

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Sergio Luiz Lemos

**SISTEMA MICROPROCESSADO PARA AVALIAÇÃO DE AMPLITUDE DE
MOVIMENTO E DA FORÇA MUSCULAR, DO CONJUNTO
OSTEOMIOARTICULAR, COM A UTILIZAÇÃO DE ACELERÔMETRO E
GIROSCÓPIO**

São José dos Campos, SP
2020

SERGIO LUIZ LEMOS

**SISTEMA MICROPROCESSADO PARA AVALIAÇÃO DE AMPLITUDE DE
MOVIMENTO E DA FORÇA MUSCULAR, DO CONJUNTO
OSTEOMIOARTICULAR, COM A UTILIZAÇÃO DE ACELERÔMETRO E
GIROSCÓPIO**

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica, como
complementação dos créditos para
obtenção do título de Mestre em
Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Mário Oliveira Lima

São José dos Campos, SP
2020

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE DIVULGAÇÃO DA OBRA

Ficha catalográfica

Lemos, Sergiô Luiz

Sistema microprocessado para avaliação de amplitude de movimento e da força muscular, do conjunto osteomioarticular, com a utilização de acelerômetro e giroscópio / Sergio Luiz Lemos; orientador, Mário Oliveira Lima. - São José dos Campos, SP, 2020.
1 CD-ROM, 95 p.

Dissertação (Mestrado Acadêmico) - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Inclui referências

1. Engenharia Biomédica. 2. Reabilitação. 3. Osteomioarticular. 4. Dinamometria. 5. Desempenho muscular. I. Lima, Mário Oliveira, orient. II. Universidade do Vale do Paraíba. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

Eu, Sergio Luiz Lemos, autor(a) da obra acima referenciada:

Autorizo a divulgação total ou parcial da obra impressa, digital ou fixada em outro tipo de mídia, bem como, a sua reprodução total ou parcial, devendo o usuário da reprodução atribuir os créditos ao autor da obra, citando a fonte.

Declaro, para todos os fins e efeitos de direito, que o Trabalho foi elaborado respeitando os princípios da moral e da ética e não violou qualquer direito de propriedade intelectual sob pena de responder civil, criminal, ética e profissionalmente por meus atos.

São José dos Campos, 28 de Outubro de 2020.



Autor(a) da Obra

Data da defesa: 05 / OUTUBRO / 2020

SERGIO LUIZ LEMOS

“SISTEMA MICROPROCESSADO PARA AVALIAÇÃO DE AMPLITUDE DE MOVIMENTO E DA FORÇA MUSCULAR, DO CONJUNTO OSTEOMIOARTICULAR, COM A UTILIZAÇÃO DE ACELERÔMETRO E GIROSCÓPIO”.

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba - Univap, pela seguinte banca examinadora:

PROF.^a DR.^a EMILIA ANGELA LO SCHIAVO ARISAWA  _____

PROF. DR. MÁRIO OLIVEIRA LIMA  _____

PROF. DR. ALESSANDRO PEREIRA DA SILVA - UMC  _____

Prof.^a Dr.^a Lúcia Vieira

Diretora do IP&D – Univap

São José dos Campos, 05 de outubro de 2020.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a Deus pela vida e pelas oportunidades.

A esposa e filhos, pela compreensão e apoio nos momentos de adversidade, que foram muito importantes.

Agradeço ao meu orientador, professor Mário, pela disposição para conversas e discussões, bem como, participação ativa ao longo de todo o processo, e também a professora Fernanda Pupio por todo apoio.

Agradeço ao professor Daniel Vilela, pela atenção e paciência durante os testes, e também pelos comentários que trouxeram uma grande contribuição para o estudo.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, pela dedicação e pelo conhecimento transmitido.

Aos velhos e novos amigos que tive o prazer de conhecer neste período, e todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

RESUMO

Introdução: A postura estável de um indivíduo é o resultado de um equilíbrio de forças concorrentes, no conjunto musculoesquelético, onde os músculos tem a função de gerar as forças necessárias para a estabilização esquelética. A condição de movimento com o domínio da capacidade funcional, é um fator importante na qualidade de vida, estado geral de saúde, vitalidade e saúde mental. Desta forma, a amplitude de movimento (ADM) e a força muscular são dois fatores muito relevantes para avaliação do conjunto musculoesquelético de um indivíduo, permitindo diagnóstico diferencial, prognóstico e tratamento de distúrbios musculoesqueléticos e neuromusculares. **Objetivo:** Desenvolver e validar um sistema para medição de ADM e força muscular, utilizando sensores inerciais, que realizem a aquisição de dados e permitam analisar o desempenho de movimentos no conjunto musculoesquelético. **Métodos:** Foram colocados sensores em cinco indivíduos hígidos, ambos os gêneros, onde os mesmos serão submetidos a séries de movimentos, de flexão de cotovelo e joelho no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM. As séries para ensaios de ADM foram sem carga, e as séries para ensaios de força foram com carga. A validação do sistema foi realizada com a análise e comparação com os dados obtidos no dinamômetro isocinético. **Resultados:** O sistema desenvolvido mostrou resultados confiáveis para a medida angular, validando o estudo. Com relação a força, este estudo não tem o intuito de fornecer dados da força como sendo absolutos, uma vez que a mesma é calculada a partir dos dados de variação angular do movimento. O modelo utilizado permite obter dados quantitativos para a comparação em um mesmo indivíduo ao longo do tempo. Estudos futuros podem ser conduzidos para análise do melhor modo de uso ou representação deste modelo, ou mesmo, do seu aprimoramento. **Conclusão:** O sistema desenvolvido é um protótipo, mas tem a possibilidade de se tornar uma boa ferramenta para a área de fisioterapia, abrindo também oportunidades de estudos na área da reabilitação sensório motora.

Palavras-chave: Reabilitação; Osteomioarticular; Dinamometria; Goniometria, Desempenho muscular; Instrumentação eletrônica.

MICROPROCESSED SYSTEM FOR ASSESSMENT OF THE RANGE OF MOVEMENT AND MUSCULAR STRENGTH OF THE MUSCULOSKELETAL SYSTEM USING ACCELEROMETER AND GYROSCOPE

ABSTRACT

Introduction: The stable posture of an individual is the result of a balance of competing forces, in the musculoskeletal set, where the muscles have the function of generating the forces necessary for skeletal stabilization. The condition of movement with the mastery of functional capacity is an important factor in quality of life, general health status, vitality and mental health. Thus, range of motion (ROM) and muscle strength are two very relevant factors for the evaluation of an individual's musculoskeletal complex, allowing differential diagnosis, prognosis and treatment of musculoskeletal and neuromuscular disorders. **Objective:** To develop and validate a system for measuring ROM and muscular force, using inertial sensors, which perform data acquisition and allow analyzing the performance of movements in the musculoskeletal set. **Methods:** The sensors were placed in five healthy individuals, both sexes, and were submitted to a series of movements, elbow and knee flexion in the Biodex System 3TM isokinetic dynamometer. The series for ROM testing were unloaded, and the series for muscular force tests were loaded. The validation of the system took place with the analysis and comparison with the data obtained in the isokinetic dynamometer. **Results:** The system showed reliable results for the angular measurement, validating the study. With regard to strength, this study does not intend to provide force data as being absolute, since it is calculated from the angular variation of motion data. The model used allows obtaining quantitative data for comparison in the same individual over time. Future studies can be conducted to analyze the best way of using or representing this model, or even, its improvement. **Conclusion:** The developed system is a prototype, but it has the possibility of becoming a good tool for the physiotherapy area, also opening up opportunities for studies in the area of sensory motor rehabilitation.

Keywords: Rehabilitation; Osteomyoarticular; Dynamometry; Goniometry, Muscle performance; Electronic instrumentation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Sistema de medição ADM e força muscular.....	21
Figura 2- Diagrama de blocos do Sistema de medição ADM e força	22
Figura 3- Placa Arduino DUE.....	23
Figura 4 - Detalhe da vista Placa Arduino	24
Figura 5 - Diagrama de bloco DS3231	25
Figura 6 - Display - vista frontal.....	26
Figura 7 - Display vista traseira	27
Figura 8- Pinagem do Micro SD Card	28
Figura 9- MEMS - ressonador	29
Figura 10 - MPU6050 - eixos dos sensores	30
Figura 11 - Diagrama em blocos MPU6050	30
Figura 12 - Fluxograma da programação – parte inicial.....	32
Figura 13 - Fluxograma da programação - parte 1	33
Figura 14- Fluxograma da programação - parte 2	34
Figura 15- sensor face de referência e identificação.....	38
Figura 16- Posições de leitura do sensor.....	39
Figura 17-Diagrama com posições do sensor por quadrante	40
Figura 18- 1ª combinação de quadrantes	40
Figura 19- 2ª combinação de quadrantes	41
Figura 20- 3ª combinação de quadrantes	41
Figura 21- 4ª combinação de quadrantes	42
Figura 22- 5ª combinação de quadrantes	42
Figura 23- 6ª combinação de quadrantes	43
Figura 24- 7ª combinação de quadrantes	43
Figura 25- 8ª combinação de quadrantes	44
Figura 26- 9ª combinação de quadrantes	44
Figura 27- 10ª combinação de quadrantes	45
Figura 28- 11ª combinação de quadrantes	45
Figura 29- 12ª combinação de quadrantes	46
Figura 30- 13ª combinação de quadrantes	46
Figura 31- 14ª combinação de quadrantes	47
Figura 32- 15ª combinação de quadrantes	47

Figura 33- 16ª combinação de quadrantes	48
Figura 34- Registrador de configuração do giroscópio.....	48
Figura 35- Definição Força Resultante F.....	49
Figura 36- Diagrama para cálculo força F1	50
Figura 37- Diagrama para cálculo de F2.....	51
Figura 38- Formato do nome do arquivo de teste	53
Figura 39- Detalhe de colocação do sensor	55
Figura 40- Detalhe do velcro no sensor e cinta.....	55
Figura 41- Posicionamento do voluntário no Dinamômetro Isocinético	56
Figura 42- Fluxograma indicando a sequência dos protocolos de ensaio.....	57
Figura 43- Instrumentação eletrônica	62
Figura 44- Destaque do visor na tela inicial	62
Figura 45- Mensagem de falha SDCard.....	63
Figura 46- Verificação dos sensores	63
Figura 47- Tela inicial.....	63
Figura 48 - Tela de seleção da avaliação	63
Figura 49 - Vista do sensor	65
Figura 50 - Tela Goniômetro-Teste	65
Figura 51- Exemplo de goniometria na articulação do cotovelo	65
Figura 52- Exemplo goniometria ângulo máximo	66
Figura 53- Tela Goniometro-Teste após bt1 pressionado.....	66
Figura 54- Botão bt1 pressionado	66
Figura 55- Armazenamento ângulo máximo na memória	67
Figura 56- Botão bt3 pressionado	67
Figura 57- Exemplo goniometria ângulo mínimo.....	67
Figura 58- Armazenamento ângulo mínimo e ADM na memória.....	67
Figura 59- Botão bt4 pressionado	67
Figura 60 - Mensagem de conclusão de testes- Goniometria	68
Figura 61-Mensagem de conclusão de testes- Série com aquisições contínuas	68
Figura 62 - Tela de Parâmetros Força/Torque	69
Figura 63- Tela do teclado no display.....	69
Figura 64 - Tela Força/Torque-Setup	70
Figura 66- Mensagem de conclusão teste de força	70
Figura 65- Botão bt2 pressionado	70

Figura 67- Sinais do acelerômetro antes e após tratamento.....	71
Figura 68- Viés - Acelerômetro x Giro.....	72
Figura 69-Desvio padrão - Acelerômetro x Giro.....	73
Figura 70 - Correlação SAxISO - Acelerômetro	74
Figura 71- Ângulos de movimento x Pontos medidos(SA e ISO) - Acelerômetro	74
Figura 72- Correlação SAxISO - Giroscópio.....	75
Figura 73- Ângulos de movimento x Pontos medidos(SA e ISO) - Giroscópio.....	75
Figura 74-Viés do acelerômetro para séries de ADM nos voluntários.....	76
Figura 75-Desvio padrão do acelerômetro para séries de ADM nos voluntários.....	77
Figura 76- Viés do giroscópio colocado nos voluntários para séries de força.....	78
Figura 77- Desvio padrão do giroscópio colocado nos voluntários, para séries de força.....	79
Figura 78- Exemplo de movimento e força	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações Placa Arduino DUE	24
Tabela 2 - Principais características DS3231.....	26
Tabela 3 - Especificações do display	27
Tabela 4- Especificações Micro SD Card.....	28
Tabela 5- Características MPU6050	31
Tabela 6- Parâmetros Giroscópio.....	36
Tabela 7- Viés com ME , desvio padrão e correlação para o acelerômetro e giroscópio	73
Tabela 8- Variação das medidas do acelerômetro e giroscópio com intervalo de confiança de 95%	75
Tabela 9- Resultado estatístico das séries de ADM com acelerômetro nos voluntários	76
Tabela 10- Resultado estatístico, desvio padrão, com acelerômetro nos voluntários.....	77
Tabela 11-Variação das medidas do acelerômetro, colocado nos voluntários	77
Tabela 12- Resultado estatístico, viés, das séries com giroscópio nos voluntários	78
Tabela 13- Resultado estatístico, desvio padrão, das séries com giroscópio nos voluntários .	79

LISTA DE ABREVIATURAS

°C – Grau Celsius

ADC - *Analog Digital Converter* – Conversor Analógico Digital

ADM – Amplitude de Movimento

Arduino - plataforma de prototipagem eletrônica de *hardware* livre

ccw – *Counterclockwise* – sentido anti-horário

CPU – *Central Processing Unit* - Unidade Central de Processamento

cw – *Clockwise* – sentido horário

DAC – *Digital Analog Converter* – Conversor Digital Analógico

EEPROM – *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory* – Memória somente de leitura programável apagável eletricamente

Hardware – Parte física de um computador formada por suas partes elétricas e eletrônicas

HMI – *Human Machine Interface* – Interface Homem Máquina

I2C - *Inter-Integrated Circuit* – Protocolo serial para comunicação entre Circuitos Inter-integrados

IDE – *Integrated Development Environment* - Ambiente de Desenvolvimento Integrado

IoT – *Internet of things* – Internet das coisas

IP&D – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

MEMS - *Micro-Electro-Mechanical Systems* - Sistemas Microeletromecânicos

Micro SD Card – Micro Cartão de memória padronizado pela SD Association

PC – *Personal Computer* - Computador Pessoal

Software – Programa de computador

SPI- *Serial Peripheral Interface* – Interface periférica Serial

TWI - *Two-Wired Interface* - Interface de dois fios

USB - *Universal Serial Bus* – Porta Serial Universal

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Goniometria	15
2.2 Dinamometria isocinética	17
3 OBJETIVOS	19
3.1 Objetivo Geral	19
3.2 Objetivo Específico	19
4 METODOLOGIA	20
4.1 Aspectos éticos	20
4.2 Design do estudo	20
4.3 Sistema de medição ADM e força desenvolvido	20
4.3.1 Hardware	23
4.3.2 Programação	31
4.4 Grupo de estudo	53
4.5 Critério de inclusão de voluntários hígidos	54
4.6 Critério de exclusão de voluntários hígidos	54
4.7 Medições do Estudo	55
4.8 Dinamômetro Isocinético	56
4.9 Protocolo de Pesquisa	57
4.10 Análise estatística	61
5 RESULTADOS	62
5.1 Desenvolvimento	62
5.2 Validação	72
6 DISCUSSÃO	81
7 CONCLUSÃO	84
REFERÊNCIAS	85
APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	89
APÊNDICE B: AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA	92
ANEXO A: APROVAÇÃO CEP	93

1 INTRODUÇÃO

A cinesiologia da estrutura musculoesquelética estuda o movimento humano em vários contextos, como esporte, saúde, arte, medicina, de modo a aprimorar os fundamentos para a reabilitação, bem como, aprimorar o movimento funcional do corpo. Este tema é estudado em todo o mundo e possui várias perspectivas, sendo que um recurso de aprendizado relevante está presente nas interações mecânicas e fisiológicas dos músculos e articulações (NEUMANN, 2018).

A condição de movimento com o domínio da capacidade funcional é um fator importante na qualidade de vida, estado geral de saúde, vitalidade e saúde mental (MARIANO *et al.*, 2013).

Segundo Kendall *et al.*, 2007, a restauração e a prevenção de problemas musculoesqueléticos deve se tornar cada vez mais importante no futuro. Uma vez que a função muscular e a mecânica corporal não mudam, os objetivos básicos do tratamento com relação a estrutura musculoesquelética continua sendo a restauração e a manutenção dos ângulos articulares adequados, do bom alinhamento e do equilíbrio muscular.

De acordo com Marques (2003), o grau de amplitude que a articulação consegue atingir é denominada amplitude de movimento (ADM). A medida dos ângulos que reflete o grau de amplitude que a articulação consegue atingir, é um método que fornece dados quantitativos e é denominado goniometria. Este método utiliza um instrumento chamado goniômetro. Os goniômetros universais, assim chamados por Moore desde 1949, são compostos basicamente de um corpo e dois braços, um móvel e outro fixo. No corpo do goniômetro estão as escalas, podendo ser de 0-180° ou 0-360°. A medição de ADM, por meio de dados quantitativos, identifica as limitações articulares no corpo humano, permitindo ao fisioterapeuta definir a intervenção terapêutica mais adequada, e acompanhar sua eficácia durante todo o processo de reabilitação.

Afirmam (Kendall *et al.*, 2007), “É essencial que o profissional escolha e realize efetivamente testes que ajudem na resolução de problemas, para fornecer um diagnóstico diferencial, estabelecer ou modificar procedimentos terapêuticos, melhorar a função ou aliviar a dor”.

Deste modo, a avaliação de indivíduos de forma padronizada e com registro dos dados obtidos, em um processo de planejamento fisioterapêutico, é essencial.

Vários métodos podem ser utilizados para a avaliação de ADM, por exemplo, o goniômetro manual, dinamômetro isocinético (BATISTA *et al.*, 2006; GOULART *et al.*, 2014),

flexímetro (GOUVEIA *et al.*, 2014; AIMI *et al.*, 2019), fotogrametria computadorizada (CARVALHO; MAZZER; BARBIERI, 2012; CÉSAR *et al.*, 2018) e sensores acelerômetros e giroscópios (ALONGE *et al.*, 2014).

Dentre os variados métodos, o goniômetro se destaca pela ampla utilização devido ao seu baixo custo e fácil mensuração, tornando-se muito acessível na prática clínica e profissional (MARQUES, 2003).

Também, com relação ao conjunto musculoesquelético, a postura estável é o resultado de um equilíbrio de forças concorrentes, onde os músculos tem a função de gerar as forças necessárias para a estabilização esquelética (NEUMANN, 2018).

De acordo com Kendall *et al.* (2007), “Todo músculo é um movedor principal em alguma ação específica. Não existem dois músculos no corpo que possuem exatamente a mesma função. Quando qualquer músculo é paralisado, a estabilidade do segmento é comprometida ou algum movimento preciso é perdido”.

O teste da força do músculo determina sua capacidade de atuar no movimento e prover estabilidade e suporte. O teste muscular fornece informações que são úteis no diagnóstico diferencial, no prognóstico e no tratamento de distúrbios musculoesqueléticos e neuromusculares (KENDALL *et al.*, 2007).

O teste da força muscular com movimento é uma relação força-velocidade e pode ser expressa por uma relação torque-velocidade angular da articulação. Estes dados podem ser obtidos pela dinamometria isocinética (NEUMANN, 2018).

O dinamômetro isocinético é um equipamento amplamente utilizado em aplicações onde, por exemplo, se deseja medir o desempenho muscular na comparação de duas populações de indivíduos (ANTERO-JACQUEMIN *et al.*, 2012; SACCOL; SANTOS; OLIANO, 2017; SANTOS; FREITAS JÚNIOR; ARAÚJO, 2020) e o conhecimento do desempenho muscular de populações específicas (VIDMAR *et al.*, 2012; SOARES; TEIXEIRA; LARA, 2019; VIANA *et al.*, 2018).

Desta forma, acredita-se que um sistema portátil que permitisse as medições de ADM e força muscular de forma simples, prática, com a condição de gerar registro dos dados em arquivo eletrônico, e que tenha seu funcionamento validado, seria de grande valia para a área de reabilitação sensório motora.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Goniometria

A goniometria como ferramenta para medida da amplitude de movimento, é relevante, e além do uso do goniômetro universal, atualmente estão disponíveis outros métodos como estimativa visual, imagens, eletro-goniômetros, inclinômetros digitais e aplicativos em *smartphones*. Portanto, é importante que se estabeleçam parâmetros para diferenciar estes métodos e suas confiabilidades.

Hancock, Hepworth e Wembridge, 2018, realizaram um estudo com o intuito de identificar a confiabilidade inter e intraexaminador e a exatidão / precisão de medição, identificando assim o dispositivo mais preciso entre os métodos de estimativa visual, goniômetro de braço curto e longo (50 cm), um aplicativo para smartphone e um goniômetro digital. A estimativa visual foi estudada com o ângulo do joelho sem nenhum dispositivo de medida, o goniômetro de braço curto tem hastes de 30 cm e o de braço longo hastes de 50 cm. A medida com o smartphone utilizou de duas imagens para medir o ângulo, e o goniômetro digital usado foi um Halo Digital Goniometer com projeção a laser.

Os ângulos do joelho foram avaliados por 3 avaliadores, e os 5 métodos foram usados para avaliar 5 ângulos do joelho, em seis joelhos, com repetição. O método permitiu que cada avaliador coletasse 300 pontos de medida. Os sujeitos tinham ângulos de joelho fixados usando suportes de membros durante a medição, para manter a condição apropriada para permitir uma reprodução da avaliação.

Como resultado foram considerados confiáveis o goniômetro digital, que foi o método de avaliação mais preciso, seguido pelo goniômetro universal de braço longo (HANCOCK; HEPWORTH; WEMBRIDGE, 2018).

Estudo conduzido por Shamsi *et al.*, 2019, teve como objetivo avaliar a confiabilidade do goniômetro universal e do eletrogoniômetro na mensuração do ângulo do joelho durante teste ativo de extensão do joelho. Foi um estudo de confiabilidade intraexaminador entre três medidas do ângulo de extensão do joelho conduzido em 45 pacientes com dor lombar crônica com músculo isquiotibial curto.

O ângulo de extensão do joelho foi medido três vezes durante teste ativo de extensão de joelho com goniômetro universal e eletrogoniômetro, no início, meio e final de uma única sessão por um fisioterapeuta experiente. O coeficiente de correlação intraclassa (ICC) e o erro padrão das medidas (SEM) foram usados para quantificar a confiabilidade intraexaminador.

Como resultado, ambos os métodos foram considerados confiáveis (SHAMSI; MIRZAEI; KHABIRI, 2019).

Outro estudo, conduzido por Dent *et al.* (2020), teve por objetivo avaliar se a goniometria por teleconferência poderia ser tão precisa quanto a goniometria clínica. Foram utilizados quarenta e oito voluntários acima de 18 anos, eram saudáveis e capazes de realizar flexão e extensão do cotovelo confortavelmente sem dor. Foram excluídos aqueles que tiveram uma lesão anterior ou em curso, ou se estivessem desconfortáveis com a teleconferência.

O estudo foi realizado em um ambiente clínico com condições padronizadas. Cada voluntário foi convidado a realizar flexão e extensão completa da articulação do cotovelo, e a mesma foi medida e registrada por pessoal de pesquisa treinado por um conselho certificado de fisioterapia.

Os pesquisadores, sem o conhecimento dos resultados anteriores, pediram ao paciente para repetir a extensão e flexão completas das mesmas articulações, mas por meio de teleconferência, onde as medidas foram feitas e registradas. Finalmente, a fotografia da tela das articulações foi medida por um segundo pessoal de pesquisa, sem o conhecimento das medidas anteriores, para determinar a confiabilidade interobservador. Como resultado, o estudo validou que as medições goniométricas de amplitude de movimento em um meio de teleconferência são consistentes com as medições clínicas (DENT *et al.*, 2020).

Behnoush *et al.* (2016), conduziram um estudo para comparar as medidas de amplitude de movimento, na articulação do cotovelo, entre um goniômetro universal e um inclinômetro em um *smartphone*.

O estudo foi realizado por 3 avaliadores, especialistas em medicina forense, com medida no membro dominante da flexão do cotovelo, supinação e pronação do antebraço, com repetição de três vezes em 60 voluntários. Os avaliadores e os analistas estatísticos não tinham conhecimento dos detalhes do estudo, caracterizando o mesmo como duplo-cego. Os sujeitos foram testados em 3 salas diferentes da mesma instalação. Como resultado, o estudo indicou confiabilidade e validade no uso do *smartphone* com inclinômetro (BEHNOUSH *et al.*, 2016).

O estudo conduzido por Huang *et al.* (2020), teve como objetivo monitorar e verificar o progresso da reabilitação da amplitude de movimento, depois de cirurgia de substituição total no joelho, *total knee replacement (TKR)*, usando uma instrumentação desenvolvida com sensores inerciais (acelerômetro e giroscópio). Para validar os dados dos sensores foi utilizado um equipamento Cybex, motorizado, usado em hospital, que pode ter a sua velocidade de movimento ajustada de acordo com a necessidade. Os testes foram feitos em 16 voluntários saudáveis, para controle, e 8 voluntários após cirurgia. Foram realizadas, por voluntário, 3

movimentos em velocidades diferentes, 25°/s, 60°/s e 180°/s, em cada perna, repetido 5 vezes, onde o valor máximo do ângulo de cada movimento foi armazenado na base de dados. Como resultado, o estudo indicou confiabilidade e validade no uso dos sensores comparado ao equipamento Cybex (HUANG *et al.*, 2020) .

2.2 Dinamometria isocinética

O teste de avaliação da força muscular, em movimento, também é uma ferramenta muito importante, e atualmente o equipamento mais utilizado é o dinamômetro isocinético.

O estudo feito por Saldías *et al.* (2011), cita a grande importância dos dinamômetros isocinéticos na área da fisioterapia esportiva, uma vez que estes equipamentos permitem a avaliação, reabilitação e treinamento muscular, mediante o monitoramento contínuo do esforço realizado, e pela qualidade e quantidade de informações que fornece.

Dentre os pontos abordados no estudo, de uma forma resumida, serão destacados os pontos com relação às funções do dinamômetro isocinético. Um dinamômetro isocinético responde de forma rápida e precisa aos movimentos e variações de velocidade e torque do paciente ou esportista, se utilizando de um sistema de controle em malha fechada. De uma maneira resumida, é um equipamento que tem duas interfaces, uma fisioterapeuta-máquina e uma paciente-máquina e quatro sub-sistemas: comando/controle, acionamentos, mecanismos com carga, e medição. Portanto é um equipamento com muita tecnologia agregada que permite vários modos de operação.

As duas principais funções são : função avaliação e função exercício. A função avaliação tem os modos de operação isocinético, isotônico, isométrico e passivo. A função exercício tem os modos básicos: isocinético, isotônico, isométrico e passivo; e os modos avançados: protocolos e sequencial. O modo isocinético trabalha com posição angular e torque variáveis, e velocidade angular constante. O modo isotônico trabalha com posição, velocidade e aceleração angulares variáveis, e torque constante. O modo isométrico trabalha com posição angular constante e torque variável. O modo passivo trabalha com posição angular e torque variáveis, e velocidade angular constante. Portanto o dinamômetro isocinético pode ser considerado como o equipamento que fornece o maior número de modos de avaliação em relação a outros equipamentos, e a dinamometria isocinética é o modo de avaliação que fornece o maior número de capacidades físicas medidas (SALDÍAS *et al.*, 2011).

Destacam-se atualmente, a evolução da tecnologia e das ferramentas microprocessadas, que viabilizam o trabalho na busca de soluções para o desenvolvimento de sistemas para realizar

as medidas de ADM e força muscular, procurando sempre adicionar os benefícios possíveis, mantendo a confiabilidade e robustez na sua utilização.

Portanto, o desenvolvimento um sistema de medição baseado em microssensores inerciais, pode se tornar uma ferramenta útil e confiável para área de fisioterapia, abrindo também oportunidades de estudos e inovação na área da reabilitação sensório motora.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Desenvolvimento de um sistema para medição de Amplitude de Movimento e força muscular, que realize a aquisição de dados e permita analisar o desempenho de movimentos no conjunto musculoesquelético.

3.2 Objetivo Específico

- Propor um método baseado na instrumentação eletrônica e computadorizada que permita efetuar medidas de ADM e força na análise do sistema osteomioarticular.
- Projetar e construir a instrumentação eletrônica de forma a medir a amplitude de movimento para os membros superiores e inferiores, em um movimento único ou movimentos repetitivos, utilizando sensores inercias, acelerômetro e giroscópio.
- Desenvolver o sistema e software da instrumentação, utilizando ferramentas abertas ou gratuitas, como:
 - Plataforma hardware Arduino;
 - Linguagem de programação Arduino;
 - IDE Arduino.

4 METODOLOGIA

A seguir será descrita a metodologia do estudo.

4.1 Aspectos éticos

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade do Vale do Paraíba (CAAE 21757019.9.0000.5503) em 05 de Fevereiro de 2020 (Anexo A). Todos os participantes concordaram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B).

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biodinâmica, o qual fica localizado no Centro de Práticas Supervisionadas, pertencente à Faculdade de Ciências da Saúde (FCS) da Universidade do Vale do Paraíba.

4.2 *Design* do estudo

Trata-se do desenvolvimento de uma instrumentação eletrônica portátil e com bateria própria, para medir amplitude de movimento e força muscular, de baixo custo, confiável e eficiente, e uma validação de seu funcionamento utilizando-se a comparação com os dados obtidos no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, New York), pertencente à Faculdade de Ciências da Saúde (FCS) da Universidade do Vale do Paraíba.

O sistema desenvolvido trabalha com posição, velocidade e aceleração angulares variáveis e torque variável, portanto, uma vez que nenhum dos modos de operação do dinamômetro isocinético é igual ao modo de avaliação do sistema desenvolvido, a validação será considerando a posição angular em função do tempo, haja vista que a força é calculada a partir destes dados.

4.3 Sistema de medição ADM e força desenvolvido

O sistema para medições de amplitude de movimento e força é composto basicamente de uma instrumentação eletrônica portátil, conectado a dois sensores com cabos flexíveis.

Esta instrumentação tem seu invólucro todo em material plástico, display e botões para a operação, bem como conectores para alimentação e transmissão de dados para um computador tipo PC.

Utiliza uma placa microcontroladora Arduino Due (ARDUINO, 2020a) , baseada na CPU Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 de 32bits (ATMEL, 2015). Na Figura 3 há uma vista da placa e na Tabela 1 podem ser vistas suas especificações.

A instrumentação também utiliza um módulo de relógio em tempo real, que serve como base de tempo para o sistema (MAXIM INTEGRATED, 2020b).

A mesma funciona com bateria interna, que pode ser carregada externamente através de um carregador de 12 Vdc a 19.8Vdc (carregador de notebook). A bateria proporciona a autonomia aproximada de 12 horas em uso contínuo.

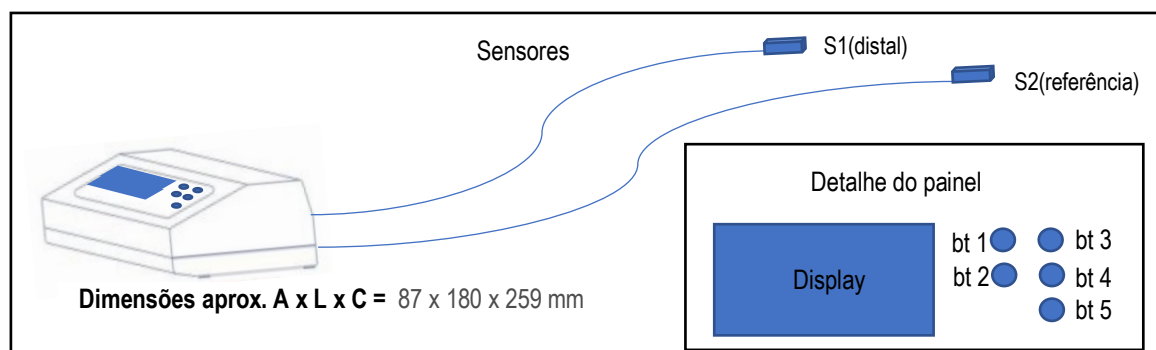
Os dados são armazenados em um módulo de memória e uma conexão por um cabo USB convencional é utilizada para a interface da programação feita em um PC.

Os sensores utilizados são compostos por acelerômetros e giroscópios de 3 eixos integrados em um chip, também conhecido como *Motion Tracking Device*. Dentre suas características, destacam-se o baixo consumo de energia, alta acuracidade e repetibilidade, bem como alta tolerância a choques mecânicos (TDK INVENSENSE, 2013).

Cada sensor encapsulado possui um cabo único e flexível, proporcionando facilidade no seu manuseio e uso para a realização das medidas desejadas.

A Figura 1 mostra a instrumentação com seus sensores e um detalhe do painel da mesma.

Figura 1- Sistema de medição ADM e força muscular

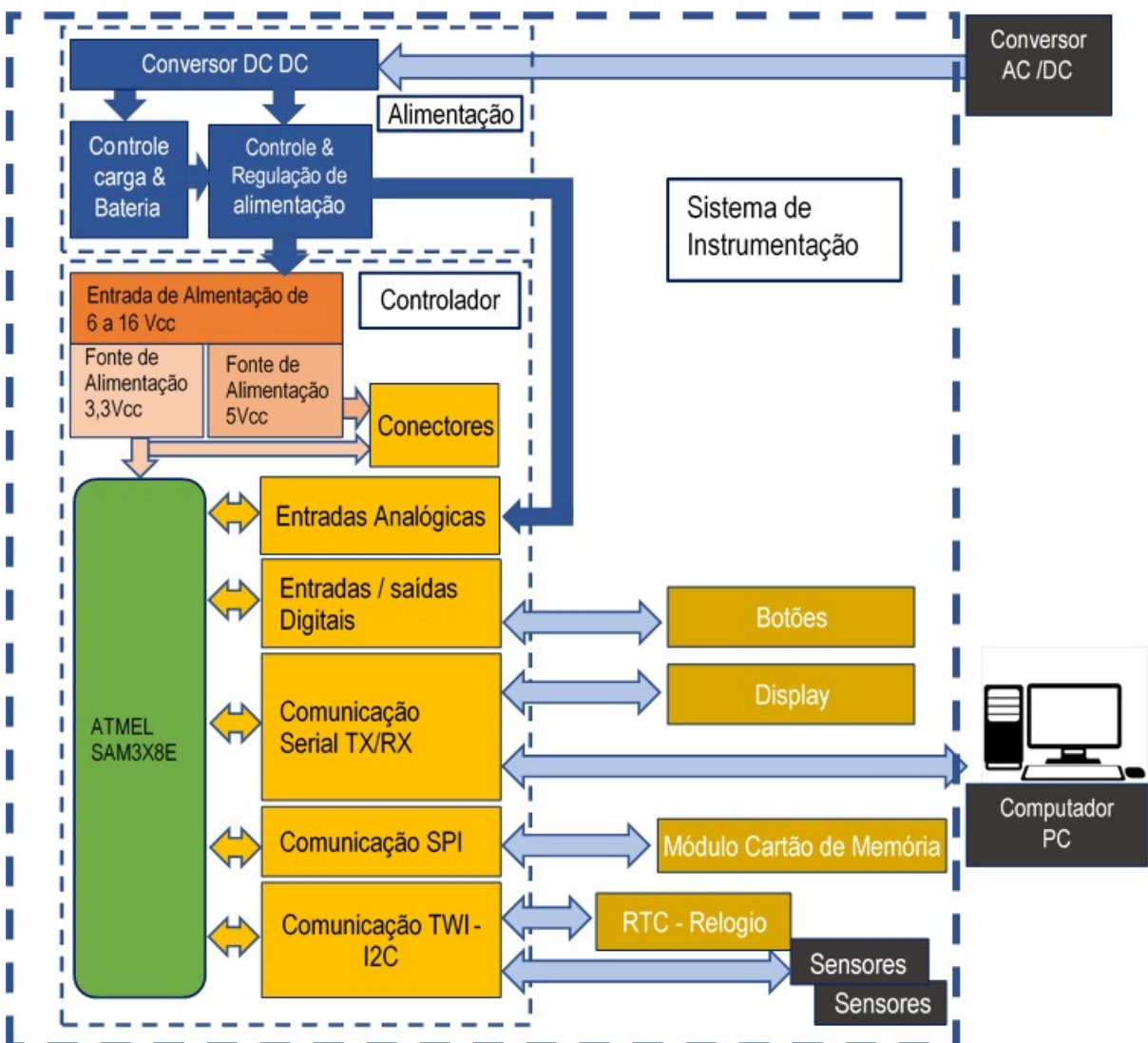


Fonte: O autor

Um diagrama de blocos da instrumentação pode ser visualizado na figura 2, bem como um detalhamento das partes relevantes com suas características e especificações.

Podem ser vistas as conexões da placa Arduino com os botões, display, módulo de relógio em tempo real, módulo de cartão de memória, sensores e PC. Podem ser vistos também os módulos de alimentação, que incluem uma bateria e um circuito para controle de carga da mesma. A alimentação externa vem de um conversor ac/dc com saída igual a 12Vdc, semelhante a um carregador de um computador notebook.

Figura 2- Diagrama de blocos do Sistema de medição ADM e força.



Fonte: O autor

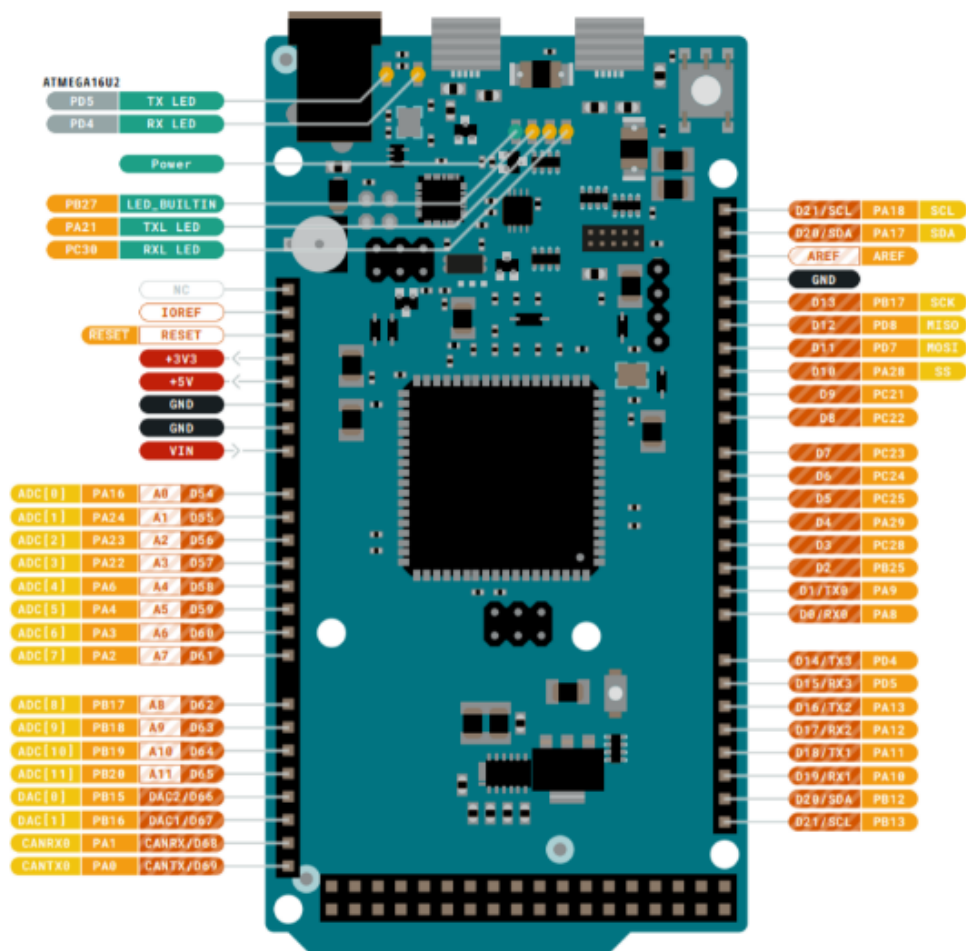
4.3.1 Hardware

4.3.1.1 Placa Arduino DUE

A placa Arduino DUE é uma plataforma eletrônica para prototipagem, de código aberto.

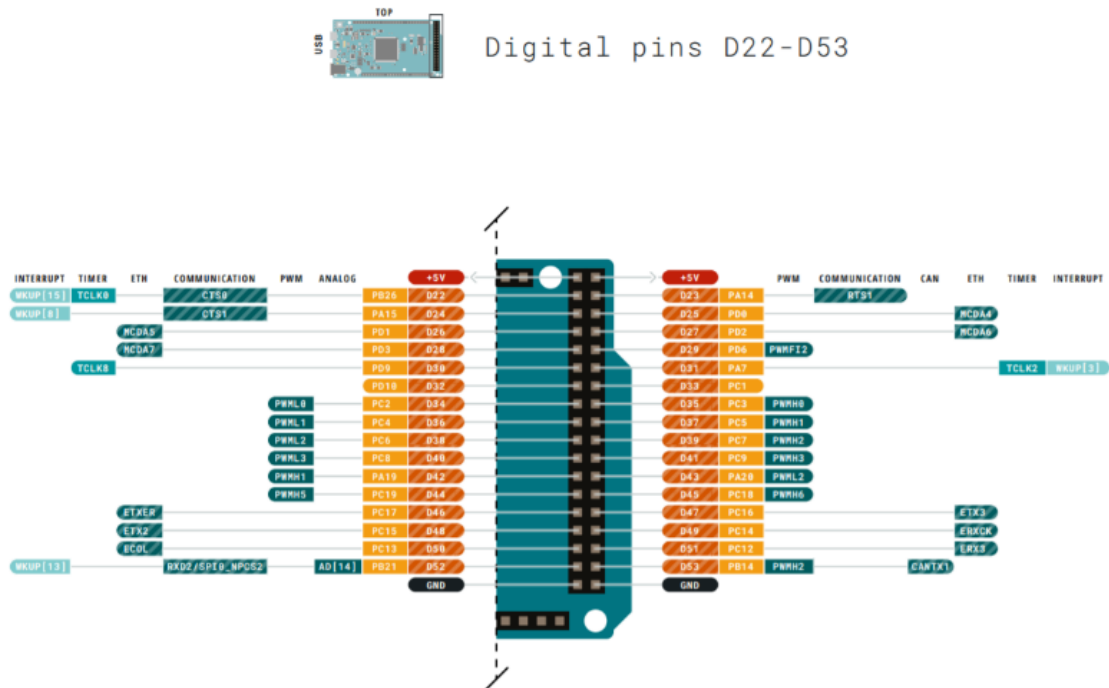
Suas especificações de modo geral, são: CPU Atmel SAM3X8E de 32bits, com entradas/saídas configuráveis digitais, entradas analógicas, ports seriais, conexões USB, TWI e SPI. Nas figuras 3 e 4 podem ser vistos a imagem da placa com as designações dos pinos de entrada e saída, e na Tabela 1 suas especificações.

Figura 3- Placa Arduino DUE



Fonte: Arduino, 2020b.

Figura 4 - Detalhe da vista Placa Arduino.



Fonte: Arduino, 2020b.

Tabela 1 - Especificações Placa Arduino DUE

Microcontrolador	AT91SAM3X8E
Tensão de operação	3.3V
Tensão de entrada (recomendado)	7-12V
Tensão de entrada (limite)	6-16V
Entradas/saídas digitais	54 (das quais 12 fornecem saída PWM)
Entradas analógicas	12
Saídas analógicas	2 (DAC)
Corrente DC total em todas as linhas de entradas e saídas	130 mA
Corrente DC para pino de 3.3V	800 mA
Corrente DC para pino de 5V	800 mA
Memória Flash	512 KB disponíveis para aplicações do usuário
Memória SRAM	96 KB (dois bancos: 64KB e 32KB)
Frequência de Clock	84 MHz
Comprimento	101.52 mm
Largura	53.3 mm
Peso	36 g

Fonte: traduzido de Arduino, 2020a.

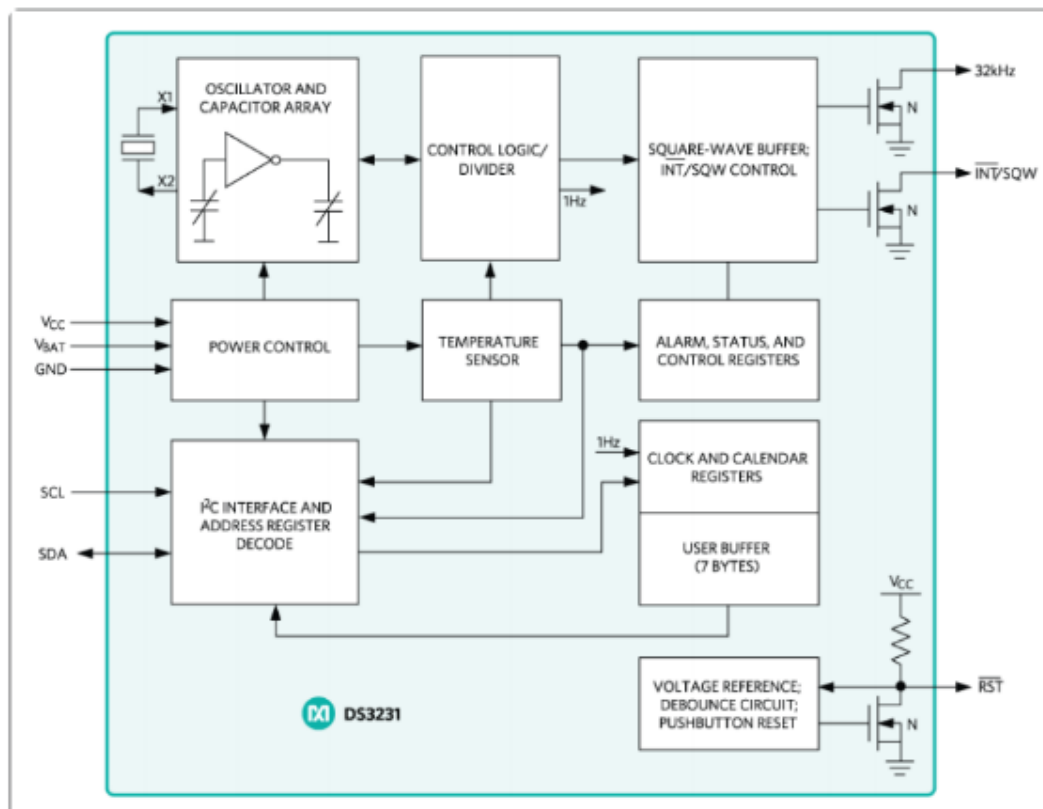
4.3.1.2 Relógio em tempo real

Foi utilizado o DS3231 é um relógio em tempo real (RTC) com conexão I2C de baixo custo e extremamente preciso com um oscilador de cristal integrado compensado pela temperatura. O dispositivo incorpora uma entrada de bateria e mantém uma cronometragem precisa quando a energia principal do dispositivo é interrompida.

Ele mantém informações de segundos, minutos, horas, dia, data, mês e ano. A data no final do mês é automaticamente ajustada para meses com menos de 31 dias, incluindo correções para o ano bissexto. O relógio opera no formato de 24 horas ou 12 horas com um indicador AM/PM ativo-baixo. O endereço e os dados são transferidos serialmente através de um barramento bidirecional I²C (MAXIM INTEGRATED, 2020b).

Na figura 5 pode ser visto o diagrama de blocos do DS3231, e suas principais características na Tabela 2.

Figura 5 - Diagrama de bloco DS3231



Fonte: Maxim Integrated, 2020a.

Tabela 2 - Principais características DS3231

-	RTC conta segundos, minutos, horas, data do mês, mês e ano com compensação de ano bissexto até 2100
-	Acuracidade +/- 2ppm de 0°C a +40°C
-	Acuracidade +/- 3.5ppm de -40°C a +85°C
-	Saída de sensor digital de temperatura com +/- 3°C de acuracidade
-	Sinal de saída de onda quadrada programável
-	Interface serial simples se conecta à maioria dos microcontroladores
-	Interface I2C rápida (400kHz)
-	Entrada de backup da bateria para manutenção contínua de tempo
-	Operação de baixa energia amplia o tempo de execução do backup da bateria
-	Tensão de operação 3.3Vdc
-	Faixas de temperatura de operação: Comercial (0°C a +70°C) e Industrial (-40°C a +85°C)

Fonte: Traduzido de Maxim Integrated, 2020a.

4.3.1.3 Display

O display utilizado foi um Nextion NX4827T043, que é uma solução de Interface Homem-Máquina (HMI), com sua tela sensível ao toque. Utiliza um editor gratuito do próprio fabricante para sua programação. É acessado através de entrada e saída serial (rx/tx). É um dispositivo aplicado principalmente ao campo de IoT ou eletrônicos de consumo (ITEAD INTELLIGENT SYSTEMS CO., 2020).

Seu conjunto de comandos pode ser visualizado ou baixado na forma de arquivo no site do fabricante. <https://nextion.tech/datasheets/nx4827t043/#1>

Abaixo podem ser vistos a imagem do display e uma tabela com suas características.

Figura 6 - Display - vista frontal



Fonte: Nextion, 2020.

Figura 7 - Display vista traseira



Fonte: Nextion, 2020.

Tabela 3 - Especificações do display

Especificações

	Data
Cor	65536 cores
Dimensões	120(L)×74(W)×6.2(H)
Area Ativa (A.A.)	105.50mm(L)×67.20mm(W)
Area Visual (V.A.)	95.04mm(L)×53.86mm(W)
Resolução	480×272 pixel
Touch type	Resistive
Número de toques	> 1 milhão
Iluminação de fundo	LED
Tempo de vida médio da iluminação de fundo	>30,000 Horas
Brilho	230 nit (NX4827T043_011R) (Ajustavel 0% a 100%)
Peso	93.8g (NX4827T043_011R)

Características eletrônicas

	Condição de teste	Min	Típico	Max	Un.
Tensão de operação		4.75	5	7	V
Corrente de operação	VCC=+5V, brilho 100%	–	250	–	mA
	SLEEP Mode	–	15	–	mA

Alimentação recomendada : 5V, 500mA, DC

Parâmetro ambiente de trabalho e confiabilidade

	Condição de teste	Min	Típico	Max	Un.
Temperatura de trabalho	5V, Humidade 60%	-20	25	70	°C
Temperatura de armazenamento		-30	25	85	°C
Humidade de trabalho	25°C	10%	60%	90%	RH

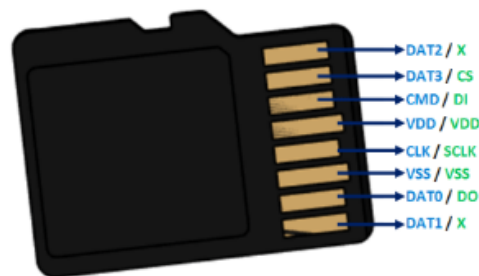
Fonte: Traduzido Nextion, 2020.

4.3.1.4 Cartão de memória (Micro SD Card)

O cartão de memória utilizado para armazenar resultados dos testes, foi um micro Micro SD Card. Este cartão é muito comum hoje em dia, e é utilizado em diversos equipamentos que necessitam gravar informações em formato digital. Neste desenvolvimento foi utilizado o modo SPI para de acesso ao cartão de memória.

Abaixo podem ser vistos uma imagem com a pinagem do cartão e uma tabela com suas informações.

Figura 8- Pinagem do Micro SD Card



Fonte: Components101, 2018.

Tabela 4- Especificações Micro SD Card

Pin Number	Pin Name	In SD Mode	In SPI Mode
1	DAT2/X	Connector Data line 2	No use
2	DAT3/CS	Connector Data line 3	Chip Select
3	CMD/DI	Command / Response Line	Data Input
4	VDD/VDD	Power supply (+3.3V)	Power supply (+3.3V)
5	CLK/SCLK	Clock	Serial Clock
6	VSS/VSS	Ground	Ground
7	DAT0/DO	Connector Data line 0	Data Out
8	DAT1/X	Connector Data line 1	No use

Fonte: Components101, 2018.

4.3.1.5 Sensores MPU6050

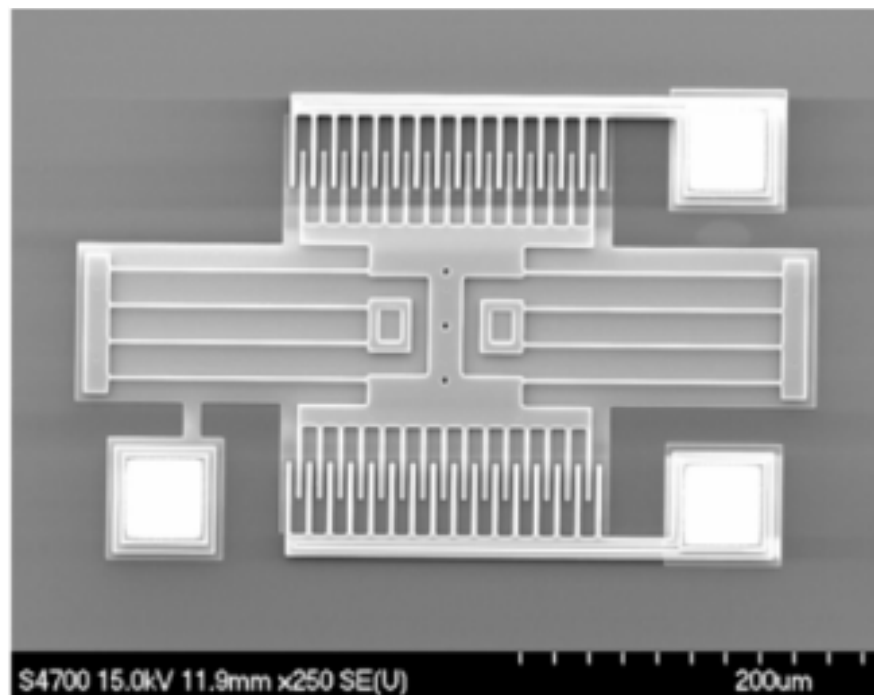
Os sensores utilizados na instrumentação são MPU-6050 *Six-Axis (Gyro + Accelerometer) MEMS MotionTracking™ Devices*.

MEMS, é uma tecnologia que de modo mais amplo pode ser definida como elementos mecânicos e eletromecânicos miniaturizados, que são construídos com técnicas de microfabricação. As dimensões físicas destes dispositivos podem ir de vários milímetros até tamanhos abaixo de um microm.

Os tipos de dispositivos MEMS podem variar de estruturas relativamente simples com ou sem elementos móveis, a sistemas eletromecânicos extremamente complexos com vários elementos móveis sob o controle de microeletrônica integrada.

Então pode dizer que os dispositivos MEMS são estruturas miniaturizadas, sensores, atuadores e microeletrônica, a figura 9 abaixo ilustra uma destas estruturas, que é um ressonador, e pode ser utilizado como microsenssor ou micro atuador.

Figura 9- MEMS - ressonador



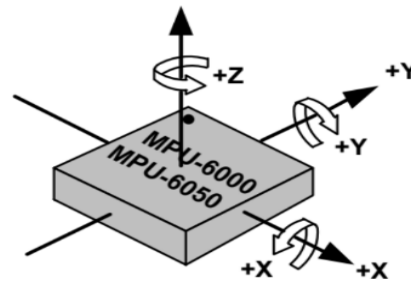
Fonte: Mems and Nanotechnology Exchange, 2020a.

Estes dispositivos são fabricados usando técnicas de fabricação em lote, semelhantes aos circuitos integrados amplamente utilizados em todos os segmentos de tecnologia. Níveis sem precedentes de funcionalidade, confiabilidade e sofisticação podem ser colocados em um pequeno chip de silício a um custo relativamente baixo. (MEMS AND NANOTECHNOLOGY EXCHANGE, 2020b).

O sensor MPU-6050 é composto de acelerômetro de 3 eixos e sensor giroscópio de 3 eixos, em um encapsulamento pequeno, de formato quadrado de aproximadamente 4mm de lado.

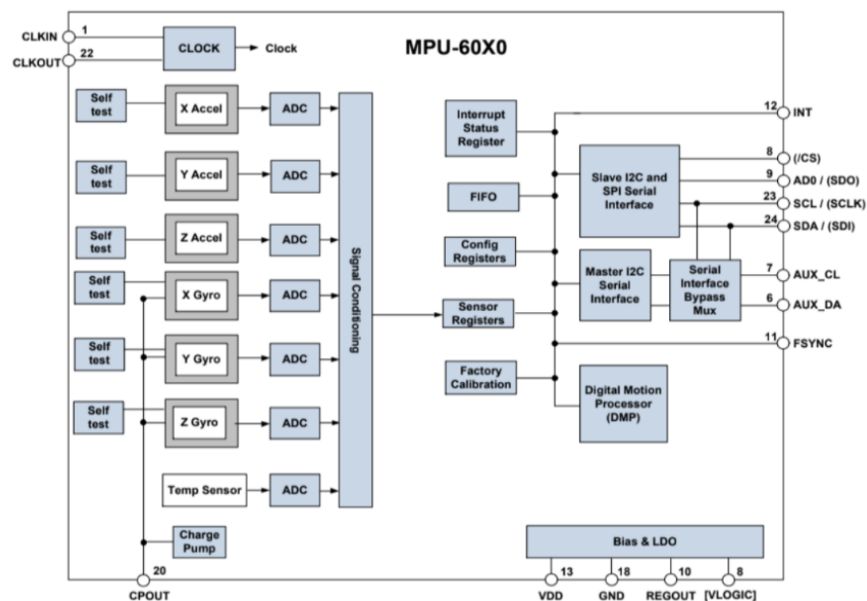
As figuras 10 e 11 mostram este encapsulamento com as orientações dos eixos e polaridades de rotação e o diagrama de blocos do sensor.

Figura 10 - MPU6050 - eixos dos sensores



Fonte: TDK INVENSENSE, 2013

Figura 11 - Diagrama em blocos MPU6050



Fonte: TDK INVENSENSE, 2013.

A tabela abaixo, mostra as principais características do sensor.

Tabela 5- Características MPU6050

Características Sensor Giroscópio	
-	Sensores de taxa angular de saída digital dos eixos X, Y e Z (giroscópios) com uma faixa de escala completa programável pelo usuário de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 ° / s
-	ADCs de 16 bits integrados permitem amostragem simultânea de giroscópios
-	Precisão aprimorada e estabilidade da de sensibilidade de temperatura reduz a necessidade de calibração do usuário
-	Desempenho aprimorado em ruído de baixa frequência
-	Corrente de funcionamento do giroscópio: 3.6mA
-	Corrente de <i>Standby</i> : 5 μ A
-	Fator de escala de sensibilidade calibrado de fábrica
Características Sensor Acelerômetro	
-	Acelerômetro de eixo triplo de saída digital com faixa programável de escala completa de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$
-	Os ADCs de 16 bits integrados permitem amostragem simultânea de acelerômetros, sem a necessidade de multiplexador externo
-	Corrente operacional normal do acelerômetro: 500 μ A
-	Corrente no modo acelerômetro de baixa potência: 10 μ A a 1,25Hz, 20 μ A a 5Hz, 60 μ A a 20Hz, 110 μ A a 40hz
Características gerais	
-	Barramento I2C mestre auxiliar para leitura de dados de sensores externos (por exemplo, magnetômetro)
-	Corrente operacional de 3,9mA quando todos os 6 eixos sensores de movimento e o DMP estão ativados
-	Faixa de tensão de alimentação de 2,375V-3,46V
-	Sensibilidade mínima cruzada entre os eixos do acelerômetro e do giroscópio

Fonte: traduzido do TDK INVENSENSE, 2013.

4.3.2 Programação

Foi desenvolvida uma programação para sistema de medição de ADM e força, composta pelos programas do controlador e do display que se comunicam de modo serial, para executar

as tarefas de aquisição de dados de uma forma mais amigável e ágil. O sistema permite a entrada de dados, identificando a pessoa que fará os testes.

Também possibilita a entrada de outras informações como tempo de duração do teste, a carga que será utilizada e a distância da carga até a articulação para qual está sendo feita a avaliação.

Tem-se então, um tratamento diferenciado para medidas de ADM (goniometria) e medidas de Força, considerando as características dos sensores acelerômetro e giroscópio. Este processamento está descrito no item 4.3.2.1.

A seguir poderá ser visualizado o fluxograma da programação, onde será feito um detalhamento, trazendo informações sobre a utilização dos sensores e a geração dos dados de medição.

Figura 12 - Fluxograma da programação – parte inicial

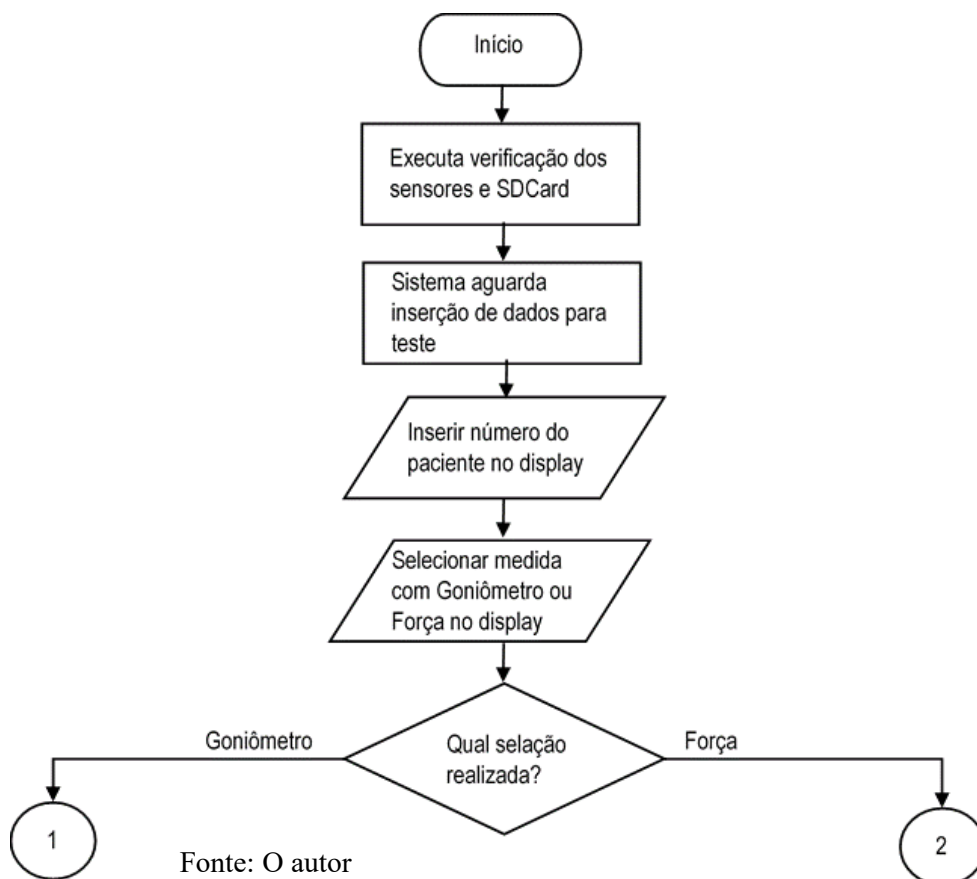
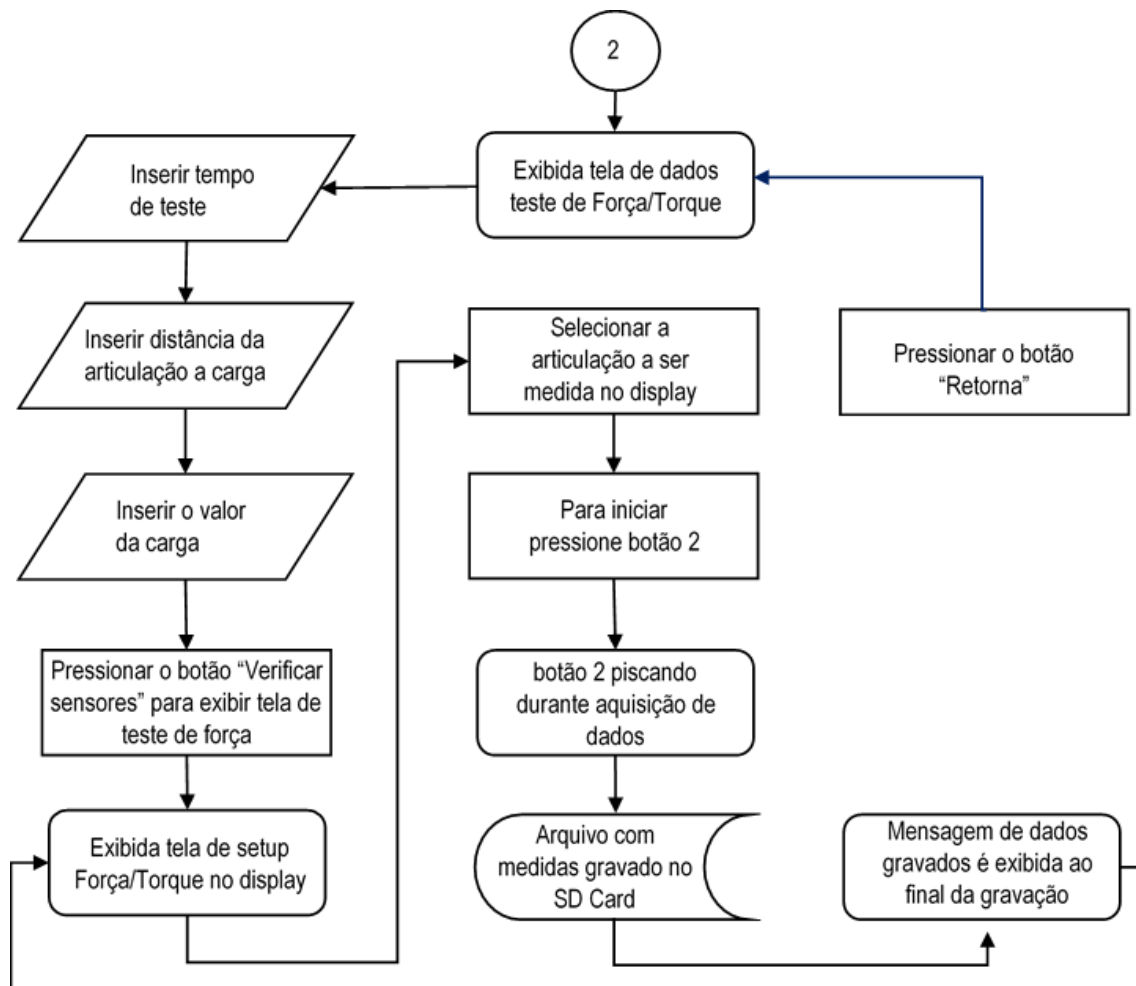


Figura 14- Fluxograma da programação - parte 2



Fonte: O autor

4.3.2.1 Processamento dos sensores

Os sensores MPU 6050 tem acelerômetro de 3 eixos e sensor giroscópio de 3 eixos, porém o acelerômetro tem características diferentes do sensor giroscópio.

Neste item serão abordados a maneira de obtenção dos sinais brutos do acelerômetro e giroscópio, e também aspectos de sua calibração. O processamento dos sinais brutos com os sensores calibrados, serão abordados nos itens subsequentes.

O acelerômetro de 3 eixos usa massas de prova independentes para cada eixo, onde a aceleração ao longo de um determinado eixo induz o deslocamento na massa de prova correspondente e os sensores capacitivos detectam o deslocamento diferencialmente. É fornecida uma tensão digital, proporcional a aceleração da gravidade e posição da massa. O

acelerômetro utilizado tem uma faixa de trabalho que pode ser ajustada para $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, or $\pm 16g$.

Os giroscópios são sensores que quando submetidos a um giro em torno de qualquer um dos eixos dos sentidos, gera uma tensão proporcional à taxa angular, ou seja, fornece a velocidade angular a qual ele está submetido. O giroscópio utilizado pode ser programado para uma taxa máxima de 2000 graus por segundo.(TDK INVENSENSE, 2013)

Para a goniometria, onde se faz medidas estacionárias, ou mesmo em deslocamento de baixas velocidades, neste caso utilizado 20 graus por segundo ou menos, foi definido o uso do acelerômetro para as medidas de goniometria, devido a sua precisão e estabilidade.

Pelas características de construção, o sinal bruto do acelerômetro deve ser tratado pelas fórmulas abaixo para obtenção dos ângulos em cada eixo, $AccangX$, $AccangY$ e $AccangZ$. Os valores ax , ay e az são os valores brutos de cada eixo lidos pelo sistema (ELECTRONICS, 2020).

$$AccangX = \text{atan} (ax / (\sqrt{ay^2 + az^2})) \quad (1)$$

$$AccangY = \text{atan} (ay / (\sqrt{ax^2 + az^2})) \quad (2)$$

$$AccangZ = \text{atan} (az / (\sqrt{ax^2 + ay^2})) \quad (3)$$

Para as medidas de força, onde se faz medidas com movimentos podendo chegar a mais de 300 graus por segundo, se utilizou o giroscópio, que tem uma construção diferente e mede a velocidade angular do movimento de giro ao redor de um ponto. Os giroscópios tem uma variação de seu valor ao longo do tempo, então são utilizados algoritmos que minimizam este efeito (ISLAM *et al.*, 2017; OLIVEIRA; GONÇALVES, 2017). Como neste desenvolvimento o tempo de teste é curto, máximo de 15 segundos, não se verificou a necessidade destes algoritmos, uma vez também que rotinas mais simples são favoráveis ao desempenho do controlador Arduino.

A medida de força é uma medida indireta, uma vez que a mesma é calculada a partir dos dados do deslocamento angular e as velocidades envolvidas em intervalos deste deslocamento. Será abordado o processamento do sinal no item 4.3.2.1.2.

Como o giroscópio fornece a taxa angular em graus por segundo, para se obter o sinal proporcional ao ângulo percorrido, é feita uma integração simples com base no intervalo de

tempo decorrido entre as medidas. As fórmulas abaixo mostram o tratamento para encontrar os ângulos G_{yangX} , G_{yangY} e G_{yangZ} , sendo g_x , g_y e g_z os valores de tensão proporcionais às taxas angulares medidas. O parâmetro dT é o intervalo de tempo entre as medidas, e o parâmetro $LSB_{sensitivity}$ é encontrado no manual do MPU6050, e seu valor define valor máximo de fundo de escala para a leitura, vide tabela 6.

Tabela 6- Parâmetros Giroscópio

FS_SEL	Full Scale Range	LSB Sensitivity
0	± 250 °/s	131 LSB/°/s
1	± 500 °/s	65.5 LSB/°/s
2	± 1000 °/s	32.8 LSB/°/s
3	± 2000 °/s	16.4 LSB/°/s

Fonte: TDK INVENSENSE, 2013.

$$G_{yangX} = G_{yangX} + \left(\frac{g_x}{LSB_{sensitivity}} * dT \right) \quad (4)$$

$$G_{yangY} = G_{yangY} + \left(\frac{g_y}{LSB_{sensitivity}} * dT \right) \quad (5)$$

$$G_{yangZ} = G_{yangZ} + \left(\frac{g_z}{LSB_{sensitivity}} * dT \right) \quad (6)$$

Embora os sensores já venham com uma calibração de fabrica, é recomendado pelo fabricante efetuar uma calibração para obter dados mais acurados. A maneira escolhida foi a de cancelamento dos valores de deslocamento médio dos valores ideais (*offset*) com a utilização do acesso aos registros de *offset* do MPU6050.

O procedimento consiste em se colocar o MPU-6050 em uma posição estacionária, neste caso, foi definida a posição com a serigrafia do dispositivo para cima.

Nesta posição o que se espera é que o valor do sinal do acelerômetro para os eixos X e Y sejam iguais a zero, e o eixo Z tenha seu valor máximo referente a aceleração de 1g. Para o giroscópio, os valores desejados são iguais a zero nos seus três eixos.

Para este procedimento, foi feito um programa específico para obter os valores de deslocamento médio dos valores ideais (*offset*) para cada eixo do acelerômetro e utilizá-lo para leituras mais acuradas.

O procedimento consiste em fazer a média de mil medidas dos valores para cada eixo do acelerômetro e giroscópio.

Para o acelerômetro a sensibilidade de fundo de escala foi definida em $\pm 2g$, porém este valor foi dividido por 4 para compatibilizar o valor dos registradores que tem padrão de dados com fundo de escala de 8g. Estes valores são armazenados nos registradores de *offset* e novas médias são realizadas para verificar se o valor das mesmas está próximo de zero para eixos X e Y e o valor máximo para eixo Z. Uma vez obtidos estes valores, os mesmos são utilizados na inicialização dos sensores.

Para o giroscópio, a sensibilidade de fundo de escala foi definida em $\pm 250^\circ/s$, porém este valor foi dividido por 4 para compatibilizar o valor dos registradores que tem padrão de dados com fundo de escala de $\pm 1000^\circ/s$. Estes valores são armazenados nos registradores de *offset* e novas médias são realizadas para verificar se o valor das mesmas está próximo de zero para eixos X, Y e Z. Uma vez obtidos estes valores, os mesmos são utilizados na inicialização dos sensores.

Para os sinais do acelerômetro eixo X, também se verifica na calibração um procedimento de medidas em 0, 45, 90, 135, 180 graus de forma a fazer uma regressão cúbica, e encontrar parâmetros para aprimorar as medidas do mesmo. Os parâmetros são *cterflx*, *r1flx*, *r2flx* e *r3flx* e sua utilização será mostrada no item 4.3.2.1.1.

Um ponto importante é que quando os sensores MPU-6050 são desenergizados, perdem os valores dos registradores de *offset*. (TDK INVENSENSE, 2014)

Um modo utilizado para suprir esta necessidade foi adicionar uma memória EEPROM, no encapsulamento do sensor, de modo que estes dados pudessem sempre ser recuperados na inicialização do sistema. Os parâmetros de regressão citados anteriormente também são armazenados nesta memória.

Deste modo o encapsulamento visto na figura 15, possui internamente uma memória EEPROM serial que se comunica pelo mesmo protocolo I2C utilizado pelo MPU-6050, para armazenar dados. Foi utilizada a memória 24C256 do fabricante ATMEL (ATMEL, 2007).

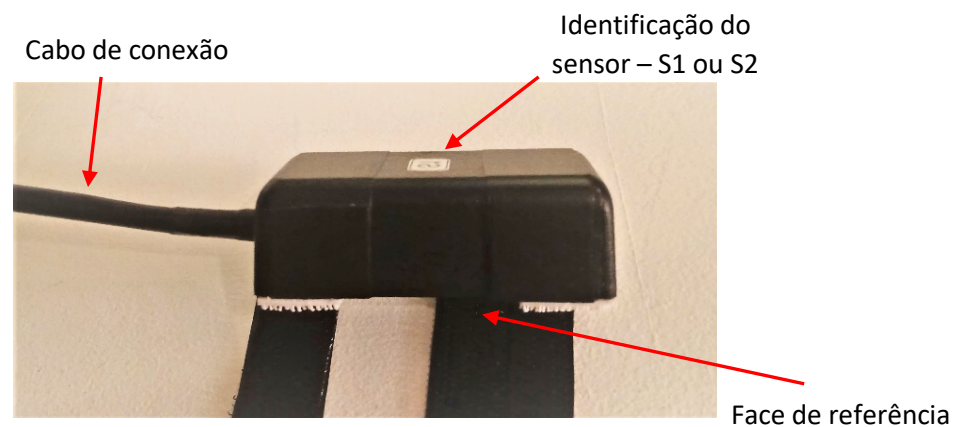
4.3.2.1.1 Processamento do acelerômetro

O sinal do eixo X do acelerômetro tratado pela equação (1), recebe um deslocamento de 90° no sentido ccw para que o eixo X tenha 0° quando o sensor aponta para baixo paralelo as linhas da força de gravidade. Esta foi uma definição adotada para este sistema.

$$AccangX = (\text{atan}(ax/(\sqrt{ay^2 + az^2}))+90) \quad (7)$$

A figura 15 mostra a face de referência de leitura do sensor, e o ponto onde pode ser visualizada a sua identificação, Sensor 1 (S1) - distal ou Sensor 2 (S2) - referência.

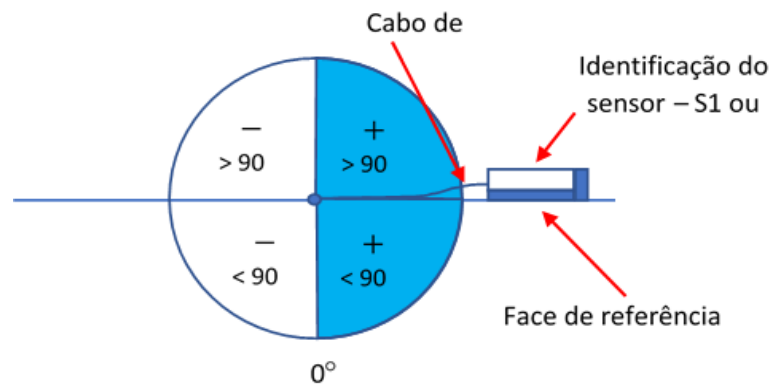
Figura 15- sensor face de referência e identificação



Fonte: O autor

Portanto as posições de leitura do eixo X sensor em relação ao centro de rotação, podem ser visualizadas na figura 16.

Figura 16- Posições de leitura do sensor



Fonte: O autor

Embora o acelerômetro seja um sensor com boa precisão, ele necessita de um tratamento para minimização de ruído. Comumente se utilizam técnicas de fusão de sensores com filtros Kalman ou Complementar (ISLAM *et al.*, 2017; OLIVEIRA; GONÇALVES, 2017), mas neste caso foi utilizada a integração simples (8).

$$AcXf = (0,70 * AcXf) + (0,30 * AccangX) \quad (8)$$

$$AcX = cterf1x + r1f1x * AcXf + r2f1x * AcXf^2 + r3f1x * AcXf^3 \quad (9)$$

As equações 8 e 9 mostram o tratamento para minimizar o ruído e a aplicação dos fatores de regressão feitos anteriormente na calibração do sensor, trazendo resultado satisfatório que pode ser visto na comparação de sinal com e sem tratamento na figura 67.

Uma vez que o sistema de avaliação se utiliza de dois sensores, sendo S1 distal e S2 referência, é necessário processar os sinais de ambos para se obter o resultado desejado em qualquer quadrante de movimento.

Portanto, foi utilizado um diagrama para o desenvolvimento das equações para este processamento, que considera as posições simultâneas dos sensores S1 e S2 em todos os quadrantes de movimento. Como há 4 quadrantes para cada sensor, são necessárias 16 combinações de posicionamento para o equacionamento de obtenção do ângulo a ser medido.

Abaixo pode ser visto o diagrama, figura 17, ilustrando de modo geral as combinações possíveis, considerando também que quando os sensores tem as faces de referência paralelas

entre si o valor do ângulo medido é igual a 0° . O ângulo máximo entre os sensores será $\pm 180^\circ$.

Figura 17-Diagrama com posições do sensor por quadrante

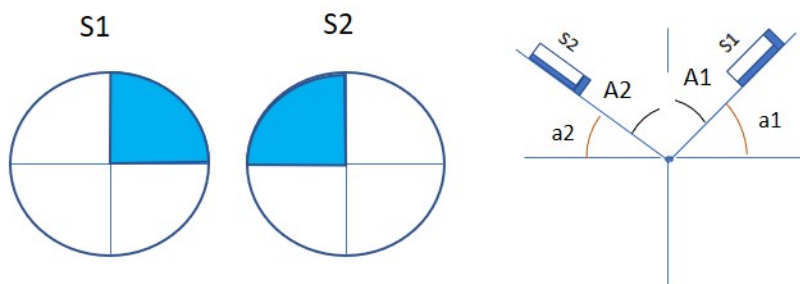


Fonte: O autor

As análises das combinações de quadrantes, que geraram as equações de processamento dos sinais entre os dois sensores são mostradas a seguir. As figuras identificam os quadrantes de posicionamento dos sensores e identificam as variáveis utilizadas para desenvolvimento das equações.

1ª combinação -

Figura 18- 1ª combinação de quadrantes

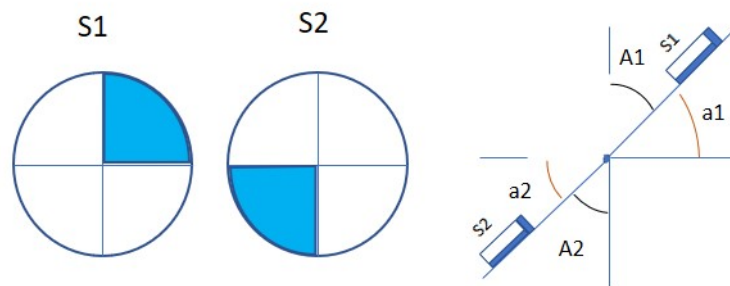


Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 \text{Ang} &= a_2 + a_1 \\
 \text{Ang} &= -(180 - (A_2 + A_1)) \\
 A_2 &= (180 - S_2 + 90) \\
 A_1 &= (180 - S_1) \\
 \text{Ang} &= S_2 - S_1
 \end{aligned}$$

2ª combinação -

Figura 19- 2ª combinação de quadrantes

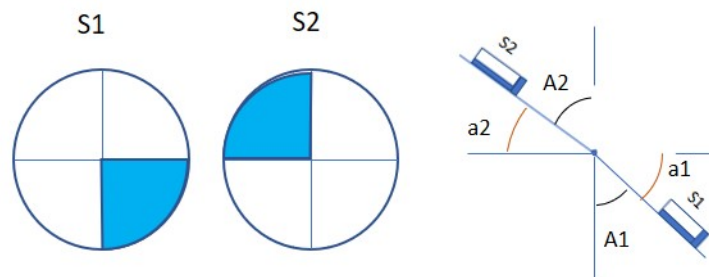


Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 \text{Ang} &= a_2 - a_1 & a_1 + A_1 &= 90 & a_1 &= S_1 - 90 \\
 A_2 &= (180 - S_2) & a_2 + A_2 &= 90 & a_2 &= S_2 - 90 \\
 A_1 &= (180 - S_1) & \text{Ang} &= S_2 - 90 - (S_1 - 90) \\
 & & \text{Ang} &= S_2 - S_1
 \end{aligned}$$

3ª combinação -

Figura 20- 3ª combinação de quadrantes

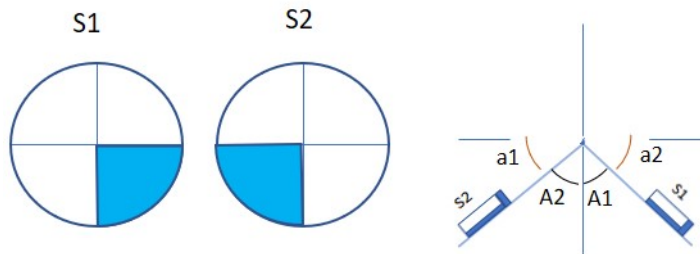


Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 \text{Ang} &= a_2 - a_1 & a_1 + A_1 &= 90 & a_1 &= S_1 - 90 \\
 A_2 &= (180 - S_2) & a_2 + A_2 &= 90 & a_2 &= S_2 - 90 \\
 A_1 &= (180 - S_1) & \text{Ang} &= S_2 - 90 - (S_1 - 90) \\
 & & \text{Ang} &= S_2 - S_1
 \end{aligned}$$

4ª combinação –

Figura 21- 4ª combinação de quadrantes

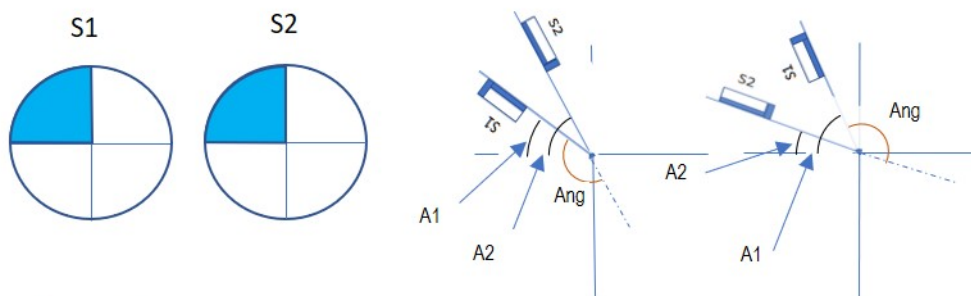


Fonte: O autor

$$\begin{aligned} \text{Ang} &= a1 + a2 \\ \text{Ang} &= (180 - (A2 + A1)) \\ A2 &= (180 - S2) \\ A1 &= (S1) \\ \text{Ang} &= S2 - S1 \end{aligned}$$

5ª combinação –

Figura 22- 5ª combinação de quadrantes



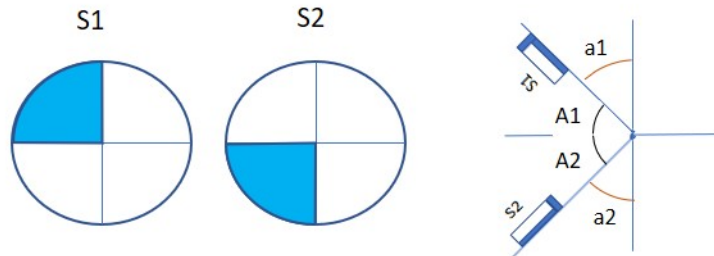
Fonte: O autor

$$\begin{aligned} p/A2 &\geq |A1| \\ \text{Ang} &= 180 - (A2 - A1) \\ A2 &= 90 - S2 \\ A1 &= (|S1| - 90) \\ \text{Ang} &= S2 + |S1| \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} p/A2 &< |A1| \\ \text{Ang} &= -(180 - (A1 - A2)) \\ A2 &= 90 + S2 \\ A1 &= (|S1| - 90) \\ \text{Ang} &= -((180 - S2) + (180 - |S1|)) \end{aligned}$$

6ª combinação –

Figura 23- 6ª combinação de quadrantes

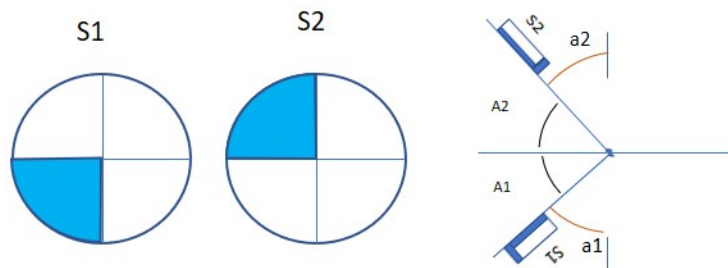


Fonte: O autor

$$\begin{aligned} \text{Ang} &= -(a2 + a1) \\ \text{Ang} &= -(180 - (A2 + A1)) \\ A2 &= (S2 - 90) \\ A1 &= (|S1| - 90) \\ \text{Ang} &= -((180 - |S1|) + (180 - S2)) \end{aligned}$$

7ª combinação –

Figura 24- 7ª combinação de quadrantes

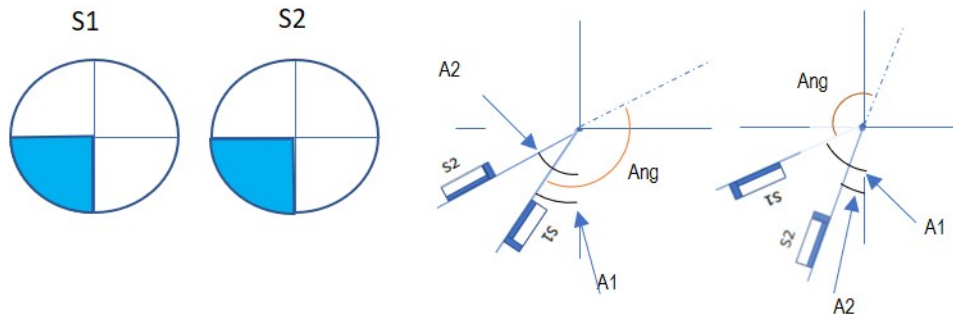


Fonte: O autor

$$\begin{aligned} \text{Ang} &= (a2 + a1) \\ \text{Ang} &= 180 - (A2 + A1) \\ A2 &= 90 - S2 \\ A1 &= 90 - |S1| \\ \text{Ang} &= (S2 + |S1|) \end{aligned}$$

8ª combinação –

Figura 25- 8ª combinação de quadrantes



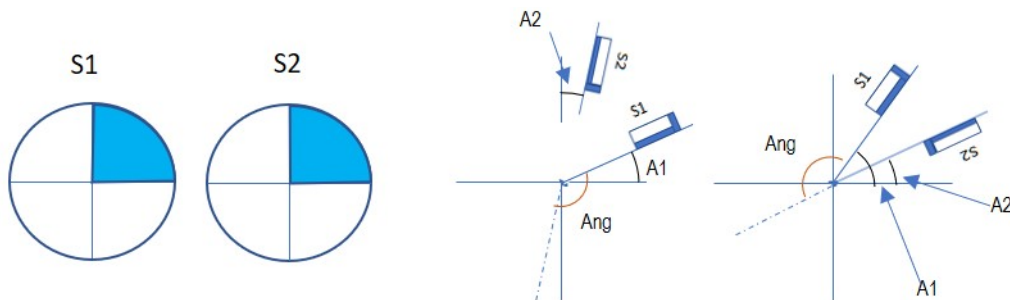
Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 p/A2 &\geq |A1| \\
 Ang &= A1 + (180 - A2) \\
 A2 &= (180 - S2) \\
 A1 &= |S1| \\
 Ang &= S2 + |S1|
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 p/A2 &< |A1| \\
 Ang &= -(180 - (A1 - A2)) \\
 A2 &= (180 - S2) \\
 A1 &= |S1| \\
 Ang &= -((180 - S2) + (180 - |S1|))
 \end{aligned}$$

9ª combinação –

Figura 26- 9ª combinação de quadrantes



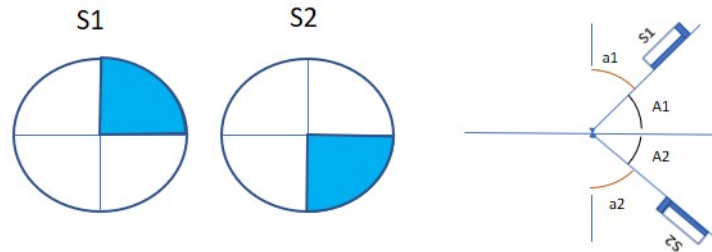
Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 p/A2 &\geq |A1| \\
 Ang &= -(A1 + (A2 + 90)) \\
 A2 &= |S2| \\
 A1 &= S1 - 90 \\
 Ang &= -(|S2| + S1)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 p/A2 &< |A1| \\
 Ang &= (90 - A1) + (A2 + 90) \\
 A2 &= |90 - S2| \\
 A1 &= S1 - 90 \\
 Ang &= 360 - S1 - |S2|
 \end{aligned}$$

10ª combinação –

Figura 27- 10ª combinação de quadrantes

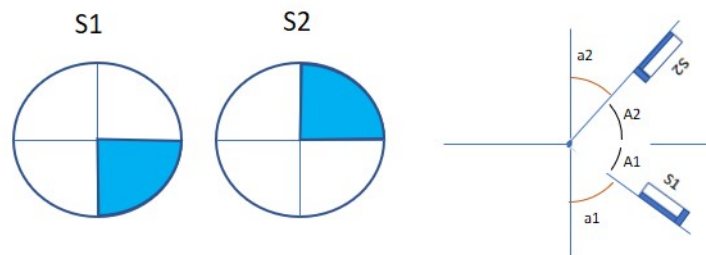


Fonte: O autor

$$\begin{aligned} \text{Ang} &= (a1 + a2) \\ \text{Ang} &= 180 - (A2 + A1) \\ A2 &= (|S2| - 90) \\ A1 &= (S1 - 90) \\ \text{Ang} &= (180 - |S2|) + (180 - S1) \end{aligned}$$

11ª combinação –

Figura 28- 11ª combinação de quadrantes

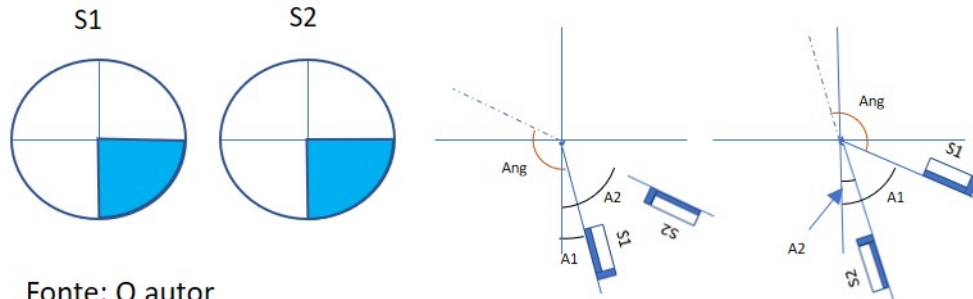


Fonte: O autor

$$\begin{aligned} \text{Ang} &= -(a1 + a2) \\ \text{Ang} &= -(180 - (A2 + A1)) \\ A2 &= (90 - |S2|) \\ A1 &= (90 - S1) \\ \text{Ang} &= -(|S2| + S1) \end{aligned}$$

12ª combinação –

Figura 29- 12ª combinação de quadrantes



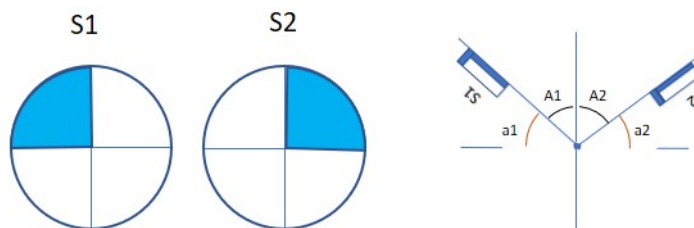
Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 p/A2 &\geq |A1| \\
 Ang &= -(180 - (A2 - A1)) \\
 A2 &= 180 - |S2| \\
 A1 &= S1 \\
 Ang &= (|S2| + S1)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 p/A2 &< |A1| \\
 Ang &= 180 - (A1 - A2) \\
 A2 &= 180 - |S2| \\
 A1 &= S1 \\
 Ang &= 360 - S1 - |S2|
 \end{aligned}$$

13ª combinação –

Figura 30- 13ª combinação de quadrantes

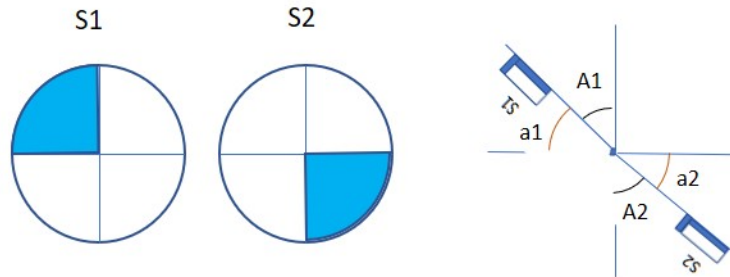


Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 Ang &= (a1 + a2) \\
 Ang &= 180 - (A1 + A2) \\
 A2 &= |S2| \\
 A1 &= 180 - |S1| \\
 Ang &= |S1| - |S2|
 \end{aligned}$$

14ª combinação –

Figura 31- 14ª combinação de quadrantes

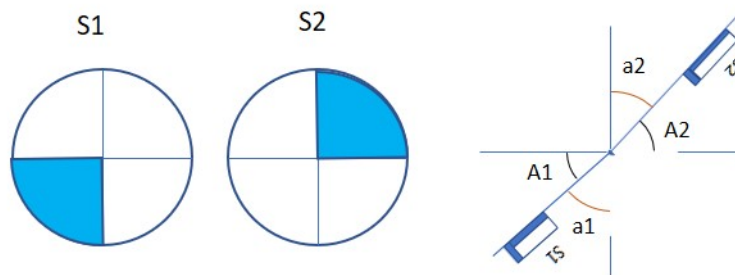


Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 \text{Ang} &= a1 - a2 & a1 + A1 &= 90 & a1 &= |S1| - 90 \\
 A2 &= 180 - |S2| & a2 + A2 &= 90 & a2 &= |S2| - 90 \\
 A1 &= 180 - |S1| & \text{Ang} &= |S1| - 90 - (|S2| - 90) \\
 & & \text{Ang} &= |S1| - |S2|
 \end{aligned}$$

15ª combinação –

Figura 32- 15ª combinação de quadrantes

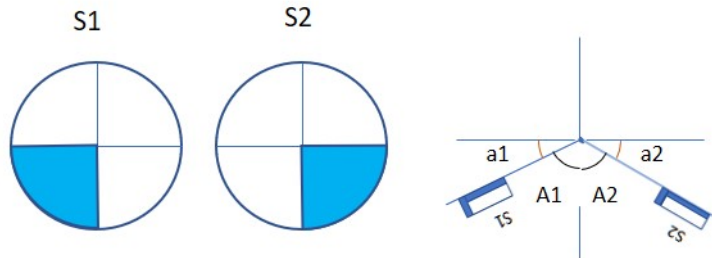


Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 \text{Ang} &= a1 - a2 & a1 + A1 &= 90 & a1 &= |S1| - 90 \\
 A2 &= 180 - |S2| & a2 + A2 &= 90 & a2 &= |S2| - 90 \\
 A1 &= 180 - |S1| & \text{Ang} &= |S1| - 90 - (|S2| - 90) \\
 & & \text{Ang} &= |S1| - |S2|
 \end{aligned}$$

16ª combinação –

Figura 33- 16ª combinação de quadrantes



Fonte: O autor

$$\begin{aligned}
 Ang &= -(a1 + a2) \\
 Ang &= -(180 - (A1 + A2)) \\
 A2 &= |S2| \\
 A1 &= 180 - |S1| \\
 Ang &= |S1| - |S2|
 \end{aligned}$$

Desta forma, no campo "Visor Principal" do display da instrumentação, temos o ângulo resultante do posicionamento dos sensores S1 e S2, e no campo "Ângulos de referência", temos as informações referentes a cada sensor, vide figura 50.

4.3.2.1.2 Processamento do giroscópio

O sinal do eixo X do giroscópio, é programado para seu modo de velocidade, através do registrador 27 do MPU-6050, +/-1000°/s. A figura abaixo mostra o detalhe do registrador e sua tabela de configuração.

Figura 34- Registrador de configuração do giroscópio

**4.4 Register 27 – Gyroscope Configuration
GYRO_CONFIG**

Type: Read/Write

Register (Hex)	Register (Decimal)	Bit7	Bit6	Bit5	Bit4	Bit3	Bit2	Bit1	Bit0
1B	27	XG_ST	YG_ST	ZG_ST	FS_SEL[1:0]		-	-	-

FS_SEL	Full Scale Range
0	± 250 °/s
1	± 500 °/s
2	± 1000 °/s
3	± 2000 °/s

Fonte: TDK INVENSENSE, 2014.

O sinal do giroscópio, é obtido a partir da equação (5) do item 4.3.2.1, onde o parâmetro $LSB_{sensitivity}$ é igual a 32,8, de acordo com a tabela 6.

Nas medidas de ângulo com o giroscópio, vide fluxograma da figura 14, quando se pressiona o botão 2 para iniciar a aquisição, a variável com o valor inicial do giroscópio, recebe o valor instantâneo medido com precisão pelo acelerômetro.

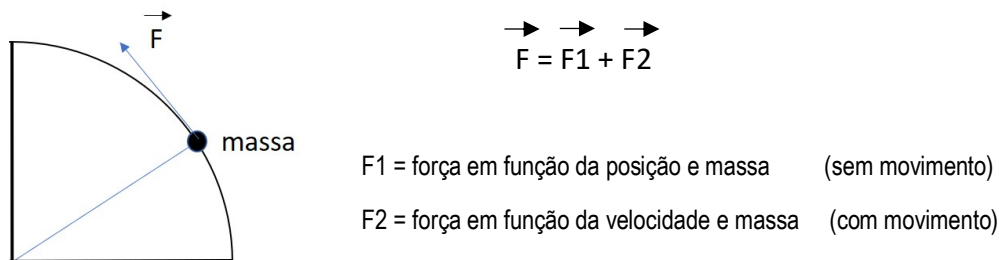
Após o término da aquisição dos dados, temos um arquivo com os mesmos gravados no SD Card. O formato do nome para os arquivos, é descrito no item 4.3.2.4.

Como mencionado anteriormente, podemos obter a série dos ângulos para o movimento no qual se deseja avaliar a força. A mesma é calculada a partir da série de ângulos e dos intervalos de aquisição dos mesmos pelo sistema. Como foi utilizado o dinamômetro isocinético, pertencente à Faculdade de Ciências da Saúde (FCS) da Universidade do Vale do Paraíba, o programa de aquisição da instrumentação utilizou mesma frequência de aquisição de sinais deste dinamômetro, 100hz, permitindo fazer uma comparação ponto a ponto de toda a série de dados obtidas. Portanto, cada ponto foi medido a cada 10 milissegundos, nos testes que foram realizados.

O processamento para cálculo da força no movimento, de uma forma geral, foi desenvolvido através da equação que estabelece que a força em um objeto é igual a sua massa multiplicada pela aceleração do mesmo. Foi necessário se calcular a aceleração em cada ponto do movimento, considerando as suas características, para se efetuar o cálculo da força correspondente.

Para o processamento considerou-se que a força F resultante em uma massa é a somatória de uma força devido ao valor e a posição da massa considerando a força de gravidade, somada a uma força em função da massa e velocidade da mesma.

Figura 35- Definição Força Resultante F



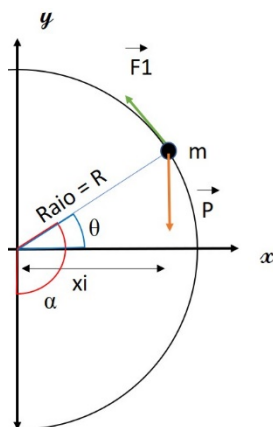
Fonte: O autor

Uma vez estabelecido um modelo cinético para a força F resultante, pode-se fazer uma relação desta força, bem como o torque, com o desempenho do conjunto osteomioarticular

responsável pelo movimento. A finalidade deste estudo, portanto, é gerar um modelo que permita a obtenção dos parâmetros para a análise do desempenho de um sistema musculoesquelético, de modo que se possa fazer comparações em um mesmo indivíduo ao longo do tempo com dados quantitativos. Estudos futuros podem ser conduzidos para análise do melhor modo de uso deste modelo, ou mesmo, do seu aprimoramento.

O cálculo da componente F1 utiliza o conceito de momentos de força entre a força peso e a força contrária exercida pelo sistema osteomiarticlar que mantém uma massa em equilíbrio. As definições mostradas na figura 36 são utilizadas para encontrar a força F1.

Figura 36- Diagrama para cálculo força F1



- F1 = força em função da posição e massa (sem movimento)
- P = força peso exercida na massa m pela ação da gravidade (g)
- R = raio do movimento ou distância da articulação até a massa m
- m = massa ou a carga imposta ao movimento da força F1
- xi = projeção instantânea do raio R devido ao movimento
- α = ângulo do movimento medido pela instrumentação
- θ = parcela do ângulo medido, sempre em relação ao eixo x

Fonte: O autor

Pela somatória dos momentos, temos:

$$|F1| * R = |P| * xi$$

$$\text{onde: } xi = \cos \theta * R \quad \text{e} \quad \theta = |90 - \alpha|$$

Substituindo,

$$|F1| * R = |P| * \cos |90 - \alpha| * R$$

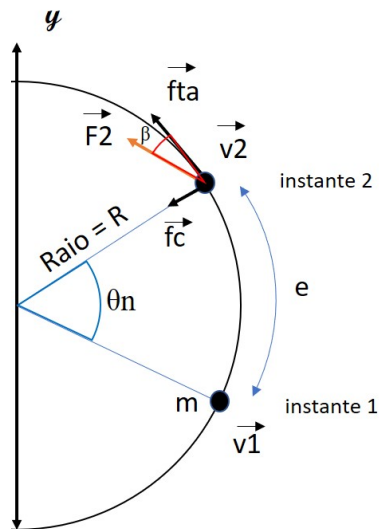
$$|F1| = |P| * \cos |90 - \alpha| \quad (10)$$

$$\text{onde: } |P| = m * g$$

Os cálculos da componente F2 utilizam as regras de Movimento Circular Uniformemente Variado (MCUV), uma vez que o movimento de giro pode variar a sua velocidade.

As definições mostradas na figura 37 são utilizadas para encontrar a força F_2 .

Figura 37- Diagrama para cálculo de F_2



F_2 = força em função da velocidade e massa (com movimento)

f_{ta} = força tangencial no instante 2

f_c = força centrípeta no instante 2

v_2 = velocidade no instante 2

v_1 = velocidade no instante 1

R = raio do movimento ou distância da articulação até a massa m

m = massa ou a carga imposta ao movimento da força F_2

e = distância percorrida pela massa m do instante 1 ao instante 2

θ_n = ângulo entre os instantes 1 e 2

β = ângulo entre f_{ta} e F_2

Fonte: O autor

Para cálculo da velocidade em qualquer instante foram utilizadas as equações:

Perímetro de uma circunferência = $2 * \pi * R$ ou 360°

Portanto o espaço percorrido do instante $n-1$ ao instante n , formando um ângulo θ_n , será:

$e = (2 * \pi * R * \theta_n) / 360$, simplificando, $e = (\pi * R * \theta_n) / 180$

Como velocidade = espaço/tempo, a velocidade em um instante qualquer n , será:

$v(n) = (\pi * R * \theta_n) / (180 * dT)$ (11), onde dT é o tempo decorrido entre os instantes $n-1$ e n

Em nosso caso dT será de 10ms, que é o tempo de leitura definido para a instrumentação.

Portanto a velocidade depende do valor do raio R e do ângulo θ_n entre cada leitura.

Em referência a figura 37, embora v_1 e v_2 sejam grandezas vetoriais, o ângulo θ_n tem valor muito pequeno, então os cálculos de f_{ta} , f_c e β são dados pelas equações abaixo:

$$f_{ta} = m * (v_2 - v_1) / dT \quad (12)$$

$$fc = m * (v2)^2 / R \quad (13)$$

$$\beta = \arctg(fc / fta) \quad (14)$$

onde,

$v2$ = velocidade no instante $n2$ equação (11)

$v1$ = velocidade no instante $n1$ equação (11)

R = raio do movimento ou distancia da articulação até a massa m

m = massa ou a carga imposta ao movimento da força $F2$

dT = 10ms (por definição do desenvolvimento)

Portanto, $F2$ é a resultante entre fta e fc :

$$|F2| = \sqrt{|fc|^2 + |fta|^2} * \cos \theta \quad (15)$$

Em relação a figura 35, a força resultante $|F|$, é dada pela equação:

$$|F| = \sqrt{|F1|^2 + |F2|^2 + (2 * |F1| * |F2| * \cos\beta)} \quad (16)$$

Se fta for positiva, $\beta = |\arctg fc/fta|$

Se fta for negativa, $\beta = 180 - |\arctg fc/fta|$

O torque, T , como uma relação de força vezes distância, pode ser calculado como produto da força F pelo raio R :

$$T = |F| * R \quad (17)$$

4.3.2.2 Gravação dos dados do goniômetro

Os arquivos gerados e gravados no SD Card para medidas de goniometria, contém um cabeçalho com as informações :

-Número do Paciente;

-Data e hora da realização do teste

-Colunas com os dados de Membro, Lado, Tipo, AMD, Ang.Max. e Ang.Min.

Os arquivos gerados e gravados no SD Card para uma série de AMD, contém um cabeçalho com as informações :

- Número do Paciente;
- Data e hora da realização do teste
- Tipo de teste realizado
- Colunas com os dados de Tempo(seg) e Ângulo(graus)

4.3.2.3 Gravação dos dados de força

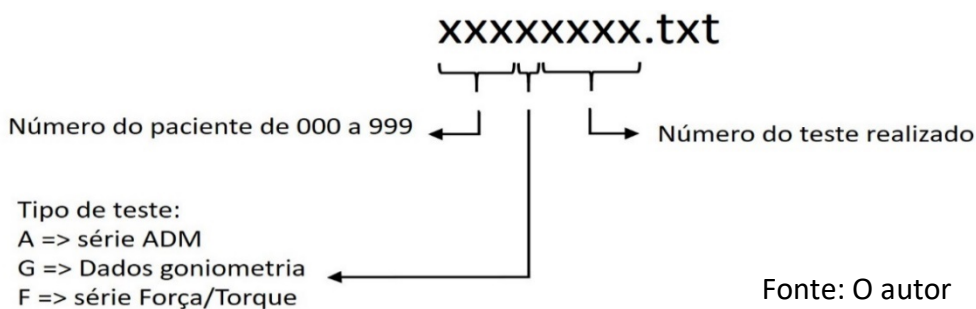
Os arquivos gerados e gravados no SDCard, além dos dados medidos dispostos em colunas, contém um cabeçalho com as informações :

- Número do Paciente;
- Data e hora da realização do teste
- Tipo de teste realizado
- Colunas com os dados de Tempo(seg), Ângulo(graus), Força(N), Torque(N.m)

4.3.2.4 Formato do arquivo

O formato dos arquivos gravados segue um padrão de 8 dígitos como mostra a figura abaixo:

Figura 38- Formato do nome do arquivo de teste



4.4 Grupo de estudo

O estudo foi composto por 05 voluntários hígidos de ambos os sexos.

O projeto foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade do Vale do Paraíba, e aprovado.

Foram contatados e convidados os funcionários e alunos da Faculdade de Ciências da Saúde e acompanhantes de pacientes do Centro de Prática Supervisionada (CPS), onde foi marcada uma avaliação, de acordo com formulário no Apêndice B, para verificar se os voluntários estarão dentro dos fatores de inclusão, e para os pesquisadores explicarem as propostas do projeto e entrega do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) aos voluntários.

Os voluntários receberam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), Apêndice A, no qual estava descrito os detalhes do projeto, incluindo informações a respeito de sigilo das informações dos participantes, assistência integral e direito de deixar o projeto a qualquer momento, sem danos físicos e morais. Todos os voluntários aceitaram e assinaram o TCLE e realizaram o protocolo.

4.5 Critério de inclusão de voluntários hígidos

- Idade entre 20-35 anos;
- Ambos os sexos;
- Cognição preservada, e preservação da capacidade de responder a estímulos verbais.
- Não apresentar restrição para atividade física.

4.6 Critério de exclusão de voluntários hígidos

- Possuir comprometimento musculoesquelético dos membros superiores ou inferiores;
- Fratura óssea nos últimos doze meses;
- Comprometimento neuromuscular;
- Dor articular durante os movimentos de flexão de cotovelo e joelho;
- Dor limitante que impossibilite a realização do protocolo de avaliação;
- Presença de infecção ativa e erupções no local de uso da cinta de fixação dos sensores;

4.7 Medições do Estudo

- **Medição de amplitude de movimento** - Os ensaios para verificação da função de goniometria utilizou o dinamômetro isocinético Biodex System 3TM, onde cada voluntário realizou uma série de um movimento para medições de ângulos, sem carga.
- **Medição de força** - Os ensaios de medição de força foram realizados pelo grupo de voluntários para três séries de três movimentos, com uma carga específica para cada série. Estes ensaios foram realizados com membro superior e inferior, gerando um conjunto de dados para serem analisados.

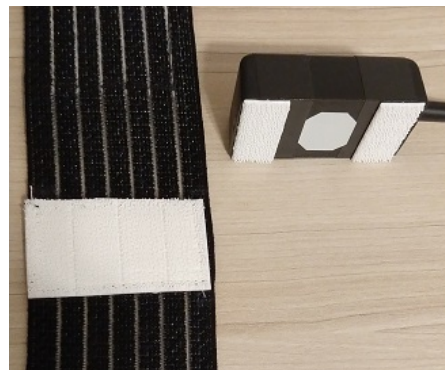
Para as medições de amplitude e força, os sensores foram posicionados nos membros superiores e inferiores, através do uso de uma cinta na qual os sensores foram fixados por velcro (figuras 39 e 40). No membro superior foram posicionados na região em que ficaram alinhados com o sentido longitudinal de referência e antebraço e no membro inferior foram posicionados na região em que ficaram alinhados com o sentido longitudinal de referência e perna.

Figura 39- Detalhe de colocação do sensor



Fonte: O autor

Figura 40- Detalhe do velcro no sensor e cinta



Fonte: O autor

4.8 Dinamômetro Isocinético

Para as medições de amplitude de movimento e força pelo sistema microprocessado, foi utilizado um dinamômetro isocinético da marca Biodex System® 3.

O voluntário foi posicionado no dinamômetro isocinético para ensaio de flexão de joelho e os pés estarão apoiados sobre um suporte do equipamento. O tronco e os membros inferiores foram estabilizados por meio de cintas de estabilização do equipamento. O membro superior a ser avaliado foi posicionado no equipamento para ensaios de flexão do cotovelo, sendo que o eixo do dinamômetro foi posicionado de acordo com o eixo do movimento de flexo-extensão da articulação do cotovelo. O dinamômetro foi ligado e o voluntário foi instruído a realizar o movimento de flexão do cotovelo e joelho, seguindo os dados do protocolo.

Figura 41- Posicionamento do voluntário no Dinamômetro Isocinético



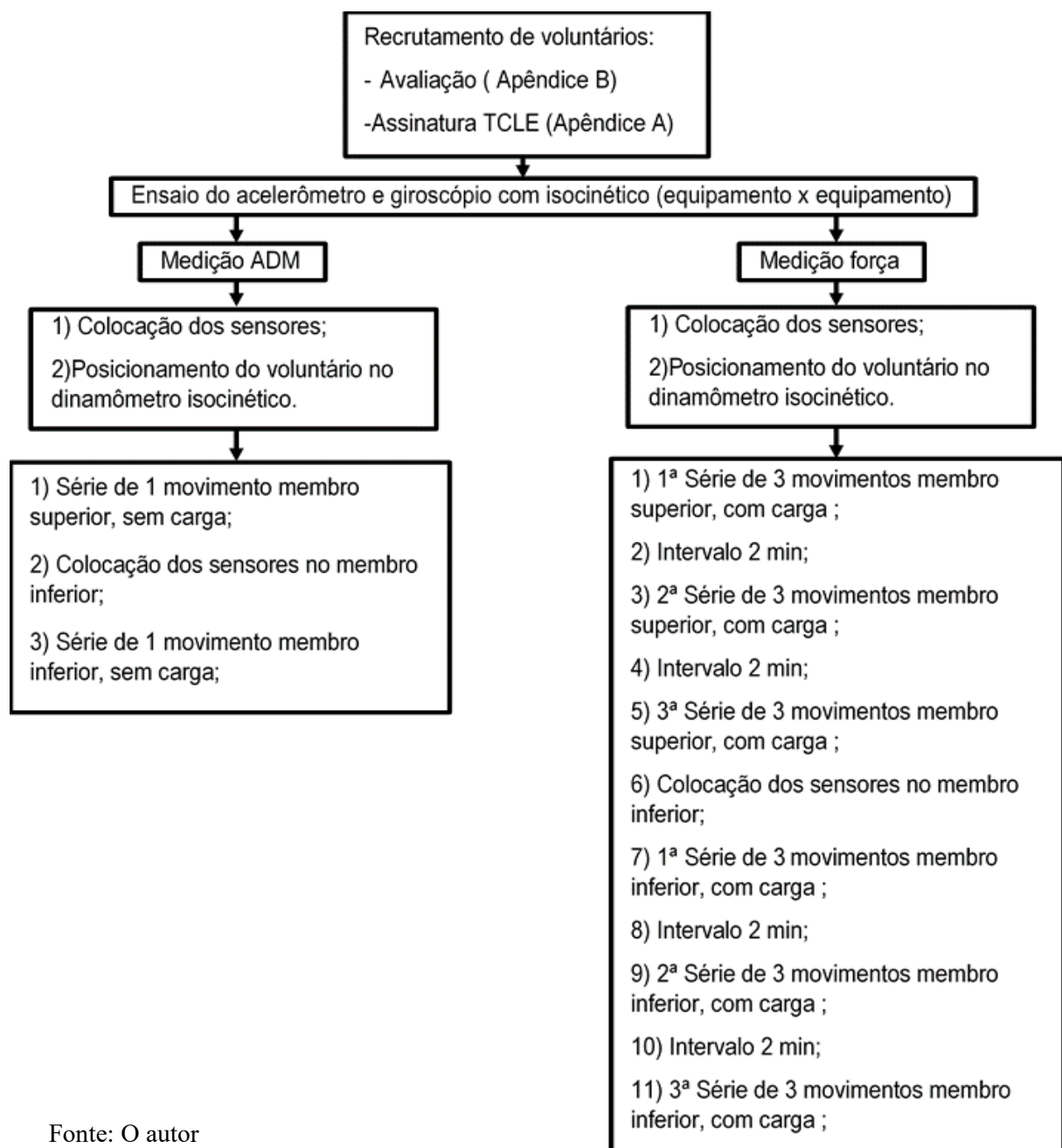
Fonte: O autor

4.9 Protocolo de Pesquisa

Inicialmente foi realizada uma avaliação do indivíduo visando analisar se o mesmo se enquadra no estudo em questão, visando os fatores de inclusão e exclusão já descritos, com a utilização do formulário do Apêndice B. Os indivíduos selecionados realizaram a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, Apêndice A.

O fluxograma a seguir ilustra a sequência das atividades para execução dos protocolos.

Figura 42- Fluxograma indicando a sequência dos protocolos de ensaio



Fonte: O autor

Antes de cada ensaio com um voluntário, foram realizados testes de controle dos sensores acelerômetro e giroscópio utilizando o dinamômetro isocinético com os sensores fixados na sua haste de movimento. Foi realizada uma série com velocidade de $20^{\circ}/s$, de 0° a 180° , para medidas com o sensor acelerômetro e uma série com velocidade de $300^{\circ}/s$, de 0° a 180° , para medidas com o giroscópio.

Estes testes realizados somente entre equipamentos, tem por finalidade fornecer informação sobre viés e precisão dos sensores em toda a faixa de medição.

Os detalhes dos protocolos de ADM e Força Muscular com os voluntários são descritos a seguir.

Protocolo de Amplitude de Movimento

Ensaio de medição de amplitude de movimento para membro superior:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Cotovelo;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: cotovelo estendido definido como 0° ;
- Repetições: 1;
- Carga: sem carga;
- Tempo máx. do Teste: 14 segundos (vel. máx. $20^{\circ}/s$).

Ensaio de medição de amplitude de movimento para membro inferior:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Joelho;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: joelho estendido definido como 0° ;
- Repetições: 1;
- Carga: sem carga;
- Tempo máx. do Teste: 14 segundos (vel. máx. $20^{\circ}/s$).

Protocolo de Força Muscular

Ensaio de medição de força membro superior 1ª série:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Cotovelo;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: cotovelo estendido definido como 0°;
- Repetições: 3 movimentos;
- Carga máx.: 2kg;
- Ângulos: 0 - 145°;
- Tempo máx. do Teste: 10 segundos.

Ensaio de medição de força membro superior 2ª série:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Cotovelo;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: cotovelo estendido definido como 0°;
- Repetições: 3 movimentos;
- Carga máx.: 3kg;
- Ângulos: 0 - 145°;
- Tempo máx. do Teste: 10 segundos.

Ensaio de medição de força membro superior 3ª série:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Cotovelo;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: cotovelo estendido definido como 0°;
- Repetições: 3 movimentos;
- Carga máx.: 4kg;

- Ângulos: 0 - 145°;
- Tempo máx.: do Teste: 10 segundos.

Ensaio de medição de força para membro inferior 1ª série:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Joelho;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: joelho estendido definido como 0°;
- Repetições: 3 movimentos;
- Carga máx.: 3kg;
- Ângulos: 0 - 140°;
- Tempo máx. do Teste: 10 segundos.

Ensaio de medição de força para membro inferior 2ª série:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Joelho;
- Padrão: Extensão/ Flexão;
- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: joelho estendido definido como 0°;
- Repetições: 3 movimentos;
- Carga máx.: 4kg;
- Ângulos: 0 - 140°;
- Tempo máx. do Teste: 10 segundos.

Ensaio de medição de força para membro inferior 3ª série:

- Modo: Unilateral Isocinético;
- Articulação: Joelho;
- Padrão: Extensão/ Flexão;

- Direção da Contração: Away/Toward;
- Posição: joelho estendido definido como 0°;
- Repetições: 3 movimentos;
- Carga máx.: 5kg;
- Ângulos: 0 - 140°;
- Tempo máx. do Teste: 10 segundos.

4.10 Análise estatística

As análises estatísticas utilizaram o programa SPSS versão 27, licenciada. Os dados passaram pelo teste de normalidade Shapiro-Wilk e homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. Foi utilizado o teste Anova para amostras relacionadas, com a verificação das premissas para o mesmo. No caso da premissa de esfericidade violada, foi utilizada a correção de Greenhouse-Geisser. O nível de significância alfa foi considerado igual a 0,05. Foi utilizada também a correlação de Pearson.

5 RESULTADOS

5.1 Desenvolvimento

Como resultado do desenvolvimento da instrumentação, a mesma pode ser visualizada na figura 43 com um destaque do display na figura 44.

Figura 43- Instrumentação eletrônica



Fonte: O autor

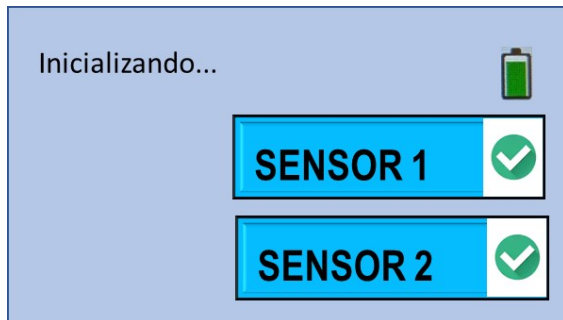
Figura 44- Destaque do visor na tela inicial



Fonte: O autor

Ao ligar o sistema, é feita uma verificação da presença dos sensores e sua conexão, bem como verificação da inicialização do SDCard, onde uma mensagem é exibida no caso de alguma falha ocorrer. As figuras 46 e 45 abaixo ilustram estas condições.

Figura 46- Verificação dos sensores



Fonte: O autor

Figura 45- Mensagem de falha SDCard



Fonte: O autor

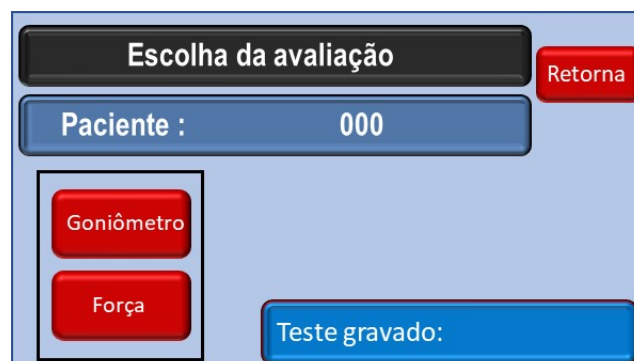
Após as verificações, o sistema entra em sua tela inicial, onde o botão "Selecionar Paciente", abre uma tela de teclado, vide figura 63, permitindo inserir um número para o paciente a ser testado. O botão "Iniciar a Avaliação" permite a escolha da mesma através dos botões "Goniômetro" e "Força", na tela da figura 48. O campo "Teste Gravado" exibe o último teste gravado antes do desligamento da instrumentação, neste caso não houve esta condição.

Figura 47- Tela inicial



Fonte: O autor

Figura 48 - Tela de seleção da avaliação



Fonte: O autor

A programação foi desenvolvida para que a interface do usuário para uso da instrumentação seja simples e amigável. Todas as informações do fluxograma da figura 13 utilizam uma tela, tela "Goniômetro – Teste", portanto, todas as informações podem ser visualizadas facilmente sem a necessidade de troca de telas. A programação também foi feita com o intuito de gerar segurança na gravação dos arquivos de dados. Uma vez concluída a gravação de um teste, uma mensagem sobrepondo a tela temporariamente é exibida significando que as etapas dos processos de gravação foram realizadas integralmente, figura 60 e 61.

Quando pressionado o botão "Goniômetro", a tela Goniômetro-Teste é exibida. A figura 50 mostra a identificação de seus campos e a figura 51 mostra um exemplo de goniometria.

Os campos são descritos resumidamente abaixo:

- Campo "Seleção" é composto por dois botões e um visor que permitem selecionar a articulação a ser avaliada. Deve ser escolhida a articulação sempre antes de um teste.

- Campo "Sensor" é formado por quatro botões, onde, da esquerda para a direita, o primeiro botão mostra a posição de colocação dos sensores. O padrão é a configuração Topo, onde a face de referência para as medidas é a face com o velcro, vide figura 15. O segundo botão indica por padrão que a diferença angular entre as faces de referência quando as mesmas estão paralelas, é igual a 0° . O terceiro botão indica por padrão que a referência do sensor S1 para medida angular é o sensor S2. O quarto botão permite a escolha de sinal + ou – no ângulo visualizado no visor principal.

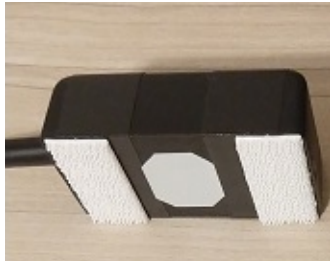
- Campo "Ângulos de referência" é composto de dois visores que mostram, de cima para baixo, o ângulo absoluto S1 e o ângulo absoluto S2.

- Campo "Visor principal", mostra sempre o valor instantâneo do ângulo que está sendo registrado pelos sensores.

- Campo "Tipo teste/paciente", exhibe o tipo de teste selecionado e o número do paciente para o mesmo.

- Botão "Retorna", permite a volta à tela para seleção da medida com goniômetro ou medida de força.

Figura 49 - Vista do sensor

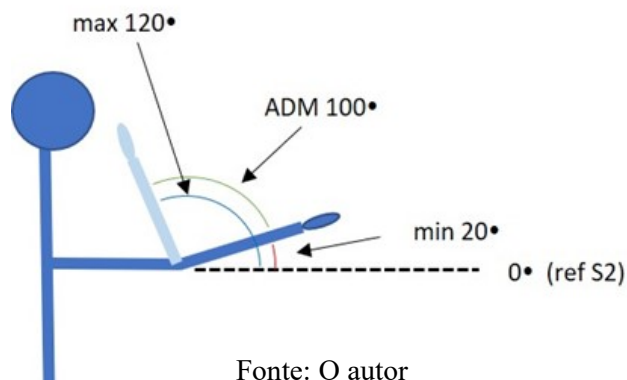


Fonte: O autor

Figura 50 - Tela Goniômetro-Teste



Figura 51- Exemplo de goniometria na articulação do cotovelo

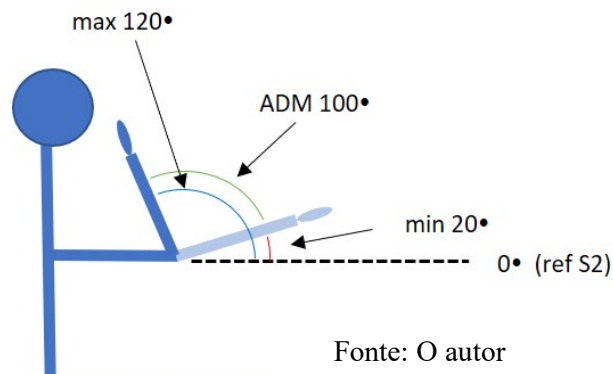


Para se realizar a medida de goniometria, com a articulação selecionada, deve-se pressionar o botão bt1 no painel da instrumentação, como mostrado na figura 54.

O campo "Ângulos de Goniometria" é exibido, e é composto de três visores que mostram, de cima para baixo, o ângulo máximo, mínimo e ADM da medida efetuada, figura 53.

Supondo a posição da figura 52, teríamos o ângulo de 120 no visor principal, figura 53.

Figura 52- Exemplo goniometria ângulo máximo



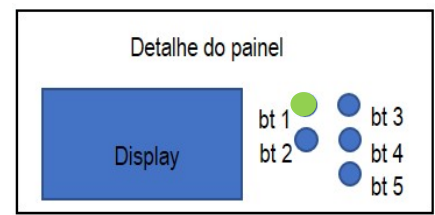
Fonte: O autor

Figura 53- Tela Goniometro-Teste após bt1 pressionado



Fonte: O autor

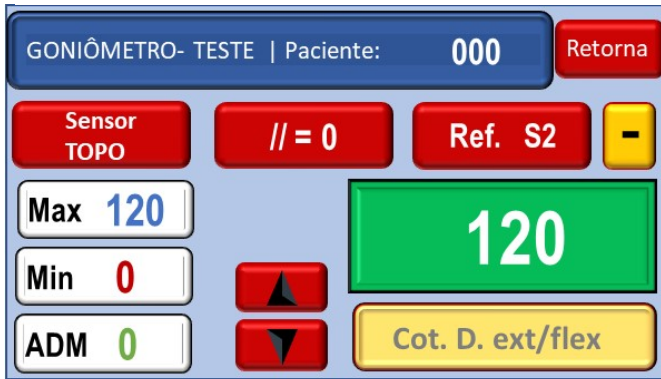
Figura 54- Botão bt1 pressionado



Fonte: O autor

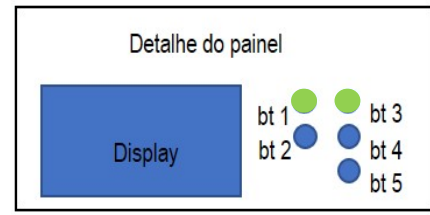
Para armazenar o ângulo de 120° na memória da instrumentação, figura 55, pressione-se botão bt3, figura 56.

Figura 55- Armazenamento ângulo máximo na memória



Fonte: O autor

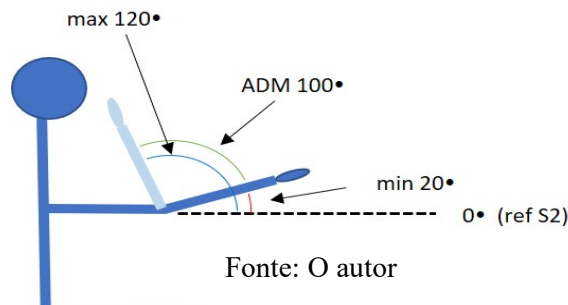
Figura 56- Botão bt3 pressionado



Fonte: O autor

Supondo a posição da figura 57, teríamos o ângulo de 20° no visor principal, figura 58. Ao se pressionar o botão bt4, figura 59, temos o valor de 20° armazenado na memória, e o cálculo da amplitude de movimento, figura 58.

Figura 57- Exemplo goniometria ângulo mínimo



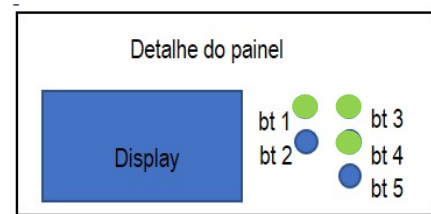
Fonte: O autor

Figura 58- Armazenamento ângulo mínimo e ADM na memória



Fonte: O autor

Figura 59- Botão bt4 pressionado

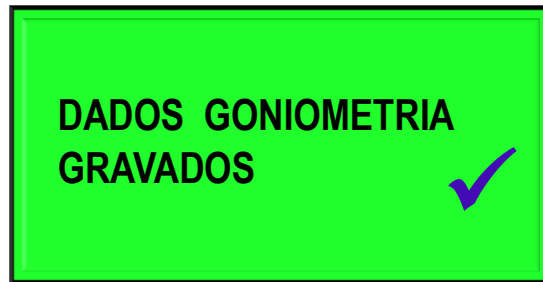


Fonte: O autor

Para continuar as medidas em outras articulações, pressiona-se o botão bt5, o sistema volta na condição das figuras 53 e 54, pode-se escolher uma outra articulação e repetir o

processo. Para finalizar as medições e gravar um arquivo com todos os dados das medições, pressiona-se o botão bt1, o mesmo apaga e uma mensagem mostrando que o arquivo foi gravado com sucesso é exibida no display, figura 60, e a instrumentação volta a exibir a tela da figura 50.

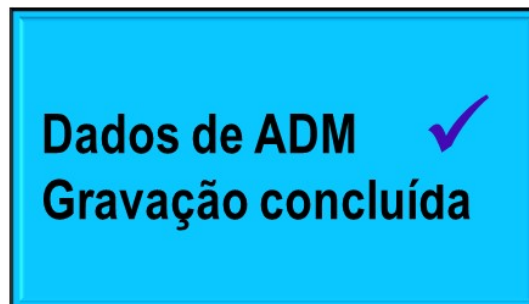
Figura 60 - Mensagem de conclusão de testes- Goniometria



Fonte: O autor

Para se realizar uma série de aquisições contínuas, pressiona-se o botão bt1, figura 54, e após pressiona-se o botão bt5, solicitando que o movimento seja iniciado. O botão iluminado bt5 fica piscando durante o tempo de aquisição dos dados, e após a finalização da série, a mensagem que os dados foram gravados em arquivo, é exibida no display, figura 61.

Figura 61-Mensagem de conclusão de testes- Série com aquisições contínuas



Fonte: O autor

Para se realizar uma série de aquisições contínuas, para obtenção da força, na tela de seleção da avaliação, figura 48, pressiona-se o botão "Força".

A tela de parâmetros Força/Torque, figura 62 é exibida, permitindo a inserção dos dados de carga, distância da articulação até a carga e tempo da série, pressionando-se os botões correspondentes no display. Para a inserção dos dados o display exibe uma tela com um teclado, figura 63.

Figura 62 - Tela de Parâmetros Força/Torque

FORÇA/TORQUE - dados | Paciente: 000 Retorna

Selecione Carga 030 (kgx10 ou (N.m))

Dist. articul. carga 265 (mm)

Tempo de teste 015 (seg.)

Verificar sensores

Fonte: O autor

A programação foi realizada para que a entrada de parâmetros fosse realizada de forma simples e direta. As unidades de cada parâmetro possibilitam que não seja necessário entrar com pontos decimais, como pode ser visto na figura 62.

Figura 63- Tela do teclado no display

015

1 2 3 DEL

4 5 6

7 8 9

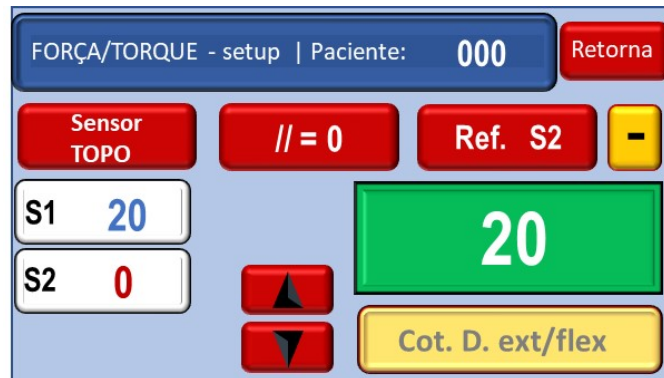
. 0 ← ↵

Fonte: O autor

Após a inserção dos dados, pressiona-se o botão "Verificar Sensores", figura 62, e a tela Força/Torque-Setup é exibida, figura 64.

Os campos tem função semelhante aos campos da figura 50.

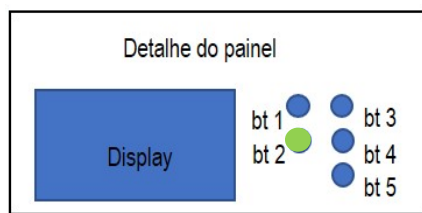
Figura 64 - Tela Força/Torque-Setup



Fonte: O autor

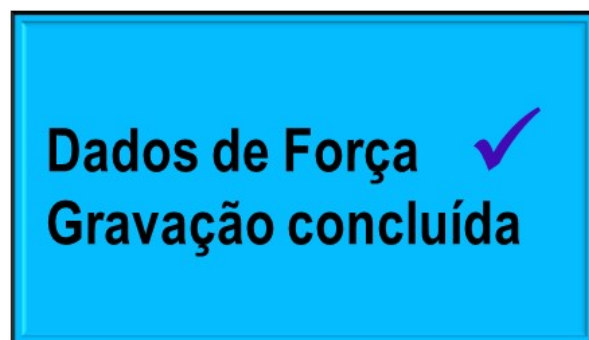
Para se realizar uma série de aquisições contínuas, para obtenção da força, pressiona-se o botão bt2, figura 66, solicitando que o movimento seja iniciado. O botão iluminado bt2 fica piscando durante o tempo de aquisição dos dados, e após a finalização da série, a mensagem que os dados foram gravados em arquivo, é exibida no display, figura 65.

Figura 65- Botão bt2 pressionado



Fonte: O autor

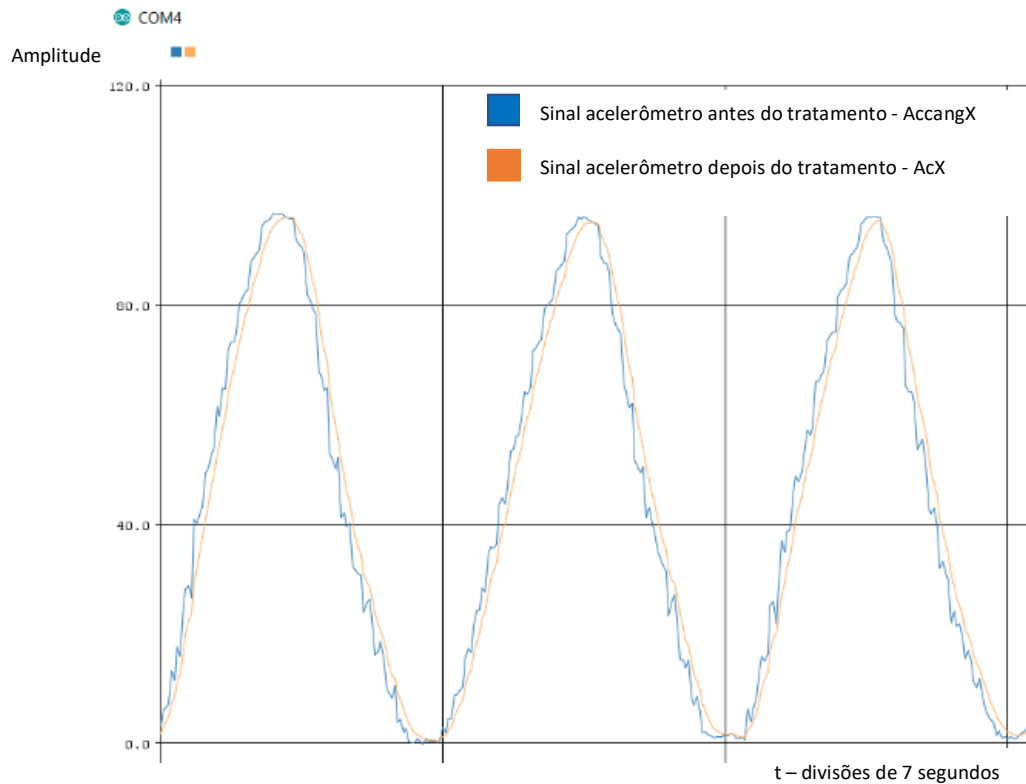
Figura 66- Mensagem de conclusão teste de força



Fonte: O autor

Com relação ao tratamento do sinal para o sensor acelerômetro de acordo com as equações (8) e (9), a comparação dos sinais antes do tratamento e após o tratamento pode ser visualizada no gráfico da figura 67, onde se pode verificar a diminuição das oscilações devido ao ruído no sinal bruto.

Figura 67- Sinais do acelerômetro antes e após tratamento



Fonte: O autor

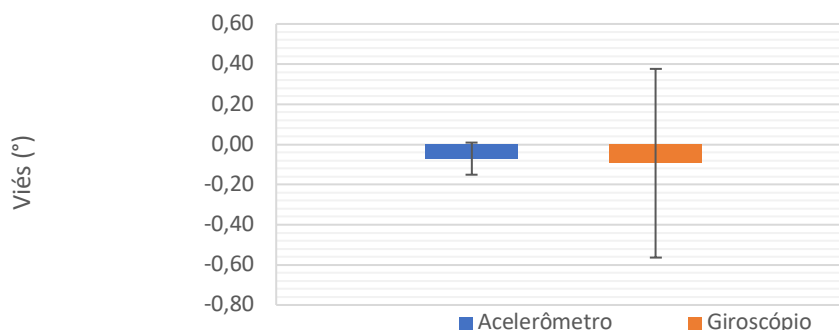
5.2 Validação

O estudo foi realizado com 05 voluntários hígidos de ambos os sexos, com idade entre 20 e 30 anos que apresentaram as seguintes características antropométricas, média e desvio padrão: idade média de $21,5 \pm 2,6$ anos, altura média de $167 \pm 6,4$ cm, peso de $60,6 \pm 9,6$ Kg, apresentando um índice de massa corporal (IMC) de $22 \pm 1,9$ Kg/m².

Antes dos testes com cada voluntário, os sensores do sistema de avaliação foram posicionados na haste do dinamômetro isocinético e na posição de referência respectivamente para obtenção dos dados de controle. Para teste do acelerômetro com movimento de 0° a 180° e velocidade de $20^\circ/s$, foi gerada uma série de dados com mínimo de 900 pontos. Para teste do giroscópio com movimento de 0° a 180° e velocidade de $300^\circ/s$, foi gerada uma série de dados com mínimo de 60 pontos. A finalidade destes testes é demonstrar as características de comportamento dos dados medidos pelo sistema de avaliação, considerando o viés, desvio padrão, margem de erro (ME) e os limites para a variação das medidas dos dois equipamentos, ponto a ponto, com um intervalo de confiança de 95%. O viés, é a média da diferença das medidas entre os dois equipamentos para cada ângulo, uma vez que se considera o dinamômetro isocinético como o valor de referência.

A figura 68, mostra gráfico da média do viés obtido dos dados das séries de controle, para o acelerômetro e giroscópio, com os testes realizados somente com os equipamentos, sistema de avaliação desenvolvido(SA) versus o dinamômetro isocinético(ISO), SAxISO(Acell) e SAxISO(Giro) respectivamente.

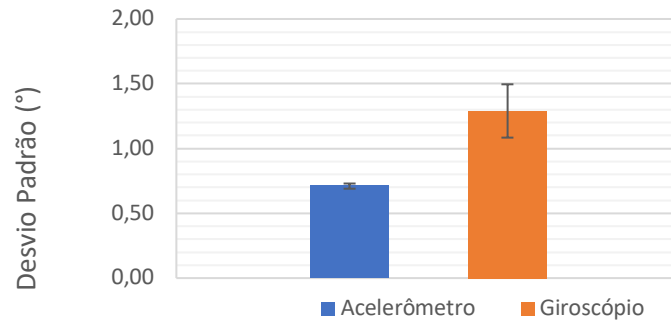
Figura 68- Viés - Acelerômetro x Giro



Fonte: O autor. Não há evidência de que o viés do acelerômetro x giroscópio sejam iguais, $p < 0,05$.

A figura 69, mostra gráfico da média do desvio padrão obtido dos dados das séries de controle, para o acelerômetro e giroscópio, com os testes realizados somente com os equipamentos, SAxISO(Acell) e SAxISO(Giro).

Figura 69-Desvio padrão - Acelerômetro x Giro



Fonte: O autor. Não há evidência de que o desvio padrão do acelerômetro x giroscópio sejam iguais, $p < 0,05$.

Foram calculados os limites de variação dos ângulos medidos para cada sensor, considerando o desvio médio mais a margem de erro (ME), proporcionando a inferência da amostra para a população.

Tabela 7- Viés com ME , desvio padrão com ME e correlação para o acelerômetro e giroscópio

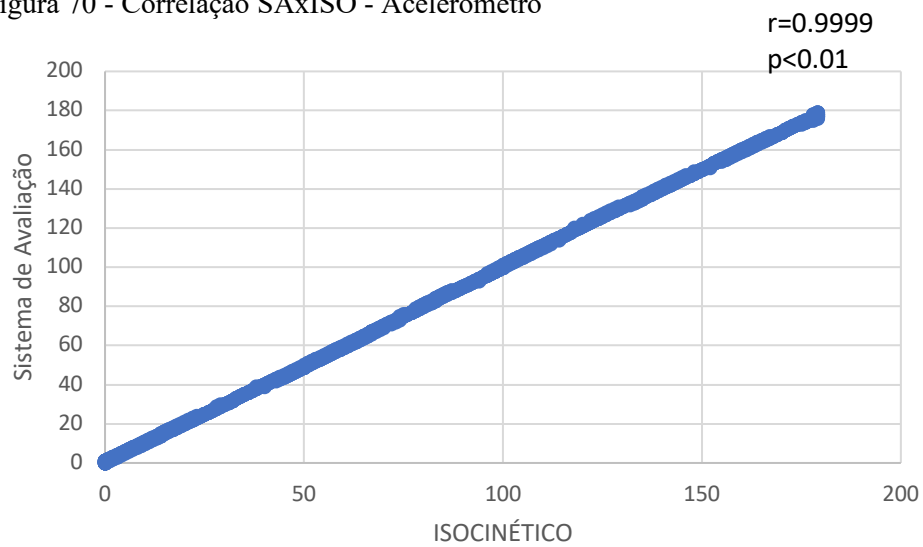
SA X ISO (ACELL)		
VIÉS (°) *	DESV PAD (°)**	CORRELAÇÃO
-0.07 +/- 0.1	0.71 +/- 0.03	0.9999
SA X ISO (GIRO)		
VIÉS (°) *	DESV PAD (°)**	CORRELAÇÃO
-0.09 +/- 0.5	1.29 +/- 0.25	0.9998

Fonte: O autor. * $p < 0,05$ ** $p < 0,05$

A correlação entre as medidas dos equipamentos é considerada forte e a confiabilidade excelente, para o acelerômetro e o giroscópio.

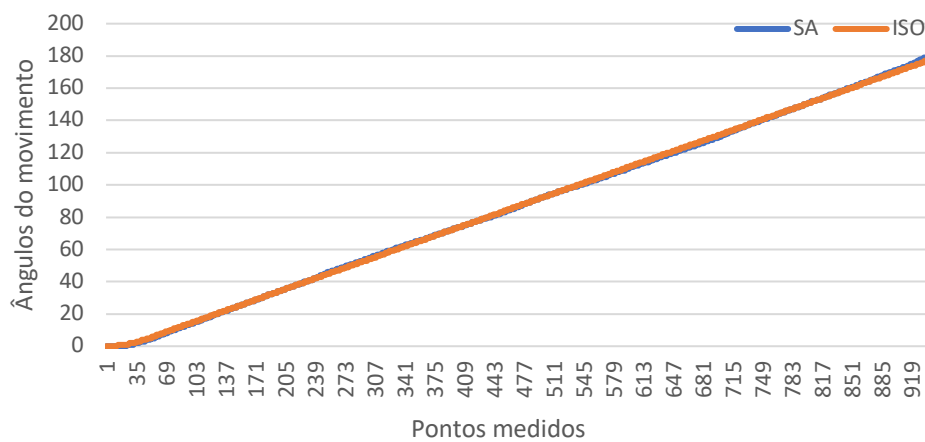
A figura 70 mostra graficamente a correlação das medidas do acelerômetro entre o sistema de avaliação desenvolvido e o dinamômetro isocinético, e a figura 71 mostra a correlação considerando os ângulos de movimento e os pontos medidos para o acelerômetro.

Figura 70 - Correlação SAxISO - Acelerômetro



Fonte: O autor

Figura 71- Ângulos de movimento x Pontos medidos(SA e ISO) - Acelerômetro

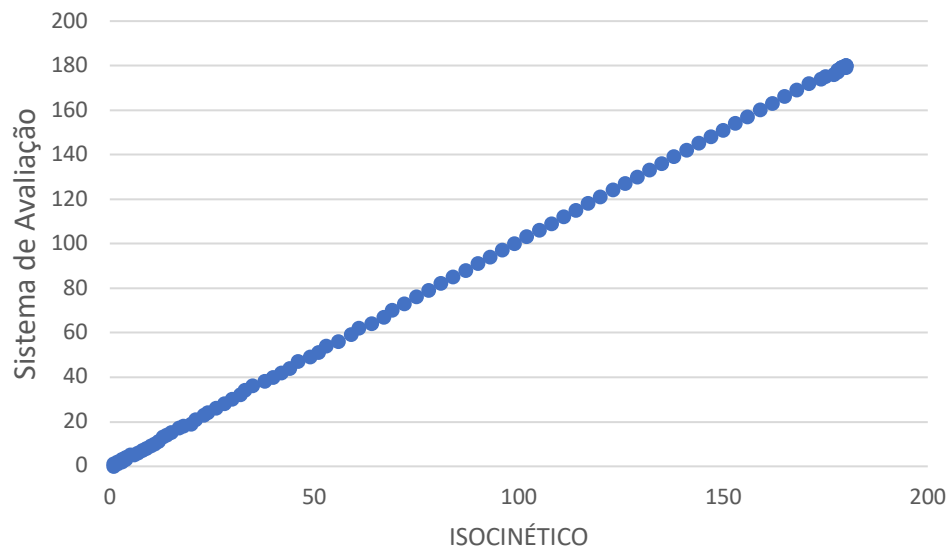


Fonte: O autor

A figura 72 mostra graficamente a correlação das medidas do giroscópio entre o sistema de avaliação desenvolvido e o dinamômetro isocinético, e a figura 73 mostra a correlação considerando os ângulos de movimento e os pontos medidos.

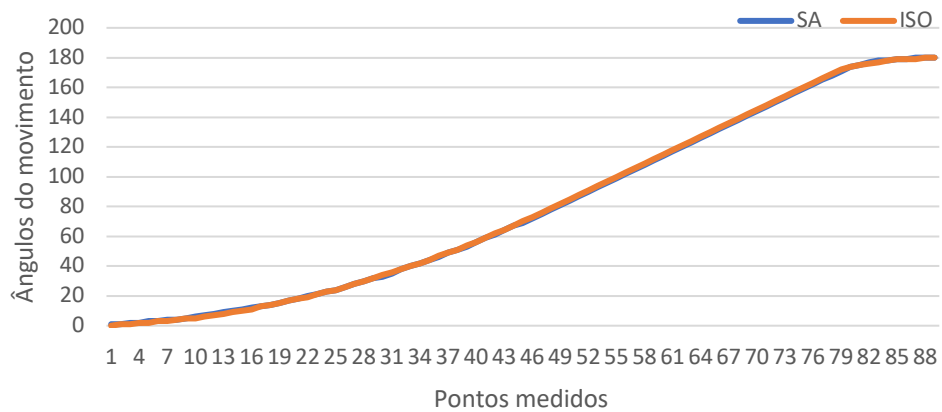
Figura 72- Correlação SAxISO - Giroscópio

$r=0.9998$
 $p<0.01$



Fonte: O autor

Figura 73- Ângulos de movimento x Pontos medidos(SA e ISO) - Giroscópio



Fonte: O autor

Tabela 8- Variação das medidas do acelerômetro e giroscópio com intervalo de confiança de 95%

Sensor	Variação (IC 95%)
Acelerômetro	-0,07° +/-1,6°
Giroscópio	-0,09° +/-3,6°

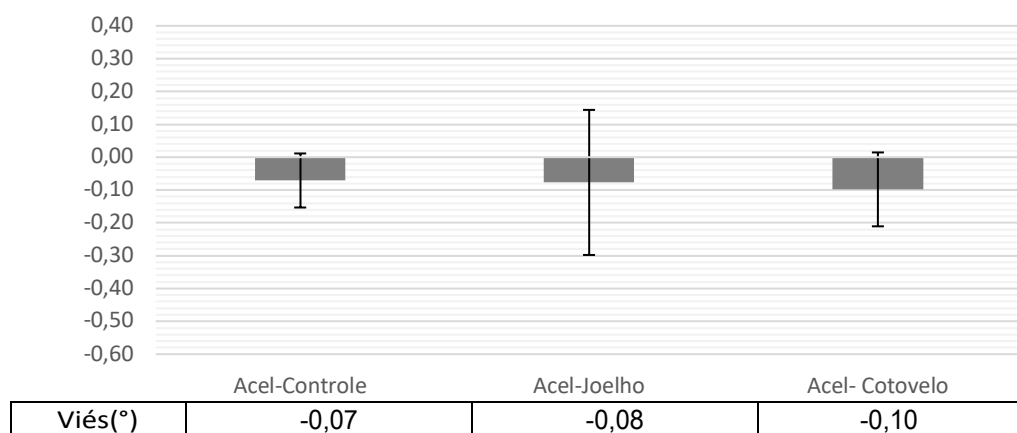
Fonte: O autor

Análise do sensor colocado nos voluntários (acelerômetro)

Foram verificados os resultados para os dados do acelerômetro, com o sensor colocado nos voluntários, seguindo o protocolo para séries de amplitude movimento. Vale citar que a correlação de Pearson, para todas as séries, foi maior que 0,99 indicando correlação forte e confiabilidade excelente nos testes.

Os resultados, figura 74 e tabela 9, mostram que o viés para os testes nas articulações de joelho e cotovelo, não apresentaram diferença estatística.

Figura 74-Viés do acelerômetro para séries de ADM nos voluntários



Fonte: O autor

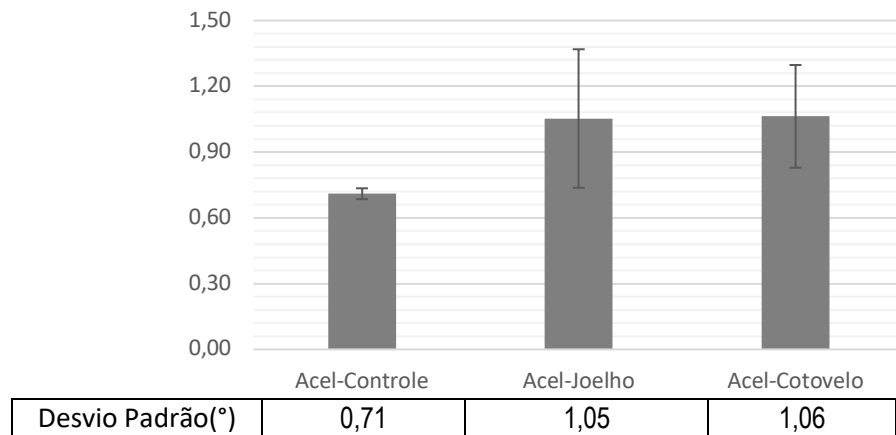
Tabela 9- Resultado estatístico das séries de ADM com acelerômetro nos voluntários

viés Acelerômetro		
Série Controle x Joelho	Série Controle x Cotovelo	Série Joelho x Cotovelo
p>0.05	p>0.05	p>0.05

Fonte: O autor

Os resultados, figuras 75 e tabela 10, mostram que o desvio padrão para os testes nas articulações de joelho e cotovelo, não apresentaram diferença estatística entre si, porém apresentaram diferença com a série de controle.

Figura 75-Desvio padrão do acelerômetro para séries de ADM nos voluntários



Fonte: O autor

Tabela 10- Resultado estatístico, desvio padrão, com acelerômetro nos voluntários

desvio padrão Acelerômetro		
Série Controle x Joelho	Série Controle x Cotovelo	Série Joelho x Cotovelo
p<0.05	p<0.05	p>0.05

Fonte: O autor

Portanto, como resultado, as variações das medidas do acelerômetro colocado nos voluntários, por inferência com intervalo de confiança de 95%, é mostrada na tabela 11.

Tabela 11-Variação das medidas do acelerômetro, colocado nos voluntários

Sensor	Variação (IC 95%)
Acelerômetro	-0,07° +/-2.8°

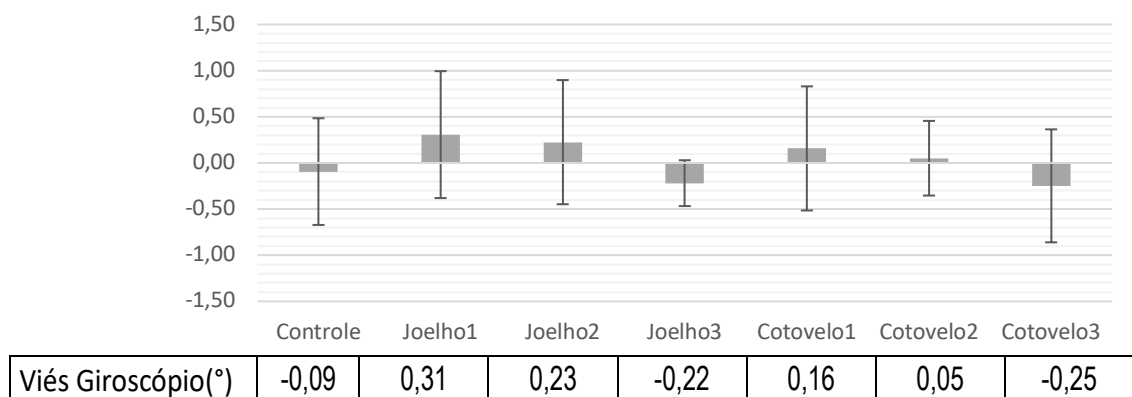
Fonte: O autor

Análise do sensor colocado nos voluntários (giroscópio)

Foram verificados os resultados para os dados do giroscópio, com o sensor colocado nos voluntários, seguindo o protocolo para séries de força. A correlação de Pearson, para todas as séries, foi maior que 0,99 indicando correlação forte e confiabilidade excelente nos testes.

Os resultados, figura 76 e tabela 12, mostram que o viés para os testes nas articulações de joelho e cotovelo não apresentaram diferença estatística entre si, e também em relação a série de controle.

Figura 76- Viés do giroscópio colocado nos voluntários para séries de força



Fonte: O autor

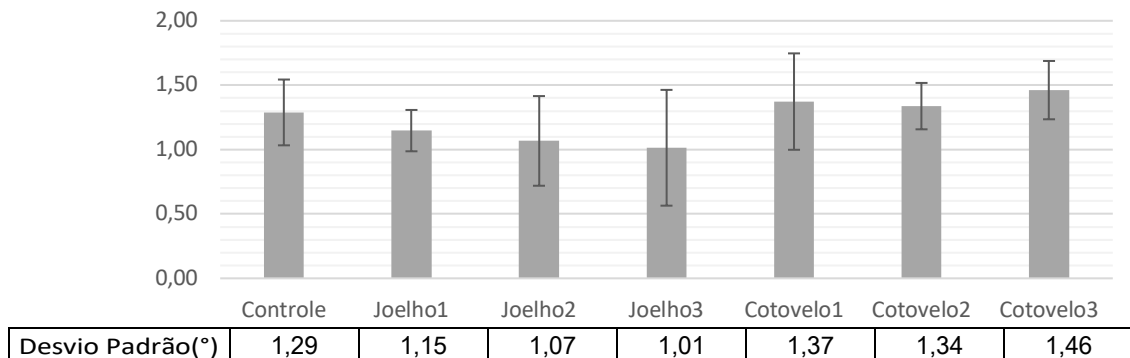
Tabela 12- Resultado estatístico, viés, das séries com giroscópio nos voluntários

viés Giroscópio		
Controle x Joelho1	Controle x Joelho2	Controle x Joelho3
p>0.05	p>0.05	p>0.05
Joelho1 x Joelho2	Joelho1 x Joelho3	Joelho2 x Joelho3
p>0.05	p>0.05	p>0.05
Controle x Cotovelo1	Controle x Cotovelo2	Controle x Cotovelo3
p>0.05	p>0.05	p>0.05
Cotovelo1 x Cotovelo2	Cotovelo1 x Cotovelo3	Cotovelo2 x Cotovelo3
p>0.05	p>0.05	p>0.05

Fonte: O autor

Os resultados, figura 77 e tabela 13, mostram que o desvio padrão para os testes nas articulações de joelho e cotovelo não apresentaram diferença estatística entre si, e também em relação a série de controle.

Figura 77- Desvio padrão do giroscópio colocado nos voluntários, para séries de força



Fonte: O autor

Tabela 13- Resultado estatístico, desvio padrão, das séries com giroscópio nos voluntários

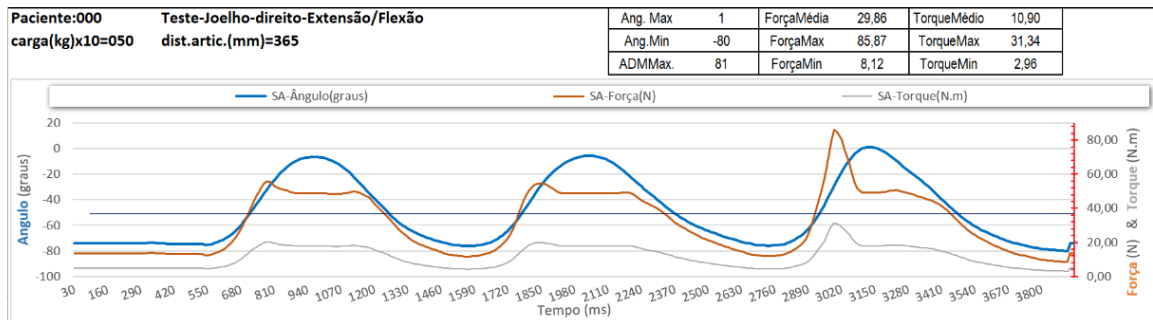
desvio padrão Giroscópio		
Série Controle x Joelho1	Série Controle x Joelho2	Série Controle x Joelho3
p>0.05	p>0.05	p>0.05
Joelho1 x Joelho2	Joelho1 x Joelho3	Joelho2 x Joelho3
p>0.05	p>0.05	p>0.05
Série Controle x Cotovelo1	Série Controle x Cotovelo2	Série Controle x Cotovelo3
p>0.05	p>0.05	p>0.05
Cotovelo1 x Cotovelo2	Cotovelo1 x Cotovelo3	Cotovelo2 x Cotovelo3
p>0.05	p>0.05	p>0.05

Fonte: O autor

Não houve, portanto, diferença do comportamento do sensor giroscópio, quando colocado nos voluntários, para os testes realizados.

Com relação ao cálculo da força, a figura 78 demonstra uma série de dados com a força e torque, onde se pode notar maior velocidade no terceiro movimento e consequentemente maior força.

Figura 78- Exemplo de movimento e força



Fonte: O autor

6 DISCUSSÃO

Este é um estudo inovador, considerando o desenvolvimento de uma instrumentação eletrônica com sensores MEMS e software associado de características de simples manuseio, como mostrado no item 4.3.2, confiável e de baixo custo, para a medida de amplitude de movimento e força muscular.

Foi observado na literatura, a importância destes dois parâmetros de avaliação da condição de movimento e das interações mecânicas e fisiológicas dos músculos e articulações do sistema musculoesquelético, tanto para a prevenção, reabilitação, como para a pesquisa. Importância, esta, que permite identificar fatores que se refletem diretamente na qualidade de vida, estado geral de saúde, vitalidade e saúde mental das pessoas (NEUMANN, 2018; MARIANO *et al.*, 2013; KENDALL *et al.*, 2007)

Para a mensuração e validação desta instrumentação foi escolhida a comparação dos dados da mesma com o dinamômetro isocinético que é considerado padrão ouro nas avaliações de força e desempenho muscular (MUÑOZ-BERMEJO *et al.*, 2019; SANTOS *et al.*, 2013; STARK *et al.*, 2011).

A amplitude de movimento (ADM) pode ser medida por vários instrumentos, desde o Goniômetro Universal, puramente mecânico, a instrumentos que agreguem recursos tecnológicos como a eletrônica e *softwares* associados com o intuito de oferecer mais fatores, como diminuição dos erros no manuseio, precisão e facilidade no registro dos dados obtidos.

No estudo realizado por Hancock, Hepworth e Wembridge (2018), os experimentos para identificar a confiabilidade inter e intraexaminador e a exatidão / precisão de medição, dentre os métodos de estimativa visual, goniômetro de braço curto e longo (50 cm), um aplicativo para smartphone e um goniômetro digital, tiveram como resultado que os cinco métodos tiveram confiabilidade interexaminador $> 0,99$ e intraexaminador $> 0,98$. Porém somente foram considerados confiáveis o goniômetro digital, com uma diferença mínima significativa de $5,8^\circ$, goniômetro de braço longo, com uma diferença mínima significativa de $9,6^\circ$, o aplicativo do smartphone com diferença mínima significativa de $11,7^\circ$.

Outro estudo, conduzido por Dent *et al.* (2020), que teve por objetivo avaliar se a goniometria por teleconferência poderia ser tão precisa quanto a goniometria clínica, teve por resultado que a confiabilidade interobservador clínica versus videoconferência e clínica versus fotografia, se mostrou forte com coeficientes de Pearson de 0,73 a 0,93. Houve uma diferença média de $2,7^\circ \pm 1,7^\circ$ entre as medidas clínicas e medições de teleconferência. A diferença média entre as medidas clínicas e fotográficas foram $3,7^\circ \pm 3^\circ$, e o estudo validou que as

medições goniométricas de amplitude de movimento em um meio de teleconferência são consistentes com as medições clínicas (DENT *et al.*, 2020).

Huang *et al.* (2020), teve como objetivo monitorar e verificar o progresso da reabilitação da amplitude de movimento, depois de cirurgia de substituição total no joelho, *total knee replacement* (TKR), usando uma instrumentação desenvolvida com sensores inerciais (acelerômetro e giroscópio), teve como resultado, para os pacientes pós cirurgia, que os coeficientes de correlação nas medidas para as três velocidade avaliadas, 0.993, 0.982 e 0.986, respectivamente, mostram forte correlação. O desvio padrão das medidas para velocidade de 25°/s e 180°/s, foram 1,29° e 1,54° respectivamente, validando o estudo como efetivo. (HUANG *et al.*, 2020)

No presente estudo, pode-se verificar através da análise entre os sensores acelerômetro e giroscópio, que os mesmos apresentaram diferença com relação a precisão, sendo o acelerômetro o mais preciso, dados na tabela 7, levando em consideração as diferenças nas velocidades das séries de teste controle, uma vez que o uso do acelerômetro é para medidas de goniometria e o giroscópio para as séries onde se deseja calcular a força muscular.

Para o teste com o sensor acelerômetro colocado nos voluntários, verificou-se um aumento no desvio padrão das séries, indicando que a colocação de sensor nos voluntários contribuiu para este resultado, isto pode se visualizado no gráfico da figura 75 e tabela 10. A tabela 11 mostra o resultado final da variação das medidas, que se encontra acima dos valores em relação ao controle, mostrados no gráfico da figura 69 e tabela 8.

Para os testes do sensor giroscópio colocado nos voluntários, não houve um aumento no desvio padrão das séries, indicando que a colocação do sensor não impactou para este resultado, isto pode se visualizado nos gráficos da figura 76 e 77 e tabelas 12 e 13. Portanto o resultado final fica igual ao já apresentado na tabela 8.

O motivo para este comportamento é atribuído as características do acelerômetro, que apresenta maior ruído as variações de movimento (ISLAM *et al.*, 2017). Foram considerados também os fatos de que foram tomados os cuidados no posicionamento do voluntário no isocinético e verificação na colocação das cintas com os sensores, de modo que as mesmas não se deslocassem durante os movimentos, e também que a diferença nos resultados ocorreu somente para as séries com medidas do acelerômetro. Portanto o resultado, com variação de +/- 2,8° para o acelerômetro e +/-3,6° para o giroscópio, dados na tabela 11 e 8 respectivamente, e correlação de Pearson em ambos os casos, maior que 0,99, mostram dados confiáveis validando este estudo.

Com relação ao cálculo da força, os mesmos são realizados a partir dos dados de posição angular em função do tempo, portanto, este estudo não tem o intuito de fornecer dados da força como sendo absolutos, uma vez que os mesmos são gerados por um modelo sugerido neste estudo. A obtenção de parâmetros para a análise do desempenho de um sistema musculoesquelético, através de comparações em um mesmo indivíduo ao longo do tempo com dados quantitativos pode ser vista na figura 78. Uma vez que não houve um equipamento que realizasse a medida de força que pudesse ser utilizado na comparação com o sistema desenvolvido, estudos futuros podem ser conduzidos para análise do modelo apresentado, do seu melhor modo de uso ou representação, ou mesmo, do seu aprimoramento.

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados deste estudo, pode-se concluir que o sistema desenvolvido apresentou dados confiáveis e teve seu funcionamento validado em comparação aos dados obtidos no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM.

O modelo para o cálculo da força muscular deve ser objeto de estudos futuros para a verificação da sua acuracidade com os valores absolutos, ou mesmo de seu aprimoramento, entretanto, já oferece um parâmetro quantitativo para comparação de desempenho de um mesmo indivíduo ao longo do tempo.

O sistema é pequeno e portátil, não necessitando de um ambiente para ficar instalado, podendo ser levado facilmente para as áreas onde se deseja utilizá-lo.

O programa desenvolvido, tem uma interface simples e de fácil instrumentação, proporcionando agilidade na realização de testes. A utilização de poucas telas para a sua operação é uma característica que também facilita o aprendizado de seu manuseio. O uso de um display sensível ao toque, permite uma grande flexibilidade para aprimoramentos que possam ser relevantes.

Vale destacar que este sistema é um protótipo, mas tem a possibilidade de se tornar uma ferramenta útil e confiável para área de fisioterapia, abrindo também oportunidades de estudos e inovação na área da reabilitação sensório motora.

REFERÊNCIAS

- AIMI, M. *et al.* Posture, muscle endurance and ROM in individuals with and without neck pain. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 32, e003220, 2019.
- ALONGE, F. *et al.* The Use of Accelerometers and Gyroscopes to Estimate Hip and Knee Angles on Gait Analysis. **Sensors**, v. 14, n. 5, p. 8430–8446, 2014.
- ANTERO-JACQUEMIN, J. DA S. *et al.* Comparação da função muscular isocinética dos membros inferiores entre idosos caídores e não caídores. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 19, n. 1, p. 39-44, 2012.
- ARDUINO. **Arduino DUE specification**. 2020a. Disponível em: <https://store.arduino.cc/usa/duel>. Acesso em: 10 ago. 2020.
- ARDUINO. **Pinout Due latest**. 2020b. Disponível em: https://content.arduino.cc/assets/Pinout-Due_latest.pdf. Acesso em: 10 ago. 2020.
- ATMEL. **SAM3X / SAM3A Series datasheet**, 2015. Disponível em: http://www.atmel.com/Images/Atmel-11057-32-bit-Cortex-M3-Microcontroller-SAM3X-SAM3A_Datasheet.pdf. Acesso em: 07 ago. 2020.
- ATMEL. **Two Wire Serial EEPROM datasheet**, 2007. Disponível em: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/56138/ATMEL/24C256.html>. Acesso em: 10 ago. 2020.
- BATISTA, L. H. *et al.* Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 10, n. 2, p. 193-198, 2006.
- BEHNOUSH, B. *et al.* Smartphone and universal goniometer for measurement of elbow joint motions: A comparative study. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 7, n. 2, jun. 2016.
- CARVALHO, R. M. F. de; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H. Análise da confiabilidade e reprodutibilidade da goniometria em relação à fotogrametria na mão. **Acta ortop. bras.**, São Paulo, v. 20, n. 3, p. 139-149, 2012.
- CÉSAR, E. P. *et al.* Comparação de dois protocolos de alongamento para amplitude de movimento e força dinâmica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 24, n. 1, p. 20-25, jan. 2018.
- COMPONENTS101. **MicroSD Card**. 2018. Disponível em: <https://components101.com/misc/microsd-card-pinout-datasheet>. Acesso em: 4 ago. 2020.
- DENT, P. A. *et al.* Validation of Teleconference-based Goniometry for Measuring Elbow Joint Range of Motion. **Cureus**, v. 12, n. 2, 2020.

ELECTRONICS, S. **A Guide To using IMU (Accelerometer and Gyroscope Devices) in Embedded Applications**. Disponível em: http://www.starlino.com/imu_guide.html. Acesso em: 10 ago. 2020.

GOULART, N. B. A. *et al.* Avaliação do torque passivo de flexão plantar e torque ativo de flexão dorsal em ginastas rítmicas e não atletas. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 28, n. 3, p. 371-376, set. 2014.

GOUVEIA, V. H. de O. *et al.* Confiabilidade das medidas inter e intra-avaliadores com goniômetro universal e flexímetro. **Fisioter Pesq.**, v. 21, n. 3, p. 229-235, 2014.

HANCOCK, G. E.; HEPWORTH, T.; WEMBRIDGE, K. Accuracy and reliability of knee goniometry methods. **Journal of Experimental Orthopaedics**, v. 5, n. 46, 2018.

HUANG, Y.-P. *et al.* Monitoring and Assessment of Rehabilitation Progress on Range of Motion After Total Knee Replacement by Sensor-Based System. **Sensors**, v. 20, n. 6, p. 1703, 2020.

ISLAM, T. *et al.* Comparison of complementary and Kalman filter based data fusion for attitude heading reference system. **AIP Conference Proceedings**, v. 1919, n. 1, p. 020002, 2017

ITEAD INTELLIGENT SYSTEMS CO., L. **NX4827T043 Datasheet**. Disponível em: <https://nextion.tech/datasheets/nx4827t043/>. Acesso em: 4 ago. 2020.

KENDALL, F. P. *et al.* **Músculos Provas e Funções**. 5. ed. Barueri: Editora Manole Ltda., 2007.

MARIANO, E. R. *et al.* Força muscular e qualidade de vida em idosas. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 4, p. 805-811, 2013.

MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria**. 2. ed. Barueri: Editora Manole, 2003.

MAXIM INTEGRATED. **DS 3231 Extremely Accurate I²C-Integrated RTC/TCXO/Crystal**. 2020a. Disponível em: https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/real-time-clocks/DS3231.html/tb_tab0. Acesso em: 4 ago. 2020.

MAXIM INTEGRATED. **DS 3231 RTC General Description**. 2020b Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS3231.pdf>. Acesso em: 4 ago. 2020.

MEMS AND NANOTECHNOLOGY EXCHANGE. **What is MEMS Technology?** 2020a. Disponível em: <https://www.mems-exchange.org/MEMS/what-is.html>. Acesso em: 10 ago. 2020.

MEMS AND NANOTECHNOLOGY EXCHANGE. **MEMS and Nanotechnology Exchange**. 2020b. Disponível em: <https://www.mems-exchange.org/MEMS/>. Acesso em: 10 ago. 2020.

MUÑOZ-BERMEJO, L. *et al.* Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. **PLoS ONE**, v. 14, n. 12, 2019.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação**. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2018.

NEXTION. **NX4827T043**. Disponível em: <https://nextion.tech/datasheets/nx4827t043/>. Acesso em: 4 ago. 2020.

OLIVEIRA, W. DOS S.; GONÇALVES, E. N. Implementação em c: filtro de kalman, fusão de sensores para determinação de ângulos. **ForScience**, v. 5, n. 3, 24 nov. 2017.

SACCOL, M. F.; SANTOS, G. DOS; OLIANO, H. J. Confiabilidade inter e intra-avaliador na medida de força dos músculos rotadores do ombro em diferentes posições com a dinamometria isométrica. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 24, n. 4, p. 406-411, 2017.

SALDÍAS, D. P. *et al.* Conceitualização e análise crítica dos dinamômetros isocinéticos. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 12, n. 23, p. 56-66, 2011.

SANTOS, A. N. *et al.* Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexors and extensors in healthy children. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, São Carlos, v. 17, n. 2, p. 112-120, 2013.

SANTOS, R. F. DOS; FREITAS JÚNIOR, W. M. DE; ARAÚJO, R. O. DE. Avaliação do índice de fadiga muscular de flexores e extensores de joelho em indivíduos ativos e sedentários. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, Porto Alegre, v. 42, e2008, 2020.

SHAMSI, M. B.; MIRZAEI, M.; KHABIRI, S. S. Universal goniometer and electrogoniometer intra-examiner reliability in measuring the knee range of motion during active knee extension test in patients with chronic low back pain with short hamstring muscle. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, v. 11, n. 4, 2019.

SOARES, A.T.S.; TEIXEIRA, L.P.; LARA, S. Desempenho isocinético de atletas de futsal sub-13 após a prática do protocolo Fifa 11+. **Fisioter. Pesqui.**, São Paulo, v. 26, n. 1, p. 44-50, mar. 2019

STARK, T. *et al.* Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: **A systematic review**. **PM&R**, v. 3, n. 5, p. 472-479, 2011.

TDK INVENSENSE. **MPU Hardware Offset Registers Application Note 2014**. Disponível em: <http://www.digikey.com/en/pdf/i/invensense/mpu-hardware-offset-registers>. Acesso em: 10 ago. 2020.

TDK INVENSENSE. **MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions 2013**. Disponível em: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6500/>. Acesso em: 10 ago. 2020.

TDK INVENSENSE. **MPU-6000/MPU-6050 Product Specification 2013**. Disponível em: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>. Acesso em: 11 ago. 2020.

VIANA, J. U. *et al.* Effect of a resistance exercise program for sarcopenic elderly women: quasi-experimental study. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 31, e003111, 2018.

VIDMAR, M. F. *et al.* Análise do desempenho isocinético de joelho em atletas de futsal. **Revista Ciência em Extensão**, v. 8, n. 2, p. 89-97, 2012.

APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Dados de identificação

Título do Projeto: Sistema microprocessado para avaliação de amplitude de movimento e força do conjunto osteomioarticular, com a utilização de acelerômetro e giroscópio

Pesquisador Responsável: Engenheiro Sérgio Luiz Lemos

Equipe Executora: Sérgio Luiz Lemos, Mário Oliveira Lima, Rodrigo Álvaro Brandão Lopes Martins, Fernanda Pupio Silva Lima.

Instituição a que pertence o Pesquisador Responsável: Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP) – Laboratório de Engenharia de Reabilitação Sensório Motora.

Telefones e e-mails para contato: (12) 3947-1000 ramal: 2066; lemossl@uol.com.br, tel. (12) 99701-9004; mol@univap.br, tel. (12) 99124-5757.

Nome do

participante: _____

Idade: _____ **R.G.:** _____

O (A) Sr.(a) _____ está convidado(a) a participar do projeto de pesquisa de mestrado tendo como título: “Sistema microprocessado para avaliação de amplitude de movimento e força do conjunto osteomioarticular, com a utilização de acelerômetro e giroscópio” de responsabilidade do pesquisador Sérgio Luiz Lemos.

Este documento (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido) é composto por duas vias idênticas, sendo que uma via ficará com o pesquisador responsável e a outra via ficará com o participante.

Este estudo tem o objetivo de validar o funcionamento de uma instrumentação eletrônica para medida de força muscular e ângulos de movimento, utilizando-se a comparação com o dinamômetro isocinético Biodex System 3TM (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, New York).

Os benefícios esperados se justificam pelo fato de se validar um sistema que pode ser uma ferramenta confiável, eficaz e acessível para uso por profissionais de saúde, contribuindo para a melhora do processo de medição de amplitude de movimento e força em processos de reabilitação ou melhoria de desempenho de indivíduos.

Sua participação consistirá em, inicialmente, fazer uma avaliação, onde serão explicadas todas as fases desta validação, e em caso de aceite o participante irá autorizar sua participação por

meio deste documento, e será agendado o dia do teste. Para o teste, o participante deverá comparecer no Laboratório de Biodinâmica, na Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP), situado a Av. Shishima Hifumi, 2911, Urbanova, bloco 7, em uma única vez. Ao chegar ao setor será necessário que o participante realize a climatização, onde o mesmo ficará sentado por 10 minutos na sala. Durante os testes serão instalados dois sensores, sem contato elétrico com a pele, através de cintas elásticas com o sensor fixado por velcro nas mesmas. O voluntário será posicionado no dinamômetro isocinético e serão avaliados a amplitude de movimento e força, para flexão do cotovelo e joelho seguindo os protocolos já descritos acima. Após a realização dos testes, a validação será realizada pela análise e comparação dos dados da instrumentação eletrônica e do dinamômetro isocinético Biodex System 3TM .

Durante sua participação, podem ocorrer respostas do organismo quando exposto a um exercício físico, como dor ou desconforto muscular e cansaço físico durante a execução do teste. Deste modo o participante terá a liberdade de interromper a qualquer momento o teste se sentir algum desconforto, dor ou exaustão. Se o participante apresentar dor ou qualquer desconforto maior causado pelo estudo, o mesmo será interrompido. No caso da persistência ou aumento da dor o pesquisador responsável, Prof. Dr. Mário O. Lima ficará responsável por tratar a dor/ desconforto na clínica de fisioterapia da UNIVAP. Os pesquisadores prestarão assistência integral a todos os participantes durante o período do estudo em relação as intercorrências causadas. O ocorrido será registrado em ata e os responsáveis pelo estudo notificarão o comitê de ética.

No caso de gastos decorrentes da participação nesta pesquisa (por exemplo, transporte e alimentação), você e o seu acompanhante serão imediatamente e integralmente ressarcidos de todos os gastos. No caso de algum dano, imediato ou tardio, decorrente desta pesquisa, você também tem direito de ser indenizado pelo pesquisador e/ou patrocinador desta pesquisa, bem como a ter assistência gratuita, integral e imediata.

Sempre que necessário o participante poderá entrar em contato para obter informações sobre o projeto de pesquisa, sua participação no mesmo ou outros assuntos relacionados à pesquisa, com o pesquisador responsável, equipe executora ou no CEP – Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP), pelo telefone (12) 3947-1111, ou pessoalmente na Av. Shishima Hifumi, 2911, Urbanova, bloco 11- Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento II, sala 19, de segunda a sexta feira, 8:00h- 12:00h e 13:00h-17:00h.

Fica ciente deste termo, que ao concordar em participar desta pesquisa o participante poderá se retirar a qualquer momento antes ou durante o estudo, sem penalidades, prejuízo a sua saúde

ou perda de qualquer benefício para seu acompanhamento ou sofrer quaisquer sanções ou constrangimentos.

Os dados obtidos do participante não poderão ser utilizados para outras finalidades que não sejam a de pesquisa científica, sendo divulgadas sem identificação apenas em meios científicos e acadêmicos (publicação de artigos científicos, apresentações em congressos, simpósios e aulas), e terão sigilo, confidencialidade e privacidade de acordo com as normas éticas destinadas à pesquisa envolvendo seres humanos, da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) do Conselho Nacional de Saúde, do Ministério da Saúde.

Para o recrutamento dos participantes saudáveis, serão contatados e convidados os funcionários e alunos da Faculdade de Ciências da Saúde e acompanhantes de pacientes do Centro de Prática Supervisionada (CPS) da Universidade do Vale do Paraíba- UNIVAP, no qual serão abordados pessoalmente pelos pesquisadores do projeto.

Eu, _____,
 RG nº _____, fui informado (a) e concordo em participar, como participante (a),
 do projeto de pesquisa acima descrito.

São José dos Campos, _____ de _____ de 20____.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido este participante para a participação neste estudo.

 Nome e assinatura do participante

 Nome e assinatura do pesquisador

 Testemunha

 Testemunha

APÊNDICE B: AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA

1. Dados gerais:

Nome: _____
 Sexo: () F () M Idade: _____ Data de nascimento: __/__/____
 Estado Civil: _____ Telefone: _____
 Endereço: _____
 Bairro: _____ Cidade: _____
 Profissão: _____ Escolaridade: _____
 E-mail: _____

2. Avaliação antropométrica

Peso (Kg): Altura (m): IMC:

3. Anamnese – Voluntário Hígido:

- 3.1 - Cognição preservada: () não () sim
- 3.2 - Capacidade de responder a estímulos verbais: () não () sim
- 3.3 - Capacidade de responder a estímulos verbais: () não () sim
- 3.4 - Comprometimento musculoesquelético dos membros superiores ou inferiores:
 () não () sim
- 3.5 - Fratura óssea nos últimos doze meses: () não () sim
- 3.6 - Comprometimento neuromuscular: () não () sim
- 3.7 - Dor articular durante os movimentos de flexão de cotovelo e joelho: () não () sim
- 3.8 - Dor limitante que impossibilite a realização do protocolo de avaliação: () não () sim
- 3.9 - Presença de infecção ativa e erupções no local de uso da cinta de fixação dos sensores:
 () não () sim
- 3.10 – Tem alguma restrição para prática de atividade física?
 () não () sim

Fisioterapeuta: _____

São José dos Campos, _____ de _____ de 20____

ANEXO A: APROVAÇÃO CEP

UNIVERSIDADE DO VALE DO
PARAÍBA - UNIVAP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Sistema microprocessado para avaliação de amplitude de movimento e força do conjunto osteomioarticular, com a utilização de acelerômetro e giroscópio

Pesquisador: Mario Oliveira Lima

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 21757019.9.0000.5503

Instituição Proponente: Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.824.308

Apresentação do Projeto:

Trata-se do desenvolvimento e da validação de um sistema portátil e autônomo (com bateria própria) de baixo custo para avaliação de amplitude de movimento e força muscular em 30 participantes hígidos (20-35 anos), por meio da comparação com os dados obtidos no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, New York).

Objetivo da Pesquisa:

Desenvolver e validar um sistema eletrônico, computadorizado e portátil para medição de amplitude de movimento e força muscular, por meio da comparação dos dados obtidos no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Desconforto e/ou dor muscular durante e após os ensaios de amplitude de movimento e força muscular realizada no dinamômetro isocinético, podendo ser minimizado com o uso de cargas pequenas de resistência no equipamento. O autor cita ainda que o participante terá a liberdade de interromper o estudo em caso de dor e desconforto e que serão tratados na clínica da fisioterapia da UNIVAP. O pesquisador refere que "o possível quadro algico após os ensaios é uma resposta fisiológica ao exercício proposto, a qual minimiza após curto período de tempo". Os pesquisadores prestarão assistência integral a todos os pacientes durante o período do estudo em relação as intercorrências causadas durante a reabilitação".

Endereço: Av. Shishima Hifumi, 2911

Bairro: Urbanova

CEP: 12.244-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-1111

Fax: (12)3947-1149

E-mail: cep@univap.br

UNIVERSIDADE DO VALE DO
PARAÍBA - UNIVAP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Sistema microprocessado para avaliação de amplitude de movimento e força do conjunto osteomioarticular, com a utilização de acelerômetro e giroscópio

Pesquisador: Mario Oliveira Lima

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 21757019.9.0000.5503

Instituição Proponente: Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.824.308

Apresentação do Projeto:

Trata-se do desenvolvimento e da validação de um sistema portátil e autônomo (com bateria própria) de baixo custo para avaliação de amplitude de movimento e força muscular em 30 participantes hígidos (20-35 anos), por meio da comparação com os dados obtidos no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, New York).

Objetivo da Pesquisa:

Desenvolver e validar um sistema eletrônico, computadorizado e portátil para medição de amplitude de movimento e força muscular, por meio da comparação dos dados obtidos no dinamômetro isocinético Biodex System 3TM.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Desconforto e/ou dor muscular durante e após os ensaios de amplitude de movimento e força muscular realizada no dinamômetro isocinético, podendo ser minimizado com o uso de cargas pequenas de resistência no equipamento. O autor cita ainda que o participante terá a liberdade de interromper o estudo em caso de dor e desconforto e que serão tratados na clínica da fisioterapia da UNIVAP. O pesquisador refere que "o possível quadro algico após os ensaios é uma resposta fisiológica ao exercício proposto, a qual minimiza após curto período de tempo". Os pesquisadores prestarão assistência integral a todos os pacientes durante o período do estudo em relação as intercorrências causadas durante a reabilitação".

Endereço: Av. Shishima Hifumi, 2911

Bairro: Urbanova

CEP: 12.244-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-1111

Fax: (12)3947-1149

E-mail: cep@univap.br

UNIVERSIDADE DO VALE DO
PARAÍBA - UNIVAP



Continuação do Parecer: 3.824.308

<https://www.univap.br/universidade/instituto-de-pesquisa/comites/comissao-de-etica-em-pesquisa-cep.html>

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1437653.pdf	11/12/2019 12:27:18		Aceito
Outros	carta_resposta_cep_dez2019.docx	11/12/2019 12:26:53	Mario Oliveira Lima	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoSergioLemos10dez2019.docx	11/12/2019 12:26:17	Mario Oliveira Lima	Aceito
Cronograma	cronograma10dez2019.docx	11/12/2019 12:25:57	Mario Oliveira Lima	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	ApendiceB_TCLE_22nov2019.docx	22/11/2019 08:45:40	Mario Oliveira Lima	Aceito
Outros	ApendiceA_Fichadeavaliacao15out2019.docx	15/10/2019 10:58:18	Mario Oliveira Lima	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto_1.pdf	20/09/2019 09:50:15	Mario Oliveira Lima	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO JOSE DOS CAMPOS, 05 de Fevereiro de 2020

Assinado por:
Mauricio Martins Alves
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Shishima Hifumi, 2911
Bairro: Urbanova CEP: 12.244-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-1111 Fax: (12)3947-1149 E-mail: cep@univap.br