcionalidades para o rastreamento precoce da NPD.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Conduzir uma investigação sobre os parâmetros e nervos usualmente avaliados em exames de condução nervosa, bem como sobre a metodologia de aplicação e as características dos dispositivos utilizados para esse propósito;

- Desenvolver o *hardware* para a avaliação da neuropatia periférica diabética por meio de NCS, registrando potenciais de ação evocados a partir de estímulos elétricos aplicados em nervos periféricos;
- Desenvolver o *firmware* e o *software* de aquisição e análise associados ao módulo X-NCS;
- Testar, em bancada, o dispositivo desenvolvido, de modo a verificar sua funcionalidade;
- Estabelecer o protocolo para a realização dos testes de avaliação por NCS;
- Realizar um estudo piloto com voluntários não diabéticos, a fim de avaliar a funcionalidade do sistema;
- Verificar os resultados obtidos a partir da extração de características dos sinais registrados nos voluntários, comparando-os com a literatura e com valores normativos;
- Integrar o módulo X-NCS ao sistema SDC-X, em desenvolvimento no IEB.

1.2 JUSTIFICATIVA

No Brasil, a prevalência estimada de DM2 é de 9,2%, e a neuropatia, uma das complicações mais graves, atinge cerca de 3% dos brasileiros. Como resultado, a crescente incidência de DM e as complicações associadas apontam para a necessidade de maior investimento em cuidados de longa duração (Muzy et al., 2021). A neuropatia periférica diabética (NPD) é uma complicação comum do diabetes, com prevalência entre 21,3% e 34,5% em pessoas com a doença (Yovera-Aldana et al., 2021). Ela ocorre tanto no DM1 quanto no DM2 e pode acometer os indivíduos ao longo da vida, resultando em diferentes formas de disfunção dos nervos periféricos (Abbott et al., 2011). Um fator preocupante é que o número de pessoas com NPD triplicou nas últimas quatro décadas, alcançando aproximadamente 206 milhões de casos diagnosticados em 2021 (Steinmetz et al., 2024).

A NPD pode resultar em uma variedade de complicações, como dor crônica, úlceras nos pés, infecções e amputações, com impacto significativo na qualidade de vida dos pacientes e nos custos dos sistemas de saúde (Zhang et al., 2017). Nesse contexto, o diagnóstico precoce e preciso torna-se essencial para permitir intervenções clínicas oportunas e reduzir a progressão das complicações associadas à doença.

Atualmente, o diagnóstico da NPD é realizado inicialmente por meio de avaliações clínicas baseadas em sinais e sintomas, utilizando questionários e testes sensoriais (Yang et al., 2018). Para confirmação diagnóstica, recomenda-se a realização de estudos de condução nervosa (NCS), considerados o exame

de referência para avaliação do comprometimento nervoso (Juster-Switlyk; Smith, 2016). No entanto, esses exames apresentam limitações importantes, como custo elevado, necessidade de equipamentos especializados e dependência de profissionais treinados, o que restringe sua disponibilidade, especialmente em ambientes de atenção primária e em regiões com poucos recursos.

Nesse contexto, dispositivos *Point-of-Care* (POCT) têm se destacado como uma alternativa promissora, pois permitem a realização de testes diagnósticos diretamente no local de atendimento, reduzindo o tempo entre a avaliação e a tomada de decisão clínica (Azevedo, 2023). Esses dispositivos possibilitam ampliar o acesso ao diagnóstico, especialmente em sistemas de saúde com alta demanda e em regiões com infraestrutura limitada (Nayak et al., 2017).

Dessa forma, o desenvolvimento de dispositivos portáteis e acessíveis para avaliação da função nervosa periférica pode contribuir para a ampliação do acesso ao diagnóstico da NPD, permitindo avaliações mais rápidas.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está estruturado da seguinte forma: o Capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica dos temas abordados ao longo do estudo. O Capítulo 3 descreve os materiais utilizados e a metodologia empregada para o desenvolvimento da plataforma. No Capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos. O Capítulo 5 discute esses resultados, estabelecendo comparações com trabalhos similares. Por fim, o Capítulo 6 apresenta as conclusões, destacando possíveis melhorias e perspectivas para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo é apresentada base teórica que sustenta esse trabalho. Inicialmente é realizado uma breve revisão sobre o funcionamento do sistema nervoso, mostrando como as fibras nervosas se organizam e transmitem as informações pelos potenciais de ação. Depois disso, aborda-se alguns aspectos de anatomia do sistema nervoso periférico, destacando os nervos que têm um papel central nos estudos eletrofisiológicos e que servem de referência na prática clínica. Na sequência, mostra-se do estudo de condução nervosa, explicando como são realizados os estímulos elétricos e o registro dos potenciais evocados, além de discutir alguns fatores que podem interferir nessas medições. Também são mostradas algumas aplicações dessa técnica e como ela pode ajudar a identificar alterações no sistema nervoso periférico, principalmente no contexto do DM, onde as neuropatias são uma das complicações mais comuns e que mais impactam os pacientes. Por último, é reforçada a importância de comparar os resultados obtidos com dados normativos além do SDC-X que está sendo desenvolvido no IEB-UFSC.

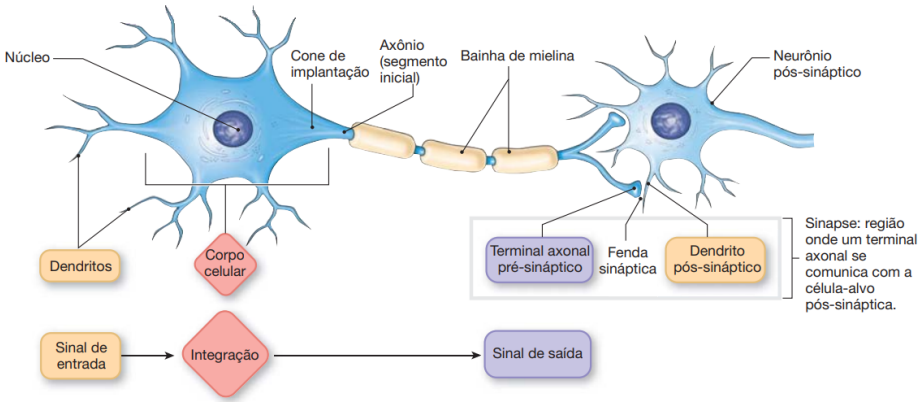
2.1 SISTEMA NERVOSO

O sistema nervoso é formado por neurônios, que interligam-se formando circuitos que realizam determinadas funções. O encéfalo é uma estrutura de maior complexidade, possui bilhões de neurônios conectados em redes permitindo a sinalização neural referente aos processos cognitivos e comportamentais como pensamento, linguagem, emoção, aprendizado e memória, que são fundamentais para os comportamentos complexos que caracterizam os seres humanos (Silverthorn, 2017).

A estrutura para o funcionamento do sistema nervoso é o neurônio, que é formado pelos axônios, os dendritos e o corpo celular (Figura 1). O núcleo e as organelas encontradas no corpo celular, sintetizam o que é necessário para seu funcionamento. As ramificações são denominadas de dendritos que são onde outros neurônios enviam sinais uns aos outros. Já o axônio é uma estrutura longa que liga-se ao corpo celular, com a função de transmissão dos impulsos nervosos para neurônios e músculos vizinhos. Os terminais sinápticos possuem os neurotransmissores que são liberados nas sinapses e servem como locais de comunicação entre neurônios ou entre um neurônio e uma célula efetora (Tortora; Derrickson, 2016).

O sistema nervoso (Figura 2) é o principal integrador e controlador, monitorando e processando constantemente informações sensoriais provenientes do ambiente interno e externo. Cada pensamento, ação e sensação é um reflexo de sua atividade. Semelhante a um computador, ele analisa e incorpora novos *“inputs"* com informações já inseridas para produzir uma resposta. O sistema nervoso é dividido em duas seções

Figura 1 – Neurônio.



Fonte: Adaptado de Silverthorn (2017).

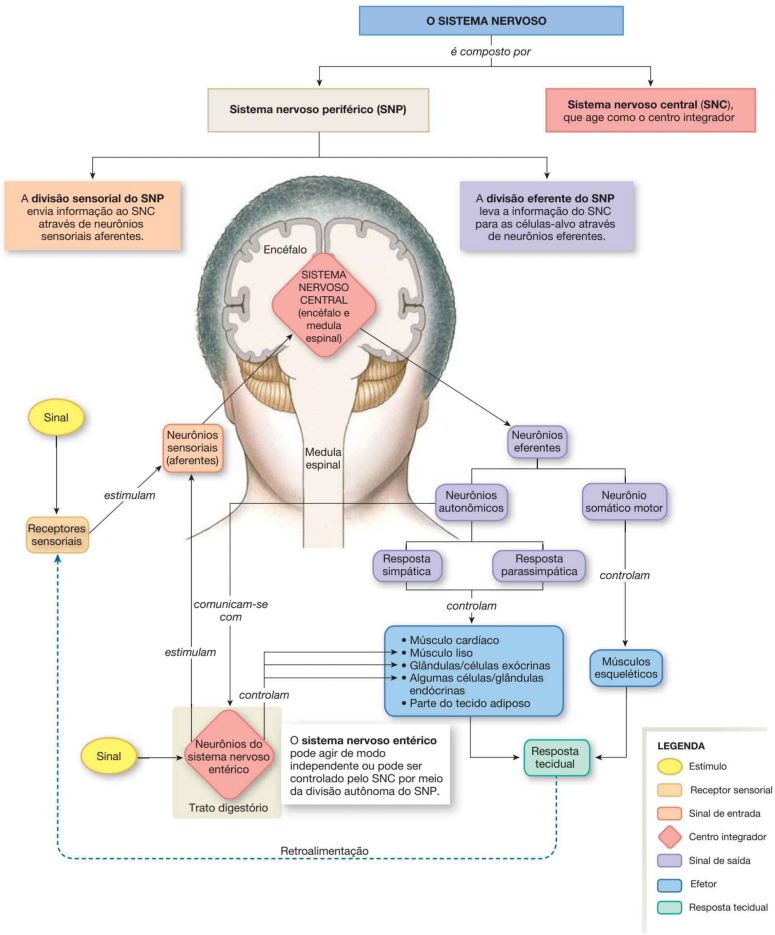
principais: o Sistema Nervoso Central (SNC), que consiste no cérebro e na medula espinhal, e o Sistema Nervoso Periférico (SNP), que inclui todos os componentes do sistema nervoso localizados fora do sistema nervoso central, englobando nervos, receptores sensoriais e alguns aglomerados de corpos celulares neuronais (Marieb; Wilhelm; Mallatt, 2014; Fox, 2017; Wiesman, 2016).

Os neurônios no SNC são categorizados de acordo com a direção de seus impulsos nervosos (Figura 3). Neurônios sensoriais ou aferentes transportam impulsos dos receptores sensoriais para o SNC e são normalmente pseudounipolares. Tipicamente multipolares, neurônios motores ou eferentes transmitem sinais do SNC para músculos e glândulas na periferia. Neurônios do SNC conectam neurônios motores e sensoriais do SNP, processando dados sensoriais e iniciando reações motoras (Tortora; Derrickson, 2016).

Os neurônios multipolares, predominantes no cérebro e na medula espinhal, possuem muitos dendritos e um único axônio. A retina, a orelha interna e a região olfativa contêm o dendrito primário e o axônio dos neurônios bipolares. Os neurônios unipolares, que funcionam como receptores sensoriais na maioria dos casos, possuem um axônio e dendritos fundidos em um único processo contínuo. Os gânglios sensitivos dos nervos cranianos e os gânglios da raiz dorsal dos nervos espinhais contêm os corpos celulares desses neurônios (Tortora; Derrickson, 2016).

O SNP tem a função de transmitir informações por meio de impulsos sensoriais e motores, conhecidos como potenciais de ação. Esses impulsos percorrem as fibras nervosas e, no caso das fibras mielinizadas, esse processo acontece de forma um pouco diferente. Nelas, os potenciais de ação são gerados nos chamados nodos de Ranvier, pequenas interrupções na bainha de mielina onde os axônios ficam expostos. É nesses pontos que ocorrem saltos sucessivos do impulso nervoso de um nó ao outro, num mecanismo conhecido como condução saltatória, tornando a transmissão mais rápida (Leis; Schenk, 2013; Marieb; Wilhelm; Mallatt, 2014).

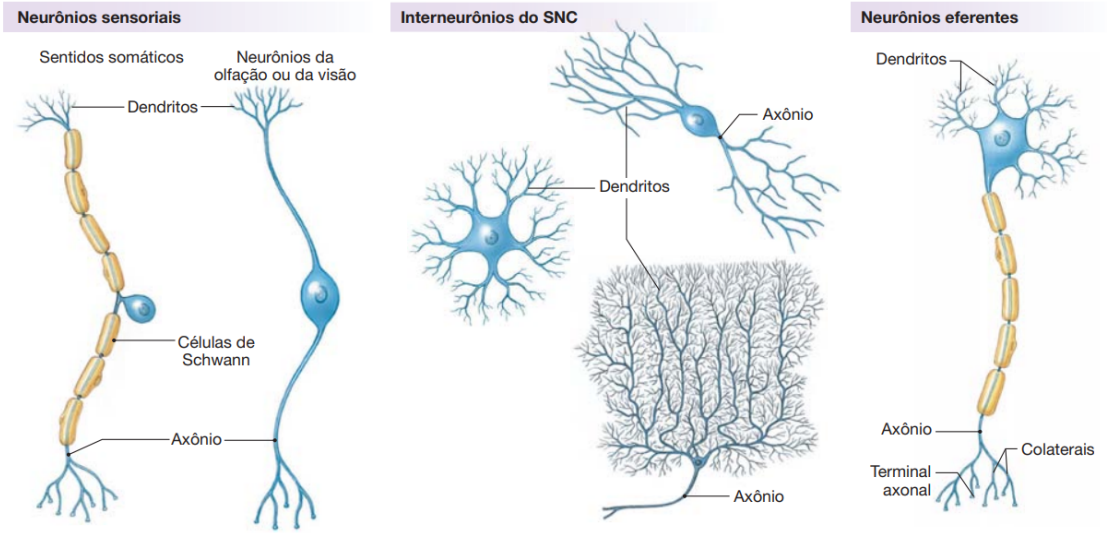
Figura 2 – Sistema Nervoso.



Fonte: Adaptado de Silverthorn (2017).

.

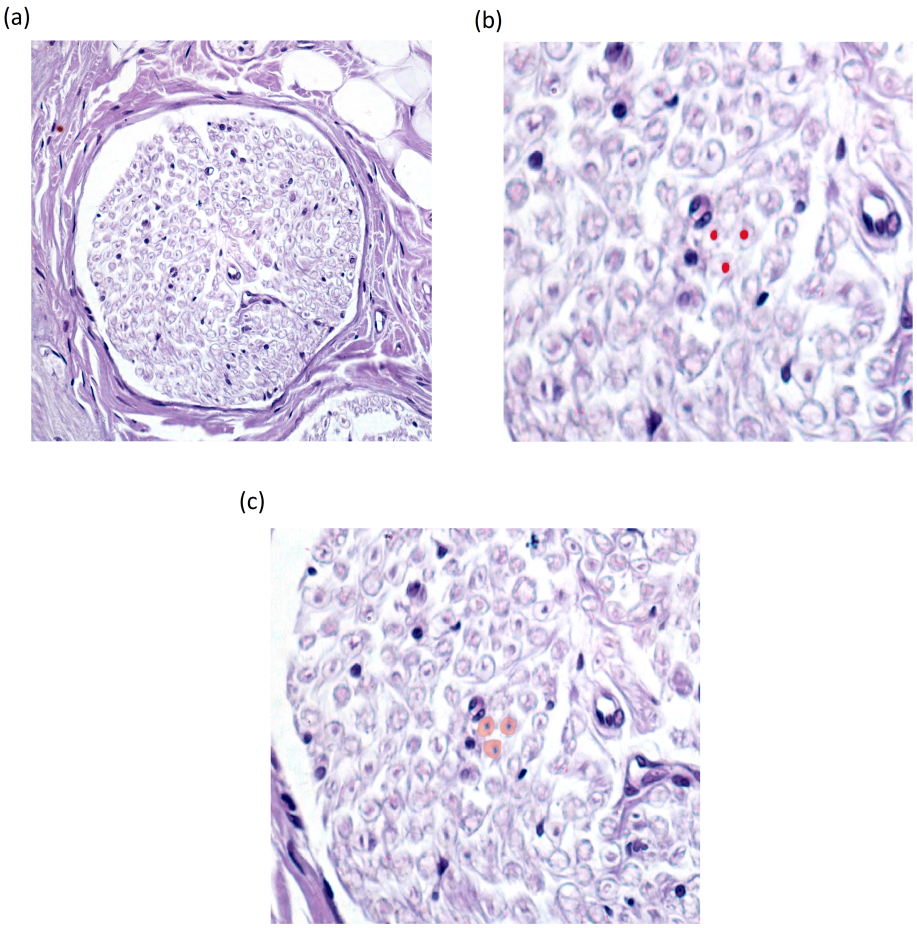
Figura 3 – Categorias Funcionais dos Neurônios.



Fonte: Adaptado de Silverthorn (2017).

A Figura 4 mostra cortes histológicos de um nervo periférico corado em Hematoxilina e Eosina (H&E). Na Figura 4(a), observa-se um fascículo nervoso delimitado pelo perineuro, no qual se encontram agrupadas várias fibras nervosas. Na Figura 4(b), em maior aumento, o destaque em vermelho indica o axônio, localizado no centro da fibra e responsável pela condução do impulso nervoso. Na Figura 4(c), o destaque em vermelho mais claro assinala a bainha de mielina que envolve o axônio, formando uma camada que garante a condução mais rápida e eficiente do estímulo nervoso.

Figura 4 – Representação histológica de um nervo periférico corado em H&E: Em (a) fascículo nervoso delimitado pelo perineuro; em (b) o axônio; e em (c) a bainha de mielina.



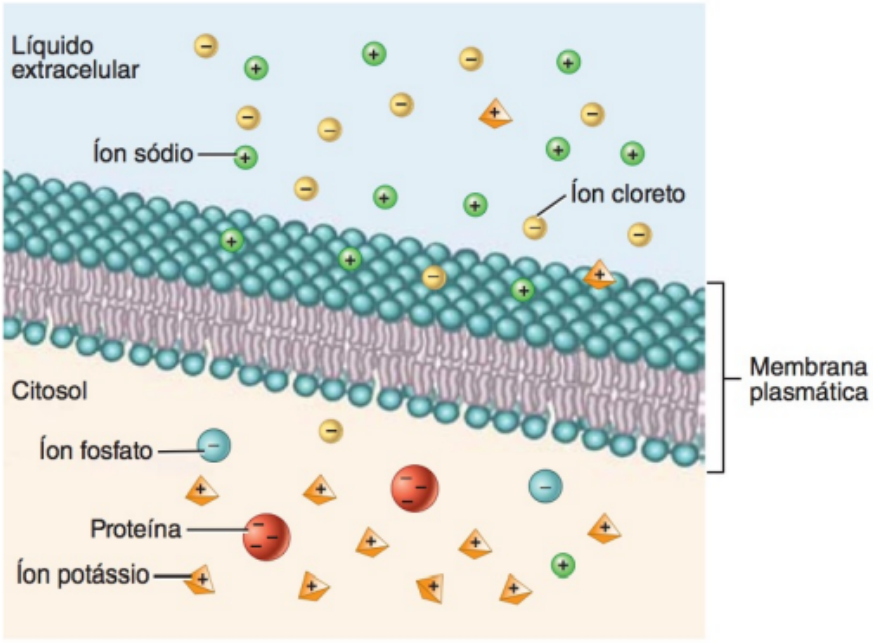
Fonte: Adaptado de PUCRS (s.d.).

2.1.1 Potencial de Ação

No organismo, muitos solutos estão presentes na forma de íons e, por isso, possuem carga elétrica. Entre eles, o potássio (K^+) é o principal cátion dentro das células, enquanto o sódio (Na^+) predomina no líquido extracelular (Figura 5). Entre os ânions, observa-se que o cloreto (Cl^-) acompanha o Na^+ no meio extracelular,

enquanto fosfatos e proteínas carregadas negativamente são os principais no meio intracelular (Silverthorn, 2017).

Figura 5 – Membrana celular e distribuição dos íons.



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

.

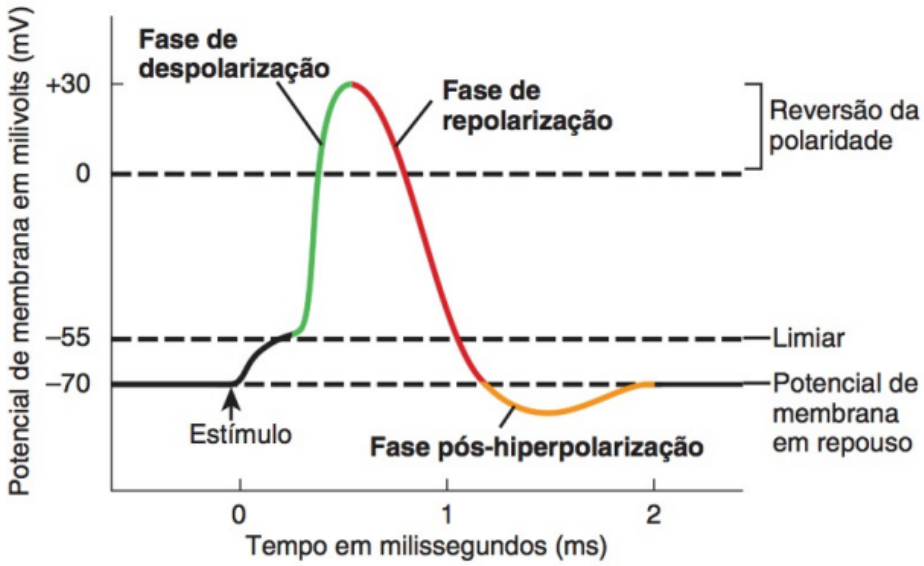
Embora o corpo, no geral, seja eletricamente neutro, a distribuição desigual desses íons entre o líquido intracelular (LIC) e o líquido extracelular (LEC) cria um certo desbalanço elétrico através da membrana plasmática. As células no LIC apresentam carga líquida negativa por conta de ânions que não têm contrapartida em cátions, enquanto o LEC tende a ser relativamente mais positivo. Esse gradiente é favorecido pela maior permeabilidade da membrana ao K^+ em relação a outros íons (Hall, 2021).

Quando um estímulo forte o bastante atinge a membrana, como durante uma contração muscular, por exemplo, inicia-se um potencial de ação (PA) (Figura 6), também chamado de impulso nervoso. Esse evento marca o começo da transmissão sináptica, permitindo que informações sejam conduzidas ao longo das fibras nervosas. A eficiência desse processo depende da capacidade das células excitáveis de gerar e propagar sinais elétricos rápidos em resposta a estímulos externos (Silverthorn, 2017).

A base desse mecanismo é o potencial de repouso da membrana, que surge do fluxo passivo de íons por canais de vazamento e do controle dos canais dependentes de voltagem. A combinação entre os gradientes de concentração e a permeabilidade de K^+, Na^+ e Cl^- estabelece o potencial de repouso, que geralmente fica em torno de -70 a -75 mV nos neurônios (Silverthorn, 2017; Hall, 2021; Kandel, 2014).

Em repouso, o potencial de membrana fica por volta de –70 mV. Esse valor é mantido principalmente pela maior permeabilidade da membrana ao potássio (K^+) e pela ação contínua da bomba de sódio e potássio (Na^+/K^+-ATPase), que conserva os

Figura 6 – Potencial de ação.



Fonte: Tortora e Derrickson (2016).

.

gradientes iônicos entre dentro e fora da célula. Quando um estímulo intenso eleva o potencial até o limiar, perto de –55 mV, acontece a abertura rápida dos canais de sódio (Na^+) dependentes de tensão. O influxo de Na^+ desencadeia a fase de despolarização, caracterizada pela reversão temporária da polaridade da membrana e pelo alcance de valores positivos próximos a +30 mV (Kandel, 2014).

Depois, inicia-se a fase de repolarização. Nesse momento, os canais de sódio já estão inativados, enquanto os canais de K^+ se abrem, permitindo a saída de K^+. Esse processo traz o potencial de volta a valores negativos, perto do repouso. Como os canais de K^+ permanecem abertos por alguns milissegundos a mais, a membrana fica mais negativa que o normal, fenômeno chamado de pós-hiperpolarização. O equilíbrio só é recuperado depois do fechamento desses canais e da atuação constante da Na^+/K^+-ATPase (Silverthorn, 2017; Hall, 2021).

O potencial de ação também apresenta os períodos refratários. O período refratário absoluto ocorre durante a despolarização e parte da repolarização, quando não é possível gerar outro potencial por causa da inativação dos canais de Na^+. Já o período refratário relativo acontece na fase de pós-hiperpolarização, quando até é possível disparar um novo potencial, mas apenas se o estímulo for mais forte. Esses mecanismos garantem a propagação em apenas um sentido e controlam a frequência de disparos, aspectos essenciais para a transmissão organizada da informação no sistema nervoso (Kandel, 2014).

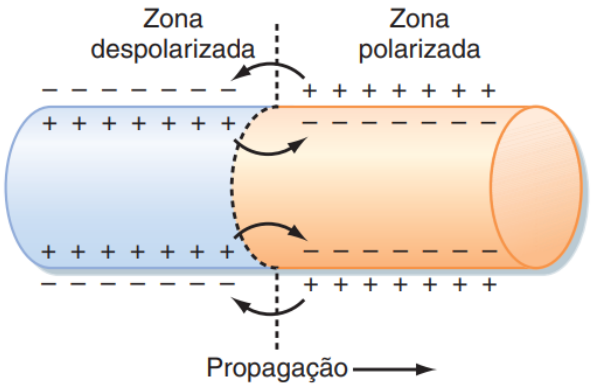
Esse fenômeno foi investigado em detalhe no axônio gigante da lula, que possibilitou as primeiras medições diretas do potencial de membrana. A relação entre o diâmetro do axônio e a velocidade de condução fica bem evidente nesses axônios

gigantes. Com até 1 mm de diâmetro, eles permitem alta velocidade de propagação e facilitam a inserção de eletrodos, tornando-se um modelo experimental clássico em neurofisiologia. Mesmo que as concentrações absolutas de íons variem entre espécies, os princípios gerais de distribuição e funcionamento continuam consistentes (Kandel, 2014; Silverthorn, 2017).

A propagação do potencial de ação ocorre como uma onda que se move ao longo da fibra nervosa. A partir do ponto estimulado, regiões vizinhas da membrana vão se despolarizando em sequência, permitindo que o sinal percorra grandes distâncias sem perder intensidade. No sistema nervoso, esse processo normalmente começa no segmento inicial do axônio e segue em direção à extremidade. Graças a essa dinâmica e aos períodos refratários, o potencial de ação se desloca em apenas um sentido, garantindo uma condução organizada e uma frequência de disparo própria de cada fibra (Silverthorn, 2017).

Uma característica importante dos potenciais de ação é sua capacidade de percorrer longas distâncias, muitas vezes maiores que um metro, sem perda de energia, em um processo chamado condução. O potencial que chega ao terminal axonal é o mesmo que se iniciou no segmento inicial do axônio (zona de gatilho ou zona de disparo). Isso acontece porque a despolarização de um segmento do axônio gera correntes locais que se espalham pelo citoplasma e retornam pelo meio extracelular. Parte desse fluxo se dissipa no meio extracelular (Figura 7), mas a presença de muitos canais de Na^+ dependentes de voltagem ao longo da membrana garante a regeneração sucessiva do potencial, impedindo a dissipação e preservando a amplitude durante toda a condução (Silverthorn, 2017).

Figura 7 – Propagação do potencial de ação na membrana.

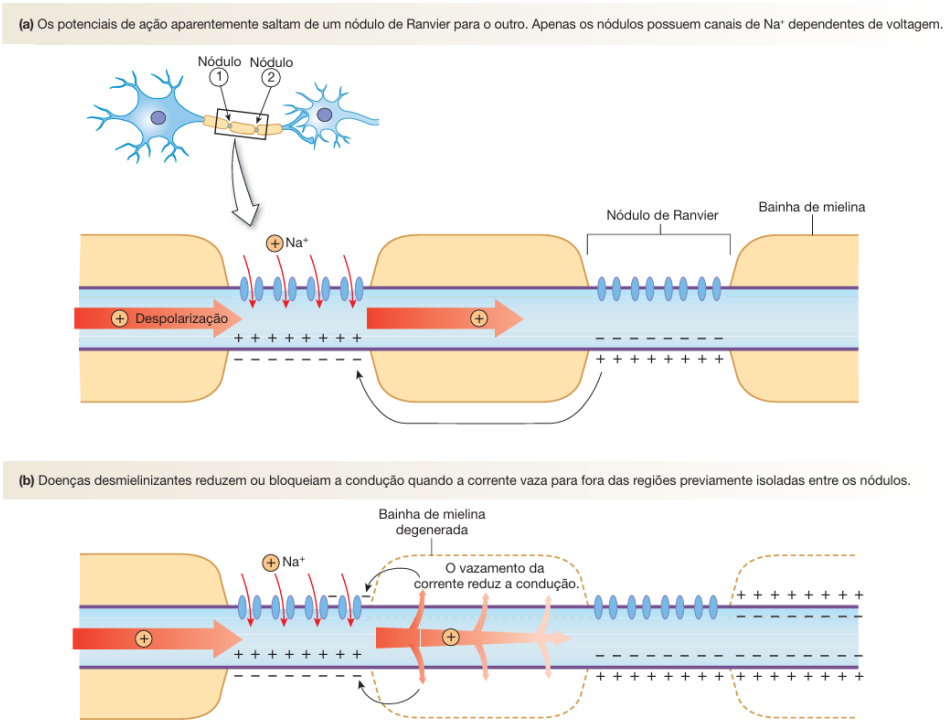


Fonte: Koeppen e Stanton (2009).

A velocidade de condução do potencial de ação depende principalmente do diâmetro do axônio e da presença de mielina. Nos axônios não mielinizados, toda a membrana fica em contato com o meio extracelular, o que permite maior vazamento de corrente e exige a abertura sequencial de canais iônicos ao longo de toda a fibra.

Já nos axônios mielinizados, a bainha de mielina funciona como isolante, restringindo a condução elétrica aos nódulos de Ranvier (Figura 8), onde existe alta densidade de canais de Na^+. Esse mecanismo, chamado condução saltatória, faz com que o potencial de ação "salte" de nó em nó, aumentando muito a velocidade de propagação. Assim, um axônio mielinizado de pequeno diâmetro pode conduzir tão rápido quanto um axônio gigante não mielinizado, o que torna a mielinização uma estratégia eficiente para a condução nervosa rápida (Silverthorn, 2017).

Figura 8 – Condução saltatória: (a) Condução saltatória em fibras mielinizadas. (b) Redução ou bloqueio da condução em doenças desmielinizantes devido ao vazamento de corrente.



Fonte: Silverthorn (2017).

.

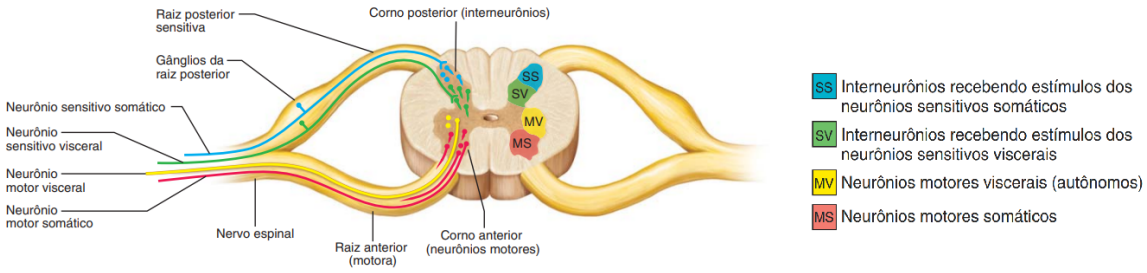
2.1.2 Nervos Periféricos

Antes da realização do NCS, é imprescindível revisar os fundamentos da fisiologia do sistema nervoso. Compreender como os axônios geram e propagam potenciais de ação oferece o arcabouço necessário para interpretar, com rigor, os registros eletrofisiológicos. Do mesmo modo, a análise confiável dos resultados depende do conhecimento anatômico preciso dos músculos esqueléticos e dos trajetos dos nervos periféricos, condição indispensável para o correto posicionamento dos eletrodos e para a reprodutibilidade das medidas (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022; Kimura, 2013).

A substância cinzenta da medula espinal (Figura 9) apresenta uma organização que reflete diretamente sua função. Nos cornos posteriores, encontram-se

interneurônios responsáveis por receber informações dos neurônios sensitivos, cujos corpos celulares ficam localizados nos gânglios da raiz dorsal e chegam à medula pelas raízes posteriores. Já os cornos anteriores e laterais abrigam os corpos celulares dos neurônios motores, que enviam seus axônios pelas raízes anteriores para alcançar músculos e glândulas. Embora em menor número, também existem interneurônios nos cornos anteriores. O tamanho dos cornos anteriores varia conforme o segmento da medula: nas regiões cervical e lombar, eles são maiores, pois inervam os membros superiores e inferiores, formando as chamadas intumescências cervical e lombar. De forma geral, a substância cinzenta pode ser dividida em quatro zonas funcionais: região sensitiva somática (SS), região sensitiva visceral (SV), região motora visceral (MV) e região motora somática (MS), que correspondem às divisões funcionais do sistema nervoso periférico (Marieb; Wilhelm; Mallatt, 2014).

Figura 9 – Corte transversal através da medula espinal.



Fonte: Adaptado de Marieb, Wilhelm e Mallatt (2014).

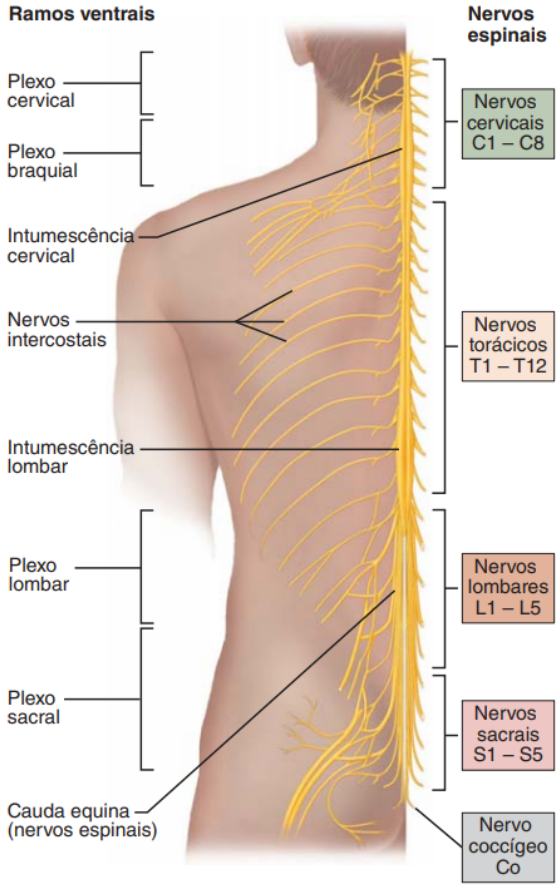
.

Trinta e um pares de nervos espinais (Figura 10), cada um contendo milhares de fibras nervosas, se conectam à medula espinal. Esses nervos recebem seus nomes de acordo com sua saída na coluna vertebral. Existem oito pares de nervos cervicais (C1-C8), doze pares de nervos torácicos (T1-T12), cinco pares de nervos lombares (L1-L5), cinco pares de nervos sacrais (S1-S5) e um par de nervos coccígeos. Abaixo da região cervical, cada nervo espinal sai em uma posição inferior à vértebra de mesmo número. Cada nervo espinal possui ramos longos que se destinam à maior parte do corpo inferior à cabeça (Marieb; Wilhelm; Mallatt, 2014).

O plexo braquial (Figura 11) é uma rede complexa formada principalmente pela junção dos ramos dos nervos espinhais C5 a C8 e a maior parte do nervo T1. No entanto, é importante ressaltar que ele pode ter pequenas contribuições adicionais dos nervos C4 ou T2, o que demonstra a individualidade e as pequenas variações anatômicas de cada corpo. Essa interconexão intrincada de nervos é crucial para a função e a sensibilidade dos nossos braços e mãos (Marieb; Wilhelm; Mallatt, 2014).

O nervo mediano (Figura 11) percorre a face anterior do braço e do antebraço, situando-se entre o rádio e a ulna, e alcança o punho, onde se distribui para a palma

Figura 10 – Vista Posterior Nervos espinais.

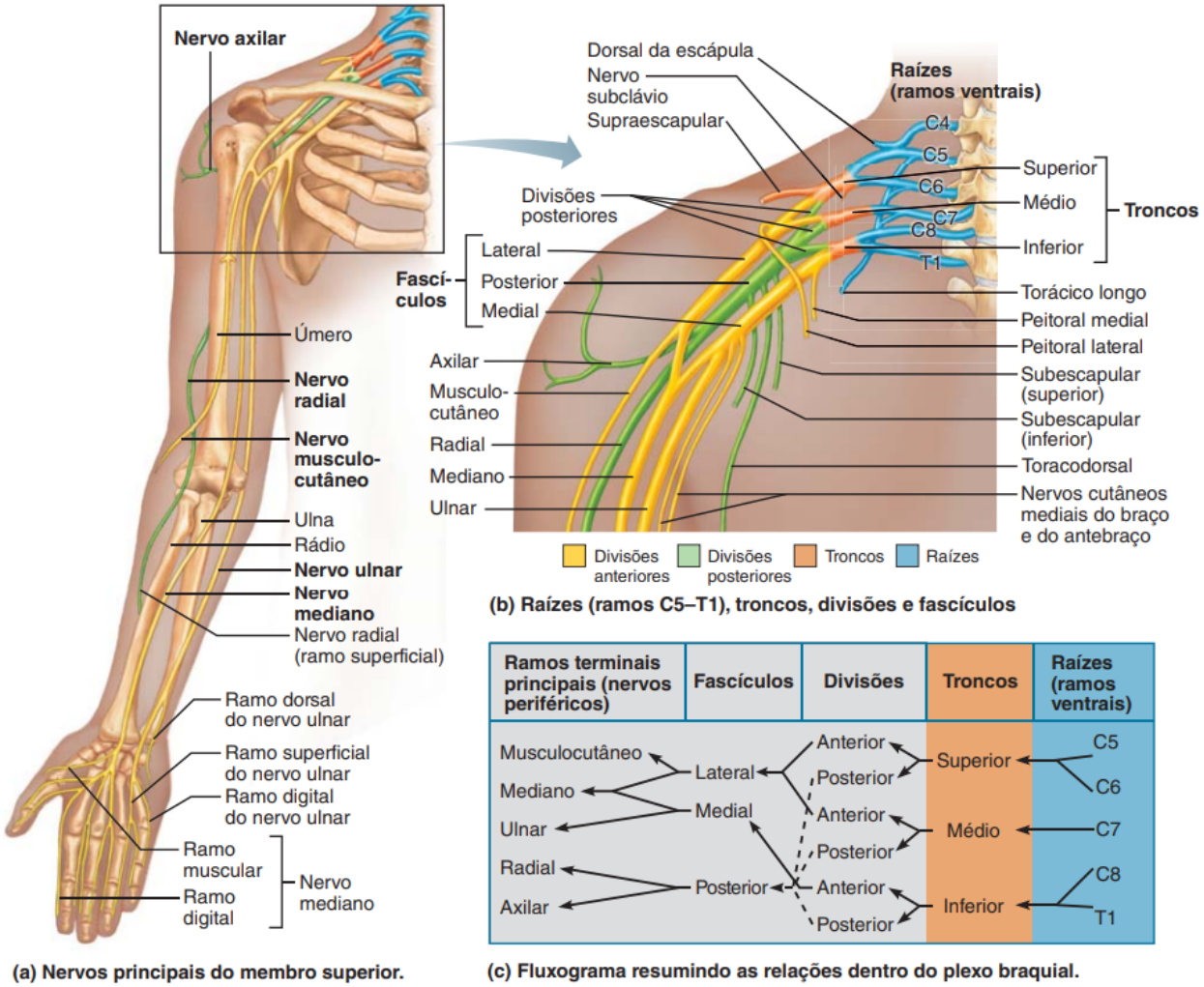


Fonte: Marieb, Wilhelm e Mallatt (2014).

.

da mão e para os dedos. Neste trabalho, o nervo mediano foi selecionado como objeto de estudo do estudo piloto de condução nervosa, servindo como nervo de referência para a avaliação do sistema desenvolvido.

Figura 11 – Vista anterior do plexo braquial



Fonte: Marieb, Wilhelm e Mallatt (2014).

2.2 ESTUDO DA CONDUÇÃO NERVOSA

Os primeiros registros da condução nervosa surgiram no início do século XX, quando se demonstrou ser possível medir a velocidade de condução motora e registrar reflexos em humanos. Nas décadas seguintes, o método passou a ser aplicado em neuropatias periféricas e foram estabelecidos cálculos sistemáticos de velocidade de condução, consolidando a técnica. A partir de meados do século XX, ficou evidente sua utilidade clínica, permitindo identificar atrasos de condução em síndromes compressivas e diferenciar neuropatias desmielinizantes das axonais. O desenvolvimento das técnicas de registro sensorial completou a base do NCS moderno, hoje essencial no diagnóstico eletrofisiológico de neuropatias (Misra; Kalita, 2019).

Os NCS são testes aplicados aos nervos periféricos, nos quais se avaliam as velocidades de condução motora (MCV) e sensorial (SCV), bem como a amplitude, a morfologia, a simetria e a existência de respostas à estimulação elétrica, como o potencial de ação muscular composto (CMAP) e o potencial de ação sensorial (SNAP). Além disso, a neurografia auxilia na identificação de respostas tardias, caracterizadas por latências que variam de acordo com a localização e a intensidade da estimulação, informações úteis para a avaliação de segmentos adjacentes do nervo (Bischoff, 2002).

2.2.1 Eletroestimulação

Os nervos periféricos podem ser facilmente estimulados com um pulso elétrico breve aplicado na pele. Nos membros superiores, os nervos mediano, ulnar e radial são alguns dos presentes, enquanto nos membros inferiores, possuem os nervos fibular (peroneal), tibial e sural. A escolha dos nervos para estudo depende dos sintomas do paciente e do diagnóstico diferencial. Estudos podem ser realizados em nervos motores, sensoriais ou mistos, registrando os sinais em um músculo distal, nervo sensorial cutâneo ou nervo misto, respectivamente. Esses estudos fornecem informações complementares e detalhadas sobre padrões de anormalidades, dependendo da patologia subjacente (Preston; Shapiro, 2020).

A estimulação elétrica aplicada à pele ou próxima aos nervos provoca a despolarização. A eficácia do estímulo e o conforto do paciente dependem da forma, da intensidade e da duração do pulso, aqui denotados por V_{stim}, I_{stim} e t_{pulso} , os quais podem, em geral, ser ajustados entre 50 V a 500 V ou 5 mA a 50 mA, com t_{pulso} entre 0,1 ms a 1,0 ms, considerando Z_{eq} = 10 kΩ (Impedância da Pele). Os estimuladores clínicos devem permitir a alteração precisa desses parâmetros, especialmente em protocolos com múltiplos estímulos. Para assegurar a segurança e a qualidade na captação dos sinais, os circuitos de estimulação devem ser isolados dos sistemas de aquisição, por acoplamento óptico ou técnicas magnéticas, a fim de prevenir interferências e riscos (Kimura, 2013).

2.2.2 Registro dos Sinais

No NCS, os filtros são essenciais para registrar os potenciais de forma fidedigna, reduzindo ruídos elétricos de baixa e alta frequência. O filtro de baixa frequência (passa-alta) remove oscilações lentas e o de alta frequência (passa-baixa) atenua interferências rápidas, permitindo a visualização adequada do sinal (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

Alguns fatores técnicos podem interferir na qualidade do registro. Um exemplo é o artefato de estímulo, resposta elétrica gerada diretamente pelo estimulador e presente em todos os exames, mas que se torna relevante quando sua borda final se sobrepõe ao potencial de interesse; essa interferência pode ser minimizada posicionando o eletrodo de terra entre os eletrodos de estimulação e de registro. Outro aspecto fundamental é o uso de filtros, que têm a função de reproduzir o sinal neural desejado ao mesmo tempo em que reduzem ruídos de baixa e alta frequência, melhorando a relação sinal-ruído e, consequentemente, a clareza e a precisão do potencial registrado. Além disso, o posicionamento adequado dos eletrodos é essencial, pois a colocação incorreta pode comprometer de forma significativa a acurácia dos resultados, sendo um dos cuidados mais críticos na execução de estudos eletrodiagnósticos (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

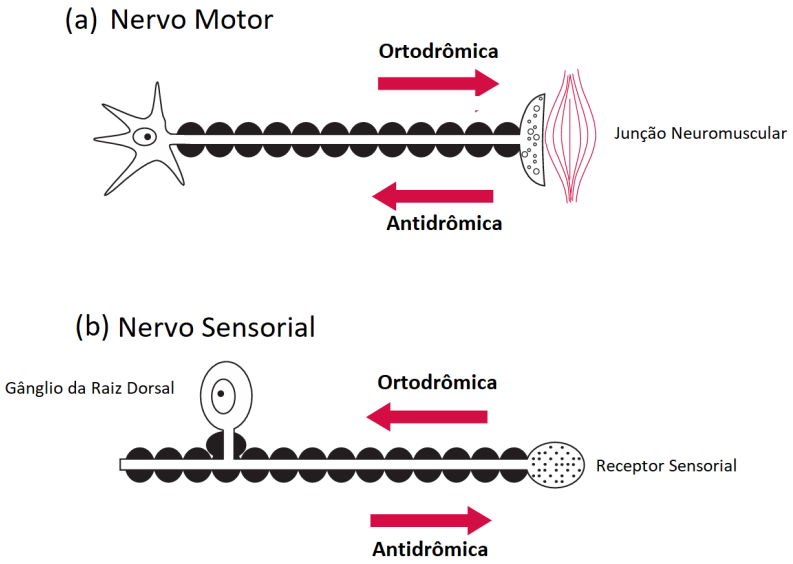
As respostas motoras tipicamente estão na faixa de vários milivolts (mV), ao contrário das respostas sensoriais e de nervos mistos, que estão na faixa de microvolts (µV). Assim, as respostas motoras são menos afetadas por ruído elétrico e outros fatores técnicos. Para estudos de condução motora, o ganho geralmente é ajustado para 2–5 mV por divisão. Em contraste com os estudos de condução motora, nos quais o CMAP reflete a condução ao longo do nervo motor, da junção neuromuscular (NMJ) e das fibras musculares, nos estudos de condução sensorial, apenas as fibras nervosas são avaliadas. Como a maioria das respostas sensoriais são muito pequenas (geralmente na faixa de 1–50 µV), os fatores técnicos e o ruído elétrico assumem maior importância. Para estudos de condução sensorial, o ganho geralmente é ajustado para 10–20 µV por divisão (Preston; Shapiro, 2020).

Avaliações neurofisiológicas dos nervos das mãos são frequentemente realizadas em centros de eletrodiagnóstico, sendo um dos estudos de condução nervosa mais simples. Após a configuração do equipamento e o preparo do paciente, gravações antidrômicas ou ortodrômicas adequadas podem ser realizadas em poucos minutos (Valls-Sole; Leote; Pereira, 2016).

Os nervos apresentam uma direção fisiológica de condução. No caso dos nervos motores, essa condução parte da medula espinhal, enquanto nos nervos sensitivos ocorre em direção a ela. Quando um nervo é estimulado eletricamente em qualquer ponto do seu trajeto, ondas de despolarização se propagam em ambas as direções a partir do local do estímulo. Esse fenômeno permite que a condução seja registrada

no sentido fisiológico, chamado ortodrômico, ou no sentido contrário, denominado antidrômico demostrado na Figura 12. Em ambas as situações, os potenciais de ação dos nervos motores e sensitivos podem ser captados por meio de eletrodos de superfície, desde que o nervo esteja suficientemente superficial. Na prática clínica, entretanto, é mais comum e tecnicamente mais viável avaliar os nervos motores registrando a atividade elétrica diretamente nos músculos por eles inervados (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

Figura 12 – Representação esquemática da condução nervosa. (a) Condução motora ortodrômica e antidrômica; (b) Condução sensorial ortodrômica e antidrômica.



Fonte: Adaptado de Lyn D Weiss, Jay M Weiss e Silver (2022).

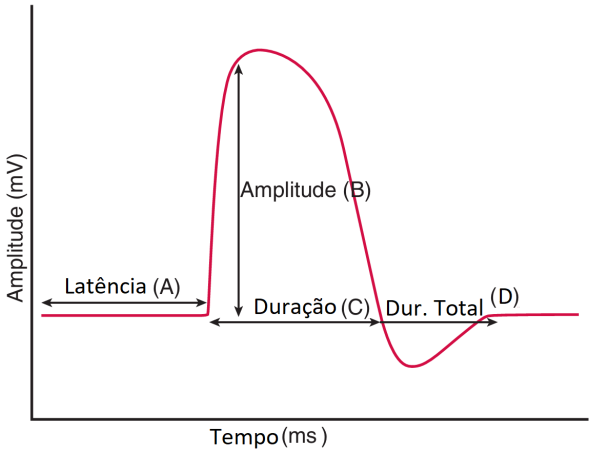
2.2.3 Características do Sinal para o NCS

No NCS, a análise do potencial evocado permite observar diferentes características do sinal que ajudam a entender como as fibras nervosas estão funcionando. Esses parâmetros fornecem informações importantes sobre a integridade do nervo e, quando analisados em conjunto, oferecem uma visão mais completa do seu estado funcional. Na Figura 13, são demonstrados algumas das métricas utilizadas para avaliar o potencial de ação evocado.

2.2.3.1 Latência

Conforme ilustrado na Figura 13 (A), a latência corresponde ao intervalo entre a aplicação do estímulo elétrico em um nervo e o início do potencial registrado no eletrodo de captação. Esse parâmetro representa, de forma objetiva, o tempo

Figura 13 – Parâmetros principais do potencial de ação evocado: (A) latência, tempo entre o estímulo e o início da resposta; (B) amplitude, medida do pico negativo até a linha de base; (C) duração negativa, intervalo entre o início do potencial e o primeiro retorno à linha de base; (D) duração total, intervalo até o retorno final à linha de base. A área, não indicada diretamente na figura, corresponde à integral da curva ao longo do tempo.



Fonte: Adaptado de Lyn D Weiss, Jay M Weiss e Silver (2022).

necessário para que o impulso nervoso percorra a distância entre o ponto de estimulação e o local de registro (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

2.2.3.2 Amplitude

Na Figura 13 (B), observa-se a amplitude do potencial muscular composto (CMAP), que reflete a soma das respostas das fibras musculares ativadas pelos axônios. Esse parâmetro depende da integridade dos axônios, da quantidade de fibras recrutadas e da sincronia entre elas. Quando há diferença de velocidade de condução, ocorre dispersão temporal, resultando em respostas mais longas e de menor amplitude. Nessas situações, a área sob a curva oferece uma medida mais confiável do número de fibras envolvidas (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

2.2.3.3 Duração

A Figura 13 apresenta ainda duas medidas relacionadas à duração do CMAP: a duração negativa (C), definida como o intervalo entre o início do potencial e o primeiro cruzamento da linha de base após o pico negativo; e a duração total (D), correspondente ao intervalo entre o início do sinal e seu retorno final à linha de base após o último pico positivo (Stålberg et al., 2019).

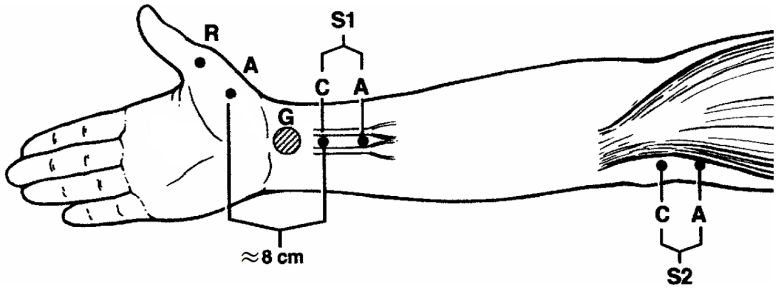
2.2.3.4 Área

Embora não esteja indicada diretamente na Figura 13, a área do potencial de ação corresponde à soma da atividade elétrica registrada ao longo do tempo em que o sinal permanece afastado da linha de base. Em termos práticos, esse valor é obtido pela integração da amplitude do potencial durante toda a sua duração, sendo expresso em milivolt-milissegundos (mV · ms). Quanto maior a área, maior é a contribuição das fibras que participam da resposta evocada. Dessa forma, a análise desse parâmetro fornece uma visão mais completa do comportamento do nervo, servindo como complemento às medidas tradicionais de amplitude e latência (Stålberg et al., 2019).

2.2.3.5 Velocidade de Condução

A Velocidade de Condução Nervosa *VCN* representa a rapidez com que o nervo propaga um potencial de ação. Em nervos sensitivos, como não há junção neuromuscular, ela pode ser obtida diretamente pela razão entre a distância percorrida (mm) e o tempo decorrido (ms). Já nos nervos motores, devido à presença da junção neuromuscular, a medida direta não é possível. Nesse caso, a velocidade é estimada a partir da diferença entre duas distâncias de estimulação (proximal e distal) dividida pela diferença entre as latências registradas no mesmo músculo (como mostrado na Figura 14, onde S1 e S2 são os pontos distal e proximal, respectivamente) (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

Figura 14 – Exemplo de medição da velocidade de condução do nervo mediano.



Fonte: Adaptado de Kumbhare, Lawrence Robinson e Buschbacher (2015).

A *VCN* é calculada a partir da relação entre a distância percorrida pelo impulso elétrico e o tempo necessário para esse deslocamento. Para isso, o nervo é estimulado em dois pontos diferentes: o ponto distal (S1) e o ponto proximal (S2).

Quando estimulamos em S1, obtemos a chamada latência distal (t_d), que corresponde ao intervalo de tempo entre a aplicação do estímulo e o início do CMAP. Já a estimulação em S2 fornece a latência proximal (t_p). A diferença entre essas duas

latências $(\Delta t = t_p - t_d)$ representa o tempo gasto para o potencial de ação percorrer o segmento de nervo entre S1 e S2, cuja distância linear é conhecida (Δd).

Assim, a *VCN* é obtida pela seguinte equação:

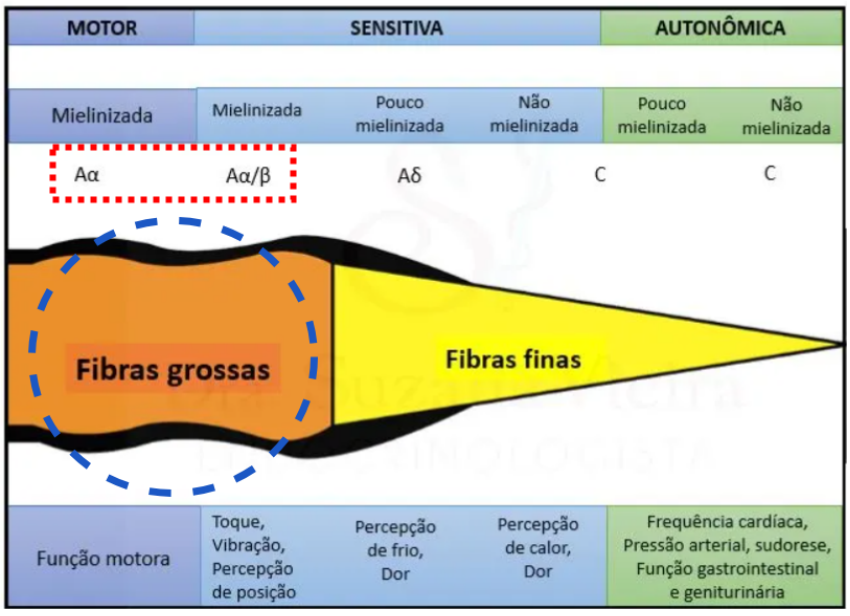
$$VCN = \frac{\Delta d}{\Delta t} = \frac{d_{S2} - d_{S1}}{t_p - t_d} \tag{1}$$

Na Equação (1), *VCN* representa a velocidade de condução nervosa, expressa em metros por segundo (m/s). O termo $\Delta d = d_{S2} - d_{S1}$ corresponde à distância entre os pontos de estimulação proximal (S2) e distal (S1), medida em milímetros ou centímetros. Já $\Delta t = t_p - t_d$ indica a diferença entre as latências proximal (t_p) e distal (t_d), sendo essa grandeza expressa em milissegundos (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022; Kumbhare; Robinson, L.; Buschbacher, 2015).

2.2.4 Fibras Envolvidas

O NCS é amplamente utilizado para a avaliação de fibras nervosas grossas e mielinizadas, responsáveis pela condução rápida de impulsos motores, bem como de modalidades sensitivas como tato fino, vibração e propriocepção. A Figura 15 apresenta as fibras que podem ser avaliadas por meio dessa técnica. Entretanto, o NCS não é adequado para a avaliação das fibras finas, como as fibras Aδ e C, que estão relacionadas à percepção de dor e temperatura (Verdugo et al., 2022).

Figura 15 – Fibras nervosas periféricas e suas funcionalidades.



Fonte: Adaptado de Vieira (2023).

Na Tabela apresentada no Apêndice A, encontram-se as velocidades de condução das diferentes fibras nervosas, organizadas de acordo com seu diâmetro e

função fisiológica. Os valores de referência utilizados seguem o que está descrito em Pocock, Christopher D Richards e David A Richards (2018).

Em Tavee (2019) é destacado que o NCS constitui uma ferramenta para a avaliação do sistema nervoso periférico, fornecendo informações objetivas sobre as fibras nervosas mielinizadas. O SNAP permite analisar o funcionamento das fibras aferentes de grosso calibre desde os receptores distais até os gânglios da raiz dorsal, enquanto o CMAP reflete a atividade das fibras motoras mielinizadas, desde o corno anterior da medula espinhal até as fibras musculares inervadas.

2.2.5 Estímulo Supramáximo

Para que os valores obtidos em um NCS sejam considerados confiáveis, o estímulo aplicado deve ser supramáximo. Convencionalmente, define-se o estímulo supramáximo como aquele que corresponde a cerca de 20 a 30% acima do estímulo máximo. O estímulo máximo, por sua vez, é identificado quando o potencial de ação registrado deixa de apresentar aumento na amplitude, mesmo com incrementos graduais da intensidade do pulso. Adicionalmente, alguns autores descrevem que o estímulo supramáximo pode ser definido quando as amplitudes do CMAP apresentam variação inferior a 10% em três estímulos sucessivos de intensidades crescentes (Kimura, 2013; Gupta; Singh, Ramji, 2022; Kong et al., 2006). Assim, a aplicação do estímulo supramáximo assegura a ativação de praticamente todas as fibras nervosas envolvidas na resposta.

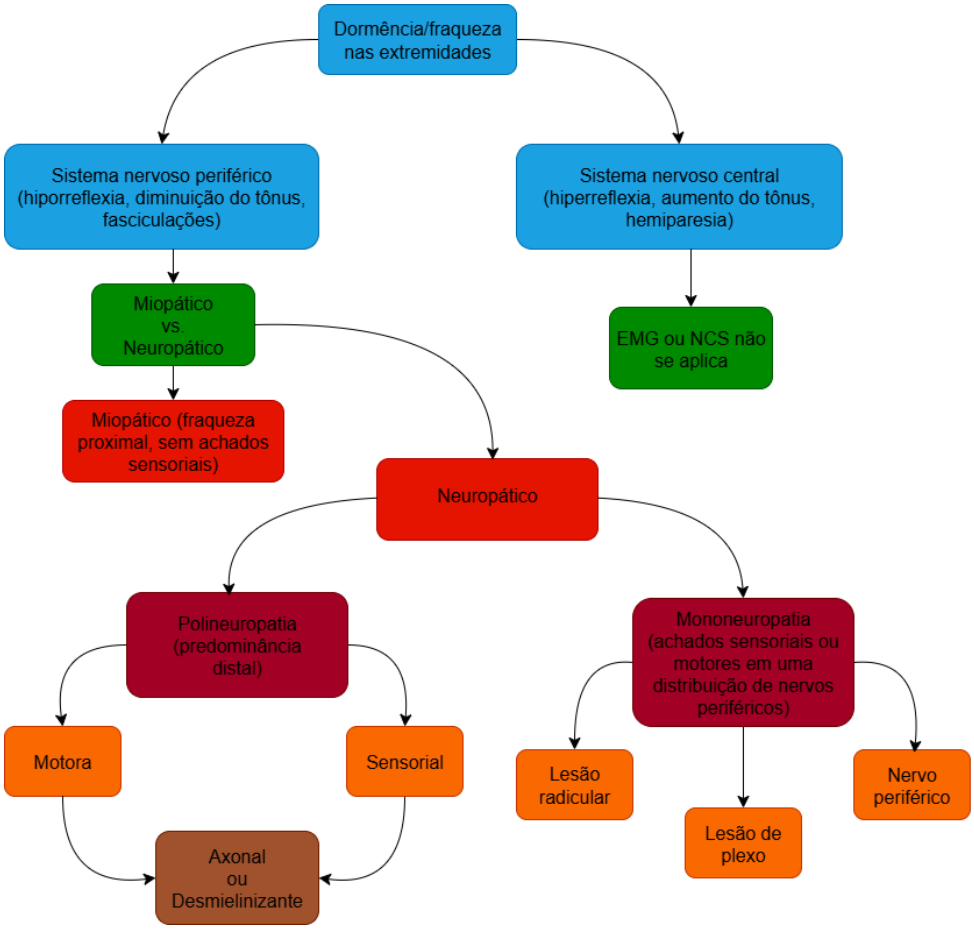
2.2.6 Triagem do Tipo de Complicação

O estudo eletrodiagnóstico atua, assim, como uma extensão da avaliação clínica, fornecendo medidas objetivas da função neuromuscular (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022). Elabora-se a hipótese diagnóstica que orientará a escolha dos nervos e músculos a serem testados. Algumas questões podem direcionar essa decisão são descritas na Figura 16.

De acordo com Lyn D Weiss, Jay M Weiss e Silver (2022), a avaliação inicial do paciente com queixas de dormência ou fraqueza nas extremidades deve começar diferenciando se o comprometimento é do sistema nervoso central ou do periférico. Quando há acometimento central, os achados clínicos mais típicos são hiperreflexia (resposta reflexa exagerada e involuntária a estímulos), aumento de tônus e hemiparesia (fraqueza muscular). Nessas situações, exames eletrofisiológicos como o estudo de condução nervosa NCS ou EMG acabam não sendo aplicáveis, pois o problema não envolve diretamente os nervos periféricos.

Já nos casos de comprometimento periférico, em que se observam sinais como hiporreflexia, diminuição do tônus muscular e até presença de fasciculações, é importante distinguir entre causas miopáticas e neuropáticas. As miopatias, em

Figura 16 – Algoritmo para planejamento do exame eletrodiagnóstico.



Fonte: Adaptado de Lyn D Weiss, Jay M Weiss e Silver (2022).

.

geral, se caracterizam por fraqueza proximal, sem alterações sensoriais, enquanto as neuropatias normalmente mostram achados motores e/ou sensitivos. No grupo neuropático, dois padrões principais são reconhecidos: polineuropatias, geralmente com predomínio distal, e mononeuropatias, em que os déficits ficam restritos a distribuição de um nervo ou grupo de nervos específicos. As polineuropatias podem ser descritas como motoras ou sensoriais e, do ponto de vista eletrofisiológico, classificadas em axonais ou desmielinizantes. Já as mononeuropatias estão mais ligadas a lesões radiculares, lesões de plexo ou ainda a nervos periféricos isolados (Weiss, L. D.; Weiss, J. M.; Silver, 2022).

2.3 FATORES QUE INFLUENCIAM OS RESULTADOS DO NCS

Os resultados não dependem apenas da técnica ou do equipamento utilizado. Eles podem variar de acordo com fatores individuais e condições externas, como a temperatura da pele, a altura, o gênero e o índice de massa corporal. Deve-se levar esses aspectos em conta para interpretar os achados de forma correta e confiável.

2.3.1 Temperatura da Pele

Estudos indicam que valores entre 32 °C e 33 °C são ideais para a realização de estudos de condução nervosa (Gavanozi et al., 2020). A temperatura da pele exerce influência direta sobre os parâmetros obtidos nesses exames.

Halar, DeLisa e Soine (1983) demonstraram que, a cada grau Celsius de redução da temperatura cutânea no antebraço, a velocidade de condução do nervo mediano motor e sensitivo diminui em média 1,5 e 1,4 m/s, respectivamente, enquanto a latência distal aumenta cerca de 0,2 ms. Resultados semelhantes foram observados no nervo ulnar, em que a velocidade de condução motora e sensitiva reduziu 2,1 e 1,6 m/s por grau Celsius, acompanhada de aumento de aproximadamente 0,2 ms na latência distal.

Além disso, Notermans et al. (1994) verificaram que o aquecimento das extremidades aumenta a velocidade de condução e reduz a latência e a amplitude dos potenciais compostos, destacando que o controle direto da temperatura da pele é mais confiável do que a aplicação de fórmulas de correção.

De forma complementar, Lee et al. (1997) sugerem a manutenção de faixas ideais de temperatura cutânea, ressaltando que temperaturas mais baixas reduzem a velocidade de condução e aumentam a amplitude dos potenciais de ação.

2.3.2 Altura

A altura do indivíduo pode influenciar nos resultados dos estudos de condução nervosa, principalmente em nervos mais longos dos membros inferiores. Em estudo com 41 voluntários saudáveis, Soudmand, Ward e Swift (1982) observaram que havia uma correlação inversa entre estatura e a velocidade de condução nos nervos peroneal e sural, além de também com o comprimento axonal estimado. Já nos nervos medianos e sensitivos, essa relação não ficou evidente. De forma parecida, Campbell Jr, Ward e Swift (1981) analisaram 40 indivíduos normais e verificaram que a velocidade de condução nos nervos peroneal e sural diminuía conforme aumentava a altura ($p < 0{,}001$), sendo responsável por quase metade da variabilidade encontrada entre os sujeitos. Os autores destacam ainda que esse efeito não se deve à temperatura da pele, mas possivelmente a alterações estruturais, como afinamentos dos axônios em pessoas mais altas.

2.3.3 Gênero

A influência do gênero sobre os parâmetros de condução nervosa ainda é tema de debate, visto que diferentes estudos reportam resultados distintos. Enquanto Waghmare, Waghmare e Ambad (2025) observaram que homens apresentam maiores velocidades de condução, latências mais curtas e amplitudes superiores nos

nervos do membro superior, outras investigações sugerem resultados opostos. Por exemplo, Lawrence R. Robinson et al. (1993) demonstraram que mulheres exibem velocidades de condução mais rápidas em diversos nervos e amplitudes sensoriais significativamente maiores, mesmo após ajustes para altura. De forma semelhante, Hennessey et al. (1994) relataram amplitudes sensoriais mais elevadas em mulheres nos nervos medianos, ulnar e radial, independentemente do comprimento do braço. Essas divergências podem estar relacionadas a fatores metodológicos, como o uso ou não de correção pela estatura, diferenças na amostra avaliada, variabilidade da temperatura cutânea e ainda aspectos fisiológicos.

2.3.4 Índice de Massa Corporal

Em Rami (2012), percebe-se que o índice de massa corporal pode influenciar a condução nervosa motora, principalmente pelo prolongamento da latência motora distal no nervo mediano. A velocidade de condução mostrou apenas uma tendência de redução, sem atingir significância estatística na maioria dos nervos, enquanto a amplitude apresentou uma discreta queda em indivíduos com índice de massa corporal mais elevado, sobretudo nos nervos sensitivos, mas sem relevância clínica marcante. Esses resultados indicam que o índice de massa corporal deve ser levado em conta na interpretação dos exames, evitando diagnósticos incorretos de neuropatia em pessoas com sobrepeso ou obesidade.

Complementando essa visão, o estudo de Yadav et al. (2016) analisou indivíduos obesos não diabéticos e encontrou alterações mais evidentes. Houve redução significativa das amplitudes dos potenciais de ação musculares e sensitivos, além de prolongamento de suas durações nos nervos mediano, tibial e sural. Por outro lado, as latências de início e as velocidades de condução não mostraram diferenças relevantes em comparação aos controles. Esses achados sugerem que a obesidade, mesmo sem a presença de diabetes podem trazer alterações nos resultados do NCS.

2.4 DIABETES MELLITUS

O DM é uma condição metabólica crônica caracterizada pela elevação persistente da glicose no sangue (hiperglicemia). Essa alteração decorre de redução da secreção de insulina pelo pâncreas, de resistência dos tecidos à sua ação ou de ambos. A insulina promove a captação de glicose pelas células e regula a produção hepática de glicose; quando há deficiência absoluta ou relativa desse hormônio ou resistência periférica, esses processos ficam comprometidos e a glicemia permanece elevada. A hiperglicemia sustentada integra os critérios diagnósticos do DM e está na base do desenvolvimento de suas complicações crônicas (IDF, 2025; WHO, 2019).

2.4.1 Definições, Terminologia e Classificação do Diabetes Mellitus

A classificação do DM compreende: DM1, DM2, diabetes mellitus gestacional (DMG) e outros tipos específicos.

O DM1 é uma doença autoimune caracterizada pela destruição imunomediada das células β do pâncreas, resultando em deficiência absoluta de insulina. Sua etiologia exata é desconhecida, mas decorre da interação entre fatores genéticos e ambientais. O DM1 pode surgir em qualquer idade, embora a apresentação clínica seja mais frequente em crianças e adultos jovens. A definição do tipo de diabetes pode ser desafiadora e, em alguns casos, requer testes adicionais para distinguir DM1 de DM2 e de formas monogênicas (IDF, 2025).

O DM2 é a forma mais prevalente da doença, ultrapassando 90% dos casos no mundo. Hoje figura entre as principais causas de carga global de doença e tende a ocupar posição ainda mais elevada nas próximas décadas. Sua base fisiopatológica é a resistência à insulina: as células passam a responder de modo insuficiente ao hormônio, o pâncreas inicialmente compensa elevando a produção, mas, com o tempo, a secreção torna-se inadequada pela falência progressiva das células β. A apresentação clínica costuma ser menos dramática que no DM1 e, muitas vezes, assintomática, o que dificulta datar o início e leva a atraso diagnóstico; em determinado momento, de um terço a metade das pessoas pode estar sem diagnóstico, e não raramente a detecção ocorre já na presença de complicações (IDF, 2025).

As causas do DM2 não são completamente compreendidas, mas há forte associação com excesso de peso, envelhecimento, fatores étnicos e histórico familiar, refletindo predisposição multigênica somada a estímulos ambientais. O manejo tem como alicerce mudanças sustentadas no estilo de vida, alimentação saudável, atividade física regular, cessação do tabagismo e manutenção do peso, quando insuficientes para o controle glicêmico, introduz-se tratamento farmacológico, tipicamente com metformina como primeira linha; podem ser necessários esquemas combinados e, em alguns casos, insulina. Para além da glicose, é crucial controlar pressão arterial e colesterol e realizar rastreamento periódico de complicações iniciais (doença renal, retinopatia, neuropatia, doença arterial periférica e úlceras nos pés). Em escala global, a prevalência é alta e ascendente, impulsionada por envelhecimento populacional, urbanização e maior exposição a fatores de risco (como sedentarismo e padrão alimentar não saudável), com aumento notável em adultos jovens e preocupação crescente na infância e adolescência. Com detecção precoce, tratamento eficaz, educação em diabetes e acompanhamento regular, pessoas com DM2 podem viver por longos períodos com boa qualidade de vida (IDF, 2025).

O DMG é a hiperglicemia identificada pela primeira vez durante a gestação, decorrente de alterações hormonais, em especial as produzidas pela placenta, que reduzem a ação da insulina. Para compensar, o pâncreas aumenta a sua secreção;

quando essa resposta é insuficiente, ocorre hiperglicemia. O controle, na maioria dos casos, é alcançado com alimentação equilibrada e prática regular de atividade física (SBD, 2019).

A tolerância à glicose diminuída (IGT) e a glicemia de jejum alterada (IFG) são estados glicêmicos acima do normal e abaixo do limiar de diabetes ("pré-diabetes"), associados a maior risco de diabetes tipo 2 e de doença cardiovascular, definindo uma população-alvo para intervenções. A progressão para DM2 depende do grau de hiperglicemia e de fatores como idade e excesso de peso (IDF, 2025; WHO, 2019).

A Sociedade Brasileira de Diabetes (SBD), recomenda pontos de corte que melhor predizem a progressão para DM2, apoiadas, entre outras evidências, em estudo realizado na população brasileira (Sato et al., 1989); a Tabela 3 sintetiza esses valores.

Tabela 3 – Critérios para diagnósticos de hiperglicemia.

Categoria	**Especificações**
Normal	Jejum $<$ 100 mg/dL; 2 h TOTG $<$ 140 mg/dL; HbA1c $<$ 5,7%.
Pré-diabetes (hiperglicemia intermediária)	Jejum 100–125 mg/dL. IGT: 2 h TOTG 140–199 mg/dL. HbA1c 5,7–6,4%.
Diabetes mellitus	Jejum $\geq$ 126 mg/dL; 2 h TOTG $\geq$ 200 mg/dL; HbA1c $\geq$ 6,5%; glicemia ao acaso $\geq$ 200 mg/dL com sintomas.

Fonte: Adaptado da SBD (2019).

2.5 NEUROPATIA PERIFÉRICA

As funções normais dos nervos periféricos incluem o controle dos músculos e movimentos voluntários pelos nervos motores, a transmissão de sinais da pele, músculos e entre outros. Quando essas funções são interrompidas, surgem os sintomas de neuropatia. Diferentes tipos de neuropatias podem afetar diversos nervos, resultando em uma ampla gama de sintomas (Latov, 2006).

A neuropatia, é um termo genérico para danos nos nervos, pode manifestar-se como mononeuropatia quando um único nervo é afetado, ou como polineuropatia quando múltiplos nervos são danificados. Geralmente não é uma doença isolada, atuando predominantemente como um sintoma de uma condição (Wiesman, 2016). A condição envolve danos nos nervos e problemas no sistema nervoso, resultando em dor, rigidez, fraqueza muscular e problemas autonômicos. Existem quatro tipos principais de neuropatia diabética: neuropatia sensório-motora periférica, neuropatia autonômica, neuropatia proximal e neuropatia focal (Sloan et al., 2018).

2.5.1 Sintomas da Neuropatia Periférica

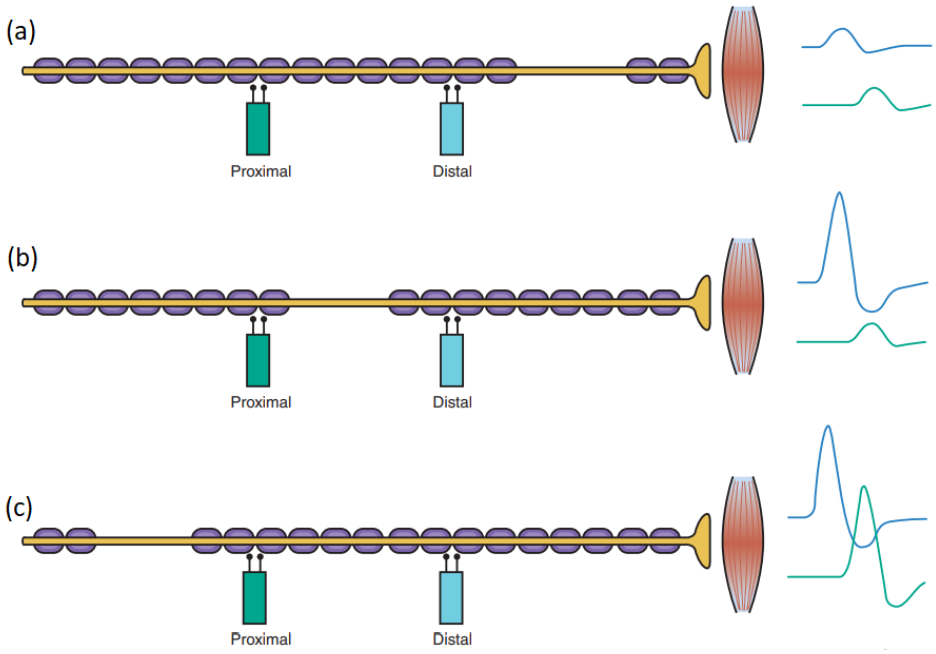
A fraqueza nos braços ou pernas é um indicativo de neuropatia motora, embora, inicialmente, essa fraqueza possa não ser perceptível. Sintomas sutis podem incluir sensação de peso nas pernas, dificuldade para se levantar de uma cadeira baixa, necessidade de segurar o corrimão ao subir escadas, entre outros. Ao realizar atividades como carregar compras, escovar o cabelo ou girar uma fechadura, os braços podem se cansar facilmente. A gravidade da fraqueza tende a aumentar à medida que a neuropatia se agrava. Indicadores adicionais de lesão nos nervos motores incluem atrofia muscular e fasciculações, que são espasmos repentinos de músculos em contração (Latov, 2006).

Os sintomas podem ser de dor, dormência, parestesias (formigamento, queimação), disestesias (sensações desagradáveis ao toque) e hipersensibilidade estão entre os sinais sensoriais da neuropatia. A insensibilidade à dor pode levar ao não relato de lesões, agravando o quadro. Parestesias, uma categoria de sintomas que inclui queimação e formigamento, são especialmente dolorosas à noite e podem interferir no sono. A perda da sensação de posição articular prejudica o equilíbrio e a coordenação, causando instabilidade ao caminhar e problemas com pequenas tarefas, como amarrar cadarços. A hipersensibilidade pode resultar em dor excruciante ao toque ou pressão, principalmente nos pés, enquanto as disestesias produzem sensações desagradáveis semelhantes ao atrito de uma lixa na pele. As medidas de alívio da dor incluem o uso de órteses e o uso de sapatos adequados (Latov, 2006).

2.5.2 Bloqueio da Condução

O CMAP fornece informações relevantes sobre a localização de um bloqueio de condução em lesões desmielinizantes, visto que tanto o local de estimulação quanto a presença e a posição do bloqueio influenciam diretamente sua amplitude. Conforme ilustrado na Figura 17, quando o bloqueio se encontra entre o ponto usual de estimulação distal e o músculo (a), observa-se redução das amplitudes tanto na estimulação distal quanto na proximal, padrão geralmente associado à perda axonal. Já quando o bloqueio ocorre entre os pontos de estimulação distal e proximal (b), a estimulação distal tende a produzir um CMAP de amplitude normal, enquanto a estimulação proximal resulta em uma amplitude reduzida. Por fim, quando o bloqueio está localizado acima do ponto de estimulação mais proximal (c), o segmento distal do nervo permanece funcionalmente normal, embora desconectado do segmento proximal, o que leva ao registro de amplitudes preservadas em ambos os locais de estimulação; nessa condição, entretanto, podem ocorrer alterações nas respostas tardias (Preston; Shapiro, 2020).

Figura 17 – Potencial de ação distal e proximal: (a) bloqueio de condução entre o ponto distal e o músculo, (b) bloqueio de condução entre os pontos de estimulação distal e proximal, (c) bloqueio de condução localizado acima do ponto proximal.



Fonte: Adaptado de Lyn D Weiss, Jay M Weiss e Silver (2022).

.

2.5.3 Mononeuropatias

As mononeuropatias fazem parte do grupo das lesões neuropáticas e caracterizam-se pelo acometimento de um único nervo periférico. Dependendo do tipo de lesão, o comprometimento pode ocorrer por perda axonal ou por desmielinização, o que leva a padrões distintos nos achados de NCS e EMG (Preston; Shapiro, 2020). Entre as mononeuropatias, também chamadas de síndromes compressivas, destaca-se a Síndrome do Túnel do Carpo (STC), resultante da compressão do nervo mediano no punho, considerada a forma mais prevalente na população geral (Atroshi et al., 1999).

A fisiopatologia da STC envolve inicialmente alterações desmielinizantes focais que ocasionam lentificação da condução nervosa, podendo evoluir, nos casos mais crônicos ou graves, para degeneração axonal. Nesse contexto, o NCS se consolida como exame complementar de maior relevância, permitindo não apenas confirmar a compressão do nervo mediano, mas também caracterizar o grau de comprometimento funcional (Werner; Andary, 2002).

A mononeuropatia diabética é uma complicação neurológica menos frequente do diabetes e se diferencia da polineuropatia simétrica distal por afetar apenas um único nervo específico. Sua origem pode estar relacionada a processos isquêmicos, como a obstrução dos pequenos vasos que nutrem o nervo (vasa nervorum), ou ainda

a compressões mecânicas em pontos anatômicos mais estreitos, onde o nervo, já fragilizado pelas alterações metabólicas do diabetes, torna-se mais suscetível a lesões (Bell, 2022).

2.5.4 Polineuropatias

As polineuropatias são um grupo diverso de doenças dos nervos periféricos, que variam em sintomas, fibras envolvidas e mecanismos de lesão (Tesfaye et al., 2010). No diabetes, a forma mais comum é a polineuropatia sensório-motora distal simétrica (DSPN), de evolução lenta, simétrica e que progride das extremidades para regiões mais proximais (Boulton et al., 2005; Tesfaye et al., 2010).

Do ponto de vista prático, as primeiras alterações podem ser detectadas no NCS, muitas vezes antes do aparecimento de sintomas, caracterizando formas subclínicas da DSPN (Tesfaye et al., 2010). Para fins de padronização em pesquisa, a DSPN pode ser classificada em possível, provável ou confirmada, de acordo com a combinação de sintomas, sinais e achados eletrofisiológicos (England et al., 2005).

Nos exames eletrofisiológicos, as neuropatias hereditárias desmielinizantes (como Charcot-Marie-Tooth tipo I) costumam mostrar redução uniforme da velocidade de condução, enquanto nas adquiridas (CIDP, Guillain-Barré) a desmielinização é irregular, com bloqueios de condução. Já as axonais apresentam redução de amplitudes, com velocidades relativamente preservadas (Preston; Shapiro, 2020; Kimura, 2013).

2.5.5 Neuropatia Periférica Diabética

O processo patológico que causa a NPD é sutil, gradual e sua intensidade nem sempre é evidente nos sintomas que os pacientes apresentam (Britland et al., 1990). A manifestação mais comum da NPD é a perda de sensibilidade, geralmente de forma simétrica e começando nas extremidades, acompanhada de dormência nos membros (Zhu et al., 2024). A NPD pode estar presente já no início do diagnóstico do diabetes tipo 2, atingindo até cerca de 35% dos pacientes, o que mostra que a doença pode se manifestar de forma subclínica desde cedo. Segundo o Consenso Internacional de Toronto, o diagnóstico envolve a presença de sintomas ou sinais associados a alterações no NCS, que avaliam principalmente as fibras nervosas grandes e mielinizadas, ligadas às funções motoras e sensitivas como tato, vibração e propriocepção. Ao mesmo tempo, sabe-se que as fibras pequenas, pouco ou não mielinizadas, relacionadas à dor, temperatura e funções autonômicas, podem ser acometidas precocemente (Alam et al., 2017; Lim et al., 2022).

Há diversos escores clínicos empregados na avaliação da NPD, como o *Diabetic Neuropathy Symptom* (DNS), o escore de incapacidades neuropáticas e o *Diabetic*

Neuropathy Examination (DNE). Contudo, o NCS é considerado o padrão-ouro para o diagnóstico da NPD (Agarwal et al., 2018).

2.5.6 Análise e Interpretação de Dados

A análise dos resultados em exames eletrodiagnósticos não se resume apenas a dizer se um teste está “normal” ou “anormal”. Para que essa interpretação seja confiável, é necessário recorrer a conceitos básicos de estatística, já que a maioria das medidas biológicas segue um comportamento próximo ao da chamada curva normal. Em termos práticos, cerca de 68% das pessoas ficam dentro de 1 desvio-padrão da média, 95% dentro de 2 e praticamente toda a população saudável (99,7%) dentro de 3 desvios. Por isso, em estudos neurofisiológicos, é comum que os limites de normalidade sejam definidos em torno de 2 a 2,5 desvios da média, cobrindo a maior parte da população considerada saudável (Preston; Shapiro, 2020; Kimura, 2013).

Um passo essencial nesse processo é escolher o chamado valor de corte, que separa o que é considerado normal do que é patológico. É nesse ponto que entram dois conceitos fundamentais: sensibilidade e especificidade. A sensibilidade indica o quanto o teste consegue identificar corretamente quem realmente tem a doença, enquanto a especificidade mostra a capacidade de reconhecer quem está saudável. O desafio é que não existe um valor de corte perfeito: se ele é muito baixo, o teste fica mais sensível, mas acaba classificando algumas pessoas saudáveis como doentes (falsos positivos). Já se o corte é muito alto, o teste se torna mais específico, mas pode deixar passar pessoas que de fato têm a doença (falsos negativos) (Preston; Shapiro, 2020; Kimura, 2013).

2.6 PANORAMA GLOBAL E NACIONAL DO DIABETES

O Brasil encontra-se na sexta colocação do ranking do IDF (2025), contabilizando cerca de 16,6 milhões de adultos com diabetes no ano de 2024. Projeções indicam que, até o ano de 2050, esse número poderá alcançar 24 milhões, o que posicionaria o país na sétima colocação mundial. Tal crescimento segue a tendência global observada, sobretudo em países de renda média, impulsionada por fatores como envelhecimento populacional, urbanização, sedentarismo, hábitos alimentares inadequados e aumento da obesidade (IDF, 2025).

Além da alta prevalência, observa-se um cenário preocupante em relação ao subdiagnóstico da doença. Estimativas para 2024 apontam que aproximadamente 5,3 milhões de brasileiros convivem com o diabetes sem saberem, representando 31,9% do total estimado de casos. Essa proporção coloca o Brasil entre os dez países com o maior número absoluto de casos não diagnosticados (IDF, 2025).

A ausência de um diagnóstico precoce compromete significativamente o controle

clínico da enfermidade, resultando no agravamento das taxas de morbimortalidade associadas a complicações como doenças cardiovasculares, neuropatias periféricas, nefropatias e retinopatias (IDF, 2025).

Do ponto de vista econômico, o impacto do diabetes nos sistemas nacionais de saúde é considerável. O Brasil ocupa o terceiro lugar em custos de saúde para a doença, com uma estimativa de US$ 45,1 bilhões gastos em 2024, atrás apenas dos Estados Unidos (US$ 404,5 bilhões) e da China (US$ 168,9 bilhões).

No que tange ao DM1, o Brasil ocupa a quarta posição no ranking global, com cerca de 499 mil pessoas diagnosticadas em 2024. Dentre esses casos, estima-se que 99 mil estejam na faixa etária inferior a 20 anos, evidenciando a necessidade de ações específicas voltadas à triagem, ao acompanhamento e ao tratamento desse público (IDF, 2025).

2.7 SDC-X

O IEB-UFSC desenvolve o projeto SDC-X, que integra módulos de *hardware* e *software* para adquirir, analisar e armazenar sinais fisiológicos, permitindo o rastreamento de complicações do diabetes, como a neuropatia diabética. A Figura 18 mostra a estrutura e o fluxo do sistema.

Os módulos de aquisição captam sinais fisiológicos e respostas a estímulos, enviando-os ao módulo concentrador, que realiza a triagem, análise, correção e geração de resultados diagnósticos. Os dados podem ser armazenados localmente ou enviados de forma segura para a nuvem. O módulo de armazenamento mantém, de forma segura na nuvem, os sinais brutos e análises dos pacientes, acessíveis remotamente por uma plataforma online que permite visualizar dados e resultados via Web (Terra, 2020; Franco, 2021).

Os módulos de aquisição foram estruturados em diferentes subsistemas, cada um voltado à coleta de sinais específicos, com o objetivo de apoiar diagnósticos relacionados ao DM. Até o momento, estão implementados quatro subsistemas principais: X-CARDIO, X-EYE, X-ESC e X-QST.

O X-CARDIO é responsável pela aquisição de sinais fisiológicos do coração, como eletrocardiograma (ECG), variação do fluxo sanguíneo subcutâneo por fotopletismografia (PPG), sinais respiratórios, pressão arterial e pressão respiratória obtida pela manobra de Valsalva. Esses dados passam por um pré-processamento que permite avaliar a variabilidade da frequência cardíaca e os reflexos cardiovasculares, possibilitando a detecção precoce de neuropatia autonômica diabética (NAD) (Terra, 2020; Franco, 2021).

O X-EYE atua na análise do reflexo pupilar por meio de um pupilômetro. Esse dispositivo registra imagens da pupila sob estímulos luminosos, de forma a induzir sua contração. Os dados coletados são processados pelo módulo concentrador, que

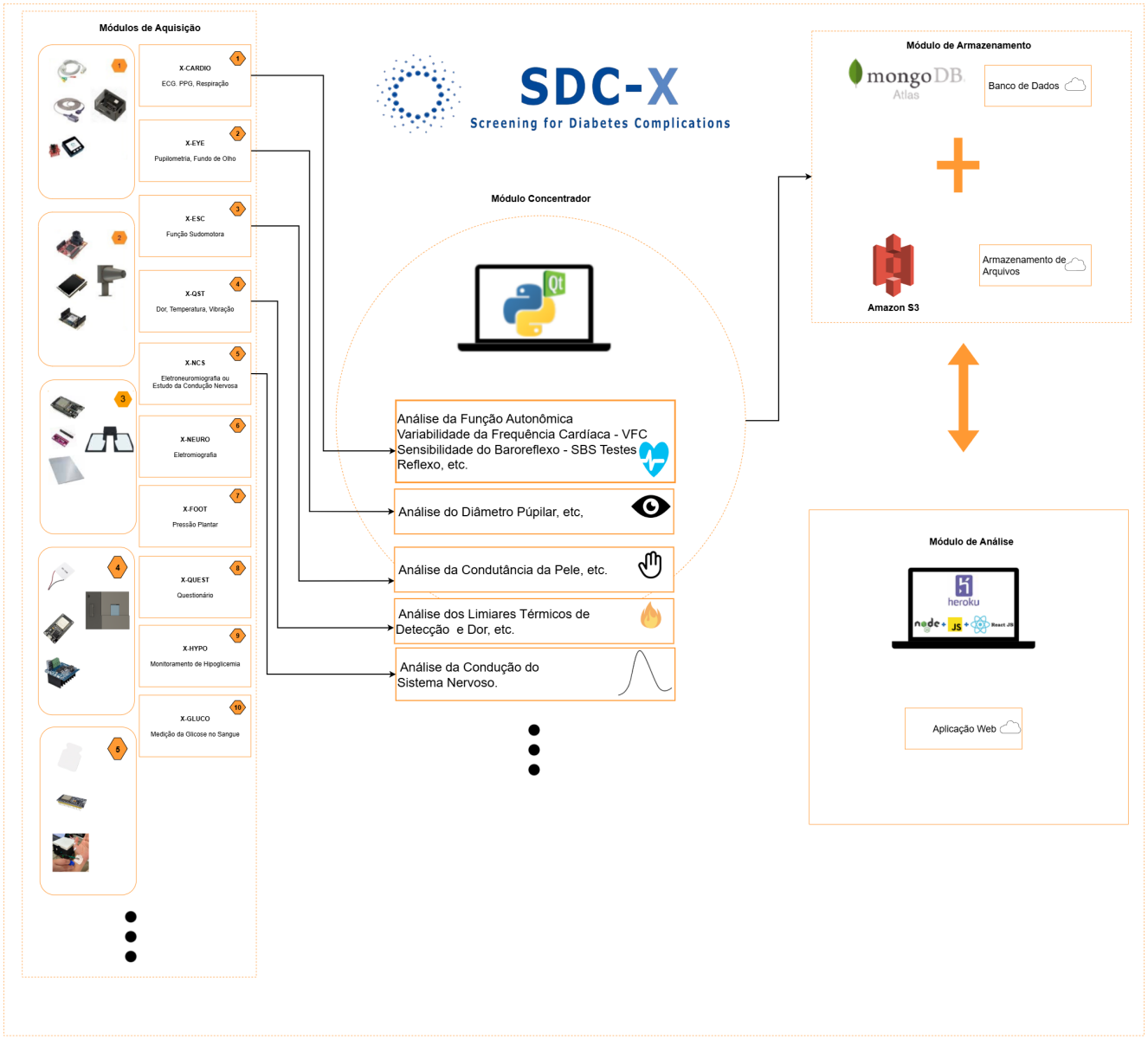
calcula o diâmetro pupilar e busca indícios associados à presença de NAD (Ücker, 2020).

O X-ESC tem como foco a resposta sudomotora. Ele realiza eletroestimulação nas mãos do paciente, ativando glândulas sudoríparas responsáveis pela produção de suor. A partir dessa ativação, mede-se a condutância eletroquímica da pele de maneira não invasiva, favorecendo a identificação precoce de alterações relacionadas ao diabetes tipo 2 (DM2) ou ao pré-diabetes (Nakamura, 2022).

Já o X-QST foi projetado para avaliar os limiares térmicos por meio de testes de percepção, dor e sensações paradoxais de calor. Com isso, busca-se rastrear sinais de NPD, ampliando a capacidade de triagem clínica oferecida pelo sistema (Scorpion, Júlio Cardoso, 2024).

Dando continuidade a esse ecossistema, esta pesquisa propõe a inclusão de um novo subsistema, o X-NCS, dedicado à avaliação da condução nervosa. A introdução desse módulo permite investigar também o funcionamento do sistema nervoso periférico, complementando os subsistemas já existentes e tornando a triagem das complicações associadas ao diabetes ainda mais abrangente.

Figura 18 – Diagrama de blocos do sistema SDC-X.



Fonte: Adaptado de Terra (2020).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento do sistema para uso em estudos de condução nervosa é apresentado neste capítulo, juntamente com uma descrição dos módulos de *hardware*, *firmware* e *software*. Posteriormente, são descritas a metodologia realizada para os testes relacionados ao módulo em bancada, processamento dos dados e estudo piloto realizado.

3.1 SISTEMA X-NCS

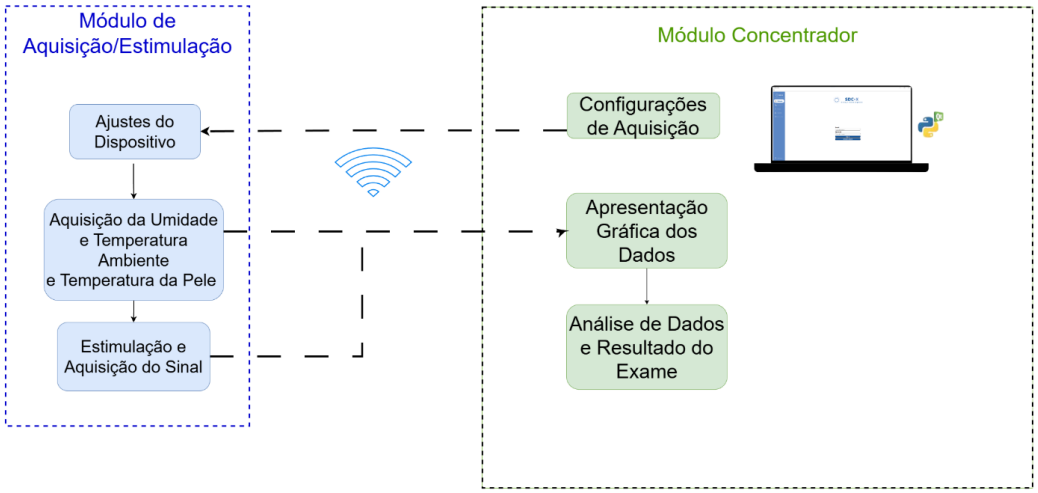
O sistema proposto tem como finalidade realizar a avaliação da condução nervosa, permitindo a determinação de parâmetros como latência, velocidade de condução e amplitude dos potenciais de ação evocados com o objetivo de analisar nervos periféricos para o auxílio no diagnóstico de NPD.

Durante o desenvolvimento deste sistema, também foi idealizada uma versão baseada no conceito POCT, voltada à realização de diagnósticos rápidos. Essa versão opera de forma autônoma, com todo o processamento e análise realizados diretamente no *firmware*, dispensando a conexão com a plataforma SDC-X, e tendo como base o diagnóstico a partir dos parâmetros de amplitude e latência do sinal adquirido. Para sua implementação, foram aplicados conceitos de Máquina de Estados Finitos (FSM – *Finite State Machine*), permitindo o controle estruturado das etapas de operação, desde a aquisição e processamento dos sinais até a apresentação dos resultados.

O X-NCS (Figura 19) é composto por duas partes principais: a primeira dedicada à aquisição de sinais, sob gerenciamento do microcontrolador (μC), e a segunda responsável pelo controle do nível de tensão e pela geração de estímulos, também controlada pelo mesmo dispositivo μC. Essas duas partes são eletricamente isoladas entre si, conforme recomendado por Kimura (2013). O sistema também integra periféricos, como sensores de temperatura ambiente e corporal, botões de comando, indicadores luminosos a partir de LEDs e display, que possibilitam tanto a visualização de sinalizações operacionais quanto a aquisição das variáveis de amplitude e latência processados pelo μC .

Para o desenvolvimento do circuito de estimulação, adotaram-se conceitos e topologias descritos por Cossul (2018). No que se refere ao sistema de aquisição, tomou-se como referência o trabalho de Amarprit Singh et al. (2021), cujas abordagens foram analisadas e posteriormente adaptadas às necessidades e ao contexto específico da plataforma SDC-X.

Figura 19 – Diagrama de blocos geral do X-NCS.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

.

3.1.1 Escolha do ESP32

Para o controle do sistema, empregou-se o ESP32 DevKit, em sua versão com 38 pinos, responsável pelo gerenciamento e coordenação dos processos de aquisição e estímulo. Na Tabela 4, podemos visualizar a especificações do micrococontrolador utilizado.

Tabela 4 – Resumo das especificações do microcontrolador ESP32 DevKit (38 pinos).

Categoria	**Especificações resumidas**
CPU e Memória	Processador dual-core Xtensa LX6 (32 bits) até 240 MHz, com 448 KB de ROM, 520 KB de SRAM e 8 KB de SRAM em RTC
Comunicação sem fio	Wi-Fi 802.11 b/g/n (até 150 Mbps) e Bluetooth v4.2 BR/EDR + BLE
Periféricos e I/O	Até 32 GPIOs, suporte a interfaces como UART, SPI, I2C, SDIO, PWM, I2S, IR, ADC, DAC, sensor capacitivo e barramento CAN (TWAI)
Componentes integrados	Oscilador de 40 MHz e memória flash SPI de 4 MB
Antena	Antena PCB integrada
Condições de operação	Alimentação entre 3,0 e 3,6 V, com faixa de temperatura de -40 ºC a +85 ºC

Fonte: Espressif Systems (2018).

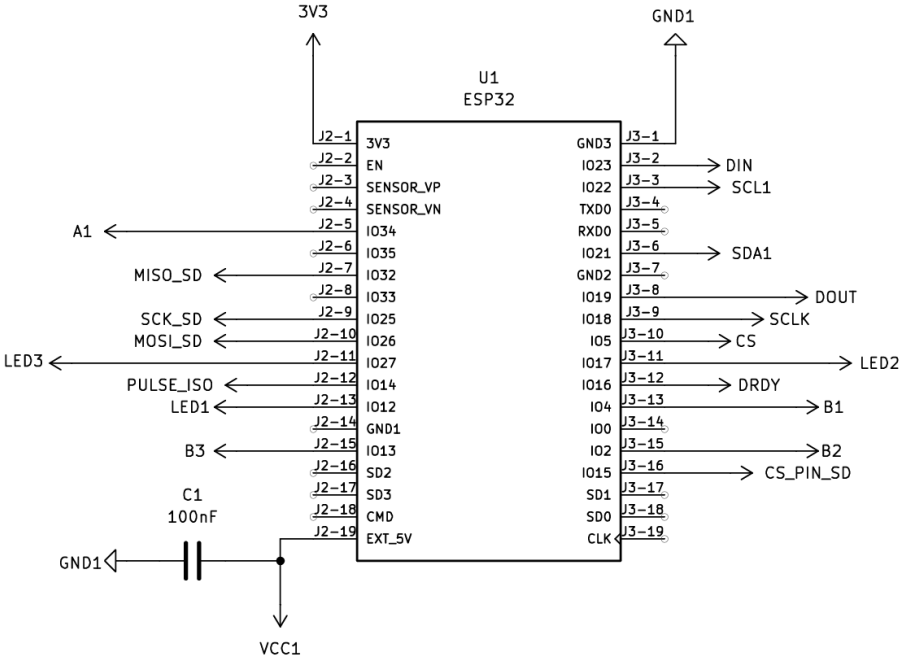
O ESP32, desenvolvido pela Espressif Systems, é um chip altamente integrado projetado para aplicações móveis, vestíveis e de Internet das Coisas (IoT). Possui recursos avançados de baixo consumo, como *clock gating* de granulosidade fina, múltiplos modos de operação e ajuste dinâmico de energia. Além de

integrar microprocessador e conectividade Wi-Fi/Bluetooth, o chip incorpora diversos componentes externos, incluindo elementos para transmissão e recepção de sinais de radiofrequência, como amplificador de potência, amplificador de baixo ruído e filtros (Espressif Systems, 2018).

A escolha do ESP32 é adequada para a proposta do sistema, considerando seus recursos disponíveis, especialmente as interfaces de comunicação Wi-Fi, *Inter-Integrated Circuit* (I^2C) e *Serial Peripheral Interface* (SPI), que viabilizam tanto a conectividade sem fio quanto a integração com sensores e periféricos. Destaca-se ainda a ampla disponibilidade de *General Purpose Input/Output* (GPIOs), empregados no controle do estímulo elétrico, além da presença de pinos analógicos (ADC), utilizados para a visualização e monitoramento dos níveis de tensão do estímulo. Na Figura 20, podem-se ver as conexões realizadas para a comunicação de todo o X-NCS.

A Figura 20 apresenta de forma detalhada todas as conexões entre o microcontrolador ESP32 e os periféricos utilizados no sistema, abrangendo tanto os dispositivos de acionamento e controle de estímulo quanto os módulos de aquisição e comunicação de dados.

Figura 20 – Conexões com o ESP32.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

.

3.2 SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONTROLE

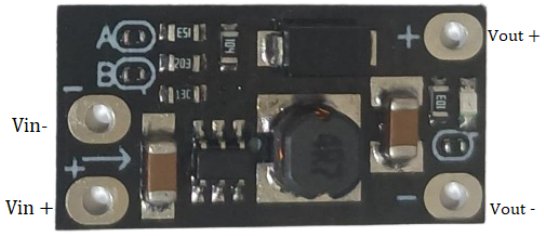
Como discutido na fundamentação teórica em Kimura (2013), para a aquisição deste exame não se deve utilizar a mesma referência (GND) do circuito de estimulo e

circuito de aquisição. Com isso optou-se separar a arquitetura em dois domínios bem definidos: (i) o Sistema de Aquisição e Controle (SAC), que lê os sinais e organiza o fluxo do exame; e (ii) o Sistema de Eletroestimulação e Periféricos I^2C (SEP), focado em gerar o estímulo e acionar os periféricos necessários.

3.2.1 Alimentação do Sistema de Aquisição e Controle

Devido ao baixo consumo do μC nesta aplicação, adotou-se alimentação por bateria. O *hardware* utiliza uma célula Li-ion 18650 de 3,7 V e 2600 mA h. Como alguns blocos requerem 5 V, empregou-se um conversor CC–CC do tipo *boost* para elevação da tensão (Figura 21).

Figura 21 – Conversor CC–CC *boost* (*step-up*).



Fonte: Elaboração própria (2025).

O dispositivo permite ajuste de V_{out} para diferentes níveis; dois foram usados no X-NCS: 5 V para o subsistema SAC e 12 V para o SEP.

Para gerar a tensão negativa de alimentação para os amplificadores, utilizou-se o LT1054. Trata-se de uma *charge pump* que converte uma fonte positiva em negativa, reduzindo a complexidade do circuito. O dispositivo fornece corrente adequada à carga prevista e incorpora regulação por *feedback*, estabilizando a saída frente a variações de entrada e de carga.

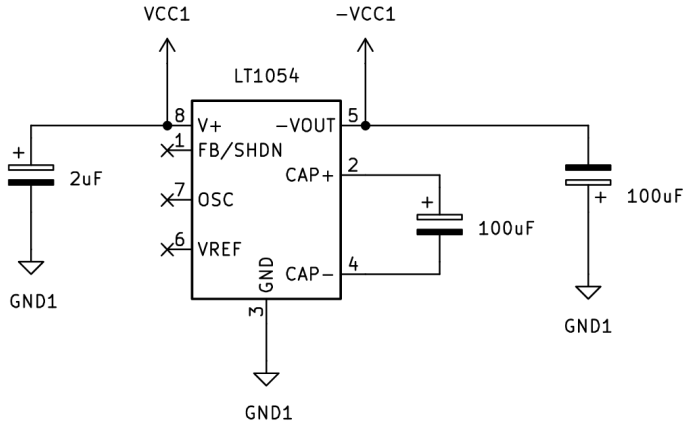
Tabela 5 – Principais características do conversor de carga LT1054.

Parâmetro	**Valor / Observação**
Corrente de saída	100 mA
Referência e amplificador de erro	Integrados (regulação por *feedback*)
Queda de tensão (*low loss*)	$\approx$ 1,1 V @ 100 mA
Faixa de operação (entrada)	3,5 V a 15 V

Fonte: Adaptado de Analog Devices, Inc. (s.d.).

O circuito para geração da referência negativa é mostrado na Figura 22, onde pode-se notar a utilização de capacitores eletrolíticos para o funcionamento somente.

Figura 22 – Geração de referência negativa para alimentação dos amplificadores com LT1054.

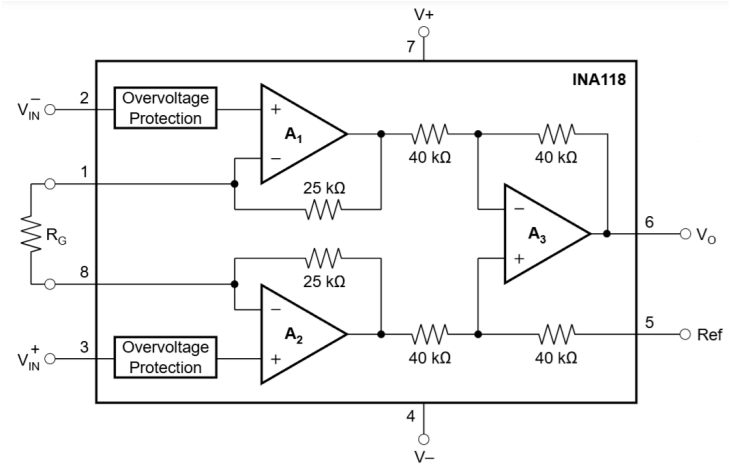


Fonte: Elaboração própria (2025).

3.2.2 Amplificação de Sinal

O INA118 (Figura 23) da Texas Instruments, um amplificador de instrumentação de alta precisão e baixa potência, foi adotado na prototipagem do *hardware*. O componente é utilizado em aplicações eletrônicas relacionadas à amplificação diferencial de sinais, sendo mais eficaz em condições que envolvem ruído ou mudanças no modo comum (Texas Instruments, 2022).

Figura 23 – INA118.



Fonte: Texas Instruments (2022).

.

As especificações desse CI estão melhor definidas na Tabela 6. A fórmula de ganho do sinal de entrada do circuito integrado INA118 é expressa pela Equação (2), na qual é possível regular esse ganho G a partir de uma resistência denominada R_G, que pode ser adicionada às conexões da montagem.

$$G = 1 + \frac{50\,\text{k}\Omega}{R_G} \tag{2}$$

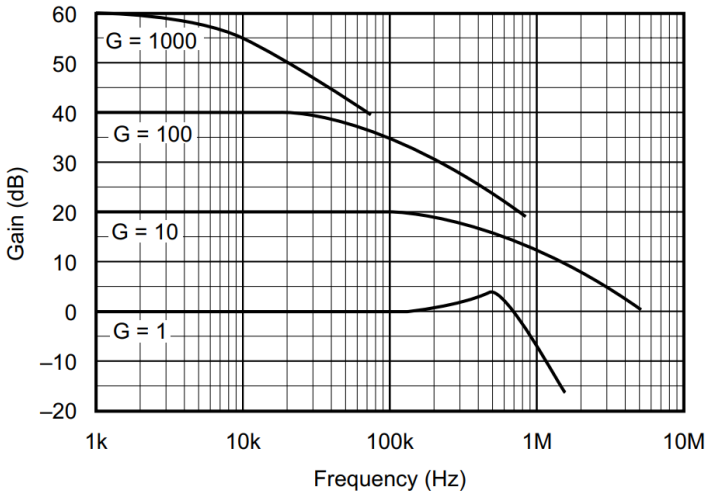
Tabela 6 – Principais características do amplificador de instrumentação INA118.

Parâmetro	**Valor típico ou máximo**
Tensão de offset de entrada	50 µV (máx.)
Deriva térmica do offset	0,5 µV/°C
Corrente de polarização de entrada	5 nA (máx.)
Rejeição de modo comum (CMRR)	110 dB (mín.) a G = 1000
Proteção de entrada	±40 V
Faixa de alimentação	±2,25 V até ±18 V
Corrente de repouso (quiescente)	350 µA
Faixa de ganho com resistor externo	1 a 10.000
Faixa de temperatura de operação	–40°C a +85°C
Largura de banda a G = 100	70 kHz

Fonte: Texas Instruments (2022).

Outros motivos levaram à escolha do INA118, como a abrangência da sua frequência em relação aos ganhos, ou seja, na faixa de leitura dos sinais dos nervos de interesse (2 Hz até 10 kHz). Utilizando um ganho *G* um pouco acima de 100, é possível amplificar os sinais neurais dentro da faixa de frequência de interesse sem comprometer suas características. Pode-se ver o gráfico com essa relação na Figura 24.

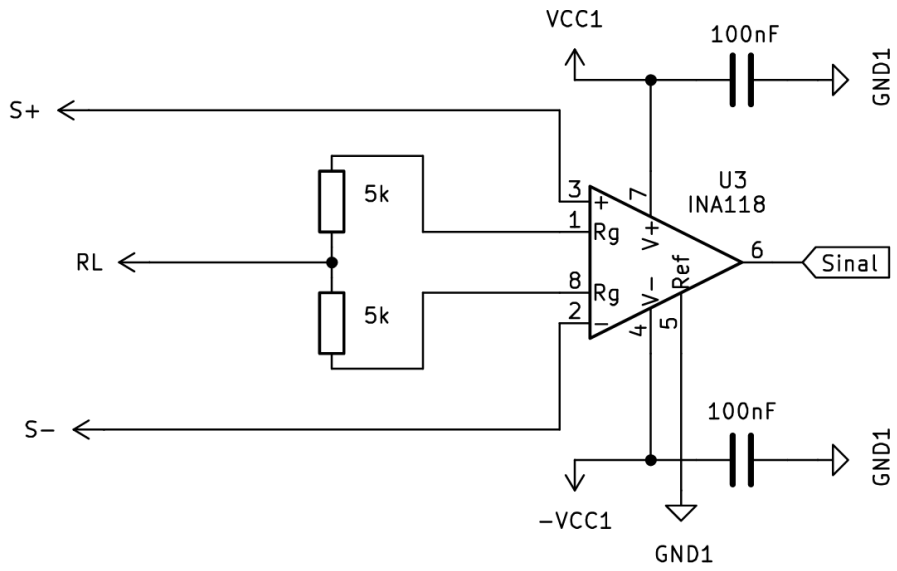
Figura 24 – Gráfico do espectro de frequência de acordo com o ganho do INA118.



Fonte: Texas Instruments (2022).

Para testes destinados aos sinais motores, foi utilizada uma resistência de ganho (R_G) de 10 kΩ. Com base na equação definida para o ganho *G* do INA118, obteve-se um valor de aproximadamente seis vezes em relação ao sinal original. Na Figura 25, temos o esquemático com as entradas de eletrodos no sistema denominadas como S+ e S-.

Figura 25 – Conexões INA118.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

Considerando uma resistência de ganho de 10 kΩ, deve-se garantir que a soma das resistências entre os pinos 1 e 8 do CI seja igual a 10 kΩ. Na placa desenvolvida, foram soldados conectores de forma que essas resistências pudessem ser mudadas com facilidade, para que outros ganhos pudessem ser testados.

3.2.3 Filtragem dos Sinais dos Sistema de Aquisição

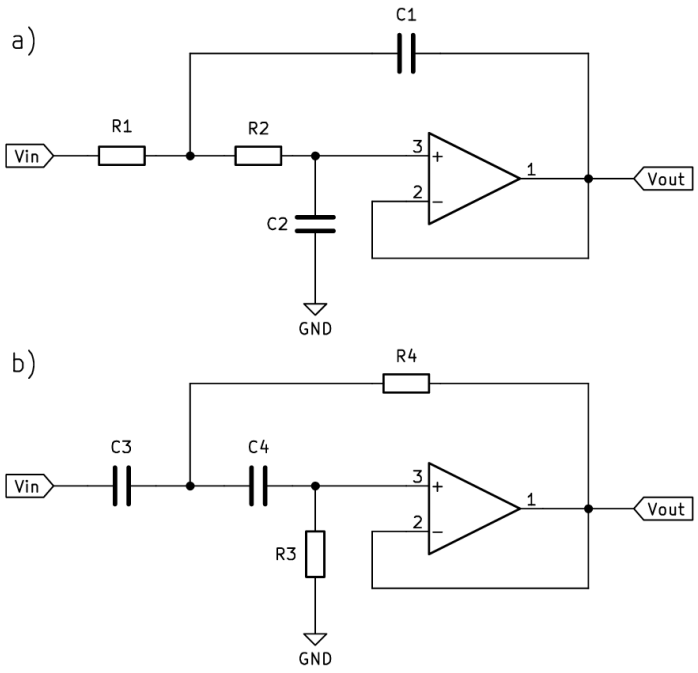
No circuito de aquisição foram aplicados estágios de filtragem analógica com o objetivo de delimitar a banda de frequência de interesse do sinal de condução nervosa. Entre as topologias clássicas, destaca-se a estrutura proposta por Sallen e Key em 1954 (Figura 26), amplamente utilizada na implementação de filtros analógicos ativos de segunda ordem, como filtros passa-baixa e passa-alta. Essa estrutura combina resistores, capacitores e um amplificador operacional em uma configuração simples e estável. Um dos principais parâmetros associados a essa topologia é a frequência angular natural ω_0, que determina a frequência de corte f_0 do filtro (Su, 2012).

A frequência angular natural ω_0 de um filtro do tipo Sallen–Key é determinada a partir dos valores dos elementos resistivos e capacitivos que o compõem. Na forma mais geral, essa frequência é dada pelo inverso da raiz quadrada do produto dos dois resistores e dos dois capacitores utilizados, conforme a Equação (3):

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \tag{3}$$

Assumindo-se resistores iguais ($R_1 = R_2 = R$) e capacitores iguais ($C_1 = C_2 = C$), a expressão acima se simplifica, resultando em:

Figura 26 – Estrutura Sallen-Key.



Fonte: Elaboração própria (2025).

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \tag{4}$$

Por sua vez, a frequência angular ω_0, em rad/s, relaciona-se à frequência em hertz f_0 por:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 \tag{5}$$

Substituindo a Equação (4) em (5), obtém-se:

$$2\pi f_0 = \frac{1}{RC} \tag{6}$$

e, isolando f_0, chega-se à forma usual da expressão da frequência de corte:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \tag{7}$$

Essas relações foram utilizadas como referência na escolha dos componentes eletrônicos, de modo que o circuito de condicionamento limitasse a banda do sinal às faixas de interesse, garantindo rejeição adequada de componentes indesejáveis. Em particular, adotou-se inicialmente ganho unitário na implementação dos filtros ativos (Kugelstadt, 2009).

No filtro passa-alta da Figura 27(a), foi utilizado um capacitor de $C = 470\,\text{nF}$ e um resistor de $R = 180\,\text{k}\Omega$. O produto RC é

$$RC = 180 \times 10^3 \times 470 \times 10^{-9} = 0{,}0846\,\text{s},$$

o que resulta em

$$f_{c,HP} = \frac{1}{2\pi \cdot 0{,}0846} \approx 1{,}88\,\text{Hz}.$$

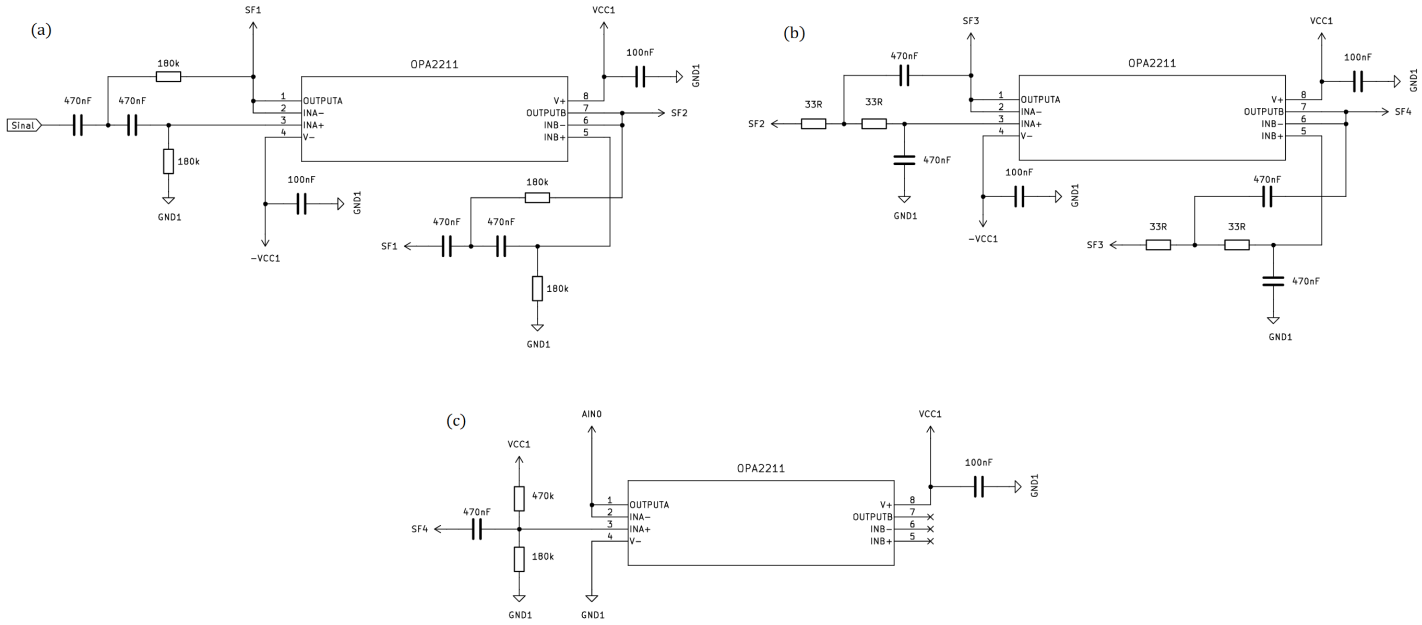
Já no filtro passa-baixa da Figura 27(b), empregou-se um resistor de $R = 33\,\Omega$ e o mesmo capacitor de $C = 470\,\text{nF}$. Neste caso,

$$RC = 33 \times 470 \times 10^{-9} = 1{,}551 \times 10^{-5}\,\text{s},$$

levando a

$$f_{c,LP} = \frac{1}{2\pi \cdot 1{,}551 \times 10^{-5}} \approx 1{,}026 \times 10^{4}\,\text{Hz} \approx 10{,}3\,\text{kHz}.$$

Figura 27 – Circuitos de filtragem e condicionamento para aquisição com o ADS1256: (a) filtro passa-alta; (b) filtro passa-baixa; (c) *level-shifter*.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Como amplificador foi utilizado o OPA2211, cujas especificações principais são apresentadas na Tabela 7.

A Figura 27 apresenta três estágios em cascata de condicionamento analógico, implementados com o amplificador operacional duplo OPA2211, destinados a preparar o sinal para o conversor A/D ADS1256.

No estágio (a) (Figura 27), o sinal de entrada é acoplado por capacitores de 470 nF e polarizado por resistores de 180 kΩ, estabelecendo a referência comum e removendo componentes de baixa frequência.

O estágio (b) (Figura 27), recebe o sinal por SF2 e utiliza resistores série de 33 Ω e capacitores de 470 nF referidos ao terra para formar filtros RC adicionais de passagem baixa, atenuando ruídos de alta frequência e transientes rápidos.

Tabela 7 – Principais características do amplificador operacional OPA2211.

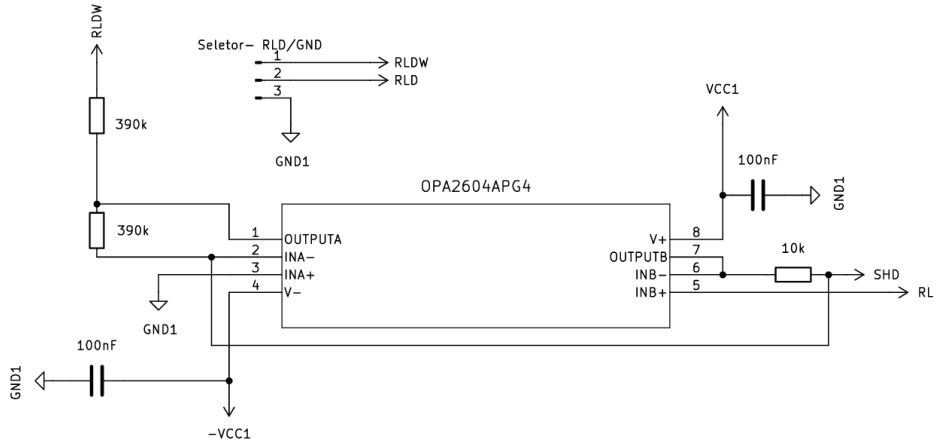
Parâmetro	**Valor / Observação**
Ruído de tensão (densidade espectral)	1,1 nV/$\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz
Ruído de tensão de entrada (0,1–10 Hz)	80 nV_{PP}
Tensão de offset (máx.)	180 µV
Deriva de offset (típ.)	0,35 µV °C^{-1}
Corrente de alimentação (típ.)	3,6 mA/canal
Estabilidade em ganho unitário	Sim (ganho unitário estável)
Produto ganho–largura de banda	80 MHz (G = 100); 45 MHz (G = 1)
Slew rate	27 V μs^{-1}
Tempo de assentamento para 16 bits	700 ns
Faixa de tensão de alimentação	$\pm$2,25 V a 18 V; +4,5 V a 36 V
Saída *rail-to-rail*	Sim
Corrente máxima de saída	30 mA

Fonte: Adaptado de Texas Instruments Incorporated (2015).

No estágio (c) (Figura 27), destinado à adaptação ao ADC, realiza-se novo acoplamento AC (470 nF), seguido de um divisor de tensão com 470 kΩ/180 kΩ que estabelece o nível de referência (*bias*) compatível com a faixa de entrada configurada no ADS1256. O OPA2211 atua como *buffer* para o canal AIN0 (umas das entradas do ADS1256), fornecendo baixa impedância de saída e preservando a linearidade do caminho de medição.

Embora não tenha sido utilizado em sua totalidade na versão final do protótipo, foi desenvolvido um circuito específico para mitigação de ruídos de baixa frequência e para o isolamento do cabo de medição. Composto por um circuito *Right Leg Drive* (RLD) associada ao *Shield Driver* (SHD), conforme ilustrado na Figura 28. No circuito existe um barramento de três pinos que a partir de *jumper* é possível selecionar a utilização ou não do RLD.

Figura 28 – Circuito RLD e SHD.

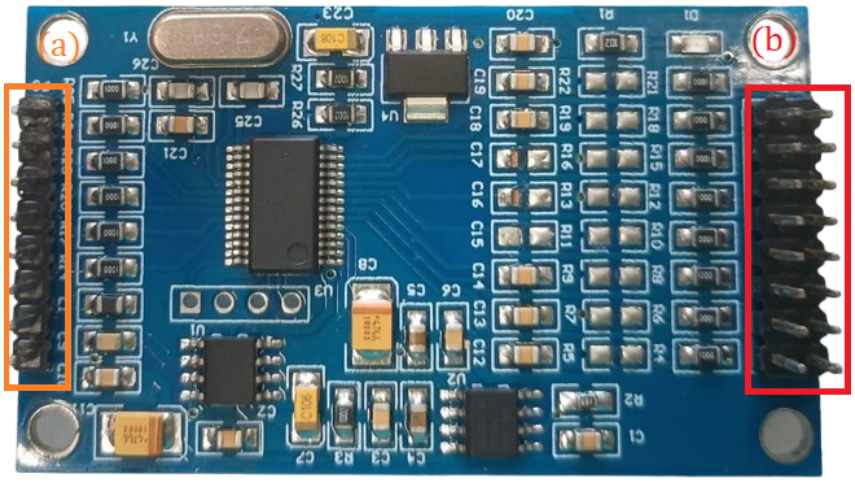


Fonte: Elaboração própria (2025).

3.2.4 Conversor A/D

Para este projeto, foi selecionado um conjunto para aquisição de sinais com foco nos nervos mediano e ulnar. O conversor analógico-digital (A/D) escolhido é o ADS1256 (Figura 29), da Texas Instruments. Sendo que é possível processar sinais diferenciais e de terminação única através de multiplexadores de entrada. O amplificador de ganho programável (PGA) de baixo ruído oferece ganhos de 1 a 64, e o *buffer* de entrada ajustável aumenta a impedância de entrada. O sistema pode ser configurado para uma taxa de dados de até 30 kHz.

Figura 29 – Placa de Desenvolvimento do ADS1256: (a) Barramento SPI; (b) Canais de Leitura Disponíveis.



Fonte: Elaboração Prória (2025).

.

Na Figura 29, a região (a), destacada em laranja, à esquerda, corresponde ao barramento de comunicação SPI, enquanto a região (b), em vermelho, à direita, está associada aos oito canais disponíveis do ADS1256. O controle do conversor é realizado por meio do barramento SPI convencional, conectado ao μC.

De acordo com o teorema de Nyquist (Equação (8)), a frequência de amostragem (f_s) deve ser, no mínimo, o dobro da maior frequência presente no sinal de entrada (f_{max}), a fim de garantir a reconstrução adequada do sinal sem ocorrência de *aliasing* (Hung; Wang, 2021).

$$f_s \geq 2f_{\text{max}} \tag{8}$$

De acordo com Kumbhare, Lawrence Robinson e Buschbacher (2015), que traz valores de referência de nervos periféricos, indica que os sinais provenientes de nervos motores apresentam, em sua maioria, uma faixa de frequência entre 2 Hz e 10 kHz, enquanto os sinais de nervos sensoriais situam-se entre 20 Hz e 2 kHz. Assim, a adoção de uma taxa de amostragem de 30 kHz mostra-se adequada para representar ambos os tipos de sinais.

A Tabela 8 apresenta as diferentes taxas de dados (SPS – samples per second) do conversor ADS1256 e os respectivos valores de configuração dos registros. Como a comunicação com o dispositivo é realizada por meio do protocolo SPI, a definição da taxa de amostragem ocorre através da escrita desses valores diretamente nos registradores internos do CI. Dessa forma, o controle da resolução temporal da aquisição é obtido por meio de comandos digitais.

Tabela 8 – Taxa de dados e seus respectivos registros.

Taxa de dados (SPS)	**Valor do registro (binário)**	**Valor do registro (decimal)**
30000	1111000	240
15000	1110000	224
7500	11010000	204
3750	11000000	192
2000	10110000	176
1000	10100001	161
500	10010010	146
100	10000010	130
60	01110010	114
50	01100011	99
30	01010011	83
25	01000011	67
15	00110011	51
10	00100011	35
5	00010011	19
2.5	00000011	3

Fonte: Adaptado de Texas Instruments Inc. (s.d.[a]).

.

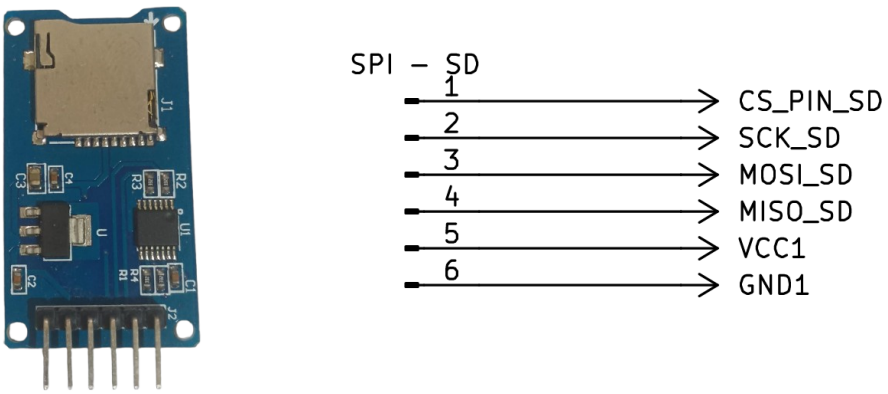
De acordo com o guia Texas Instruments Inc. (2012), o SPI é definido como um barramento serial síncrono, full-duplex e de alta velocidade, projetado para a comunicação entre um dispositivo mestre e um ou mais escravos. No caso deste sistema o mestre trata-se do μC e o escravo do ADS1256.

3.2.5 Manipulação de Dados

O módulo de cartão MicroSD (Figura 30) foi integrado ao sistema com o propósito de contornar as limitações de memória RAM do microcontrolador ESP32 durante a aquisição dos sinais. Como a memória interna do microcontrolador não possui capacidade suficiente para armazenar longas sequências de dados, tornou-se necessário adotar um meio externo de armazenamento para assegurar o funcionamento estável do dispositivo. As especificações do módulo utilizado, conforme informado pelo fornecedor, estão apresentadas na Tabela 9.

Para isso, foi implementado um barramento SPI dedicado exclusivamente ao cartão MicroSD, independente daquele utilizado pelo conversor ADS1256. Durante os testes iniciais, observou-se que o compartilhamento do mesmo barramento entre ambos os dispositivos resultava em falhas de comunicação e perdas de dados. A

Figura 30 – Módulo Cartão MicroSD.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

.

separação dos barramentos eliminou esse problema, garantindo maior confiabilidade na gravação das amostras, que foram organizadas em arquivos sequenciais no formato ".txt". Na Figura 30, observa-se a conexão do módulo ao microcontrolador.

Tabela 9 – Características típicas do módulo leitor de cartão MicroSD.

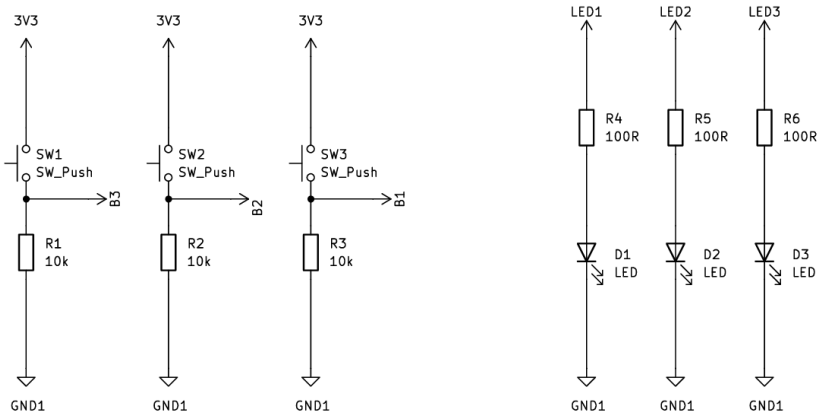
Parâmetro	**Valor típico**
Tensão de alimentação (VCC)	5 V
Corrente de operação	80 mA
Interface elétrica	3,3 V ou 5 V
Tipo de cartão suportado	MicroSD ($\leq$ 2 GB), MicroSDHC ($\leq$ 32 GB)
Interface de comunicação	SPI (GND, VCC, MISO, MOSI, SCK, CS)
Regulador de tensão	LDO 3,3 V
Conversão de nível lógico	Compatível com sinais de 3,3 V e 5 V
Conector para cartão	Push-push (auto-ejeção)
Dimensões	$42 \times 24 \times 12$ mm
Peso	5 g

O uso do módulo MicroSD mostrou-se essencial para permitir o pré-processamento dos sinais sem sobrecarregar a memória do sistema. Como a manipulação de grandes quantidades de dados pode reduzir o desempenho do microcontrolador ou até esgotar sua memória RAM, o armazenamento temporário no cartão MicroSD apresentou-se como uma solução prática e eficiente, garantindo o funcionamento estável do sistema durante as etapas de aquisição e processamento.

3.2.6 Periféricos de Sinalização e Atuação

Para fins de sinalização e atuação, principalmente na versão POCT, foram designados alguns pinos digitais para o acionamento de *LEDs* e para a leitura lógica dos botões. As conexões desses periféricos estão ilustradas na Figura 31.

Figura 31 – Periféricos de sinalização e atuação.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Na versão POCT, os botões permitem a interação direta do usuário com o sistema durante a captação dos dados, enquanto os *LEDs* são utilizados para indicar visualmente o que está sendo executado em cada etapa do procedimento. Já no sistema integrado ao SDC-X, o LED 1 é utilizado para indicar o estado de conexão Wi-Fi entre o μC e o software. O LED 2 é aceso durante a captação dos dados motores, enquanto o LED 3 sinaliza a aquisição dos dados sensoriais.

3.3 ISOLAÇÃO ENTRE SAC E SEP

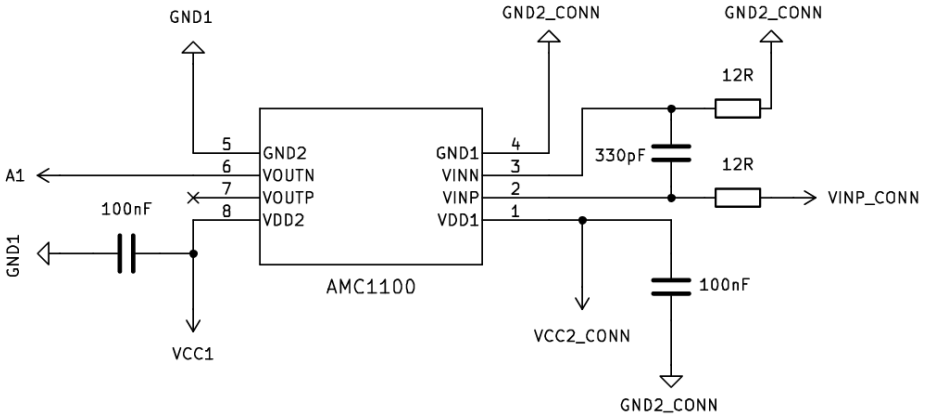
Como já mencionado anteriormente, o sistema foi dividido em duas partes, a SAC e a SEP. Entre elas, foram inseridos componentes de isolamento que, ao mesmo tempo, separam as referências de alimentação e permitem que os módulos se comuniquem.

3.3.1 Leitura dos Níveis de Tensão

Para a leitura da tensão de estímulo após o condicionamento, foi utilizado o CI AMC1100, um amplificador com característica de isolamento galvânico, permitindo que o microcontrolador monitore essa grandeza sem que ruídos ou diferenças de potencial do lado de alta tensão afetem diretamente a eletrônica de aquisição. O amplificador de isolamento AMC1100 é empregado na etapa de condicionamento justamente para garantir esse desacoplamento entre o lado de potência e o lado de medição. O dispositivo utiliza uma barreira dielétrica de dióxido de silício (SiO_2), altamente imune a interferências magnéticas, certificada para suportar até 4250 V_{PEAK} de isolamento, conforme ilustrado na Figura 32 e resumido nas especificações da Tabela 10.

Inicialmente, esses níveis são reduzidos por meio do condicionamento de sinal, de modo que o nó `VINP_CONN` corresponde à entrada e o ponto A1 representa a saída,

Figura 32 – Amplificador isolado AMC1100.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Tabela 10 – Principais características do AMC1100.

Parâmetro	**Especificação**
Faixa de entrada	$\pm$250 mV_{PK} (otimizada para resistores de shunt)
Ganho fixo	8 (precisão de 0,5%)
Erro de offset	máx. 1,5 mV
Ruído	típico 3,1 mV_{RMS}
Corrente de alimentação	máx. 8 mA a 5 V
Largura de banda	60 kHz
Rejeição de modo comum	108 dB
Tensão do lado isolado	3,3 V
Isolamento básico	4250 V_{PK} (DIN VDE V 0884-11)
Isolamento por 1 min	3005 V_{RMS} (UL1577)
Tensão de trabalho	1200 V_{PEAK}
Imunidade a transientes	mín. 2,5 kV/μs

Fonte: Adaptado de Texas Instruments Inc. (s.d.[b]).

conectada a um pino de entrada analógica do μC.

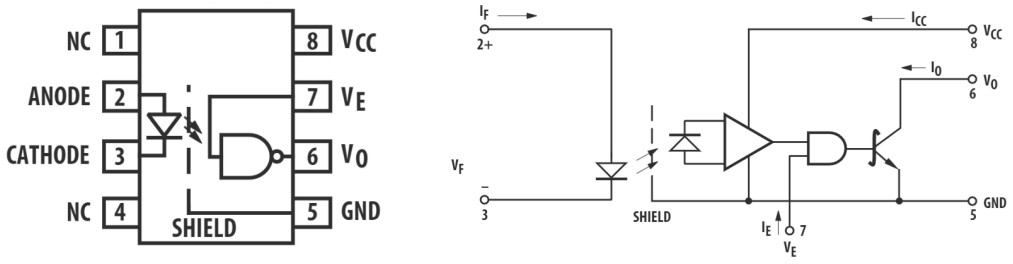
3.3.2 Pulso para Ativação da Eletroestimulação

Para a geração e comando do pulso de estímulo, garantindo o necessário isolamento entre o lado de aquisição e o lado de potência, foi utilizado o optoacoplador 6N137 (Figura 33). Esse circuito integrado foi escolhido por combinar alta imunidade a ruídos de modo comum, compatibilidade com níveis lógicos *Transistor-Transistor Logic* (TTL) e capacidade de comutar sinais digitais em alta velocidade, características que favorecem a integração segura entre o microcontrolador e o estágio de estímulo elétrico.

A Figura 33 ilustra a estrutura funcional do dispositivo, enquanto a Figura 34 apresenta o esquema das conexões adotadas no projeto, evidenciando a interface

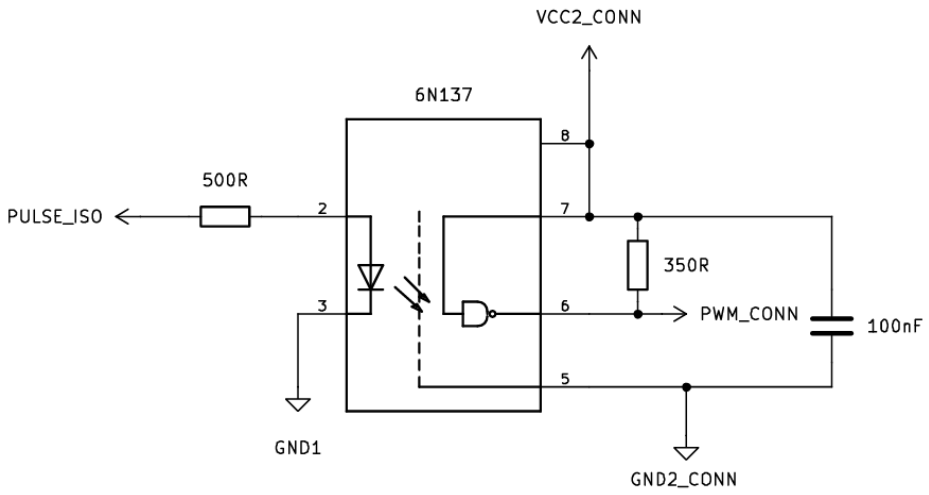
isolada entre o sinal de comando proveniente da SAC e o circuito de geração de pulso na SEP. As principais características técnicas do 6N137, incluindo o tipo de acoplamento óptico, formato da saída, imunidade ao modo comum e faixa de operação, estão sintetizadas na Tabela 11, evidenciando sua adequação para aplicações de isolamento digital de alta velocidade em sistemas biomédicos embarcados.

Figura 33 – Optoacoplador 6N137.



Fonte: Adaptado de Broadcom Inc. (s.d.).

Figura 34 – Conexões do optoacoplador 6N137 no circuito de comando de pulso.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Deve-se observar que, na topologia mostrada na Figura 34, o sinal aplicado à entrada do optoacoplador é reproduzido de forma invertida na saída. Esse efeito é compensado no projeto por meio de uma etapa inversora adicional implementada com transistor, restabelecendo a polaridade lógica desejada para o comando do pulso.

3.3.3 Isolador I^2C para Controle dos Periféricos no SEP

O barramento I^2C é utilizado no SEP para o controle de periféricos, como sensores e circuitos auxiliares, exigindo, porém, que a comunicação seja realizada de forma isolada em relação à SAC. Para isso, foi adotado o isolador ISO1541, que implementa comunicação I^2C.

Tabela 11 – Características técnicas do optoacoplador 6N137.

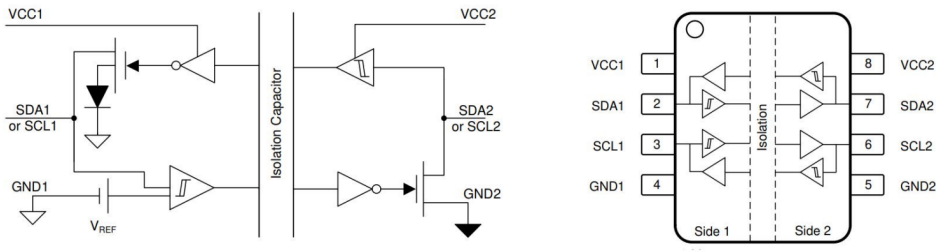
Característica	**Descrição**
Tipo de acoplamento óptico	Diodo emissor GaAsP com fotodetector de alto ganho integrado
Saída	Transistor de coletor aberto com *clamp* Schottky
Entrada de controle	Pino de *enable* para operação com *strobe*
Imunidade ao modo comum (CMR)	15.000 V/μs garantido para V_{CM} = 1000 V
Compatibilidade lógica	Compatível com níveis TTL/LSTTL
Isolamento AC e DC	Alta performance em isolamento de sinais AC/DC
Faixa de temperatura de operação	-40 ℃ a +85 ℃
Aplicações típicas	Isolamento digital de alta velocidade, interfaces seriais, sistemas embarcados, entre outros

Fonte: Adaptado de (Broadcom Inc., s.d.).

A Figura 35 apresenta, de forma esquemática, a estrutura interna do dispositivo, destacando a separação entre o lado primário (conectado ao microcontrolador) e o lado secundário (conectado aos periféricos do SEP), ambos alimentados de forma independente. Já a Figura 36 mostra o circuito de conexão do ISO1541 no projeto, evidenciando a interface entre o barramento I^{2}C da SAC e o conjunto de dispositivos presentes no SEP.

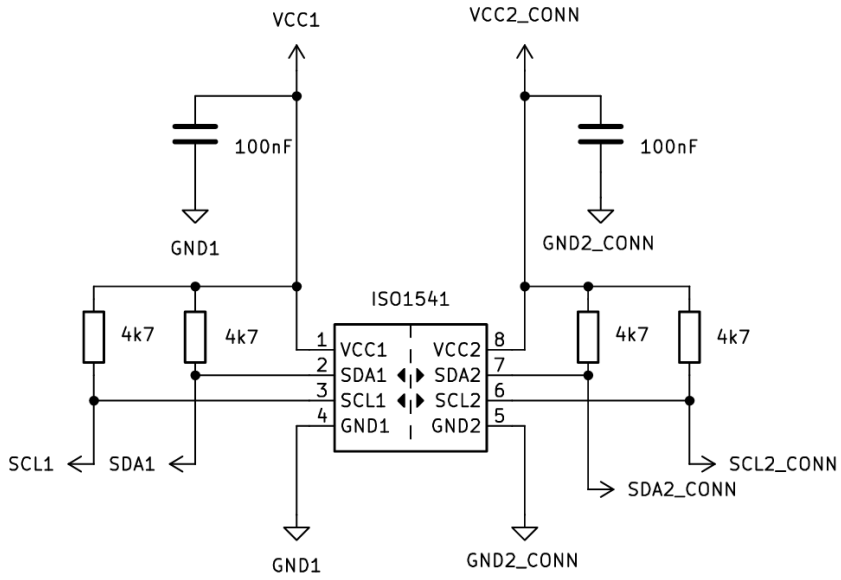
As principais características elétricas e de segurança do ISO1541 estão resumidas na Tabela 12. Observa-se que o componente suporta operação até 1 MHz, com faixa de alimentação típica entre 3 V e 5,5 V, saídas do tipo *open-drain* e ampla faixa de temperatura de operação. Além disso, o isolador oferece elevada imunidade a transientes, proteção *Electrostatic Discharge* (ESD) nos pinos do barramento e certificações de isolamento conforme normas internacionais (DIN EN IEC 60747-17, UL 1577, IEC 62368-1 e GB4943.1-2011), o que o torna adequado para aplicações em que segurança elétrica e confiabilidade são requisitos essenciais (Texas Instruments Inc., s.d.[c]).

Figura 35 – Isolador I^{2}C ISO1541.



Fonte: Adaptado de Texas Instruments Inc. (s.d.[c]).

Figura 36 – Conexões do isolador I^{2}C ISO1541.



Fonte: Adaptado de Texas Instruments Inc. (s.d.[c]).

Tabela 12 – Características do isolador I^{2}C ISO1541.

Característica	**Especificação**
Comunicação isolada bidirecional, compatível com I^{2}C	–
Suporte para operação até	1 MHz
Faixa de tensão de alimentação	3 V a 5,5 V
Saídas *open-drain*	3,5 mA (lado 1) e 35 mA (lado 2)
Faixa de temperatura de operação	$-40°$C a +125°C
Imunidade a transientes (típico)	$\pm$50 kV/μs
Proteção ESD HBM em todos os pinos	4 kV
Proteção ESD nos pinos do barramento	8 kV

Fonte: Adaptado de Texas Instruments Inc. (s.d.[c]).

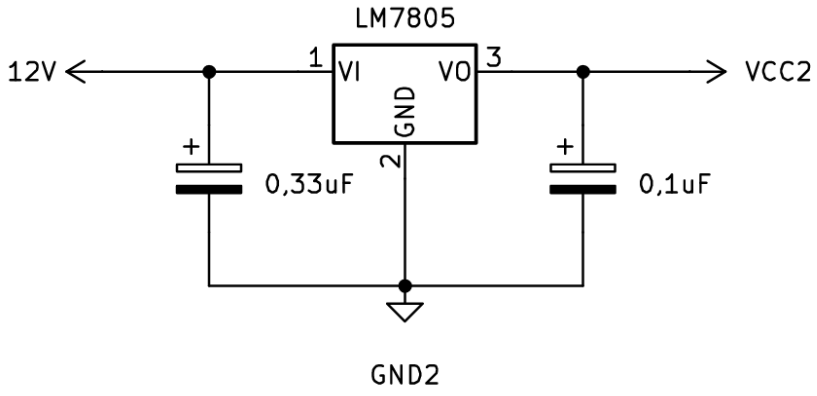
3.4 SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO E PERIFÉRICOS *I^{2}C*

O circuito foi concebido com base em metodologias consolidadas na literatura, previamente aplicadas com êxito à aquisição de sinais de NCS (Cossul et al., 2020; Cossul, 2018). Foram introduzidas adaptações específicas, destacando-se: (i) a opção por não utilizar um microcontrolador dedicado ao acionamento do estímulo e (ii) a incorporação de um barramento *I^{2}C* para a integração de periféricos.

3.4.1 Alimentação do Sistema de Eletroestimulação e Periféricos I^2C

No SEP foram utilizados dois tipos de alimentação, uma que utiliza uma fonte externa isolada de 12V e outra a partir de bateria, onde foi utilizado o mesmo conversor CC-CC do SAC, mas configurado para saída de 12V. Em relação aos componentes que precisam de alimentação em 5V para os isoladores, sensores, display e o potenciômetro digital (Figura 37).

Figura 37 – Circuito para conversão de 12V para 5V.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

.

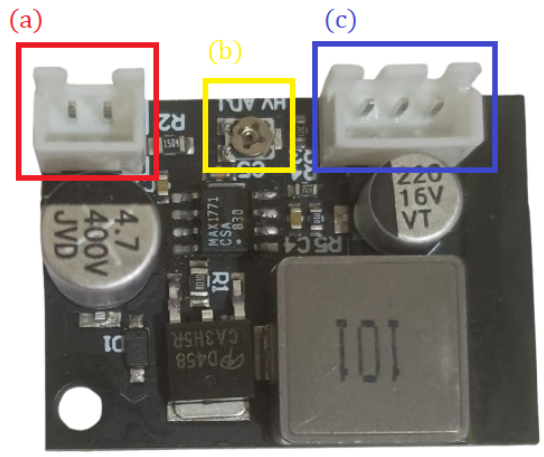
3.4.2 Elevação da Tensão para Estímulo

Para a escolha do módulo conversor elevador de tensão CC-CC, considerou-se que estímulos elétricos breves, com duração típica em torno de 0,2 ms e amplitude entre 100 e 300 V, são eficazes para excitar nervos periféricos saudáveis, conforme descrito por Kimura (2013). Com base nesse requisito, optou-se por um módulo CC-CC baseado no circuito integrado MAX1771, capaz de elevar uma tensão de alimentação entre 5 e 12 V para uma saída ajustável na faixa de aproximadamente 150 a 220 V.

No dispositivo desenvolvido, esse módulo é alimentado com 12 V e configurado para fornecer uma tensão de saída fixa em torno de 220 V, valor suficiente para provocar a despolarização das fibras nervosas.

Na Figura 38, a região indicada em (a) corresponde à saída do conversor, cuja tensão pode ser ajustada até cerca de 220 V por meio do potenciômetro mostrado em (b). A conexão assinalada como (c) refere-se à entrada de alimentação do módulo, composta pelos pinos de tensão de entrada (V_{in}), referência de terra (GND) e por um pino de controle de desligamento (*shutdown*), que permite gerenciar o funcionamento do conversor. Quando esse pino é conectado ao terminal GND, o conversor opera normalmente, fornecendo a tensão ajustada na saída; quando permanece desconectado de GND, o conversor é desativado, interrompendo a geração da tensão de saída.

Figura 38 – Módulo do conversor *boost* MAX1771.



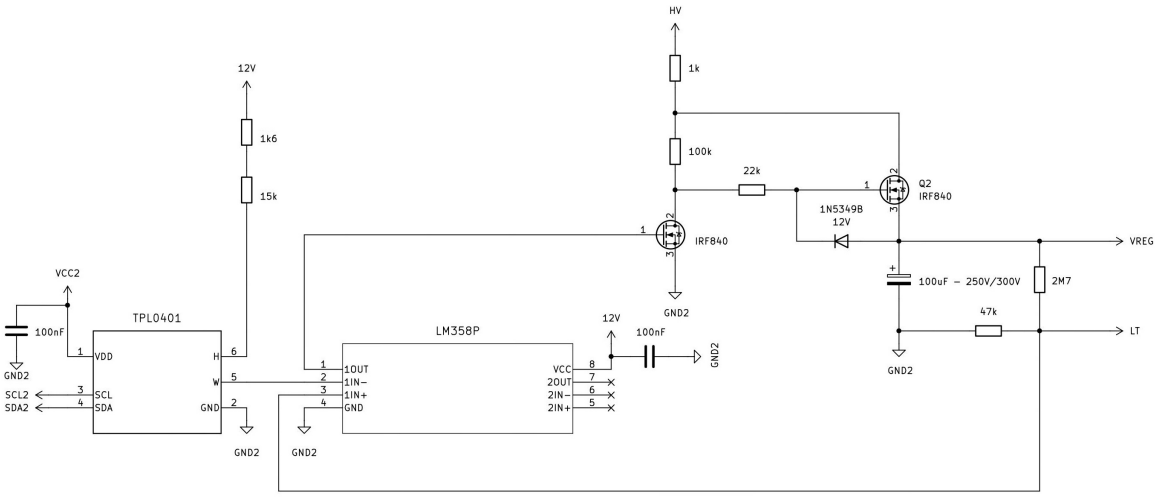
Fonte: Elaboração própria (2025).

.

3.4.3 Circuito de Controle de Tensão

O circuito regulador de tensão tem a função de definir o nível de tensão associado à amplitude do pulso e, por isso, deve operar com boa precisão e manter a saída estável em toda a faixa de operação do sistema. De forma geral, ele pode ser entendido em duas etapas principais: comparação de tensão e acionamento (*driver*). A Figura 39 apresenta o diagrama completo desse regulador.

Figura 39 – Circuito de controle de tensão.



Fonte: Adaptado de Cossul et al. (2020).

.

Na etapa de comparação, utiliza-se um amplificador operacional LM358 configurado como comparador de tensão. A entrada inversora recebe uma tensão de referência gerada por um divisor resistivo ajustável por meio de um potenciômetro digital. Já a entrada não inversora recebe a tensão de realimentação, derivada da

própria tensão regulada de saída (V_{REG}) e reduzida para a faixa de operação do amplificador por um segundo divisor de tensão.

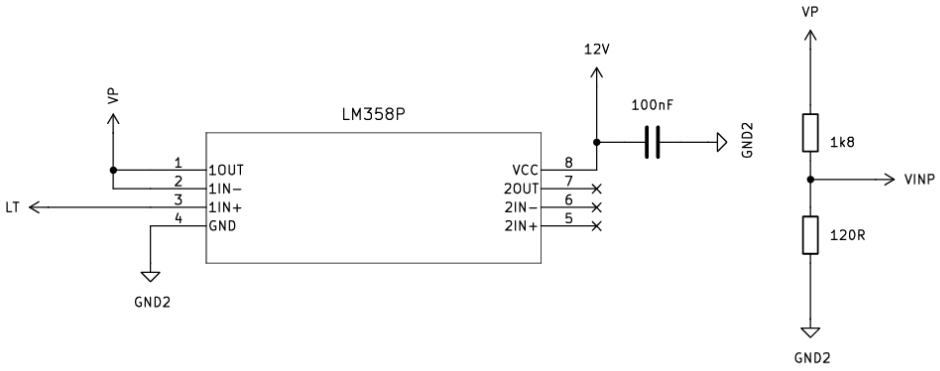
Na etapa de acionamento, a saída do LM358 é aplicada ao *gate* de um transistor MOSFET de potência (IRF840), que, em conjunto com um segundo MOSFET IRF840, controla o carregamento de um capacitor de 100 µF. A descarga desse capacitor ocorre pelos mesmos resistores utilizados na malha de realimentação. Para limitar a tensão no *gate* e proteger os transistores, emprega-se um diodo Zener de 12 V.

Do ponto de vista funcional, a tensão de referência define o padrão de chaveamento dos transistores e, consequentemente, regula o processo de carga do capacitor. A realimentação aplicada ao LM358 determina o ponto de equilíbrio do circuito, resultando em uma tensão de saída V_{REG} mantida próxima do valor ajustado. Neste projeto, admite-se uma faixa de ajuste de V_{REG} entre 0 e 220 V, com alimentação de V_{CC} = 12 V.

Para que a tensão ajustada no estágio de controle possa ser lida pelo μC por meio do AMC1100, é necessário um pequeno condicionamento de sinal. Esse condicionamento é feito por um estágio *buffer* conectado ao LT, conforme indicado na Figura 39. A saída desse *buffer* alimenta um divisor de tensão (Figura 40), que reduz o nível de tensão para uma faixa compatível com a entrada positiva do AMC1100 e, ao mesmo tempo, fecha a malha de realimentação da medida.

A partir da leitura realizada pelo AMC1100, os valores de tensão são convertidos, por meio de uma regressão previamente ajustada, em estimativas da tensão que foi configurada no circuito de controle via TPL0401. Dessa forma, é possível verificar se o estímulo aplicado encontra-se, ao menos aproximadamente, dentro do intervalo esperado para o exame.

Figura 40 – Circuito de condicionamento para leitura do nível de tensão de estímulo.



Fonte: Adaptado de Cossul et al. (2020).

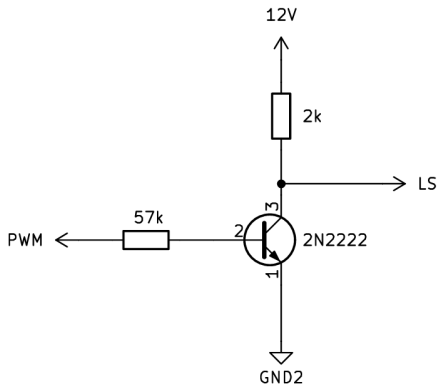
.

3.4.4 Circuito de Acionamento de Estimulação

Para o acionamento da etapa de eletroestimulação, o sinal de controle é gerado pelo microcontrolador e, em seguida, aplicado ao optoacoplador 6N137, que realiza o isolamento entre os blocos de aquisição e estímulo. A saída do 6N137, entretanto, apresenta lógica invertida e está limitada ao nível de tensão de sua própria alimentação, o que não é suficiente para o acionamento direto das entradas do CI IR2111, que operam em torno de 12 V.

Assim, em vez de corrigir a inversão apenas em *firmware*, adotou-se uma solução em *hardware* capaz de, simultaneamente, reinverter o sinal e promover a conversão de nível lógico da saída do 6N137 para o barramento de 12 V, conforme ilustrado na Figura 41. Para isso, foi utilizado um transistor bipolar 2N2222, configurado como porta inversora, garantindo níveis de tensão compatíveis com o IR2111, sem comprometer o isolamento entre os estágios e preservando a integridade do sinal de comando.

Figura 41 – Porta inversora e *level-shifter* para acionamento do CI IR2111.



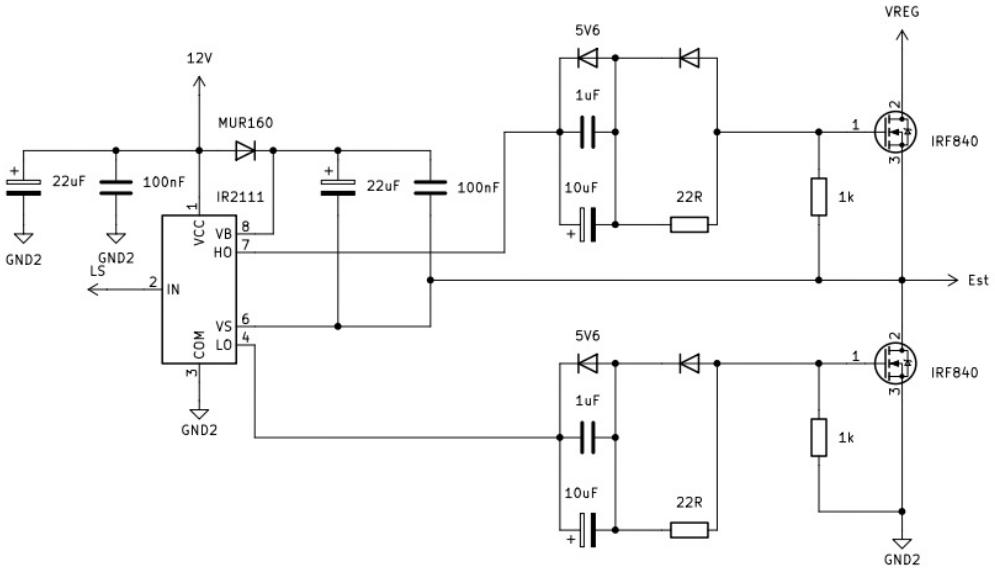
Fonte: Adaptado de Cossul et al. (2020).

O circuito de acionamento da etapa de estimulação é comandado pelo nível lógico proveniente do estágio de *level-shifting* (LS) (Figura 42). Esse sinal é aplicado ao *driver* IR2111, responsável pela excitação dos MOSFETs de potência. Esse CI é projetado de forma a evitar a condução simultânea dos transistores da meia-ponte, introduzindo um intervalo de não sobreposição (*dead time*) entre o desligamento de um dispositivo e o acionamento do outro. Dessa forma, reduz-se o risco de curto-circuito no barramento de alimentação e obtém-se, na saída, um pulso de estímulo com forma de onda quadrada monofásica.

A combinação entre o *driver* IR2111 e os MOSFETs gera o pulso de estímulo aplicado aos eletrodos, o qual é efetivamente entregue ao voluntário durante o exame e a aquisição dos sinais de condução nervosa. Cabe ressaltar que esse estágio é alimentado pelo circuito regulador de tensão de estímulo, responsável por definir a

amplitude do pulso aplicado.

Figura 42 – Circuito do *driver* de acionamento da etapa de eletroestimulação.



Fonte: Adaptado de Cossul et al. (2020).

3.4.5 Barramento I²C

O sensor AHT10 é um dispositivo digital para medição de temperatura e umidade, com interface *I²C*. Sua construção utiliza tecnologia MEMS, o que proporciona alta precisão, boa estabilidade em longo prazo e resposta rápida, mesmo em condições ambientais adversas (Aosong Electronics Co., 2019). Em termos de especificações, o módulo opera com tensão de alimentação entre 1,8 V e 6 V e apresenta margem de erro típica de aproximadamente $\pm$2% para umidade relativa e $\pm$0,3 °C para temperatura. A faixa de operação em umidade abrange de 0 a 100% RH, enquanto a faixa de temperatura vai de -40 a 85 °C. A Figura 43 ilustra o módulo AHT10 utilizado neste trabalho (cerca de $15\times10\times8$ mm).

O sensor MLX90614 é utilizado para medir a temperatura da pele do paciente durante o exame NCS. Trata-se de um termômetro infravermelho de alta precisão ($\pm$0,5 °C na faixa de 0 °C a 50 °C), capaz de fornecer leituras rápidas e sem contato físico. A comunicação com o sistema é realizada por meio do barramento *SMBus*, semelhante ao protocolo *I²C* (Melexis Technologies NV, 2025).

Neste trabalho, utilizou-se um sensor de temperatura por infravermelho baseado no controlador MLX90614ESF. Em termos elétricos e funcionais, esse módulo oferece uma saída em forma de sinal PWM com resolução de 10 bits e dispõe também de interface digital compatível com os protocolos *I²C*/*SMBus*. A faixa de temperatura ambiente suportada vai de -40 a 125,°C, enquanto a faixa de medição de temperatura de objetos se estende de aproximadamente -70 a 380,°C, o que permite seu uso tanto

Figura 43 – Sensor de temperatura e umidade AHT10.

Fonte: Elaboração própria (2025).

.

no monitoramento da temperatura da pele quanto em outras aplicações clínicas e laboratoriais. O dispositivo opera, tipicamente, com tensão contínua em torno de 3,3V.

Figura 44 – Sensor MLX90614.

Fonte: Elaboração própria (2025).

Optou-se pelo uso de sensores e de um display com comunicação I^2C para otimizar a utilização dos pinos do μC, que são limitados, de forma a preservar margem para a inclusão de novas funcionalidades em versões futuras do sistema.

Conforme ilustrado na Figura 45, foi adotado um display OLED como interface visual principal do equipamento. Esse display é utilizado tanto para depuração do sistema quanto para a operação autônoma, sem a necessidade do *software* no computador, funcionando como um recurso de apoio ao usuário durante o exame. O módulo incorpora o controlador SSD1306, um dispositivo em tecnologia CMOS projetado para painéis gráficos OLED/PLED de matriz pontilhada 128 $\times$ 64 pixels, conforme descrito no datasheet da Solomon Systech Systech (2008). Em termos de características gerais, o display opera em uma faixa típica de 2,2 a 5,5 V, utiliza comunicação I^2C e apresenta dimensões reduzidas (da ordem de 30 $\times$ 27 mm), o que facilita sua integração na placa de circuito impresso e no gabinete do equipamento.

Além disso, utiliza-se também o potenciômetro digital TPL0401, igualmente conectado ao barramento I^2C. Esse componente é responsável pelo ajuste da tensão

Figura 45 – Display OLED.

Fonte: Elaboração própria (2025).

de estímulo, conforme ilustrado no circuito de controle de tensão apresentado na Figura 39.

O TPL0401x-10 é um potenciômetro digital de canal único controlado pela interface I^2C, com 128 posições (TAPs) de ajuste e resistência total de 10 kΩ (Texas Instruments Incorporated, 2017). Opera com alimentação simples entre 2,7 e 5,5 V e foi projetado como substituto programável de potenciômetros mecânicos, facilitando o ajuste de níveis de tensão em diversos circuitos.

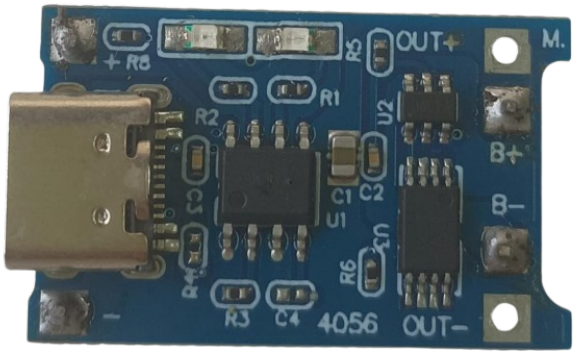
Neste projeto, o TPL0401 é conectado ao barramento I^2C e utilizado para ajustar, de forma digital e reprodutível, a tensão de estímulo, explorando o fato de que seu terminal de baixa resistência é internamente ligado ao GND. Esse ajuste é realizado no circuito de controle de tensão mostrado na Figura 39.

3.5 MÓDULOS DE CARREGAMENTO DAS BATERIAS

Para recarregar as baterias, utilizou-se um módulo carregador com interface USB Tipo-C (Figura 46), o que permite o uso de carregadores comuns, como os empregados em celulares e outros dispositivos portáteis. Esse módulo trabalha com uma tensão de entrada entre 4,5 V e 5 V e é compatível com baterias de íon de lítio ou polímero de lítio. A tensão máxima de saída é regulada em 4,2 V (com precisão típica em torno de $\pm$1%) e a corrente de carregamento pode chegar a aproximadamente 1000 mA.

Além disso, o circuito já incorpora funções de proteção, como limitação para descarga excessiva (próxima de 2,5 V), proteção contra corrente reversa de até 3 A e controle de carga com precisão da ordem de 1,5%, o que contribui para um processo de recarga mais seguro e confiável. Por fim, o módulo apresenta dimensões de cerca de 17,16 mm $\times$ 26,17 mm.

Figura 46 – Módulo para Carregar Bateria.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

3.6 CALIBRAÇÃO DOS NÍVEIS DE TENSÃO E TEMPERATURA SUPERFICIAL DA PELE

Para a realização dos ajustes dos níveis de tensão de estímulo, bem como para a calibração do sensor de temperatura de superfície da pele, empregou-se o método de regressão linear. A relação entre os valores medidos (x) e os valores de referência (y) foi modelada por meio de regressão linear simples, conforme descrito em Martin (2022), sendo expressa pela Equação (9):

$$y = \beta_1 x + \beta_0 \tag{9}$$

Em que β_0 é o intercepto da reta e β_1 o coeficiente angular (inclinação), indicando a variação esperada de y para cada incremento unitário em x.

Os coeficientes foram estimados pelo método dos mínimos quadrados, que consiste em minimizar a soma dos quadrados dos resíduos, conforme Equação (10):

$$S = \sum_{i=1}^{n} (y_i - \hat{y}_i)^2 \tag{10}$$

Em que n é o número de observações, y_i representa o valor observado e $\hat{y}_i$ o valor previsto pelo modelo. Esse procedimento garante que a reta ajustada seja a que melhor represente a tendência central do conjunto de dados apresentado.

Para realizar a conversão dos valores correspondentes aos passos do potenciômetro digital TPL0401A, configurado por meio da interface I^2C, foi utilizado o multímetro digital HIKARI HM2090. Com base nesses dados, foram conduzidas duas análises de regressão: a primeira estabeleceu a relação entre o passo do potenciômetro e a tensão de estímulo no qual foram feitas três medições e depois a média para aplicação na regressão; a segunda analisou a relação entre a tensão de saída e a leitura obtida pelo ESP32 por meio do conversor isolado AMC1100. Embora a correlação direta entre os valores do potenciômetro e a tensão de estímulo já permita

realizar as leituras, a inclusão da segunda análise garante maior confiabilidade ao processo, pois confirma que a saída está responsiva aos valores desejados.

Assim, a regressão linear foi utilizada para ajustar as leituras do sensor em relação a valores de referência obtidos em laboratório. Para isso, empregou-se o calibrador de temperatura Fluke 4180 (Figura 47). Esse procedimento foi adotado para corrigir desvios sistemáticos nas medições, como o offset, ajustando para que os valores do sensor ficassem alinhados ao padrão de referência. Para a calibração, foram realizadas três medições de temperatura com o sensor infravermelho na superfície do equipamento de referência, sendo posteriormente calculada a média desses valores, que foi utilizada na regressão linear em comparação ao valor de referência fornecido pelo equipamento. Resumidamente, inicialmente foi realizada a aquisição de dados e, em seguida, uma segunda aquisição, com o objetivo de verificar se o modelo de regressão proporcionou melhor ajuste da temperatura.

Figura 47 – Equipamento Calibrador Infravermelho de Precisão 4180.

Fonte: Elaboração Própria (2025).

3.7 TESTE PARA VERIFICAÇÃO DE ISOLAMENTO

A avaliação de segurança elétrica foi executada com o analisador Fluke ESA620 (Figura 48). Realizou-se inspeção de integridade de cabos de alimentação e de paciente, verificação das conexões e registro de identificação do equipamento sob teste.

O procedimento incluiu: medição da tensão de rede entre fase–neutro, neutro–terra e fase–terra; medição da corrente de fuga, neutro aberto e terra aberto,

Figura 48 – Equipamento Para Teste de Isolamento.

Fonte: Elaboração Própria (2025).

repetindo-se com polaridade invertida. O ESA620 realizou as comutações internas, aguardou estabilização e registrou os valores (AC+DC quando aplicável). Ensaios fora do escopo foram marcados como não aplicáveis.

Os resultados foram consolidados em relatório automático, com indicação de aprovado/reprovado por item, valores medidos e condições de ensaio.

3.8 ESTUDO PILOTO

Esta seção descreve a verificação do sistema e a metodologia adotada para a coleta, o processamento e a análise dos sinais, realizada por meio de um estudo piloto. Nesse estudo, foram conduzidos exames de condução nervosa do nervo mediano motor utilizando o dispositivo desenvolvido. Participaram 14 voluntários saudáveis, avaliados por um mesmo examinador, a fim de assegurar a padronização dos procedimentos.

Alguns conceitos aplicados na realização dos testes foram baseados no estudo piloto de Cossul (2018). Foram analisados os seguintes parâmetros eletrofisiológicos: latências distais e proximais, amplitude, área, duração dos potenciais de ação e velocidade de condução nervosa, comparando-se os resultados obtidos com dados normativos descritos na literatura.

Para a aquisição dos dados, adotou-se um arranjo no formato POCT. Nessa configuração, os sinais são coletados no próprio local de exame e armazenados diretamente em um cartão microSD, juntamente com metadados básicos da sessão (data, nervo avaliado, modo de aquisição e anotações sucintas). A opção pelo armazenamento local reduz a dependência de conexão em rede e simplifica o fluxo de trabalho. Posteriormente, esses arquivos (`.txt`/`.csv`, com colunas `time_ms` e `value_mV`) são importados para uma rotina de pós-processamento desenvolvida separadamente, na qual são aplicados filtros, identificados os marcadores de interesse (latência, pico, duração, entre outros) e geradas as tabelas de resultados.

3.8.1 Aspectos Éticos

O estudo piloto desta pesquisa integra o projeto intitulado *"Metodologias para Avaliação da Função Autonômica Aplicadas na Prevenção, Diagnóstico e Tratamento do Diabetes Mellitus"*, registrado sob o número de Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) 74863023.7.0000.0121.

O referido projeto obteve aprovação prévia pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (CEPSH-UFSC), por meio do parecer consubstanciado nº 6.450.185. A aprovação deste projeto está presente no Anexo B.

Antes de iniciar os testes, cada participante precisa ler com atenção e assinar, em duas vias, o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) referente a este projeto de pesquisa (Apêndice A). Uma via permanece com o voluntário, garantindo seu direito à informação, e a outra é arquivada pelos pesquisadores. Esse documento descreve de forma clara os objetivos do estudo, os procedimentos que serão realizados, possíveis riscos e benefícios, além de registrar os aspectos legais que asseguram a proteção e os direitos de quem participa.

3.8.2 População

O público-alvo deste estudo piloto é formado por indivíduos sem diagnóstico de DM, visando à avaliação do sistema X-NCS. Serão excluídos participantes com doenças infecciosas ou inflamatórias crônicas, insuficiência renal ou hepática, distúrbios tireoidianos não controlados, neoplasia ativa, desnutrição, deficiência de vitamina B12, câncer em andamento, consumo excessivo de álcool (30g/dia para homens e 15g/dia para mulheres), gestação, amputação de membros superiores, implante de dispositivos eletrônicos como o marcapasso, uso de fármacos que alterem a sudorese ou presença de neuropatia periférica.

3.8.3 Procedimentos Clínicos e Coleta de Dados

Os procedimentos foram realizados no IEB-UFSC, sob supervisão do Prof. Dr. Jefferson Luiz Brum Marques. Os voluntários foram convidados a participar de forma livre e informada; após leitura e esclarecimentos, assinou-se o TCLE.

3.8.3.1 Avaliação Inicial

A avaliação clínica foi conduzida por meio do Formulário de Avaliação Inicial (Apêndice B), elaborado no projeto e aprovado pelo comitê de ética. Das sete etapas previstas, utilizaram-se quatro: (i) identificação e contatos; (ii) determinação do membro superior dominante para padronização da coleta; (iii) histórico clínico relevante (diagnóstico de diabetes, comorbidades e dispositivos implantados); e (iv) hábitos de

vida (atividade física, consumo de álcool e tabagismo, com respectivas frequências). Essas informações foram empregadas para caracterização da amostra e controle de potenciais fatores de confusão.

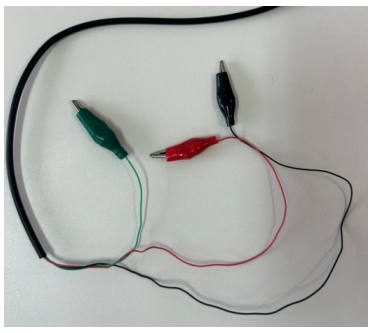
3.8.4 Eletrodos e Protocolo de Coleta de Dados

Para estimulação, utilizou-se um eletrodo de superfície com pontas em feltro e distância intereletrodos de 2 cm, cujas pontas eram previamente umedecidas em solução salina (soro fisiológico) (Figura 49). O registro do sinal foi realizado com dois eletrodos de superfície adesivos, conectados ao sistema por clipes tipo jacaré (Figura 50), além de um eletrodo de referência do tipo ECG. Para os eletrodos de registro e de referência, empregou-se um cabo de três vias com conectores tipo jacaré. A disposição dos eletrodos de estímulo, registro, referência e aterramento é ilustrada na Figura 51.

Figura 49 – Eletrodo de estímulo com feltro e espaçamento de 2 cm.

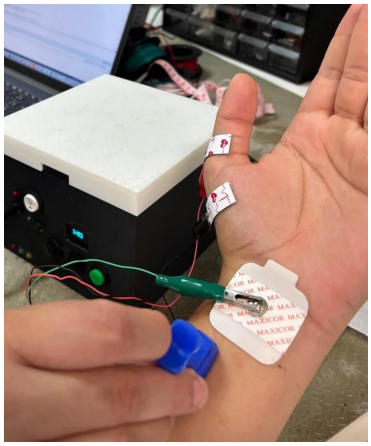
Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 50 – Cabo de conexão para eletrodos de registro (clipes tipo jacaré).



Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 51 – Posicionamento de eletrodos de estímulo, registro e referência.



Fonte: Elaboração própria (2025).

O protocolo de coleta de dados para o nervo mediano motor visou avaliar a condução nervosa com estimulação ortodrômica, a partir da região lateral da palma da mão direita. O eletrodo ativo de registro foi posicionado sobre o músculo abdutor curto do polegar, enquanto o eletrodo de referência foi colocado distalmente, em direção ao primeiro dedo. Definiram-se dois pontos de estimulação: S1 na face anterior do punho (aproximadamente 7–8 cm do eletrodo ativo) e S2 na região medial do braço, abaixo do bíceps, próxima à fossa cubital. O eletrodo de aterramento foi aplicado no punho, entre os locais de registro e de estímulo; quando se utilizou um eletrodo de ECG em substituição ao tipo pulseira, observou-se apenas aumento do artefato de estímulo, sem prejuízo da forma de onda registrada. Para a localização do nervo, solicitou-se ao voluntário a movimentação do polegar e, por meio da palpação da região anatômica correspondente, identificou-se o ponto mais adequado para a aplicação do estímulo. Durante a coleta, buscou-se evitar a ativação concomitante do nervo ulnar, utilizando o movimento do polegar como indicador da seletividade da estimulação. A temperatura da pele foi medida no pulso do voluntário, de forma concomitante à aquisição dos sinais de condução nervosa.

3.9 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE DADOS

O processamento e a análise dos sinais tiveram como objetivo extrair as principais características eletrofisiológicas registradas durante os testes. Para essa etapa, foi utilizada a plataforma Google Colab, que permite a execução de códigos em Python de forma gratuita e integrada, reunindo em um único ambiente as etapas de desenvolvimento, execução e visualização dos resultados.

No processamento, foram empregadas as bibliotecas NumPy, para manipulação de matrizes e cálculos numéricos, SciPy, para a aplicação de filtros digitais do tipo Butterworth voltados à remoção de ruídos e artefatos, e Matplotlib, responsável

pela visualização gráfica dos sinais processados. Essas ferramentas possibilitaram a execução de etapas fundamentais, como filtragem, remoção de *offset*, detecção de picos e passagens por zero, além do cálculo de amplitude, latência e velocidade de condução nervosa, garantindo maior precisão e reprodutibilidade na análise dos dados.

Os sinais do nervo mediano motor foram adquiridos com taxa de amostragem de 30 kHz e ganho de sistema igual a 6, por meio da interface gráfica desenvolvida neste trabalho. Após a aquisição, os dados foram processados no Google Colab com scripts em Python, aplicando-se filtros passa-alta de 2 Hz, passa-baixa de 10 kHz e *notch* de 60 e 120 Hz para eliminar ruídos de baixa frequência e interferências da rede elétrica.

Na etapa de análise, foram avaliados parâmetros como a distância entre os pontos de estímulo e registro, a latência, a duração da fase negativa, a amplitude e a área dessa fase. A velocidade de condução nervosa foi determinada a partir da distância entre os pontos de estímulo e da diferença entre as latências proximal e distal, refletindo a eficiência da propagação do impulso elétrico ao longo do nervo.

Os pontos de interesse foram extraídos em uma janela de 100 ms:

- ponto de estímulo (aproximadamente entre 8–11 ms);
- subida/latência (último mínimo antes da subida principal);
- pico do CMAP (maior amplitude após o estímulo);
- término (duração): segundo cruzamento da linha de base após o pico.

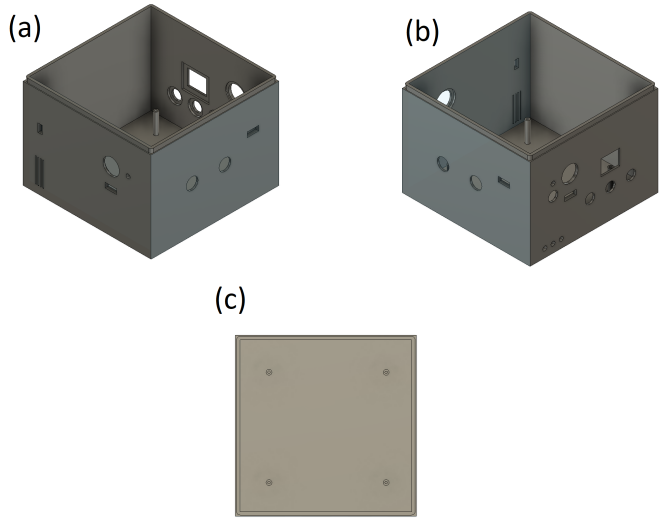
Por fim, a interpretação dos resultados considerou valores de referência e parâmetros de normalidade descritos em Kumbhare, Lawrence Robinson e Buschbacher (2015), permitindo comparar os achados experimentais com dados normativos da literatura e reforçando a validade fisiológica das medições obtidas.

3.10 MODELAGEM 3D

Para acomodar todos os módulos do equipamento, foi realizada a modelagem tridimensional do protótipo, o que permitiu conceber e ajustar as estruturas de acordo com os requisitos mecânicos e funcionais antes da fase de fabricação. Os modelos foram desenvolvidos no software Autodesk Fusion 360, utilizado sob licença educacional.

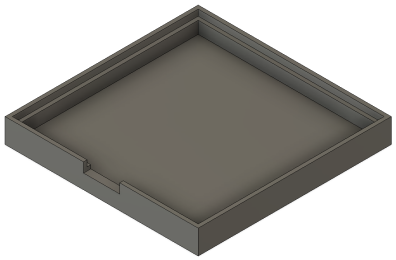
A caixa principal que abriga a eletrônica do sistema é apresentada na Figura 52, que mostra as vistas isométricas esquerda e direita, bem como a vista superior do compartimento. A tampa removível, projetada para facilitar o acesso ao interior do gabinete e à manutenção dos módulos, é detalhada na Figura 53. Já a Figura 54 ilustra o compartimento destinado ao sensor de temperatura.

Figura 52 – Caixa de compartimento do circuito: (a) vista isométrica esquerda, (b) vista isométrica direita e (c) vista superior.



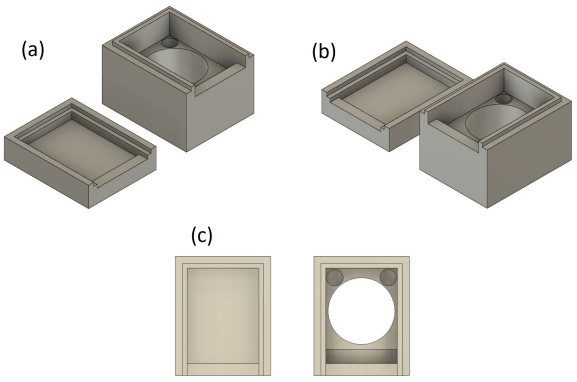
Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 53 – Vista isométrica esquerda da tampa da caixa.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 54 – Compartimento para o sensor de temperatura: (a) vista isométrica esquerda, (b) vista isométrica direita e (c) vista superior.



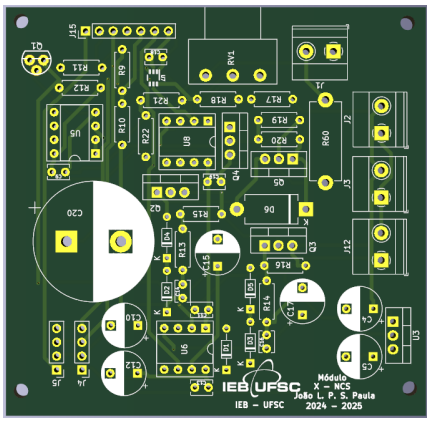
Fonte: Elaboração própria (2025).

Para a fabricação das estruturas do protótipo, utilizou-se a impressora 3D Creality K1. Todas as peças foram impressas em PLA, material escolhido pela estabilidade dimensional, boa qualidade de acabamento superficial e reprodutibilidade. O volume útil de impressão (aproximadamente 220 $\times$ 220 $\times$ 250 mm) atendeu plenamente às exigências do projeto.

3.11 PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO

Foi projetada uma placa de circuito impresso (PCB, *Printed Circuit Board*) para integrar os componentes anteriormente descritos. Adotou-se uma configuração de duas camadas, superior (*top layer*) e inferior (*bottom layer*), com o objetivo de otimizar a área de *layout*. O esquemático e o roteamento foram desenvolvidos no KiCad, um *software* livre e de código aberto, com amplo suporte da comunidade. A Figura 55 apresenta a PCB referente ao circuito de estímulo, com área de 77 mm $\times$ 75 mm (altura $\times$ largura).

Figura 55 – Layout da PCB de Estimulo.

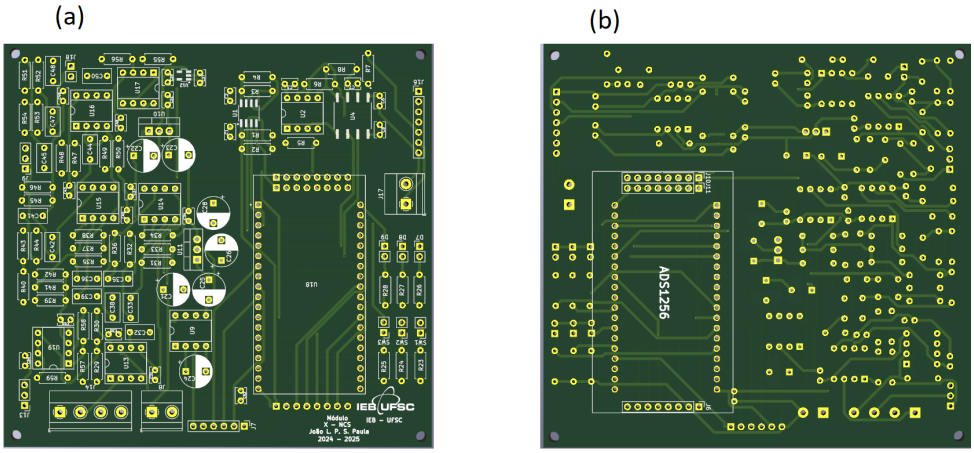


Fonte: Elaboração Própria (2025).

.

Na Figura 56, temos o layout relacionado a parte de aquisição de sinais e pré processamento de sinais, que possui dimensões de 100mmx100mm(Atura x Largura) aproximadamente. Na bottom layer é possível visualizar onde é conectado o módulo ADS1256.

Figura 56 – Layout da PCB de Aquisição: (a) top layer e (b) bottom layer.



Fonte: Elaboração Própria (2025).

.

Na Figura 56, em especial no painel (a), observa-se, à direita, a área destinada ao módulo ESP32. Nessa região, foram soldados dois barramentos de 19 pinos, totalizando os 38 pinos disponíveis do μC. Para otimizar o uso do espaço no compartimento projetado em modelagem 3D, desenvolveram-se duas placas distintas, que serão montadas de forma sobreposta: a placa de aquisição na parte inferior e a placa de estímulo na parte superior.

3.12 DESENVOLVIMENTO DE FIRMWARE E SOFTWARE

O desenvolvimento foi realizado em Arduino IDE, utilizando o núcleo Arduino para ESP32 e a linguagem C++. O ambiente reúne as bibliotecas nativas de comunicação e armazenamento (SPI, Wire e SD) e bibliotecas de terceiros para interface e sensores, como os pacotes Adafruit para o display OLED e para os sensores de temperatura e umidade. A compilação e a gravação ocorrem diretamente para a placa ESP32 DevKit, com monitoramento via porta serial para depuração e registro de eventos durante os testes.

Ambos os *firmwares* apresentados nesta seção foram gerados a partir desse mesmo ambiente e compartilham a mesma base de código e de dependências. O primeiro *firmware* foca na operação local tipo POCT, organizando aquisição, pré-processamento e apresentação de métricas diretamente no dispositivo. O segundo *firmware* incorpora a camada de comunicação com o SDC-X, adicionando o servidor WebSocket e a lógica de sessão para transmissão bidirecional dos dados. Essa estratégia de desenvolvimento comum permite reutilizar *drivers* e rotinas de processamento.

3.12.1 Sistema baseado em POCT

No início do procedimento, o sistema registra temperatura da pele, temperatura ambiente e umidade apenas para documentar as condições sob as quais os dados foram coletados. Em seguida, apresenta um menu de seleção do protocolo: no modo automático, realiza uma varredura do nível de estímulo, identifica o platô da resposta e aplica uma margem de segurança para fixar o estímulo supramáximo; no modo manual, o operador ajusta o estímulo em passos com *feedback* no display.

A aquisição é sincronizada por *hardware*: o estímulo é aplicado em instante conhecido, o traçado é amostrado em alta taxa e o momento do estímulo permanece marcado para referência temporal. Tipicamente, realizam-se três capturas sucessivas que, depois, são promediadas para reduzir ruído. No processamento, o *firmware* remove a linha de base, mede a amplitude em uma janela e estima a latência a partir do primeiro cruzamento consistente do zero após o estímulo, mitigando artefatos iniciais.

Ao final, o sistema apresenta um sumário com amplitude, latência e tensão aplicada no estímulo supramáximo, permite a visualização do traçado médio e armazena os sinais e as métricas acompanhados das condições ambientais registradas.

3.12.2 Sistema Vinculado ao SDC-X

A construção das três telas *Acquisition*, *Exam* e *Results* seguiu um ciclo iterativo de prototipagem, testes com dados reais e ajustes de usabilidade. Partiu-se de requisitos funcionais mínimos (conectar o dispositivo, configurar o estímulo, adquirir e visualizar o traçado, extrair parâmetros e apresentar a interpretação) e de requisitos não funcionais (boa resposta da interface, reprodutibilidade dos arquivos gerados e tolerância a falhas de conexão). As telas foram implementadas em *PyQt5*, utilizando componentes gráficos do *pyqtgraph*, para garantir interações fluídas, como zoom, deslocamento do sinal e exibição dos valores instante–amplitude ao posicionar o cursor, além de uma renderização eficiente dos traçados. A comunicação em segundo plano com o dispositivo foi desacoplada da camada de interface por meio de *WebSocket* sobre TCP (porta 80), evitando travamentos no laço principal de eventos da aplicação.

Na tela *Acquisition*, adotou-se um fluxo de trabalho linear, com verificações explícitas em cada etapa: conexão, calibração do estímulo (largura do pulso e tensão inicial), medição de temperatura e umidade e, por fim, aquisição dos sinais. A taxa de amostragem do sistema foi fixada em 30 kHz, permitindo registrar potenciais de curta duração com resolução temporal adequada, enquanto a reprodução da última gravação utiliza 300 Hz para mitigar perdas de dados via Wi-Fi. A organização dos dados foi padronizada nos arquivos `FINAL.txt`, com cabeçalho e colunas `time_ms` e

`value_mV`, e `exam_summary.json`, contendo informações de progresso e distâncias.

Na tela *Exam*, foi adotado um único modo de visualização de gráfico, com estimativa robusta da frequência de amostragem a partir do passo temporal médio, o que permite operar tanto com arquivos *csv* pós-processados quanto com leitura direta de arquivos *txt*. A sequência de processamento em fase zero, composta por filtro passa-alta de 2 Hz, filtro rejeita-faixa em 60/120 Hz e filtro passa-baixa de 10 kHz, e a detecção dos marcos do sinal (instante do estímulo, pico, passagem pelo zero, latência e término) foram validadas com registros reais, priorizando estabilidade frente a ruído e pequenas variações da linha de base. O modo de edição permitiu correções pontuais com cliques, como remoção ou restauração de amostras e redefinição direta de parâmetros, acompanhadas de mensagens explicativas para reduzir erros de manipulação.

Na tela *Results*, a metodologia concentrou-se em consolidar as métricas em *z-score* para latência, amplitude, velocidade de condução, área negativa e duração, utilizando tabelas normativas estratificadas por idade e sexo, quando disponíveis, ou referências gerais como alternativa. O plano amplitude versus velocidade adotou limites inferiores de referência dinâmicos, atualizados de acordo com as faixas de idade.

4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados obtidos ao longo do desenvolvimento deste trabalho, incluindo as etapas de projeto e testes do subsistema X-NCS e os achados do estudo piloto.

4.1 O SISTEMA X-NCS

O sistema X-NCS é composto por *hardware*, *firmware* e *software*. A versão em modo POCT é a única que não depende do *software* de análise: nesse caso, um *firmware* dedicado realiza a aquisição dos dados e apresenta as informações diretamente no display para o usuário, além de salvar o sinal no cartão microSD.

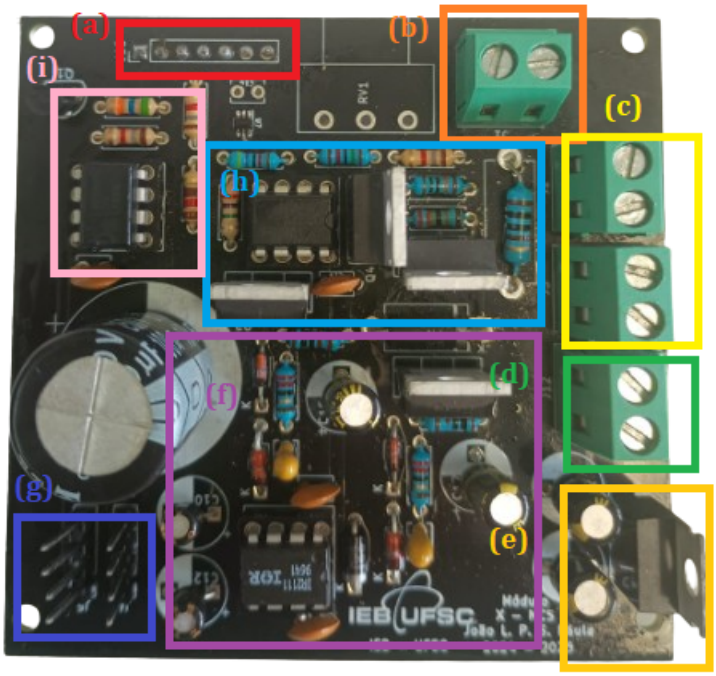
4.1.1 PCB Desenvolvida

A PCB desenvolvida nesta pesquisa foi projetada para facilitar a identificação e correção de falhas. Para isso, optou-se inicialmente pelo uso predominante de componentes do tipo *Through-Hole Technology* (THT), exceto naqueles casos em que os componentes estavam disponíveis apenas em versões *Surface-Mount Device* (SMD). Toda a soldagem foi feita manualmente no Laboratório de Instrumentação do IEB.

4.1.1.1 Circuito de Eletroestimulação e Periféricos I2C

O circuito de Eletroestimulação e Periféricos I^2C está apresentado na Figura 57. Os principais blocos são: (a) barramento que interliga a placa superior (eletroestimulação) à placa inferior (aquisição e controle); (b) borne de saída do conversor *boost*, que eleva a tensão até cerca de 220 V; (c) bornes de alimentação (fonte de 12 V e entrada do conversor *boost*); (d) conector de saída de estímulo para o eletrodo ativo; (e) conversor de 12 V para 5 V para alimentação do barramento I^2C e dos isoladores; (f) estágio de *driver* para chaveamento do CI 2111; (g) barramento I^2C para sensores e display; (h) circuito de controle de tensão via potenciômetro digital; e (i) condicionamento de sinal para o AMC1100.

Figura 57 – PCB soldada do circuito de Eletroestimulação e Periféricos I^2C: (a) barramento de interligação entre placas; (b) borne da saída do conversor *boost* (até 220 V); (c) bornes de alimentação de 12 V (fonte e *boost*); (d) conector da saída de estímulo (eletrodo ativo); (e) conversor 12 V→5 V para I^2C e isoladores; (f) *driver* de chaveamento do CI 2111; (g) barramento I^2C para sensores e display; (h) controle de tensão por potenciômetro digital; (i) condicionamento de sinal para o AMC1100.



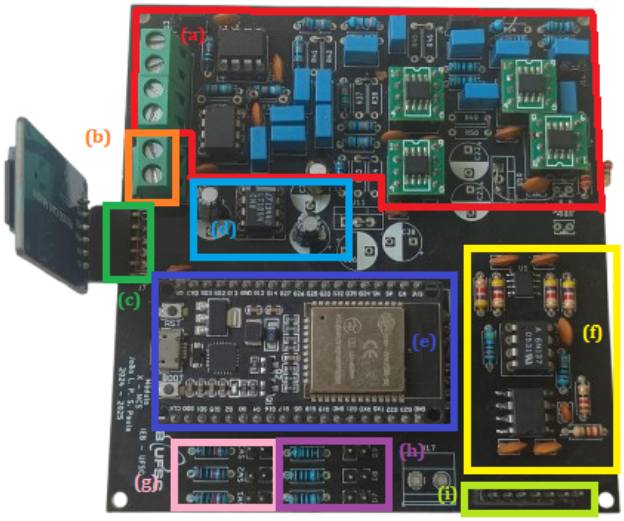
Fonte: Elaboração própria (2025).

4.1.1.2 Circuito de Aquisição de Sinais e Controle

O SAC (Figura 58) reúne o condicionamento analógico para o A/D, a alimentação local e as interfaces digitais e isoladas do sistema. O estágio de entrada realiza a filtragem e o condicionamento necessários para o ADS1256. A alimentação de 5 V é distribuída para os blocos lógicos e para um conversor que gera a referência negativa usada no caminho analógico. A comunicação com o armazenamento é feita por um barramento SPI dedicado ao cartão microSD, enquanto o microcontrolador central coordena a aquisição, o chaveamento e o registro dos dados.

A interface com a placa de eletroestimulação e com os periféricos I^2C é feita por estágios de isolamento (ISO1540, 6N137 e AMC1100), garantindo separação galvânica entre os domínios de estimulação e aquisição. Os circuitos de *pull-down* definem estados estáveis para os botões de usuário, e LEDs dedicados indicam o estado de operação. A conexão entre as placas é feita por um barramento específico de interligação.

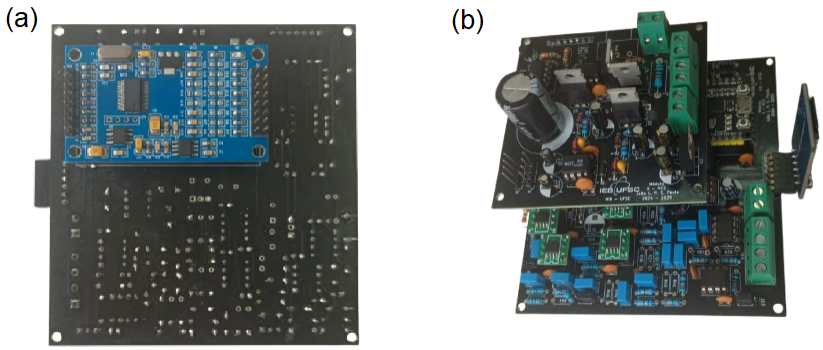
Figura 58 – Circuito de Aquisição de Sinais e Controle: (a) estágio de filtragem e condicionamento para o ADS1256; (b) entrada de alimentação de 5 V; (c) barramento SPI dedicado para cartão microSD; (d) circuito gerador de referência negativa com o LT1054 para o condicionamento/filtragem; (e) microcontrolador conectado; (f) três estágios de isolamento para interface com eletroestimulação e periféricos I^2C (ISO1540, 6N137 e AMC1100); (g) circuitos de *pull-down* para os botões; (h) circuitos dos LEDs de sinalização; (i) barramento de interconexão com a placa de eletroestimulação e periféricos I^2C.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Na vista inferior (Figura 59 (a)), observa-se apenas o módulo ADS1256 já instalado. Na Figura 59 (b), veem-se as placas empilhadas e interconectadas, configuração necessária para o funcionamento completo do sistema.

Figura 59 – Vista inferior e placas conectadas: (a) vista inferior do SAC e (b) representação das placas conectadas.



Fonte: Elaboração própria (2025).

4.1.2 Modelagem 3D

Na Figura 60, é possível visualizar o sensor de temperatura instalado no compartimento projetado para manter, em relação à superfície da pele, a mesma distância utilizada durante a calibração.

Figura 60 – Sensor de temperatura dentro do invólucro 3D desenvolvido.

Fonte: Elaboração própria (2025).

Em relação ao compartimento principal, que abriga a maior parte do *hardware*, a Figura 61 mostra a interface frontal do equipamento. O conector USB tipo-C, usado para atualização de *firmware*, foi posicionado em uma região de fácil acesso, evitando a necessidade de desmontar as placas a cada ajuste. Foram integrados dois conectores tipo Mike de 4 vias: o da direita destinado ao eletrodo de estimulação e o da esquerda para a captação dos sinais. No caso da estimulação, apenas duas vias são utilizadas; na aquisição de sinais, usam-se as quatro vias (três para aquisição e uma para a blindagem do cabo), que pode futuramente ser integrada ao circuito para uso do RLD, se desejado.

Figura 61 – Parte frontal do compartimento do *hardware*.

Fonte: Elaboração própria (2025).

A Figura 62 apresenta a vista isométrica esquerda da caixa. Observa-se o LED de sinalização do lado de aquisição e controle, o botão branco de acionamento do

sistema e o conector USB tipo-C para carregamento da bateria. Também são visíveis a conexão ao barramento I^2C para o sensor de temperatura da pele e a região hachurada destinada ao sensor de temperatura e umidade do ambiente, pensada para reduzir o efeito do enclausuramento nos valores medidos.

Figura 62 – Vista isométrica esquerda montada.

Fonte: Elaboração própria (2025).

Na vista isométrica direita (Figura 63), observam-se três botões e um display, usados principalmente na operação em contexto POCT. Há um botão de acionamento quando o sistema opera por bateria, habilitando o estimulador e os periféricos I^2C; um conector DC Jack para uso com fonte de 12 V; um conector USB tipo-C para carregamento; um LED que indica operação via bateria; e LEDs de status. Quando integrado ao software SDC-X, esses LEDs têm funções definidas: o vermelho indica conexão WebSocket ativa, o verde indica execução de teste motor e o amarelo indica execução de teste sensorial.

Figura 63 – Vista isométrica direita montada.

Fonte: Elaboração própria (2025).

4.2 CALIBRAÇÃO DOS NÍVEIS DE TENSÃO E DA TEMPERATURA SUPERFICIAL DA PELE

No capítulo 3 foi apresentada a metodologia usada para a calibração do sensor de temperatura e dos níveis de tensão obtidos a partir da variação do potenciômetro digital. Para isso, ajustaram-se modelos de regressão que relacionam as variáveis medidas com os parâmetros de controle, permitindo ajustar essas grandezas dentro das limitações impostas pelo *hardware*.

4.2.1 Relação entre Posição do Potenciômetro e Tensão de Estímulo

Para caracterizar o estágio de geração de estímulo, foram ajustados dois modelos lineares por mínimos quadrados nos intervalos de entrada: entre 1,65 e 2,49 V para o AMC1100 e entre 10 e 110 para a posição do potenciômetro digital. O primeiro modelo relaciona a tensão no isolador (V_{AMC}) com a tensão aplicada à carga (V_{stim}), enquanto o segundo relaciona diretamente a posição do potenciômetro digital (*TAP*) a V_{stim}. Como mostra a Equação (11), trata-se de uma relação inversa: um aumento de 0,01 V em V_{AMC} reduz $\hat{V}_{stim}$ em cerca de 2,32 V (R^2 = 0,9999), o que indica excelente linearidade no intervalo testado.

$$\hat{V}_{stim} = -232{,}0978\, V_{AMC} + 601{,}7111, \tag{11}$$

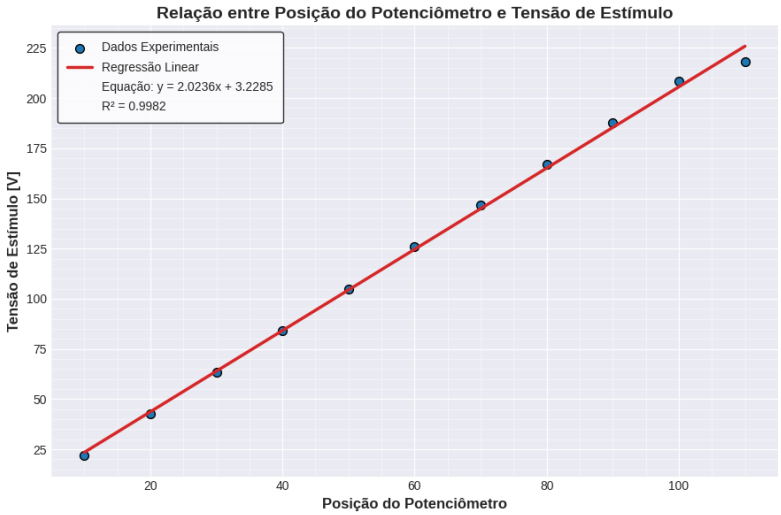
A Equação (12) mostra uma relação direta: cada incremento unitário em *TAP* aumenta $\hat{V}_{stim}$ em aproximadamente 2,02 V, com um *offset* fixo de 3,23 V (R^2 = 0,9982). A partir desse modelo, é possível estimar a posição do potenciômetro necessária para atingir uma tensão de estímulo desejada, conforme a Equação (13):

$$\hat{V}_{stim} = 2{,}0236\, TAP + 3{,}2285, \tag{12}$$

$$TAP \approx \frac{V_{stim} - 3{,}2285}{2{,}0236}, \tag{13}$$

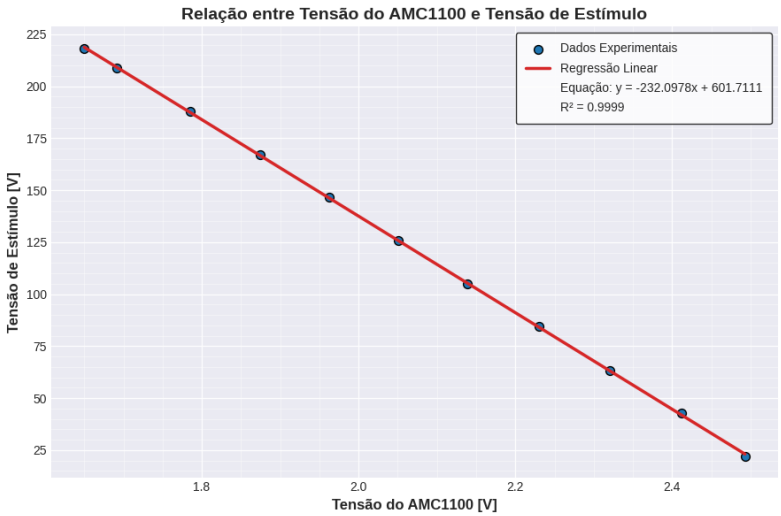
Dessa forma, as Equações (11), (12) e (13) confirmam o comportamento linear do sistema e oferecem ferramentas práticas para calibração e operação, tanto pelo caminho analógico (via AMC1100) quanto pelo ajuste digital da posição do potenciômetro. As representações dessas regressões lineares podem ser visualizadas nas Figuras 64 e 65.

Figura 64 – Regressão de calibração da tensão de estímulo pela variação da posição do potenciômetro.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 65 – Regressão de calibração da tensão de estímulo pela leitura do isolador AMC1100.



Fonte: Elaboração própria (2025).

A comparação entre os dois modelos mostrou resultados consistentes, com coeficientes de determinação elevados ($R^2 > 0{,}99$). Isso indica que o sistema responde de maneira previsível às variações de entrada. Enquanto o modelo baseado no *TAP* é mais direto para definir a tensão desejada, a análise via AMC1100 permite acompanhar a tensão efetivamente aplicada à carga. Os resultados também indicam que a mesma abordagem pode ser adaptada para potenciômetros analógicos, permitindo ajustes manuais caso os digitais não estejam disponíveis. Assim, os modelos confirmam a linearidade do circuito e reforçam sua aplicabilidade prática.

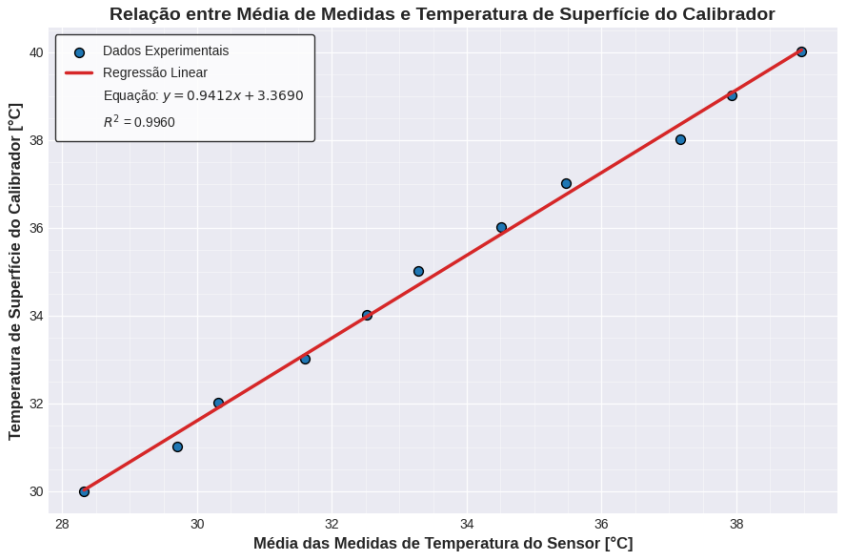
4.2.2 Calibração do Sensor de Temperatura por Regressão Linear

A calibração do sensor de temperatura foi feita comparando-se a média das leituras do sensor (T_{sens}, em °C) com a temperatura de superfície medida no calibrador (T_{cal}, em °C). Para isso, ajustou-se um modelo linear por mínimos quadrados no intervalo de aproximadamente 30–40 °C. O modelo obtido é mostrado na Equação (14).

$$\widehat{T_{cal}} = 0{,}9412\, T_{sens} + 3{,}3690, \tag{14}$$

O ajuste apresentou coeficiente de determinação $R^2 = 0{,}996$, indicando que o modelo explica mais de 99% da variação observada nos dados experimentais. Os coeficientes mostram um erro sistemático composto por um *offset* positivo de cerca de 3,37 °C (intercepto) e um ganho ligeiramente menor que 1 (0,9412). Na faixa analisada, isso significa que o sensor tende a subestimar as temperaturas, aproximando-se do valor real à medida que a temperatura aumenta. A correção é simples: para cada leitura T_{sens}, a estimativa calibrada $\widehat{T_{cal}}$ é obtida diretamente pela Equação (14). A Figura 66 ilustra o ajuste.

Figura 66 – Regressão de calibração da temperatura de superfície da pele.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Foi elaborado um relatório de calibração, apresentado no Apêndice C, descrevendo o uso do calibrador de temperatura Fluke 4180, seguindo o procedimento técnico PT–102, baseado nas orientações do INMETRO (Coordenação Geral de Acreditação (Cgcre), 2020). O ensaio foi realizado no Laboratório de Metrologia em Saúde do IEB–UFSC. Ao todo, foram avaliados 11 pontos de temperatura simulados no padrão de corpo negro do calibrador, ampliando o número de medições em relação ao previsto inicialmente. Para cada ponto, o sensor infravermelho realizou três leituras, cuja média foi então comparada ao valor de referência.

4.3 DESEMPENHO DO ESTÍMULO ELÉTRICO

Foram realizados testes de bancada com um osciloscópio Tektronix para avaliar o comportamento do circuito de estimulação em diferentes condições de carga resistiva. As medições foram feitas aplicando pulsos sobre resistores de 100 , 1 kΩ e 10 kΩ, além da condição sem carga, com o objetivo de observar o efeito da impedância na forma de onda gerada.

Esses testes tiveram como objetivo principal verificar a integridade e a estabilidade do sinal de saída, observando a presença de possíveis distorções, *overshoot* ou variações na amplitude e na duração dos pulsos. Também foi analisada a correspondência entre a largura de pulso programada e o sinal efetivamente gerado, de modo a confirmar se o circuito de estimulação estava se comportando conforme o esperado.

Durante os ensaios, foi observado que, para cargas de maior impedância, como 1 kΩ e 10 kΩ, ocorreu uma pequena redução de aproximadamente 2 V na tensão de pico em relação ao valor máximo ajustado de 220 V. Essa variação apareceu de forma consistente e foi considerada aceitável para o tipo de circuito utilizado.

Foi elaborado um relatório detalhado com os resultados para diferentes níveis de tensão configurados (50 V, 100 V, 150 V, 200 V e 220 V), com o objetivo de documentar o comportamento do circuito em cada condição de operação. Esse relatório completo está no Apêndice D.

Também foram medidos os atrasos entre o sinal de disparo aplicado à entrada do CI IR 2111 e o sinal de saída correspondente, medido no ponto de contato com o paciente. Esses atrasos ficaram abaixo de 5 μs.

Considerando a taxa de amostragem de 30 kHz (período de aproximadamente 33,3 μs por amostra), esses atrasos representam apenas uma fração pequena desse período e, portanto, não tendem a afetar de forma relevante a temporização do estímulo. Do ponto de vista teórico, esse resultado é compatível com o uso do CI 6N137, cujo atraso de propagação típico é da ordem de poucos ns, dependendo da carga e das condições de operação. Além disso, a geração do estímulo foi organizada em rotina com RTOS, justamente para reduzir atrasos e tornar o acionamento mais estável no tempo.

4.3.1 Firmware da Versão Baseada em Point-of-Care

O *firmware* desenvolvido para a versão *point-of-care* executa o fluxo completo do exame de condução nervosa em um ESP32. Ele gera o estímulo elétrico, adquire o sinal a 30 kS/s, aplica um pré-processamento simples e calcula automaticamente as principais métricas (amplitude e latência). Esse *firmware* integra o ADC ADS1256 (aquisição e sincronismo via `DRDY`), o potenciômetro digital TPL0401 (controle da

intensidade do estímulo via TAP), o isolador AMC1100 (leitura analógica para estimar a tensão de estímulo por regressão linear), o cartão SD (armazenamento de traçados e métricas), o display OLED SSD1306 128×32 (interface imediata), os sensores MLX90614/AHTX0 (temperatura da pele, temperatura ambiente e umidade), além de LEDs e três botões (decremento, incremento e confirmação).

A lógica de alto nível é organizada como uma FSM, o que torna o comportamento mais previsível e facilita a manutenção do código. Na prática, cada etapa do exame corresponde a um estado bem definido, e as transições ocorrem por eventos de botão (clique e *hold*), por temporizações (por exemplo, a janela de 10 s de medição ambiental) ou pelo término de rotinas importantes (fim da aquisição, cálculo de métricas, salvamento em SD). O ciclo típico segue a sequência: `ST_WAIT_START` (aguarda interação do usuário), `ST_ENV`/`ST_ENV_WAIT` (mede e apresenta as médias de temperatura e umidade), `ST_MENU` (seleção do protocolo manual ou automático), `ST_AUTO_SET_START` ou `ST_ADJUST_MAN` (definição do TAP), `ST_RUNNING_AUTO` ou `ST_RUNNING_MAN` (aquisições), `ST_SUMMARY` (resumo das métricas) e `ST_PLOT` (visualização rápida do traçado). Essa organização separa bem a interface, a aquisição, o estímulo e o armazenamento, o que simplifica os testes e ajuda a limitar problemas a cada estado, caso ocorra alguma falha (Figura 67).

A aquisição é rigidamente sincronizada pelo pino `DRDY` do ADS1256, garantindo intervalos de tempo constantes entre as amostras. O estímulo elétrico, com largura de 200 µs, é disparado quando o índice de amostragem atinge o ponto programado dentro de um quadro de 100 ms, e o índice real em que o estímulo ocorreu é registrado como referência temporal. Se esse índice não estiver disponível, utiliza-se 10 ms como referência nominal. Antes do cálculo das métricas, o *offset* do traçado é removido pela média do trecho pré-estímulo (0–8 ms).

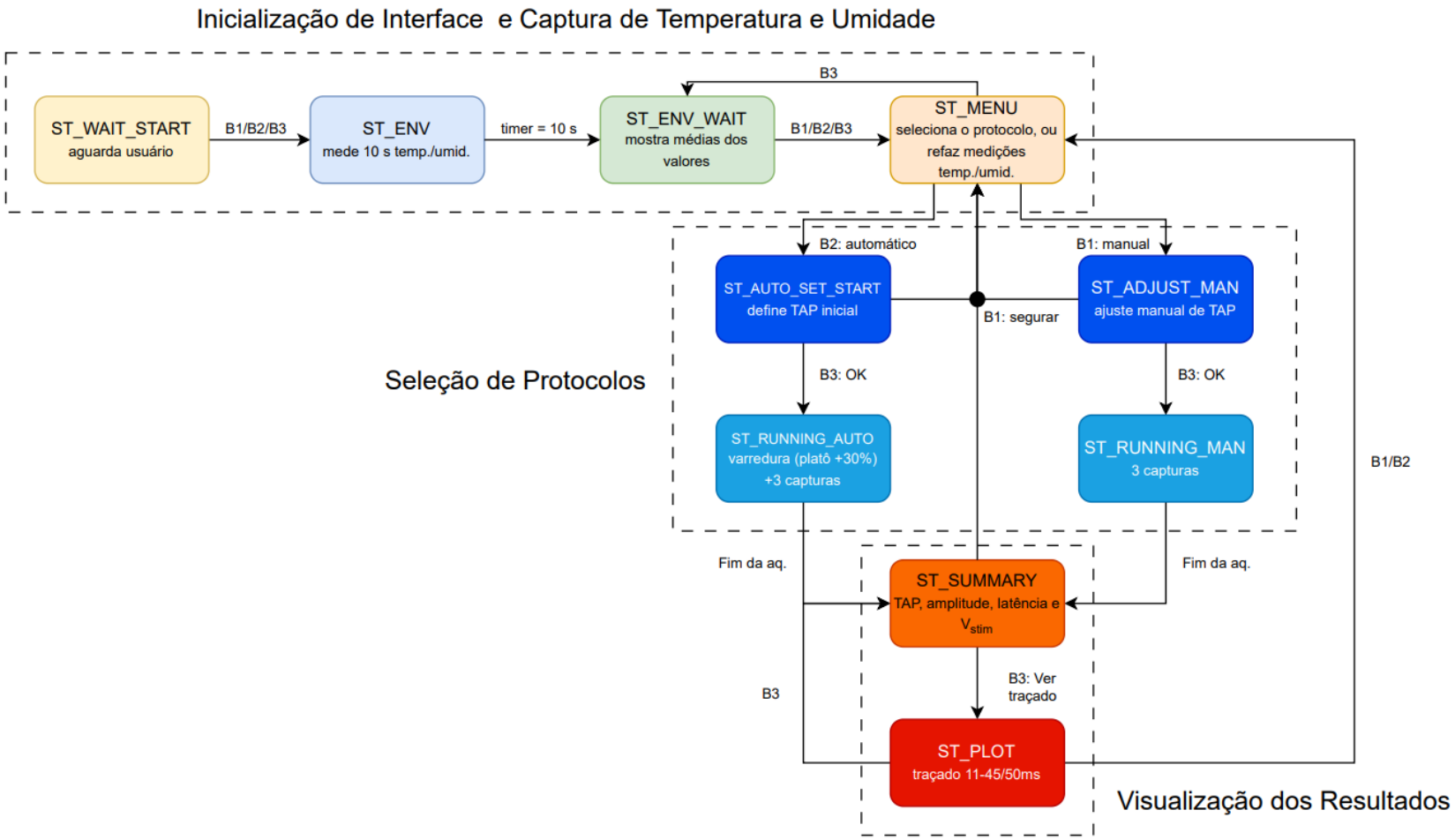
As métricas são calculadas sobre o traçado médio sem *offset*. A amplitude é o valor absoluto máximo entre 11 e 50 ms, e a latência é a primeira passagem por zero após 1 ms do estímulo, identificada por mudança de sinal e refinada por interpolação linear (resolução subamostral). A intensidade do estímulo é acompanhada de duas maneiras: pelo mapeamento da tensão do estimulador (controle determinístico) e pela estimativa via AMC1100, usando a relação $V_{\text{stim}} = A \cdot V_{\text{amc}} + B$.

No protocolo automático (*supramáximo*), o *firmware* aumenta o TAP em passos fixos. Em cada nível, realiza duas aquisições, registra os traçados no SD e calcula a amplitude média na janela de interesse. O platô é reconhecido quando o ganho relativo de amplitude fica abaixo de um limiar (por exemplo, 5%), definindo V_{max}. Em seguida, aplica uma margem de 30% para determinar o TAP final. Com esse TAP, faz três aquisições consecutivas, calcula a média, remove o *offset* e extrai as medidas finais de amplitude e latência. No protocolo manual, o operador ajusta o TAP pelos botões, e o processamento segue o mesmo padrão (três aquisições, média, remoção

de *offset* e cálculo de métricas).

Em ambos os modos, todos os registros são gravados no cartão SD: traçados por passo e por repetição, traçados médios, versões sem *offset* e um arquivo-resumo com tempo de estímulo, amplitude e latência. Isso garante rastreabilidade e permite reprocessar os dados depois, se necessário. O display OLED mostra instruções, o andamento das etapas, o resumo final e um gráfico compacto do traçado (11–50 ms) com ajuste automático de escala, ajudando o operador a avaliar rapidamente a qualidade do sinal. Uma visão mais detalhada da organização prática do *firmware* pode ser vista no Apêndice F.

Figura 67 – FSM do *firmware*: estados, condições de transição e agrupamentos funcionais.

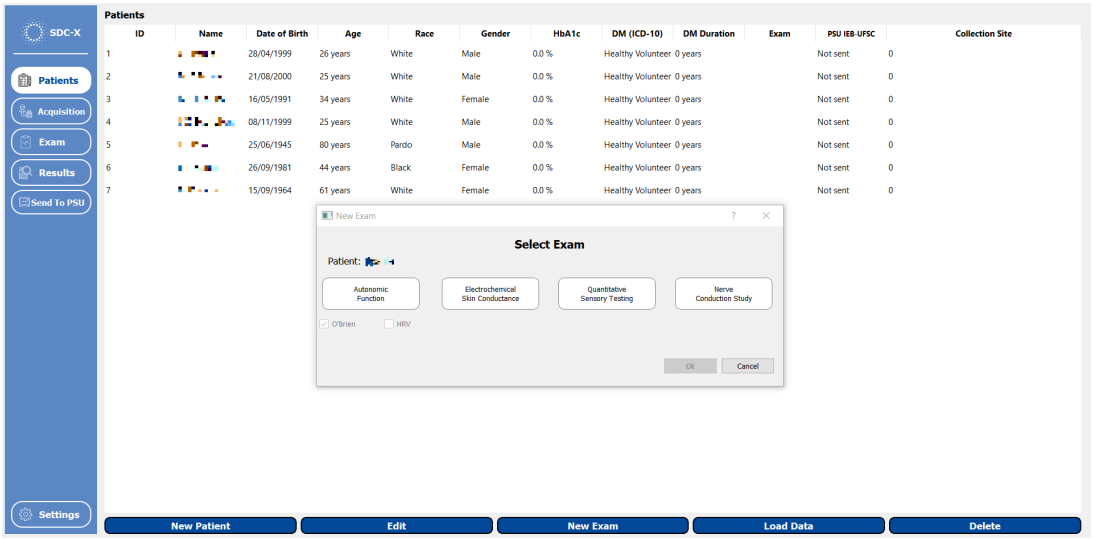


Fonte: Elaboração própria (2025).

4.3.2 Firmware e Software para o SDC-X

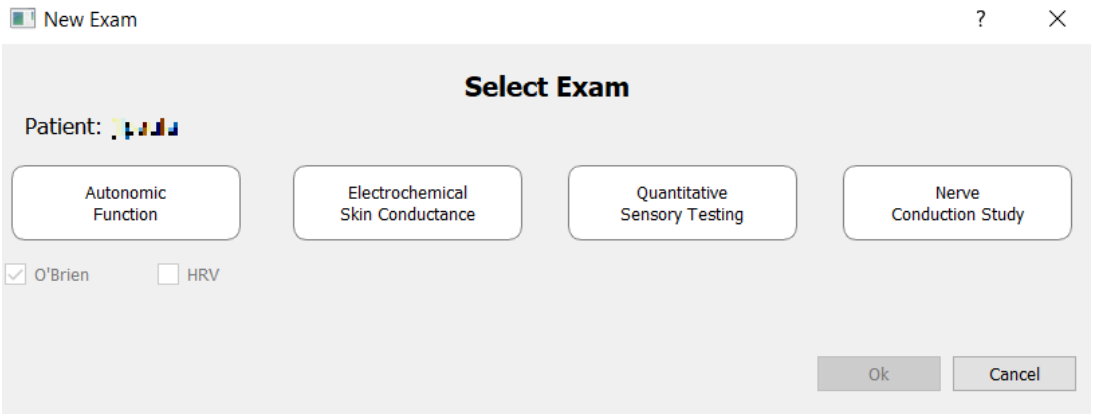
Por ser tratar de um novo protocolo de exame, foi necessário adicioná-lo ao *software* principal da plataforma. As Figuras 68 e 69 mostram a tela inicial de cadastro de pacientes e a janela de seleção de exames. Os botões na parte inferior da Figura 68 têm as seguintes funções: o botão *Edit* permite alterar os dados do paciente; o botão *New Exam* abre a caixa ilustrada na Figura 69, onde se escolhe o exame a ser realizado; e o botão *Load Data* carrega os dados do paciente quando já existe exame anterior, enviando-os para as telas *Exam* e *Results*.

Figura 68 – Tela de gerenciamento de pacientes e modal de seleção de exames no software SDC-X.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Figura 69 – Tela de seleção de exame.



Fonte: Elaboração própria (2025).

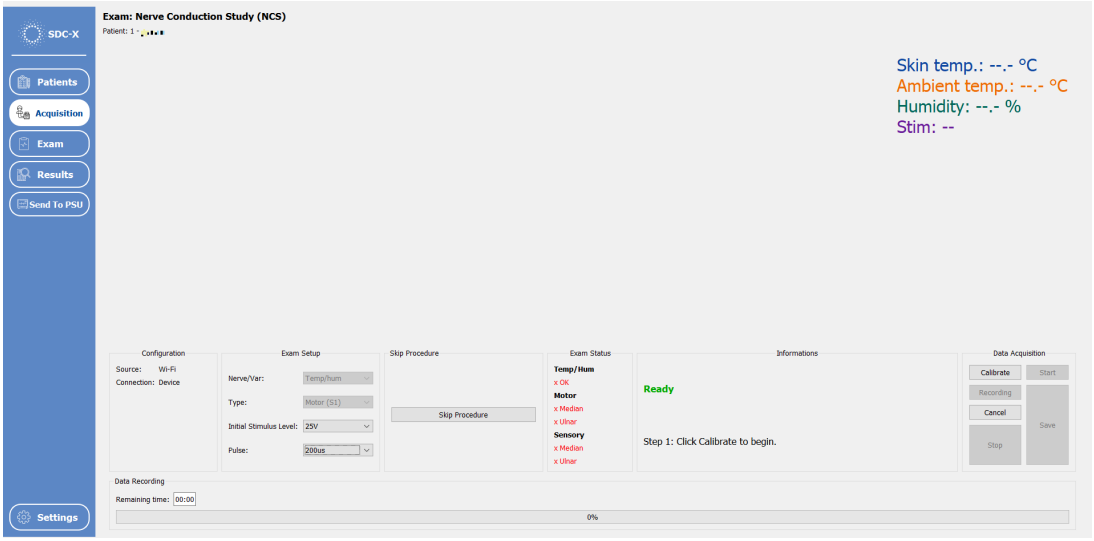
A Figura 70 apresenta a tela de aquisição do NCS. Primeiro, é feita a calibração do estimulador; em seguida, são registrados a temperatura da pele, a temperatura

ambiente e a umidade. Depois disso, o usuário escolhe se o exame será feito no nervo mediano ou ulnar e seleciona o tipo de teste (motor S1, motor S2 ou sensitivo) para iniciar a aquisição. A interface habilita os botões, exibe mensagens de estado e barras de progresso, e indica claramente o que já foi feito e o que ainda falta.

A aplicação utiliza processamento assíncrono em *threads* e comunicação em tempo real via WebSocket com o dispositivo. Os eventos do *firmware*, como confirmação de calibração, início e fim de aquisição e reprodução, chegam como mensagens estruturadas e são tratados por sinais e *slots*, mantendo a interface responsiva. O traçado é exibido com *pyqtgraph*, com eixo do tempo em milissegundos e amplitude em milivolts, grade, limites definidos de eixo e atualização contínua durante a reprodução. O valor aproximado do estímulo (em volts) aparece em sobreposição, ajudando o operador a manter a consistência do protocolo.

A tela organiza os registros por paciente, nervo e tipo de exame, incluindo metadados como a distância entre S1 e S2 quando aplicável e as medidas ambientais associadas à sessão. Ao final, um resumo sinaliza o que foi concluído ou pulado, com carimbo de tempo e estados de cada etapa, o que favorece a rastreabilidade do estudo. Há ainda uma regra de validação: sem pendências em destaque (por exemplo, em vermelho), o encerramento só é liberado quando os seis itens do protocolo (mediano e ulnar, motor S1 e S2 e sensitivo) estiverem realizados ou devidamente justificados. No Apêndice F, é possível visualizar como o usuário é guiado no uso do X-NCS no SDC-X por meio da *information box*.

Figura 70 – Tela *Acquisition* inicializada.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Na Figura 71, é mostrada a tela *Exam*, em que ocorre o processamento do sinal e a verificação visual do traçado. Os dados são carregados do banco de dados quando disponíveis ou, alternativamente, de arquivos CSV/TXT organizados por

nervo (mediano/ulnar) e por modo (S1, S2, sensorial). Após a seleção da data e do procedimento, o sinal é exibido em um painel único, com *zoom* e *pan* fluídos e eixo do tempo em milissegundos.

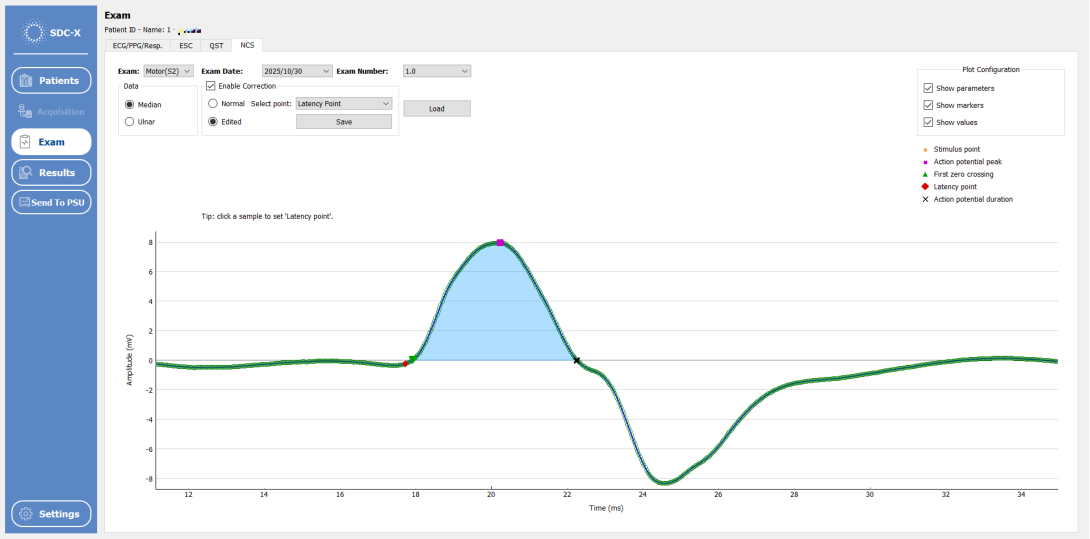
Antes da marcação dos pontos, o usuário pode escolher entre processamento automático ou edição manual. No modo automático, aplica-se um filtro passa-alta de aproximadamente 2 Hz e um passa-baixa até 10 kHz (ambos de 2ª ordem, em fase zero), além de filtros *notch* em 60/120 Hz quando necessário.

Entre a latência e o término, a área sob a curva (mV·ms) é calculada numericamente em $y \geq 0$, para evitar superestimação abaixo da linha de base. Os marcadores aparecem com símbolos e cores diferentes, com uma legenda simples para identificação.

Ao salvar os dados, o armazenamento pode ocorrer de duas formas: (i) como série temporal "limpa" (tempo $\times$ amplitude), resultante da edição manual ou do processamento automático; ou (ii) como tabela de parâmetros (tempos e amplitudes dos marcos, além da área em mV·ms). Os arquivos são salvos na pasta de cada voluntário, o que contribui para a organização e a rastreabilidade dos dados.

Por fim, o conjunto de dados integra S1 e S2 para aquisição motora, e S1 para o exame sensorial. Em geral, S1 é a base principal para as métricas usadas no gráfico de *z*-score; S2 é adquirido para calcular a velocidade de condução (pela diferença temporal entre S1 e S2 e a distância conhecida). O fluxo é padronizado: o processamento automático agiliza a rotina, a edição manual permite ajustes quando necessário, e o salvamento registra exatamente o que foi utilizado na análise.

Figura 71 – Tela *Exam* de processamento e conferência do traçado.



Fonte: Elaboração própria (2025).

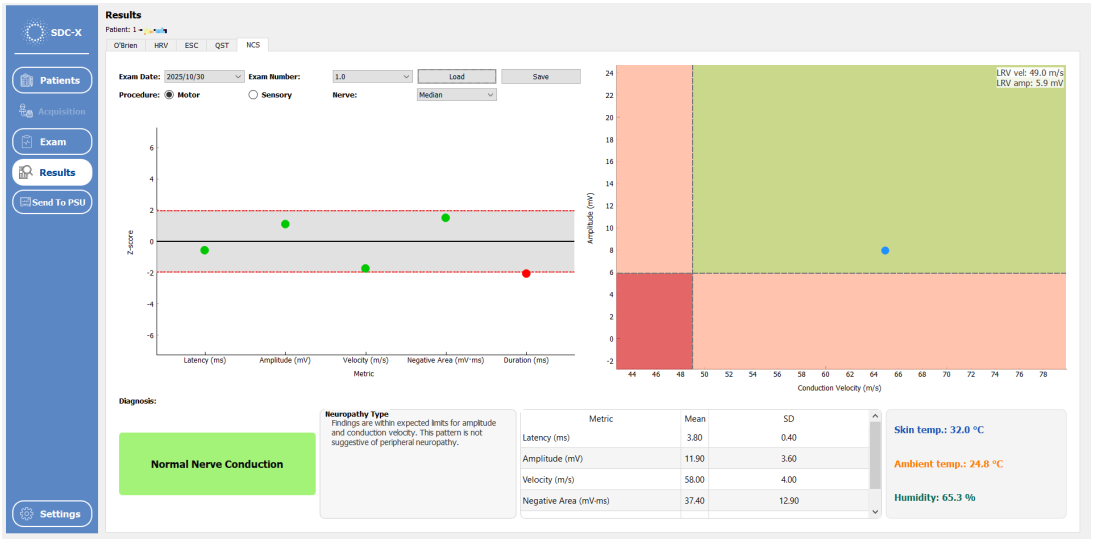
Na Figura 72, é mostrada a tela de resultados, que reúne em um único painel a análise estatística dos exames de condução nervosa. Os registros do paciente são

carregados do banco de dados ou, quando não disponíveis, de arquivos CSV/TXT. A seleção de data e procedimento utiliza mecanismos de antirreentrância e *debounce* para evitar recarregamentos desnecessários. Assim que o paciente é identificado, idade e sexo são aplicados automaticamente para ajustar as referências normativas.

Os parâmetros avaliados incluem latência, amplitude, velocidade de condução, área negativa e duração. Os *z-scores* são calculados a partir de tabelas estratificadas, e o gráfico correspondente mostra uma faixa centralizada em zero com limites em ±1,96. No gráfico de *z-score*, utilizam-se, por padrão, as medidas obtidas em S1, conforme a literatura, enquanto S2 é usado para estimar a velocidade com base na diferença temporal e na distância entre os pontos de estímulo.

A interface apresenta ainda um gráfico amplitude versus velocidade, com linhas de corte dinâmicas baseadas em valores de referência inferiores, ajustados ao perfil demográfico do paciente.auxiliam na visualização de parâmetros que a literatura associa como normal, desmielinização, perda axonal e comprometimento mais severo onde há perda axonal e desmielinização. Um clique com o botão do meio do mouse restaura a visualização padrão. As médias de temperatura da pele, temperatura ambiente e umidade, quando disponíveis, também são mostradas para contextualizar o exame. Por fim, o desfecho textual do exame pode ser salvo no banco de dados, garantindo a ligação entre a interpretação registrada e o procedimento realizado.

Figura 72 – Tela *Results* do NCS.



Fonte: Elaboração própria (2025).

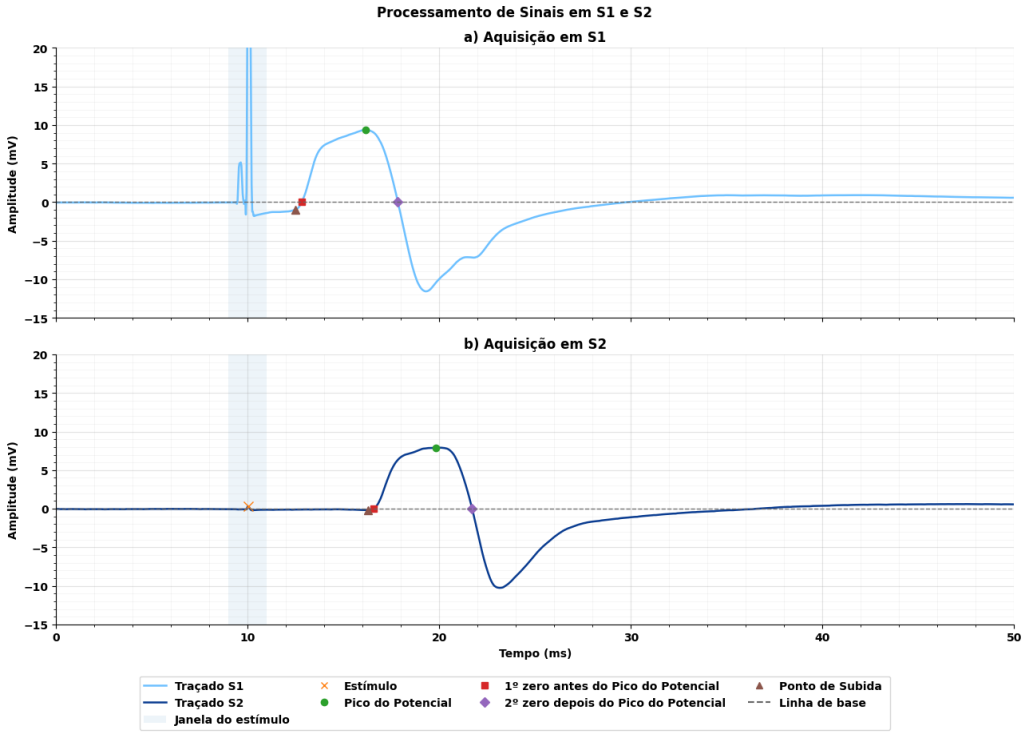
4.4 ESTUDO PILOTO

Os dados do estudo piloto foram processados e analisados no Google Colab, utilizando Python. A metodologia seguiu um fluxo simples e reprodutível. Primeiro, foi feito o pré-processamento dos sinais. Em seguida, foram definidos quatro pontos

principais para a extração das características de interesse: (a) instante do estímulo; (b) início do CMAP; (c) amplitude máxima do CMAP; e (d) término do CMAP. A partir desses quatro marcadores temporais, todas as medidas analisadas nesta pesquisa foram calculadas de forma sistemática.

Para ilustrar esse procedimento, a Figura 73 mostra um traço típico do sinal com os quatro marcadores.

Figura 73 – Exemplo de sinal com marcação dos quatro pontos usados na extração de características: instante do estímulo; início do CMAP; amplitude máxima do CMAP; término do CMAP.



Fonte: Elaboração própria (2025).

A Tabela 13 apresenta as estatísticas descritivas das medidas de amplitude, latência, duração, área e velocidade de condução em S1 e S2, para os 14 voluntários (9 do sexo masculino e 5 do sexo feminino, os dados extraídos e utilizados na análise encontram-se no H). Esses valores fornecem uma visão geral do comportamento dessas variáveis e servem de base para os testes de normalidade e para as comparações pareadas apresentadas a seguir.

Para avaliar se o uso de métodos paramétricos era adequado, aplicou-se o teste de Shapiro–Wilk (com apoio do Anderson–Darling), conforme a Tabela 14. De forma geral, observou-se comportamento compatível com normalidade para Amplitude (S1, S2), Duração (S1, S2), Latência (S1), Velocidade e Área (S1, S2). A principal exceção foi a Latência em S2 (p = 0,021). No teste de Anderson–Darling, a maioria dos valores de A^2 permaneceu abaixo do valor de referência (aproximadamente 0,68),

Tabela 13 – Estatísticas descritivas — nervo mediano motor (S1/S2).

	Amplitude (mV)		**Latência (ms)**		**Duração (ms)**		**Área (mV·ms)**		**VCNM (m/s)**
Métrica	**S1**	**S2**	**S1**	**S2**	**S1**	**S2**	**S1**	**S2**	
Média	7,6	7,5	4,2	8,2	6,6	5,4	19,7	20,6	62,8
Desvio Padrão	1,9	2,2	0,9	1,8	1,5	0,9	5,8	6,1	10,0
Mediana	7,9	7,4	4,0	7,7	6,5	5,5	18,4	21,6	65,2
Variância	3,7	4,7	0,9	3,1	2,2	0,8	33,1	37,3	99,4
Mínimo	3,9	3,2	2,8	6,4	4,1	3,9	9,4	7,5	38,6
Máximo	10,6	11,2	6,1	12,9	9,1	7,7	29,1	31,5	74,8
Curtose	-0,4	0,6	0,6	2,9	0,1	3,1	0,3	0,6	1,4
Assimetria	-0,3	-0,1	0,2	0,1	0,4	0,9	0,3	-0,5	-1,2
Coeficiente de Variação (%)	25,2	29,6	22,0	21,5	22,5	16,8	29,2	29,6	15,9

Fonte: Elaboração própria (2025).

com destaque para Duração em S2 (A^2 = 0,714), que ficou ligeiramente acima desse limite, sem indicar um desvio muito acentuado de normalidade.

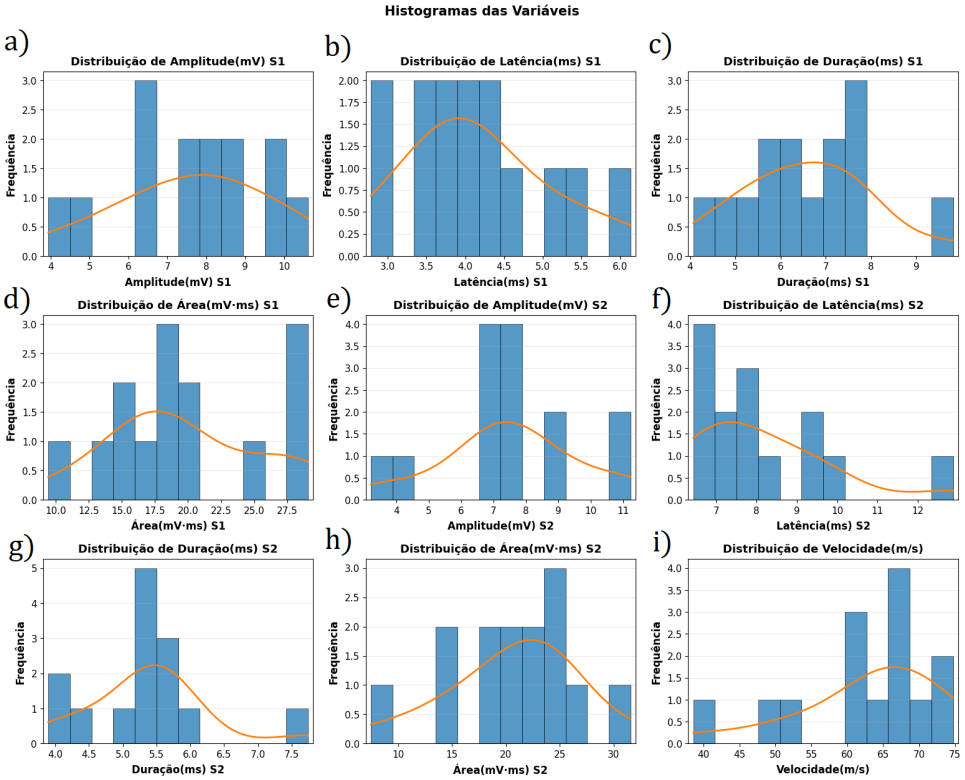
Tabela 14 – Teste de normalidade por variável (Shapiro–Wilk) com apoio de Anderson–Darling.

Variável	**Teste**	**Estatística**	**p-valor**	**Anderson A^2**	**Normal (α = 0,05)**
Amplitude (mV) S1	Shapiro–Wilk	0,975246	0,937836	0,170415	Sim
Amplitude (mV) S2	Shapiro–Wilk	0,946249	0,504127	0,406062	Sim
Duração (ms) S1	Shapiro–Wilk	0,978438	0,964745	0,166978	Sim
Duração (ms) S2	Shapiro–Wilk	0,884891	0,068260	0,713715	Sim
Latência (ms) S1	Shapiro–Wilk	0,961848	0,753388	0,248096	Sim
Latência (ms) S2	Shapiro–Wilk	0,848762	0,021368	0,678828	Não
Velocidade (m/s)	Shapiro–Wilk	0,900920	0,116305	0,540299	Sim
Área (mV·ms) S1	Shapiro–Wilk	0,942392	0,449836	0,406229	Sim
Área (mV·ms) S2	Shapiro–Wilk	0,965495	0,811384	0,289899	Sim

Fonte: Elaboração própria (2025).

Como apoio visual, a Figura 74 apresenta histogramas das variáveis com Curva de Densidade (KDE) sobreposta, permitindo avaliar a forma das distribuições. Os gráficos Q–Q correspondentes estão no Apêndice E, reforçando a análise de normalidade.

Figura 74 – Histogramas das variáveis com curva de densidade (KDE) para os sinais dos voluntários: (a) Amplitude (mV) S1; (b) Latência (ms) S1; (c) Duração (ms) S1; (d) Área (mV·ms) S1; (e) Amplitude (mV) S2; (f) Latência (ms) S2; (g) Duração (ms) S2; (h) Área (mV·ms) S2; (i) Velocidade (m/s).



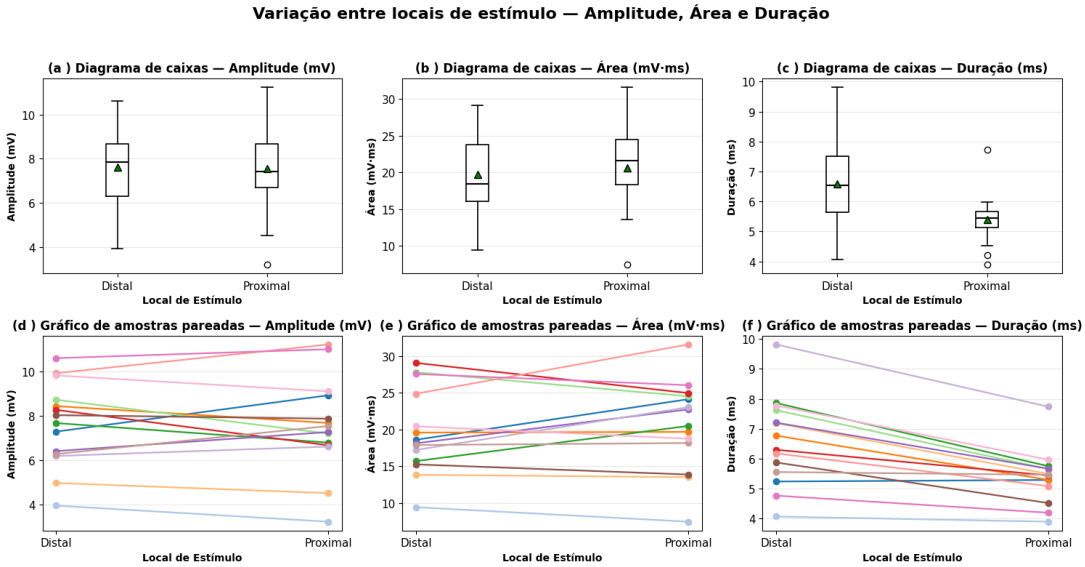
Fonte: Elaboração própria (2025).

A Figura 75 mostra a comparação direta entre S1 e S2. O teste t pareado ($n = 14$) não indicou diferença significativa para Amplitude $\left(t = 0{,}236,\ p = 0{,}817,\ \Delta = -1{,}03\%\right)$ nem para Área $\left(t = -0{,}975,\ p = 0{,}347,\ \Delta = +5{,}44\%\right)$, sugerindo estabilidade dessas métricas entre os dois locais de estímulo. Por outro lado, houve diferença significativa para a Duração, com redução média de 16,76% no estímulo proximal $\left(t = 5{,}938,\ p < 0{,}001\right)$. Em termos práticos, isso indica um encurtamento do potencial quando a estimulação é aplicada proximalmente, enquanto Amplitude e Área permanecem, em média, preservadas dentro dos testes realizados com o *hardware* desenvolvido.

Com base em referenciais clínicos, a Tabela 15 resume a porcentagem de casos dentro da normalidade para S1 e para a Velocidade, utilizando como base (Kumbhare; Robinson, L.; Buschbacher, 2015). Observou-se predominância de resultados dentro da faixa de normalidade nas métricas avaliadas, com menor proporção para a Latência S1.

A Figura 76 compara as métricas deste estudo (S1) com valores de referência da literatura. De forma geral, observou-se que a amplitude distal foi menor (aproximadamente $7{,}61 \pm 1{,}92$ mV contra $10{,}20 \pm 3{,}60$ mV) e que a área da fase

Figura 75 – Comparação pareada entre locais de estímulo (Distal = S1; Proximal = S2). Linha superior: (a) *box-plot* — Amplitude (mV); (b) *box-plot* — Área (mV·ms); (c) *box-plot* — Duração (ms). Linha inferior: (d) gráfico de amostras pareadas — Amplitude (mV); (e) gráfico de amostras pareadas — Área (mV·ms); (f) gráfico de amostras pareadas — Duração (ms).



Fonte: Elaboração própria (2025).

Tabela 15 – Resumo de normalidade percentual — S1 e velocidade.

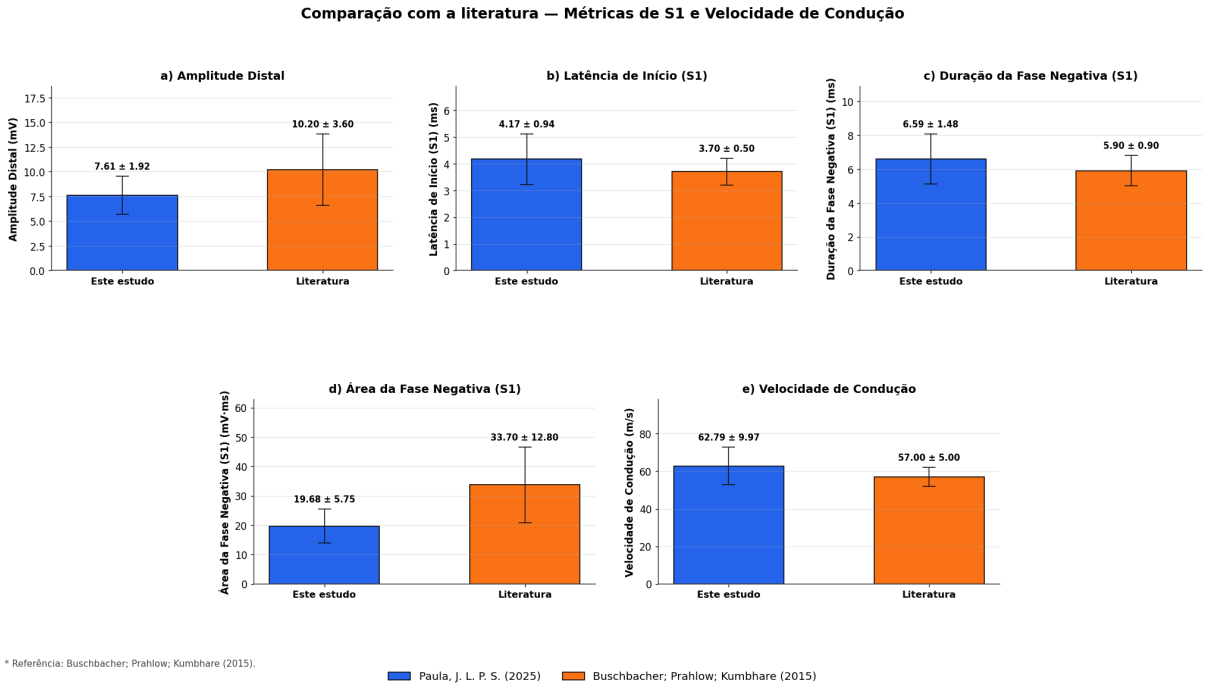
Métrica	**% Normais**
Latência S1	71,4
Amplitude S1	100,0
Área S1	92,9
Duração S1	92,9
Velocidade	92,9

Fonte: Elaboração própria (2025).

negativa também ficou reduzida (aproximadamente $19{,}68 \pm 5{,}75$ mV·ms contra $33{,}70 \pm 12{,}80$ mV·ms). A latência de início foi um pouco maior (aproximadamente $4{,}17 \pm 0{,}94$ ms contra $3{,}70 \pm 0{,}50$ ms) e a duração da fase negativa também ligeiramente maior (aproximadamente $6{,}59 \pm 1{,}48$ ms contra $5{,}90 \pm 0{,}90$ ms). Já a velocidade de condução ficou um pouco acima do valor de referência (aproximadamente $62{,}79 \pm 9{,}97$ m/s contra $57{,}00 \pm 5{,}00$ m/s). Esses resultados apontam sinais globalmente consistentes, com diferenças pontuais esperadas em um estudo piloto e que podem estar ligadas ao tamanho reduzido da amostra, a variações de técnica e a características individuais dos voluntários.

Nos resultados separados por sexo (Tabela 16), a velocidade média de condução do nervo mediano motor foi de cerca de 60,0 m/s nas mulheres e 64,3 m/s nos homens. Os intervalos de confiança de 95% foram relativamente amplos em ambos os grupos, variando de 43,64 a 76,44 m/s no grupo feminino e de 58,03 a 70,60 m/s no

Figura 76 – Comparação com a literatura por gráfico de barras: (a) amplitude distal; (b) latência de início (S1); (c) duração da fase negativa (S1); (d) área da fase negativa (S1); (e) velocidade de condução.



Fonte: Elaboração própria (2025).

Tabela 16 – Velocidade de condução do nervo mediano motor estratificada por sexo.

Sexo	Média Velocidade (m/s)	DP	IC95% da média
Feminino	60,04	13,21	[43,64; 76,44]
Masculino	64,32	8,18	[58,03; 70,60]

Fonte: Elaboração própria (2025).

masculino, o que reflete a incerteza ligada ao tamanho amostral reduzido.

O teste *t* de Welch não indicou diferença estatisticamente significativa entre os sexos (t = 0,657; p = 0,5363). O tamanho de efeito estimado (Cohen d = 0,422) sugere uma diferença de pequena a moderada entre as médias, mas, dentro desta amostra piloto, não há evidência robusta de diferença sistemática de velocidade de condução entre homens e mulheres.

Tabela 17 – Associação entre velocidade de condução / amplitude distal (S1) e variáveis de temperatura e umidade.

Variável dependente	Variável explicativa	Slope	Intercepto	r (Pearson)	p (Pearson)	ρ (Spearman)	p (Spearman)
Velocidade de condução (m/s)	Temperatura da pele (°C)	-2,395824	140,095664	-0,152279	0,603272	-0,244225	0,400090
Velocidade de condução (m/s)	Temperatura ambiente (°C)	-0,781568	85,573058	-0,322700	0,260463	-0,333387	0,244090
Velocidade de condução (m/s)	Umidade ambiente (%)	0,309163	45,430250	0,270081	0,350380	0,245036	0,398478
Amplitude S1 (mV)	Temperatura da pele (°C)	-0,551698	25,416055	-0,182214	0,532973	-0,066007	0,822609
Amplitude S1 (mV)	Temperatura ambiente (°C)	-0,179625	12,850632	-0,385385	0,173575	-0,290874	0,313015
Amplitude S1 (mV)	Umidade ambiente (%)	0,063884	4,027311	0,289997	0,314543	0,156734	0,592583

Fonte: Elaboração própria (2025).

Também foram investigadas possíveis associações entre a velocidade de condução e a amplitude S1 com as variáveis de temperatura e umidade, tanto da pele quanto do ambiente (Tabela 17). As análises de regressão linear simples e de correlação de Pearson não mostraram associações estatisticamente significativas.

Para a velocidade de condução, os coeficientes de correlação de Pearson variaram de aproximadamente $-0{,}32$ a 0,27, com valores de p entre 0,26 e 0,60. Os coeficientes de Spearman seguiram a mesma tendência, com magnitudes semelhantes (ρ entre cerca de $-0{,}33$ e 0,25 e $p > 0{,}24$), o que indica ausência de uma relação monotônica clara entre velocidade de condução e as variáveis de temperatura ou umidade.

Resultado semelhante foi observado para a amplitude S1. Os coeficientes de correlação de Pearson ficaram entre aproximadamente $-0{,}39$ e 0,29, com p-valores sempre acima de 0,17. As correlações de Spearman também foram baixas, com $p > 0{,}31$ em todas as combinações. Em conjunto, esses achados sugerem que, nas condições relativamente controladas em que os exames foram realizados e dentro da faixa estreita de variação ambiental observada, não foram identificados efeitos mensuráveis da temperatura da pele, temperatura ambiente ou umidade sobre a velocidade de condução ou sobre a amplitude distal nesta amostra piloto.

Tabela 18 – Associação entre amplitude distal (S1) e índice de massa corporal (IMC).

Variável dependente	Variável explicativa	Slope	Intercepto	r (Pearson)	p (Pearson)	ρ (Spearman)	p (Spearman)
Amplitude S1 (mV)	IMC (kg/m^2)	-0,035301	8,767340	-0,125273	0,669586	-0,129670	0,658619

Fonte: Elaboração própria (2025).

A Tabela 18 apresenta a análise da associação entre o IMC e a amplitude distal em S1. A regressão linear simples indicou um coeficiente angular de pequena magnitude e sinal negativo ($-0{,}0353$ mV/(kg/m^2)), sugerindo uma tendência de redução da amplitude S1 com o aumento do IMC. O intercepto foi de aproximadamente 8,77 mV. Esse padrão é consistente com o relatado por Singh et al. (Singh, Rachna et al., 2024), que descreveram amplitudes motoras menores em indivíduos com IMC mais elevado.

No entanto, o coeficiente de correlação de Pearson entre IMC e amplitude S1 foi baixo ($r = -0{,}1253$; $p = 0{,}6696$), e a análise de Spearman mostrou resultado parecido ($\rho = -0{,}1297$; $p = 0{,}6586$). Assim, mesmo que numericamente haja uma pequena queda da amplitude com o aumento do IMC, essa tendência não foi estatisticamente significativa na amostra estudada. Dentro da faixa de IMC observada, não se identificou uma associação consistente entre IMC e amplitude do potencial motor distal.

Por fim, foram analisadas as relações entre idade, altura e os principais parâmetros do estudo de condução motora do nervo mediano (Tabela 19). De modo geral, a idade mostrou associação consistente com as medidas eletrofisiológicas,

Tabela 19 – Associação entre idade, altura e parâmetros de condução nervosa motora do nervo mediano.

Variável dependente	Variável explicativa	Slope	Intercepto	r (Pearson)	p (Pearson)	ρ (Spearman)	p (Spearman)
Velocidade de condução (m/s)	Idade (anos)	-0,423094	78,442064	-0,702414	0,005092	-0,614374	0,019404
Velocidade de condução (m/s)	Altura (cm)	0,277985	16,245016	0,320733	0,263546	0,244225	0,400090
Amplitude S1 (mV)	Idade (anos)	-0,083381	10,699022	-0,719315	0,003734	-0,572384	0,032430
Amplitude S1 (mV)	Altura (cm)	0,040014	0,914518	0,239898	0,408750	0,125413	0,669238
Amplitude S2 (mV)	Idade (anos)	-0,097285	11,146488	-0,745254	0,002221	-0,674043	0,008207
Amplitude S2 (mV)	Altura (cm)	0,070564	-4,267566	0,375673	0,185602	0,468647	0,090972
Latência S1 (ms)	Idade (anos)	0,040480	2,670013	0,712748	0,004223	0,607744	0,021138
Latência S1 (ms)	Altura (cm)	0,001824	3,862391	0,022320	0,939630	0,123212	0,674747
Latência S2 (ms)	Idade (anos)	0,066828	5,696442	0,629678	0,015813	0,497245	0,070441
Latência S2 (ms)	Altura (cm)	0,011534	6,237884	0,075531	0,797467	0,286029	0,321510

Fonte: Elaboração própria (2025).

enquanto a altura não apresentou influência estatisticamente significativa dentro da faixa observada.

Para a velocidade de condução, observou-se correlação negativa moderada a forte com a idade ($r = -0{,}70$; $p = 0{,}005$), resultado confirmado pelo coeficiente de Spearman ($\rho = -0{,}61$; $p = 0{,}019$). O coeficiente angular indica que, em média, a velocidade tende a diminuir cerca de 0,42 m/s por ano, o que está de acordo com descrições da literatura sobre o efeito do envelhecimento na condução nervosa. Já a associação entre velocidade e altura não foi significativa ($p > 0{,}26$).

As amplitudes distais também seguiram a tendência ligada à idade. As amplitudes S1 e S2 apresentaram correlações negativas de magnitude semelhante (Amplitude S1: $r = -0{,}72$; $p = 0{,}004$; Amplitude S2: $r = -0{,}75$; $p = 0{,}002$), com coeficientes de Spearman igualmente significativos ($\rho = -0{,}57$ e $\rho = -0{,}67$, respectivamente). Em termos práticos, esses resultados indicam uma redução média de aproximadamente 0,08 a 0,10 mV por ano nas amplitudes distais ao longo da faixa etária avaliada.

As correlações entre amplitude e altura foram positivas, porém fracas a moderadas e sem significância estatística ($p > 0{,}18$), sugerindo apenas uma tendência discreta de maior amplitude em indivíduos mais altos, não confirmada nesta amostra.

As latências distais, por sua vez, mostraram-se maiores em indivíduos mais velhos. A latência S1 apresentou correlação positiva forte com a idade ($r = 0{,}71$; $p = 0{,}004$; $\rho = 0{,}61$; $p = 0{,}021$), com aumento estimado de cerca de 0,04 ms por ano. A latência S2 também mostrou correlação positiva moderada com a idade ($r = 0{,}63$; $p = 0{,}016$), enquanto o coeficiente de Spearman ficou próximo do limiar de significância ($\rho = 0{,}50$; $p \approx 0{,}07$). Em contraste, não foram encontradas associações relevantes entre latências e altura ($p > 0{,}32$), reforçando a ideia de que, nesta amostra piloto, a idade teve um papel mais marcante do que a estatura nos parâmetros de condução nervosa avaliados.

5 DISCUSSÃO

Neste capítulo é feita uma análise crítica dos resultados obtidos, organizada em duas partes principais. Primeiro, discute-se o subsistema X-NCS, incluindo aspectos de projeto, implementação e calibração. Em seguida, apresenta-se a discussão do estudo piloto, com foco nas análises realizadas e na comparação com a literatura.

5.1 X-NCS

Neste trabalho, foi desenvolvido um dispositivo dedicado à aquisição de sinais para o exame de NCS. O projeto envolveu o desenho do *hardware*, a implementação do *firmware* e a integração do *software* ao ecossistema SDC-X, ampliando o conjunto de módulos disponíveis para a triagem de complicações do DM. Nesse contexto, o X-NCS posiciona-se como uma alternativa de menor porte e potencialmente menor custo para viabilizar a aquisição de sinais de NCS no âmbito da plataforma, em cenários nos quais, tradicionalmente, essa função é desempenhada por equipamentos comerciais dedicados.

5.1.1 Abordagem baseada em POCT

O sistema foi concebido com foco em cenários de POCT, priorizando um uso mais ágil e com dependência mínima de infraestrutura externa. Para isso, foi desenvolvido um *firmware* que permite operar o dispositivo em um contexto de triagem rápida, sem necessidade de interface gráfica em computador, utilizando primordialmente o *hardware* e o *firmware* embarcados.

Apesar da portabilidade já alcançada, o equipamento ainda pode ser melhorado. A adoção de componentes SMD tende a reduzir a área ocupada na placa, contribuir para um conjunto mais compacto e facilitar a montagem em escala. Do ponto de vista computacional, as rotinas implementadas levaram em conta as limitações de tempo real e de recursos do μC (processamento e memória), o que motivou o uso de algoritmos baseados em operações simples de cálculo e comparação para estimar amplitude, latência e demais parâmetros do potencial evocado. Isso acaba deixando o código mais leve, mesmo que não seja a solução mais sofisticada possível.

Essas rotinas cumprem o papel de gerar estimativas coerentes, mas ainda carecem de validação sistemática frente a um *software* de referência. Uma etapa natural é comparar, sobre o mesmo conjunto de registros, o processamento realizado no dispositivo (código do microcontrolador) e o processamento externo em Python. Assim, será possível quantificar o erro introduzido pelo *firmware* e avaliar a robustez das medidas em diferentes condições de uso, inclusive em sinais mais ruidosos.

Até o momento, o sistema não foi comparado formalmente com equipamentos

comerciais nem testado em amostras maiores ou em populações com neuropatia já estabelecida. Os ensaios realizados foram controlados, restritos a um único nervo, com número reduzido de voluntários e em ambiente de pesquisa. Esse contexto limita a extrapolação direta dos resultados para o uso clínico rotineiro. Dessa forma, o X-NCS deve ser entendido como uma primeira implementação funcional, que ainda precisa ser refinada, simplificada em termos de operação e, principalmente, submetida a estudos de validação antes de ser considerada uma ferramenta plenamente aplicável na rotina assistencial.

5.1.2 Integração ao SDC-X e perspectivas de evolução

Do ponto de vista da integração com o SDC-X, o X-NCS amplia a capacidade da plataforma de incorporar exames eletrofisiológicos ao fluxo de triagem e acompanhamento de pacientes com risco de neuropatia periférica. A comunicação atual, baseada em Wi-Fi, mostra-se funcional para o ambiente de pesquisa, mas em versões futuras considera-se a substituição por um enlace serial isolado. Essa modificação pode aumentar a segurança do paciente e reduzir a suscetibilidade a interferências eletromagnéticas, aspectos importantes em ambiente clínico, onde há vários equipamentos operando ao mesmo tempo.

Entre as alternativas de *hardware*, destaca-se o uso de microcontroladores da família STM32, em particular a plataforma conhecida como *Blue Pill*, que oferece um conjunto de recursos integrados mais amplo, embora sem foco nativo em IoT. Essa opção permitiria, em princípio, substituir o conversor A/D externo (ADS1256) pelo conversor A/D interno do microcontrolador, simplificando a arquitetura do sistema e reduzindo custo, área ocupada na placa e pontos de falha. Por outro lado, essa migração exige uma análise comparativa cuidadosa, incluindo resolução efetiva, ruído, linearidade e requisitos de isolamento galvânico, para manter os critérios de segurança elétrica exigidos em aplicações biomédicas. Pode ser que, mesmo com a simplificação, alguns compromissos de desempenho precisem ser assumidos.

5.1.3 Calibração da tensão de estímulo e da temperatura da pele

Os modelos lineares obtidos para a tensão de estímulo e para a leitura da temperatura da pele indicam que o sistema responde de maneira previsível às variações de entrada, dentro das faixas ensaiadas. No contexto de estudos de condução nervosa, esse resultado é relevante, pois a possibilidade de ajustar e reproduzir a mesma amplitude de estímulo e de monitorar a temperatura cutânea ajuda a reduzir fontes de variabilidade que afetam diretamente os parâmetros eletrofisiológicos medidos.

No caso da tensão de estímulo, a existência de dois caminhos de calibração, um baseado na posição do potenciômetro digital e outro na leitura do isolador, traz

vantagens práticas. O ajuste via TAP é mais conveniente para o operador e para o *firmware*, enquanto o monitoramento via isolador permite verificar se a tensão efetivamente aplicada à carga está compatível com o valor esperado. Na prática, isso abre a possibilidade de mecanismos de segurança e de autoverificação, em que o equipamento pode sinalizar discrepâncias entre o valor calculado e o valor medido, por exemplo em situações de falha de componente, mau contato ou deriva ao longo do tempo.

A calibração foi realizada em condições controladas de bancada e em faixas específicas de operação. Embora os coeficientes de determinação obtidos sejam elevados, eles foram calculados com base no mesmo conjunto de dados utilizado para o ajuste dos modelos, isto é, ainda não há validação em um conjunto independente. Em versões futuras, seria interessante repetir o procedimento em diferentes unidades de *hardware*, sob variação de temperatura ambiente e após períodos prolongados de uso, para avaliar a estabilidade dos coeficientes, a possibilidade de deriva e a incerteza associada às estimativas de tensão de estímulo.

Em relação à temperatura da pele, a calibração com um padrão de corpo negro rastreável mostrou que o sensor pode ser corrigido de forma relativamente simples por meio de um modelo linear. Do ponto de vista clínico, esse resultado é importante, pois a temperatura é um fator conhecido de influência nos exames de condução nervosa. Leituras sistematicamente subestimadas poderiam levar à interpretação equivocada de uma redução da velocidade de condução como patológica, quando na verdade estariam associadas a extremidades frias. A aplicação da correção diretamente no *software* reduz esse risco e aproxima as leituras das recomendações de temperatura mínima para a realização dos exames.

De forma geral, a calibração da tensão de estímulo e da temperatura da pele constitui um ponto forte do sistema desenvolvido, pois oferece mecanismos objetivos de ajuste e controle de variáveis críticas para o exame. No entanto, para que esses modelos possam ser utilizados com maior segurança em cenários de maior escala ou em estudos multicêntricos, será importante avançar na validação independente, na avaliação de reprodutibilidade entre diferentes dispositivos e na definição de rotinas de recalibração periódica e de verificação automática em campo.

5.2 ESTUDO PILOTO

No estudo piloto, adotou-se um procedimento baseado em quatro marcadores temporais (instante do estímulo, início do CMAP, pico e término), suficiente para a extração das métricas de interesse, como amplitude, latência, duração, área e velocidade de condução. A partir desses marcadores, foram calculados os parâmetros necessários para a caracterização do potencial evocado.

Em seguida, avaliou-se a distribuição dos dados. Os testes de normalidade

indicaram que, para a maior parte das variáveis, o uso de métodos paramétricos é adequado. A principal exceção foi a latência em S2, que não atendeu ao critério de normalidade e, por isso, exige um pouco mais de cuidado na escolha dos testes e na interpretação dos resultados relacionados a essa variável.

Na comparação com as referências de literatura, como Kumbhare, Lawrence Robinson e Buschbacher (2015), foram encontradas amplitudes e áreas menores, latências de início discretamente maiores e velocidades de condução ligeiramente superiores às faixas de referência consultadas. Essas diferenças podem estar associadas a fatores como tamanho da amostra, características demográficas dos voluntários, detalhes do posicionamento dos eletrodos e diferenças entre equipamentos e protocolos de medição. Como o estudo é piloto, com amostra pequena e caráter exploratório, essas discrepâncias devem ser interpretadas com cautela.

Mesmo com essas limitações, os resultados sugerem que, na amostra analisada, a idade já se associa a menor velocidade de condução, menores amplitudes e maiores latências, indicando um padrão compatível com o efeito do envelhecimento sobre a condução nervosa periférica, como descrito por Kurokawa et al. (1999). A altura, por sua vez, não apresentou impacto relevante sobre os parâmetros analisados, dentro da faixa de variação observada neste estudo.

Há ainda outras frentes de investigação que podem ampliar a base de evidências e consolidar o papel do X-NCS em contextos clínicos. Estudos comparativos que incluam populações com patologias do sistema nervoso periférico, com ênfase em polineuropatia diabética, e a comparação com grupos controle saudáveis permitiriam estimar pontos de corte e avaliar o desempenho diagnóstico do sistema. A realização conjunta desses exames com o módulo de QST já desenvolvido para o SDC-X em Júlio Cardoso Scorpion (2024) e JC Scorpion, Paula e Marques (2024) também pode abrir novas linhas de pesquisa, principalmente pela capacidade de avaliação complementar de fibras finas. Essa combinação de métodos pode contribuir para uma caracterização mais abrangente da neuropatia e para o avanço de estratégias de triagem e acompanhamento em pacientes com DM.

6 CONCLUSÃO

Esta dissertação apresentou o desenvolvimento de um sistema para NCS, composto por um módulo de hardware dedicado à aquisição de sinais e por um software integrado ao ambiente em desenvolvimento no IEB. A versão voltada a POCT foi concebida para operar de forma autônoma, sem dependência direta do SDC-X, mantendo, no entanto, a possibilidade de integração à plataforma quando necessário. Dessa forma, o sistema pode ser utilizado tanto em modo local quanto como parte de um ecossistema ubíquo de monitoramento e triagem de complicações associadas ao DM.

Foi conduzido um estudo piloto no nervo mediano motor, com o objetivo de avaliar o desempenho do sistema em condições controladas. Os registros obtidos apresentaram morfologia compatível com a descrita na literatura e, em sua maior parte, situaram-se nas faixas de normalidade para os parâmetros analisados. Esses resultados indicam que o dispositivo, as rotinas de processamento de sinais e os procedimentos de análise implementados atendem ao objetivo proposto e são adequados ao uso pretendido em contexto de pesquisa e desenvolvimento.

Um diferencial deste trabalho é a concepção do software de NCS já prevendo sua integração ao SDC-X, ecossistema orientado à triagem de complicações do DM com suporte à computação ubíqua em nuvem. Embora, na versão atual, o exame ainda não esteja conectado à nuvem, a integração demanda apenas a configuração do conector com o banco de dados e os serviços do SDC-X, incluindo autenticação e definição de *endpoints*. Com isso, a solução permanece funcional em modo local, mas encontra-se preparada para operação integrada assim que a infraestrutura de nuvem estiver disponível.

Além de demonstrar a viabilidade técnica do sistema, os resultados desta dissertação indicam que a abordagem proposta pode contribuir para tornar a avaliação da condução nervosa mais acessível em cenários reais de cuidado, tanto em ambientes ambulatoriais quanto em unidades com recursos limitados. Ainda que sejam necessárias etapas adicionais de validação, especialmente em populações com DM e em amostras maiores, o sistema desenvolvido representa um passo concreto na direção de soluções modulares e integradas para apoio à decisão clínica.

Como continuidade deste trabalho, recomenda-se a ampliação da amostra, a incorporação de análises multivariadas e a inclusão de participantes com DM para comparação com o grupo controle já obtido. Com esses aprimoramentos, a solução tende a se tornar mais robusta e melhor caracterizada quanto ao seu desempenho, mantendo a proposta central deste estudo: oferecer um caminho acessível e integrável para a avaliação da condução nervosa em cenários reais de atenção à saúde.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

Considerando a diversidade de aplicações dos estudos eletrofisiológicos em diferentes condições clínicas e o potencial de evolução do sistema desenvolvido, sugerem-se os seguintes trabalhos futuros:

- Melhorias de hardware: priorizar, em versões subsequentes, a migração de componentes THT, utilizados nesta fase para facilitar montagem e depuração, para tecnologia SMD, incorporando à placa os módulos que atualmente são conectados por fiação. Essa integração tende a reduzir interferências e ruídos, além de conferir maior robustez mecânica e elétrica ao sistema.

- Controle de corrente aplicada: adicionar, na saída do circuito de estímulo, um estágio dedicado à limitação e ao controle efetivo de corrente. Embora a versão atual opere por controle de tensão e atenda aos níveis e tempos de estímulo desejados, a limitação ativa de corrente aumenta a segurança do paciente.

- Comunicação serial isolada: incluir uma comunicação serial isolada para a comunicação entre *firmware* e *software*, com maior taxa de transferência, reduzindo a dependência exclusiva de comunicação via *websocket* associada ao SDC-X. Essa interface pode permitir a simplificação, ou mesmo a remoção, de rotinas de gravação de dados no software em determinadas aplicações.

- Estudo sensorial: após a implementação das melhorias de hardware e software, conduzir um protocolo dedicado a estudos sensoriais, com foco em PANS, de modo a ampliar o escopo de aplicação do sistema além dos estudos motores.

- Respostas tardias: incorporar a análise de ondas F no escopo dos estudos motores, estabelecendo parâmetros e rotinas de aquisição padronizadas, o que pode fornecer informações adicionais.

- Protocolos de coleta: desenvolver e validar protocolos de coleta para diferentes nervos, sensoriais e motores, com padronização de distâncias, controle de temperatura e documentação operacional sistemática. Essa etapa é essencial para a reprodutibilidade dos resultados e para a comparação com referências normativas em diferentes populações.

REFERÊNCIAS

Abbott, Caroline A; Malik, Rayaz A; Van Ross, Ernest RE; Kulkarni, Jai; Boulton, Andrew JM. Prevalence and characteristics of painful diabetic neuropathy in a large community-based diabetic population in the UK. **Diabetes care**, Am Diabetes Assoc, v. 34, n. 10, p. 2220–2224, 2011.

Agarwal, Shivani; Lukhmana, Shveta; Kahlon, Namrata; Malik, Praveen; Nandini, Harsh. Nerve conduction study in neurologically asymptomatic diabetic patients and correlation with glycosylated hemoglobin and duration of diabetes. **National Journal of Physiology, Pharmacy and Pharmacology**, MedScience (India) Publishers, v. 8, n. 11, p. 1533–1533, 2018.

Alam, Uazman; Riley, David R; Jugdey, Ravinder S; Azmi, Shazli; Rajbhandari, Satyan; D'Août, Kristiaan; Malik, Rayaz A. Diabetic neuropathy and gait: a review. **Diabetes therapy**, Springer, v. 8, n. 6, p. 1253–1264, 2017.

American Diabetes Association. Children and Adolescents: Standards of Medical Care in Diabetes—2021. **Diabetes Care**, v. 44, n. 1, p. 180–199, 2021.

Analog Devices, Inc. **LT1054 — Switched-Capacitor Voltage Converter (Regulated Charge Pump) Datasheet**. [S.l.], s.d. Datasheet. Acesso em: 12 nov. 2025. Disponível em: `https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/lt1054-1054l.pdf`.

Aosong Electronics Co. **AHT10 Temperature and Humidity Sensor Technical Manual (Draft)**. Guangzhou, China, 2019. Draft em inglês, versão consultada em 07 de agosto de 2025. Disponível em: `https://server4.eca.ir/eshop/AHT10/Aosong_AHT10_en_draft_0c.pdf`.

Atroshi, Isam; Gummesson, Christina; Johnsson, Ragnar; Ornstein, Ewald; Ranstam, Jonas; Rosen, Ingmar. Prevalence of carpal tunnel syndrome in a general population. **Jama**, American Medical Association, v. 282, n. 2, p. 153–158, 1999.

Azevedo, Ana Paula. Testes Point-of-Care, perspetiva da medicina laboratorial. **Anais do Instituto de Higiene e Medicina Tropical**, v. 22, n. 2, p. 50–53, 2023.

Bell, David SH. Diabetic mononeuropathies and diabetic amyotrophy. **Diabetes Therapy**, Springer, v. 13, n. 10, p. 1715–1722, 2022.

Bischoff, Christian. Neurography: late responses. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, Wiley Online Library, v. 25, S11, s59–s65, 2002.

Boulton, Andrew JM et al. Diabetic neuropathies: a statement by the American Diabetes Association. **Diabetes care**, American Diabetes Association, v. 28, n. 4, p. 956–962, 2005.

Britland, Stephen T; Young, Robert J; Sharma, Ashutosh K; Clarke, Basil F. Association of painful and painless diabetic polyneuropathy with different patterns of nerve fiber degeneration and regeneration. **Diabetes**, Am Diabetes Assoc, v. 39, n. 8, p. 898–908, 1990.

Broadcom Inc. **6N137 High Speed Optocoupler**. [S.l.]. Acesso em: 17 de julho de 2024. Disponível em: https://docs.broadcom.com/doc/6N137-HCNW137-2601-2611-HCPL-0600-0601-0611-0630-0631-0661-2601-2611-2630-2631-4661-High-CMR-High-Speed-TTL-Compatible-Optocouplers-DS.

Campbell Jr, William W; Ward, L Charles; Swift, Thomas R. Nerve conduction velocity varies inversely with height. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, Wiley Online Library, v. 4, n. 6, p. 520–523, 1981.

Castro, Rebeca Machado Ferreira de; Nascimento Silva, Alana Manuela do; Silva, Ana Karoline dos Santos da; Araújo, Bárbara Fernandes Costa de; Maluf, Bianca Vitória Teixeira; Franco, Jorgeane Clarindo Veloso. Diabetes mellitus e suas complicações-uma revisão sistemática e informativa. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 4, n. 1, p. 3349–3391, 2021.

Coordenação Geral de Acreditação (Cgcre). **Orientações para a calibração de termômetros de infravermelho (pirômetros)**. [S.l.], abr. 2020. Documento de caráter orientativo. Disponível em: https://www.gov.br/cdtn/pt-br/centrais-de-conteudo/documentos-cgcre-abnt-nbr-iso-iec-17025/doq-cgcre-054/view. Acesso em: 18 nov. 2025.

Cossul, Sandra. **Desenvolvimento de Um Sistema de Eletroestimulação Para aplicações em Estudos de Condução Nervosa**. 2018. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina Florianópolis, Brazil.

Cossul, Sandra; Rettore Andreis, Felipe; Favretto, Mateus André; Castro Antonio Jr, Afrânio de; Marques, Jefferson Luiz Brum. Portable microcontroller-based electrostimulation system for nerve conduction studies. **IET Science, Measurement & Technology**, Wiley Online Library, v. 14, n. 6, p. 695–703, 2020.

Dyck, Peter J et al. Diabetic polyneuropathies: update on research definition, diagnostic criteria and estimation of severity. **Diabetes/metabolism research and reviews**, Wiley Online Library, v. 27, n. 7, p. 620–628, 2011.

England, JD et al. Distal symmetric polyneuropathy: a definition for clinical research: report of the American Academy of Neurology, the American Association of Electrodiagnostic Medicine, and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. **Neurology**, Lippincott Williams & Wilkins, v. 64, n. 2, p. 199–207, 2005.

Espressif Systems. **ESP32-WROOM-32 Datasheet, Version 2.4**. [S.l.], 2018. Publicado em março de 2018 (versão 2.4). Disponível em: `https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf`. Acesso em: 25 ago. 2025.

Federation, International Diabetes. **IDF Diabetes Atlas 11th Edition 2025**. Acesso em: 27 de julho de 2025. 2025. Disponível em: `https://diabetesatlas.org/resources/idf-diabetes-atlas-2025/`.

Fox, Stuart Ira. **FISIOLOGIA HUMANA**. 14th. [S.l.]: McGraw-Hill Interamericana de España S.L., 2017.

Franco, Marcus Vinicius Barreto. **Sistema remoto distribuído para avaliação da função autonômica em indivíduos com diabetes mellitus**. 2021. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina.

Gavanozi, Evangelia; Veltsista, Dimitra; Polychronopoulos, Panagiotis; Chroni, Elisabeth. The optimum hand temperature to study nerve conduction in patients with carpal tunnel syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 51, p. 102410, 2020.

Gupta, Sangeeta; Singh, Ramji. F-wave records with submaximal stimulation: sustainability of the data and subject discomfort levels. **Int J Res Med Sci**, v. 10, n. 2, p. 506–511, 2022.

Halar, EM; DeLisa, JA; Soine, TL. Nerve conduction studies in upper extremities: skin temperature corrections. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 64, n. 9, p. 412–416, 1983.

Hall, John E. **Guyton & Hall. Tratado de fisiología médica**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2021.

Hennessey, William J; Falco, Frank JE; Goldberg, Gary; Braddom, Randall L. Gender and arm length: influence on nerve conduction parameters in the upper limb. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 75, n. 3, p. 265–269, 1994.

Hung, Chung-Chih; Wang, Shih-Hsing. **Ultra-low-voltage frequency synthesizer and successive-approximation analog-to-digital converter for biomedical applications**. [S.l.]: Springer Nature, 2021.

Juster-Switlyk, Kelsey; Smith, A Gordon. Updates in diabetic peripheral neuropathy. **F1000Research**, Faculty of 1000 Ltd, v. 5, 2016.

Kandel, Eric R. **Princípios de Neurociências**. 5th. [S.l.]: Artmed, 2014.

Kimura, Jun. Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice. Oxford university press, 2013.

Koeppen, BM; Stanton, BA. **Berne & Levy: Fisiologia, Ed**. [S.l.]: Elsevier, Rio de Janeiro, 2009.

Kong, Xuan; Lesser, Eugene A; Megerian, J Thomas; Gozani, Shai N. Repeatability of nerve conduction measurements using automation. **Journal of clinical monitoring and computing**, Springer, v. 20, n. 6, p. 405–410, 2006.

Kugelstadt, Thomas. Active filter design techniques. In*:* OP amps for everyone. [S.l.]: Elsevier, 2009. p. 365–438.

Kumbhare, Dinesh; Robinson, Lawrence; Buschbacher, Ralph. **Buschbacher's manual of nerve conduction studies**. [S.l.]: Springer Publishing Company, 2015.

Kurokawa, Katsumi; Mimori, Yasuyo; Tanaka, Eiji; Kohriyama, Tatsuo; Nakamura, Shigenobu. Age-related change in peripheral nerve conduction: compound muscle

action potential duration and dispersion. **Gerontology**, S. Karger AG Basel, Switzerland, v. 45, n. 3, p. 168–173, 1999.

Latov, Norman. **Peripheral Neuropathy: When the Numbness, Weakness and Pain Won't Stop**. [S.l.]: Demos Medical Publishing, 2006.

Lee, Hang Jae; Lee, Seung Hwa; Kim, Sang Han; Kwon, Hee Kyu. Skin Temperature Mapping in Upper and Lower Extremities. **Journal of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine**, Korean Academy of Rehabilitation Medicine, v. 21, n. 2, p. 349–352, 1997.

Leis, A Arturo; Schenk, Michael P. **Atlas of nerve conduction studies and electromyography**. [S.l.]: Oxford University Press, 2013.

Lim, JZM; Burgess, J; Ooi, CG; Ponirakis, G; Malik, RA; Wilding, JPH; Alam, Uazman. The peripheral neuropathy prevalence and characteristics are comparable in people with obesity and long-duration type 1 diabetes. **Advances in Therapy**, Springer, v. 39, n. 9, p. 4218–4229, 2022.

Marieb, Elaine; Wilhelm, Patricia; Mallatt, Jon. **Anatomia Humana**. 7ª edição. [S.l.]: Pearson Education do Brasil, 2014.

Martin, Peter. Linear regression: An introduction to statistical models. SAGE Publications Ltd, 2022.

Melexis Technologies NV. **MLX90614 Single and Dual Zone Infrared Thermometer in TO-39 Package Datasheet (Rev. 019)**. Tessenderlo, Belgium, maio 2025. Doc server Rev 010, revisado em 28 de maio de 2025. Disponível em: `https://www.melexis.com/en/product/mlx90614/digital-plug-play-infrared-thermometer-to-can`.

Misra, Usha Kant; Kalita, Jayantee. **Clinical neurophysiology: nerve conduction, electromyography, evoked potentials**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2019.

Muzy, Jéssica; Campos, Mônica Rodrigues; Emmerick, Isabel; Silva, Raulino Sabino da; Schramm, Joyce Mendes de Andrade. Prevalência de diabetes mellitus e suas complicações e caracterização das lacunas na atenção à saúde a partir da triangulação de pesquisas. **Cadernos de Saúde Pública**, SciELO Brasil, v. 37, e00076120, 2021.

Nakamura, Karla Kaori. **Sistema para avaliação da função sudomotora aplicado na detecção precoce do Diabetes Mellitus tipo 2**. 2022. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina.

Nayak, Samiksha; Blumenfeld, Nicole R; Laksanasopin, Tassaneewan; Sia, Samuel K. Point-of-care diagnostics: recent developments in a connected age. **Analytical chemistry**, ACS Publications, v. 89, n. 1, p. 102–123, 2017.

Notermans, Nicolette C; Franssen, Hessel; Wieneke, George H; Wokke, John HJ. Temperature dependence of nerve conduction and EMG in neuropathy associated with gammopathy. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, Wiley Online Library, v. 17, n. 5, p. 516–522, 1994.

Ogunduyile, OO; Olugbara, Oludayo O; Lall, M. Development of wearable systems for ubiquitous healthcare service provisioning. **APCBEE procedia**, Elsevier, v. 7, p. 163–168, 2013.

Pocock, Gillian; Richards, Christopher D; Richards, David A. **Human physiology**. [S.l.]: Oxford university press, 2018.

Pop-Busui, Rodica; Boulton, Andrew JM; Feldman, Eva L; Bril, Vera; Freeman, Roy; Malik, Rayaz A; Sosenko, Jay M; Ziegler, Dan. Diabetic neuropathy: a position statement by the American Diabetes Association. **Diabetes care**, v. 40, n. 1, p. 136, 2016.

Preston, David C; Shapiro, Barbara E. **Electromyography and neuromuscular disorders e-book: clinical-electrophysiologic-ultrasound correlations**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2020.

PUCRS. **Atlas de Histologia: Tecido Nervoso – Nervo – lâmina de língua; coloração H&E; maior aumento**. Porto Alegre: Editora PUCRS, s.d. Acesso em: 15 maio 2024. Disponível em: `https://editora.pucrs.br/edipucrs/acessolivre/livros/atlas-de-histologia/tecido-nervoso2.html`.

Rami, SH. Effect of body mass index on parameters of nerve conduction study in Indian population. **Indian J Physiol Pharmacol**, v. 56, n. 1, p. 88–93, 2012.

Robinson, Lawrence R.; Rubner, Deborah E.; Wahl, Patricia W.; Fujimoto, Wilfred Y.; Stolov, Waller C. Influences of height and gender on normal nerve conduction

studies. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Elsevier, v. 74, n. 11, p. 1134–1138, 1993.

Rosa Tavares, João Elison da; Victória Barbosa, Jorge Luis. Ubiquitous healthcare on smart environments: A systematic mapping study. **Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 12, n. 6, p. 513–529, 2020.

Sato, Kenzo; Kang, WH; Saga, Kenji; Sato, KT. Biology of sweat glands and their disorders. I. Normal sweat gland function. **Journal of the American Academy of Dermatology**, Elsevier, v. 20, n. 4, p. 537–563, 1989.

Scorpion, JC; Paula, JLPS; Marques, JLB. Prototype Development for Thermal Threshold Tracking in Peripheral Neuropathy Identification in Diabetic Patients Using Quantitative Sensory Testing. In*:* SPRINGER. BRAZILIAN Congress on Biomedical Engineering. [S.l.*:* s.n.], 2024. p. 521–530.

Scorpion, Júlio Cardoso. **Sistema de medição de limiares térmicos para integração em plataforma de saúde ubíqua de rastreamento de complicações do diabetes mellitus**. 2024. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina.

Selvarajah, Dinesh; Kar, Debasish; Khunti, Kamlesh; Davies, Melanie J; Scott, Adrian R; Walker, Jeremy; Tesfaye, Solomon. Diabetic peripheral neuropathy: advances in diagnosis and strategies for screening and early intervention. **The lancet Diabetes & endocrinology**, Elsevier, v. 7, n. 12, p. 938–948, 2019.

Silverthorn, Dee Unglaub. **Fisiologia Humana Uma Abordagem Integrada**. 7ª. [S.l.]: Artmed, 2017.

Singh, Amarprit; Hazarika, Anil; Talukdar, Champak; Bhuyan, Manabendra; Dutta, Lachit; Barthakur, Mausumi; Chakraborty, Kishalay. Microcontroller-based online nerve parameter estimation for diagnosis of healthy subject using real-time nerve conduction study signal acquired using voltage controlled neurostimulator. **IEEE Transactions on Industrial Informatics**, IEEE, v. 17, n. 11, p. 7546–7553, 2021.

Singh, Rachna; Roy, Shubhajeet; Ghildiyal, Archna; Verma, Shivam. Association of anthropometry with nerve conduction parameters of median nerve: a cross-sectional study in a North Indian medical university hospital. **Cureus**, v. 16, n. 7, e63946, 2024.

Sloan, Gordon; Shillo, Pallai; Selvarajah, Dinesh; Wu, Jing; Wilkinson, Iain D; Tracey, Irene; Anand, Praveen; Tesfaye, Solomon. A new look at painful diabetic neuropathy. **Diabetes research and clinical practice**, Elsevier, v. 144, p. 177–191, 2018.

Sociedade Brasileira de Diabetes. Dados epidemiológicos do diabetes mellitus no Brasil. **Nature Reviews Endocrinology**, v. 1, 2019.

Sociedade Brasileira de Diabetes. **Diretrizes da Sociedade Brasileira de Diabetes 2023**. [S.l.*:* s.n.], 2023.

Soudmand, Rasoul; Ward, L Charles; Swift, Thomas R. Effect of height on nerve conduction velocity. **Neurology**, Lippincott Williams & Wilkins, v. 32, n. 4, p. 407–407, 1982.

Stålberg, Erik et al. Standards for quantification of EMG and neurography. **Clinical Neurophysiology**, Elsevier, v. 130, n. 9, p. 1688–1729, 2019.

Steinmetz, Jaimie D et al. Global, regional, and national burden of disorders affecting the nervous system, 1990–2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. **The Lancet Neurology**, Elsevier, v. 23, n. 4, p. 344–381, 2024.

Su, Kendall L. **Analog filters**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2012.

Swapna, G; Soman, KP; Vinayakumar, R. Diabetes detection using ecg signals: An overview. **Deep Learning Techniques for Biomedical and Health Informatics**, Springer, p. 299–327, 2020.

Systech, Solomon. **SSD1306 OLED/PLED Driver with Controller**. [S.l.*:* s.n.], 2008. `https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf`. Acesso em: 25 ago. 2025.

Tavee, Jinny. Nerve conduction studies: Basic concepts. In*:* HANDBOOK of Clinical Neurophysiology. [S.l.]: Elsevier, 2019. cap. 14. DOI: `10.1016/B978-0-444-64032-1.00014-X`.

Terra, Thiago Gomes. Software de gerenciamento, análise e detecção precoce da disfunção autonômica em indivíduos com diabetes Mellitus, 2020.

Tesfaye, Solomon et al. Diabetic neuropathies: update on definitions, diagnostic criteria, estimation of severity, and treatments. **Diabetes care**, v. 33, n. 10, p. 2285, 2010.

Texas Instruments. **INA118 Precision, Low-Power Instrumentation Amplifier Datasheet (Rev. C)**. Dallas, TX, USA, set. 2022. SBOS027C, revisado em setembro de 2022. Disponível em: `https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf`.

Texas Instruments Inc. **ADS1256 Datasheet**. [S.l.]. Acesso em: 17 de julho de 2024. Disponível em: `http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1256.pdf`.

Texas Instruments Inc. **AMC1100 Isolated Amplifier**. [S.l.]. Acesso em: 17 de julho de 2024. Disponível em: `https://www.ti.com/lit/ds/symlink/amc1100.pdf`.

Texas Instruments Inc. **ISO1540 Isolated I2C**. [S.l.]. Acesso em: 17 de julho de 2024. Disponível em: `https://www.ti.com/lit/ds/symlink/iso1540.pdf`.

Texas Instruments Inc. **KeyStone Architecture Serial Peripheral Interface (SPI) User Guide**. [S.l.], mar. 2012. Literature Number: SPRUGP2A. Acesso em: 25 ago. 2025. Disponível em: `https://www.ti.com/lit/pdf/sprugp2a`.

Texas Instruments Incorporated. **OPA2211, OPA2211-EP — Low-Noise, Precision Operational Amplifiers Datasheet**. [S.l.], 2015. Datasheet. Revisado em: nov. 2015. Acesso em: 12 nov. 2025. Disponível em: `https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2211-ep.pdf`.

Texas Instruments Incorporated. **TPL0401x-10 128-TAPS Single-Channel Digital Potentiometer With I^2C Interface Datasheet**. [S.l.], 2017. Datasheet. Revisado em: fev. 2017. Acesso em: 15 nov. 2025. Disponível em: `https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tpl0401b-10.pdf`.

Tortora, Gerard J; Derrickson, Bryan. **Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. 10ª. [S.l.]: Artmed Editora, 2016.

Ücker, Mariana. **Desenvolvimento de sistema point-of-care de pupilometria dinâmica aplicado no screening da neuropatia autonômica diabética**. 2020. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina.

Valls-Sole, Josep; Leote, Joao; Pereira, Pedro. Antidromic vs orthodromic sensory median nerve conduction studies. **Clinical neurophysiology practice**, Elsevier, v. 1, p. 18–25, 2016.

Verdugo, Renato J et al. Review of techniques useful for the assessment of sensory small fiber neuropathies: report from an IFCN expert group. **Clinical Neurophysiology**, Elsevier, v. 136, p. 13–38, 2022.

Vianna, Henrique Damasceno; Barbosa, Jorge Luis Victória. A scalable model for building context-aware applications for noncommunicable diseases prevention. **Information Processing Letters**, Elsevier, v. 148, p. 1–6, 2019.

Vieira, Suzana. **Polineuropatia Diabética**. Acesso em: 27 maio 2025. Dra. Suzana Vieira. 2023. Disponível em: `https://drasuzanavieira.med.br/2023/02/26/neuropatia-diabetica/`.

Waghmare, Lalitbhushan Shrikrishna; Waghmare, Tripti Lalitbhushan; Ambad, Ranjit Sidram. Gender Differences in Nerve Conduction Parameters of Upper Limb Nerves in Healthy Adults: A Comparative Study. **Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences**, Medknow, v. 17, Suppl 1, s410–s412, 2025.

Weiss, Lyn D; Weiss, Jay M; Silver, Julie K. **Easy EMG e-book: A guide to performing nerve conduction studies and electromyography**. 3rd. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2022.

Werner, Robert A; Andary, Michael. Carpal tunnel syndrome: pathophysiology and clinical neurophysiology. **Clinical Neurophysiology**, Elsevier, v. 113, n. 9, p. 1373–1381, 2002.

WHO. **Classification of Diabetes Mellitus**. Geneva: [s.n.], 2019. Acesso em: 26 abr. 2024. Disponível em: `https://www.who.int/publications/i/item/classification-of-diabetes-mellitus`.

Wiesman, Janice F. **Peripheral Neuropathy: What It Is and What You Can Do to Feel Better**. [S.l.]: JHU Press, 2016.

Won, Jong Chul; Park, Tae Sun. Recent advances in diagnostic strategies for diabetic peripheral neuropathy. **Endocrinology and metabolism**, Korean Endocrinology Society, v. 31, n. 2, p. 230, 2016.

World Health Organization. **World Health Statistics 2023: Monitoring Health for the SDGs, Sustainable Development Goals**. Geneva: [s.n.], 2023. Acesso em: 26 abr. 2024. Disponível em: https://www.who.int/publications/i/item/9789240074323.

Yadav, Ram Lochan; Sharma, Deepak; Yadav, Prakash Kumar; Shah, Dev Kumar; Agrawal, Kopila; Khadka, Rita; Islam, Md Nazrul. Somatic neural alterations in non-diabetic obesity: a cross-sectional study. **BMC obesity**, Springer, v. 3, n. 1, p. 50, 2016.

Yang, Zhirong; Zhang, Yuan; Chen, Ru; Huang, Yuansheng; Ji, Linong; Sun, Feng; Hong, Tianpei; Zhan, Siyan. Simple tests to screen for diabetic peripheral neuropathy. **The Cochrane Database of Systematic Reviews**, John Wiley, Sons, Inc. e the Cochrane Library, v. 2018, n. 7, 2018.

Yovera-Aldana, Marlon et al. Prevalence and incidence of diabetic peripheral neuropathy in Latin America and the Caribbean: A systematic review and meta-analysis. **PloS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 16, n. 5, e0251642, 2021.

Zhang, Pengzi; Lu, Jing; Jing, Yali; Tang, Sunyinyan; Zhu, Dalong; Bi, Yan. Global epidemiology of diabetic foot ulceration: a systematic review and meta-analysis. **Annals of medicine**, Taylor & Francis, v. 49, n. 2, p. 106–116, 2017.

Zhu, Jinxi; Hu, Ziyan; Luo, Yifan; Liu, Yinuo; Luo, Wei; Du, Xiaohong; Luo, Zhenzhong; Hu, Jialing; Peng, Shengliang. Diabetic peripheral neuropathy: pathogenetic mechanisms and treatment. **Frontiers in endocrinology**, Frontiers Media SA, v. 14, p. 1265372, 2024.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nº do projeto CAAE: 74863023.7.0000.0121

Título do Projeto: Metodologias para Avaliação da Função Autonômica Aplicadas na Prevenção, Diagnóstico e Tratamento do Diabetes Mellitus

Você está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa cujo objetivo é a avaliação da função do sistema nervoso em pacientes com Diabetes Mellitus. Esta pesquisa está sendo realizada pelo Instituto de Engenharia Biomédica, da Universidade Federal de Santa Catarina, coordenada pelo Professor Doutor Jefferson Luiz Brum Marques, que se compromete a seguir a Resolução 466, de 12 de dezembro de 2012 e suas complementares.

Se você aceitar participar da pesquisa, os procedimentos envolvidos em sua participação são os seguintes:

1. Avaliação Inicial

   Para avaliação inicial, será necessário informar dados para sua identificação, incluindo nome, idade, sexo, cor/raça, endereço e dados de contato. Em seguida serão realizadas perguntas sobre qual membro superior e inferior são dominantes; sobre seus dados clínicos, em especial e se aplicável, sobre a condição de Diabetes Mellitus (tipo, duração, histórico familiar e manifestação de complicações relacionadas à doença); sobre seu estilo de vida (prática de exercício físico, consumo de tabaco e álcool); sobre sua composição corporal (peso, estatura, Índice de Massa Corporal) e, por fim, preenchido pelo pesquisador após a devida avaliação/teste, estão os dados de temperatura da pele dos membros superior e inferior e de força muscular relacionada à flexão dorsal do pé em quatro tentativas, conforme orientado pelo pesquisador.

   Para qualquer um dos procedimentos experimentais envolvidos nesta pesquisa, se você possui idade maior de 18 anos e tenha Diabetes Mellitus ou condição pré-diabética se enquadrará no grupo experimental. Caso tenha idade maior de 18 anos e não apresente Diabetes Mellitus, você pertencerá ao grupo controle. Além disso, os procedimentos experimentais são conduzidos no Ambulatório do Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago da Universidade Federal de Santa Catarina (HU-UFSC/EBSERH) ou na Unidade de Saúde do município do Palhoça (conforme seu local de acompanhamento médico).

2. Procedimento Experimental 1 - Avaliação da Função Autonômica

   Para realização deste procedimento será necessária a aplicação de um gel na região do tórax e abdômen para fixação de três eletrodos de eletrocardiograma (ECG). Será

alocado no dedo indicador um sensor de fotopletismografia (PPG) para analisar a variação do volume sanguíneo. Em determinados momentos o pesquisador também irá utilizar um aparelho de pressão digital de braço para aferir a pressão arterial. Por fim, será utilizado o módulo de Valsalva que, através de um bocal, será necessário assoprar e manter em uma pressão de 40mmHg (você verá se atingiu este valor na tela do equipamento).

O teste é conduzido em seis etapas: 1) repouso por 8 minutos; 2) aferição da pressão arterial; 3) respiração controlada (profunda) com 5s de inspiração contínua e 5s expiração contínua (durante 1 minuto e 10 segundos); 4) manobra de Valsalva que consiste em assoprar em um bocal mantendo uma pressão constante em aproximadamente 40mmHg (você verá este resultado na tela do equipamento), por 1 minuto e 15 segundos; 5) etapa de mudança postural, em que você passará da posição de decúbito dorsal (deitado(a)) para posição em pé e, por fim, 6) aferição da pressão arterial novamente, após 1 minuto da mudança postural.

Portanto, desde a colocação dos eletrodos até a finalização do procedimento experimental, em média, serão 25 minutos de duração.

3. Procedimento Experimental II - Avaliação da Função Sudomotora

   Este procedimento visa medir o valor da condutância eletroquímica da pele para avaliar a função sudomotora. Antes de iniciar o teste, será solicitado a limpeza das mãos com álcool antisséptico líquido. Em seguida, na posição sentado(a), será pedido que posicione as palmas das mãos sobre cada uma das chapas de aço inoxidável colocadas na mesa, onde uma pequena tensão elétrica (< 4 Volts) será aplicada durante intervalos de poucos segundos, de forma a estimular as glândulas sudoríparas das palmas das mãos.

   Com as palmas das mãos sob as placas de aço inoxidável, o teste é realizado em duas etapas, uma para cada mão, porém as duas mãos necessitam ser mantidas nas placas durante todo o tempo do experimento. Para ambas as mãos, o teste inicia com um período de ajuste (em torno de 15 segundos). Em seguida tem-se o primeiro estímulo com duração de 15 segundos, seguindo com um intervalo de 35 segundos e o segundo estímulo com duração de 30 segundos. Lembrando que estes dois estímulos são aplicados na primeira etapa na mão direita e na segunda etapa na mão esquerda.

   Portanto este procedimento experimental possui, em média, 3 minutos de duração.

4. Procedimento Experimental III - Pupilometria Dinâmica e Quantificação da Bilirrubina através de Imagens da Esclera

   Será necessário que o você sente em frente ao equipamento Pupilômetro e posicione a cabeça nele para que seja feito o ajuste da posição apropriada do olho que será estimulado e registrado. Após o ajuste de posição, aguardará 2 minutos na sala com

a iluminação controlada (tempo necessário para acomodação da pupila ao escuro) então, um de seus olhos receberá um estímulo luminoso e serão registradas imagens durante 5 segundos. Depois, será solicitado novamente que permaneça por 2 minutos aguardando para a pupila se adaptar novamente ao escuro e então um de seus olhos receberá diversos estímulos luminosos com duração e intervalos controlados, enquanto são registradas imagens durante 30 segundos. Além disso, será solicitado que você tente não piscar durante o período de registro.

Também será realizado o teste da quantificação da bilirrubina através de imagens da esclera (parte branca do olho), possibilitando o cálculo da concentração de bilirrubina no sangue, que é algo simples e não invasivo. Para tal, você sentará confortavelmente na frente do equipamento desenvolvido para análise da esclera e ajustar o equipamento no rosto. Será informado o momento do estímulo luminoso nos dois olhos, em que será solicitado evitar piscadas durante o registro das imagens, além disso, você será guiado a olhar 10 segundos para a direita e 10 segundos para esquerda, para que as imagens da esclera sejam registradas durante um total de 20 segundos, finalizando o teste.

Portanto, este procedimento experimental tem, em média, 10 minutos de duração.

5. Procedimento Experimental IV - Avaliação da Quantidade de Sensoriamento Térmico (QST)

   Este procedimento objetiva verificar a temperatura em que você sentirá o estímulo térmico e o momento em que você sentirá um início de dor devido ao aumento ou diminuição da temperatura que é aplicado em seu corpo (mão ou pé), através de um sensor de indução térmica. Também será realizado um teste que identificará se você está sentindo a sensação térmica correta. Esse teste inverterá a temperatura de quente para frio, e sempre que você sentir alguma das duas sensações, será pedido que diga se a sensação é de frio ou calor. O teste possui duração de no máximo 20 minutos, em que inicialmente é realizada uma entrevista com o objetivo de verificar se você possui alguma suspeita de neuropatia periférica através do formulário chamado LANSS e em seguida é realizado o procedimento experimental.

6. Procedimento Experimental V - Teste de Eletroestimulação para o Estudo da Condução Nervosa (ECN)

   Este procedimento consiste na utilização de um sistema portátil de eletroestimulação para realizar a avaliação das funções nervosas motoras. Com você sentado, eletrodos (sensores posicionados sob a pele) serão conectados próximos aos nervos sural (membro inferior) e/ou ulnar (membro superior), com objetivo de aplicar uma tensão através de um eletrodo de eletroestimulação. Esta tensão será captada por dois

eletrodos de aquisição do sinal, possibilitando o estudo da resposta do seu sistema nervoso.

Desde a colocação dos eletrodos até a finalização do procedimento, o tempo decorrido é de aproximadamente 5 minutos.

Os possíveis riscos ou desconfortos decorrentes da sua participação na pesquisa são:

- **Imateriais**: existem os riscos de alterações de humor e autoestima provocadas pela lembrança de memórias, pelo cansaço mental e físico ou pelo aborrecimento ao realizar as atividades propostas nos procedimentos clínicos. O participante poderá sentir constrangimento durante a a triagem de medidas corporais (massa, altura, circunferência etc.), exames de sinais biomédicos (eletrocardiografia, pressão arterial, função sudomotora etc.) ou preenchimento de dados pessoais (endereço, idade, sexo, cor/raça etc.) no formulário e questionário. Para minimizar estes riscos, apenas os pesquisadores e um participante por vez estarão presentes no local. O participante pode ainda sentir-se incomodado por ter que retirar sua vestimenta e acessórios para fazer os procedimentos experimentais, tais como colares, pulseiras, anéis e *piercings*. Por fim, existe o risco de frustração de não poder participar de alguma das atividades e ter que ser desligado da pesquisa.
- **Da Avaliação da Função Autonômica**: esse procedimento visa promover alteração da frequência cardíaca e pressão arterial por meio de testes de reflexos autonômicos já bem descritos na literatura. Serão posicionados eletrodos na região do tórax e abdômen para leitura dos sinais biomédicos, o que pode causar certo constrangimento. Para minimizar esse risco, a fixação dos eletrodos poderá ser feita por um pesquisador do mesmo sexo. Contudo, pode ser necessário ainda realizar procedimento de tricotomia no local. A raspagem dos pelos pode ocasionar leve irritação e/ou alergia. Para minimizá-los, serão utilizados aparelhos de barbear descartáveis e sabonete líquido antibacteriano, também operados por um pesquisador do mesmo sexo.
- **Da Avaliação da Condutância Eletroquímica da Pele**: este teste envolve a estimulação das glândulas sudoríparas, podendo causar desconforto devido a uma pequena transpiração no local estimulado. Para evitar este risco, o teste poderá ser interrompido assim que o paciente declarar o desconforto, sem qualquer prejuízo ao mesmo. Em relação ao risco de choque elétrico, esclarecemos que o estímulo aplicado é uma tensão contínua de baixa intensidade, inofensiva à saúde do ser humano.
- **Da Avaliação do Raio da Pupila e da Bilirrubina**: O sistema da pupilometria dinâmica envolve a estimulação da pupila através de aplicação de pulsos de luz e aplicação de luz infravermelha, que envolve o risco de danos na retina e na córnea. A quantificação da bilirrubina através de imagens da esclera envolve a iluminação

do interior do dispositivo e dos olhos com luz de LEDs. Entretanto este risco é minimizado devido ao tempo de exposição à luz dos dispositivos ser cuidadosamente controlado e de curta duração.

- **Da Avaliação da Sensitividade Térmica** : o módulo QST traz alguns desconfortos devido ao aumento e diminuição de temperatura, como sensação de formigamento ou queimação. Por este motivo, você será auxiliado a fica durante todo o tempo do experimento segurando um botão para que, caso haja alguma dor ou mal-estar, você possa interromper o teste imediatamente. Além disso, há um limite de temperatura aplicado, de maneira a não prejudicar seu tecido epitelial.
- **Da Avaliação da Condução Nervosa**: Os riscos da eletroestimulação serão controlados pela adequada seleção dos participantes através dos critérios de inclusão e exclusão do estudo. Se necessário, será realizada a tricotomia no local, que consiste na raspagem dos pelos, que pode ocasionar leve irritação e/ou alergia, sendo estes, considerados baixo risco. Pessoas com pele mais sensível poderão sentir um desconforto maior. Antes do teste começar será avisado ao voluntário da possibilidade de interrupção do procedimento a qualquer momento. A regulação da eletroestimulação será realizada a níveis aceitáveis para que não haja problemas ao individuo na aquisição dos sinais do sistema nervoso.

De modo a minimizar ou evitar riscos de choques elétricos, todos os equipamentos utilizados nos procedimentos experimentais descritos seguem os padrões de segurança de equipamentos eletromédicos, sendo aplicadas tensões de baterias ou fontes isoladas quando utilizarem a rede elétrica.

A quebra de sigilo, ainda que involuntária e não intencional deve ser considerada. Contudo, pretendemos garantir a manutenção do sigilo e da privacidade da sua participação durante todas as fases desta pesquisa, por meio da anonimização dos dados.

Este projeto visa promover benefícios coletivos à sociedade, em especial, a pessoas com diabetes e pré-diabetes. É importante destacar que não haverá benefício pessoal proveniente deste estudo e que não será possível obter resultados individuais dos procedimentos experimentais realizados.

Quanto ao acompanhamento e assistência, na eventualidade de identificação de resultados anormais, você será notificado(a) e aconselhado(a) a buscar corpo clínico para fazer análise complementar. Ao final da pesquisa, você será informado(a) sobre o desfecho do estudo, incluindo publicações e defesas de dissertações. Além disso, durante todas as atividades, você será acompanhado por pelo menos um dos pesquisadores que lhe instruirá constantemente e prestará toda a assistência necessária sob a supervisão do responsável clínico. Contudo, caso ocorra alguma intercorrência, você será atendido(a) imediatamente pelo profissional médico e, caso necessário, será encaminhado para a emergência do próprio estabelecimento de saúde ou do hospital mais próximo.

Sua participação na pesquisa é totalmente voluntária, ou seja, não é obrigatória. Caso você decida não participar, ou ainda, desistir de participar e retirar seu consentimento, não haverá nenhum prejuízo ao atendimento que você recebe ou possa vir a receber na instituição.

Não está previsto nenhum tipo de pagamento pela sua participação na pesquisa e você não terá nenhum custo com os procedimentos envolvidos, porém, poderá ser ressarcido por despesas decorrentes de sua participação, como despesa extraordinária associada à pesquisa venha a ocorrer, você será ressarcido nos termos da lei, ou, caso você tenha algum prejuízo material ou imaterial em decorrência da pesquisa poderá solicitar indenização, de acordo com a legislação vigente e amplamente consubstanciada, por responsabilidade dos pesquisadores envolvidos.

Caso ocorra alguma intercorrência ou dano, resultante de sua participação na pesquisa, você receberá todo o atendimento necessário, sem nenhum custo pessoal. Além disso, você tem garantido o direito a solicitar indenização.

Os dados coletados durante a pesquisa serão sempre tratados confidencialmente. Os resultados serão apresentados de forma conjunta, sem a identificação dos participantes, ou seja, o seu nome não aparecerá na publicação dos resultados.

Caso você tenha dúvidas, poderá entrar em contato com o pesquisador responsável Prof. Jefferson L. B. Marques, pelo telefone (48) 3304-9892 ou no e-mail jmarques@ieb.ufsc.br com os(as) pesquisadores(as) Carlos Frederico Fronza, pelo e-mail cffronza@gmail.com, Débora Cristina Bandeira, pelo telefone (98) 98128-6780 ou no e-mail debora.csbandeira@hotmail.com, João Lucas Pereira dos Santos de Paula, pelo telefone (44) 99893-0259 ou no email joaolucassantospaula@gmail.com, Júlio Cardoso Scorpion, pelo telefone (44) 99986-5388 ou no email juliocscorpion@hotmail.com, Rafael Jorge Menezes Santos, pelo telefone (98) 98433-8739, ou no email rafael.santos@ifma.edu.br e Shirley Karolina da Silva Ferreira, pelo telefone (91) 99215-8274 ou no e-mail shirley.karolina@posgrad.ufsc.br ou com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH-UFSC), pelo telefone (48) 3721-6094, ou no 7° andar do Prédio Reitoria II, sala 701, de segunda à sexta, das 8h às 12h e das 14h às 18h.

Esse Termo deve ser rubricado em todas as suas páginas e assinado em duas vias, sendo uma para o participante e outra para os pesquisadores.

Nome do participante da pesquisa	Assinatura do participante da pesquisa
Nome do pesquisador	Assinatura do pesquisador
Nome do pesquisador responsável	Assinatura do pesquisador responsável

Local e Data: _____

APÊNDICE B – FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO INICIAL

Questionário 1

Instrução: Este questionário faz parte da pesquisa "Metodologias para Avaliação da Função Autonômica Aplicadas na Prevenção, Diagnóstico e Tratamento do Diabetes Mellitus"cujo Pesquisador Responsável é o Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D, vinculado ao Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC)

Este questionário só poderá ser respondido pelos participantes que já assinaram devidamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

As informações referentes aos itens 1, 2, 3, 4 deverão ser preenchidas pelo participante.

As informações referentes aos itens 5, 6, 7 deverão ser preenchidas pelo pesquisador responsável, após as devidas medições terem sido adquiridas.

1 Dados Pessoais

Nome: _____

Data de Nascimento: _____/_____/_____ Idade: _____ Etnia: _____ Sexo: ( )F( )M

Endereço: _____

Fone para contato: _____E-mail: _____

Esta escala de dor ajuda a determinar como os nervos que carregam a informação de dor estão funcionando. É importante obter este tipo de informação, pois ela pode ajudar na escolha de um tratamento específico para o seu tipo de dor.

2 Dominância do membro

- Dominância de Membros Inferiores: Membro direito ( ) Membro esquerdo ( ) Ambos ( )
- Dominância de Membros Superiores: Membro direito ( ) Membro esquerdo ( ) Ambos ( )

3 Dados clínicos

3.1 Dados sobre Diabetes

Diagnóstico de Diabetes: ( ) Não ( ) Sim

Se sim: Tipo de Diabetes: ( ) DM1 ( ) DM2

Duração Diabetes: _____

Indicação para testes de automonitorização da glicemia? Sim ( ) Não ( )

Algum familiar possui Diabetes: ( ) Não ( ) Sim. Início: _____

5 Composição corporal e outros

Medidas	Resultados
Peso (Kg)	
Estatura (cm)	
IMC -kg/m^2	
Temperatura da Pele (°C) - Membro superior	
Temperatura da Pele (°C) - Membro inferior	

6 Força Muscular (CIVM): Dados preenchidos pelo pesquisador

Teste	1ª Tentativa	2ª Tentativa	3º Tentativa	4ª Tentativa
Flexão dorsal do pé				

7 Força Muscular (CIVS): Dados preenchidos pelo pesquisador

Teste	5%(CIVM)	10%(CIVM)	15%(CIVM)	20%(CIVM)
Flexão dorsal do pé				

_____, _____ de _____ de _____

_____ _____

Assinatura do participante da pesquisa Assinatura do pesquisador

3.2 Quadro de doenças

Presença de complicações	**Sim**	**Não**
Cardiopatia		
Algum familiar com doença cardiovascular?	Parentesco:	
Acidente vascular cerebral		
Pé diabético		
Ulcera Plantar	( ) prévia ( ) ativa	
Amputação por diabetes	( ) menor ( ) maior	
Retinopatia		
Poliomelite		
Doença renal/Nefropatia		
Doença hepática		
Hipertensão arterial		
Distúrbios neurológicos		
Câncer		
Artrite reumatoide		
Hipotireoidismo		
Deficiência Visual		
Dislipidemia		
Colesterol/triglicerídeos alto		

Possui alguma outra doença? ( ) Não ( ) Sim

Se sim, descreva: _____

Possui algum tipo de dispositivo implantado (ex: marcapasso cardíaco)? ( ) Não ( ) Sim

Se sim, qual: _____

Já sofreu algum acidente (carro, quedas, durante a prática esportiva) com trauma permanente? ( ) Não ( ) Sim

Se sim, descreva: _____

3.3 Exames recentes (até 3 meses)

Exame de HbAlc: ( ) Não ( ) Sim Valor: _____%_____ mmol/mol

Exame de glicose em jejum: ( ) Não ( ) Sim Valor: _____mg/dL

Teste de tolerância à glicose: ( ) Não ( ) Sim Valor: _____mg/dL

Observações: _____

4 Saúde e Estilo de vida

O voluntário pratica alguma atividade física regular? ( ) Não ( ) Sim

Com qual frequência: ( ) Sempre ( ) Às vezes ( ) Quase nunca

Tabaco/Fumo: ( ) Não ( ) $\Downarrow$ 10 ( ) 10-20 cigarros ( ) $\Uparrow$ 20

Bebida alcóolica: ( ) Não ( ) $\Downarrow 1x/semana$ ( ) 2 3/*semana* ( ) $\Uparrow 4x/semana$

Obs: Se já foi usuário e parou, responder às questões em relação a época que usava. Quando parou: _____

APÊNDICE C – RELATÓRIO DE CALIBRAÇÃO TERMÔMETRO INFRAVERMELHO MLX90614

Laboratório de Metrologia em Saúde

Relatório da avaliação de desempenho de Termômetro Infravermelho

Data do ensaio: 27/08/2025 **Data de emissão**: 29/08/2025	**Número do Relatório** **06/2025**

1. CLIENTE:

Cliente: IEB UFSC Laboratório 1º andar (Mestrando João Lucas)	Rua: Campus Universitário	
Cidade: Florianópolis	CEP:88040-970	Fone:48 3721-8686

2. EQUIPAMENTO ENSAIADO:

DADOS DO EQUIPAMENTO:		
Marca: Protótipo autoral	Modelo: X-NCS	Cód. Id.: PROTÓTIPO 002
n. Série: 1234	n. Patrimônio: não possui	Termômetro Clínico classe II
DADOS DO ENSAIO:		
Local do Ensaio: LAB EMH 01		Tipo de Ensaio: Novo
Cód. Analisador: LAT088	Acessório de analisador: Não possui	
CONDIÇÕES DE ENSAIO:		
Código equipamento auxiliar: LAT079		Cód. multímetro: LAT032

Pressão (hPa) **1030,5**	Temperatura (°C) **19,3**	Umidade Relativa (%) **68,5**	Tensão (V) **227,8**

3. PADRÃO UTILIZADO:

Código id.: LAT088 **Marca:** FLUKE **Modelo:** 4180 **n. Série:** C14671

Rastreabilidade: Calibração válida até de abril de 2025

4. PROCEDIMENTO TÉCNICO: PT – 102, REVISÃO 000.

A avaliação de desempenho do termômetro infravermelho consiste na utilização de temperatura simulada em padrão do tipo Boco Seco, ajustando-se a emissividade compatível com a do termômetro, realiza-se três medições com o termômetro em 5 temperatura de ajuste, calcula-se a média que compõe a tabela dos resultados no relatório de ensaio. O procedimento é baseado no documento do INMETRO DOQ-CGCRE-054 - Orientações para a Calibração de Termômetros de Infravermelho.

5. LOCAL DA AVALIAÇÃO: LAB EMH 01

Este ensaio não exerta o instrumento do controle metrológico estabelecido na Regulamentação Metrológica. O LAT – IEB-UFSC autoriza a reprodução deste certificado, desde que qualquer cópia sempre apresente seu conteúdo integral.

Laboratório de Metrologia em Saúde

Relatório da avaliação de desempenho de Termômetro Infravermelho

6. AVALIAÇÃO QUALITATIVA:

Tabela 1 – Avaliação Qualitativa

C: Conforme; NC: Não conforme; NA: Não aplicável	**C**	**NC**	**NA**	**Observações**
Lente ou o sensor de infravermelho	x			----------
Gabinete do equipamento			x	Não possui. Em fase de prototipagem
Botões/teclas			x	Operado por computador
Sinalizações/informações	x			----------
Indicações visuais e sonoras	x			----------
Medida em voluntário	x			----------
Bateria/carregador	x			----------

7. AVALIAÇÃO QUANTITATIVA

Tabela 2 – Avaliação Quantitativa

Temperatura no Padrão (°C)	**Temperatura indicada no termômetro (°C)**				
	Média de 3 medidas	Erro	Incerteza U95	Fator de abrangência K	
30,02	29,70	-0,32	0,37	2,65	
31,03	30,76	-0,27	0,21	2,11	Emissividade:
32,02	31,77	-0,25	0,2	2,06	1,00☑ 0,95☐ 0,98☐
33,02	32,81	-0,21	0,2	2,06	Distância do alvo:
34,02	33,73	-0,24	0,17	2	3~5cm
35,02	34,92	-0,10	0,18	2	Tamanho do alvo
36,02	35,63	-0,39	0,19	2,05	152,4 mm
37,02	36,67	-0,35	0,6	3,31	
38,02	37,67	-0,35	0,3	2,32	
39,02	38,64	-0,38	0,2	2	
40,02	39,62	-040	0,2	2,07	

Este ensaio não exerta o instrumento do controle metrológico estabelecido na Regulamentação Metrológica. O LAT – IEB-UFSC autoriza a reprodução deste certificado, desde que qualquer cópia sempre apresente seu conteúdo integral.

Laboratório de Metrologia em Saúde
Instituto de Engenharia Biomédica – UFSC
Florianópolis – SC – Brasil
www.ieb.ufsc.br
Caixa Postal 5138 – CEP 88040-900
Fone: 55 (48) 3721-8686
e-mail: iebufsc.metrologiasaude@gmail.com

8. LIMITES ADMITIDOS

Tabela 3 – Limites admitidos

Portaria Inmetro nº 89- Termômetros Clínicos Digitais, abril de 2006.	**Erro máximo admissível (faixa de 32,0°C até 42,0°C)**		
	Termômetro Clínico Digital	Dispositivo Indicador	Sonda
Classe I	±0,15°C	±0,05°C	±0,1°C
Classe II	**±0,2°C**	±0,1°C	±0,1°C

9. OBSERVAÇÕES

Considerando que os termômetros por infravermelho utilizados para triagem de pessoas são considerados termômetros clínicos, instrumentos de medição no controle da temperatura de seres humanos e considerando que os termômetros clínicos digitais devem atender a especificações mínimas, de forma a garantir a sua confiabilidade metrológica, estes devem atender os limites acima especificados. Termômetros de medição por Infravermelho são termômetros de Classe II.

Ao invés de 5 ponto de temperatura avaliados como prevê o procedimento, ocorreu um desvio de método elevando a amostragem para 11 pontos.

Juliano Martins - Signatário autorizado

Laboratório de Metrologia em Saúde
Instituto de Engenharia Biomédica – UFSC
Florianópolis – SC – Brasil
www.ieb.ufsc.br
Caixa Postal 5138 – CEP 88040-900
Fone: 55 (48) 3721-8686
e-mail: iebufsc.metrologiasaude@gmail.com

APÊNDICE D – RELATÓRIO DE TESTES DE BANCADA DO CIRCUITO DE ESTIMULAÇÃO

Relatório de Testes de Bancada do Circuito de Estimulação

Avaliação em diferentes condições de carga e largura de pulso

Autor: João Lucas Pereira dos Santos de Paula
Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)
Ano: 2025

Introdução

A estimulação elétrica aplicada à pele ou nas proximidades de nervos periféricos é amplamente empregada em avaliações neurofisiológicas e terapias clínicas. Quando um pulso elétrico é aplicado, ocorre a despolarização das fibras nervosas, permitindo a observação de respostas neuromusculares que fundamentam exames de condução nervosa e diagnósticos de neuropatias.

A eficácia do estímulo e o conforto do paciente dependem diretamente de parâmetros como a forma, a intensidade e a duração do pulso. Em geral, estimuladores clínicos operam com amplitudes entre 50 V e 500 V (ou correntes de 5 mA a 50 mA) e com larguras de pulso variando entre 0,1 ms e 1,0 ms, considerando uma impedância de aproximadamente 10 kΩ [1]. Esses parâmetros devem ser ajustáveis com elevada precisão, especialmente em protocolos que envolvem múltiplos estímulos, assegurando reprodutibilidade e segurança.

O circuito de estimulação avaliado neste relatório foi adaptado a partir do sistema desenvolvido por Cossul (2018), originalmente proposto para aplicações em estudos de condução nervosa. A presente versão priorizou aprimoramentos no controle digital, na interface de operação e na estabilidade da forma de onda, preservando os princípios de isolamento e segurança elétrica da proposta original.

Para garantir isolamento entre estimulação e aquisição, manteve-se o acoplamento óptico e os componentes de isolamento entre as etapas de controle e estimulação.

Os testes de bancada tiveram como objetivo caracterizar o comportamento elétrico do circuito adaptado sob diferentes condições de carga resistiva e larguras de pulso. Foram utilizadas cargas de 100 Ω, 1 kΩ e 10 kΩ, além da condição sem carga, simulando variações típicas de impedância observadas em tecidos biológicos. As medições foram realizadas diretamente na saída do circuito, com osciloscópio digital Tektronix. Pulsos retangulares de 100 µs e 200 µs foram aplicados; ensaios adicionais incluíram medição do atraso de propagação e verificação da duração programada dos pulsos. Esses procedimentos permitiram validar o desempenho elétrico da adaptação proposta quanto à precisão temporal, estabilidade de amplitude e adequação para uso em protocolos experimentais.

Resultados — 100 µs com 100 Ω

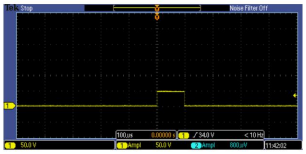


Figura 1: Pulso de 100 µs, carga 100 Ω — 50 V.

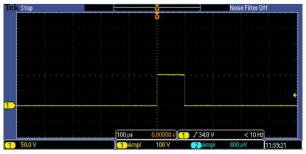


Figura 2: Pulso de 100 µs, carga 100 Ω — 100 V.

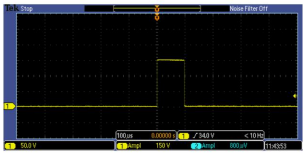


Figura 3: Pulso de 100 µs, carga 100 Ω — 150 V.

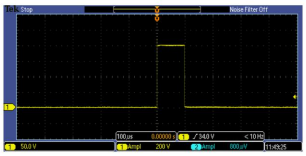


Figura 4: Pulso de 100 µs, carga 100 Ω — 200 V.

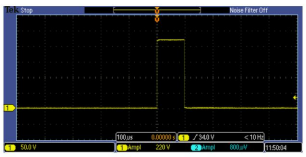


Figura 5: Pulso de 100 µs, carga 100 Ω — 220 V.

Resultados — 100 µs com 1 kΩ

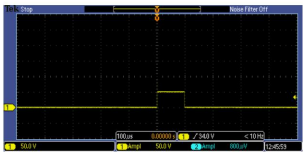


Figura 6: Pulso de 100 µs, carga 1 kΩ — 50 V.

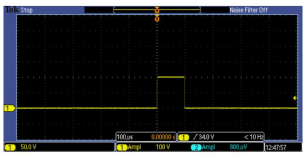


Figura 7: Pulso de 100 µs, carga 1 kΩ — 100 V.

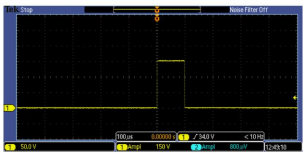


Figura 8: Pulso de 100 µs, carga 1 kΩ — 150 V.

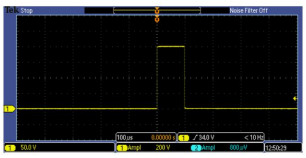


Figura 9: Pulso de 100 µs, carga 1 kΩ — 200 V.

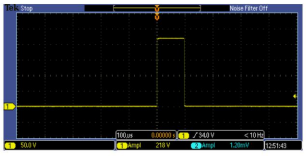


Figura 10: Pulso de 100 µs, carga 1 kΩ — 220 V.

Resultados — 100 µs com 10 kΩ

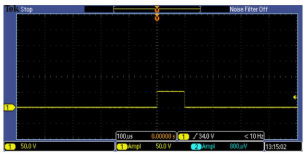


Figura 11: Pulso de 100 µs, carga 10 kΩ — 50 V.

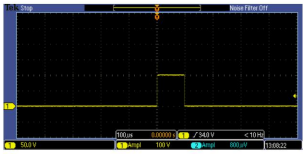


Figura 12: Pulso de 100 µs, carga 10 kΩ — 100 V.

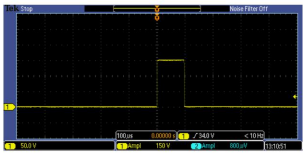


Figura 13: Pulso de 100 µs, carga 10 kΩ — 150 V.

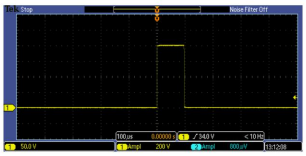


Figura 14: Pulso de 100 µs, carga 10 kΩ — 200 V.

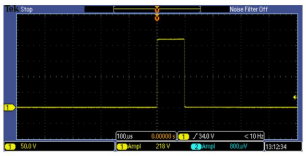


Figura 15: Pulso de 100 µs, carga 10 kΩ — 220 V.

Resultados — 100 µs sem carga

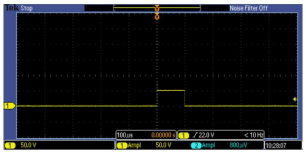


Figura 16: Pulso de 100 µs — sem carga — 50 V.

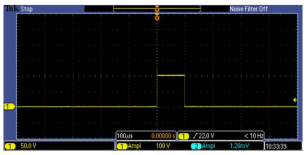


Figura 17: Pulso de 100 µs — sem carga — 100 V.

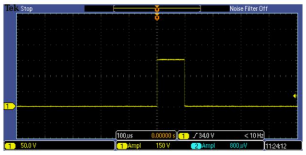


Figura 18: Pulso de 100 µs — sem carga — 150 V.

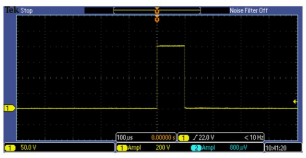


Figura 19: Pulso de 100 µs — sem carga — 200 V.

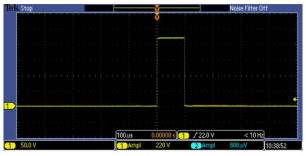


Figura 20: Pulso de 100 µs — sem carga — 220 V.

Resultados — 200 µs com 100 Ω

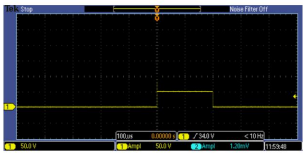


Figura 21: Pulso de 200 µs, carga 100 Ω — 50 V.

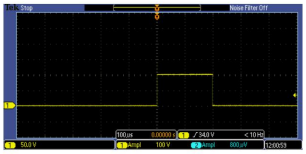


Figura 22: Pulso de 200 µs, carga 100 Ω — 100 V.

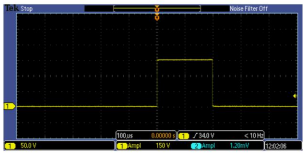


Figura 23: Pulso de 200 µs, carga 100 Ω — 150 V.

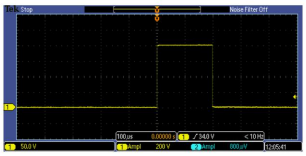


Figura 24: Pulso de 200 µs, carga 100 Ω — 200 V.

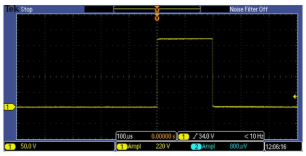


Figura 25: Pulso de 200 µs, carga 100 Ω — 220 V.

Resultados — 200 µs com 1 kΩ

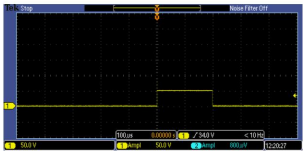


Figura 26: Pulso de 200 µs, carga 1 kΩ — 50 V.

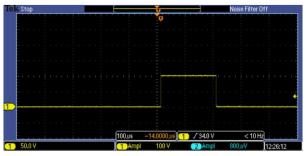


Figura 27: Pulso de 200 µs, carga 1 kΩ — 100 V.

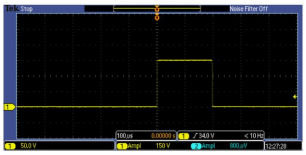


Figura 28: Pulso de 200 µs, carga 1 kΩ — 150 V.

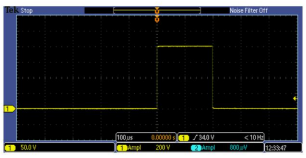


Figura 29: Pulso de 200 µs, carga 1 kΩ — 200 V.

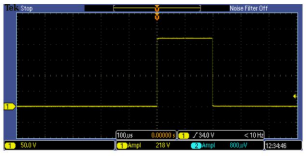


Figura 30: Pulso de 200 µs, carga 1 kΩ — 220 V.

Resultados — 200 µs com 10 kΩ

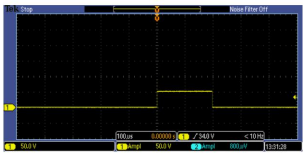


Figura 31: Pulso de 200 µs, carga 10 kΩ — 50 V.

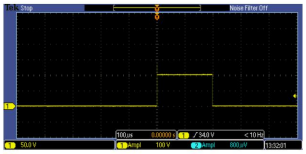


Figura 32: Pulso de 200 µs, carga 10 kΩ — 100 V.

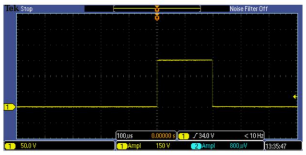


Figura 33: Pulso de 200 µs, carga 10 kΩ — 150 V.

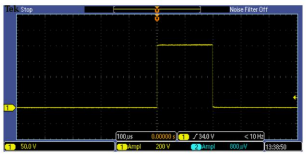


Figura 34: Pulso de 200 µs, carga 10 kΩ — 200 V.

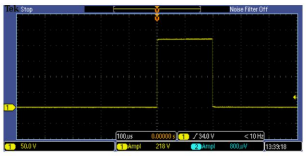


Figura 35: Pulso de 200 µs, carga 10 kΩ — 220 V.

Resultados — 200 µs sem carga

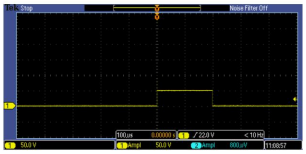


Figura 36: Pulso de 200 µs — sem carga — 50 V.

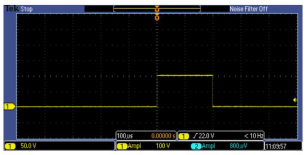


Figura 37: Pulso de 200 µs — sem carga — 100 V.

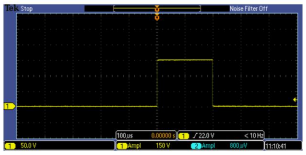


Figura 38: Pulso de 200 µs — sem carga — 150 V.

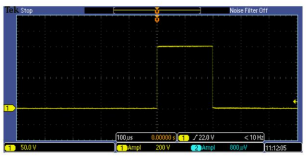


Figura 39: Pulso de 200 µs — sem carga — 200 V.

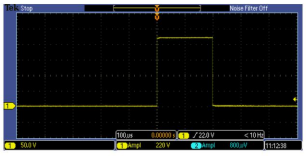


Figura 40: Pulso de 200 µs — sem carga — 220 V.

Ensaios adicionais

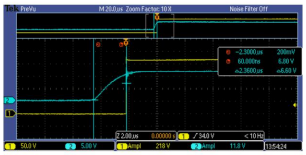


Figura 41: Medição do atraso de propagação entre o comando lógico e a saída de tensão(estimulação).

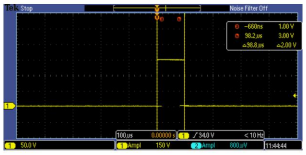


Figura 42: Verificação da duração do pulso de 100 µs.

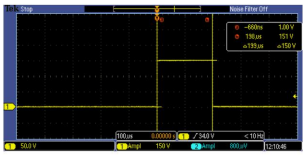


Figura 43: Verificação da duração do pulso de 200 µs.

Conclusão

Os testes de bancada permitiram comprovar que o circuito de estimulação adaptado a partir do projeto de Cossul (2018) apresenta desempenho elétrico estável, linear e reprodutível sob diferentes condições de carga. As formas de onda mantiveram-se retangulares e consistentes, com tempos de subida e descida reduzidos, sem overshoot perceptível.

Os resultados indicam que as melhorias implementadas na versão atual, especialmente no controle digital e na calibração de amplitude. O erro na duração dos pulsos permaneceu; pelas análises de atraso, seria por volta de 1%, e o atraso de propagação médio ficou abaixo de 5 µs, atendendo aos requisitos de desempenho esperados para aplicações de estimulação nervosa.

Esses achados confirmam que a adaptação preservou as características essenciais do projeto original, garantindo segurança elétrica, estabilidade de forma de onda e controle rigoroso dos parâmetros de estímulo. O circuito encontra-se, portanto, apto à integração com os módulos de aquisição e processamento do sistema em desenvolvimento, contribuindo diretamente para a execução de protocolos de condução nervosa com elevada precisão e confiabilidade.

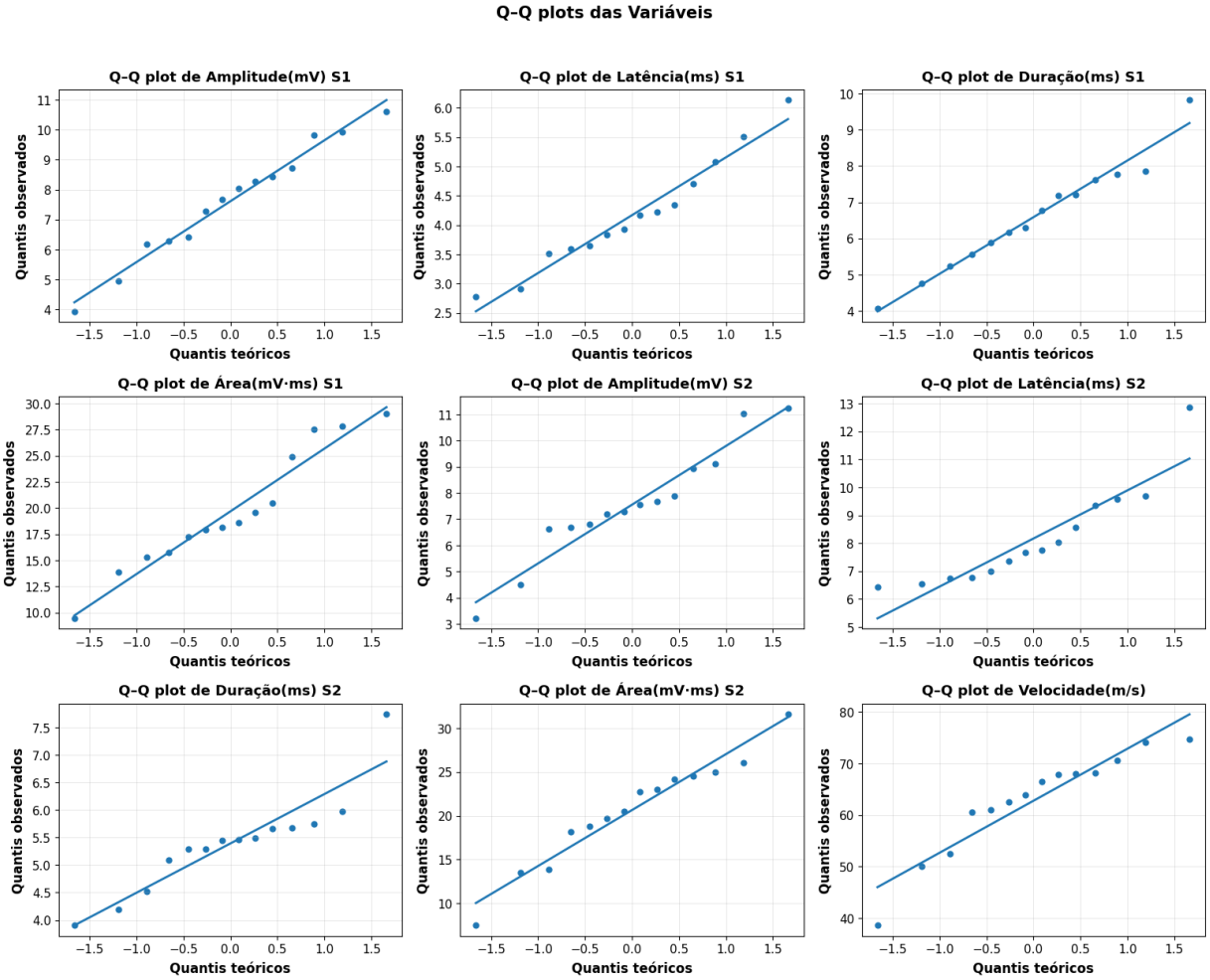
A substituição do Arduino Nano utilizado na versão de Cossul (2018) pelo microcontrolador ESP32 possivelmente contribuiu para a melhoria no formato do pulso, proporcionando maior estabilidade, precisão temporal e repetibilidade dos estímulos gerados.

Referências

[1] J. Kimura, *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. Oxford University Press, 2013.

[2] S. Cossul, *Desenvolvimento de um Sistema de Eletroestimulação para Aplicações em Estudos de Condução Nervosa*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Santa Catarina, 2018.

APÊNDICE E – Q-Q PLOT DAS VARIÁVEIS DO ESTUDO PILOTO



APÊNDICE F – RELATÓRIO DO FIRMWARE BASEADO EM POCT

Relatório do Firmware Baseado em POCT

Demonstração de como é feita a aquisição de Sinais

Autor: João Lucas Pereira dos Santos de Paula

Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)

Ano: 2025

Introdução

Este anexo descreve, de forma objetiva e acessível, o firmware embarcado utilizado no sistema desenvolvido a partir do conceito de POCT para exames de condução nervosa. O objetivo é registrar como o software organiza o fluxo do exame, quais periféricos são controlados, quais métricas são calculadas e como os dados são armazenados para rastreabilidade e análise posterior

Descrição resumida

O firmware executa em um microcontrolador ESP32 e integra, via interfaces digitais (I/O, I^2C e SPI), os seguintes módulos: ADS1256 (ADC principal, 30 kS/s), TPL0401 (potenciômetro digital para ajuste da intensidade do estímulo em passos de *TAP*), AMC1100 (leitura analógica para estimar a tensão de estímulo por regressão linear), cartão SD (armazenamento de traçados e métricas), display OLED SSD1306 128×32 (interface) e sensores MLX90614/AHTX0 (temperatura cutânea calibrada, temperatura ambiente e umidade). A lógica de alto nível é estruturada como uma máquina de estados finitos (FSM), o que deixa o fluxo previsível e simples de depurar; o sistema inicia com uma janela de aproximadamente 10 s para medir variáveis ambientais e exibir as médias no OLED e, em seguida, apresenta um menu para seleção entre protocolo automático (varredura supramáxima) ou manual (ajuste direto do *TAP*).

No modo automático, o firmware incrementa o *TAP* em passos fixos, realiza duas aquisições por passo e calcula a amplitude média na janela de 11–45 ms, após remoção de *offset* pela média das amostras de 0–8 ms. Quando o ganho relativo de amplitude cai abaixo de um limiar (platô), o *TAP* correspondente define $V_{\max}$, ao qual se aplica uma margem supramáxima de 30% para determinar o *TAP* final. No modo manual, o operador define o *TAP* pelos botões e o sistema executa o mesmo *pipeline* de aquisição e análise. Em ambos os modos, são feitas três capturas no *TAP* final; os sinais são promediados, o *offset* é removido e duas métricas são extraídas do traçado médio: (i) **amplitude**, definida como o maior valor absoluto entre 11 e 45 ms; e (ii) **latência**, definida como a primeira passagem por zero após 1 ms do estímulo, com interpolação linear entre amostras

para melhorar a precisão temporal. A referência temporal do estímulo baseia-se no índice real do pulso registrado durante a aquisição; na ausência desse índice, utiliza-se o tempo nominal de 10 ms (funciona bem na prática).

Telas de interação com o usuário

Quando o sistema é inicializado, o firmware solicita a medição da temperatura superficial da pele, da temperatura ambiente e da umidade relativa local (Figura 1).

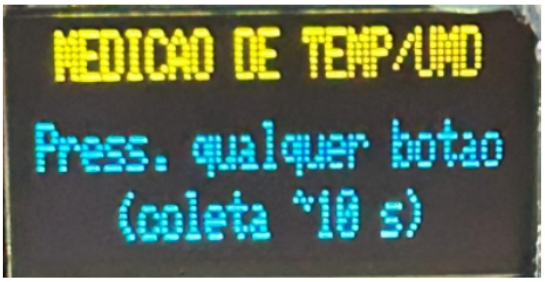


Figura 1: Tela de medição de temperatura/umidade (início).

Emquanto a aquisição ocorre, é exibida uma tela intermediária indicando o processo em andamento (neste caso, a aquisição de temperatura e umidade), conforme a Figura 2.

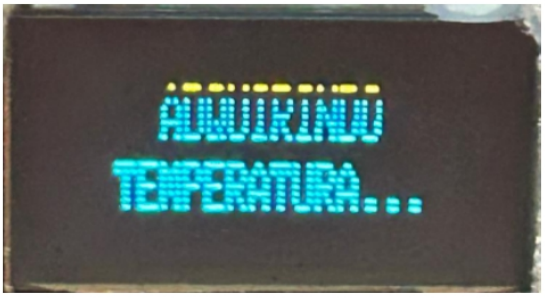


Figura 2: Tela intermediária de aquisição de temperatura e umidade.

Após 10 s de aquisição, calcula-se a média dos valores coletados e os resultados são apresentados no display (Figura 3). É uma checagem rápida, mas suficiente para registrar as condições.

Figura 3: Resultados das medições de temperatura e umidade.

Em seguida, é exibida a tela de seleção de protocolos (Figura 4). Há dois modos: (i) **manual**, no qual a tensão de estímulo é ajustada manualmente e são realizadas três aquisições seguidas de promediação; e (ii) **automático**, em que se define uma tensão inicial e é executado o protocolo supramáximo. Após a identificação do supramáximo, são realizadas três aquisições para promediação (mesma rotina do manual).

Figura 4: Tela de seleção de protocolos.

Alguns componentes adicionais são usados para seleção e sinalização (Figura 5). O LED vermelho acende durante a aquisição de temperatura; o LED verde indica o protocolo manual; e o LED amarelo indica o protocolo automático. Os botões, da esquerda para a direita, correspondem aos índices 1, 2 e 3 mostrados no display (isso evita confusão).

Figura 5: Lateral do X-NCS com LEDs e botões.

Ao acionar o botão 1, entra-se no protocolo manual (Figura 6). Nesse modo, o botão 1 diminui a tensão, o botão 2 aumenta e o botão 3 confirma (OK) o nível de estímulo. Como o sistema possui apenas três botões, foi adicionada a função de retorno: ao manter o botão 1 pressionado, o usuário volta à tela anterior (caso tenha escolhido errado).

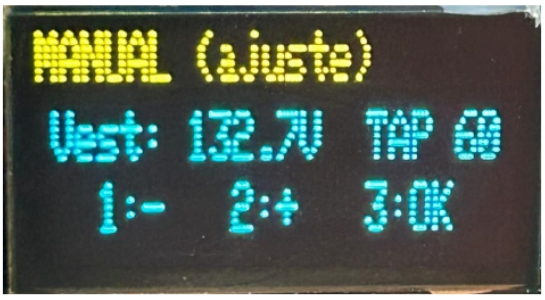


Figura 6: Tela do protocolo manual.

Se for escolhido o protocolo automático (Figura 7), define-se inicialmente uma tensão de partida. Em alguns casos, tensões muito baixas não ativam as fibras motoras; então pode ser necessário adotar valores iniciais mais elevados (isso varia do sujeito).

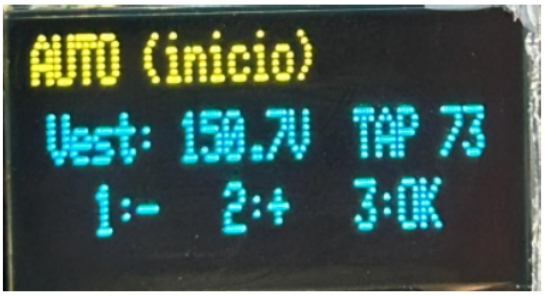


Figura 7: Tela do protocolo automático.

Após os ajustes, tanto no protocolo automático quanto no manual, é selecionado o local de estímulo onde o teste será realizado (Figura 8). Como o sistema é focado em sinais motores, a aquisição é feita em dois pontos.

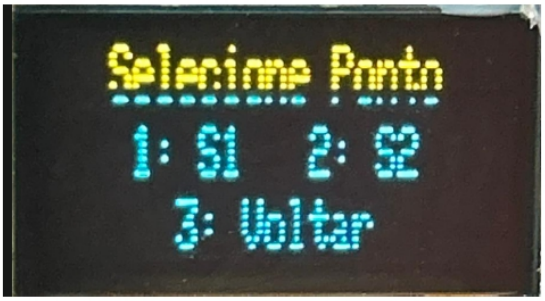


Figura 8: Tela de escolha do local de estímulo.

No modo automático, a cada duas estimulações a amplitude da resposta motora é avaliada e o valor de estímulo pode ser atualizado; para isso, aguarda-se aproximadamente 1 s entre ajustes (Figura 9). Esse intervalo evita "correr atrás do próprio rastro".

Figura 9: Tela de atualização da tensão de estímulo.

Em seguida, há uma tela indicando em qual passo e repetição a aquisição se encontra (1/2 antes da média), útil para acompanhar a progressão até o supramáximo no protocolo automático (Figura 10).

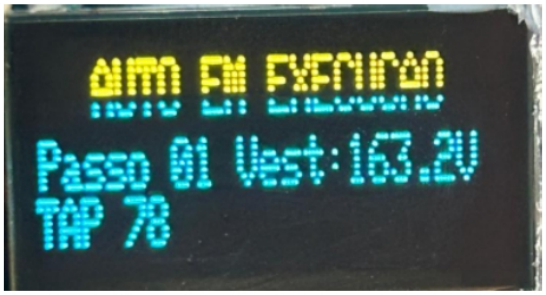


Figura 10: Tela de contagem de passos.

Como a promediação usa três aquisições, existe também uma tela de contagem específica para esse processo, válida tanto no manual quanto no automático (Figura 11).

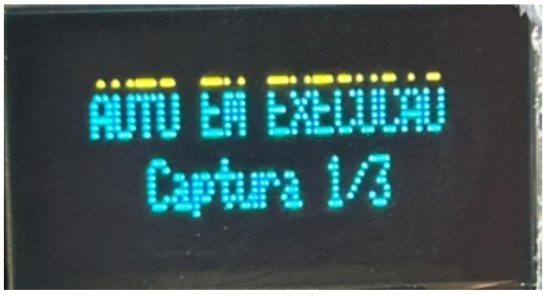


Figura 11: Tela de contagem na promediação.

O resultado preliminar apresenta a tensão final de estímulo, o valor de *TAP*, a latência e a amplitude do potencial motor (Figura 12); essa tela é comum aos dois protocolos.

Figura 12: Tela de resultado preliminar.

Ao pressionar o botão 3, é exibido o traçado do sinal na janela de interesse (Figura 13). É uma visão rápida para validar a forma de onda.

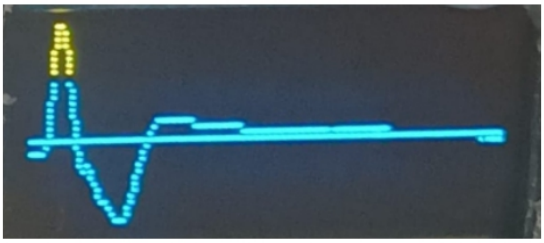


Figura 13: Tela de visualização do sinal.

Conclusão

Este dispositivo *point-of-care* é um sistema independente. O firmware executa a estimulação, a aquisição a 30 kS/s, a promediação e a remoção de *offset*, e salva os traçados no cartão SD. Esses arquivos são processados em Python para extração das características do sinal (amplitude na janela 11–45 ms, latência pelo primeiro cruzamento por zero com interpolação, etc). A lógica é organizada por máquina de estados finitos, separando interface, aquisição, estímulo e armazenamento. O modo automático aplica varredura até platô e margem; o modo manual usa ajuste direto de TAP. As telas apresentam progresso, parâmetros e resumo. O registro em SD e o processamento em Python permitem reprocessamento quando necessário.

APÊNDICE G – RELATÓRIO DA TELA DE AQUISIÇÃO (INFORMATION BOX)

Relatório da Tela de Aquisição do SDC-X

Como as informações exibidas ajudam a guiar o que deve ser feito

Autor: João Lucas Pereira dos Santos de Paula
Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)
Ano: 2025

Introdução

Este relatório descreve a tela de aquisição do módulo *AcquisitionNCS* do SDC-X, com foco em como as mensagens exibidas na interface orientam o operador ao longo das etapas de calibração, medição de temperatura/umidade e aquisição dos sinais de condução nervosa.

A tela foi desenvolvida em Python, utilizando *PyQt5* para a interface gráfica e *pyqtgraph* para a visualização dos traçados. A classe `AcquisitionNCS` herda de `QWidget` e de `Ui_AcquisitionNCS`, organizando o fluxo em etapas bem definidas: conexão com o dispositivo via WebSocket, calibração (*Calibrate*), coleta de temperatura e umidade (*Temp/Hum*), testes motores e sensitivos (nervos mediano e ulnar) e, por fim, gravação e salvamento dos arquivos gerados.

Descrição resumida da tela de aquisição

De forma resumida, a tela de aquisição reúne:

- campos de identificação do paciente e do exame (por exemplo, *PatientID* e *Examinee*), usados para montar a pasta de armazenamento dos arquivos de saída;
- controles de fluxo, como os botões *Calibrate*, *Start*, *Stop*, *Cancel* e *Recording*, que comandam as ações principais enviadas ao dispositivo (`CAL`, `START`, `ACQ`, `PLAY:LAST`, entre outros);
- caixas de seleção para o tipo de corpo/nervo (*Temp/Hum*, *Median*, *Ulnar*) e tipo de exame (*Motor (S1)*, *Motor (S2)*, *Sensory*);
- uma área de visualização gráfica, onde são exibidos os traçados adquiridos e reproduzidos em função do tempo;
- indicadores de progresso e tempo restante, implementados por meio da `progressBar_Exam` e do `timeEdit_Remain`;
- uma *box* de informação, composta pelos rótulos `label_Information` e `label_Obs`, que concentra as mensagens de orientação ao usuário.

A combinação desses elementos torna o fluxo de uso mais previsível: o operador é conduzido desde a calibração inicial até o salvamento do exame por meio de mensagens e estados claros na interface.

Telas de interação com o usuário

Box de informação e condução guiada da aquisição

Na interface *AcquisitionNCS*, um dos elementos centrais para orientar o operador é a *box* de informação, composta pelos campos de texto *Information* e *Obs*. No código, esses campos são atualizados pelo método `_set_info(info, obs)`, que recebe uma mensagem principal de estado (`info`) e uma mensagem complementar (`obs`) com instruções mais detalhadas.

Logo após a inicialização da tela, o construtor chama:

```
self._set_info("Ready", "Step 1: Click Calibrate to begin.")
```

Como ilustrado na Figura 1, a própria interface indica que o primeiro passo do exame é acionar o botão *Calibrate*. Assim, mesmo sem consultar um manual, o operador sabe por onde começar.

Quando o dispositivo conclui a calibração e envia a mensagem `"CAL-OK"`, o método `_on_cal_ok()` é executado. Esse método libera campos da interface (como o `cBox_body` e, posteriormente, o `cBox_Type`) e atualiza a *box* de informação com:

```
self._set_info("Calibration complete",
               "Next: Temp/Hum (Step 2) or run it anytime.")
```

A mensagem exibida na Figura 3 deixa explícito que a próxima etapa recomendada é a medição de temperatura e umidade da pele (*Temp/Hum*), mas também sinaliza que essa etapa pode ser repetida ou executada em outro momento, se necessário.

Durante a medição de temperatura e umidade, quando o comando `START` é enviado ao dispositivo no modo *Temp/Hum*, a *box* passa a exibir:

```
self._set_info("Measuring...", "Recording temperature and humidity.")
```

Essa mensagem, mostrada na Figura 8, indica que o sistema está em modo de registro contínuo e que o operador deve aguardar a conclusão automática, enquanto os valores de temperatura da pele, temperatura ambiente e umidade são atualizados em tempo real.

Ao término dessa etapa, o método `_on_values_done()` atualiza a *box* com:

```
self._set_info("Temp/Hum complete",
               "Next: choose a nerve and test type, then Start.")
```

Conforme a Figura 7, a interface deixa claro que o sistema já registrou os dados de temperatura/umidade e que o próximo passo é selecionar um nervo (*Median* ou *Ulnar*) e o tipo de teste (*Motor (S1)*, *Motor (S2)* ou *Sensory*) antes de iniciar uma aquisição de sinal nervoso.

De forma semelhante, durante as aquisições motoras e sensitivas, quando o operador escolhe um nervo e um tipo de exame e clica em *Start*, o sistema monta o comando `ACQ` apropriado (por exemplo, `ACQ:Median:Motor:S1`). Se o envio é bem-sucedido, a *box* é atualizada com:

```
self._set_info("Preparing...", "Acquisition will start. Please wait.")
```

Ao receber `"ACQ-DONE"`, o método `_on_acq_done()` registra que aquela combinação nervo–tipo foi concluída e altera a *box* para:

```
self._set_info("Acquisition complete",
               "Next: click Recording to view the signal.")
```

As Figuras 15, 16 e 17 exemplificam essa transição: após a aquisição, a tela orienta o operador a clicar em *Recording*, visualizar o traçado e, por fim, salvar o arquivo `FINAL.txt` com o sinal processado (tempo em milissegundos e amplitude em milivolts).

Além do fluxo principal, a *box* também é usada para avisos pontuais, mensagens de erro e ações específicas. Em situações de problema de conexão com o dispositivo, métodos como `_ws_connect()` e `start()` utilizam mensagens do tipo:

```
self._set_info("Connection error", "Could not connect to device.")
```

Um exemplo de erro de conexão é mostrado na Figura 6. Em casos de falha no envio de um comando, são utilizadas mensagens como *"Send error"*, sempre acompanhadas de uma observação curta que indica ao usuário a necessidade de tentar novamente ou verificar a conexão.

Por fim, quando o sistema solicita ou registra a distância entre os pontos de estimulação S1 e S2 (por exemplo, após um exame *Motor S2* ou *Sensory*), a *box* reforça o contexto com mensagens como *"Distance saved"* ou *"Distance skipped"*. As Figuras 12, 13 e 14 ilustram a janela de entrada da distância, a confirmação de salvamento e a situação em que o valor é ignorado.

Em conjunto, essas mensagens tornam a *box* de informação um elemento central de usabilidade da tela *AcquisitionNCS*: cada mudança de estado (*Ready*, *Calibrating*, *Measuring*, *Acquiring*, *Recording ready*, *Saved*, *Error* etc.) é refletida em textos curtos, em inglês, que indicam não apenas o que está acontecendo, mas principalmente o que o operador deve fazer em seguida.

Fluxo ilustrado de mensagens e estados

A seguir, são apresentadas as telas que exemplificam cada etapa do fluxo de aquisição, acompanhadas de breves descrições.

Calibração do estímulo

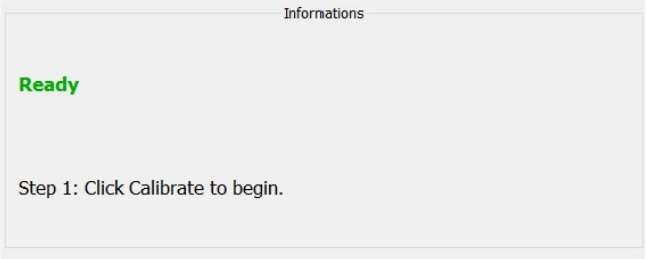


Figura 1: Tela de calibração, destacando o botão *Calibrate* e a BOX Information com a etapa inicial do exame.

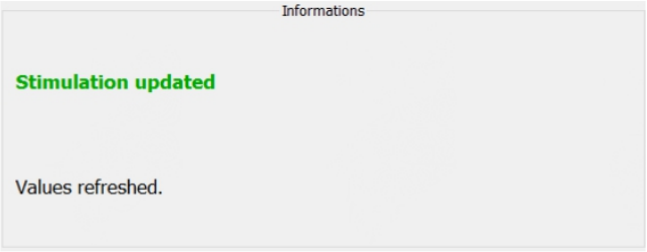


Figura 2: Atualização dos valores de calibração do estímulo durante o processo de ajuste.

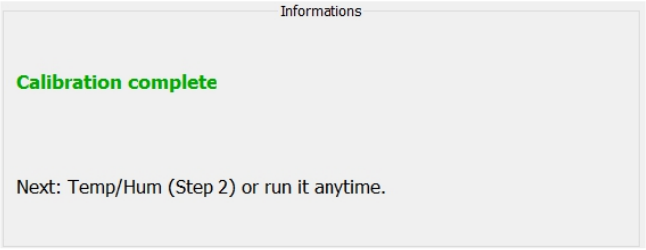


Figura 3: Mensagem de calibração concluída apresentada na BOX Information.

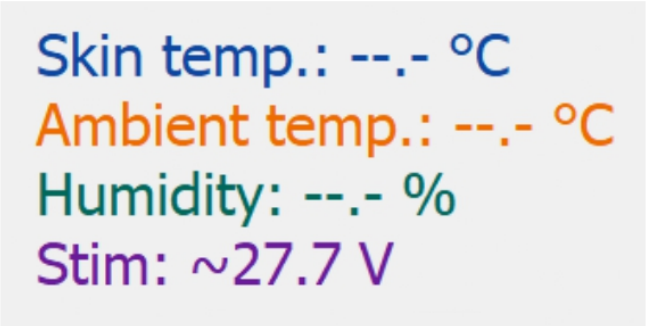


Figura 4: Tela ilustrando o valor de calibração associado ao estágio com o isolador AMC1100.

Após a calibração, a tela de configuração do exame é apresentada ao operador, como mostra a Figura 5, permitindo escolher o tipo de protocolo e preparar a etapa de *Temp/Hum* ou diretamente os testes motores e sensitivos.

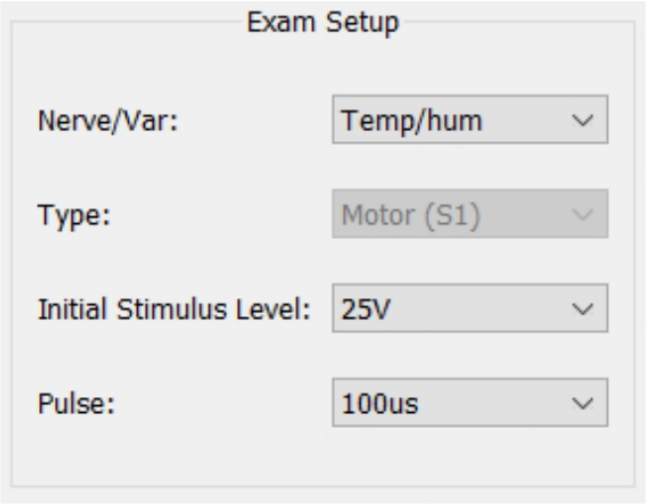


Figura 5: Configuração inicial do exame após a calibração do sistema.

Em caso de falha na comunicação com o dispositivo, a interface informa o erro na BOX Information, como exemplificado na Figura 6.

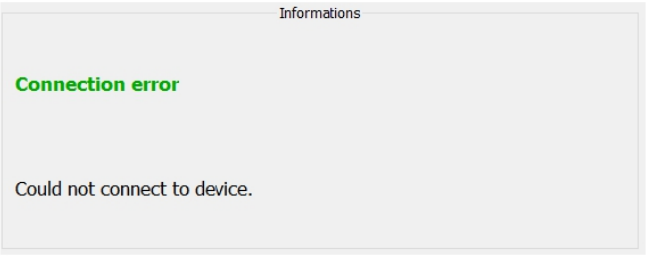


Figura 6: Exemplo de mensagem de erro de conexão com o dispositivo.

Medição de temperatura e umidade (Temp/Hum)

Na etapa de *Temp/Hum*, o sistema exibe tanto o status geral do exame quanto as leituras instantâneas de temperatura e umidade.

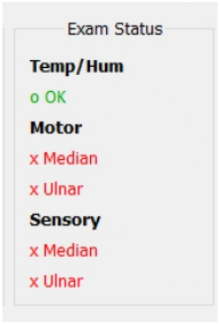


Figura 7: Status do exame após a conclusão da etapa de *Temp/Hum*, indicando condição *OK*.

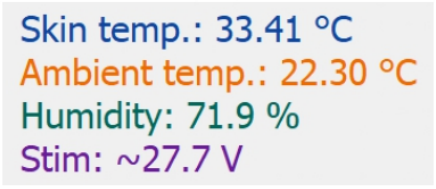


Figura 8: Leituras em tempo real de temperatura da pele, temperatura ambiente e umidade.

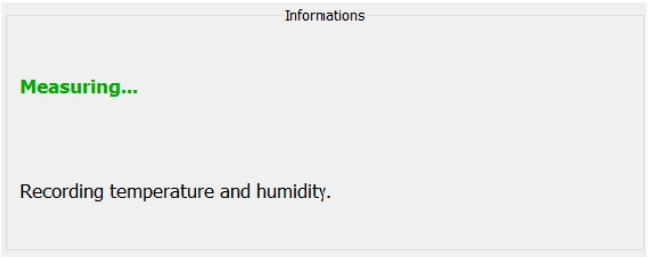


Figura 9: Mensagens da BOX Information durante a gravação dos dados de temperatura e umidade.

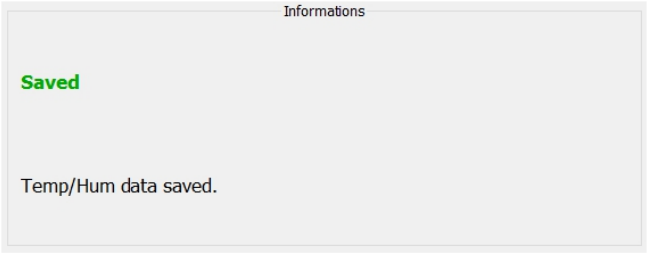


Figura 10: Confirmação visual de que a etapa de *Temp/Hum* foi concluída e salva.

Seleção de nervo e tipo de exame

Concluída a etapa de *Temp/Hum*, o operador seleciona o nervo e o tipo de teste na tela de configuração ilustrada na Figura 11.

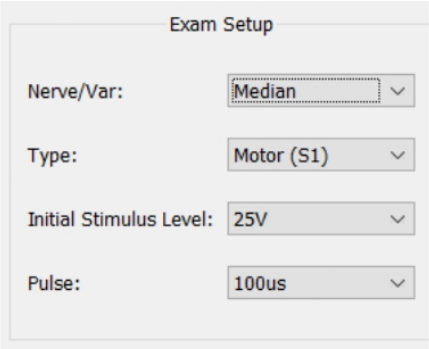


Figura 11: Configuração do exame para a seleção de nervo e tipo de teste (motor ou sensitivo).

Distância S1–S2

Após determinados exames (como Motor S2 ou Sensory), o sistema solicita a distância entre os pontos de estímulo S1 e S2. A entrada e o resultado são mostrados nas Figuras 12, 13 e 14.

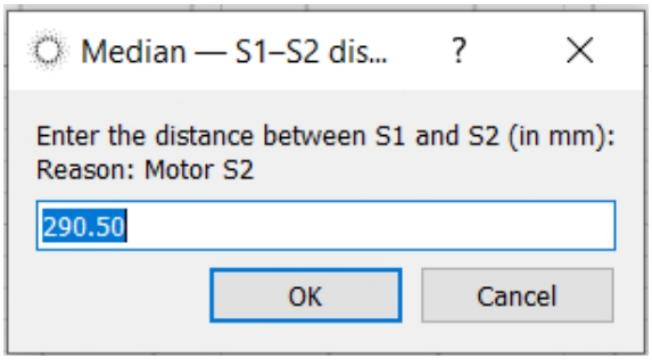


Figura 12: Janela pop-up para inserção da distância entre os pontos de estímulo S1 e S2.

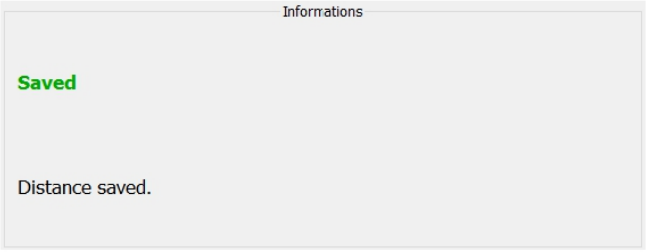


Figura 13: Confirmação de salvamento da distância S1–S2 para o nervo avaliado.

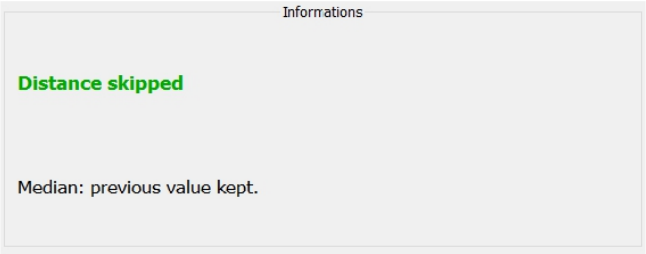


Figura 14: Exemplo de situação em que a distância S1–S2 foi ignorada (*skip*).

Visualização e salvamento dos traçados (*Recording*)

Terminada uma aquisição, o operador utiliza o botão *Recording* para visualizar o último traçado gravado. Durante essa etapa, a BOX Information fornece mensagens que indicam o início da reprodução, o andamento e o término, como pode ser visto nas Figuras 15 e 16.

Figura 15: Mensagens da BOX Information durante a visualização do traçado Motor S1.

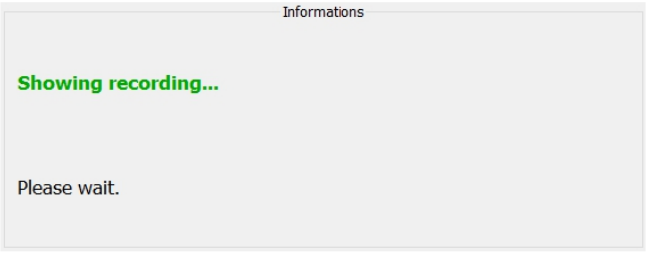


Figura 16: Mensagens gerais da BOX Information durante a visualização do último traçado gravado.

Ao final, o sistema confirma o salvamento do arquivo `FINAL.txt` para aquele exame específico, como mostrado na Figura 17.

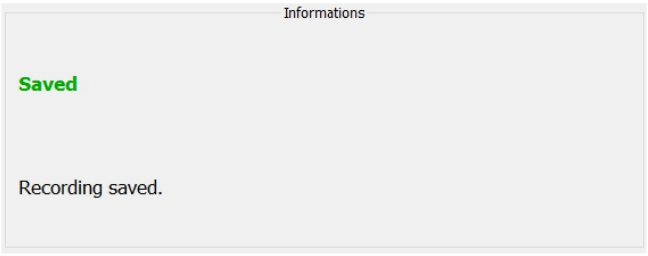


Figura 17: Confirmação de que o traçado Motor S1 foi salvo (`FINAL.txt`).

Quando todos os exames obrigatórios (ou marcados como *skip*) são realizados, o sistema habilita o botão *Save* para gerar o arquivo `exam_summary.json`. A Figura 18 mostra a BOX Information após o salvamento do sumário, e a Figura 19 ilustra o botão *Save* desativado após importar o exame.

Figura 18: BOX Information após o salvamento do sumário do exame (`exam_summary.json`).

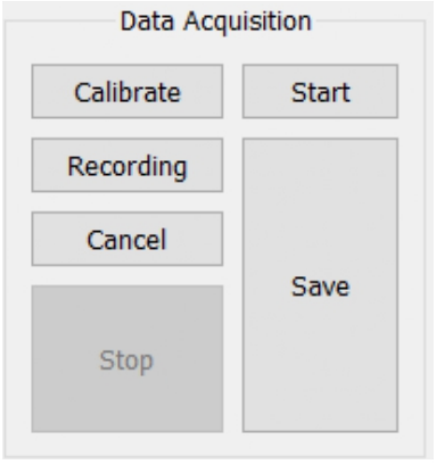


Figura 19: Botão *Save* desativado após o salvamento final do exame.

Marcação de exames não realizados (*skip*)

Alguns exames podem não ser realizados para um dado paciente. Nesses casos, o operador pode marcar explicitamente o exame como *skip*. As Figuras 20 e 21 apresentam exemplos

de marcação de *skip* para o exame sensitivo dos nervos mediano e ulnar, respectivamente.

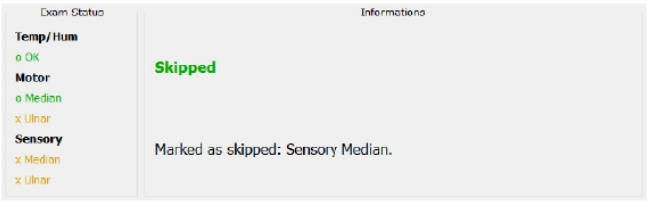


Figura 20: Exemplo de marcação de *skip* para o exame sensitivo do nervo mediano.

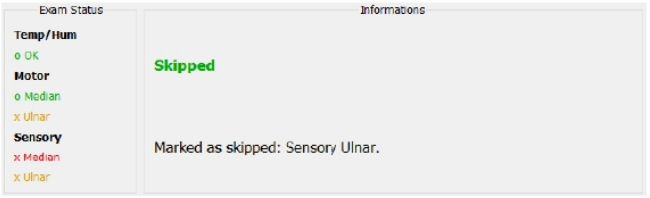


Figura 21: Exemplo de marcação de *skip* para o exame sensitivo do nervo ulnar.

Quando um exame é marcado como *skip*, os rótulos associados passam a ser exibidos em amarelo, indicando um estado intermediário (nem pendente em vermelho, nem concluído em verde). A Figura 22 mostra um exemplo em que os rótulos aparecem em amarelo e a BOX Information apresenta a mensagem correspondente.

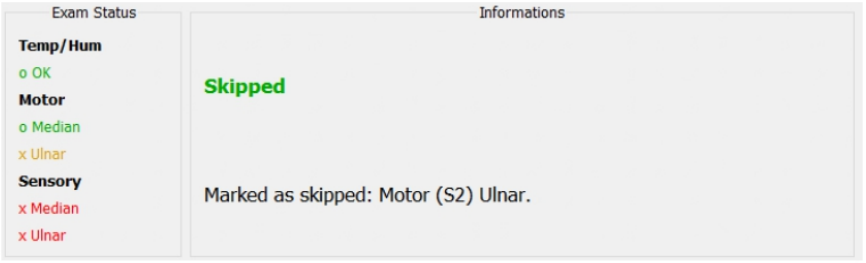


Figura 22: Rótulos em amarelo indicando exames marcados como *skip* e mensagem correspondente na BOX Information.

APÊNDICE H – DADOS EXTRAÍDOS DOS VOLUNTÁRIOS

Características demográficas e ambientais dos voluntários.

Participante	Idade (anos)	Gênero	Altura (cm)	Peso (kg)	Lado dom.	Braço exam.	T pele (°C)	T amb. (°C)	Umidade (%)
1	26	Masculino	175,00	140,00	Direito	Direito	31,60	32,00	47,00
2	61	Feminino	155,00	91,00	Direito	Direito	32,40	31,00	50,00
3	45	Feminino	165,00	108,00	Direito	Direito	33,10	32,00	49,00
4	80	Masculino	169,00	74,00	Direito	Direito	32,60	33,00	52,00
5	34	Feminino	164,00	115,00	Direito	Direito	33,10	31,00	50,00
6	30	Masculino	159,00	95,00	Direito	Direito	32,80	32,00	51,00
7	25	Feminino	153,00	73,00	Direito	Direito	31,40	33,00	50,00
8	24	Masculino	156,00	70,00	Direito	Direito	32,10	30,00	53,00
9	42	Feminino	157,00	68,00	Direito	Direito	32,90	31,00	54,00
10	46	Masculino	164,00	79,00	Direito	Direito	31,80	31,00	56,00
11	25	Masculino	188,00	115,00	Direito	Direito	32,70	23,00	65,00
12	25	Masculino	180,00	88,00	Direito	Direito	31,90	23,00	71,00
13	26	Masculino	186,00	92,00	Direito	Direito	32,20	22,00	64,00
14	29	Masculino	173,00	74,00	Direito	Direito	31,15	24,15	74,00

Parâmetros eletrofisiológicos do nervo mediano motor dos voluntários.

Participante	Amp. S1 (mV)	Lat. S1 (ms)	Dur. S1 (ms)	Área S1 (mV·ms)	Amp. S2 (mV)	Lat. S2 (ms)	Dur. S2 (ms)	Área S2 (mV·ms)	Vel. (m/s)	Dist. (mm)
1	7,288	3,590	5,241	18,624	8,933	7,370	5,293	24,132	74,070	280,000
2	3,938	6,132	4,072	9,449	3,209	12,870	3,901	7,481	38,580	260,000
3	8,443	3,828	6,772	19,597	7,681	7,669	5,297	19,690	62,490	240,000
4	4,961	5,505	7,187	13,854	4,503	9,694	5,495	13,533	52,520	220,000
5	7,676	4,228	7,860	15,716	6,792	8,029	5,754	20,499	60,510	230,000
6	8,733	4,342	7,621	27,794	7,200	6,439	5,657	24,530	61,030	250,000
7	8,274	2,782	6,301	29,063	6,670	6,540	5,445	24,972	63,860	240,000
8	9,934	3,515	6,178	24,884	11,236	6,775	5,090	31,577	70,550	230,000
9	6,405	3,647	7,205	18,144	7,270	6,992	5,669	22,746	74,750	240,000
10	6,185	5,074	9,815	17,240	6,612	9,573	7,739	23,042	50,010	225,000
11	8,036	4,701	5,877	15,275	7,876	9,358	4,523	13,890	66,560	310,000
12	6,273	3,926	5,558	17,902	7,542	7,755	5,466	18,174	67,902	260,000
13	10,616	4,165	4,770	27,562	11,020	8,573	4,200	26,042	68,060	300,000
14	9,833	2,914	7,774	20,456	9,113	6,730	5,971	18,765	68,134	260,000

ANEXO A – TABELA DE VELOCIDADE DE CONDUÇÃO DAS FIBRAS NERVOSAS

Diâmetro (µm)	Velocidade (m/s)	Tipo de Fibra	Função / Inervação
15–20	70–120	Aα	Sensitiva: Órgãos tendinosos de Golgi
15–20	70–120	Aα	Sensitiva: Fuso muscular (fibras primárias)
5–10	30–70	Aβ	Sensitiva: Sentidos cutâneos, fusos musculares secundários
3–6	15–30	Aγ	Motora: Controle das fibras intrafusais do fuso muscular
2–5	12–30	Aδ	Sensitiva: Dor e temperatura (cutânea)
≤ 3	3–15	B	Motora: Fibras autonômicas pré-ganglionares
0.5–1.0	0.5–2.0	C	Motora: Fibras autonômicas pós-ganglionares
0.5–1.0	0.5–2.0	C	Sensitiva: Dor e temperatura (cutânea)

ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Metodologias para Avaliação da Função Autonômica Aplicadas na Prevenção, Diagnóstico e Tratamento do Diabetes Mellitus
Pesquisador: Jefferson Luiz Brum Marques
Área Temática:
Versão: 2
CAAE: 74863023.7.0000.0121
Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 6.484.118

Apresentação do Projeto:
As informações elencadas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram retiradas do arquivo Informações Básicas da Pesquisa (PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_2220132.pdf, de 29/10/2023) e/ou do Projeto Detalhado/ Brochura do Investigador.
Segundo pesquisador:
"Pesquisa em área temática especial: Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País.
Critério de Inclusão:
Grupo experimental: ...pacientes de ambos os sexos, de todas as cores, raças e etnias, dimensões corporais;• Pacientes com idade entre 18 e 75 anos; paciente com diagnóstico positivo para DM ou diagnóstico positivo para pré-diabetes, de acordo com os critérios da SBD e OMS; ausência de impedimento físico para o teste do nervo sural e ulnar bilateralmente. Grupo controle: pacientes com as mesmas características, porém sem desregulação glicêmica (saudáveis).
Critério de Exclusão: ... pacientes com diagnóstico de doenças infecciosas ou inflamatórias crônicas; pacientes com insuficiência renal ou hepática crônica; pacientes com hipotireoidismo não controlado; pacientes com neoplasia ativa;• Pacientes com desnutrição; pacientes com IMC > 35; pacientes com insuficiência renal; pacientes com câncer; pacientes com hipotireoidismo; pacientes com algum tipo de neuropatia periférica não relacionada ao diabetes; pacientes com deficiência de

Continuação do Parecer: 6.484.118

vitamina B12; consumo de álcool maior ou igual a 30g/dia para homens e 15g/dia para mulheres; gravidez; Pacientes com amputação de membros superiores; pacientes com implante de equipamento elétrico (e.g., marcapasso e desfibrilador); uso de drogas associadas ao desenvolvimento de neuropatia que afetam a atividade do sistema nervoso autônomo e/ou modificam a transpiração, ou ainda uso de drogas que possam interferir nos testes funcionais cardiovasculares (betabloqueadores, antagonistas de canais de cálcio, antiarrítmicos, bloqueadores alfa-1 adrenérgicos, anti-hipertensivos de ação central, antidepressivos tricíclicos e neurolépticos).
Tamanho amostral: 152 (n=76/grupo controle e n=76 grupo experimental)
Intervenções: Limpeza de pele; Tricotomia (se aplicável); Avaliação da Função Autonômica; Avaliação da Função Sudomotora; Pupilometria dinâmica e análise da esclera ocular; Teste QST; Teste de Condução Nervosa
Local do Estudo:
Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC);
Locais de coletas:
1) ambulatório de Endocrinologia do Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago da Universidade Federal de Santa Catarina (HU-UFSC/EBSERH), sob supervisão da Dra. Thaís Rossoni Weber (CRM 14819 -SC);
2) Unidade de Saúde do município de Palhoça do Estado de Santa Catarina (SC) sob supervisão do Pesquisador Assistente Carlos Frederico Fronza.
Procedimentos:
- Avaliação Inicial – Identificação, Anamnese e Exame Antropométrico
- Procedimento Experimental 1 - Avaliação da Função Autonômica
Este procedimento visa utilizar o protocolo O'Brien e do teste de VFC, sendo registrados os sinais de eletrocardiograma (ECG), fotopletismografia (PPG) e respiração do voluntário. Serão realizadas quatro etapas para avaliação da frequência cardíaca, sendo elas:
• Etapa de repouso: com duração de 8 minutos, o paciente se manterá na posição de decúbito dorsal em uma maca ou cama hospitalar;
Após esta primeira etapa, será aferida a pressão arterial sistólica e diastólica com o uso de um aparelho de pressão digital de braço.
• Etapa de respiração controlada (profunda): o voluntário inspirará continuamente por 5 segundos e expirará continuamente por mais 5 segundos;
• Etapa de manobra de Valsalva: o voluntário soprará em um bocal (calibre 12 mm) de modo a

Continuação do Parecer: 6.484.118

manter a pressão o mais próximo possível de 40 mmHg (feedback visual será apresentado) durante 15 segundos com repouso de 45 segundos;
• Etapa de mudança postural: o Voluntário mudará da posição de decúbito dorsal para a posição em pé.
Após esta última etapa, as pressões arteriais sistólica e diastólica serão novamente aferidas.
Para auxiliar e padronizar a execução deste experimento foi desenvolvido o Proce- dimento Operacional Padrão (POP), descrito no APÊNDICE C, instruindo cada etapa, assim como os cuidados a serem tomados.
- Procedimento Experimental 2 - Avaliação da Função Sudomotora
Este procedimento visa medir o valor da condutância eletroquímica da pele para avaliar a função sudomotora. Para isto, o participante precisa posicionar as palmas das mãos sobre cada eletrodo, onde uma pequena tensão elétrica (< 4 Volts) será aplicada de forma a estimular as glândulas sudoríparas das palmas durante 140 segundos.
Para padronização do protocolo de execução, foi criado um POP deste procedimento experimental (ANEXO - B), onde todas as etapas do processo são descritas detalhadamente, além dos equipamentos e materiais necessários e dos tempos de execução.
- Procedimento Experimental 3 - Pupilometria Dinâmica e Quantificação da Bilirrubina através de Imagens da Esclera
O procedimento da pupilometria dinâmica avaliará as respostas dos sistemas nervoso simpático e parassimpático, aplicando um estímulo de luz no olho e verificando as imagens registradas. Com o resultado do teste será possível ajudar na identificação de anormalidades do sistema nervoso, o que pode levar a um diagnóstico precoce da NAD, e assim, evitar potenciais complicações no futuro. A quantificação da bilirrubina através de imagens da esclera consiste na aquisição e extração de características de imagens dos olhos, relacionando a presença do amarelo na esclera com as concentrações de bilirrubina no sangue. O dispositivo do teste será capaz de manter sob controle algumas variáveis, como iluminação, distância focal e área de aquisição das imagens, proporcionando uma abordagem simples e não invasiva para avaliar o diabetes e suas complicações.
Para padronização do protocolo de execução, foi criado um POP deste procedi- mento experimental (APÊNDICE D), onde todas as etapas do processo são descritas detalhadamente, além dos equipamentos e materiais necessários e dos tempos de execução.
- Procedimento Experimental 4 - Avaliação da Quantidade de Sensoria- mento Térmico
Este procedimento irá verificar o limiar de sensação térmica e sensação ao início de dor, através do aumento e diminuição da temperatura aplicada ao paciente. Também será realizado um teste que

Continuação do Parecer: 6.484.118

quantifica as sensações de calor que o participante sente durante um paradoxo de temperatura limiar. Desta maneira, o Pesquisador aplicará o thermode
(sensor térmico) no dorso do pé, ou na região tenar da mão, onde será induzida uma temperatura que atinge o máximo de 50°C ou o mínimo de 10°C (temperaturas limites). O participante estará segurando um botão, que deverá ser pressionado sem que o paciente sentir a temperatura ou dor de acordo com o tipo de teste.
Além disso, será realizado um questionário para avaliação de sinais neuropáticos (LANSS), adaptado de (SCHESTATSKY et al., 2011) e (BENNETT, 2001), indicando se o paciente possui algum indício de dor neuropática (ANEXO A). Além disso, foi criado o POP do protocolo a ser executado, de modo que haja uma padronização na realização dos testes (APÊNDICE F), descrevendo todas as etapas, materiais e tempo de execução do
procedimento.
- Procedimento Experimental 5 – Teste de Eletroestimulação para o Estudo da Condução Nervosa
Este procedimento consiste na utilização de um sistema portátil de eletroestimulação para realizar a avaliação das funções nervosas motoras de indivíduos com DM, determinando parâmetros de referência como amplitude e área dos potenciais de ação, latências distais e proximais e velocidade de condução motora nervosa. Com isso será avaliada a existência de NDP nos pacientes, em que, após a coleta dos dados, métodos estatísticos serão aplicados e o grau de NDP caracterizado.
Para padronização do protocolo de execução, foi criado um Procedimento Operaci- onal Padrão (POP) deste procedimento experimental (APÊNDICE - F), onde as etapas do processo são descritas, além dos equipamentos e materiais necessários e dos tempos de execução."

Objetivo da Pesquisa:
Segundo pesquisador:
Objetivo Primário: "Aplicar metodologias para a prevenção, diagnóstico e tratamento do DM e suas complicações a partir do desenvolvimento de módulos de aquisição de dados que compõem o sistema SDC-X."
Objetivo Secundário:
"Desenvolver um sistema ubíquo que reúne dados coletados a partir dos módulos de aquisição para cada protocolo.
• Validar do sistema proposto.
• Aplicar o protocolo de avaliação da função autonômica através do módulo AFT Scan.
• Aplicar o protocolo de avaliação da função autonômica através do módulo ESC para a detecção

de condições diabéticas e pré-diabéticas.
• Medição e avaliação do raio da pupila e quantificação da bilirrubina em pacientes com DM utilizando o módulo Pupil-B.• Identificação da NDP a partir do módulo QST.
• Caracterizar a NDP e condições pré- diabéticas através do módulo ECN."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo pesquisador:

Riscos: "Existem os riscos de alterações de humor e autoestima provocadas pela evocação de memórias, pelo cansaço mental e físico ou pelo aborrecimento ao realizar as atividades propostas nos procedimentos clínicos. O participante poderá sentir constrangimento durante a realização do exame antropométrico (massa, altura, etc.), exames de sinais biomédicos (eletrocardiografia, pressão arterial, função sudomotora etc.) ou preenchimento de dados pessoais (endereço, idade, sexo, cor/raça etc.) no formulário e questionário. O participante pode ainda sentir-se incomodado por ter que retirar vestimenta e seus acessórios para fazer os procedimentos experimentais, tais como colares, pulseiras, anéis e piercings. Existe o risco de frustração de não poder participar de alguma das atividades e ter que ser desligado da pesquisa. Esses são, entretanto, considerados riscos de baixo nível. Vale ressaltar ainda que, apesar de todos os cuidados na realização desses testes, alguns incidentes podem eventualmente ocorrer, incluindo resposta anormal da pressão arterial, tonturas e arritmias. Raramente pode ocorrer infarto, parada cardiorrespiratória ou morte. Lembrando que esses casos excepcionais (menos de 0,01% de óbitos na maioria das estatísticas mundiais) geralmente ocorrem em indivíduos que possuem doença severa do coração (critério de exclusão de participação na pesquisa) e que tais indivíduos podem apresentar as mesmas complicações em quaisquer outras circunstâncias, inclusive dormindo e geralmente longe dos recursos necessários para tentar revertê-las. Esses riscos serão minimizados com a presença do profissional médico que estará aposto para prestar atendimento caso, embora raramente, seja necessário.A avaliação da Função Autonômica visa promover alteração da frequência cardíaca e pressão arterial por meio de testes de reflexos autonômicos já bem descritos na literatura. Serão posicionados eletrodos na região do tórax e abdômen para leitura dos sinais biomédicos, o que pode causar certo constrangimento. Para minimizar esse risco, a fixação dos eletrodos poderá ser feita por um pesquisador do mesmo sexo. Contudo, pode ser necessário ainda realizar procedimento de tricotomia no local.A raspagem dos pelos pode ocasionar leve irritação e/ou alergia, sendo estes, considerados baixo risco. Para minimizá-los, serão utilizados aparelhos de barbear descartáveis e sabonete líquido antibacteriano, também operados por um pesquisador do mesmo sexo.A estimulação das glândulas sudoríparas pode causar desconforto ao participante

Thiago - HU- UFSC/Ebserh;
- Apresenta carta de anuência institucional da Secretaria municipal da Saúde de Palhoça;

Recomendações:

Vide campo "* Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações".

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Os pesquisadores apresentaram nova versão do TCLE, a qual está adequada.
Não apresenta pendências e/ou inadequações.

Considerações Finais a critério do CEP:

Lembramos que a presente aprovação (versão projeto 29/10/2023 e TCLE 29/10/2023) refere-se apenas aos aspectos éticos do projeto. Qualquer alteração nestes documentos deve ser encaminhada para avaliação do CEPSH. Informamos que obrigatoriamente a versão do TCLE a ser utilizada deverá corresponder na íntegra à versão vigente aprovada.
Lembramos aos senhores pesquisadores que o CEPSH/UFSC deverá receber, por meio de notificação, os relatórios parciais sobre o andamento da pesquisa e o relatório completo ao final do estudo.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2220132.pdf	29/10/2023 18:27:36		Aceito
Outros	carta_resposta_cepsh_ufsc.pdf	29/10/2023 18:26:53	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Pesquisa_v2.pdf	29/10/2023 18:22:23	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA FERREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	29/10/2023 18:20:14	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA FERREIRA	Aceito
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	10/10/2023 07:52:34	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA	Aceito
Cronograma	cronograma.pdf	03/10/2023 16:37:14	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA	Aceito
Orçamento	orcamento.pdf	03/10/2023 16:34:23	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA	Aceito
Declaração de Instituição e	Carta_anuencia_HU.pdf	03/10/2023 16:32:46	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA	Aceito

devido a uma pequena transpiração no local estimulado. Como o estímulo aplicado é uma tensão contínua de baixa intensidade, inofensiva à saúde do ser humano, esse teste apresenta baixo risco. O sistema da pupilometria dinâmica envolve o risco de danos na retina e na córnea. A quantificação da bilirrubina através de imagens da esclera envolve a iluminação do interior do dispositivo e dos olhos com luz de LEDs. Entretanto os testes apresentam baixo risco visto que o tempo de exposição à luz dos dispositivos é controlado. O sistema QST traz alguns desconfortos ao participante devido o aumento e diminuição de temperatura, como sensação de formigamento ou queimação. Por este motivo, o paciente segurará um botão para que, caso haja alguma dor ou mal-estar, possa interromper o teste imediatamente. Os riscos da eletroestimulação serão controlados pela adequada seleção dos participantes através dos critérios de inclusão e exclusão do estudo. Se necessário, será realizada a tricotomia no local, que consiste na raspagem dos pelos, que pode ocasionar leve irritação e/ou alergia, sendo estes, considerados baixo risco. Pessoas com pele mais sensível poderão sentir um desconforto maior. Antes do teste começar será avisado ao voluntário da possibilidade de interrupção do procedimento a qualquer momento. A regulação da eletroestimulação será realizada a níveis aceitáveis para que não haja problemas ao indivíduo na aquisição dos sinais do sistema nervoso."

Benefícios: "Este projeto visa promover benefícios coletivos à sociedade, em especial, às pessoas portadoras de DM e pessoas com pré-diabetes. Sob o ponto de vista do participante diabético ou pré-diabético, nenhum benefício à sua condição será obtido por meio de sua participação, posto que as metodologias propostas não equivalem a nenhum procedimento eletrofisiológico ou clínico comumente utilizado para tratamento do diabetes. No entanto, a realização dessas metodologias serve como avaliação da saúde dos participantes, sejam eles pacientes diabéticos, pré-diabéticos ou participantes saudáveis. Na eventualidade de identificação de resultados anormais nos testes, o participante será notificado e aconselhado a buscar corpo clínico para fazer análise complementar. Será assegurado o direito do participante de não arcar com qualquer despesa relacionada a sua participação nesta pesquisa, uma vez que, após concordância, o paciente é convocado no mesmo dia que sua consulta na respectiva unidade de saúde."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

- Projeto muito bem escrito;
- Pesquisa com importante potencial tecnológico e clínico.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Apresenta TCLE;
- Apresenta carta de anuência institucional do Hospital Universitário Polydoro Ernani de São

Infraestrutura	Carta_anuencia_HU.pdf	03/10/2023 16:32:46	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta_anuencia_Palhoca.pdf	03/10/2023 16:32:37	SHIRLEY KAROLINA DA SILVA FERREIRA	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

FLORIANOPOLIS, 05 de Novembro de 2023

Assinado por:
Nelson Canzian da Silva
(Coordenador(a))

ANEXO C – RELATÓRIO DO TESTE DE SEGURANÇA ELÉTRICA

Regist. teste

TESTE APROVADO

Teste executado		Componentes Ansur usados	
Data:	26/08/2025	Ansur	Versão 3.1.4
Registro:	Ensaio segurança elétrica X_NCS.mtr	Plug-In: AVPI	Versão 2.4.11
Modelo:	SEGURANCA_ELETRIC A- Teste geral NBR IEC - VERSAO FINAL.mtt	Plug-In: ESA620	Versão 1.1.11
Versão do modelo:	1.1.7		

Config. teste

Seleções

Eventos de serviço exec.	Padrões executados	
	IEC 60601	User defined

Device under test

Nº de série	1234	Cliente	Interno - Laboratório 1º andar
Fabricante	protótipo autoral IEB-UFSC	Patrimônio	não aplicca
Modelo	X-NCS	Local de ensaio	LAB EMH 01
Endereço Cliente	Campus universitário UFSC Trindade	Código do equip. sob teste	Protótipo 002
Código do analisador	LAT 086	Tipo de ensaio	Novo

Dados MTI

Instr. de teste	Nº de série	Versão firmware
ESA 620	4079057	v2.11

Assinaturas

Result. do teste

Elemt de teste	Tipo teste					Falha
Avaliação qualitativa	*Checklist*					
Resultado:	***Valor registrado***					
Cabo de alimentação	Passa					
Cabo de paciente	Passa					
Conector de aterramento	Não Aplicável					
TENSÃO DE ALIMENTAÇÃO	*Mains Voltage*					
Fase para o neutro	*Mains Voltage* *Live to Neutral*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Fase para o neutro	228,2	V			User defined	
Neutro para o terra	*Mains Voltage* *Neutral to Earth*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Neutro para o terra	0,2	V			User defined	
Fase para o terra	*Mains Voltage* *Live to Earth*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Fase para o terra	228,1	V			User defined	
RESISTÊNCIA DE ISOLAÇÃO	*Insulation Resistance*				NA	
Aterramento da rede	*Insulation Resistance* *Mains to Protective Earth*				NA	
Rede elétrica para parte condutora não aterrada	*Insulation Resistance* *Applied Parts to Protective Earth*				NA	
CORRENTE DE FUGA DO TERRA	*Earth Leakage Current*				NA	
Condição normal	*Earth Leakage Current* *Normal Condition*				NA	
Neutro aberto	*Earth Leakage Current* *Open Neutral*				NA	
Condição normal, polaridade invertida	*Earth Leakage Current* *Normal Condition, Reversed mains*				NA	
Neutro aberto, polaridade invertida	*Earth Leakage Current* *Open Neutral, Reversed Mains*				NA	

Elemt de teste	Tipo teste					Falha
CORRENTE DE FUGA PARA O GABINETE	*Enclosure Leakage Current*					
Condição normal	*Enclosure Leakage Current* *Normal Condition*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Condição normal	0,7	uAAC+DC			User defined	
Neutro aberto	*Enclosure Leakage Current* *Open Neutral*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Neutro aberto	1,1	uAAC+DC			User defined	
Terra aberto	*Enclosure Leakage Current* *Open Earth*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Terra aberto	0,7	uAAC+DC			User defined	
Condição normal, polaridade invertida	*Enclosure Leakage Current* *Normal Condition, Reversed mains*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Condição normal, polaridade invertida	0,7	uAAC+DC			User defined	
Neutro aberto, polaridade invertida	*Enclosure Leakage Current* *Open Neutral, Reversed Mains*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Neutro aberto, polaridade invertida	1,1	uAAC+DC			User defined	
Terra aberto, polaridade invertida	*Enclosure Leakage Current* *Open Earth, Reversed Mains*					
Resultado:	***Valor***	***Unid***	***Limite Sup.***	***Limite Inf.***	***Standard***	
Terra aberto, polaridade invertida	0,8	uAAC+DC			User defined	

ANEXO D – VALORES NORMATIVOS UTILIZADOS

Valores normativos da literatura para o Nervo Mediano (motor): ponto distal (S1) e velocidade de condução.

Coorte / Faixa etária	Amplitude (mV)	Latência (ms)	Duração (ms)	Área (mV*ms)	VCNM (m/s)
Amplitude — S1					
19–39	$11{,}9 \pm 3{,}6$ (LLN 5,9)	–	–	–	–
40–59	$9{,}8 \pm 2{,}8$ (LLN 4,2)	–	–	–	–
60–79	$7{,}0 \pm 2{,}6$ (LLN 3,8)	–	–	–	–
Todos (19–79)	$10{,}2 \pm 3{,}6$ (LLN 4,1)	–	–	–	–
Latência de início — S1					
Masculino 19–49	–	$3{,}8 \pm 0{,}4$ (ULN 4,6)	–	–	–
Masculino 50–79	–	$4{,}0 \pm 0{,}4$ (ULN 4,7)	–	–	–
Feminino 19–49	–	$3{,}5 \pm 0{,}4$ (ULN 4,4)	–	–	–
Feminino 50–79	–	$3{,}8 \pm 0{,}4$ (ULN 4,4)	–	–	–
Todos (19–79)	–	$3{,}7 \pm 0{,}5$ (ULN 4,5)	–	–	–
Duração da fase negativa — S1					
Todos (19–79)	–	–	$5{,}9 \pm 0{,}9$ (ULN 8,0)	–	–
Área da fase negativa — S1					
19–49	–	–	–	$37{,}4 \pm 12{,}9$ (LLN 14,6)	–
50–59	–	–	–	$30{,}9 \pm 8{,}6$ (LLN 15,3)	–
60–79	–	–	–	$23{,}7 \pm 9{,}3$ (LLN 11,9)	–
Todos (19–79)	–	–	–	$33{,}7 \pm 12{,}8$ (LLN 12,4)	–
Velocidade de condução (VCNM)					
Masculino 19–39	–	–	–	–	58 ± 4 (LLN 49)
Masculino 40–79	–	–	–	–	55 ± 5 (LLN 47)
Feminino 19–39	–	–	–	–	60 ± 3 (LLN 53)
Feminino 40–79	–	–	–	–	57 ± 5 (LLN 51)
Todos (19–79)	–	–	–	–	57 ± 5 (LLN 49)

LLN: *Lower Limit of Normal* (Limite Inferior de Normalidade). **ULN**: *Upper Limit of Normal* (Limite Superior de Normalidade).