



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Av. João Naves de Ávila, nº 2.160 - Campus Santa Mônica - Bloco 3N. CEP 38.400-092 - Uberlândia/MG. Telefax: (034) 3239-4704

ANGÉLICA DE ANDRADE PALIS

**ANÁLISE DA CLASSIFICAÇÃO DE HABILIDADE EM PUNÇÃO LOMBAR: UMA
ABORDAGEM BASEADA EM SENSORES INERCIAIS E APRENDIZADO DE MÁQUINA**

UBERLÂNDIA
2025

ANGÉLICA DE ANDRADE PALIS

**ANÁLISE DA CLASSIFICAÇÃO DE HABILIDADE EM PUNÇÃO LOMBAR: UMA
ABORDAGEM BASEADA EM SENSORES INERCIAIS E APRENDIZADO DE MÁQUINA**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Ciências.

Área de concentração: Engenharia de Sistemas de Saúde.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Selma Terezinha Milagre

Coorientador: Prof.^o Dr. Adriano Alves Pereira

UBERLÂNDIA
2025

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

-
- P163a
2025 Palis, Angélica de Andrade, 1991-
Análise da classificação de habilidade em punção lombar [recurso eletrônico] : uma abordagem baseada em sensores inerciais e aprendizado de máquina / Angélica de Andrade Palis. - 2025.
- Orientadora: Selma Terezinha Milagre.
Coorientador: Adriano Alves Pereira.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2025.5076>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.
1. Engenharia Biomédica. I. Milagre, Selma Terezinha, 1962-, (Orient.). II. Pereira, Adriano Alves, 1964-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDU: 62:61

André Carlos Francisco
Bibliotecário-Documentalista - CRB-6/3408



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



1 ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Tese; 016, PPGEB				
Data:	dezenove de dezembro de dois mil e vinte e cinco	Hora de início:	08:00h	Hora de encerramento:	10:45h
Matrícula do Discente:	11923EBI002				
Nome do Discente:	Angélica de Andrade Palis				
Título do Trabalho:	Análise da Classificação de Habilidade em Punção Lombar: Uma Abordagem Baseada em Sensores Inerciais e Aprendizado de Máquina				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia Clínica, Desenvolvimento e Avaliação de Tecnologias em Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Caracterização da rigidez em pessoas com a doença de Parkinson por meio de uma órtese de punho				

Reuniu-se via plataforma Microsoft Teams, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Daniel Hilário da Silva - IF/Goiano; Lacordaire Kemel Pimenta Cury - IF/Goiano; Lígia Reis Nóbrega - UFU; Pedro Cunha Carneiro FEELT/UFU; Selma Terezinha Milagre - PPGEB/UFU orientadora da candidata.

Iniciando os trabalhos a presidente da mesa, Dra. Selma Terezinha Milagre, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu à Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação da Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir a senhora presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu

dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutora.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação

Ata de Defesa - Pós-Graduação 28 (6953522) SEI 23117.089841/2025-11 / pg. 1
interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lígia Reis Nóbrega, Usuário Externo**, em 19/12/2025, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Pedro Cunha Carneiro, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/12/2025, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Daniel Hilário da Silva, Usuário Externo**, em 19/12/2025, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Lacordaire Kemel Pimenta Cury, Usuário Externo**, em 19/12/2025, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Selma Terezinha Milagre, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/12/2025, às 10:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **6953522** e o código CRC **3A9E9393**.

A memória dos meus pais Eliane Andrade Franco e
Ricardo Palis.

AGRADECIMENTOS

Ao meu marido Romário Soares Oliveira por todo apoio que me foi dado.

Aos meus tios Geisa Franco e José Carlos Pereira por todo carinho que me foi dado.

Ao meu irmão Afif Palis e minha avó Eva Andrade por toda preocupação.

Aos amigos Fernando Antônio Leite, Kárta Pessoa Camilo e Aline Ferreira Silva por deixarem a “caminhada” de forma mais leve.

À Fernanda Silva pelo companheirismo e motivação que sempre me foi dada.

Aos pesquisadores da Universidade Federal de Uberlândia, Daniel Hilário da Silva e Caio Tonus Ribeiro pelo desenvolvimento do protótipo e software utilizado neste projeto.

À equipe do Centro de Simulação Realística do IMEPAC, especialmente aos médicos/professores Fabrícia Torres e Thales Resende Damião.

Aos orientadores Selma Terezinha Milagre e Adriano Alves Pereira por não terem desistido de mim.

Aos demais amigos e familiares que estiveram comigo ao decorrer dessa pesquisa.

RESUMO

A punção lombar (PL) é um procedimento invasivo realizado para coleta do líquido cefalorraquidiano e comumente utilizada na prática neurológica para indicações diagnósticas e em alguns casos terapêuticas. Sua coleta eficaz depende que o profissional tenha a mão estável durante todo o tempo, caso contrário algumas complicações como dores, lesão nervosa, infecções e hemorragias podem acontecer. O objetivo desse estudo é analisar sinais capturados de um sensor inercial no momento da realização do procedimento de punção lombar em um manequim de baixa fidelidade, e compará-los entre os grupos participantes. Método: Este trabalho conta com a participação de 26 voluntários, divididos em 04 grupos (G1, G2, G3 e G4) entre médicos formados e estudantes dos períodos finais do curso de medicina. A coleta de dados foi realizada por meio de um sensor inercial (que contém um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro) acoplado na mão dos participantes, que estavam utilizando luvas cirúrgicas. O movimento consistiu em simular em um manequim de baixa fidelidade o procedimento de punção lombar. 19 características foram extraídas dos sinais coletados e estão relacionadas com a amplitude do sinal, frequência, entropia, variabilidade e forma de distribuição. Para comparação entre os grupos participantes foram realizados teste Post-Hoc de Kruskal Wallis e cálculos dos valores da especificidade, sensibilidade, precisão e acurácia dos classificadores utilizados, que foram: Random Forest (RF), Support Vector Machine (SVM), K-Nearest Neighbor (KNN) e Naive Bayes (NB). Resultados: Por meio do teste Post-Hoc de Kruskal Wallis tem-se que o G3, formado por estudantes que ainda não tinham experiência na prática de PL, obtiveram o menor desempenho como o esperado, e o G2, formado por médicos que não executam a PL com tanta frequência. Quanto aos classificadores a melhor sensibilidade ocorreu nos classificadores KNN (95,7%) na comparação entre G1/G2 e KNN (88,1%) na comparação entre G2/G3, especificidade nos classificadores KNN (98,4%) na comparação entre G2/G4, e SVM (78,8%) na comparação entre G2/G3, precisão (98,8%) no classificador KNN (89%) na comparação G2/G4 e acurácia (89%) no classificador KNN na comparação G1/G2. Conclusão: O uso de sensores inerciais provou ser uma boa alternativa que tem bom custo-benefício para a análise proposta nesse estudo. As técnicas utilizadas para analisarem os resultados se mostraram eficazes.

Palavras-chave: Punção Lombar, Sensores Inerciais, Post-Hoc e Classificadores.

ABSTRACT

Lumbar puncture (LP) is an invasive procedure performed to collect cerebrospinal fluid and is commonly used in neurological practice for diagnostic indications and, in some cases, therapeutic purposes. Effective collection depends on the practitioner maintaining a stable hand throughout the procedure; otherwise, complications such as pain, nerve injury, infections, and hemorrhages may occur. The objective of this study is to analyze signals captured by an inertial sensor during the performance of a lumbar puncture procedure on a low-fidelity mannequin and to compare them between participant groups. Method: This study included 26 volunteers, divided into four groups (G1, G2, G3, and G4) composed of medical graduates and senior medical students. Data collection was performed using an inertial sensor (comprising an accelerometer, a gyroscope, and a magnetometer) attached to the participants' hands, who were wearing surgical gloves. The movement involved simulating the lumbar puncture procedure on a low-fidelity mannequin. Eighteen features were extracted from the collected signals, related to signal amplitude, frequency, entropy, variability, and distribution shape. Group comparisons were conducted using Post-Hoc Kruskal-Wallis tests, and sensitivity, specificity, precision, and accuracy were calculated for the classifiers used: Random Forest (RF), Support Vector Machine (SVM), K-Nearest Neighbor (KNN), and Naive Bayes (NB). Results: The Post-Hoc Kruskal-Wallis test showed that G3, composed of students without prior LP experience, had the lowest performance, as expected, while G2, composed of physicians who perform LP less frequently, also showed lower performance. Regarding the classifiers, the highest sensitivity was observed in the KNN classifier (95.7%) for the G1/G2 comparison and in the KNN classifier (88.1%) for the G2/G3 comparison; specificity was highest in the KNN classifier (98.4%) for the G2/G4 comparison and in the SVM classifier (78.8%) for the G2/G3 comparison; precision was highest in the KNN classifier (98.8%) and (89%) in the G2/G4 comparison; and accuracy (89%) was highest in the KNN classifier for the G1/G2 comparison.. Conclusion: The use of inertial sensors proved to be a cost-effective alternative to the analysis proposed in this study. The techniques applied for data analysis demonstrated effectiveness in evaluating the collected signals.

Keywords: Lumbar Puncture, Inertial Sensors, Post-Hoc, Classifiers

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Caminho percorrido pelo LCR no cérebro humano.....	23
Figura 2 - Punção lombar	29
Figura 3 - Manequim para simulação de procedimentos	33
Figura 4 - Espaços Tridimensionais	37
Figura 5 - Posicionamento do dispositivo.....	59
Figura 6 - Direção dos eixos.....	60
Figura 7 - Manequim de baixa fidelidade utilizado na pesquisa.....	60
Figura 8 - Esquema elétrico do dispositivo	62
Figura 9 - Tela inicial do software Projeto Palis	63
Figura 10 - Formulário de Coleta	64
Figura 11 - Exemplo de Preenchimento de Dados	64
Figura 12 - Pacotes coletados.....	66
Figura 13 - Parar Coleta de Dados	66
Figura 14 - Visualização dos Dados	67
Figura 15 - Sinal gerado pelo acelerômetro de um dos participantes, em que: a) sinal no eixo X. b) sinal no eixo Y. c) sinal no eixo Z. d) Resultante	78
Figura 16 - Sinal gerado pelo giroscópio de um dos participantes, em que: a) sinal no eixo X. b) sinal no eixo Y. c) sinal no eixo Z. d) Resultante.....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Matriz de Confusão.....	76
Tabela 2 - Resultados do teste Kruskal-Wallis entre os grupos.....	79
Tabela 3 - Resultados dos classificadores KNN, SVM, RF and NB entre os grupos G1/G2, G1/G3, G1/G4, G2/G3, G2/G4 e G3/G4.....	80

LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS E SIGLAS

a - Aceleração

a.C - Antes de Cristo

ApEn - Entropia Aproximada

ATPase - Adenosinatrifosfatases

AQP1 - Aquaporina 1

axEpA - Espondiloartrite Axial

axSpa - Espondilite Anquilosante

Ca^{2+} - Cálcio

CI - Contato Inicial

Cl^- - Cloro

cm - Centímetros

dl - Decilitro

dt - Derivada do Tempo

EEG - Eletroencefalografia

et al - *Et aliae* (e outros)

etc - *Et Coetera* (e outras coisas)

F - Força

f_n - Vetor de Frequência de Pn

FMEAN - Frequência Média

FOG - *Fibre Optic Gyroscope* (Giroscópio de Fibra Óptica)

FPEAK - Frequência de Pico

FuzzyEn - Entropia Difusa

F (50) - Frequência Mediana

F (80) - Frequência para a qual 80% da potência total está abaixo desse valor

° - Graus

g - Aceleração da Gravidade

G - Gáudio

GNSS - *Global Navigation Satellite System* (Sistema Global de Navegação por Satélite)

Hz - Hertz

HCO₃ - Ácido Carbônico

ID - *Identity* (Identidade)

I2C - Inter-Integrated Circuit (Circuito Inter Integrado)

IA - Inteligência Artificial

IHM - Interface homem-máquina

IMC - Índice de Massa Corpórea

IMEPAC- Instituto Master de Ensino Presidente Antônio Carlos

IMU - *Inertial Measurement Unit* (Unidade de Medição Inercial)

INS - *Inertial Navigation System* (Sistema de Navegação Inercial)

ISS - *In Situ Simulation* (Simulação In Situ)

$\int$ – Integral Simples

$\iint$ – Integral Dupla

IntLA - Amplitude Interquartil

k - Constante Elástica da Mola

K⁺ - Potássio

kg - Kilogramas (Quilogramas)

kg/m² - Kilogramas por Metro Quadrado

Kbits - Kilobits (Quilobits)

KNN - *K Nearest Neighbour* (K - vizinhos mais próximos)

ln - Logaritmo Natural

L1 - Vértebra Lombar número 1

L2 - Vértebra Lombar número 2

L3 - Vértebra Lombar número 3

L4 - Vértebra Lombar número 4

L5 - Vértebra Lombar número 5

LCR - Líquido Cefalorraquidiano

LSB - *Least Significant Bit* (Bit Menos Significativo)

LSB/g - Bit Menos Significativo/ Aceleração da Gravidade

± - Mais ou Menos

m - Massa

m - Tamanho da Janela Comparativa

MEMS - *Microelectromechanical systems* (Sistema Micro Eletromecânicos)

MIT - *Massachusetts Institute of Technology* (Instituto de Tecnologia de *Massachusetts*)

m - Metros

mg - Miligramas

mg/dl - Miligramas por Decilitros

MIMU- Medidas Magnéticas e Inerciais

min - Minutos

MAV- Valor Absoluto Médio

MAVFD - Valor Absoluto Médio da Primeira Diferença

MAVSD - Valor Absoluto Médio da Segunda Diferença

ml - Mililitro

mm - Milímetros

mm³ - Milímetros Cúbicos

mmHg - Milímetro de Mercúrio

mV - Milivolts

mV/g - Milivolts/ Aceleração da Gravidade

µg - Micrograma

N - Número de Amostras

Na⁺ - Sódio

NB - *Naive Bayes* (Ingênuo de *Bayes*)

OLS - *One Leg Stance* (Postura de uma Perna)

PL - Punção Lombar

PLP - *Phantom Limb Pain* (Dor em membro fantasma)

Pn - Espectro de Energia

Power 3.5 - 7.5 Hz - Potência na Faixa 3.5 - 7.5 Hz

Q - Quartil

Q3 - Terceiro Quartil

Q1 - Primeiro Quartil

r - Tolerância

RANGE - Amplitude

RF - *Random Forest* (Classificador de Floresta Aleatória)

RMS - *Root Mean Square* (Valor Quadrático Médio)

RLG - *Ring Laser Gyroscope* (Giroscópio de Anel de Laser)

$\vec{s}$ - Posição

S- número de amostras por janela

S1 - Vértebra Sacral número 1

SCL - *Serial Clock Line* (Sinal de Linha de Clock)

SDA - *Serial Data Line* (Sinal de Linha de Dados)

seg - Segundos

SNC - Sistema Nervoso Central

SNI - Sistemas de Navegação Inerciais

SQRT - *Square Root* (Raiz Quadrada)

SVM - *Support Vector Machine* (Máquina de Vetores de Suporte)

TBI - *Traumatic Brain Injury* (Traumatismo Cranioencefálico)

TC - *Terminal Contact* (Contato Final)

TC - Tomografia Computadorizada

TT-LCR - Teste de Toque do Líquido Cefalorraquidiano

UDP - *User Datagram Protocol* (Protocolo de Datagrama do Usuário)

v - Velocidade

V- Volts

VAR - Variância

x - Deslocamento

$\bar{x}$ - Média das Amostras

$x(n)$ - n -th elemento

X - Conjunto de Elementos

X_m - m -th amostra da janela

XVII - Dezesete

Wlan - *Wireless Local Area Network* (Rede de Área Local sem Fio)

ZC - Cruzamento por Zero

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	7
RESUMO.....	8
ABSTRACT	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE TABELAS.....	11
LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS E SIGLAS.....	12
SUMÁRIO.....	16
1 INTRODUÇÃO	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
1.1 MOTIVAÇÃO	18
1.2 OBJETIVO GERAL.....	20
1.3 OBJETIVO GERAL.....	20
1.4 RELEVÂNCIA DA TESE	20
1.5 HIPÓTESE	21
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1 LÍQUIDO CEFALORRAQUIDIANO (LCR)	22
2.2 PUNÇÃO LOMBAR (PL)	24
2.2.1 INDICAÇÕES PARA DIAGNÓSTICO	24
2.2.2 INDICAÇÕES TERAPÊUTICAS	25
2.2.3 CONTRAINDICAÇÕES	26
2.2.4 COMPLICAÇÕES.....	27
2.2.5 PROFISSIONAIS.....	27
2.2.6 PROCEDIMENTO	27
2.2.7 DESAFIOS DA PL QUANTO AOS PACIENTES.....	30
2.2.7.1 IDOSOS	31
2.2.7.2 RECÉM-NASCIDOS E CRIANÇAS.....	31
2.2.7.3 OBESOS	31
2.3 MANEQUINS DE BAIXA FIDELIDADE	32
2.4 AUXÍLIO EM PESQUISAS DE PUNÇÃO LOMBAR.....	33
2.5 SENSORES INERCIAIS.....	36
2.5.1 SENSORES INERCIAIS E COLUNA VERTEBRAL.....	42
2.5.2 A EVOLUÇÃO DO SISTEMA DE NAVEGAÇÃO INERCIAL.....	44
2.5.3 SISTEMA DE NAVEGAÇÃO INERCIAL – PRINCÍPIOS BÁSICOS.....	45
2.5.4 ACELERÔMETROS.....	46
2.5.5 GIROSCÓPIOS.....	49
2.6 CLASSIFICADORES.....	50
2.6.1 SVM (SUPPORT VECTOR MACHINE)	50
2.6.2 KNN (K – NEAREST NEIGHNBORS)	50
2.6.3 RF (RANDOM FOREST).....	51
2.6.4 NB (NAIVES BAYES).....	52

2.7	ESTUDOS RELACIONADOS.....	53
2.8	TESTE POST-HOC DE KRUSKAL WALLIS	55
2.8.1	ESTUDOS RELACIONADOS.....	55
3	MATERIAIS E MÉTODOS	57
3.1	ASPECTOS ÉTICOS.....	57
3.2	TAMANHO DA AMOSTRA.....	57
3.2.1	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO UTILIZADOS	59
3.2.2	CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO UTILIZADOS	59
3.3	COLETA.....	59
3.4	MONTAGEM DO DISPOSITIVO DE COLETA	61
3.5	SOFTWARE UTILIZADO.....	62
3.6	METODOLOGIA DE ANÁLISE DE DADOS	67
3.6.1	EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS.....	68
3.6.1.1	CARACTERÍSTICAS RELACIONAS A AMPLITUDE DO SINAL.....	68
3.6.1.2	CARACTERÍSTICAS RELACIONADAS A FREQUÊNCIA DO SINAL.....	70
3.6.1.3	CARACTERÍSTICAS RELACIONADAS A ENTROPIA DO SINAL	71
3.6.1.4	CARACTERÍSTICAS RELACIONADAS A VARIABILIDADE DO SINAL	73
3.6.1.5	CARACTERÍSTICAS RELACIONADAS A DISTRIBUIÇÃO DE DADOS	74
3.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	75
3.7.1	COMPARAÇÃO ESTATÍSTICA ENTE OS GRUPOS.....	75
3.7.2	BOOTSTRAP	75
3.7.3	COMPARAÇÃO ESTATÍSTICA DAS CARACTERÍSTICAS DOS GRUPOS	75
3.7.4	ANÁLISE DA PERFORMANCE DOS CLASSIFICADORES	76
4	RESULTADOS.....	78
4.1	TESTE DE KRUSKAL-WALLIS.....	79
4.2	CLASSIFICADORES.....	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
5	DISCUSSÃO	82
5.1	UTILIZAÇÃO DE MANEQUINS.....	82
5.2	ANÁLISE DE MOVIMENTO.....	83
5.3	VARIÁVEIS UTILIZADAS	83
5.4	CLASSIFICADORES.....	85
6	CONCLUSÃO.....	86
	REFERÊNCIAS	87

2 INTRODUÇÃO

2.1 Motivação

A punção lombar (PL) consiste em um procedimento realizado para a coleta do líquido cefalorraquidiano (LCR) diretamente do espaço subaracnoide, uma região de elevada complexidade da anatomia humana, por meio da introdução de uma agulha entre duas vértebras lombares (ABDELAZIM *et al.* 2024), este procedimento deve ocorrer abaixo do nível de L2, entre as lâminas L3-L4 ou L4-L5, para evitar a medula espinhal. É uma competência importante, porém difícil na prática (LILJA *et al.* 2024); uma abordagem invasiva essencial para identificação e tratamento de distúrbios do sistema nervoso central (KIM, 2022), e necessária em pacientes para fins diagnósticos e terapêuticos (WAGNER *et al.* 2025).

Entre as principais indicações para a realização da punção lombar (PL) destacam-se a investigação de doenças neurológicas, incluindo infecções do sistema nervoso central, como meningites bacterianas ou virais, doenças inflamatórias, a exemplo da esclerose múltipla, neoplasias e a hemorragia subaracnoide (INGEBRIGTSEN *et al.* 2025). Além disso, a PL é empregada na mensuração da pressão intracraniana, contribuindo para o diagnóstico de condições como a hipertensão intracraniana idiopática. O procedimento também pode ser utilizado para a administração intratecal de fármacos quimioterápicos e de outras substâncias, como corantes ou radiofármacos, bem como na realização de anestesia raquidiana em pacientes submetidos a cirurgias urológicas, ginecológicas e de membros inferiores (AHMED *et al.* 2021).

A PL é geralmente um procedimento seguro, mas podem ocorrer complicações que variam de leve a potencialmente devastadoras (PIAZZETTA; PEREIRA, 2021). Considerando que se trata de um procedimento amplamente utilizado na prática clínica, torna-se essencial dispor de um conhecimento abrangente sobre seus aspectos relacionados aos fatores de risco, mecanismos fisiopatológicos, critérios diagnósticos, diagnósticos diferenciais e abordagens terapêuticas (LJUBISAVLHEVIC, 2020). A dor de cabeça (cefaleia) é a queixa mais frequente pós procedimento, mas não a única. Náusea, vômito, perda auditiva, zumbido, tontura, vertigem, parestesias do couro cabeludo e da parte superior, além de dor nos membros inferiores e distúrbios visuais como diplopia ou cegueira cortical, já foram relatados (LINS *et al.* 2023).

Em razão das possíveis complicações associadas à punção lombar, estudos voltados à aprendizagem de estudantes de Medicina tornam-se relevantes. Entre os métodos empregados

para a avaliação desse processo, destaca-se a análise do movimento por meio de sensores inerciais, como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Essa abordagem é amplamente utilizada devido às dimensões reduzidas e ao baixo custo desses dispositivos, o que possibilita sua fácil montagem e posicionamento em diferentes regiões do corpo humano (PERES, 2021). As Unidades de Medição Inercial (IMUs) destacam-se como uma das tecnologias mais eficientes para o rastreamento do movimento de objetos, apresentando mínimas restrições operacionais. Sua ampla adoção no contexto moderno deve-se, principalmente, à elevada confiabilidade em diferentes cenários de aplicação, bem como à alta precisão dos dados obtidos. (BONFIGLIO, 2025).

A partir das séries temporais de um sensor inercial, um conjunto abrangente de características pode ser extraído para quantificar diferentes aspectos do sinal (VALENZA *et al*, 2014). Atualmente, existe uma grande quantidade de estudos na área da saúde que relacionam sensores inerciais e classificadores, tais como *Random Forest* (RF), *Support Vector Machine* (SVM), *K-Nearest Neighbor* (KNN) e *Naive Bayes* (NB) em comparações de grupos (PERES, 2021).

Vários estudos já foram realizados sobre o tema. Em YEO *et al.* (2015) foi avaliada o volume de práticas necessárias para que o estudante adquirisse e mantivesse a proficiência no procedimento de PL. A avaliação foi realizada analisando o movimento das mãos por meio de sistema utilizando um sensor eletromagnético. Os autores concluíram que os participantes mantiveram a proficiência técnica somente a partir da terceira sessão com 40% dos participantes e na quarta sessão 60% dos participantes mantiveram a proficiência na realização do PL.

Outro método bastante usado em comparação de grupos é o teste de Kruskal-Wallis. O teste de Kruskal-Wallis é um método estatístico não paramétrico empregado para verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as medianas de três ou mais grupos independentes. Esse teste é especialmente indicado quando os dados não apresentam distribuição normal, permitindo a realização de comparações válidas sem a necessidade de atender às pressuposições exigidas pelos testes paramétricos (CHICCO *et al.*, 2025).

Um dos diferenciais entre o especialista no procedimento de PL pode ser o movimento abrupto. No estudo (SAKAKURA *et al.*, 2018) e (O'MALLEY *et al.*, 2014) foi utilizada a derivada da aceleração (*Jerk*) para avaliar o quanto abrupto foi o movimento, em (SAKAKURA *et al.*, 2018) o *Jerk* foi utilizado junto com a média do valor absoluto do sinal de aceleração, os autores concluíram que a utilização de variáveis biomecânicas são capazes de avaliar a habilidade dos profissionais no procedimento de PL. Em O'MALLEY *et al.* (2014) os autores utilizaram o *Jerk* em conjunto com a frequência média do sinal de acelerometria, para

verificarem se essas variáveis poderiam fornecer informações sobre o movimento. Os autores concluíram que as métricas calculadas eram relevantes e forneciam informações importantes sobre o movimento.

Nesse cenário, o objetivo desta pesquisa é comparar quatro grupos de participantes na realização do procedimento de punção lombar. Essa comparação se dará por meio do teste *Post-Hoc* de Kruskal-Wallis e da avaliação da performance dos classificadores KNN, NB, RF e SVM utilizando as métricas: sensibilidade, especificidade, precisão e acurácia.

2.2 Objetivo Geral

Comparar grupos de participantes no momento da realização do procedimento de Punção Lombar, sendo os grupos separados em Especialistas, Intermediários e Iniciantes.

2.3 Objetivos específicos

- Desenvolver um sistema inercial para avaliar os movimentos das mãos durante a PL;
- Analisar o movimento das mãos dos participantes dos grupos;
- Verificar se características específicas podem diferenciar os grupos;
- Utilizar classificadores para a classificação dos grupos, utilizando sinais de acelerômetro e do giroscópio;
- Avaliar se as características valor médio absoluto da aceleração (MAV), derivada do sinal da aceleração (*Jerk*) e pico da aceleração (Fpico) são capazes de diferenciar as habilidades nos 4 grupos estudados.

2.4 Relevância da Tese

Treinamentos e simulações em um Centro de Simulação Realística tendem a potencializar técnicas e garantir a segurança dos pacientes que serão atendidos pelos futuros médicos. A simulação é uma ferramenta didática que permite que os estudantes reproduzam na prática procedimentos inerentes a profissão desde atendimentos mais simples aos mais complexos ou seja, é perfeito para refinar aptidões e competências, treinar situações e acima de tudo prevenir o risco real.

Por meio do uso de sensores inerciais no dorso da mão dos participantes simulando a técnica de Punção Lombar, é possível quantificar **o movimento** durante a execução do procedimento por meio de características como Frequência de Pico, Derivada do Sinal (*Jerk*) e Valor Médio Absoluto (MAV), fornecendo informações sobre o controle motor e a coordenação do operador, que são aspectos fundamentais para a execução segura e eficiente da punção lombar. Além disso o uso de classificadores como SVM, KNN, RF e NB é capaz de avaliar se as métricas: sensibilidade, especificidade, acurácia e precisão são capazes de identificar diferentes grupos de participantes.

Espera-se que a tese contribua na área da saúde e que várias características e classificadores sejam utilizados a fim de comparação de diferentes grupos no momento da realização da técnica de Punção Lombar. Também se espera que as simulações realizadas contribuam para que o procedimento da PL seja feito de forma adequada, minimizando riscos aos pacientes

Por não haver nenhum estudo parecido, o trabalho apresentado se torna inédito.

2.5 Hipótese

O uso das características valor médio absoluto da aceleração (MAV), derivada do sinal da aceleração (*Jerk*), pico da aceleração (Fpico) e os classificadores SVM, KNN, RF e NB são capazes de diferenciar grupos participantes no momento da realização do procedimento de Punção Lombar. Sendo o grupo de especialistas com as melhores métricas e os iniciantes com as métricas menos satisfatórias.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Líquido Cefalorraquidiano (LCR)

O estudo do líquido cefalorraquidiano (LCR) tem início com a compreensão de seus limites anatômicos e de sua importância para o funcionamento adequado do cérebro, da medula espinal e das meninges. Os primeiros registros descritivos da presença de líquido nas cavidades cerebrais remontam ao papiro cirúrgico de Edwin Smith, provavelmente datado do século XVII a.C. Posteriormente, entre 430 e 350 a.C., Hipócrates realizou o primeiro acesso pós-morte ao ventrículo cerebral por meio da introdução de uma agulha, descrevendo-o como a “água que rodeia o cérebro” (OLIVEIRA et al., 2020), mais tarde denominado como “excremento líquido nos ventrículos do cérebro” pelo então médico grego Cláudio Galeno (130-200 a. C. (CASTILLO-GONZÁLES, 2014). Nesta longa história do LCR, famosos médicos, anatomistas, filósofos e cientistas apareceram no contexto até chegar no conhecimento sobre LCR que se tem atualmente. Pode-se citar Leonardo da Vinci (1452-1519), Berengário da Carpi (1460-1530) e Nicolo Massa (1485-1569), sendo considerado a primeira pessoa a descrever o LCR corretamente (HERBOWSKI, 2013). Em 1764, Domenico Cotugno reconheceu a continuidade entre fluidos cerebrais e espinhais, assim como o espaço subaracnóideo, após realizar exames *post-mortem* com punção e dissecções anatômica, dando o início da moderna fisiologia do líquido cefalorraquidiano (LCR) (OLIVEIRA et al., 2020).

No final do século XIX, Heinrich Idroneus Quincke realizou de maneira criteriosa e detalhada um estudo que forneceu informações valiosas na compreensão das vias de saída do LCR., sendo essas considerações utilizadas nos estudos até hoje (BENVENISTE et al., 2015).

Em 1925, o neurocirurgião americano Harvey Cushing publicou seu artigo marcante “A terceira circulação e seus canais”, no qual estabeleceu a base da compreensão moderna da fisiologia do LCR. Este princípio da circulação do LCR tem sido desde então o principal pilar para a compreensão do fluxo de fluidos do Sistema Nervoso Central (SNC) (LIU; GUEVARA, 2022).

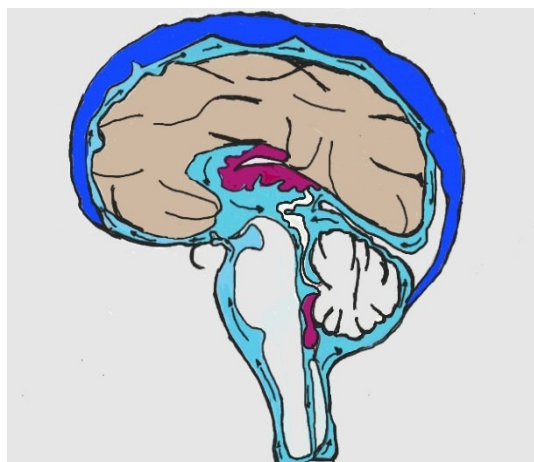
Não se sabe ao certo quando a produção de LCR começa. No entanto o plexo coroide já pode ser visível por volta dos 32 dias de desenvolvimento do embrião (HUFF et al., 2023). Os plexos coroides são encontrados nos ventrículos lateral, terceiro e quarto do cérebro (adjacentes à linha média dorsal embrionária do rombencéfalo, diencéfalo e telencéfalo, respectivamente) e são massas de tecido epitelial altamente vascularizadas com vasos sanguíneos fenestrados.

Essas estruturas constituem uma interface de transferência entre o sangue e o LCR nos ventrículos cerebrais (LIDDELOW, 2015). A barreira sangue-LCR só é possível devido as células epiteliais serem conectadas por junções estreitas, tornando a camada epitelial relativamente compacta, e os capilares fenestrados permeáveis. Desta forma substâncias maiores, como células, proteínas e glicose, não têm passagem permitida, enquanto íons e moléculas pequenas, como vitaminas e nutrientes, podem passar para o LCR com relativa facilidade. A água também pode passar através do epitélio por meio da aquaporina-1(AQP1) (WICHMANN et al., 2022).

A produção de LCR depende do movimento transcelular de Na^+ impulsionado principalmente pela Na^+/K^+ -ATPase. O movimento do Na^+ é acompanhado por Cl^- e HCO_3^- (WICHMANN et al., 2022). Além disso, todo o processo secretor é altamente dependente do HCO_3^- . A presença de Cl^-/Na^+ face apical do epitélio é o responsável por gerar um gradiente elétrico para o transporte de Na^+ pela via paracelular (SAINT-CRIQ, 2017). É importante lembrar que existem fluxos líquidos de outros íons, por exemplo, Ca^{2+} , ânions orgânicos e cátions orgânicos, através do plexo coroide. Estes são vitais para o funcionamento normal do Sistema Nervoso Central (SNC) (BROWN; DAVIES, 2007).

A pressão normal do LCR (8 mmHg a 15 mmHg em posição supina e cerca de 20 mmHg em posição ereta) e o LCR é renovado de 3 à 4 vezes no dia (LEHTINEN et al., 2013). A Figura 1 simboliza por meio das setas o caminho que o LCR percorre no cérebro humano.

Figura 1 - Caminho percorrido pelo LCR no cérebro humano



Fonte: Autoria própria (2024).

3.2 Punção Lombar (PL)

A punção lombar é um procedimento médico realizado para coleta do líquido cefalorraquidiano (BABAPOUR MOFRAD et al., 2017) e comumente utilizada na prática neurológica para indicações diagnósticas e terapêuticas (DODD et al., 2018).

Revolucionando a prática clínica da neurologia (JOVEL et al., 2015), a punção lombar foi desenvolvida por Heinrich Irenaeus Quincke com sua técnica de punção raquidiana voltada especificamente para a retirada de líquido cefalorraquidiano em crianças com hidrocefalia. Ele estudou a formação do líquido cefalorraquidiano em cães e a comunicação entre o espaço aracnoide no cérebro e a medula espinhal. O primeiro caso de punção lombar realizado por Quincke foi em um menino de 12 anos que morreu apesar de seis punções ventriculares em 1888. O segundo caso em 1890 foi de um menino de 1 ano e 9 meses de idade com suspeita de meningite tuberculosa que se recuperou após passar por três punções lombares com três dias entre cada um. O caso três descreveu um homem de 25 anos com fortes dores de cabeça e hidrocefalia crônica que foi resolvida com punção lombar. Ele apresentou pela primeira vez a punção lombar e os usos diagnósticos e terapêuticos no Congresso de Medicina Interna em Wiesbaden na Alemanha, em abril de 1891. O artigo descreveu a punção lombar em cinco crianças e cinco adultos (ZHANG; CADOGAN, 2023).

A punção lombar é um dos testes invasivos mais comumente realizados na medicina clínica. A técnica correta de coleta minimiza o erro de diagnóstico e maximiza o conforto do paciente (DOHERTY; FORBES, 2014). A coleta de amostra de LCR só pode ser realizada por um profissional especializado, evitando a ocorrência de acidentes imprevisíveis ou fatais. A coleta do LCR pode ser realizada na maioria das cavidades do Sistema Nervoso Central (SNC), porém, existem vias preferenciais que propiciam segurança na extração, como a punção lombar nos espaços entre as Vértabras lombares L3 e L4, L4 e L5 ou L5 e S1 (LEITE et al., 2016).

Atualmente mesmo com as modernas técnicas de neuroimagem, a PL continua sendo uma habilidade básica dos médicos e uma ferramenta diagnóstica essencial na neurociência (KIM, 2022), pois a análise do LCR fornece informações importantes de doenças infecciosas do SNC que não são substituídas por outro método (ENGELBORGHES et al., 2017).

3.2.1 Indicações para Diagnóstico

A infecção do SNC continua sendo a principal indicação diagnóstica de punção lombar (COSTERUS et al., 2018). Por meio da PL o diagnóstico de infecções bacterianas, virais, micro

bacterianas, fúngicas (SEXTON; RICHIE, 2023) podem ser descobertos. A PL é utilizada para detecção, ferramenta complementar ou investigação de doenças como:

- Meningites do tipo bacteriana, viral ou fúngica (DORSETT; LIANG, 2016);
- Meningites do tipo tuberculosa, química ou carcinomatosa (DOHERTY; FORBES, 2014);
- Hipertensão Intracraniana Idiopática (MOLLAN et al., 2018);
- Encefalite viral (COSTA; SATO, 2020);
- Esclerose múltipla (DEISENHAMMER et al., 2019);
- Síndrome de Guillain-Barré (MAJED et al., 2009);
- Vasculite primária do SNC (MISHRA, 2020);
- Mielite transversal aguda (MISHRA, 2020);
- Neoplasias (KIM, 2022);
- Hemorragia Subaracnóidea (HAS) (PETRIDIS, 2017);
- Neuborreliose (SIDDIQUI et al., 2017);
- Doença de Lyme (CASTILLO-GONZÁLES, 2014);
- Doenças degenerativas como Alzheimer e Parkinson (ENGELBORGHES et al., 2017);
- Como ferramenta complementar nos diagnósticos de: hipertensão intracraniana idiopática (pseudotumor cerebral), meningite carcinomatosa, meningite tuberculosa, hidrocefalia de pressão normal, sífilis do SNC e vasculite do SNC (OLIVEIRA et al., 2020);
- Radiculite e polineurite aguda ou crônica (TUMANI, 2019);
- Investigação de convulsões de início recente e mal epilético (SUTTON et al., 2020).

3.2.2 Indicações Terapêuticas

Além de ser uma ferramenta diagnóstica, a punção lombar também pode ser utilizada terapeuticamente (MISHRA, 2020) para:

- Administração de medicamentos antineoplásicos para tratamento ou prevenção de metástases (CLEMENT; HOLLE, 2017);
- Alívio da pressão intracraniana (KAGIMU et al., 2022);
- Administração de antibióticos e corticosteroides (MIRRAKHIMOV et al., 2017);
- Administração de anestésicos como propofol e fentanil em procedimentos dolorosos de curta duração (MD et al., 2013);

- Administração de anestesia raquidiana (PIAZZETTA, 2021);
- Alívio de cefaleia intensa ocasionada por hipertensão intracraniana idiopática (PIAZZETTA, 2021);
- Introdução de contraste para mielografia ou cisternografia (OLIVEIRA et al., 2020).

3.2.3 Contraindicações

Cada vez mais se faz essencial compreender as contraindicações da punção lombar para melhorar a qualidade dos procedimentos. Em caso de dúvida, e quando indicado o exame de tomografia computadorizada (TC), deve-se preceder a PL para esclarecimentos (ALSUWAILEM *et al* 2018). Entre os casos nos quais não são indicados a realização da PL ou exigem um cuidado na sua execução, encontram-se:

- Caso exista um desses itens que são visualizados no exame de TC: deslocamento lateral das estruturas da linha média, perda das cisternas supraquiasmáticas e basilares, obliteração do quarto ventrículo ou obliteração do cerebelo superior e quadrigêmeo, cisternas de placa com preservação das cisternas ambientais, que devem ser observadas no exame de tomografia computadorizada (GOWER, 1987);
- Hidrocefalia obstrutiva não comunicante (MISHRA, 2020);
- Herniação do SNC (PIAZZETTA, 2021);
- Pressão Intracraniana elevada (OLIVEIRA et al., 2020);
- Pele infectada no local da punção (SHERMAN et al., 2013);
- Tendência a sangramento (TUMANI, 2019);
- Falta de consentimento do paciente ou responsável (TUMANI, 2019);
- Suspeita de abscesso peridural (COL, 2011);
- Lesão ocupante do espaço intracraniano com efeito de massa (ENGELBORGHS et al., 2017);
- Uso de medicamentos anticoagulantes e antiplaquetários (DOMINGUES et al., 2016);
- Papiledemas ou déficits neurológicos focais (LEVIN, 2021);
- Anomalias vertebrais (KIM, 2022).

3.2.4 Complicações

Uma punção lombar pode ter várias complicações, tais como:

- Hérnia cerebral, colapso cardiorrespiratório, perda de consciência e morte (GUIA CLÍNICA - PUNÇÃO LOMBAR, 2020);
- Náusea e/ou zumbidos transitórios (GREENLEE, 2022);
- Cefaléia por diminuição abrupta do líquido ou por hipertensão líquórica (LEITE et al., 2016);
- Síndrome pós-punção (GUIA CLÍNICA - PUNÇÃO LOMBAR, 2020);
- Sintomas agudos transitórios de irritação radicular lombar (GUIA CLÍNICA - PUNÇÃO LOMBAR, 2020);
- Hematoma espinhal (KIM, 2022);
- Batida traumática (KIM, 2022).

3.2.5 Profissionais

A punção deve ser realizada por ou sob supervisão de um médico experiente (GUIA CLÍNICA - PUNÇÃO LOMBAR, 2020), que geralmente é realizado por neurologistas (MOGHADDAM; ADORNATO, 2005), que se especializam em cuidar de pessoas com doenças e condições do cérebro e do sistema nervoso, incluindo a medula espinhal. Médicos anestesiológicos e médicos que ficam em centros de emergência no geral também são aptos para realizar a PL (WILLIAN; LLOYD, 2020).

3.2.6 Procedimento

Antes de iniciar a PL, a equipe deverá realizar uma fase de pré-procedimento, onde será avaliado se existem riscos para o paciente que podem ser evitados. A pressão intracraniana deve ser monitorada, as plaquetas devem ser verificadas, deve ser garantido a ausência de infecção ou metalurgia no local que serão realizados o procedimento e uma investigação sobre alergias ao látex ou medicamentos que serão utilizados deve ser feita (OME, 2015).

Após essa fase deve-se obter o consentimento do paciente ou do responsável legal, e o profissional que irá realizar o procedimento deve explicar os aspectos técnicos da PL e fornecer informações como riscos, benefícios e efeitos adversos. Caso haja o consentimento, o profissional dará andamento ao processo (TUMANI, 2019).

No ambiente onde será realizada a PL, as normas de desinfecção e higiene devem ser respeitadas. Estes incluem: Uso de luvas estéreis pelo médico, uso de pano ou capa estéril, a pele do paciente deve ser desinfetada localmente usando um cotonete estéril devendo ser incluído pelo menos uma etapa preliminar de limpeza, a cânula que será utilizada deve ter seu manuseio em condições estéreis e deve ser evitado o contato com a roupa do paciente ou com a capa da mesa de exames. Na literatura, a necessidade do uso de máscara facial durante a realização de PL tem sido objeto de controvérsias (GUIA CLÍNICA - PUNÇÃO LOMBAR, 2020).

Quanto ao paciente, não há um preparo específico para realizar a punção lombar, podendo o paciente alimentar-se normalmente antes do exame. A sedação está indicada em pacientes extremamente agitados. Entretanto, previamente ao procedimento deve-se garantir auxílio de profissionais treinados para entrega de materiais e/ou manter o paciente em posição requerida durante procedimento (HDT, 2021).

Na sala de procedimento o paciente deve tirar suas roupas, mantendo-se as íntimas e vestirem uma camisola hospitalar aberta nas costas (STANFORD LUMBAR PUNCTURE GUIDELINES, 2019).

Uma técnica antisséptica deve ser realizada sobre a pele sobrejacente. A mesma deve ser limpa com álcool e um desinfetante, como iodo povidona ou clorexidina (0,5% em álcool 70%). O antisséptico deve ser deixado secar antes do início do procedimento (JOHNSON; SEXTON, 2023). O mesmo é aplicado em uma área de mais ou menos 20cm nas costas do paciente (LEVIN, 2021), e deve ser deixado pelo menos por 2min sobre a pele, para agir totalmente (OCAÑA - GARCÍA et al., 2021).

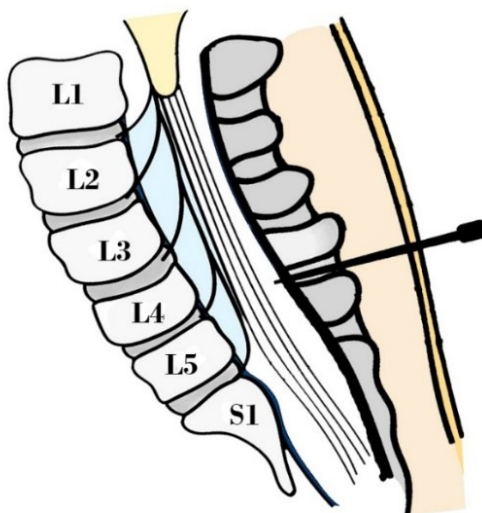
O conhecimento da anatomia da coluna lombar é essencial para quem realiza Punção Lombar. A agulha de punção lombar perfura em ordem: pele, tecido subcutâneo, ligamento supra espinhoso, ligamento inter espinhoso, ligamento amarelo, espaço epidural contendo o plexo venoso vertebral interno, dura, aracnoide e, finalmente, o espaço subaracnóideo (DOHERTY; FORBES, 2014).

A posição ideal do paciente é a decúbito lateral com os joelhos e o pescoço flexionados, ou a posição sentada com o pescoço flexionado. A posição decúbito lateral é preferida à posição sentada. A pressão de abertura da primeira postura é mais confiável do que a da segunda postura, pois o abaixamento da posição da cabeça pode reduzir o risco de cefaleia pós-punção (KIM, 2022).

A coleta do LCR pode ser realizada na maioria das cavidades do SNC, porém, existem vias preferenciais que propiciam segurança na extração, como a punção lombar nos espaços entre as Vértébras lombares L3 e L4, L4 e L5 ou L5 e S1 (LEITE et al., 2016).

Em aproximadamente 94% dos indivíduos, a medula espinhal termina no nível das Vértébras L1. Em outros 6% dos indivíduos, a medula espinhal pode se estender até o interespaço L2-L3. Portanto, uma punção lombar é geralmente realizada no interespaço L3-L4 ou abaixo do interespaço L3-L4. Como regra anatômica geral, a linha desenhada entre as cristas ilíacas posteriores frequentemente corresponde ao nível de L3-L4, conforme ilustrado na Figura 2. O interespaço é selecionado após a palpação dos processos espinhosos em cada nível lombar (JAMESON et al., 2018). Este método convencional que se refere a uma linha transversal que conecta ambas as cristas ilíacas e cruza a coluna vertebral é comumente conhecida como “linha de Tuffier” e é um ponto de referência relevante para a escolha do espaço intervertebral para determinar o nível de punção (MALIK; ISMAIL, 2020).

Figura 2 - Punção lombar



Fonte: Autoria própria (2023).

As agulhas utilizadas na PL são de diferentes calibres (G) e tamanhos (mm) e, dependem da idade do paciente, sendo: Recém-nascidos prematuros: 25 G 0,53x30 mm.- Crianças menores de 4 anos: 22 G 0,7x38 mm. - Entre 4 e 12 anos: 22 G 0,7x63 mm. - Acima de 12 anos: 22G 0,7x70 mm (COLLAZO et al., 2021).

A agulha de punção lombar atravessa as seguintes estruturas em ordem: pele, tecido subcutâneo, ligamento supra espinhoso, ligamento inter espinhoso, ligamento amarelo, espaço peridural, dura-máter, aracnoide e, por último, o espaço subaracnóideo onde o líquido cefalorraquidiano (LCR) é armazenado (KEKERE; ALSAYOURI, 2023). Além do LCR, o espaço subaracnóideo também contém as raízes nervosas espinhais, radiculares, medulares segmentares, artérias espinhais, veias e trabéculas aracnóides (FATI et al., 2021). Algumas providências podem ser tomadas pelos profissionais para verificar se a agulha atingiu corretamente o espaço subaracnóideo como: perceber o desaparecimento repentino da resistência ou um estalido; interrupção momentânea da introdução da agulha para retirar o estilete e verificar se há saída de líquido cefalorraquidiano (LCR). Se não for possível avançar a agulha é porque um osso foi atingido e consequentemente a agulha não foi introduzida corretamente. A mesma deve ser retirada e uma nova tentativa deve ser feita (GUIMARÃES, 2023).

A agulha deve perfurar em uma única direção e quando introduzida corretamente a drenagem passiva é ideal para a coleta de LCR (KIM, 2022).

A retirada da agulha deve ser removida com muito cuidado (ROSSITTI et al., 1988) em um movimento único. O local da punção deve ser pressionado por 3 a 5 minutos para diminuir o risco de extravasamento de líquido ou sangue e um curativo adesivo deve ser colocado no local onde foi realizado a PL (PIAZZETTA, 2021);

Após a retirada do LCR, o líquido deve ser examinado e possuir a cor clara e cintilante, qualquer alteração nessas características indicam uma patologia. A contagem total de leucócitos considerada normal no LCR é menor que 5/mm³. Em adultos, o nível normal de glicose está entre 45 e 80 mg/dl, e a proteína total entre 15 e 50 mg/dl. Um aumento da síntese intratecal de imunoglobulinas de classe G indica uma infecção crônica do LCR (GOMEZ-BELDARRAIN; GARCÍA-MONCÓ, 2018).

3.2.7 Desafios da Punção Lombar em diferentes perfis de pacientes

Além do conhecimento da anatomia e habilidade técnica, uma estimativa pré-punção da distância pele-espaço subaracnóideo pode guiar a colocação da agulha espinhal. Uma agulha espinhal convencional pode ser muito longa para um paciente magro, mas pode ficar aquém do comprimento no paciente obeso, resultando em múltiplas punções, tentativas malsucedidas e, portanto, aumento do desconforto do paciente (FATI et al., 2021).

Em um paciente, deve-se considerar os diferentes níveis da medula espinhal pois, a distância pode variar de paciente para paciente conforme idade, sexo e Índice de Massa Corpórea (IMC) (FATI et al., 2021).

3.2.7.1 Idosos

Conforme o portal do MINISTÉRIO DA SAÚDE (2023), idoso é considerado o indivíduo que possui 60 ou mais anos de idade. Há uma contradição entre os estudos em relação ao procedimento de PL em pacientes idosos: O trabalho de (LIU et al., 2010) não obteve dados que comprovem que a PL apresenta que a manobra tenha maior dificuldade em idosos. O estudo de (BOON et al., 2004) relatou que em pacientes mais velhos, o ligamento amarelo pode fornecer resistência significativa a PL uma vez que muitas vezes é calcificado.

Não diretamente relacionado a retirada do LCR, o estudo de (OLIVEIRA et al., 2020) relatou a preferência dos familiares e dos idosos portadores da Doença de Alzheimer sobre testes não invasivos em oposição aos invasivos.

3.2.7.2 Recém-nascidos e crianças

O uso de anestésico local varia de acordo com a idade do paciente, sendo as crianças mais jovens, incluindo neonatos, menos propensas a receber um anestésico local, devido aos riscos, o que torna o procedimento especificamente associado a ser uma experiência dolorosa (GOLDMAN, 2019).

A posição ideal para a retirada do LCR em lactentes menores de 1 ano causa impacto na taxa de sucesso do exame. No estudo de (KUITUNNEN; RENKO, 2023) várias comparações foram realizadas e embora seja um estudo novo, foi detectado que as posições prona e elevação lateral da cabeça são as que possuem melhores resultados.

3.2.7.3 Obesos

Pela definição da MINISTÉRIO DA SAÚDE (2016), uma pessoa é considerada obesa quando seu Índice de Massa Corporal (IMC) é maior ou igual a 30 kg/m².

A incapacidade de identificar ou palpar processos espinhosos, crista ilíaca ou pontos ósseos rotineiramente utilizados para planejar a PL são dificuldades que os profissionais

enfrentam em relação aos pacientes obesos, por muitas vezes sendo necessário o uso de uma orientação por imagem para realização do exame (HUDGIN, 2017).

3.3 Manequins de Baixa Fidelidade

Os manequins de baixa fidelidade podem estar associados a simuladores de pacientes e, possibilitam tarefas específicas com funções limitadas que atendem apenas aos requisitos selecionados tais como: prática e admissão de habilidades psicomotoras, tarefas parciais em uma parte do corpo, extremidade ou estrutura anatômica (WALKER; THRASHER, 2013).

O manequim permite com segurança, o treinamento de habilidades clínicas, pensamento cognitivo e comunicação comportamental em um ambiente profissional de saúde (LATEEF, 2010). Um tipo específico de simulação que é comumente usado em instituições médicas é a simulação *in situ* (ISS), em que os cenários são conduzidos em um ambiente clínico real com membros reais da equipe clínica, que promovem aprendizagem ao nível pessoal e da unidade, além de permitir que os formandos/formados avaliem e melhorem o seu trabalho e as suas práticas clínicas através de *debriefing* (processo de análise pós atividade com temas como o que foi aprendido e como pode ser melhorado) (WANG et al., 2019).

O benefício do uso de manequins na educação médica já foi comprovado em muitos estudos, tanto no que diz respeito ao efeito de aprendizagem quanto à aceitação entre os aprendizes (STERZ et al., 2021). Por meio das simulações, a técnica é amplificada de modo que evoca um mundo real num ambiente interativo. É uma ótima ferramenta de aprendizagem, podendo ser aplicada em diversos níveis do sistema de saúde e é vista como uma forma de aprendizagem que efetiva o conhecimento, além de ser mais prazerosa e agradável em relação ao ensino tradicional (COSTA BRASIL et al., 2018). A Figura 3 retrata um manequim para simulação de procedimentos.

Figura 3 - Manequim para simulação de procedimentos



Fonte: IMEPAC (2021).

3.4 Auxílio em Pesquisas de Punção Lombar

Apesar de sua importância, o treinamento prático em PL para residentes de medicina de emergência na Índia, conforme OWENS et al. (2025), é limitado devido à falta de acesso e ao alto custo dos modelos de simulação. Os pesquisadores neste estudo selecionaram um manequim de baixa fidelidade e o reproduziram utilizando recursos locais e de baixo custo. O manequim permite palpar os processos espinhosos e realizar a punção lombar (PL) nos espaços L4/L5 ou L3/L4 e pode ser usado tanto para simular a PL em posição supina quanto sentada. Dos 147 residentes que realizaram o treinamento de PL, no modelo adaptado do manequim de baixa fidelidade, 99% relataram se sentir mais confiante na realização do procedimento. Antes do treinamento 45% dos residentes relataram a falta de competência para realizar a PL.

O estudo randomizado e controlado de LILJA et al. (2024) envolveu 60 estudantes de medicina do segundo e do terceiro anos, sem experiência prévia em PL. Para avaliar se a uma agulha de bioimpedância auxilia o profissional iniciante e, assim, compensa lacuna emergente de conhecimento sobre o procedimento, os estudantes foram aleatoriamente distribuídos em dois grupos de 30. Ambos realizaram a PL em um manequim de baixa fidelidade de um modelo anatômico lombar usando, respectivamente, a agulha espinhal convencional ou a agulha de bioimpedância. Com a agulha espinhal convencional, 40% tiveram sucesso na realização da PL, enquanto com a agulha de bioimpedância 90% foram bem-sucedidos. Os executantes consideraram a agulha de bioimpedância mais útil e relataram maior confiança em seu uso.

GAUBERT et al. (2021), identificou que há uma carência de estudos que demonstram que o uso do treinamento de PL baseado em simulação (manequim de baixa fidelidade) é mais efetivo do que o treinamento clínico tradicional. Os autores testaram em 115 estudantes de medicina (mais jovens para garantir a ausência de PL realizada anteriormente), conhecimentos teóricos e execução da PL no manequim de baixa fidelidade nas posições sentada e deitada. Neste estudo, foi demonstrado que o treino baseado em simulação é eficaz para melhorar os conhecimentos e as competências para o procedimento na vida real. Foi concluído que o nível de confiança dos estudantes na realização de cada PL nos treinos de simulação melhorou a taxa de sucesso e a autonomia dos estudantes na realização do procedimento na realidade, uma vez que necessitaram de menos ajuda técnica.

A simulação médica é uma ferramenta fundamental para o treinamento e a avaliação de procedimentos e tem aprimorado as habilidades dos profissionais em formação sem aumentar o risco para os pacientes. Essa descrição é encontrada no artigo de MARDASI; NGUYEN (2022) que apresentou passo a passo a criação de um fantoma de baixa fidelidade econômico, da coluna lombar para PL guiada por fluoroscopia. O fantoma foi destinado a residentes de Radiologia com experiência limitada em PL, permitindo-lhes ganhar confiança antes de iniciarem o procedimento em pacientes reais. O fantoma para punção lombar despertou crescente interesse para uso em programas de treinamento com simulação, que oferece a oportunidade de aprender sem expor os pacientes a riscos.

Realizados por 115 residentes em pediatria (grupo 1), o objetivo do estudo de LYDON et al. (2019) foi avaliar os efeitos da simulação com construção de frequência e ensino de precisão para melhorar o desempenho da punção lombar entre os estudantes, e compará-los com um outro grupo formado por 10 médicos mais seniores especialistas em PL na área pediátrica (grupo 2). Foram observados três impactos: 1) o desempenho do grupo 1 melhorou significativamente e as melhorias no desempenho persistiram ao longo do tempo (após 6 meses) e durante a estabilidade; 2) após os treinamentos o grupo 1 alcançou fluência comportamental na punção lombar e, subsequentemente, tiveram um desempenho ao nível de colegas com mais experiência clínica.

Devido à dificuldade que se tem para encontrar manequins simuladores, com preço acessível, para treinamentos de PL guiados por fluoroscopia, a equipe de LERNER et al. (2020) desenvolveu um protótipo (*phantom*) de baixo custo para o treinamento de residentes em radiologia médica. Os estudantes reagiram positivamente ao dispositivo e sentiram-se mais confiantes nas técnicas guiadas por fluoroscopia. A possibilidade de praticar com diferentes

níveis de dificuldade anatômica no *phantom* da coluna lombar permitiu-lhes progredir de modo organizado e aperfeiçoar a técnica após várias tentativas.

O trabalho de BARSUK et al. (2012) teve como objetivos: avaliar o efeito do aprendizado para o domínio baseado em simuladores nas habilidades de punção lombar (PL) de residentes de clínica médica; verificar as habilidades de PL adquiridas por residentes de neurologia por meio da educação clínica tradicional; e comparar os resultados dos simuladores com os da educação clínica tradicional. Este estudo utilizou um desenho de pré e pós-teste com um grupo de comparação. Cinquenta e oito residentes de clínica médica do primeiro ano completaram uma avaliação de habilidades inicial (pré-teste) usando uma lista de verificação de 21 itens para PL. Após uma sessão de 3 horas com prática deliberada e feedback, os residentes realizaram um pós-teste, no qual se esperava que atingissem ou excedessem uma pontuação mínima de aprovação definida por um painel de especialistas. As pontuações de pré e pós-teste dos residentes treinados com simulador foram comparadas para avaliar o impacto da intervenção. Trinta e seis residentes de neurologia dos anos 2, 3 e 4 completaram a mesma avaliação de PL simulada, mas sem receberem a lista de verificação. As pontuações dos grupos foram comparadas. Os residentes de clínica médica do primeiro ano melhoraram de uma média de 46,3% para 95,7% após o treinamento com simuladores e todos atingiram a pontuação mínima de aprovação no pós-teste final. O desempenho dos residentes de neurologia treinados de forma tradicional foi significativamente inferior ao dos residentes treinados com simulador (média de 65,4%, $p < 0,001$), e apenas 6% atingiram a pontuação mínima.

O simulador de punção lombar M43B produzido pela empresa médica Kyoto Kagaku, consiste em um modelo de região lombar com pele e tecidos de resistência realista que permite praticar procedimentos, medir e coletar o LCR por meio da prática de punção lombar. O simulador possui blocos de PL com dificuldades diferentes para realização da simulação. São eles: normal, obeso, sênior, obeso sênior e epidural (AMANO, 2020). O estudo de UPPAL et al. (2011), aplicou o uso desse simulador, com o bloco de PL normal, em dezoito anestesistas obstétricos experientes com o intuito de que avaliassem se esta seria uma ferramenta útil de treino de PL para anestesistas iniciantes. Após os testes, a impressão geral relatada foi que a resistência de pele foi muito boa e não deixou marcas óbvias de punções anteriores que poderia induzir no procedimento de outros anestesistas. O manequim foi de fácil palpação para identificação do ponto utilizado para PL e a sensação do ligamento amarelo foi menos denso e arenoso do que é esperado em um procedimento real, sendo necessária uma explicação verbal prévia para quem fosse realizar o treinamento. No geral o simulador foi avaliado como uma ferramenta promissora para o exercício da PL como parte do nível básico de ensino.

O trabalho de McMILLAN et al. (2016) teve como objetivo avaliar a habilidade e o nível de ansiedade de residentes de pediatria na prática de PL por meio de um treinamento interativo em um simulador do tamanho aproximado de uma criança de 7 - 10 meses em um período de 4 meses. A conclusão foi que os treinamentos interativos foram uma ferramenta útil para melhorar a competência processual e diminuir os níveis de ansiedade, principalmente entre aqueles em um estágio mais precoce do treinamento de residência.

Convidados por XIE (2023), 73 estudantes novatos na faculdade de medicina junto com 18 estudantes no nível intermediário do curso e 19 médicos participaram de um estudo de validação de um simulador de realidade virtual para realização de PL. Cada participante realizou dois procedimentos de PL no simulador e por meio da análise de variáveis que determinavam um nível de aprovação ou reprovação, a conclusão foi que há evidências de validade para um teste de competência em punção lombar baseado em simulador de realidade virtual, que pode ser usado para fazer um programa de treinamento de aprendizagem sem a necessidade de um corpo docente especializado.

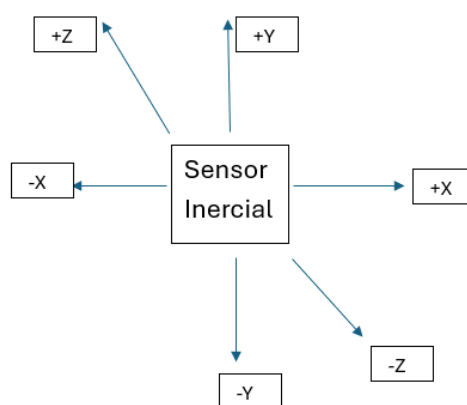
Baseado na preocupação médica, mais experiente, sobre o termo de consentimento da punção lombar, TAITZ et al. (2006) reuniram e desenvolveram uma lista de 12 indicadores importantes na documentação e realização de uma punção lombar pediátrica. Nesse proforma o médico se compromete a melhorar o desempenho na documentação para PL. Como pré-requisito para participação, sessões de ensino de punção lombar em um manequim foram realizadas por médicos iniciantes para o credenciamento destes no departamento de emergência mostrando que esses profissionais são capazes de realizar PL em crianças. A introdução de um proforma de punção lombar levou a uma grande melhoria na documentação do hospital. Os médicos iniciantes se comprometeram a melhorar o desempenho na documentação para punção lombar e atingir um alto padrão de documentação para um procedimento clínico complexo. As sessões de ensino de punção lombar tornaram-se parte essencial da orientação da equipe iniciante. Espera-se que isso continue a criar uma conscientização sobre a importância da realização e da documentação da punção lombar.

3.5 Sensores Inerciais

Os sensores inerciais são caracterizados como sistemas de navegação inercial capazes de medir movimentos lineares e/ou angulares pelo processamento de dados provenientes de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros em espaços tridimensionais, ou seja nas direções X, Y e Z (Figura 4). A quantidade e disposição dos sensores definem o grau de liberdade do

objeto em movimento (SANTOS et al., 2016). As informações desses sensores podem ser combinadas e correlacionadas para avaliar o movimento e / ou postura humana (WONG et al., 2007), medir biopotenciais de forma não invasiva e de forma quantitativa os parâmetros cinéticos das funções muscoesqueléticas, bem como prevenir e auxiliar no diagnóstico de muitas doenças causadas pelo envelhecimentos, cardiopatias, doenças neurodegenerativas como Parkinson, esclerose múltipla e certos tipos de demência (HOMAYOUNFAR; ANDREW, 2020).

Figura 4 - Espaços Tridimensionais



Fonte: Autoria Própria (2024).

São chamados de sensores inerciais aqueles que têm por objetivo perceber os efeitos da ação de forças que provoquem uma mudança do estado inercial de sistemas sobre os quais estas forças são exercidas (KEMPE, 2011). São sistemas microeletrônicos (MEMS) capazes de monitorar variações de velocidade e aceleração, linear ou angular, direta ou indiretamente, através da conversão de forças inerciais em alguma mudança física conhecida que possa ser capturada por um transdutor correspondente e convertida em um sinal elétrico (RANDALL, 2013).

Os MEMS são dispositivos que consistem em um constituinte mecânico que é o elemento móvel e um componente eletrônico que é responsável por converter a resposta mecânica em uma resposta elétrica válida. De forma muito abstrata, dispositivos MEMS consistem em microestruturas mecânicas, micro sensores, micro atuadores e microeletrônica todos integrados em um único chip (HAJARE et al., 2022). São fabricados usando materiais semicondutores e incorporam componentes mecânicos, sensores, atuadores e elementos

eletrônicos em um substrato de silício geral com tamanhos de características que variam de alguns milímetros a microns. Esses sistemas podem realizar a operação de sensoriamento, controle e atuação em microescala, que podem operar individualmente ou a granel para produzir um efeito na escala macro (ALGAMILI et al., 2021).

Estes sistemas surgiram nas últimas décadas como uma solução inteligente e eficiente para o desenvolvimento de sensores e dispositivos de alta precisão a um custo reduzido. O baixo consumo de potência, a redução de peso e tamanho, a alta confiabilidade e o baixo custo são as principais características. Um dispositivo que possui a tecnologia MEMS pode ser entendido como um sistema multifísico com interação eletromecânica construído em escala micrométrica

Os sensores inerciais são caracterizados como sistemas de navegação inercial, ou seja, são capazes de medir movimentos lineares e/ou angulares pelo processamento de dados provenientes de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Quando encaixado em formas geométricas específicas que garantem a captura do movimento de qualquer plataforma, o conjunto de sensores inerciais é referido como uma unidade de medição inercial (IMU). A precisão destes melhorou com o tempo e nos últimos anos, os sensores inerciais evoluíram de puramente mecânicos para a incorporação de várias tecnologias e aproveitamento de vários fenômenos físicos, a partir dos quais as forças dinâmicas exercidas em um corpo em movimento podem ser calculadas com precisão. (EL-SHEIMY; YOUSSEF, 2020). Os avanços recentes na tecnologia estão permitindo que análises simples e econômicas sejam realizadas usando IMUs (MADGWICK, 2010).

Acelerações e velocidades angulares são sinais vetoriais, possuindo módulo, direção e sentido. Todas essas medições são expressas em um sistema de coordenadas associado ao sensor inercial. Este sinal elétrico é submetido a processos de filtragem linear e não-linear a fim de se criar uma estimativa do sinal de entrada. A saída final representará um valor calibrado da aceleração ou velocidade medida (MAENAKA, 2008).

As tecnologias emergentes de sensoriamento e comunicação estão impulsionando a inovação em um grande número de campos de aplicação, incluindo fitness, saúde e terapia de reabilitação. Os principais impulsionadores da inovação em saúde incluem as mudanças prioritárias do tratamento à prevenção, e a busca por fornecer soluções personalizadas e centradas no paciente. Ambas as tendências são ativadas por tecnologias de detecção discreta, permitindo monitoramento contínuo e maior envolvimento com o paciente fora da clínica (MILOSEVIC; FARELLA, 2015).

Os sensores inerciais apresentam muitas vantagens: podem ser vestíveis, possuem tamanho pequeno, baixo consumo de energia, alta precisão, possibilidade de fazer parte de

equipamentos portáteis, utilização em equipamentos comerciais de diversas atividades como: atividades esportivas, como ciclismo e corrida; para recuperação médica através de jogos como *Optic-Kinect* e *LeapMotion*, entre outros (BUTNARIU et al., 2019); monitoramento de pacientes (chamadas de emergência; atividade motora, orientação); comando de próteses (apoio em fisioterapia); instrumentação para cirurgia à distância (*haptic devices*), entre outros (LIMA, 2005). Sensores inerciais vestíveis foram desenvolvidos extensivamente ao longo dos últimos anos e podem ser incorporados ao corpo, como tronco, perna, braço, entre outros, para monitorar o movimento associado às atividades humanas (TAMURA, 2014).

Os sensores inerciais são adequados para medir a duração da passada, do passo e da postura, e fornecem a oportunidade de medir a marcha fora dos laboratórios tradicionais (JAMES et al., 2010). No estudo de WANG et al. (2019), foram realizados testes para identificar o período de caminhada e a amplitude nas direções *x* e *y* de indivíduos quando os mesmos atravessam uma passarela. No experimento, diversos tipos de sensores foram testados, entre eles os dispositivos vestíveis de sensores inerciais. No teste, em cada participante, cinco sensores foram fixados na parte inferior das costas, pulso esquerdo, pulso direito e tornozelos. Além disso, um sensor foi fixado no meio do vão da passarela. Como conclusão teve-se que o sensores inerciais identificaram o período de caminhada de forma confiável e as amplitudes na direção *y* variaram na ordem de magnitude, enquanto na direção *x*, as amplitudes ficaram na mesma ordem.

FALBRIARDI et al. (2018) investigaram diferentes algoritmos para detectar o Contato Inicial (CI) e o Contato Final (TC - do inglês *Terminal Contac* -) a partir de diferentes características medidas por sinais cinemáticos de uma IMU posicionada no pé do indivíduo, para estimar os principais parâmetros temporais da passada. As métricas de desempenho (viés e precisão) de cada algoritmo foram avaliadas em comparação com um sistema de referência (esteira instrumentada com uma plataforma de força). Concluiu-se que o tempo de contato com o solo, o tempo de voo, o passo e o tempo de oscilação podem ser estimados com uma mediana entre tentativas. A velocidade de corrida pode ter impacto significativo nos vieses das estimativas e, portanto, o conhecimento sobre a velocidade pode melhorar os resultados. Mais estudos devem investigar o efeito do ângulo de impacto do pé sobre os erros cometidos pelas características durante o contato inicial.

Em outro estudo FALBRIARDI et al. (2021) propuseram três abordagens diferentes para estimar a velocidade no solo em corrida com base em sensores inerciais usados nos pés e compará-las com um sistema Sistema Global de Navegação por Satélite (GNSS - do inglês *Global Navigation Satellite System* -). Os métodos foram: estimativa direta de velocidade,

modelo linear de treinamento e modelo personalizado. Teve-se que a estimativa direta da velocidade do pé confirmou a hipótese de que os acelerômetros medem de forma imprecisa o movimento translacional de um indivíduo durante a fase de voo. Portanto, as técnicas desenvolvidas para análise da caminhada não podem ser generalizadas para a corrida.

O trabalho de BONORA et al. (2017) conforme afirmado pelos autores, foi o primeiro a utilizar sensores inerciais vestíveis para avaliar o levantamento de pernas e as fases subsequentes do equilíbrio estático do teste da postura em uma só perna (OLS - do inglês *One Leg Stance* -) em idosos saudáveis e pessoas com Parkinsonismo. De fato, a análise tanto da fase dinâmica inicial quanto da fase subsequente do equilíbrio estático (pela duração do equilíbrio) permitiu diferenciar corretamente os idosos saudáveis e indivíduos com parkinsonismo e discriminar entre grupos os diferentes tipos de parkinsonismos e estágios da doença.

A pesquisa realizada por FINO et al. (2021) avaliou pacientes após lesão cerebral traumática leve e foi dividida em duas fases: A primeira fase foi constituída por participantes que completaram uma série de tarefas de giro usando sensores inerciais e uma bateria de questionários clínicos, testes neurocognitivos e avaliações clínicas. Na segunda fase, os participantes completaram duas avaliações de giro usando sensores inerciais, sendo uma avaliação inicial antes da primeira sessão de reabilitação e uma avaliação pós-reabilitação após o fisioterapeuta determinar que o participante completou seu procedimento de reabilitação. No geral, os resultados do estudo forneceram orientação e novas ferramentas potenciais para decisões clínicas em indivíduos com Traumatismo Cranioencefálico (TBI - do inglês *Traumatic Brain Injury* -).

O estudo de BARAM (2013) realizou ensaios clínicos para estudo da marcha em pacientes com Parkinson, Esclerose Múltipla, Marcha Senil e Paralisia Cerebral. O ensaio foi possível através de um dispositivo composto por sensores inerciais vestíveis e um aparelho de realidade virtual. O treinamento com o dispositivo produziu uma melhora residual, sugerindo *feedback* sensorial virtual para o tratamento de distúrbios neurológicos do movimento.

AMBRON et al. (2018) utilizaram de realidade virtual para um treinamento onde pacientes que possuíam um membro inferior amputado participavam de um jogo em tempo real, onde os jogadores fictícios possuíam as duas pernas intactas. Até 90% das pessoas que possuem um membro amputado, experimentam sensações de dor forte e persistente no denominado membro fantasma (PLP - do inglês *Phantom Limb Pain*). Os movimentos das extremidades foram controlados por medições de sensores inerciais montados nos membros intactos e residuais. Os participantes desse jogo relataram uma redução significativa da dor. Embora

preliminares, os dados apontaram que o uso de realidade virtual pode ser eficaz no tratamento da PLP.

O trabalho de APTE et al. (2020) visaram resolver o problema de potência/força/velocidade em um teste de *Sprint* (teste constituído de 6 corridas de 35 metros com velocidade máxima e intervalo de 10 segundos entre as corridas, que serve para avaliar o desempenho anaeróbio dos indivíduos), usando uma abordagem de fusão de sensores, combinando os sinais do GNSS vestível e da IMU. O estudo mostrou uma aproximação melhorada do perfil de velocidade usando um modelo exponencial de segunda ordem, levantando dúvidas sobre a abordagem dominante de usar um modelo exponencial de primeira ordem. Conforme os autores, mais estudos devem investigar a vantagem da utilização do modelo exponencial de segunda ordem no treinamento e monitoramento de atletas.

A pesquisa de CRUZ-GARZA et al. (2014) teve como objetivo compreender melhor a base neural dos movimentos de expressão e colaborar para o desenvolvimento de neuropróteses para restaurar os movimentos. Para tal, os autores realizaram testes utilizando EEG (eletroencefalografia) e sensores inerciais para registrar a atividade cerebral e o movimento de cinco dançarinos qualificados. Cada dançarino realizou movimentos de corpo inteiro de três tipos de ação: movimentos desprovidos de qualidades expressivas ("Neutro"), movimentos não expressivos enquanto pensava em qualidades expressivas específicas ("Pensar") e movimentos expressivos encenados ("Fazer"). Em resumo, a pesquisa demonstrou que estes testes podem ter aplicações para avançar na compreensão da base neural dos movimentos expressivos.

O estudo piloto de CARCREFF et al. (2020) teve como objetivo comparar a velocidade da marcha, em um laboratório e na vida real em indivíduos jovens com paralisia cerebral. Foram usados quatro sensores inerciais sincronizados nas pernas e coxas e os indivíduos caminharam em uma velocidade auto-selecionada no laboratório e também de forma espontânea em seus ambientes diários. As crianças com paralisia cerebral tendem a apresentar desempenho inferior durante a caminhada natural comparada a caminhada em um ambiente clínico. Os comportamentos heterogêneos no nível individual indicam que o desempenho da marcha na vida real não pode ser inferido diretamente da capacidade em laboratório. Isso enfatiza a importância de completar a análise clínica da marcha com dados da vida diária, para entender melhor a função geral de crianças com paralisia cerebral.

Por meio de cinco sensores para uma avaliação de risco de queda QIU et al. (2018) realizaram uma bateria de testes em 196 mulheres com idade igual ou superior a 65 anos, sendo divididas em dois grupos (N1 e N2) baseados no histórico de quedas. Os sensores foram posicionados na região lombar, superior e inferior. Cada participante realizou algumas tarefas

como: Ficar quieto em quatro condições experimentais diferentes (olhos abertos ou fechados × superfície firme ou espuma) e sentar e levantar cinco vezes. Como resultado, os autores concluíram que os dados obtidos por meio dos sensores inerciais distinguem com precisão o grupo de pessoas com histórico de quedas e os que não possuem histórico de quedas. Outra conclusão obtida pelo estudo é que os sensores inerciais vestíveis são uma grande promessa para a avaliação do risco de quedas em idosos e podem ser implementados na prática clínica para identificar indivíduos "em risco" de forma confiável, para que intervenções e programas de prevenção apropriados possam ser aplicados para reduzir o risco de quedas e melhorar a qualidade de vida dos indivíduos em risco.

3.5.1 Sensores Inerciais e Coluna Vertebral

A pesquisa preliminar de GLOWINSKI et al. (2020) teve como objetivo verificar a influência da discopatia no segmento lombo sacro sobre os parâmetros da marcha em 04 voluntários que possuem discopatia. Para tal, foram utilizados seis sensores inerciais ao longo das pernas direita e esquerda, (coxas, hastes e pés) e os participantes realizaram 30 séries de marcha. Como resultado teve-se que os sensores permitiram quantificar o ângulo dos joelhos, o que pode ser útil na determinação do nível de dano na coluna vertebral e seu grau, além de ser benéfico para a observação de 13 simetrias da marcha em pacientes com discopatia.

Devido ao desafio de mensurar a curvatura da coluna lombar CORTELL-TORMO et al. (2019) desenvolveram e testaram um protótipo que é composto por um conjunto de cinco sensores inerciais acoplados a uma correia têxtil com fixação Velcro, e um software e receptor Bluetooth dos dados. Os sensores detectam o grau de lordose lombar e os movimentos de flexo-extensão da coluna lombar, que correspondem às vértebras lombares L1-L5 e detectam movimentos de rotação e flexão lateral da parte inferior das costas. Os sensores usam acelerômetros e giroscópios combinados de 3 eixos no mesmo dispositivo. Os resultados dos procedimentos de teste mostraram que o sistema pode ser usado para medir, quantificar, reproduzir e fornecer feedback mecânico da posição segmentar da coluna lombar. e medir com precisão as mudanças na lordose lombar e os movimentos produzidos em um plano sagital.

O estudo prospectivo observacional de FERRARI et al. (2020) teve como um dos objetivos avaliar por meio de sensores inerciais, testes de caminhada de 76 pacientes que passaram pelo teste de toque do líquido cefalorraquidiano (TT-LCR). A avaliação foi realizada antes e 72h após o TT-LCR. Como resultado obteve-se que a utilização de dados de sensores inerciais e permitiu mostrar como a melhora foi significativa pós TT-LCR, especialmente

naqueles parâmetros da marcha, refletindo uma diminuição da apraxia, como a redução da duração do duplo apoio e o aumento da coordenação.

ÖZTOP-ÇAKMAK et al. (2023) analisaram os parâmetros de marcha de 11 pacientes com hidrocefalia de pressão normal idiopática antes e depois do procedimento de punção lombar. Os parâmetros da marcha foram analisados por meio de dados de sensores inerciais colocados nos pacientes. Conclui-se que avaliação clínica da resposta ao teste, em particular, os parâmetros de cadência, passo e tempo de passada devem ser interpretados para a avaliação clínica de pacientes com hidrocefalia de pressão normal idiopática. Os autores reforçam que é preciso mais estudos na área a fim de comparação.

O estudo de validação de CONCEPCIÓN ARANDA-VALERA et al. (2020) teve como um dos objetivos analisar a validade concorrente em 70 indivíduos com espondiloartrite axial (axEpA), comparando os resultados da mobilidade da coluna vertebral (parte cervical e lombar) de um sistema baseado em sensores IMU com um sistema óptico de captura de movimento. Para tal, uma sequência de movimentos de flexão/extensão, flexão lateral e rotação foram realizados. O estudo demonstrou um alto nível de concordância com a captura de movimento, boa correlação com os resultados da axEpA e diferenças significativas na mobilidade com participantes saudáveis. São necessários mais estudos para completar o processo de validação do sistema baseado em IMU.

No estudo de confiabilidade de MARTÍNEZ-HERNÁNDEZ et al. (2022) foi desenvolvido um sistema baseado em medidas magnéticas e inerciais (MIMU) para avaliação dos movimentos da coluna. Assim, em 15 pacientes saudáveis, foram considerados seis movimentos: três movimentos envolvendo as articulações ao longo da coluna torácica e lombar (flexão anterior do quadril, flexões laterais do tronco e rotação axial do tronco) e três envolvendo a coluna cervical (rotação axial cervical, flexão/extensão cervical e flexão lateral cervical). O sistema é composto por 16 MIMUs e demonstrou confiabilidade. O estudo também introduziu três movimentos (rotação de tronco, flexão/extensão cervical e flexão cervical lateral), inviáveis de serem avaliados por métodos manuais. No entanto, os autores concluem que é necessário continuar pesquisando a melhor configuração para a colocação dos sensores de rotação axial, a avaliação da coluna vertebral pela abordagem proposta apresenta vantagens sobre os métodos tradicionais, e a quantidade e a configuração das MIMUs permitem obter informações mais objetivas sobre a condição do paciente para um diagnóstico melhor e mais oportuno. O sistema representa uma ferramenta valiosa para investigar métricas de avaliação melhores e mais precisas do que os métodos clínicos atuais.

O estudo de validação de protocolo de FRANCO et al. (2021) tem como um dos objetivos elaborar um novo protocolo baseado em IMU para avaliação da coluna vertebral com potencial aplicação em Espondilite Anquilosante (axSpa). O estudo contou com 11 participantes, equipados com 5 IMUs divididos entre as regiões do sacro, lombar e cervical da coluna vertebral, e realizaram cinco movimentos funcionais: flexão de tronco, extensão de tronco, flexão lateral de tronco, rotação cervical e flexão/extensão cervical. O novo protocolo permitiu a mensuração com precisão, dos ângulos segmentares e articulares da coluna vertebral. No plano sagital, os ângulos articulares foram medidos com alta acurácia enquanto o plano frontal mostrou-se mais desafiador devido às limitações experimentais. O estudo demonstrou que as tecnologias de IMU são uma alternativa promissora para avaliar o estado axial e suas alterações, estabelecendo uma base para a construção de um índice de mobilidade para axSpA. Os autores concluíram que a simplicidade do novo protocolo tem potencial para tornar possível sua implementação em ambiente clínico e uma solução potencialmente viável para integrar ou substituir os métodos clínicos atuais no futuro.

O estudo inicial de PELC et al. (2023) propõe um sistema especialista para rastreamento de doenças da coluna vertebral utilizando unidade de medida inercial (IMU). Para os testes do sistema, dois sensores inerciais são sugeridos, um na cabeça e outro na parte superior do tórax. O sistema sugere que um conjunto específico de sinais de um indivíduo saudável seja usado como uma referência/padrão a fim de comparação com outros sinais. Desta forma seria possível identificar se há algum problema de coluna ou não. Embora a IMU sugerida forneça uma variedade de sinais, o estudo foi concentrado apenas nas leituras do giroscópio e do acelerômetro. Concluiu-se que o diagnóstico que o sistema realiza deve ser revisado por um especialista na área, porém como uma triagem ele satisfaz os requisitos. Embora o momento atual conste com métodos modernos baseados em IA (Inteligência Artificial), estes não substituem os fatores humanos no processo de diagnóstico.

3.5.2 A evolução do Sistema de Navegação Inercial (SNI)

A navegação inercial refere-se à determinação da orientação e da posição de um corpo em relação a um sistema de referência com coordenadas bem definidas (CUCCI et al., 2023). É uma técnica na qual medições fornecidas por acelerômetros e giroscópios são usadas para rastrear a posição e a orientação de um objeto em relação a um início conhecido (WOODMAN, 2007).

Os primeiros sensores inerciais remontam ao início do século 19 e os sistemas de orientação inercial especializados apareceram na década de 1940, mas os sistemas de navegação inercial não se tornaram comuns até a década de 1960 (TAZARTES, 2014).

O sistema de orientação usado pelos alemães em 1942 no míssil V-2 pode ser considerado o primeiro uso da navegação inercial. É verdade que Foucault definiu o giroscópio em 1852 e que Schuler desenvolveu o giroscópio em 1908, mas o primeiro dispositivo era apenas um instrumento de medição e o último, embora de qualidade inercial, era apenas um sistema inercial parcial. Os instrumentos de vôo Sperry do final de 1920 e início de 1930 eram indicadores de atitude, não de velocidade ou dispositivos de indicação de posição (WRIGLEY, 1977). Em 1946, conforme Scherzinger o INS foi inicialmente demonstrado em 1949 por C. S. Draper e, desde então, tem sido usado em aplicações militares e comerciais, cujos levantamentos independem de interferências externas e sinais de origem (DA SILVA RUY, 2021).

O desenvolvimento sério de sistemas de navegação inercial começou nos Estados Unidos no início dos anos 1950 pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts. (M.I.T). Este trabalho levou aos sistemas de orientação inercial para mísseis balísticos - tanto lançados em terra quanto em navios. A década de 1960 trouxe a Era Espacial e o avanço da orientação inercial na Apollo. Durante esse tempo, o INS também encontrou seu caminho para aviões militares e comerciais (WRIGLEY, 1977).

Nos últimos anos, três grandes tecnologias em sensoriamento inercial permitiram avanços em vários segmentos. Esses são o RLG - *Ring Laser Gyro* (aproximadamente em 1975), FOG - *Fiber Optic Gyros* (aproximadamente em 1985), e MEMS - *Micro Electro Mechanical Systems* (aproximadamente em 1995) (BARBOUR, 2001).

Sensores MEMS não são novos, mas ainda há bastante a ser explorado pois é um mercado grande e muito dinâmico (PERLMUTTER, 2012). A década de 2000 trouxe enormes avanços tecnológicos dos MEMS na medicina e ciências da saúde, como no desenvolvimento de biossensores, sistemas de liberação de fármacos, ferramentas cirúrgicas (CHIRCOV;GRUMEZESCU, 2022), detecção, análise e diagnóstico de doenças (PANDEY; SINGH, 2023).

3.5.3 Sistema de Navegação Inercial - Princípios Básicos

O INS (Sistema de Navegação Inercial)é um dos métodos mais importantes para determinar a posição e a velocidade de um corpo um dos sistemas de cálculos mais utilizados.

Ele possuem e fundem informações sensoriais geralmente obtidas de acelerômetros e giroscópios para estimar continuamente a posição e a orientação do corpo (MUNGU, 2014).

3.5.4 Acelerômetros

Os Acelerômetros são dispositivos de detecção que medem a aceleração de um objeto em movimento em relação a um sistema de referência. (VICTORINO et al., 2018). São dispositivos projetados para medir a aceleração translacional resultante de forças aplicadas onde esta está diretamente relacionada ao peso experimentado pelo uma massa dentro do referencial do acelerômetro, seguindo a segunda lei de Newton (COLLIN et al., 2019).

O princípio físico básico por trás do sensor de aceleração (acelerômetro) é o mesmo de um sistema de mola de massa simples. De acordo com a lei de Hooke, a força restauradora de uma mola é proporcional à distância que ela foi esticada ou comprimida a partir do ponto de equilíbrio, permitindo assim a medição da aceleração aplicada observando o deslocamento da massa (MUSTAFAZADE et al., 2020), como mostra a Equação 1:

$$F = kx \quad (1)$$

Em que: **k** é a constante elástica da mola, **x** é o deslocamento e **F** é a força.

Se ignorarmos o atrito entre o bloco de massa e a base (o que é razoável com a tecnologia de sistemas microeletromecânicos), então pela segunda lei do movimento de Newton:” Uma força (**F**) age sobre um corpo de massa (**m**) e faz com que o corpo acelere em relação ao espaço inercial”, o acelerômetro típico consiste em uma pequena massa, também conhecida como prova ou massa sísmica, conectada através de uma mola ao estojo do instrumento (COLLIN *et al.*, 2017).

A força da mola é igual à força resultante da massa **m**, como mostra a Equação 2:

$$F = kx = ma \quad (2)$$

Em que: **a** é a aceleração da massa **m**.

Portanto, se conhecermos o deslocamento **x** e a massa **m**, a aceleração pode ser calculada pela Equação 3:

$$a = \frac{kx}{m} \quad (3)$$

Como o acelerômetro mede linearmente a aceleração, integrando o seu sinal duas vezes podemos obter a posição. A velocidade é a integral da aceleração enquanto o deslocamento é a integral da velocidade. Assim, com a variação da aceleração é possível calcular o deslocamento por meio de uma dupla integração (SEIFERT; CAMACHO, 2007), conforme mostrado nas Equações 4 e 5:

$$v = \int (\vec{a}) dt \quad (4)$$

$$\vec{s} = \int (\vec{v}) dt, \text{ logo } \int \left(\int (\vec{a}) dt \right) dt \quad (5)$$

A unidade apropriada para a medida da aceleração é metros por segundo ao quadrado (m/s^2), porém apesar de não fazer parte do Sistema Internacional de Unidades, a unidade **g** que significa a aceleração da gravidade local (no caso $9,788 \text{ m/s}^2$) é amplamente utilizada por fabricantes e especialistas da área para indicar níveis de aceleração (CALACHE, 2013).

Um típico acelerômetro é capaz de medir acelerações no intervalo $\pm 2g$ (**g** é a aceleração da gravidade), em relação a um referencial inercial. A resolução pode chegar a $0,002g$, mas na prática é limitada pelo ruído associado a vibrações mecânicas do aparelho. O sensor mede as componentes da aceleração em três eixos perpendiculares **X**, **Y** e **Z** (VIEIRA; AGUIAR, 2013).

Existem muitos tipos de acelerômetros, classificados conforme seu princípio de funcionamento. Pode-se citar como exemplos: os capacitivos, os piezelétricos, e os piezo resistivos (TUDOR et al., 2025).

Ao selecionar um acelerômetro para uma determinada aplicação, é importante considerar algumas de suas características principais (MAJID, 2014):

- **Largura de banda (Hz):** a largura de banda de um sensor indica a faixa de frequências de vibração às quais o acelerômetro responde ou com que frequência uma leitura confiável pode ser tomada. Os humanos não conseguem criar movimentos corporais muito além da faixa de 10 Hz a 12 Hz. Por este motivo,

uma largura de banda de 40 Hz a 60 Hz é adequada para detectar uma inclinação ou movimento humano;

- Sensibilidade (mV/g ou LSB/g): a sensibilidade é uma medida do sinal mínimo detectável ou do sinal elétrico de saída de mudança por mudança em entrada mudança mecânica. Isso é válido em apenas uma frequência;
- Faixa dinâmica (g): esta é a faixa entre a menor amplitude detectável que o acelerômetro pode medir até a maior amplitude antes de distorcer ou cortar o sinal de saída;
- Densidade de ruído de tensão ($\mu\text{g} / \text{SQRT Hz}$): o ruído de tensão muda com a raiz quadrada inversa da largura de banda. Quanto mais rápido lermos as alterações do acelerômetro, pior será a precisão que obtemos. O ruído tem uma influência maior no desempenho dos acelerômetros quando operando em condições de **g** inferior com um sinal de saída menor;
- Tensão zero-g: este termo especifica a faixa de tensões que podem ser esperadas na saída abaixo de 0 g de aceleração;
- Resposta de frequência (Hz): esta é a faixa de frequência especificada com uma banda de tolerância ($\pm 5\%$, etc.) para a qual o sensor detectará movimento e relatará uma saída real. A tolerância de banda especificada permite que o usuário calcule o quanto a sensibilidade do dispositivo se desvia da sensibilidade de referência em qualquer frequência dentro de sua faixa de frequência especificada.

Acelerômetros baseados na tecnologia MEMS são dispositivos que devem ser testados e calibrados. O grau de precisão e confiabilidade do sensor a ser utilizado dependerá da aplicação e das condições do ambiente a ser monitorado, podendo este ser extremamente agressivo para o dispositivo, com variações enormes de temperatura, expostos à umidade ou compostos químicos, além de vibrações e impactos. A vida útil, confiabilidade das medições e resistência quanto a falhas durante a operação, podem variar bastante de um dispositivo para outro e são diretamente proporcionais ao preço do componente. Além disso, ordens de magnitude separam a complexidade de sensores inerciais destinados a diferentes aplicações, apesar do princípio de funcionamento destes sensores ser semelhante (MAENAKA et al., 2007).

Os acelerômetros triaxiais são amplamente utilizados na medicina, navegação, veículo aéreo não tripulado, foguete transportador e outros. No entanto, MEMS com acelerômetros triaxiais têm erros devido à imprecisão na técnicas de fabricação, como erro de viés zero, erro fatorial e erro não ortogonal, e a existência destes erros afetam a precisão das leituras brutas do

acelerômetro triaxial, afetando assim a precisão do sistema de navegação inercial. Portanto, para MEMS de baixo custo, a calibração é extremamente necessária nos sensores, incluindo no acelerômetro (SUN; XU, 2020).

3.5.5 Giroscópios

Os giroscópios são dispositivos montados em uma estrutura e capazes de detectar uma velocidade angular (rotação) se a estrutura estiver girando. Existem muitas classes de giroscópios, dependendo do princípio físico operacional e da tecnologia envolvida, entre eles estão os giroscópios mecânicos; giroscópios ópticos, incluindo giroscópios de fibra óptica (FOGs), giroscópios de laser de anel (RLG); e giroscópios de sistema microeletromecânico (MEMS) (PASSARO et al., 2017). Normalmente, os giroscópios incorporam massas vibrantes que oscilam ao longo de um determinado eixo de acionamento. Quando submetido à rotação, ocorre uma vibração secundária ao longo de um eixo de detecção perpendicular, causando deslocamento da trajetória original da massa (EL - SHEIMY; YOUSSEF, 2020).

A física dos efeitos giroscópicos é bem mais complexa do que a apresentada geralmente na literatura. O torque externo aplicado ao giroscópio produz um sistema de oito torques inerciais gerados pelas forças centrífuga, inercial comum e de Coriolis, bem como pela mudança no momento angular do rotor giratório. As ações do sistema de torques de inércia em torno dos eixos do giroscópio estão inter-relacionadas e manifestam todas as propriedades giroscópicas que antes eram inexplicáveis (CHEN; USUBAMATOV, 2019).

Sensores micromecânicos e giroscópios de fibra ótica aprimorados devem substituir muitos dos sistemas atuais que usam giroscópios a laser em anel ou sensores mecânicos. A introdução bem-sucedida das novas tecnologias é impulsionada principalmente por custos e projeções de custos para sistemas que usam essas novas tecnologias (BARBOUR; SCHIMIDT, 2001).

Os sensores de fibra ótica têm certas vantagens que incluem imunidade a interferências eletromagnéticas, leveza, tamanho pequeno, alta sensibilidade, grande largura de banda e facilidade na implementação de sensores multiplexados ou distribuídos (LEE, 2003).

3.6 Classificadores

Os classificadores buscam organizar objetos em diferentes categorias por meio de uma análise dos conjuntos de dados fornecidos. Nesses conjuntos, cada dado já contém um rótulo indicando a qual categoria pertence, permitindo que o modelo “aprenda” a classificar outros novos dados (PINHO et al., 2024).

3.6.1 SVM (*Support Vector Machine*)

É uma abordagem teoricamente fundamentada para problemas de aprendizado de máquina, devido à sua base matemática na teoria do aprendizado estatístico. A SVM constrói sua solução em termos de um subconjunto dos dados de treinamento, e tem sido amplamente utilizada em tarefas de classificação, regressão, detecção de novidades (ou anomalias) e redução de características (AWAD; KHANNA, 2015). É um método que ajusta uma função discriminante, que pode ou não ser linear, e determina o hiperplano ótimo, que maximiza a distância entre os pontos a serem classificados, permitindo sua separação. O SVM é tradicionalmente utilizado para classificação binária, que separa os dados em duas classes, entretanto, pode ser aplicado em múltiplas comparações para classificações multiclases. Algumas observações não podem ser separadas pelo hiperplano criado, sendo necessária sua transformação antes da separação, para tanto, o algoritmo aplica uma transformação de dados chamada “função de Kernel” (LELIS SILVA, 2023).

A função de Kernel é uma equação matemática que separa os dados em um ambiente multidimensional. Entre os kernels mais comuns encontrados na literatura encontramos o linear, radial e polinomial. A escolha correta do kernel dependerá dos dados analisados e podem alterar de forma significativa a acurácia do classificador (PERES, 2021).

3.6.2 KNN (*K - Nearest Neighbors*)

O KNN é um algoritmo baseado em proximidade que classifica ou faz previsões considerando a distância entre os pontos de dados. Para cada dado novo, o algoritmo analisa os “k” vizinhos mais próximos e toma uma decisão com base na classe predominante (em classificação) ou na média dos valores (em regressão). É um classificador não paramétrico, simples, porém poderoso, que é robusto a dados ruidosos e fácil de implementar (SYRIOPOULOS et al., 2025).

Também pode-se dizer que o algoritmo KNN opera com base no princípio da similaridade. Ele parte da ideia de que pontos de dados semelhantes tendem a se agrupar próximos uns dos outros no espaço. Consequentemente, a previsão para uma nova instância de dados é feita com base em sua proximidade em relação às instâncias existentes no conjunto de treinamento. As etapas do KNN são (HALDER et al., 2024):

- A primeira etapa consiste em selecionar **k**. O **k** é um hiper parâmetro crítico ajustado de acordo com as características específicas do conjunto de dados. O valor ideal de **k** é essencial para garantir a precisão das previsões do algoritmo. Após a escolha de **k** deve-se calcular as distâncias entre a nova instância e todos os pontos do conjunto de treinamento. As métricas mais comuns para esse cálculo incluem as distâncias Euclidiana, Manhattan e Minkowski;
- Na terceira etapa deve-se identificar os vizinhos mais próximos. Ordenam-se todos os pontos do conjunto de treinamento do mais próximo ao mais distante da nova instância e selecionam-se os **k** pontos mais próximos;
- Por fim agregar as respostas dos vizinhos. Para tarefas de classificação, a previsão geralmente corresponde à classe mais frequente entre os **k** vizinhos. Para tarefas de regressão, pode ser a média ou a mediana dos valores dos vizinhos.

3.6.3 RF (*Random Forest*)

O classificador RF (em português Floresta Aleatória) é uma abordagem não paramétrica que pode acomodar diferentes tipos de respostas, como resultados categóricos ou quantitativos. Além disso, pode trabalhar com preditores de várias escalas ou distribuições e é adequado para aplicações em ambientes de alta dimensão, onde o número de preditores pode ser maior que o número de observações. Assim, é muito adequado para analisar dados complexos e com um excesso de zeros (HU; SZYMCZAK, 2023). É um algoritmo de aprendizado supervisionado baseado em conjunto que combina múltiplas árvores de decisão, cada uma treinada com amostras aleatórias dos dados e um subconjunto aleatório de variáveis ao dividir os nós, para melhorar a precisão preditiva e a robustez em tarefas de classificação e regressão (QUAN et al., 2025).

Esse algoritmo utiliza a técnica de agregação por *bootstrap*, ou *bagging*, em que cada árvore é treinada com uma amostra aleatória com reposição do conjunto de treinamento, selecionando também um subconjunto aleatório de variáveis em cada divisão. Esse processo resulta em árvores descorrelacionadas, cujas previsões agregadas são menos propensas ao sobre

ajuste (*overfitting*) (QUAN et al., 2025). De forma mais ampla sobre seu funcionamento, o modelo RF constrói uma coleção (floresta) de múltiplas árvores de decisão independentes. Cada árvore é treinada em uma amostra aleatória (com reposição) dos dados de treinamento originais (método *bootstrap*); Em cada nó de uma árvore, apenas um subconjunto aleatório das características (variáveis) é considerado para a divisão, em vez de todas as características.; A previsão final é obtida pela agregação dos resultados de todas as árvores; Para classificação, o resultado mais frequente (*voto majoritário*) entre as árvores é escolhido, e para regressão, a *média* das previsões das árvores é calculada (SALMAN et al., 2024).

Esse classificador tornou-se popular na comunidade de sensoriamento remoto devido à alta precisão de suas classificações (BELGIU; DRAGUT, 2016)

3.6.4 NB (*Naive Bayes*)

O NB é uma técnica de classificação estatística baseada no Teorema de Bayes. Ele assume que o efeito de uma característica específica em uma classe é independente das demais características. O NB é um dos algoritmos de aprendizado supervisionado mais simples. Ele calcula as probabilidades *a priori* para um determinado rótulo de classe e sua probabilidade de verossimilhança, retornando à probabilidade condicional para um alvo específico (PERETZ et al., 2024), ou seja, permite descrever a probabilidade de um evento ocorrer, dado que algum outro evento já ocorreu. A Equação 6 representa a probabilidade dos eventos:

$$P(A|B) = \frac{P(B|A).P(A)}{P(B)} \quad (6)$$

Caso os atributos tenham distribuição contínua, deve-se usar o Classificador NB Gaussiano. O cálculo das probabilidades condicionais é mostrado na Equação 7.

$$P(C_i|X_1, X_2, \dots, X_n) = \frac{P(X_1, X_2 \dots X_n|C_i).P(C_i)}{P(X_1, X_2 \dots X_n)} \quad (7)$$

onde $i = 1, \dots, k$

Após calcular as k probabilidades, o algoritmo determinará que a nova observação $\mathbf{Y}$, com os atributos $\mathbf{X}$, pertencerá à classe referente à maior dessas probabilidades.

3.7 Estudos Relacionados

PRIYA et al. (2024) analisaram a capacidade dos classificadores SVM, aprimoradas com o algoritmo Adagrad em aumentar a precisão da classificação da meningite usando dados de LCR. Ambos os modelos foram treinados com um conjunto de dados que incluía resultados de análises de LCR rotulados conforme a presença ou ausência de meningite.

A avaliação dos conjuntos de treinamento e teste foi realizada por meio de métricas como acurácia, sensibilidade (capacidade de detectar corretamente a meningite) e especificidade (capacidade de identificar corretamente casos sem meningite).

SHAH et al. (2024) realizaram um estudo que apresenta o desempenho de alguns classificadores como SVM, KNN e RF sobre as imagens de ressonância magnética (MRI) e detecção de biomarcadores no LCR, usados no reconhecimento da doença e Alzheimer. TABASSUM et al. (2024) utilizaram classificadores incluindo KNN, SVM e NB para classificar os estágios da doença de Alzheimer após uma análise estatística e de correlação para identificar as diferenças significativas entre os estágios da doença.

A pesquisa de SONG et al. (2025) analisou detalhadamente os processos de interação e os possíveis mecanismos de intensificação de diferentes detecções SERS (Espectroscopia Raman intensificada por superfície) baseadas em coloides de prata, induzidas por amostras de LCR ou por agentes aglomerantes convencionais de NaCl, por meio de espectros de absorção UV-vis *in situ*, análises SERS, imagens de microscopia eletrônica de varredura (SEM) e imagens ópticas. Um modelo de classificação de meningite assistido por aprendizado de máquina foi estabelecido, e por meio de um algoritmo KNN otimizado, a acurácia de classificação para encefalite autoimune, meningite criptocócica nova, meningite viral ou meningite tuberculosa atingiu 99%.

O artigo de NYANGE et al. (2025) propõe um método automatizado para a segmentação do corpo vertebral lombar utilizando técnicas de processamento de imagem, como características de forma e operações morfológicas. O método envolve uma fase inicial de pré-processamento, seguida pela detecção e localização das regiões vertebrais, e a classificação como normal ou fraturada por meio de classificadores como KNN e SVM.

A pesquisa de RUCHI; SINGH (2023) fornece uma análise detalhada dos mecanismos utilizados para prever doenças relacionadas à coluna lombar. O estudo empírico consiste em fases que incluem pré-processamento, extração de características, treinamento e teste. A fase de teste consiste na classificação. A fase de classificação envolve, entre outros, os algoritmos

KNN e RF. A validação é realizada com o auxílio de métricas como acurácia de classificação, especificidade, sensibilidade e *F-Score*.

No estudo de KOCA et al. (2025), os classificadores SVM, KNN e RF foram aplicados e comparados para a análise da postura anatômica da coluna vertebral utilizando sensores IMU.

PERES (2021) avaliou a performance dos classificadores KNN, RF, SVM E NB na tarefa de discriminar o tremor de repouso no punho de indivíduos com a doença de Parkinson do tremor de indivíduos sem a doença de Parkinson.

O objetivo da pesquisa de GUO et al. (2025) foi utilizar métodos de aprendizagem de máquina para prever o prognóstico de pacientes com encefalite autoimune soropositiva. Para isso dados sobre encefalite do estudo foram analisados para refletir a carga da doença. Foram empregados nove métodos de aprendizado de máquina para construir modelos preditivos, tais como: RF, KNN, SVM e NB.

CANUL - REICH et al. (2017) investigaram um conjunto de pacientes todos com algum subtipo da Síndrome de Guillain-Barré. Quinze classificadores individuais foram aplicados, entre eles o KNN e o SVM. Estes foram considerados os melhores classificadores apresentando uma acurácia maior que 80%. ALARCÓN - NARVÁEZ et al. (2021) investigaram se é possível criar um modelo de diagnóstico puramente clínico que pudesse classificar rapidamente e de forma eficiente os subtipos da Síndrome de Guillain-Barré, utilizando entre outros métodos os classificadores simples. O melhor desempenho obtido para o diagnóstico de todos os subtipos foi alcançado com o classificador SVM e o filtro RF.

No trabalho de VENDROW et al. (2020), os autores usaram classificadores para lidar com a complexidade e a alta dimensionalidade dos dados clínicos da Doença de Lyme. Foram aplicados diversos métodos de aprendizado de máquina para medir o efeito de variáveis individuais na previsão de respostas em que os participantes autoavaliaram a sua condição perante a doença de Lyme (melhor, pior ou inalterada) após o tratamento com antibióticos. No estudo foram utilizados entre outros métodos, os classificadores SVM e KNN.

O objetivo do artigo de TAVANA et al. (2023) foi avaliar deformidades da coluna vertebral por meio da classificação automática do tipo de curvatura. A classificação automática foi realizada utilizando os algoritmos SVM e KNN, além das redes neurais pré-treinadas Xception e MobileNetV2.

3.8 Teste post-Hoc de Kruskal - Wallis

O teste de Kruskal-Wallis é um método não paramétrico utilizado para comparar três ou mais populações. Ele é usado para testar a hipótese nula de que todas as populações possuem funções de distribuição iguais contra a hipótese alternativa de que ao menos duas das populações possuem funções de distribuição diferentes. Se o **valor-p** $\leq 0,05$, então a hipótese nula pode ser rejeitada (ALMEIDA et al., 2022).

O teste de Kruskal-Wallis é uma ferramenta poderosa para analisar dados que não atendem às suposições necessárias para os testes paramétricos, tornando-o uma técnica valiosa em uma ampla gama de campos de pesquisa (CHICCO et al., 2025).

3.8.1 Estudos relacionados

Como aplicação direta dos testes Kruskal - Wallis e Post Hoc de Dunn em casos que envolvem punção lombar temos o exemplo de HAN et al. (2022) que tiveram como objetivo do estudo medir os volumes de líquido cefalorraquidiano (LCR), retirados por meio da punção lombar, nos ventrículos laterais, no espaço subaracnóideo da convexidade superior e na região da fissura Sylviana em pacientes com hidrocefalia de pressão normal idiopática (HPNi) e doença de Alzheimer (DA), bem como avaliar as diferenças desses volumes entre os grupos HPNi, DA e controles saudáveis. Foram avaliados 49 pacientes com HPNi, 59 pacientes com DA e 26 controles saudáveis por meio de ressonância magnética volumétrica tridimensional automatizada, e os valores foram comparados através dos testes de Kruskal-Wallis, seguidos pela análise post-hoc (nesse caso de Tukey).

CASTELLAZZI et al. (2024) investigaram se o conteúdo de QAlb (quociente de albumina) e PT (proteína total) no LCR diferem em função de características antropométricas, como altura corporal, peso e IMC em pacientes com doenças neurológicas, com o objetivo de explorar possíveis medidas corretivas para abordar as disparidades relacionadas ao gênero (masculino e feminino). Os autores partiram de algumas premissas como: Os homens apresentam maior volume de LCR e mais denso do que as mulheres. O teste de Kruskal-Wallis com o teste post hoc de Dunn foi usado para realizar comparações múltiplas das concentrações de QAlb e TP no LCR entre pacientes com IMCs diferentes, porém concluíram que as características antropométricas como altura, peso e IMC não podem explicar as diferenças entre os gêneros nas concentrações de QAlb e PT no LCR em pacientes submetidos à punção lombar para fins diagnósticos.

Embora não muito recente, o objetivo principal do estudo de CORVETTO et al. (2017) foi determinar a validade de construto do ICSAD (Dispositivo de avaliação cirúrgica do “Imperial College”) como ferramenta de avaliação em anestesia raquidiana, verificando se o ICSAD é capaz de discriminar a proficiência dos operadores. O procedimento foi dividido em: fase de preparo — tempo dedicado à preparação dos materiais até o momento de iniciar a punção, e fase de punção — intervalo entre a introdução da agulha e a injeção do anestésico local seguida da retirada da agulha. Os sensores do ICSAD foram fixados firmemente no dorso das mãos dos operadores, sob as luvas, e combina um sistema de rastreamento eletromagnético comercial com o software de rastreamento de movimento ROVIMAS. Os resultados foram apresentados como mediana e intervalo interquartil (Q1-Q3). Para verificar diferenças gerais entre os três grupos, utilizou-se uma análise de variância unidirecional não paramétrica (teste de Kruskal-Wallis); em seguida, aplicou-se o teste de Dunn com correção para múltiplas comparações, a fim de identificar os pares que diferiam. Valores de $p < 0,05$ foram considerados estatisticamente significativos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Aspectos Éticos

A aprovação do projeto pelo comitê de ética da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) foi necessária devido à necessidade do envolvimento de seres humanos para realizar a pesquisa.

O projeto detalhado contendo todas as informações pertinentes a pesquisa foi submetido e aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Uberlândia sob o número CAAE: 64116222.0.0000.5152 e foram respeitadas todas as normas do Conselho Nacional de Saúde acerca de pesquisas envolvendo seres humanos e todos os protocolos de segurança recomendados pela Organização Mundial da Saúde (OMS) foram seguidas devido ao risco de transmissão da COVID-19.

A coleta de dados foi realizada após a leitura e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) pelos participantes.

4.2 Tamanho da Amostra

O grupo de professores e profissionais do Instituto Master de Ensino Presidente Antônio Carlos (IMEPAC), grupo G1, terão, por conveniência 03 (três) participantes que serão o *padrão ouro* para a análise de dados.

O grupo de professores e profissionais do IMEPAC, grupo G2, terão, por conveniência 03 (três) participantes.

Os estudantes na instituição de ensino IMEPAC, que têm todos os requisitos para a execução da tarefa ("GUIA") a ser utilizada nessa pesquisa são os estudantes do décimo primeiro (grupo G3) e décimo segundo período (grupo G4) do curso de medicina do IMEPAC.

O cálculo do tamanho da amostra de estudantes (G3 e G4) foi feito de acordo com Walters (2004) que utiliza a Equação 8 para cálculo do número de participantes necessários, supondo dados normalmente distribuídos:

$$n = 2 * \frac{(z_{\alpha} + z_{\beta})^2 * \sigma^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \quad (8)$$

Em que:

n - número de voluntários necessários;

z_{α} (obtido da tabela da curva normal) - valor de *z-score* para $\alpha = 0,05$ em um teste bicaudal ($z_{\alpha} = 1,96$)

z_{β} (obtido da tabela da curva normal) - valor de *z-score* para um poder de 80% ($z_{\beta} = 0,84$)

σ - desvio padrão ($\sigma = 0,33$)

$\mu_1 - \mu_2$ - diferença entre as médias entre os grupos 3 e 4 ($\mu_1 - \mu_2 = 0,42$).

Utilizando-se os dados acima, chega-se a um n de 9,68. Assim, será utilizado um $n = 10$ para participantes para cada um dos grupos 3 e 4.

Desta forma o estudo foi composto por quatro grupos:

- Participantes do grupo 1 (G1): Três (03) médicos profissionais do IMEPAC que na maioria das vezes realizam que o procedimento de PL. Cada participante executou o procedimento uma única vez;
- Participantes do grupo 2 (G2): Três (03) médicos profissionais do IMEPAC que dificilmente realizam o procedimento de PL. Cada participante executou o procedimento uma única vez;
- Participantes do grupo 3 (G3): Dez (10) estudantes do décimo primeiro período do curso de Medicina do IMEPAC que não tinham cursado a matéria Punção Lombar – Coleta LCR. Cada um repetiu o procedimento 04 (quatro) vezes, sendo a primeira orientada pelo professor que ministra a aula;
- Participantes do grupo 4 (G4): Dez (10) estudantes do décimo segundo período do curso de Medicina do IMEPAC, que já tinham cursado a matéria Punção Lombar – Coleta de LCR. Cada um repetiu o procedimento uma única vez;

Todos os participantes foram voluntários e deram seu consentimento para a participação no estudo.

4.2.1 Critérios de Inclusão Utilizados

O recrutamento de participantes foi por conveniência, sendo composto por professores, profissionais e estudantes do curso de Medicina da Faculdade IMEPAC da cidade de Araguari/Minas Gerais que utilizam o manequim de simulação de baixa fidelidade para ensino e aprendizado e/ou tivessem experiência no procedimento de punção lombar.

4.2.2 Critérios de Exclusão Utilizados

- Profissionais ou estudantes do IMEPAC que não aceitaram participar da pesquisa;
- Participantes que faziam uso de medicação que podia interferir nos sinais coletados;
- Participantes que tinham problemas neurológicos;
- Participantes com problema motor;
- Voluntários que apresentaram algum sintoma relacionado à COVID-19, como febre e tosse.

4.3 Coleta

A IMU contendo um módulo ESP-8266 ligado a um sensor GY-87 que contém chips de acelerômetro e giroscópio MPU-6050 e magnetômetro HMC5883L foi organizada em uma caixa 3D e acoplada na parte do dorso da mão dos participantes.

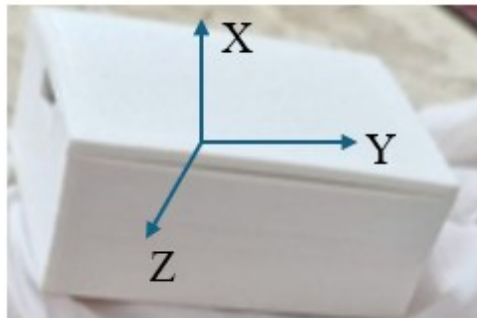
Todos os participantes utilizaram luvas cirúrgicas hipoalergênicas que são utilizadas em procedimentos de PL. Para a realização da coleta o participante calçou a luva contendo a IMU no lado do dorso da mão, como mostra a Figura 5. O eixo **X** foi orientado na direção vertical, o eixo **Y** na direção médio-lateral e, o eixo **Z** na direção anteroposterior (Figura 6).

Figura 5 - Posicionamento do dispositivo



Fonte: Autoria própria (2024).

Figura 6 - Direção dos eixos



Fonte: Autoria própria (2025).

O manequim de baixa fidelidade, que simula o paciente na posição sentada, utilizado na coleta de dados pode ser observado na Figura 7. O manequim marca *Limbs and Things* é um modelo avançado de Punção Epidural e Lombar para treinamento de vários procedimentos médicos como anestesia, oferecendo um grande realismo e capacidade de simular uma grande variedade de tipos de pacientes (URL1, 2024).

A Agulha *Raqui-Spinal* descartável - *unisis* foi utilizada na coleta de dados por todos os participantes.

Figura 7 - Manequim de baixa fidelidade utilizado na pesquisa



Fonte: IMEPAC (2024).

Os participantes dos grupos G1 e G2 foram selecionados no ambiente e no horário de trabalho e/ou estudo no IMEPAC por um profissional da instituição e convidados a participarem da pesquisa.

O estudante (G3 e G4) que apresentou interesse em participar da pesquisa preencheu um formulário online (*google forms*) contendo nome, curso, período no curso, endereço de e-mail e número do *whatsapp*. De posse dos formulários preenchidos os estudantes que preencheram foram contactados pela pesquisadora para os devidos encaminhamentos.

O participante da pesquisa não teve que se deslocar exclusivamente para a coleta de dados. A coleta foi feita na instituição de ensino do participante, em um momento propício e de comum acordo, o que evitou deslocamentos em decorrência unicamente da coleta de dados.

Ao iniciar a realização da pesquisa, o participante foi submetido a uma anamnese assim como explicado no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). O TCLE foi assinado pela pesquisadora e pelo participante da pesquisa.

Após a assinatura dos TCLEs pelos participantes as coletas tiveram início.

Os dados coletados foram salvos no computador da pesquisadora para posterior análise.

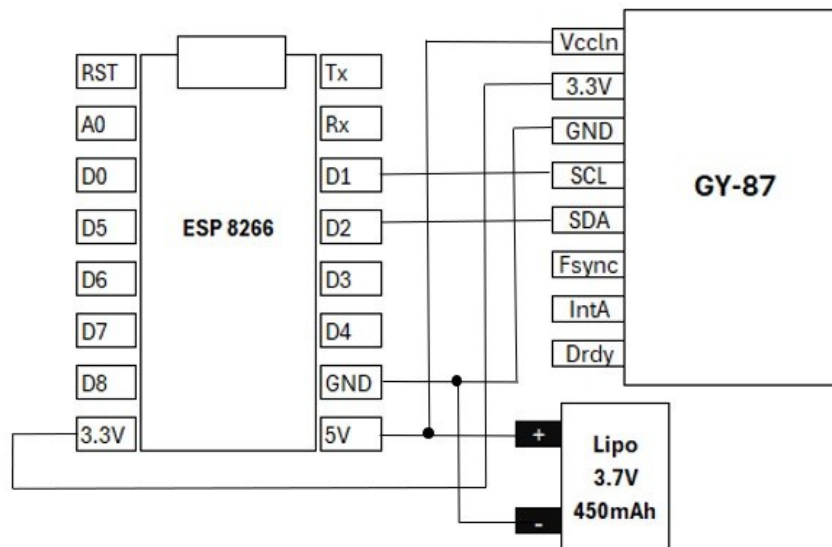
4.4 Montagem do Dispositivo de Coleta

A PL é um procedimento frequentemente realizado para obter informações sobre o LCR. Embora geralmente usado para fins diagnósticos para descartar condições potencialmente fatais, é também usado para fins terapêuticos e no auxílio no diagnóstico de várias outras condições (SHLAMOVITZ et al., 2024).

Devido a capacidade da IMU medir a orientação e aceleração de um objeto no espaço tridimensional, um dispositivo composto por uma IMU, um firmware e um software caracterizou-se como um dispositivo vestível e móvel capaz de coletar os dados dos participantes quando a técnica de PL foi realizada.

Para que o dispositivo pudesse ter a característica móvel definiu-se a fonte de energia uma bateria *Energy Power* Li-po 3.7V, 450mAh Lp403040. O esquema elétrico do dispositivo pode ser visto na Figura 8.

Figura 8 - Esquema elétrico do dispositivo



Fonte: Autoria Própria (2024).

O buffer utilizado no acelerômetro foi 2048 bytes, por ser o máximo valor possível no ESP-8266, o que permite que o sensor lide com uma grande quantidade de dados de uma só vez.

As sensibilidades do acelerômetro e giroscópio foram ajustadas para ± 500 graus por segundo (dps) baseado nos estudos de (RABELO et al., 2017), que indica essa configuração para evitar a saturação do condicionador de sinal.

O módulo ESP-8266 obteve, via protocolo I2C, os dados fornecidos pelo sensor e as informações recebidas foram enviadas para o software.

Os dados, de cada participante de cada grupo, foram coletados em uma frequência de amostragem de 50Hz. Ao final da coleta foram obtidos os valores das resultantes do Acelerômetro (Aceleração no eixo **X** + Aceleração no eixo **Y** + Aceleração no eixo **Z**) e do Giroscópio (Rotação o eixo **X** + Rotação no eixo **Y** + Rotação no eixo **Z**).

4.5 Software Utilizado

O software utilizado no recebimento dos dados, desenvolvido no laboratório do Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS) pelos doutorandos Daniel Hilário da Silva e Caio Tonus Ribeiro, foi intitulado Coleta de Dados - Projeto Palis. Por meio do software recebia-se os dados coletados pelo sensor GY-87 enquanto o participante realizava o procedimento de PL.

O software possui uma tela inicial para inserção de login e senha do usuário do sistema. Após a inserção destes dados, a tela inicial é apresentada, conforme mostra a Figura 9.

Figura 9 - Tela inicial do software Projeto Palis



A tela inicial possui as opções “Home”, “Coleta” e “Contato”.

A opção “Home” é a tela inicial mostrada na Figura 9.

A opção “Contato” não foi desenvolvida neste trabalho, porém pode ser utilizada no futuro para deixar os e-mails dos pesquisadores.

Ao clicar na opção “Coleta” a tela mostra o formulário que contém os itens (Figura 10) :

- Nome do Arquivo (Nome do arquivo referente à coleta);
- Responsável pela Coleta (Nome de quem está realizando a coleta);
- Participante ID (Código do participante da pesquisa);
- Escolha a tarefa Identificação da tarefa que está sendo realizada, contendo como opções: “Intubação”, “Extubação” e “Punção Lombar”;
- Especialista (Contendo as opções de perfil do participante: “Médico”, “Estudante”, “Profissional da UTI”, “Outros”);
- Data (Contendo a data de realização da coleta).

Figura 10 - Formulário de Coleta

Implant

Projeto Palis

Formulário da Coleta

Nome do Arquivo

Responsável pela Coleta

ID do Participante (Código do Participante)

Digite o nome do arquivo

Digite o nome do responsável

Digite o Código do Participante

Escolha a Tarefa

Especialista

Dados

Escolha uma opção

Escolha uma opção

OK

Botões de ação

Verificar Comunicação

Iniciar Coleta de Dados

Parar Coleta de Dados

Visualização dos Dados

Fonte: NIATS (2024).

A Figura 11 é um exemplo simulado de como os dados da coleta foram preenchidos:

Figura 11- Exemplo de Preenchimento de Dados

Implantar

Projeto Palis

Formulário da Coleta

Nome do Arquivo

Responsável pela Coleta

ID do Participante (Código do Participante)

G1P1

Angélica Palis

G1P1

Escolha a Tarefa

Especialista

Dados

Punção Lombar

Estudante

21/05/2025

OK

Botões de ação

Verificar Comunicação

Iniciar Coleta de Dados

Parar Coleta de Dados

Visualização dos Dados

Fonte: NIATS (2024).

Optou-se por colocar o mesmo nome para o Nome do Arquivo e para o ID do Participante para excluir a possibilidade de erros ao salvar os dados.

Para minimizar o risco de identificação do participante foi utilizado um sistema de codificação da identidade da pesquisa onde um código alfanumérico substituiu o seu nome. A primeira letra e o primeiro número remetem ao grupo que o voluntário está participando, e a segunda letra e o segundo número remetem a posição que o participante realizou a coleta. Quando realizada mais de uma coleta (que é o caso do Grupo G3), um número será adicionado e representará a quantidade de coleta realizada. Ressalta-se que a descrição dos grupos de participantes está na Seção 3.4.

Dois exemplos desse sistema de codificação de identidade do participante são:

G1P1 = participante 1 do grupo 1.

G3P5-4 = quarta coleta do participante 5 do grupo 3.

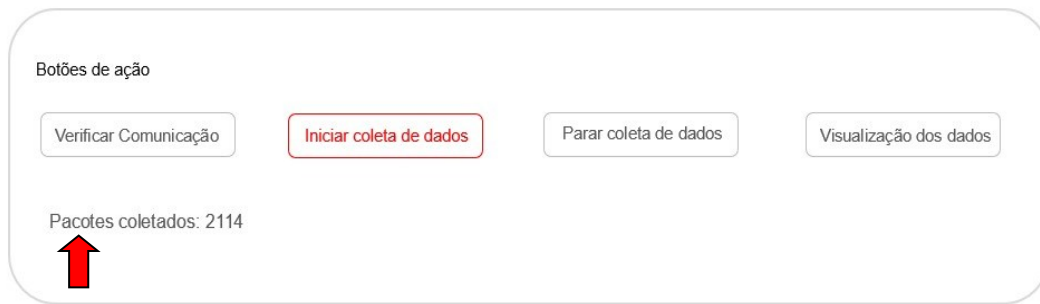
Ao apertar o botão OK, os dados são salvos na pasta criada correspondente a cada participante e coleta.

Na parte inferior da tela de coleta, estão disponibilizados os “Botões de ação”, contendo as opções “Verificar comunicação”, “Iniciar coleta de Dados”, “Parar coleta de Dados” e “Visualização dos Dados” (Figura 11).

Somente é possível iniciar a coleta de dados quando a verificação da comunicação der OK (botão Verificar comunicação), isso significa que a IMU está pronta para coleta de dados por estar conectada com o software Projeto Palis via *Wi-Fi*. Uma das vantagens do uso da IMU é devido à sua capacidade de se conectar a redes *Wi-Fi*. No caso foi utilizado a rede móvel de um celular para conectá-la.

A coleta de dados é iniciada assim que o botão “Iniciar Coleta de Dados” é acionado. Durante todo o tempo em que os participantes estão realizando o procedimento, é possível visualizar a quantidade de pacotes coletados até o momento (Figura 12).

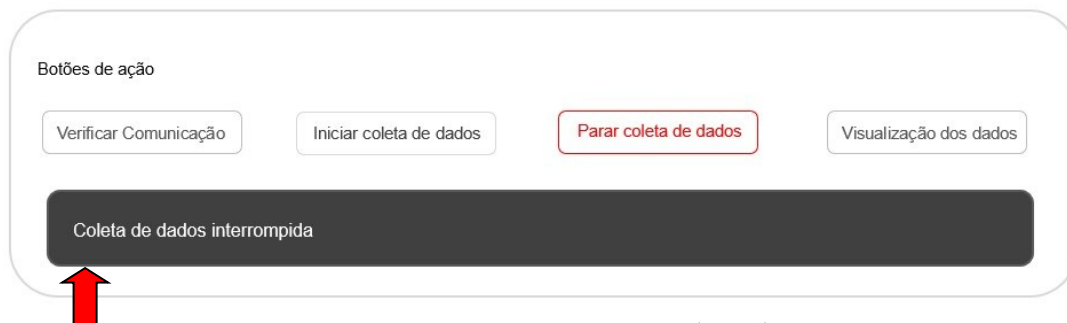
Figura 12 - Pacotes coletados



Fonte: NIATS (2024).

Ao clicar no botão “Parar Coleta de Dados” (Figura 13), a coleta é encerrada e a mensagem “Coleta de dados interrompida” aparece na tela.

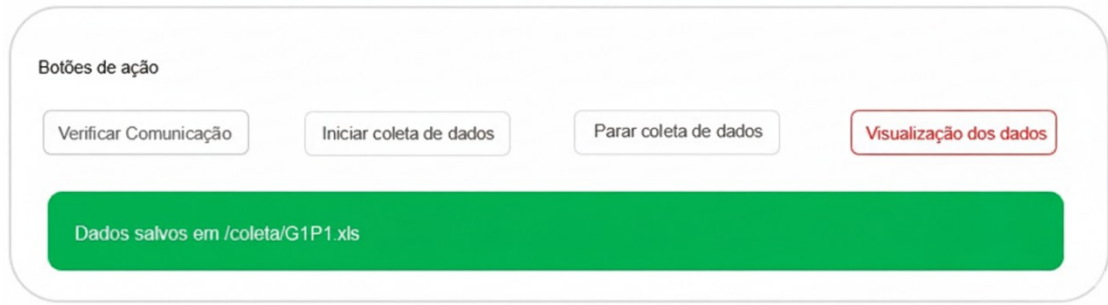
Figura 13 - Parar Coleta de Dados



Fonte: NIATS (2024).

Clicando no botão “Visualização dos Dados” aparece a mensagem contendo o nome da pasta onde a coleta realizada foi armazenada. Uma pasta exclusiva foi criada para armazenar os dados coletados. O nome diretório foi Coleta e o nome do arquivo gerado é formado pelo ID do participante (grupo a que pertence) e a coleta realizada (participantes do G3 realizaram 4 repetições) . No caso do exemplo o arquivo é o G1P1. Os arquivos são gravados no formato .xls (Figura 14).

Figura 14 - Visualização dos Dados



Fonte: NIATS (2024).

4.6 Metodologia de Análise de Dados

Após a coleta o sinal foi filtrado com filtro digital *Butterworth* de 5ª ordem passa banda com frequência de corte entre 1 e 16 Hz (JEON e colab., 2017).

Como os sinais do acelerômetro e do giroscópio possuem componentes nas direções **X**, **Y** e **Z**, foi calculado o vetor resultante de cada sinal, de acordo com a Equação 9.

$$R = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (9)$$

Em que: **X**, **Y** e **Z** são as coordenadas individuais medida pelos sensores ao longo dos respectivos eixos.

Para eliminar as tendências lineares dos sinais valor da resultante foi subtraído da sua média e, o sinal resultante foi utilizado para o cálculo do valor RMS e da variância do sinal.

Para o cálculo das demais características os dados foram normalizados utilizando a técnica de **Z-score**, cujo cálculo é mostrado na Equação 10. A finalidade do **Z-score** é que todos os dados fiquem na mesma escala e sem unidade de medida.

$$Zscore = \frac{value - \mu}{\sigma} \quad (10)$$

Em que: μ = média da característica e σ = desvio padrão

Foi realizada a análise de 19 características provenientes dos sinais gerados pelo acelerômetro e giroscópio resultantes dos movimentos realizados pelos participantes durante a execução do procedimento de punção lombar em manequins de baixa fidelidade. Devido à baixa influência da intensidade do campo magnético, pois o magnetômetro HMC5883L opera entre (0.75Hz- 75Hz) (URL2, 2025) enquanto a IMU opera em 2.4GHz (URL3, 2025), optou-se por não utilizar seu valor nos cálculos.

4.6.1 Extração das Características

As características dos sinais foram divididas em cinco tipos principais para classificação dos participantes. As características foram relacionadas a amplitude, frequência, entropia, variabilidade, e distribuição dos dados.

4.6.1.1 Características relacionadas a amplitude do sinal

A amplitude do sinal está relacionada com o quanto o local onde foi posicionado o sensor foi movimentado durante a coleta. Quanto maior seu valor, mais o membro sofreu influência de um movimento (PERES,2021). Neste trabalho optou-se por utilizar as variáveis: RMS – *Root Mean Square*, PEAK, MAV- *Mean Absolute Value*, Valor absoluto médio da primeira diferença (MAVFD), Valor absoluto médio da segunda diferença (MAVSD) e Derivada temporal da Aceleração (JERK).

O RMS é a raiz quadrada da média dos valores ao quadrado da janela de amostras e é calculado através da Equação 11, em que N é o número de elementos de X ($X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$) e $x(n)$ é o n -th elemento (GRUSS et.al, 2015).

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n)^2} \quad (11)$$

O PEAK representa o valor máximo encontrado na janela de amostras (GRUSS et al., 2015).

O valor médio absoluto, MAV, em um determinado número de amostras de um sinal, é a média dos módulos dos valores (ENGLEHART; HUDGINS, 2003; GRUSS et al., 2015;

PHINYOMARK et al., 2010) conforme mostrado na Equação 12, em que S - é o número de amostras por janela e X_m é a m-th amostra da janela.

$$MAV = \frac{1}{S} \sum_{m=1}^S |X_m| \quad (12)$$

A primeira diferença da MAV (MAVFD) é calculada pela diferença do valor MAV de uma amostra com o da sua próxima amostra dividido pelo total de amostras na janela (GRUSS et al., 2015; KHALILI; MORADI, 2009; VYZAS; PICARD, 1998), conforme mostrado na Equação 13. Já a segunda diferença da MAV (MAVSD) é calculada pela diferença do valor MAV de uma amostra com o da sua segunda próxima amostra dividido pelo total de amostras na janela (GRUSS et al., 2015; KHALILI; MORADI, 2009; VYZAS; PICARD, 1998) como mostrado na Equação 14.

$$MAVFD = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} |x(n+1) - x(n)| \quad (13)$$

$$MAVSD = \frac{1}{N-2} \sum_{n=1}^{N-2} |x(n+2) - x(n)| \quad (14)$$

Jerk — a derivada temporal da aceleração — é uma consideração importante para muitas aplicações na ciência e na engenharia. É relevante para compreender o impacto do movimento e das vibrações em uma ampla gama de aplicações (HAYATI et al. 2020). Uma trajetória de **jerk mínimo** corresponde a uma trajetória na qual os parâmetros cinemáticos (posição, velocidade e aceleração) variam da forma mais contínua e regular possível ao longo do tempo, ou seja, o jerk mínimo reflete **máxima suavidade** do movimento (ROREN et al., 2022). A Equação 15 demonstra como calcular a derivada de um sinal.

$$DER_SINAL = \frac{dX}{dt} \quad (15)$$

4.6.1.2 Características relacionadas a frequência do sinal

A frequência consiste em uma forma de mostrar quais são as ocorrências de um evento durante um dado espaço no tempo (GONÇALVES, 2023), ou seja, a frequência do sinal analisa a repetição das oscilações por unidade de tempo (PERES, 2021).

A adoção das características de frequência é baseada na constatação que movimentos com altas frequências inferem em sinais mais instáveis, descontrolados. Desta forma espera-se que as variáveis Fmean (Fmédia), ZC (zero crossing), Fpeak (Fpico), F50, F80 e Power 3.5_7.5 possam auxiliar no processo de classificação.

A Fmean é a frequência média que é extraída do espectro de frequências do sinal e é calculado conforme a Equação 16. (GRUSS et al., 2015) - (PHINYOMARK et al., 2010) - (GARCIA; VIEIRA, 2011) - (KHANAM; AHMAD, 2016) - (GROSS et al., 2000), onde P_n - Espectro de energia, f_n - Vetor de frequência de P_n e N - Número de amostras.

$$FMEAN = \frac{\sum_{n=1}^N (P_n(n) * f_n(n))}{\sum_{n=1}^N P_n(n)} \quad (16)$$

O valor ZC significa cruzamento por zero, ou seja, calcula quantas vezes o sinal atravessa o eixo das abcissas (eixo x). (A. PHINYOMARK, S. HIRUNVIRIYA, 2010; ENGLEHART e HUDGINS, 2003; GRUSS e colab., 2015; ZHANG e colab., 2019).

A FPeak (frequência de pico), é a frequência na qual a potência máxima ocorre (GROSS et al., 2000; KHANAM e AHMAD, 2015; MCDONALD et al., 2019), ou seja, onde o sinal possui maior energia no espectro de frequências (PERES et al., 2021). A Equação 17 descreve essa característica, onde P_n é o espectro de energia.

$$FPeak = \text{máximo}(P_n) \quad (17)$$

A F50, ou frequência mediana, representa a frequência onde 50% da energia do espectro de frequências do sinal está abaixo de F50 (Equação 18) (GONÇALVES, 2023). AF80 é frequência em que 80% do total da energia do sinal no espectro de frequências está abaixo de F80 (Equação 19) (GROSS et al., 2000; PERES et al., 2021).

$$\sum_{n=1}^{F50} P_n(n) = \sum_{n=F50}^N P_n(n) = \frac{1}{2} * \sum_{n=1}^N P_n(n) \quad (18)$$

$$\sum_{n=1}^{F80} P_n(n) = 0.8 * \sum_{n=1}^N P_n(n) \quad (19)$$

Power3.5_7.5 é o valor da potência na faixa de frequência 3.5-7.5 Hz (PERES,2021) e é calculada pela Equação 20.

$$Power_{3.5_7.5} = \sum_{f_n=3.5}^{f_n=7.5} P_n(n) \quad (20)$$

4.6.1.3 Características relacionadas a entropia do sinal

Entropia representa o grau de desordem de um sistema de partículas e pode ser aplicada diretamente em análise de sinais ou séries temporais, desde que sejam bem definidos os eventos a serem estudados (LIMA de FRANÇA; SANTOS, 2025). Em outros termos pode-se dizer que a entropia calcula a irregularidade, imprevisibilidade e está associada a complexidade de um sistema (VIRGÍLIO da SILVA, 2017). Neste trabalho as características relacionadas a entropia são: Entropia aproximada (*Approximate entropy* - ApEn) e Entropia Fuzzy (*Fuzzy entropy* – FuzEn).

De acordo com PINCUS (1991), dada uma série temporal composta por N amostras $\{u(1), u(2), u(3) \dots u(N)\}$, o tamanho da janela de comparação (m) e a sequência de vetores $x(1)$ até $x(N-m+1)$, definido por: $x(i) = \{u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)\}$, $i = 1, \dots, N-m+1$;

Sua distância pode ser calculada entre os vetores $x(i)$ e $x(j)$ e definida como a distância máxima entre os elementos ($d[x(i), x(j)]$); Para cada $i \leq N-m+1$, calcular $C_i^m(r)$, que é definido como a quantidade de j tal como é mostrado na Equação 21:

$$d[x(i), x(j)] \leq r) / (N-m+1) \quad (21)$$

Definindo:

$$C^m(r) = (N-m+1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} C_i^m(r)$$

A entropia aproximada é definida na Equação 22 (GRUSS et al., 2015; KHANAM e AHMAD, 2015; PINCUS, 1991; ZHANG e colab., 2019), onde m é o tamanho da janela de comparação; r é a tolerância; $\ln$ é a função matemática do algoritmo natural.

$$ApEn = (m \dots, r \dots N) = C^m(r) - C^{m+1}(r) \quad (22)$$

Onde:

$$C^m(r) = (N-m+1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln(C_i^m(r))$$

A Entropia Fuzzy é calculada pela Equação 23:

$$FuzzyEn = (m \dots, r \dots N) = \ln(P^m(r)) - \ln(P^{m+1}(r)) \quad (23)$$

Onde:

$$P^m(r) = (N - m)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m} P_i^m(r)$$

$$P^{m+1}(r) = (N - m)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m} P_i^{m+1}(r)$$

$$P_i^m(r) = (N - m + 1)^{-1} \sum_{j=1, j \neq i}^{N-m} d^m[x_i, x_j]$$

4.6.1.4 Características relacionadas a variabilidade do sinal

As características de variabilidade visam medir o quanto os dados dentro da janela estão se distanciando de uma medida de referência (PERES, 2021). Neste trabalho optou-se por utilizar as características mais frequentes em outros trabalhos que são a Variância (VAR), Amplitude (RANGE) e Amplitude Interquartil (IntIA).

A variância mede o quanto os dados estão variando em torno da média da janela. Esta característica foi utilizada nos trabalhos de (GRUSS et al., 2015; ZHANG et al., 2014 e PERES et al., 2021) e é definida conforme a Equação 24, onde $\bar{x}$ é a média das amostras.

$$VAR = \sigma^2 = \frac{1}{N - 1} \sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^2 \quad (24)$$

A Amplitude (RANGE) Diferença entre o valor máximo e mínimo do Sinal e foi utilizado nos trabalhos de (CAVALHEIRO, 2010; GRUSS et al., 2015; PERES, 2021 e GONÇALVES, 2023).

A Amplitude Interquartil (IntIA) calcula a diferença entre o terceiro e o primeiro quartil da distribuição. Foi utilizada nos trabalhos de (ANTONELLI et al., 2020; GRUSS et al., 2015;

PEREZ; TAH, 2020; PERES, 2021). É definida pela Equação 25 onde Q3 é o terceiro quartil e Q1 o primeiro quartil.

$$IntIa = Q3 - Q1 \quad (25)$$

4.6.1.5 Características relacionadas a distribuição dos dados

As características relacionadas com a distribuição dos dados medem a forma do sinal a partir da dispersão que caracteriza o achatamento da curva da função de distribuição (PERES,2021). Exemplos desse tipo são a Skewness e a kurtosis que foram utilizadas nesse trabalho.

Skewness ou Assimetria revela o grau de desvio da simetria de uma distribuição normal ou gaussiana e é calculado por meio da Equação 26. Kurtosis ou Curtose revela o pico ou nivelamento de uma distribuição e é calculado por meio da Equação 27 (RIZON,2007).

$$Skewness = \frac{\frac{1}{n} \sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^3}{\sigma^3} \quad (26)$$

$$Kurtosis = \frac{\frac{1}{n} \sum_{n=1}^N (x(n) - \bar{x})^4}{\sigma^4} \quad (27)$$

A extração das 19 características retiradas de um único sensor inercial nos 04 grupos que realizaram o procedimento, totalizou 38 características para cada participante do G1, 36 características para cada participante do G2, 38 características para cada realização da PL, e 38 características para cada participante do G4.

Para o grupo G3, foi tirada a média das características das quatro coletas realizadas de cada participante.

4.7 Análise Estatística

Conforme já apresentado, no G3 os participantes executaram a tarefa 4 vezes, assim para a análise estatística foi calculada a média das características para as quatro tarefas realizadas.

4.7.1 Comparação estatística entre os grupos

A comparação estatística entre G1, G2, G3 e G4 será realizada por meio das características MAV e DER_ACCELERACAO (Jerk) já utilizadas por (SAKAKURA et al., 2018). Como hipótese, acreditamos que a característica PICO é importante para a análise, pois o especialista, além do controle do movimento, deve realizar uma aceleração maior no momento da entrada na pele do manequim durante a PL, a diferença nessa característica pode ser divisora entre os grupos. Até o momento não tenho conhecimento de outro estudo que tenha utilizado essa variável na comparação dos grupos. Assim, a comparação entre os grupos nesse trabalho será realizada utilizando as características MAV, DER_ACCELERACAO e PICO, todas relacionadas ao sinal do acelerômetro.

4.7.2 Bootstrap

A técnica de *bootstrap* é um procedimento estatístico não paramétrico proposto para especificar a variabilidade das estimativas amostrais (AL LUHAYB et al, 2024). Este método oferece flexibilidade e pode ser ajustado às especificidades de um conjunto de dados, tornando-se valioso quando a quantidade de dados se torna inadequada (KOSTANEK et al, 2024).

A fim de uniformizar a quantidade de dados e aumentar o poder estatístico foi utilizada a técnica de *bootstrap* com 40 amostras em todos os grupos.

4.7.3 Comparação Estatística das Características dos Grupos

Para realizar a comparação estatística, inicialmente foi verificado se os dados coletados seguiam uma distribuição normal. A normalidade dos dados foi verificada utilizando o teste Shapiro-Wilk. Caso a distribuição fosse normal seria utilizado ANOVA, caso contrário Kruskal-Wallis. Como pelo menos uma das características não apresentou distribuição normal entre os grupos foi utilizado Kruskal-Wallis para os quatro grupos (G1, G2, G3 e G4), *Post-hoc* Dunn-Sidak. Todos os testes foram realizados com nível de significância de 0,05.

4.7.4 Análise da Performance dos Classificadores

Foi utilizada validação cruzada de dez *folds* para avaliar o desempenho da classificação. O estudo dividiu aleatoriamente os dados em 50% para o treinamento do modelo e os 50% restantes foram usados para teste, os dados usados para o treinamento do modelo não foram usados para o teste.

Na literatura, é comum ver classificadores sendo usados em trabalhos na área da saúde e em estudos que possuam sensores inerciais. Na Seção 2.5 buscou-se artigos relacionados a doenças em que a PL é utilizada para detecção, ferramenta complementar ou investigação. A partir disso foi possível verificar que geralmente mais de um classificador é utilizado. Buscou-se então utilizar quatro classificadores que foram mais utilizados e que se encaixam no propósito do estudo que são: KNN, SVM, RF e NB.

Para avaliar a performance de um classificador, normalmente são calculados a quantidade de Verdadeiros Positivos (VP), Falsos Positivos (FP), Verdadeiros Negativos (VN) e Falsos Negativos (FN). A partir destes termos é gerada a matriz de confusão, Tabela 1, que permite o cálculo das variáveis estatísticas usadas para avaliar a performance do classificador, que são a Sensibilidade, Especificidade, Precisão e Acurácia (Equações 28 a 31) (PERES, 2021).

Tabela 1 - Matriz de Confusão.

		Valor Previsto	
		Resultado Positivo	Resultado Negativo
Valor Verdadeiro	Positivo Real	VP	FN
	Negativo Real	FP	VN

VP -Verdadeiro Positivo, FP - Falso Positivo, FN - Falso Negativo - VN Verdadeiro Negativo

Em que:

- Verdadeiro Positivo: corresponde aos resultados previstos como positivos, e que realmente pertencem à essa classe;
- Falso Positivo: corresponde aos resultados previstos positivos, sendo pertencentes à classe negativa;
- Verdadeiro Negativo: corresponde aos resultados previstos negativos, sendo verdadeiramente dessa classe;

- Falso Negativo: corresponde aos resultados preditos na classe negativa, sendo pertencentes à classe positiva.

$$Sensibilidade = \frac{VP}{VP + FN} \quad (28)$$

$$Especificidade = \frac{VN}{VN + VP} \quad (29)$$

$$Precisão = \frac{VP}{VP + FP} \quad (30)$$

$$Acurácia = \frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN} \quad (31)$$

5 RESULTADOS

Exemplos de sinais coletados, e o vetor resultante correspondente, de um dos voluntários podem ser vistos nas Figuras 15 e 16. Ressalta-se que os sinais apresentados já foram normalizados. A Figura 15 apresenta os sinais do acelerômetro e a Figura 16 apresenta os sinais do giroscópio, sendo que todos foram coletados pelo sensor IMU, localizado no lado do dorso da mão.

Figura 15 - Sinal gerado pelo acelerômetro de um dos participantes, em que: a) sinal no eixo X. b) sinal no eixo Y. c) sinal no eixo Z. d) Resultante

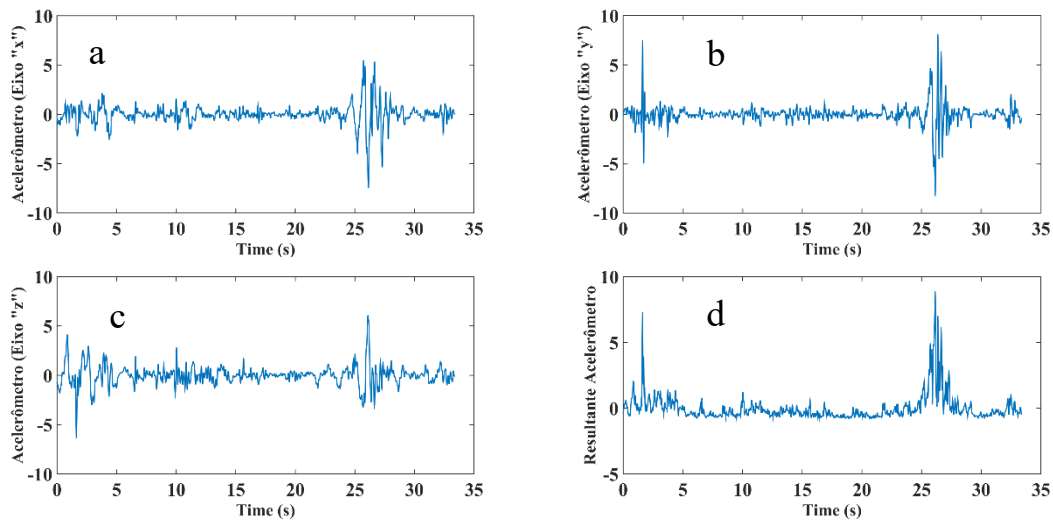
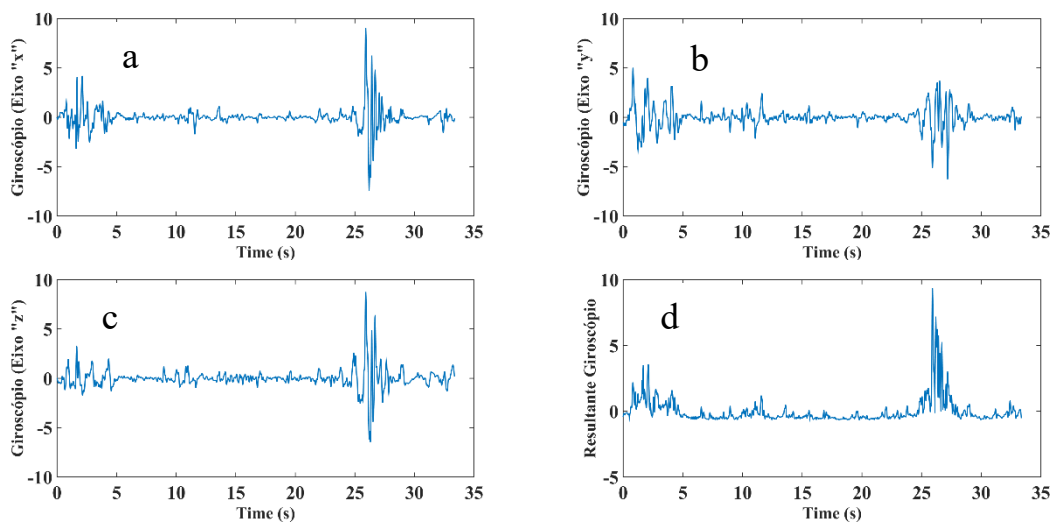


Figura 16 - Sinal gerado pelo giroscópio de um dos participantes, em que: a) sinal no eixo X. b) sinal no eixo Y. c) sinal no eixo Z. d) Resultante



5.1 Teste de Kruskal-Wallis.

A Tabela 2 apresenta os resultados do teste Kruskal-Wallis, Post-hoc Dann-Sidak, levando em consideração um valor de significância $p \leq 0,05$.

Tabela 2 - Resultados do teste Kruskal-Wallis entre os grupos

Características	G1 vs. G2	G1 vs. G3	G1 vs. G4	G2 vs. G3	G2 vs. G4	G3 vs. G4
	p-valor					
Acelerômetro						
MAV	0,165	< 0,001 ^{*c}	0,995	< 0,001 ^{*g}	0,475	< 0,001 ^{*l}
MAVFD	0,998	< 0,001 ^{*c}	0,144	< 0,001 ^{*g}	0,379	< 0,001 ^{*l}
MAVSD	0,823	< 0,001 ^{*c}	0,049	< 0,001 ^{*g}	0,585	< 0,001 ^{*l}
RMS	< 0,001 ^{*b}	0,003 ^{*c}	0,935	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*l}
PICO	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	< 0,001 ^{*f}	< 0,001 ^{*h}	0,997	< 0,001 ^{*k}
ZC	0,253	< 0,001 ^{*d}	0,947	< 0,001 ^{*h}	0,026 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
Fmedia	0,039 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,001 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,900	< 0,001 ^{*l}
Fpico	< 0,001 ^{*b}	0,008 ^{*c}	0,074	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*l}
F50	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,085	< 0,001 ^{*g}	0,464	< 0,001 ^{*l}
F80	0,010 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	< 0,001 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,988	< 0,001 ^{*l}
PDS 35 75	0,916	< 0,001 ^{*c}	< 0,001 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,001 ^{*j}	< 0,001 ^{*l}
ENT APROX	0,354	0,999	0,989	0,658	0,084	0,875 ^{*l}
ENT FUZZY	0,714	< 0,001 ^{*c}	0,431	< 0,001 ^{*g}	0,999	< 0,001 ^{*l}
VAR	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,510	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	0,009 ^{*l}
RANGE	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	< 0,001 ^{*f}	< 0,001 ^{*h}	0,988	< 0,001 ^{*k}
INTERQUARTIL	0,941	< 0,001 ^{*c}	0,996	< 0,001 ^{*g}	0,643	< 0,001 ^{*l}
SKEWNESS	0,031 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	0,423	< 0,001 ^{*h}	0,859	< 0,001 ^{*k}
KURTOSIS	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	0,120	< 0,001 ^{*h}	0,218	< 0,001 ^{*k}
DER SINAL	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,012 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,883	< 0,001 ^{*l}
Giroscópio						
MAV	0,908	< 0,001 ^{*c}	0,009 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,152	< 0,001 ^{*l}
MAVFD	0,037 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,040 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	1,000	< 0,001 ^{*l}
MAVSD	0,022 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,063	< 0,001 ^{*g}	1,000	< 0,001 ^{*l}
RMS	0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	0,998	< 0,001 ^{*h}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
PICO	1,000	< 0,001 ^{*d}	< 0,001 ^{*e}	< 0,001 ^{*h}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
ZC	< 0,001 ^{*b}	0,992	0,018 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	0,101
Fmedia	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,525	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*l}
Fpico	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,503	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*l}
F50	0,005 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,594	< 0,001 ^{*g}	0,322	< 0,001 ^{*l}
F80	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,762	< 0,001 ^{*g}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*l}
PDS 35 75	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,587	< 0,001 ^{*g}	0,002 ^{*i}	< 0,001 ^{*l}

continua

continuação

ENT_APROX	0,006 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,027 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,998	< 0,001 ^{*l}
ENT_FUZZY	0,007 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,178	< 0,001 ^{*g}	0,846	< 0,001 ^{*l}
VAR	0,002 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	0,838	< 0,001 ^{*h}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
RANGE	0,916	< 0,001 ^{*d}	< 0,001 ^{*e}	< 0,001 ^{*h}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
INTERQUARTIL	0,007 ^{*b}	< 0,001 ^{*c}	0,024 ^{*f}	< 0,001 ^{*g}	0,999	< 0,001 ^{*l}
SKEWNESS	0,838	< 0,001 ^{*d}	< 0,001 ^{*e}	< 0,001 ^{*h}	0,003 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
KURTOSIS	0,966	< 0,001 ^{*d}	< 0,001 ^{*e}	< 0,001 ^{*h}	< 0,001 ^{*i}	< 0,001 ^{*k}
DER_SINAL	< 0,001 ^{*b}	< 0,001 ^{*d}	0,043 ^{*f}	< 0,001 ^{*h}	0,118	< 0,001 ^{*k}

*Diferença estatística

a - G1 < G2; b - G1 > G2; c - G1 < G3; d - G1 > G3; e - G1 < G4; f - G1 > G4; g - G2 < G3; h - G2 > G3; i - G2 < G4; j - G2 > G4; k - G3 < G4; l - G3 > G4.

5.2 Classificadores

A Tabela 3 mostra os resultados dos classificadores KNN, SVM, RF e NB, em relação as métricas representadas pelas Equações 28 a 31. Os valores das métricas destacadas em amarelo na Tabela 3 representam os melhores desempenhos para cada comparação. Os parâmetros utilizados nos classificadores foram:

- KNN: K = 3;
- *Random Forest*: 120 árvores;
- *Naïve Bayes*: kernel (normal);
- *Support Vector Machine*: kernel polinomial.

Tabela 3 - Resultados dos classificadores KNN, SVM, RF and NB entre os grupos G1/G2, G1/G3, G1/G4, G2/G3, G2/G4 e G3/G4.

Comparação G1/G2				
Classificadores	Métricas			
	Sensibilidade	Especificidade	Precisão	Acurácia
KNN	0,957	0,836	0,837	0,890
SVM	0,635	0,571	0,689	0,600
RF	0,846	0,830	0,819	0,837
NB	0,412	0,465	0,381	0,442

continua

continuação

Comparação G1/G3				
Classificadores	Métricas			
	Sensibilidade	Especificidade	Precisão	Acurácia
KNN	0,540	0,901	0,898	0,694
SVM	0,347	0,748	0,812	0,518
RF	0,669	0,878	0,897	0,758
NB	0,391	0,451	0,472	0,417
Comparação G1/G4				
Classificadores	Métricas			
	Sensibilidade	Especificidade	Precisão	Acurácia
KNN	0,553	0,903	0,889	0,711
SVM	0,354	0,748	0,815	0,531
RF	0,683	0,868	0,880	0,767
NB	0,400	0,431	0,451	0,414
Comparação G2/G3				
Classificadores	Métricas			
	Sensibilidade	Especificidade	Precisão	Acurácia
KNN	0,881	0,830	0,783	0,851
SVM	0,338	0,788	0,651	0,608
RF	0,744	0,802	0,731	0,779
NB	0,366	0,493	0,311	0,442
Comparação G2/G4				
Classificadores	Métricas			
	Sensibilidade	Especificidade	Precisão	Acurácia
KNN	0,699	0,984	0,988	0,806
SVM	0,370	0,773	0,869	0,521
RF	0,626	0,919	0,940	0,736
NB	0,440	0,421	0,552	0,433
Comparação G3/G4				
Classificadores	Métricas			
	Sensibilidade	Especificidade	Precisão	Acurácia
KNN	0,285	0,456	0,238	0,388
SVM	0,390	0,411	0,284	0,403
RF	0,272	0,353	0,207	0,320
NB	0,420	0,438	0,321	0,431

6 DISCUSSÃO

De acordo com ERICSSON (2003) existe um tempo longo de aquisição de conhecimento e de treinamento supervisionado para que os profissionais menos experientes adquiram o conhecimento e as habilidades necessárias para a profissão, além de treinamentos e conhecimentos contínuos para ser considerado um especialista. Um aspecto importante no aprendizado da medicina é a introdução do estudante em tarefas específicas normalmente em torno dos 20 anos, nessa idade o estudante já tem habilidades e conhecimento preexistentes e para a realização das tarefas o estudante deve adquirir novas habilidade e modificar as habilidades preexistentes, tornando a tarefa do professor muito difícil, pois as habilidades preexistentes, muitas vezes, são difíceis de serem modificadas.

Normalmente os estudos sobre especialização médica recrutam médicos e estudantes de medicina de acordo com sua experiência (ERICSSON, 2003). DAVIDSON (2002) identifica 5 estágios de aprendizagem, sendo eles novato, iniciante avançado, indivíduo competente, indivíduo proficiente e especialista, a diferença entre os estágios é determinada pela aplicação do conhecimento. O novato age rigidamente de acordo com os fatos e regras que aprendeu, o iniciante avançado começa a detectar diferenças nas regras aprendidas, o indivíduo competente analisa os fatos e desenvolve uma estratégia para abordar o problema, o indivíduo proficiente pensa analiticamente, mas já aborda os problemas com alguma intuição, o especialista já tem o conhecimento e experiência sedimentados, por isso nem tomam decisões, já fazem o que funciona (DAVIDSON, 2002). Assume-se que esses estágios corresponderiam ao desempenho dos indivíduos em tarefas cotidianas (ERICSSON, 2003). Além dessas diferenças, (HENRIKSEN et al., 2018) apresentou em seu estudo que durante o funcionamento a frequência cardíaca dos novatos foi um fator de risco. Os resultados também mostraram que os novatos apresentavam um nível de estresse subjetivo e fisiológico maior, em comparação com os operadores intermediários e experientes.

6.1 Utilização de manequins

De acordo com (ERICSSON, 2003) pode-se desenvolver tarefas perceptivo-motoras envolvendo cadáveres, simuladores ou outros dispositivos de treinamento e que se pode encontrar tarefas que consigam diferenciar o desempenho cirúrgico real entre cirurgiões experientes, cirurgiões menos experientes e novatos.

Neste trabalho foi utilizado manequins de baixa fidelidade, em (FRIEDMAN et al., 2009) foi comparado o efeito de um simulador de anestesia epidural de alta fidelidade com residentes realizando suas primeiras epidurais em comparação com um grupo que recebeu treinamento com um modelo de baixa fidelidade. Os autores concluíram que não houve diferença na curva de aprendizagem na utilização do manequim de alta ou baixa fidelidade.

De acordo com (GARCIA et al., 2015), existem alguns problemas na utilização de manequins para o aprendizado do estudante de medicina, as intubações realizadas *in vivo* exigem menor força, porque os manequins não simulam perfeitamente as propriedades mecânicas do tecido humano, sendo mais rígido do que o *in vivo*, mas ainda assim os autores acreditam que a força medida durante a intubação em um manequim pode ser um substituto para determinar a proficiência em intubação orotraqueal. No nosso caso, o aumento da força tem implicação direta na medida da aceleração, que foi uma das medidas utilizadas nesse trabalho.

6.2 Análise de movimento

Para verificar o gesto das atividades médicas, podem ser utilizadas abordagens qualitativas, mas essas observações são subjetivas e sujeitas ao viés do avaliador. Para contornar esse problema podem ser utilizadas técnicas de análise de movimento (CLINKARD et al., 2015). No trabalho de (VAN HOVE et al., 2010) foi realizada uma revisão sistemática sobre a verificação de gestos utilizando análise de movimento. Foram encontrados 19 estudos utilizando essa abordagem verificando o movimento das mãos ou os movimentos dos instrumentos de laparoscopia. O *Imperial College Surgical Assessment Device* (ICSAD), foi um dos dispositivos mais utilizados para a coleta de dados dos movimentos das mãos, esse dispositivo utiliza sensores inerciais posicionados no dorso da mão, em uma abordagem análoga ao nosso procedimento.

6.3 Variáveis utilizadas

Neste trabalho utilizamos 19 características relacionadas a amplitude, frequência do sinal, entropia e a estatística, distribuídas das seguintes formas: Amplitude (MAV, MAVFD, MAVSD, RMS, PICO and JERK); Frequência do sinal (ZC, Fmedia, Fpico, F50, F80, e PDS 35_75); Entropia (ENT_APROX e ENT_FUZZY) e Estatísticas VAR, RANGE, INTERQUARTIL, SKEWNESS e KURTOSIS).

Levando em consideração sinais coletados em análises de movimentos simulados de procedimento de punção lombar, temos que altas amplitudes, frequências, entropia, variabilidade e distribuição de dados inferem sinais mais instáveis, descontrolados. Embora não encontrado essa informação em estudos sobre o movimento da punção lombar, VANMECHELEN et al. (2023) avaliaram movimentos usando sensores inerciais durante tarefas de membros superiores e indicaram conclusões que movimentos muito amplos podem refletir uma falta de controle. WERNER et al. (2023) monitoraram nos sensores inerciais a entropia durante caminhadas de pacientes que se recuperavam de uma artroplastia, os autores concluíram que entropia é uma boa métrica para qualificar um movimento e entropias muito elevadas podem significar movimentos mais instáveis. Porém também foi ressaltado que entropias muito baixas não foram satisfatórias na análise do movimento.

Um aspecto muito utilizado para verificar a competência é a economia de movimento (VAN HOVE et al., 2010). No estudo de (O'MALLEY et al., 2014) também foi utilizado o JERK e Fmedia, os autores afirmam que o JERK pode ser utilizado como uma medida de variações abruptas e as medidas de frequência do sinal são proporcionais a velocidade do movimento. Outro estudo realizado por (SAKAKURA et al., 2018), onde os autores utilizaram um sistema de reconstrução de imagens 3D com a análise sendo realizada em algumas partes do corpo, tais como cabeça e mãos, os autores utilizaram as variáveis MAV e JERK do sinal da aceleração. Os autores acreditam que movimentos menos acelerados, isto é, com valores reduzidos de MAV e mais suaves, ou seja, com menores valores de JERK (dado que o JERK é inversamente proporcional a suavidade do movimento (ROREN et al., 2022)), são capazes de verificar o controle dos movimentos corporais durante os procedimentos.

Nossos resultados corroboram com os estudos de (SAKAKURA et al., 2018), pois mostram que os movimentos dos especialistas (G1) foram mais suaves que os movimentos dos novatos (G3), com os especialistas tendo valores significante menores de MAV e do JERK, além disso, os médicos experientes tiveram um valor na Característica PICO significativamente maior, como indicam os resultados da Tabela 2.

Considerando G2 e G4 como intermediários, nosso estudo corrobora parcialmente com o resultado de (CORVETTO et al., 2017), pois os nossos resultados não permitiram concluir estatisticamente, por meio das características utilizadas, que existe diferença significativa entre G1 e os grupos G2 e G3, pois o valor de MAV não diferiu significativamente entre G1, G2 e G3, a DER_ACELERAÇÃO foi menor nos grupos G2 e G3, mas o valor de PICO foi maior em G1, não atendendo aos critérios aqui estabelecidos para diferenciar os grupos em termos de

habilidade. Porém, diferentemente de (CORVETTO et al., 2017) nosso resultado conseguiu diferir as habilidades entre o grupo intermediário (G2 e G4) de G3.

O grupo G1 apresentou o maior valor da característica PICO entre todos os grupos, aparentemente, é necessário um maior controle do movimento para conseguir um valor de PICO superior, essa suposição fica evidenciada devido ao fato de que G3 foi o grupo que apresentou o menor valor para a característica PICO dentre todos os grupos.

6.4 Classificadores

Neste estudo, foram utilizados os classificadores KNN, SVM, RF e NB. Trata-se de classificadores muito utilizados atualmente, mas o KNN é amplamente usado como referência, esta comparação pode auxiliar na diferenciação entre profissionais experientes e estudantes de medicina, no intuito de melhorar a aprendizagem e as ferramentas utilizadas para esse fim (PATEL et al., 2009), (MACHADO et al., 2016) e (RABELO et al., 2017).

O estudo realizado em (JUUTINEN et al., 2020) e (KHOURY et al., 2019) também utilizaram os classificadores KNN, SVM, RF e NB. Em (JUUTINEN et al., 2020) e (KHOURY et al., 2019) foi analisado a marcha de indivíduos saudáveis e indivíduos com a Doença de Parkinson, em (JUUTINEN et al., 2020), assim como em nosso trabalho, foram utilizados os sinais do acelerômetro e do giroscópio, em (KHOURY et al., 2019) a marcha foi analisada por meio de uma plataforma de força. No estudo de (JUUTINEN et al., 2020) o melhor resultado foi o do classificador KNN com uma acurácia de 84,5%, já em (KHOURY et al., 2019) a melhor acurácia foi a do classificador SVM com cerca de 90%, seguido pelos classificadores RF e KNN.

Nosso estudo concorda em parte com (JUUTINEN et al., 2020), pois em nosso estudo, o melhor desempenho em relação à acurácia, em termos da comparação entre classificadores, em três das seis comparações a melhor acurácia foi obtida pelo classificador KNN, seguido pelo classificador RF com dois melhores resultados, mas ao contrário de (Khouri et al., 2019) o segundo melhor resultado não foi obtido pelo classificador SVM e sim pelo classificador RF.

7 CONCLUSÃO

O uso de sensores inerciais é uma alternativa que tem um bom custo-benefício para analisar o movimento da mão no procedimento de punção lombar. As características extraídas dos sinais possibilitaram a comparação entre os grupos que participaram da pesquisa. As comparações entre os grupos por meio do teste de Kruskal Wallis e Post-hoc Dunn-Sidak, considerando as características utilizadas para a comparação as variáveis da aceleração MAV, PICO e DER_ACELERACAO mostraram que o grupo 3 como esperado foi o que obteve o pior desempenho inferindo um sinal mais instável e mais descontrolado. Porém, esse método não conseguiu diferenciar G1, G2 e G4. O uso dos classificadores KNN, SVM, RF e NB mostrou-se uma ferramenta eficaz na comparação entre os grupos participantes, mas não conseguiram uma boa classificação na comparação entre G3 e G4.

Não conseguir diferenciar os grupos não implica que os participantes têm o mesmo desempenho técnico, pois alguns fatores como estratégias motoras e fadiga no momento da coleta não foram levados em consideração.

As principais limitações deste estudo são o número de participantes e o número de coletas utilizadas. o que inviabilizou fazer comparações como por exemplo sobre o posicionamento correto do sensor inercial e os sinais coletados.

Trabalhos futuros devem envolver uma maior quantidade de participantes, uma maior quantidade de sensores para captar outras partes envolvidas e outras variáveis a serem levadas em consideração na análise do movimento da punção lombar.

Este estudo é considerado inédito por propor o uso de ferramentas de comparação e de classificadores para distinguir quatro grupos de participantes (especialistas, intermediários e iniciantes), a partir da análise do movimento durante o procedimento de punção lombar em tempo real, realizado em manequim de baixa fidelidade, utilizando sensores inerciais posicionados no dorso da mão.

8 REFERÊNCIAS

- ABDELAZIM, A. et al (2024) Assessment of the Incidence of Complications among Patients Undergoing Lumbar Puncture, **Helwan International Journal for Nursing Research and Practice**, 3(8), pp. 112-125. DOI: <https://dx.doi.org/10.21608/hijnrp.2025.323082.1224>.
- AFUAN, L.; ISNANTO, R, R. (2025) A comparative study of machine learning algorithms for fall detection in technology-based healthcare system: Analyzing SVM, KNN, decision tree, random forest, LSTM, and CNN - **E3S Web Conf**. Vol 65 (03051). DOI:<https://dx.doi.org/10.1051/e3sconf/202560503051>.
- AHMED, N, R. et al (2021). Patients' common associated symptoms, complications and knowledge post lumbar puncture. **Zagazig Nursing Journal**, 17(1), 66-81. DOI:<https://dx.doi.org/10.21608/znj.2021.203025>.
- AL LUHAYB, A S, M.; COOLEN-MATURI, T.; COOLEN, F, P, A (2024). Smoothed Bootstrap Methods for Hypothesis Testing. **Journal of Statistical Theory and Practice**, 18, 16. DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s42519-024-00370-x>.
- ALANAZI, M. et al. (2024). Human Activity Recognition through Smartphone Inertial Sensors with ML Approach. *Eng. Technol. Appl. Sci. Res.* Vol 14, n°1, 12780-12787. DOI: <https://dx.doi.org/10.48084/etasr>.
- ALARCÁN - NERVÁEZ. et al (2025). Toward a machine learning model for a primary diagnosis of Guillain-Barré syndrome subtypes. **Health Informatics Journal**. 27(3):14604582211021471. DOI: <https://dx.doi.org/10.1177/14604582211021471>.
- ALFAKIR, A. et al (2022). Detection of Low Physiotherapy Exercises with Inertial Sensors and Machine Learning: Algorithm Development and Validation. **JMIR Rehabil Assist Technol**; 9(3): e38689. DOI: <https://dx.doi.org/10.2196/38689>.
- ALGAMILI, A. S. et al (2021). A Review of Actuation and Sensing Mechanisms in MEMS-Based Sensor Devices. In *Nanoscale Research Letters* (Vol. 16, Issue 1). Springer. DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s11671-021-03481-7>.
- ALMEIDA, D, C. et al (2022). **Use of Kruskal-Wallis and Mann-Whitney statistical tests to evaluate geotextile-reinforced soil systems**. Scielo Brasil. Matéria (Rio J.) 27(2). DOI:<https://dx.doi.org/10.1590/1517-7076-RMAT-2021-45351>. Acesso em 20 de outubro de 2025.
- ALSUWAILEM, M, H.; ALKHATEM, A. H.; ALSHABIB, A. A (2018). Lumbar Puncture: Indications, Complications, Technique and CSF Analysis in Pediatric Patients. **The Egyptian Journal of Hospital Medicine**, 70(4), 638-643. DOI: <https://dx.doi.org/10.12816/0043818>.
- AMANO, T. (2020) Lumbar Puncture Simulator IIA- M43B/M43B-B. **Kyoto Kagaku**. Acesso em 22 de dezembro de 2023.
- AMBRON, E. et al. (2018) Immersive Low-Cost Virtual Reality Treatment for Phantom Limb Pain: Evidence from Two Cases. **Front. Neurol**. DOI :<https://dx.doi.org/10.3389/fneur.2018.00067>.

ANTONELLI, A. et al. (2020) **Comparison between the Airgo Device and a Metabolic Cart during Rest and Exercise**, *Sensors*, vol. 20, no. 14, pp. 1-18.
DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s20143943>

APTE, S. et al. (2020) A sensor fusion approach to the estimation of instantaneous velocity using single wearable sensor during sprint. **Front. Bioeng. Biotechnol.**, 8:838.
DOI:<https://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2020.00838>.

ARAÚJO, J. F. D. F. (2009) **Hall Magnetometer Construction for Characterization of Particulates used in Immunossays**. Scholarly Publication. Pontífica Universidade Católica do Rio de Janeiro. DOI: <https://dx.doi.org/10.17771/PUCRio.acad.14463>.

ASHWINI, K. et al (2020). Classification of Daily Human Activities Using Wearable Inertial Sensor. International Conference on Wireless Communications Signal Processing and Networking (WiSPNET), Chennai, India, 2020, pp. 1-6,
DOI:<https://dx.doi.org/10.1109/WiSPNET48689.2020.9198406>.

AWAD, M.; KHANNA, R. (2015). **Support Vector Machines for Classification**. (pp. 39-66). Apress. DOI :https://dx.doi.org/10.1007/978-1-4302-5990-9_3.

BABAPOUR MOFRAD, R. et al. (2017). Lumbar puncture in patients with neurologic conditions. **Alzheimer's and Dementia (Amst)**, 8: 108-110.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.dadm.2017.04.008>.

BARAM, Y. (2013) Virtual sensory feedback for gait improvement in neurological patients. **Front. Neurol.** DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fneur.2013.00138>.

BARBOUR, N.; SCHIMIDT, G. (2001) Inertial sensor technology trends. **IEEE Sensors Journal**, Vol. 1, n° 4, pp 332- 339. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/7361.983473>

BARSUK, J, H. et al (2012) Simulation-based education with mastery learning improves residents' lumbar puncture skills. **Neurology Journals**. 79(2):132-137. DOI: <https://dx.doi.org/10.1212/wnl.0b013e31825dd39d>. Disponível em: www.neurology.org
Acessado em 08 de julho de 2023.

BECKER, E. et al (2025). Using Inertial Measurement Units and Machine Learning to Classify Body Positions of Adults in a Hospital Bed. **Sensors**. Basel. 16;25(2):499. DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/s25020499>

BELGIU, M.; DRAGUT, L. (2016). Random forest in remote sensing: A review of applications and future directions. **ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing**, Volume 114, Pages 24-31, ISSN 0924-2716,
DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.isprsjprs.2016.01.011>.

BENVENISTE, H. et al (2015). Modern cerebrospinal fluid flow research and Heinrich Quincke's seminal 1872 article on the distribution of cinnabar in freely moving animals. In **Journal of Comparative Neurology** (Vol. 523, Issue 12, pp. 1748-1755). Wiley-Liss Inc. DOI: <https://dx.doi.org/10.1002/cne.23758>.

BMP180 Digital pressure sensor, by Alldatasheetcom (2015). **Bosch Sensortec**.

BONFIGLIO, A. (2025). Applicability of IMU in Clinical Research: Improving Upper Limbs Sensor-to-segment Calibration. 103 f. Tese (Doutorado) **Università degli studi di Trento**. Disponível em: Applicability of IMU in Clinical Research: Improving Upper Limbs Sensor-to-segment Calibration.

BONORA, G. et al. (2017) Investigation of Anticipatory Postural Adjustments during One-Leg Stance Using Inertial Sensors: Evidence from Subjects with Parkinsonism. **Front. Neurol.** **8:361**. DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fneur.2017.00361>.

BORGES, G, P.; SILVA, L, H, S. (2024) Análise do teste Timed Up and Go e estabilização da marcha em crianças escolares. 12 f. Trabalho de Conclusão de Curso- **Faculdade de Educação Física e Fisioterapia**. Universidade Federal de Uberlândia.

BROWN, P. D. et al. (2007). **Molecular Mechanisms of Cerebrospinal Fluid Production**. **Neuroscience** **129(4):957-970**. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2004.07.003>

BURNARIU, S.; ANTONYA, A.; URSU, P. (2019) Medical Recovery System Based on Inertial Sensors. **Innovations in Bio-Inspired Computing and Applications** (pp.395-405). DOI: https://dx.doi.org/10.1007/978-3-030-16681-6_39

CALACHE, D, C. (2013) **Caracterização de um Acelerômetro Baseado em Sistemas Microeletromecânicos (MEMS)** - 89 f. Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica) Universidade Estadual do Rio de Janeiro, Centro de Tecnologia e Ciências Faculdade de Engenharia.

CANUL - REICH, J.; FRAUSTO - SÓLIS, J.; HERNÁNDEZ - TORRUCO, J. (2017). A Predictive Model for Guillain-Barré Syndrome Based on Single Learning Algorithms. **Comput Math Methods Med.** 2017:8424198. DOI:<https://dx.doi.org/10.1155/2017/8424198>

CARCREFF, L. et al. (2020) Walking Speed of Children and Adolescents with Cerebral Palsy: Laboratory Versus Daily Life. **Front. Bioeng. Biotechnol.** **8**, 812 DOI :<https://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2020.00812>.

CARNEIRO, A. A. et al. (2000) Biomagnetismo: Aspectos Instrumentais e Aplicações. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, volume 22, nº 3.

CASTILLO-GONZÁLES, W. (2014). **La Punción Lumbar. Historia Y Perspectivas**. DOI :<https://dx.doi.org/10.13140/RG.2.1.1532.7207>.

CAVALHEIRO, G, L.; ALMEIDA, M, F, S.; PEREIRA, A, A.; ANDRADE, A, O. (2009) Study of age-related changes in postural control during quiet standing through linear discriminant analysis., *Biomed. Eng. Online*, vol. 8, p. 35, 2009. DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/1475-925X-8-35>

CHEN W.; ZHUANG, J.; YU, W.; WANG, Z. (2009) Measuring complexity using FuzzyEn, ApEn, and SampEn, *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 1, pp. 61-68. DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.04.005>

CHEN, Z.; USUBAMATOV, R. (2019) Physics of Gyroscope's "Antigravity Effect" **Advances in a mathematical Physics Journal**, Hindawi. art. 4197863, 2019 DOI:<https://dx.doi.org/10.1155/2019/4197863>.

CHICCO, D.; SICHENZE, A; JURMAN, G. (2025) A simple guide to the use of Student's *t*-test, Mann-Whitney *U* test, Chi-squared test, and Kruskal-Wallis test in biostatistics. **BioData Mining** 18, 56. DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s13040-025-00465-6>

CHIRCOV, C.; GRUMEZESCU, A, M. (2022). Microelectromechanical Systems (MEMS) for Biomedical Applications. In **Micromachines** (Vol. 13, Issue 2). MDPI. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/mi13020164>.

CLEMENT, J. M., HOLLE, L. M. (2017). Safe Administration of Intracerebral Spinal Fluid Chemotherapy: **Time for Guidelines**. v. 13, n. 11, p. 713-718, DOI: <https://dx.doi.org/10.1200/JOP>.

CLINKARD, David *et al.* Assessment of Lumbar Puncture Skill in Experts and Nonexperts Using Checklists and Quantitative Tracking of Needle Trajectories: Implications for Competency-Based Medical Education. **Teaching and Learning in Medicine**, v. 27, n. 1, p. 51-56, 2 jan. 2015. DOI: <https://dx.doi.org/10.1080/10401334.2014.979184>.

COL, R. E. (2011). Graus de Recomendação e Força de Evidência. In **Revista Brasileira de Anestesiologia** (Vol. 61, Issue 5).

COLLAZO, B, R.; SERRANO, A, M.; MADRID, L, P. (2021). **Procedimiento punción lumbar** Índice del Protocolo.

COLLIN, J. et al (2019). Inertial Sensors and Their Applications. In: Bhattacharyya, S., Deprettere, E., Leupers, R., Takala, J. (eds) **Handbook of Signal Processing Systems**. Springer, Cham. p. 51-85. DOI :https://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-91734-4_2

COLLIN, J. et al. (2017). **Inertial Sensors and Their Applications. 2. ed. Cham: Springer. pp. 1-34. DOI:** https://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-44787-6_1.

CORTELL-TORMO, J, M. et al. (2019) "Lumbatex: A Wearable Monitoring System Based on Inertial Sensors to Measure and Control the Lumbar Spine Motion", in **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 27, n. 8, pp. 1644-1653. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2927083>.

CORTELL-TORMO, J, M. et al. (2020). Measuring spinal mobility using an inertial measurement unit system: A validation study in axial spondyloarthritis diagnostics, **MDPI Open Access Journal** 10(6). DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/diagnostics10060426>.

CORVETTO, Marcia A. *et al.* Validation of the imperial college surgical assessment device for spinal anesthesia. **BMC Anesthesiology**, v. 17, n. 1, 29 set. 2017. DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s12871-017-0422-3>

COSTA BRASIL, G. et al. (2018) Utilização de escalas de design e autoconfiança na avaliação da simulação realística materno-infantil. **Revista de Enfermagem Referência**, vol. IV, núm. 19, pp. 117-125. DOI: <https://dx.doi.org/10.12707/RIV18025>.

COSTA, B, K.; SATO, D, K. (2020). Viral encephalitis: a practical review on diagnostic approach and treatment. In **Jornal de Pediatria** (Vol. 96, pp. 12-19). Elsevier Editora Ltda. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.jped.2019.07.006>.

COSTERUS, J, M.; BROUWER, M, C.; VAN DE BEEK, D. (2018). Technological advances and changing indications for lumbar puncture in neurological disorders. In **The Lancet Neurology** (Vol. 17, Issue 3, pp. 268-278). Lancet Publishing Group. DOI: [https://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30033-4](https://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30033-4).

CRUZ-GARZA, J, G. et al. (2014) Neural decoding of expressive human movement from scalp electroencephalography (EEG). **Front. Hum. Neurosci.**, 08 April 2014 v. 8, art. 188 DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2014.00188>.

CUCCI, D, A. et al. (2023). **On Performance Evaluation of Inertial Navigation Systems: the Case of Stochastic Calibration.** **IEEE Sensors Journal**, v. 23, n. 9, p. 10028-10040, 2023. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2023.3241570>.

DA SILVA RUY, R. (2021) **Desenvolvimento e validação geométrica de um sistema para mapeamento com câmaras digitais de médio formato.** Universidade Estadual Paulista - Tese (Doutorado) <https://1library.org/document/zk71dj8q-roberto-da-silva-ruy.html#fulltext-content>, acessado em 22 de novembro de 2023.

DAVIDSON, Patricia M. **The surgeon for the future and implications for training.** **ANZ Journal of Surgery**, 2002.

DEHZANGI, O.; SAHU, V. (2018). IMU-Based Robust Human Activity Recognition using Feature Analysis, Extraction, and Reduction. 24th International Conference on Pattern Recognition (ICPR). In 24th Disponível em: IMU-Based Robust Human Activity Recognition using Feature Analysis, Extraction, and Reduction,

DEISENHAMMER, F. et al. (2019). The cerebrospinal fluid in multiple sclerosis. In *Frontiers in Immunology* (Vol. 10, Issue APR). **Frontiers Media S.A.** DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fimmu.2019.00726>.

DO NASCIMENTO, G, A, M.; NETO, M, M, L.; DA SILVA, W, B. (2021). Uma Aplicação Didática do Protocolo I2C em Sistemas de Comunicação / A Didactic Application of the I2C Protocol in Communication Systems. **Brazilian Journal of Development**, 7(10), 94837-94853. DOI: <https://dx.doi.org/10.34117/bjdv7n10-001>.

DODD, K. C. et al. (2018). Periprocedural antithrombotic management for lumbar puncture: Association of British Neurologists clinical guideline. In **Practical Neurology** (Vol. 18, Issue 6, pp. 436-446). BMJ Publishing Group. DOI: <https://dx.doi.org/10.1136/practneurol-2017-001820>.

DOHERTY, C, M.; FORBES, R, B. (2014). **Diagnostic Lumbar Puncture.** www.ums.ac.uk. Acessado em 21 de novembro de 2023.

DOMINGUES, R. et al. (2016). Lumbar puncture in patients using anticoagulants and antiplatelet agents. In **Arquivos de Neuro-Psiquiatria** (Vol. 74, Issue 8, pp. 679-686). Associação Arquivos de Neuro-Psiquiatria. DOI: <https://dx.doi.org/10.1590/0004-282X20160098>.

DOMÍNGUEZ - JIMÉNEZ, D, Y. et al (2024). A machine learning approach for the design optimization of a multiple magnetic and inertial sensors wearable system for spine mobility

assessment. **J NeuroEngineering Rehabil** 21, 198 . DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s12984-024-01484-w>

DORSETT, M.; LIANG, S, Y. (2016). Diagnosis and Treatment of Central Nervous System Infections in the Emergency Department. In **Emergency Medicine Clinics of North America** (Vol. 34, Issue 4, pp. 917-942). W.B. Saunders.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.emc.2016.06.013>.

EL-SHEIMY, N.; YOUSSEF, A. (2020) **Inertial sensors technologies for navigation applications: state of the art and future trends**. Satell Navig. v. 1, n. 1.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s43020-019-0001-5>.

ENGELBORGH, S. et al. (2017). **Consensus guidelines for lumbar puncture in patients with neurological diseases. Alzheimer's and Dementia: Diagnosis, Assessment and Disease Monitoring**, 8, 111-126. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.dadm.2017.04.007>.

ENGLEHART, K.; HUDGINS, B. (2003) **A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control**, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, no. 7, pp. 848-854.
DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/TBME.2003.813539>

ERICSSON, K. Anders. **INVITED ADDRESS Deliberate Practice and the Acquisition and Maintenance of Expert Performance in Medicine and Related Domains**. [S.l.: S.n.].

ESCALANTE, J, P. et al (2025) **Machine Learning Strategies for Parkinson Tremor Classification Using Wearable Sensor Data**. Arxiv: 2501.18671.
DOI:<https://dx.doi.org/10.48550/arXiv.2501.18671>

FALBRIARDI, M. et al. (2018) Accurate Estimation of Running Temporal Parameters Using Foot-Worn Inertial Sensors. **Front. Physiol.** v. 9, art. 610,
DOI:<https://dx.doi.org/10.3389/fphys.2018.00610>.

FALBRIARDI, M.; SOLTANI, A.; AMINIAN, K. (2021) Running Speed Estimation Using Shoe-Worn Inertial Sensors: Direct Integration, Linear, and Personalized Model. **Front. Sports Act. Living**. v. 3, 2021. DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fspor.2021.585809>.

FATI, N. et al. (2021). Depth of spinal needle insertion and its associated factors among patients who underwent surgery under spinal anesthesia. **Translational Research in Anatomy**, 25. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.tria.2021.100143>.

FERRARI, A. et al. (2020). The effects of cerebrospinal fluid tap-test on idiopathic normal pressure hydrocephalus: An inertial sensors based assessment. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 17(1). DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s12984-019-0638-1>.

FIGUEIREDO FILHO, D., SILVA, L. (2022). A significância estatística e o uso do p-valor em pesquisas na saúde: Recomendações práticas. **Interfaces Científicas - Saúde E Ambiente**, 9(1), 230-239. DOI: <https://dx.doi.org/10.17564/2316-3798.2022v9n1p230-239>

FINO, P, C. et al. (2021) Objective Dual-Task Turning Measures for Return-to-Duty Assessment After Mild Traumatic Brain Injury: The Return Study Protocol. **Front. Neurol.** V. 12 DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fneur.2020.544812>.

FRANCO, L. et al. (2021). A novel IMU-based clinical assessment protocol for Axial Spondyloarthritis: A protocol validation study. **PeerJ**, 9. DOI:<https://dx.doi.org/10.7717/peerj.10623>.

FRIEDMAN, Zeev *et al.* (2009) Clinical impact of epidural anesthesia simulation on short- and long-term learning curve high-versus low-fidelity model training. **Regional Anesthesia and Pain Medicine**, v. 34, n. 3, p. 229-232

GARCIA, J. *et al.* (2015) Assessment of competency during orotracheal intubation in medical simulation. **British Journal of Anaesthesia**, v. 115, n. 2, p. 302-307, DOI:<https://dx.doi.org/10.1093/bja/aev207>.

GARCIA, M, A, C.; VIEIRA, T, M, M. (2011) Surface electromyography: Why, when and how to use it, *Rev. Andaluza Med. del Deporte.*, vol. 4, no. 1, pp. 17-28. DOI:<https://dx.doi.org/10.36104/amc.2018.1400>

GARCÍA, S. C. (2014) **Implementación de Analizadores de Protocolos de Comunicaciones SPI, I2C.**

GAUBERT, S. et al. (2021). Positive effects of lumbar puncture simulation training for medical students in clinical practice. **BMC Medical Education**, 21(1). DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s12909-020-02452-3>.

GLOWINSKI, S. et al. (2020). **Inertial sensors as a tool for diagnosing discopathy lumbosacral pathologic gait: A preliminary research.** **Diagnostics**, 10(6). DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/diagnostics10060342>.

GOLDMAN, R. D. (2019) Analgesia for lumbar puncture in infants and childrens, *Child Health Update - Canadian Family Physician*, Vol (65). PMID: **PM6515948**; PMID: **30867175**.

GOMEZ-BELDARRAIN, M.; GARCÍA-MONCÓ, J, C. (2018). Lumbar Puncture and CSF Analysis and Interpretation. In: García-Moncó, J. (eds) *CNS Infections*. Springer, Cham. p. 65-85. DOI: https://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-70296-4_1.

GOWER, D. J. et al. (1987). Contraindications to lumbar puncture as defined by computed cranial tomography. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, 50(8), 1071-1074. DOI:<https://dx.doi.org/10.1136/jnnp.50.8.1071>.

GONÇALVES, V, L. (2023) **Utilização da análise discriminante linear para criar um modelo linear de envelhecimento na execução de tarefas motoras por meio de sensores inerciais posicionados na mão e no antebraço.** Programa de Pós- Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia.

GREENLEE, J. E. (2022). **Como fazer punção lombar.** Manual Merck. Versão Profissional.

GRUSS, S.; et al. (2015). Pain intensity recognition rates via biopotential feature patterns with support vector machines, **PLoS One**, vol. 10, no. 10, pp. 1-14. DOI:<https://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0140330>

GUIMARÃES, V. (2023) **Técnica de Punção Lombar** (65). Academia.edu Acessado em 28 de novembro de 2023.

GUO, J. et al. (2025). Interpretable machine learning model for predicting the prognosis of antibody positive autoimmune encephalitis patients. *Journal of Affective Disorders*, Vol. 369, pp. 352-363, ISSN 0165-0327. DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.jad.2024.10.010>

GY- IMU Module (2023), edit on Github, https://docs.sunfounder.com/projects/elite-explorer-kit/en/latest/basic_projects/09_basic_gy87.html. Acessado em 03 de janeiro de 2024

Hayati, H., Eager, D., Pendrill, A.-M., & Alberg, H. (2020). Jerk within the Context of Science and Engineering—A Systematic Review. *Vibration*, 3(4), 371-409.

HAIRE, R.; REDDY, V.; SRIKANTH, R. (2022). MEMS based sensors - A comprehensive review of commonly used fabrication techniques. *MaterialsToday Proceedings*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2214785321037998>. Acessado em 11 de agosto de 2022.

HALDER, R, K.; UDDIN, M, N.; UDDIN, M, A. et al (2024). Enhancing K-nearest neighbor algorithm: a comprehensive review and performance analysis of modifications. *J Big Data* 11, 113. DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s40537-024-00973-y>

Hdt - Hospital de Doenças Tropicais (2021) - Protocolo de Punção Lombar em Adultos - Ebserh - SUS.

HENRIKSEN, Mikael Johannes Vuokko *et al.* Opinion and special articles: Stress when performing the first lumbar puncture may compromise patient safety. *Neurology*, v. 90, n. 21, p. 981-987, 2018.

HERBOWSKI, L. (2013). The Maze of the Cerebrospinal Fluid Discovery. *Anatomy Research International*, 2013, 1-8. DOI: <https://dx.doi.org/10.1155/2013/596027>.

HOMAYOUNFARM, S, Z.; ANDREW, T, L. (2020) Wearable sensors for monitoring human motion: A review on mechanisms, materials, and challenges. *SLAS Technology*, Vol. 25, pp 9-24. DOI: <https://dx.doi.org/10.1177/2472630319891128>.

HU, J.; SZYMCZAK, S. (2023) A review on longitudinal data analysis with random forest, *Briefings in Bioinformatics*, Volume 24, Issue 2. DOI: <https://dx.doi.org/10.1093/bib/bbad002>

HUDGINS, P. A. et al. (2017). Difficult lumbar puncture: Pitfalls and tips from the trenches. In American *Journal of Neuroradiology* (Vol. 38, Issue 7, pp. 1276-1283). American Society of Neuroradiology. DOI:<https://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A5128>.

HUFF, T. et al. (2023) Neuroanatomy, Cerebrospinal Fluid, StatPearls, Neuroanatomy, Cerebrospinal Fluid - StatPearls - NCBI Bookshelf (nih.gov),. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557504/> acessado em 22 de novembro de 2023.

Inertial MEMS: a Market in Motion, IEEE Staff, & IEEE Staff. IEEE/ION Position, Location and Navigation Symposium.

INGEBRIGTSEN, S, G. et al (2025) Zeroing in: achieving zero complications in lumbar puncture - a quality improvement initiative to reduce complications at the University Hospital of North Norway. **BMJ Open Quality**. 14: e003327.DOI: <https://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2025-003327>

INVENSENSE INC (2013) **MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions**. Document Number: RM-MPU-6000A-00 Revision: 4.2.

JAMES, B.; LEE, R, B.; MELLIFONT, B, J, B. (2010) The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Volume 13, Issue 2, Pages 270-273.DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2009.01.005>.

JAMESON, J, L. et al. (2018) Harrison's Principles of Internal Medicine. **Mc Graw Hill**. Ed. 20.

JANE, A.; WRAY, L, A. (2023) Jul 24. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; PMID: 32491485.

JEON, Hyoseon e colab. (2017) Automatic Classification of Tremor Severity in Parkinson's Disease Using a Wearable Device. **Sensors**, v. 17, n. 9, p. 2067. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s17092067>

JOSNISON, K, S.; SEXTON, D, J. (2023) **Punção lombar: Técnica, indicações, contraindicações e complicações em adultos**. Wolters Kluwer.

JOVEL, C, A, E. et al. (2015) Utilidad y rendimiento diagnóstico de la punción lumbar en el servicio de urgências. **Acta Neurológica Colombiana**, 31(1): 39-48. DOI:<https://dx.doi.org/10.22379/242240226>

JUSMAN, Y. et al (2022). Comparison of spine curvature images classification using support vector machine and K-nearest neighbors. **AIP Conference Proceedings**, Vol. 2499 (080001). DOI:<https://dx.doi.org/10.1063/5.0105008>

JUUTINEN, Milla *et al*. Parkinson's disease detection from 20-step walking tests using inertial sensors of a smartphone: Machine learning approach based on an observational case-control study. **PLoS ONE**, v. 15, n. 7 July, p. 1-19, 2020. DOI:<https://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0236258>

KAGIMU, E. et al. (2022). Therapeutic Lumbar Punctures in Human Immunodeficiency Virus-Associated Cryptococcal Meningitis: Should Opening Pressure Direct Management? **Open Forum Infectious Diseases**, 9(9). DOI:<https://dx.doi.org/10.1093/ofid/ofac416>.

KEKERE, V.; ALSAYOURI, K. (2023) Anatomy, Head and Neck, Dura Mater, Treasure Island (FL): **StatPearls Publishing** <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK545301/?report=reader>. Acessado em 28 de outubro de 2023.

KEMPE, V. (2011) **Inertial MEMS, Principles and Practice**. Cambridge University Press.

KESSLER, D. O. et al. (2011). **A randomized trial of simulation-based deliberate practice for infant lumbar puncture skills**. *Simulation in Healthcare*, 6(4), 197-203. DOI:<https://dx.doi.org/10.1097/SIH.0b013e318216bfc1>.

KHALILI, Z.; MORADI, M, H. (2009) Emotion recognition system using brain and peripheral signals: Using correlation dimension to improve the results of EEG, **Proc. Int. Jt.Conf. Neural Networks**, no. August, pp. 1571-1575. DOI:<https://dx.doi.org/10.1109/IJCNN.2009.5178854>

KHAN, D. et al (2024). A Wearable Inertial Sensor Approach for Locomotion and Localization Recognition on Physical Activity. **Sensors**. 24. 735. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s24030735>

KHANAM, F.; AHMAD, M. (2016) **Frequency based EMG power spectrum analysis of Salat associated muscle contraction**. *ICEEE 2015 - 1st Int. Conf. Electr. Electron. Eng.*, no.November, pp. 161-164. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/CEEE.2015.7428245>

KHOURY, Nicolas *et al.* Data-driven based approach to aid Parkinson's disease diagnosis. **Sensors (Switzerland)**, v. 19, n. 2, p. 1-27, 2019. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s19020233>

KIM, K. T. (2022). Lumbar puncture: considerations, procedure, and complications. **Encephalitis**, 2(4), 93-97. DOI: <https://dx.doi.org/10.47936/encephalitis.2022.00045>.

KOCA, R.; KOCA, Y, B. (2025) **Anatomy-Based Assessment of Spinal Posture Using IMU Sensors and Machine Learning**. *Sensors*, 25, 5963. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s25195963>

KOSTANEK, J.; KAROLCZAK, K.; KULICKOWSKI, W.; WATALA, C. (2024). Bootstrap Method as a Tool for Analyzing Data with Atypical Distributions Deviating from Parametric Assumptions: **Critique and Effectiveness Evaluation**. *Data*. 2024; 9(8):95. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/data9080095>

KUITUNEN, I.; RENKO, M. (2023). Lumbar puncture position in infants—a systematic review and meta-analysis. **European Journal of Pediatrics**, 182(10), 4573-4581. DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s00431-023-05137-3>.

LATEEF, F. (2010) Simulation -based learning: Just like the real thing. **Journal of Emergencies Trauma, and Shock**. Oct-Dec; 3(4): 348-352. DOI:<https://dx.doi.org/10.4103/0974-2700.70743>

LEE, B. (2003) **Review of the present status of optical fiber sensors**. *Optical Fiber Technology*, Volume 9, Issue 2, pp 57-79. DOI: [https://dx.doi.org/10.1016/S1068-5200\(02\)00527-8](https://dx.doi.org/10.1016/S1068-5200(02)00527-8).

LEHTINEN, M. K. et al. (2013). The choroid plexus and cerebrospinal fluid: Emerging roles in development, disease, and therapy. **Journal of Neuroscience**, 33(45), 17553-17559. DOI:<https://dx.doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3258-13.2013>.

LEITE, A, A. et al. (2016) **Análise do Líquido Cefalorraquidiano - Revisão de Literatura**. *Atlas de Ciências da Saúde*, São Paulo, Vol. 4, nº 3, pag. 1-24.

LELIS SILVA, G. (2023). **Avaliação do desempenho de classificadores na discriminação de indivíduos adultos e idosos saudáveis a partir da função manual**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia.

LEVIN, M. C. (2021). **Punção lombar (punção espinhal)**. Manual MSD -Versão para Profissionais de Saúde.

LIDDELOW, S, A. (2015) Development of the choroid plexus and blood-CSF barrier. **Front. Neurosci.** 9:32. DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fnins.2015.00032>.

LILJA, H. et al (2024). Novice providers' success in performing lumbar puncture: a randomized controlled phantom study between a conventional spinal needle and a novel bioimpedance needle. **BMC Med Educ** 24, 520. DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s12909-024-05505-z>.

Lima de França, K., & dos Santos, A. M. (2025). ENTROPIA DESCOMPLICADA: UM GUIA PELA SEGUNDA LEI DA TERMODINÂMICA. *RECIMA21 - Revista Científica Multidisciplinar* - ISSN 2675-6218, 6(1), e626215. DOI:<https://dx.doi.org/10.47820/recima21.v6i1.6215>

LIMA, S, R, S. (2005) **Integração GPS/INS utilizando sensores inerciais baseados em sistemas micro eletromecânicos (MEMS)** - Departamento de Geomática de Ciências Exatas da Universidade Federal do Paraná.

LINS, M, M, D. et al (2023). Post spinal puncture headache: diagnosis, risk factors and treatment. **Brazilian Journal of Health Review**, [S. l.], v. 6, n. 4, p. 17533-17548. DOI: <https://dx.doi.org/10.34119/bjhrv6n4-273>.

LIU, G. et al. (2022). Measurements of cerebrospinal fluid production: a review of the limitations and advantages of current methodologies. In Fluids and Barriers of the CNS (Vol. 19, Issue 1). **BioMed Central Ltd**. DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s12987-022-00382-4>.

LIU, P, T.; DADU, R.; SENA, K. (2010). Lumbar puncture in older adults: Which approach is safer? A retrospective cohort study. In **Journal of the American Geriatrics Society** (Vol. 58, Issue 8, pp. 1617-1618). DOI:<https://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.02996.x>.

LJUBISAVLHEVIC, S. (2020). Postdural puncture headache as a complication of lumbar puncture: clinical manifestations, pathophysiology, and treatment. **Neurol Sci** 41, 3563-3568 (2020). DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s10072-020-04757-z>

LORENZ, M.; TAETZ, B.; BLESER, G. (2020) An Approach to Magnetometer-free On-body Inertial Sensors Network Alignment, **IFAC-PapersOnLine**, Vol. 53, Issue 2, pp 15982-15989. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.ifacol.2020.12.393>.

Lumbar Puncture (LP) **Clinical Guideline** (2020).

LYDON, S. et al. (2019). Can simulation-based education and precision teaching improve paediatric trainees' behavioural fluency in performing lumbar puncture? A pilot study. **BMC Medical Education**, 19(1). DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s12909-019-1553-7>.

MACHADO, Alessandro R. P. *et al.* Feature visualization and classification for the discrimination between individuals with Parkinson's disease under levodopa and DBS

treatments. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 15, n. 1, p. 169, 2 ago. 2016.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s12938-016-0290-y>

MADADI, S.; ROSTAMI, M.; FARAHANI, H. et al (2025) Preoperative lower limb kinematic analysis in spinal sagittal imbalance using machine learning and IMU sensors. **SIViP**, 666. DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s11760-025-04231-3>

MADGWICK, S. (2010) **An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays**. Bristol, UK: X-IO Technologies.

MAENAKA, K. (2008) **MEMS Inertial Sensors and Their Applications**. 5th International Conference on Networked Sensing Systems, pg. 71-73.

MAENAKA, K. et. al. (2007) Vibrating Beam Accelerometer with Hard Suspension Beams. **Dig. of Tech. Papers.**, Transducers'07, pp. 1207-1210.

MAJED, B. et al. (2009). Lumbar punctures: Use and diagnostic efficiency in emergency medical departments. **International Journal of Emergency Medicine**, 2(4), 227-235.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s12245-009-0128-5>.

MAJID, D. (2014) **Accelerometer, and gyroscopes sensors: operation, sensing and applications**.

MALIK, M., & ISMAIL, S. (2020). Accuracy of Tuffier's line identification by Palpation method: Cross-sectional comparative study among obese, pregnant and control groups. **Turkish Journal of Anaesthesiology and Reanimation**, 48(2), 108-114.
DOI:<https://dx.doi.org/10.5152/TJAR.2019.82346>.

MALTI, B.; GOVAL, A.; CHOUDHARY, A. (2022). A comparative analysis of K-Nearest Neighbor, Genetic, Support Vector Machine, Decision Tree, and Long Short-Term Memory algorithms in machine learning, **Decision Analytics Journal**. Volume 3,100071, ISSN 2772-6622. DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.dajour.2022.100071>.

MARDASI, E.; NGUYEN, K, S. (2022). A Phantom model for fluoroscopically guided lumbar puncture training. **Eurosafe Imaging**. Congress 2022 ASM (R-0129).
DOI:<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2022/R-0129>

Market/ Will Wu (2016) **QMC5883L Datasheet**, QST.

MARTINÉZ-HERNÁNDEZ, A. et al. (2022). **A Wearable System Based on Multiple Magnetic and Inertial Measurement Units for Spine Mobility Assessment: A Reliability Study for the Evaluation of Ankylosing Spondylitis**. *Sensors*, 22(4).
DOI :<https://dx.doi.org/10.3390/s22041332>.

McMILLAN, H. J. et al. (2016). Lumbar puncture simulation in pediatric residency training: Improving procedural competence and decreasing anxiety. **BMC Medical Education**, 16(1).
DOI: <https://dx.doi.org/10.1186/s12909-016-0722-1>.

MD, G, A. et al. (2013). Original Article General Anesthesia for Lumbar Puncture and Bone Marrow Aspiration /Biopsy in Children with Cancer. In **Iranian Journal of Pediatric Hematology Oncology** (Vol. 3). PMCID: **PMC3915451**; PMID: **24575270**

MILOSEVIC, B.; FARELLA, E. (2015) **Wearable Inertial Sensor for Jump Performance Analysis**. WearSys '15: Proceedings of the workshop on Wearable Systems and Applications pp 15-20. DOI:<https://dx.doi.org/10.1145/2753509.2753512>

Ministério da Saúde do Governo Federal (2016) Diretrizes Brasileiras de Obesidade, 4ª ed, Abeso.

Ministério da Saúde do Governo Federal (2023) Saúde da Pessoa Idosa Saúde da pessoa idosa — Ministério da Saúde (www.gov.br). Acessado em 12 de dezembro de 2023.

MIRRAKHIMOV, A, E.; GRAY, A.; AYACH, T. (2017). When should brain imaging precede lumbar puncture in cases of suspected bacterial meningitis? **Cleveland Clinic Journal of Medicine**, 84(2), 111-113. DOI:<https://dx.doi.org/10.3949/ccjm.84a.16028>.

MISHRA, B.; VISHNU, V. (2020). **Lumbar Puncture: Indications, Challenges and Recent advances**. DOI:<https://dx.doi.org/10.22541/au.159551285.58779331>.

MOGHADDAM, F, S.; ADORNATO, B, T. (2005) The failed lumbar puncture, **Neurology** ;64; E (24). DOI:<https://dx.doi.org/10.1212/01.wnl.0000164849.90985.2f>.

MOLLAN, S. P. et al. (2018). Idiopathic intracranial hypertension: Consensus guidelines on management. In **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry** (Vol. 89, Issue 10, pp. 1088-1100). BMJ Publishing Group. DOI: <https://dx.doi.org/10.1136/jnnp-2017-317440>.

MOURA SANTOS, A, F. et al. (2012) **Aplicação de Acelerômetros de baixo custo em Sistemas Automatizados de Medição**. 20º Simpósio do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia.

MUNGU, R. (2014) A GPS-aided inertial navigation system in direct configuration, **Journal of Applied Research and Technology**. JART Vol. 12. Issue 4. pp 803-814. DOI:[https://dx.doi.org/10.1016/S1665-6423\(14\)70096-3](https://dx.doi.org/10.1016/S1665-6423(14)70096-3)

MUSTAFAZADE, A. et al. (2020) A Vibrating Beam MEMS Accelerometer for Gravity and Seismic Measurements. **Scientific Reports** 10:10415. DOI:<https://dx.doi.org/10.1038/s41598-020-67046-x>.

NYANGE, R.; KANNAN, H.; CHOLA, C.; SING, S.; KIM, J.; PISE, A, A. (2025) Analytical computation for segmentation and classification of lumbar vertebral fractures. **Front Comput Neurosci**. Jul 10; 19:1536441. DOI: <https://dx.doi.org/10.3389/fncom.2025.1536441>

O'MALLEY, Marcia K. *et al.* Identifying successful motor task completion via motion-based performance metrics. **IEEE Transactions on Human-Machine Systems**, v. 44, n. 1, p. 139-145, 2014. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/THMS.2013.2287383>

OCAÑA-GARCÍA, C, E.; PEDRAZA- DELIS, M, R.; GONZÁLES-SANCHES, A. (2021). Caso clínico: plan de cuidados enfermero para el paciente con demencia frontotemporal y su cuidador principal. **SANUM Revista Científica Sanitária** 5(4): 50.

OCAÑA-GARCÍA, C.E.; GONZÁLES-SANCHES, A.; PEDRAZA-DELIS, M.C. (2021) “Revisión del papel de enfermería en la técnica de punción lumbar”. **SANUM**, 5(2) 94-100.

OLIVEIRA, J. P. S. et al. (2020). Cerebrospinal fluid: history, collection techniques, indications, contraindications and complications. **Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial**. v. 56, n. 1, p. 1-11, DOI:<https://dx.doi.org/10.5935/1676-2444.20200054>.

OME - Oxford Medical Education (2015) Punção Lombar.

OWENS, S. et al (2025). Low-cost lumbar puncture simulators for pediatric neurological emergency training in India. **Education for Health Journal**. 38(1), 91-92.
DOI:<https://dx.doi.org/10.62694/efh.2025.266>

ÖZTOP-CAKMAK, Ö. et. al. (2023). Gait Analysis in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus: A Single Centre Experience. **Istanbul Medical Journal**, 24(1), 36-39.
DOI:<https://dx.doi.org/10.4274/imj.galenos.2023.60251>.

PANDEY, Y., SINGH, S, P. (2023). Recent Advances in Bio-MEMS and Future Possibilities: An Overview. In **Journal of The Institution of Engineers (India): Series B**. v. 6, p. 1377-1388 Springer. DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s40031-023-00924-w>

PASSARO, V, M, N. et al. (2017) **Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective**. Sensors (Basel);17(10):2284.
DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s17102284>

PATEL, S. *et al.* Monitoring Motor Fluctuations in Patients With Parkinson's Disease Using Wearable Sensors. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 13, n. 6, p. 864-873, 2009. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/TITB.2009.2036161>

PELC, M. et al. (2023). Initial study on an expert system for spine diseases screening using inertial measurement unit. **Scientific Reports**, 13(1). DOI:<https://dx.doi.org/10.1038/s41598-023-36798-7>.

PERES, L, B. (2021) **Discriminação do tremor em repouso do punho entre indivíduos com e sem a doença de Parkinson por meio de sensores inerciais e classificadores**. Programa de Pós- Graduação em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Uberlândia.

PERETZ, O.; KOREN, M.; KOREN, O. (2024). **Naive Bayes classifier - An ensemble procedure for recall and precision enrichment. Engineering Applications of Artificial Intelligence**. Vol. 136, Part B,108972, ISSN 0952-1976.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.engappai.2024.108972>.

PEREZ, H.; TAH, H, M. (2020) Improving the accuracy of convolutional neural networks by identifying and removing outlier images in datasets using t-SNE, **Mathematics**, vol. 8, no. 5, p. 662. DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/MATH8050662>.

PERLMUTTER, M. (2012) **High-Performance, Low-Cost**

PETRIDIS, A, K. et al. (2017). Aneurysmal subarachnoid hemorrhage-diagnosis and treatment. In **Deutsches Arzteblatt International** (Vol. 114, Issue 13, pp. 226-235). Deutscher Arzte-Verlag GmbH. DOI:<https://dx.doi.org/10.3238/arztebl.2017.0226>.

PHINYOMARK, A.; HIRUNVIRIYA, S.; LIMSAKUL, P.; PHUKPUTTARANONT, P. (2010) **Evaluation of EMG feature extraction for hand movement recognition based on**

euclidean distance and standard deviation, ECTI-CON 2010 - 2010 ECTI Int. Conf. Electr. Eng. Comput. Telecommun. Inf. Technol., pp. 856-860.

PIAZETTA, G, R.; PEREIRA, H, C, P. (2021). Punção lombar. **VITTALLE - Revista De Ciências Da Saúde**, 33(1), 111-123. DOI:<https://dx.doi.org/10.14295/vittalle.v33i1.11503>

PINHO, C, M, A.; GASPAR, M, A.; SASSI, R, J. (2024) **Application of artificial intelligence techniques for classification of escape from the topic in essays**. Scielo Brasil. Educ. Rev. 40 . DOI:<https://dx.doi.org/10.1590/0102-469839773t>.

PONCIANO, V. et al (2020). Identification of Diseases Based on the Use of Inertial Sensors: A Systematic Review. **Electronics**, 9(5), 778
DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/electronics9050778>

PRIYA, S, S.; AMANULLAH, M , MANIVANNAM , D. (2024). Enhancing SVM Classification of Meningitis with Feature-Adaptive Adagrad in CSF Analysis. **5th International Conference on Electronics and Sustainable Communication Systems (ICESC)**pp. 1109-1113. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/ICESC60852.2024.10689818>.

QIU, H. et al. (2018). Application of Wearable Inertial Sensors and A New Test Battery for Distinguishing Retrospective Fallers from Non-fallers among Community-dwelling Older People. **Scientific Reports**, 8(1). DOI :<https://dx.doi.org/10.1038/s41598-018-34671-6>.

QUAN, P. et al (2025). **Random Forest Classifier**. ScienceDirect. Disponível em www.sciencedirect.com/topics/computer-science/random-forest-classifier. Acesso em 08 de agosto de 2025.

RABELO, Amanda Gomes *et al.* Objective Assessment of Bradykinesia Estimated from the Wrist Extension in Older Adults and Patients with Parkinson's Disease. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 45, n. 11, p. 2614-2625, nov. 2017.
DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s10439-017-1908-3>.

RANDALL, K. (2013) Gyro and Accelerometer Panel: 50 years of service to the inertial community. **IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine**, vol. 28, Issue 7, pg. 23-29. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/MAES.2013.6559378>.

RANZOLIN PIAZZETTA, G. et al. (2021). **Vittalle-Revista de Ciências da Saúde** (Vol. 33, Issue 1). p. 111-123. DOI: <https://dx.doi.org/10.14295/vittalle.v33i1.11503>.

REN, D. et al. (2009) **Design and Analyses of a MEMS Based Resonant Magnetometer**. Sensors (Basel). 9(9): 6951-6966. DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/s90906951>.

RIBEIRO, L.; et al. (2012) Analysis of the relationship between EEG signal and aging through Linear Discriminant Analysis (LDA), **Res. Biomed. Eng.**, vol. 28, pp. 155-168. DOI: <https://dx.doi.org/10.4322/rbeb.2012.023>

RIPKA, Pavel. Magnetic Sensors and Magnetometers. **Measurement Science and Technology**, IOP Publishing, v. 13, n. 4, p. 645-645, Mar. 2002. ISSN 1361-6501. DOI: <https://dx.doi.org/10.1088/0957-0233/13/4/707>

RIZON, M, M, M.(2007). **Feature Extraction Methods for Human Emotion Recognition**

using EEG - A Study.

ROREN, Alexandra *et al.* Assessing Smoothness of Arm Movements With Jerk: A Comparison of Laterality, Contraction Mode and Plane of Elevation. A Pilot Study. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 9, 21 jan. 2022.

DOI:<https://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2021.796535>.

ROSSITTI - ROQUE, S, L., BALBO, J. (1988). **Punção Cervical Lateral para Mielografia e Coleta do Líquido Cefalorraquidiano** - Nota Técnica.

RUCHI.; SINGH, D. (2023). Lumbar Spine Disease Prediction with KNN, Random Forest and Decision Tree: A Study. **Big Data Analytics in Intelligent IoT and Cyber-Physical Systems**, pp 185-193. DOI: https://dx.doi.org/10.1007/978-981-99-4518-4_11

SACHDEVA, R, K.; BATHLA, P.; RANI, P. et al (2024). A novel K-nearest neighbor classifier for lung cancer disease diagnosis. **Neural Comput & Applic** 36, 22403-22416 (2024). DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s00521-024-10235-w>

SAHA, S.; SAHA, M. (2024). **The effects of machine learning algorithms in magnetic resonance imaging (MRI), and biomarkers on early detection of Alzheimer's disease.**Advances in Biomarker Sciences and Technology. Vol. 6, pp 191-208. ISSN 2543-1064. DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.abst.2024.08.004>.

SAINT-CRIQ, V.; GRAY, M, A. (2017). Role of CFTR in epithelial physiology. In **Cellular and Molecular Life Sciences** (Vol. 74, Issue 1, pp. 93-115). Birkhauser Verlag AG. DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s00018-016-2391-y>.

SAKAKURA, Yousuke *et al.* Biomechanical profiles of tracheal intubation: A mannequin-based study to make an objective assessment of clinical skills by expert anesthesiologists and novice residents. **BMC Medical Education**, v. 18, n. 1, 4 dez. 2018. DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s12909-018-1395-6>

SALMAN,, H. A.; KALAKECH, A.; STEITI, A. (2024).Random Forest Algorithm Overview **Babylonian Journal of Machine Learning**, 69-79.DOI: <https://dx.doi.org/10.58496/BJML/2024/007>

SAMPAIO, L, C. et al. (2000) Técnicas de Magnetometria. **Revista Brasileira de Ensino de Física**. Volume 22, nº 3.

SANTOS, C, P.; VIEIRA, M, E, M.; STEVAN JÚNIOR, S, L. (2016) **Sensores Inerciais aplicados à marcha humana no esporte**. Seminário de Eletrônica e Automação, Vol. 7.

SEIFERT, K.; CAMACHO, O. (2007) **Implementing Positioning Algorithms Using Accelerometers**.

SEXTON, D, J.; RICHIE, M. (2023) **Lumbar puncture: Technique, contraindications, and complications in adults**, <https://www.uptodate.com/contents/lumbar-puncture-technique-contraindications-and-complications-in-adults>. Acessado em 10 de janeiro de 2024.

SHARIFMOUSAVI, S, S.; BORHANI, M, S. (2020) **Support vectors machine-based model for diagnosis of multiple sclerosis using the plasma levels of selenium, vitamin**

B12, and vitamin D3. Informatics in Medicine Unlocked. Volume 20,100382, ISSN 2352-9148. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.imu.2020.100382>.

SHERMAN, S, C. et al. (2013) Clinical Emergency Medicine, Capítulo 1 - Common Procedures. **McGraw-Hill Education/Medical**; 1st edition.

SHETH, V. et al (2022). A Comparative Analysis of Machine Learning Algorithms for Classification Purpose, **Procedia Computer Science**. Vol 215, pp. 422-431, ISSN 1877-0509. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.procs.2022.12.044>.

SHLAMOVITZ, G. Z.; Lumbar Puncture. **Medscape**.431, ISSN. Acesso em 23 de setembro de 2024.

SIDDIQUI N, CHAN, R, H, M. (2020). Multimodal hand gesture recognition using single IMU and acoustic measurements at wrist. **PLoS One**. Jan 13;15(1):e0227039. DOI: <https://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0227039>. PMID: 31929544; PMCID: PMC6957149.

SIDDIQUI, N.; PETER, D, M.; MARUR, S. (2017). Ticks and salt: an atypical case of neuroborreliosis. **Journal of Community Hospital Internal Medicine Perspectives**, 7(6), 358-362. DOI: <https://dx.doi.org/10.1080/20009666.2017.1407209>.

SONG, Y. et al. (2025). Cerebrospinal fluid-induced stable and reproducible SERS sensing for various meningitis discrimination assisted with machine learning. **Biosensors and Bioelectronics**, Vol. 267 (116753). ISSN 0956-5663. DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/j.bios.2024.116753>.

SOUZA JÚNIOR, H, C. (2014) “**Modelagem, simulação e controle de um giroscópio**”, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola Politécnica.

STANFORD LUMBAR PUNCTURE GUIDELINES (2019).

STERZ, J. et al. (2021) Manikins versus Simulated patients in Emergency medicine training: a comparative analysis. **European Journal of Trauma and Emergency Surgery** . v. 47, n. 2, Article 405 .DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s00068-021-01695-z>.

SUN, Y.; XU, X. (2020) Calibration of MEMS triaxial Accelerometers Based on the Maximum likelihood Estimation method. Mathematical Problems in Engineering, vol. 2020, Article ID 4617365**Hindawi**. DOI: <https://dx.doi.org/10.1155/2020/4617365>.

SUTTON, F. et al. (2020). Testing blood and CSF in people with epilepsy: a practical guide. **Epileptic Disorders**, 22(4), 381-398. DOI: <https://dx.doi.org/10.1684/epd.2020.1191>.

SYRIOPOULOS, O. et al (2025). KNN Classification: a review. **Ann Math Artif Intell** 93, 43-75. DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s10472-023-09882-x>

TABASSUM, S.; TIWARI, V, K.; INDIC, P. (2024) **Machine Learning Classification of Alzheimer’s Disease Stages Using Cerebrospinal Fluid Biomarkers Alone**. Department of Electrical Engineering, University of Texas, Tyler; Texas, U.S.A.

TABORRI, J. ; PALERMO, E. ; ROSSI, S.(2023). WARNING: A Wearable Inertial-Based Sensor Integrated with a Support Vector Machine Algorithm for the Identification of Faults during Race Walking. **Sensors**, 23(11), 5245. DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/s23115245>

TAITZ, J. et al. (2006). Effect of the introduction of a lumbar-puncture sticker and teaching manikin on junior staff documentation and performance of paediatric lumbar punctures. In **Quality and Safety in Health Care** (Vol. 15, Issue 5, pp. 325-328). DOI:<https://dx.doi.org/10.1136/qshc.2005.013995>.

TAMURA, T. (2014) **Wearable inertial sensors and their applications**. Wearable Sensors - Fundamentals, Implementation and Applications - Chapter 2.2, pp 85-104. DOI:<https://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-418662-0.00024-6>.

TAVANA, P. et al (2023). Classification of spinal curvature types using radiography images: deep learning versus classical methods. **Artificial Intelligence Review**. 56 (11) 13259-13291. DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s10462-023-10480-w>

TAZARTES, D. (2014) **An historical perspective on inertial navigation systems**. Conference International Symposium on Inertial Sensors and Systems (ISISS). 25-26. DOI:<https://dx.doi.org/10.1109/ISISS.2014.6782505>

TSAREV, R. et al (2025) Statistical Analysis of Students' Academic Performance: Application of the Kruskal-Wallis Test and Dunn's Test. In: **Silhavy, R., Silhavy, P. (eds)** Software Engineering: Emerging Trends and Practices in System Development. CSOC. Lecture Notes in Networks and Systems, vol 1559. Springer, Cham. DOI:https://dx.doi.org/10.1007/978-3-032-00712-4_31

TUDOR, E. et al (2025). Accelerometers in Monitoring Systems for Rail Vehicle Applications: A Literature Review. **Applied System Innovation**, 8(3), 70. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/asi8030070>

TUMANI, H. et al. (2019). S1-Leitlinie: Lumbalpunktion und Liquordiagnostik. **DGNeurologie**, 2(6), 456-480. DOI:<https://dx.doi.org/10.1007/s42451-019-00126-z>.

UPPAL, V., KEARNS, R, J., McGRADY, E, M. (2011). Evaluation of M43B Lumbar puncture simulator-II as a training tool for identification of the epidural space and lumbar puncture. **Anaesthesia**, 66(6), 493-496. DOI:<https://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2044.2011.06710.x>.

URL1 - Advanced Epidural & Lumbar Puncture Model (2024). Disponível em :< Advanced Epidural & Lumbar Puncture Model (Light Skin Tone) | Limbs & Things UK. Acesso em 06 de outubro de 2024.

URL2 - **Three-Axis Digital Compass IC HMC5883L** (s.d.). Disponível em: <https://www.farnell.com/datasheets/1683374.pdf>. Acesso em: 17 out. 2025

URL3 - **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification** (2013). Disponível em: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>. Acesso em: 17 out. 2025.

VAHDATPOUR, A; AMINI, N; XU, W; SARRAFZADEH, M. (2011) Accelerometer-based on-body sensor localization for health and medical monitoring applications. **Pervasive Mob Comput**. 7(6): 746-760. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/j.pmcj.2011.09.002>

VAN HOVE, P. D. *et al.* **Objective assessment of technical surgical skills.** *British Journal of Surgery*, jul. 2010.

VANMECHELEN, I. *et al* (2022). **Assessment of upper limb movement disorders using wearable sensors during functional tasks: a systematic review.**

DOI:<https://dx.doi.org/10.1101/2022.10.13.22281023>

VENDROW, J. *et al.* (2020). Feature Selection from Lyme Disease Patient Survey Using Machine Learning. *Algorithms*, 13(12), 334. DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/a13120334>

VICTORINO, M, N.; JIANG X.; MENON, C. (2018) **Wearable Technology in Medicine and Health Care**, Chapter 7, pp 135-152. DOI: <https://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-811810-8.00007-5>.

VIEIRA, L, P.; AGUIAR, C, E. (2013) **Experimentos com o Acelerômetro de Tablets e Smartphones.** Programa de Pós Graduação de Ensino em Física, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

VIRIGILIO DA SILVA, L, E. (2017). *Sistemas não lineares e complexidade na análise da variabilidade da frequência cardíaca.* Disponível em: https://www.researchgate.net/profile/LuizEduardoSilva/publication/338186754_Sistemas_nao_lineares_e_complexidade_na_analise_da_variabilidade_da_frequencia_cardiaca/links/5e056d334585159aa49d4355/Sistemas-nao-lineares-e-complexidade-na-analise-da-variabilidade-da-frequencia-cardiaca.pdf. Acesso em: 20 de janeiro de 2026.

VYZAS, E.; PICARD, R, W. (1998). **Affective Pattern Classification**, pp. 176-182

WAGNER, J. *et al* (2025) Increased lumbar puncture success using a paramedian approach: A retrospective cohort study. *J Hosp Med*. PMID: 40686417. 10.1002/jhm.70138

WALKER, S.; THRASHER, A, B. (2013) Use of Simulation to Develop Clinical Skills: Part 1, Low-Fidelity Simulators. **International Journal of Athletic Therapy & Training.** Human Kinetics 18(2), pp. 20-23. DOI: <https://dx.doi.org/10.1123/ijatt.18.2.20>

WANG, C. J. *et al.* (2019). Implications of long-term low-fidelity in situ simulation in acute care and association with a reduction in unexpected cardiac arrests: A retrospective research study. *PLoS ONE*, 14(3). DOI :<https://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0213789>.

WERNER, A, F. *et al.* (2023). Inertial-Sensor-Based Monitoring of Sample Entropy and Peak Frequency Changes in Treadmill Walking during Recovery after Total Knee Arthroplasty. *Sensors*, 23(10), 4968. DOI:<https://dx.doi.org/10.3390/s23104968>

WICHMANN, T, O.; DAMKIER, H, H.; PEDERSEN, M. (2022). A Brief Overview of the Cerebrospinal Fluid System and Its Implications for Brain and Spinal Cord Diseases. In **Frontiers in Human Neuroscience** (Vol. 15). Frontiers Media S.A. DOI:<https://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2021.737217>.

WILLIAM, C.; LLOYD, III. (2020) **Lumbar Puncture (Spinal Tap)** MD, FACS, <https://www.healthgrades.com/right-care/brain-and-nerves/lumbar-puncture-spinal-tap#:~:text=The%20following%20types%20of%20doctors%20perform%20lumbar%20punct>

ure%3Aand%20lifethreatening%20illnesses%20and%20injuries.%20...%20Mais%20itens.
Acessado em 08 novembro de 2023.

WONG, W, Y.; SANG WONG, M.; LO, K, H. (2007) Clinical Applications of sensors for human posture and movement analysis: A review, **SAGE Journal**, Vol.31, Issue 1, pp 62-75. DOI:<https://dx.doi.org/10.1080/03093640600983949>.

WOODMAN, O. J. (2007). Number 696 An introduction to inertial navigation An introduction to inertial navigation.
<http://www.cl.cam.ac.uk/http://www.cl.cam.ac.uk/techreports/>. Acessado em 10 de novembro de 2023.

WRIGLEY, W. (1977) “History of inertial navigation”, Navigation, Journal of the Institute of navigation, Vol. 24 n° 1, pp 1-6, **Spring**.

WU, Y.; LUO, X. (2016) On Misalignment Between Magnetometer and Inertial Sensors. **IEEE Sensors Journal**. Vol. 16, N° 16. DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2016.258275>

XIE, S. et al. (2023). Using a novel virtual-reality simulator to assess performance in lumbar puncture: a validation study. **BMC Medical Education**, 23(1). DOI:<https://dx.doi.org/10.1186/s12909-023-04806-z>.

YEO, Caitlin T. *et al.* Examination of learning trajectories for simulated lumbar puncture training using hand motion analysis. **Academic Emergency Medicine**, v. 22, n. 10, p. 1187-1195, 1 out. 2015. DOI: <https://dx.doi.org/10.1111/acem.12771>

ZHANG, G.; CADOGAN, M. (2023) **Heinrich Quincke**, <https://litfl.com/heinrich-quincke/>. Acessado em 19 de novembro de 2023.

ZHANG, Y.; ZHANG, Z.; PANG, B.; YUAN, L.; REN, T. (2014) **Tiny MEMS-Based Pressure Sensors in the Measurement of Intracranial Pressure**. Vol 19, n° 2, pp 161-167 DOI: <https://dx.doi.org/10.1109/TST.2014.6787369>

