

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

GUILHERME PEREIRA DE RESENDE

**EQUIPAMENTO DE BIOFEEDBACK PARA TRATAMENTO
FISIOTERÁPICO EM PACIENTES PORTADORES DE PÉ EQUINO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2014

GUILHERME PEREIRA DE RESENDE

**EQUIPAMENTO DE BIOFEEDBACK PARA TRATAMENTO
FISIOTERÁPICO EM PACIENTES PORTADORES DE PÉ EQUINO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Engenharia Biomédica”

Orientador: Prof. Dr. Gustavo Benvenuto Borba

CURITIBA

2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

R433e Resende, Guilherme Pereira de
2014 Equipamento de biofeedback para tratamento fisioterápico em pacientes portadores de pé equino / Guilherme Pereira de Resende.-- 2014.
67 f.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, 2014.
Bibliografia: f. 55-57.

1. Sistemas de controle biológico. 2. Pé equino (Fisioterapia). 3. Acidente vascular cerebral - Pacientes - Reabilitação. 4. Estimulação sensorial. 5. Processamento de sinais - Técnicas digitais. 6. Protótipos - Testes. 7. Software - Desenvolvimento. 8. Simulação (Computadores). 9. Fisioterapia - Equipamentos e acessórios. 10. Engenharia biomédica - Dissertações. I. Borba, Gustavo Benvenuto, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD 22 -- 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Título da Dissertação Nº 033

***“Equipamento de biofeedback para tratamento
fisioterápico em pacientes portadores de pé equino”***

por

Guilherme Pereira de Resende

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Engenharia Biomédica

LINHA DE PESQUISA: Instrumentação Biomédica

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (**UTFPR**), *Campus Curitiba*, às **14h00min** do dia **19 de dezembro de 2014**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Gustavo Benvenutti Borba, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Marcos Vinicio Haas Rambo, Dr.
(UFPR)

Prof. Rubens Alexandre de Faria, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(Coordenador do PPGEB)

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus primeiramente, por Sua presença constante em minha vida.

Agradeço aos meus pais por cada momento de apoio e motivação, à minha esposa Caroline por todo seu amor e compreensão, e à minha filha Julia, que passou a ser minha grande motivação para continuar progredindo sempre.

Ao meu orientador Prof. Dr. Gustavo Benvenuti Borba, e a todo o apoio recebido dos amigos Reginato Scremim, Leonardo Grilo e Diego Teixeira.

RESUMO

RESENDE, G.P. Equipamento de biofeedback para tratamento fisioterápico em pacientes portadores de pé equino. 68 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um equipamento de *biofeedback* para utilização por fisioterapeutas no tratamento de pacientes portadores de pé equino. Normalmente o pé equino está relacionado a uma das sequelas de um acidente vascular cerebral e é caracterizado pela dificuldade no controle motor do membro afetado, muitas vezes apresentando limitações relacionadas à sensibilidade e dificuldade em manter o calcanhar em contato com o solo durante a marcha.

O equipamento foi construído com base no conceito de *biofeedback*, apresentando ao paciente, em tempo real, informações relacionadas à intensidade de força aplicada nos membros inferiores. O equipamento é composto de sensores de força flexíveis alojados em um par de sandálias, ligados a um circuito eletrônico microcontrolado. Todo o processamento é realizado por um MSP430, e a comunicação é feita por sinais de rádio através de um módulo CC1101. Os dados são apresentados em uma interface de *software* em um computador portátil a uma taxa de atualização de 20 Hz.

O *software* possui diversas funcionalidades para atender tanto as necessidades dos fisioterapeutas quanto dos pacientes. Do ponto de vista do paciente, a interface apresenta um visual simples e objetivo, facilitando o entendimento das variações de força, apresentadas na forma de barras verticais. Foram utilizados também recursos visuais e sonoros para enfatizar aos pacientes quando os objetivos estipulados para seu tratamento foram atingidos. Outras funcionalidades foram desenvolvidas para que os fisioterapeutas tenham a opção de customizar a interface de *biofeedback* de acordo com a necessidade de cada paciente, além de possibilitar o armazenamento de todos os dados dos sensores para análises posteriores.

O protótipo foi testado em 20 voluntários durante 10 sessões de fisioterapia, sendo 10 portadores da disfunção pé equino e outros 10 normais para compor um grupo de controle. O objetivo principal do protocolo fisioterapêutico foi melhorar a manutenção do contato como o solo no calcanhar afetado. Os valores de pressão no calcanhar afetado de todas as das sessões foram adquiridos a uma taxa de 20 Hz, armazenados e analisados segundo as seguintes métricas: média, máximos e somas acumuladas. Também foi realizada a avaliação de Berg para todos os voluntários. Os resultados demonstraram que, para as métricas analisadas e também para a avaliação de Berg, houve uma evolução em todos os pacientes.

Palavras-chave: Biofeedback, Pé equino, Sensor de Força, Fisioterapia

ABSTRACT

RESENDE, G.P.. Biofeedback device for physiotherapy treatment of equinus foot patients. 68 f. Dissertação – Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

This work describes the development of a biofeedback device to be used by physiotherapists during treatment of patients with equinus foot. Normally the equinus foot is related to one of the sequelae of a stroke and is characterized by difficulty in motor control of the affected limb, often resulting in limitations on sensitivity. The equipment was built on the concept of biofeedback, presenting to the patient, in real time, information related to the intensity of the forces applied to the lower limbs. The equipment consists of flexible force sensors accommodated in a pair of sandals, connected to a microcontrolled electronic circuit. The whole processing is performed by an MSP430, and the communication is done by radio signals through a CC1101 module. The data is presented in a software interface on a laptop computer at a refresh rate of 20 Hz. The software has many features to meet both the needs of physiotherapists as patients. From the point of view of patients, the interface was designed to be simple and objective, facilitating the understanding of force variations that change dynamically at the exact moment when the sensors are pressed. Visual signs and sound were also used to emphasize to patients when the goals established for their treatment has been reached. Other features were developed specifically for physical therapists, giving them the option to customize the biofeedback interface according to the needs of each patient, and also allowing the storage of all data transferred by the sensors for further analysis. A prototype was developed and tested on 20 volunteers over 10 sessions of physical therapy, 10 patients with equinus foot dysfunction, and 10 normal people to compose a control group. At the end of the treatment period, the data were analyzed by session, according to the average forces, the maximum values reached, the accumulated sums and Berg assessments. The results revealed an evolution in all patients, some of them in a greater degree and others in lower degree of progress.

Keywords: Biofeedback, Equinus foot, Force Sensor, Physiotherapy

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Abóboda plantar. Adaptado de (SHAVELSON, 2014)	18
FIGURA 2	– Esquema da versão anterior. Fonte: autoria própria.	19
FIGURA 3	– Representação geral do sistema e módulos internos. Fonte: autoria própria.	20
FIGURA 4	– Estrutura dos sensores FlexiForce. Adaptado de (TEKSCAN, 2014)	21
FIGURA 5	– Curva de resposta média dos sensores de 25 lb. Fonte: autoria própria.	22
FIGURA 6	– Curva de resposta média dos sensores de 100 lb. Fonte: autoria própria.	22
FIGURA 7	– Acondicionamento dos sensores e montagem da palmilha. Fonte: autoria própria.	23
FIGURA 8	– Ponte de Wheatstone. Fonte: Adaptado de (NILSSON; RIEDEL, 2009)	24
FIGURA 9	– Esquema elétrico do circuito. Fonte: autoria própria.	24
FIGURA 10	– Sensor de 25 Libras. Fonte: autoria própria.	25
FIGURA 11	– Sensor de 100 Libras. Fonte: autoria própria.	26
FIGURA 12	– Esquema elétrico da placa com o microcontrolador MSP430. Fonte: autoria própria.	27
FIGURA 13	– Modos de operação do microcontrolador. Fonte: autoria própria.	28
FIGURA 14	– Módulo de alimentação da placa de aquisição dos sinais. Fonte: autoria própria.	29
FIGURA 15	– Placas com circuitos analógicos (a), circuitos digitais (b) e caixa plástica Patola CP-013 (c). Fonte: autoria própria.	30
FIGURA 16	– Montagem final. Fonte: autoria própria.	30
FIGURA 17	– Diagrama em blocos do software. Fonte: autoria própria.	31
FIGURA 18	– Conversor USB/RF. Fonte: autoria própria.	32
FIGURA 19	– Diagrama em blocos do conversor USB / RF. Fonte: autoria própria.	32
FIGURA 20	– Processamento de pacotes na camada de software. Fonte: autoria própria.	34
FIGURA 21	– Relação entre a força e o valor digitalizado para o sensor de 25 libras. Fonte: autoria própria.	35
FIGURA 22	– Relação entre a força e o valor digitalizado para o sensor de 100 libras. Fonte: autoria própria.	35
FIGURA 23	– Tela de cadastro de pacientes. Fonte: autoria própria.	36
FIGURA 24	– Modelagem do banco de dados. Fonte: autoria própria.	37
FIGURA 25	– Tela de acompanhamento. Fonte: autoria própria.	38
FIGURA 26	– Biofeedback. Fonte: autoria própria.	39
FIGURA 27	– Tela principal do software. Fonte: autoria própria.	40
FIGURA 28	– Funcionamento do barocentro. Fonte: autoria própria.	41
FIGURA 29	– Arranjo montado para avaliação dos sensores. Fonte: autoria própria.	43
FIGURA 30	– Validação do sensor de 25 libras. Fonte: autoria própria.	44
FIGURA 31	– Validação do sensor de 100 libras. Fonte: autoria própria.	44
FIGURA 32	– a) Posição inicial do treinamento motor com os pés assimétricos. b) Posição simétrica dos pés durante o treinamento motor. Fonte: (GOMES, 2011)	46
FIGURA 33	– Pressões máximas alcançadas pelos voluntários de controle e sintomáticos. Fonte: autoria própria.	47

FIGURA 34 – Gráfico comparativo entre os máximos de pressão obtidos no início do tratamento e durante o tratamento. Fonte: autoria própria.	48
FIGURA 35 – Gráfico comparativo entre os máximos normalizados obtidos no início do tratamento e durante o tratamento, para os 10 voluntários sintomáticos. Fonte: autoria própria.	48
FIGURA 36 – Gráfico comparativo entre as melhores médias de pressão obtidas no início do tratamento e durante o tratamento. Fonte: autoria própria.	49
FIGURA 37 – Gráfico comparativo entre as melhores médias de pressão normalizadas, no início do tratamento e durante o tratamento, para os 10 voluntários sintomáticos. Fonte: autoria própria.	49
FIGURA 38 – a) Pressões aplicadas sobre o sensor do calcanhar durante duas sessões completas. b) Respectivas somas acumuladas. Fonte: autoria própria.	50
FIGURA 39 – Gráficos com a soma acumulada normalizada das pressões sobre o calcanhar dos dez voluntários sintomáticos, com a comparação entre o melhor desempenho durante a fase inicial e o melhor desempenho no decorrer o tratamento. Fonte: autoria própria.	51
FIGURA 40 – Gráfico com a pontuação do teste de equilíbrio de Berg no início e no final da pesquisa em voluntários saudáveis. Fonte: (GOMES, 2011)	52
FIGURA 41 – Gráfico com a pontuação do teste de equilíbrio de Berg, no início e no final da pesquisa em voluntários portadores de pé equino. Fonte: (GOMES, 2011)	52

LISTA DE SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
RF	Rádio Frequência
USB	Universal Serial Bus
EVA	Etil Vinil Acetato
ADC	Analog to Digital Converter
IO	Input / Output
SPI	Serial Peripheral Interface
CRC	Cyclic Redundancy Check
FIFO	First In First Out
CSV	Comma-Separated Values

SUMÁRIO

1	Introdução	11
1.1	Objetivos	11
1.1.1	Estrutura do Trabalho	12
2	Contexto e conceitos importantes	13
2.1	Pé equino	13
2.2	Acidente Vascular Cerebral	13
2.2.1	Sequelas	14
2.3	Aprendizado motor	15
2.4	Postura e equilíbrio	16
2.4.1	Abóboda plantar	17
2.5	Biofeedback	18
3	Equipamento desenvolvido	19
3.1	Contexto	19
3.2	Projeto conceitual do novo equipamento	20
3.3	Módulo de sensores	21
3.4	Módulo de condicionamento de sinais	23
3.5	Módulo microcontrolado	25
3.5.1	Microcontrolador	26
3.5.2	Módulo de Rádio	27
3.6	Alimentação do circuito	29
3.7	Apresentação do equipamento	29
3.8	Software	31
3.8.1	Interface de comunicação USB-RF	31
3.8.2	Processador de pacotes	32
3.8.3	Cadastro de usuários	35
3.8.4	Armazenamento de dados	36
3.8.5	Histórico	38
3.9	Biofeedback	39
3.9.1	Interface de visualização dinâmica dos dados	39
3.9.2	Conceito de Sessão	40
3.9.3	Barocentro	41
3.9.4	Ajuste de escalas e objetivos	42
4	Resultados	43
4.1	Avaliação dos sensores	43
4.2	Resultados clínicos	45
4.2.1	Protocolo terapêutico	45
4.2.2	Máximas de pressão no calcanhar para controle e estudo	46
4.2.3	Valores médios e máximos de pressão no calcanhar	47
4.2.4	Soma acumulada da pressão no calcanhar	49
4.2.5	Avaliação do equilíbrio de Berg	50
5	Conclusões e trabalhos futuros	53

Publicações	55
REFERÊNCIAS	56
Anexo A – Escala de Berg	59
Anexo B – Comitê de Ética	65

1 INTRODUÇÃO

A posição ortostática e a marcha humana são essenciais para a obtenção da independência funcional de um indivíduo. O desenvolvimento de uma marcha considerada fisiologicamente normal depende de uma complexa interação entre diversas áreas do cérebro, controladas pelo sistema nervoso central. No cérebro, existem regiões específicas para o controle da marcha, tônus, força muscular, controle motor, equilíbrio, sensibilidade e coordenação motora. Assim, se alguma dessas áreas sofrer uma lesão, o mecanismo da marcha poderá ser afetado, desencadeando alguma forma de marcha patológica (LIRA, 2011). Uma alteração motora muito comum que interfere neste complexo cérebro-músculos é conhecida como pé equino, caracterizada pela posição de apoio com a ponta do pé (GIBBONS; GRAY, 2013), podendo se manifestar em decorrência de um acidente vascular cerebral (AVC). Além de interferir na mobilidade, o pé equino afeta negativamente diversos aspectos da vida social do indivíduo.

Os tratamentos fisioterápicos para este tipo de patologia buscam melhorar a capacidade funcional e evitar maiores complicações. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um equipamento para auxiliar no tratamento dessa patologia, através de um método baseado em *biofeedback*. O equipamento consiste em um par de sandálias de couro convencionais, com sensores de força no interior de suas palmilhas, que foram construídas especialmente para esta aplicação. Os sinais analógicos provenientes dos sensores são condicionados, digitalizados, processados e então enviados através de sinais de rádio para um computador portátil. No computador, um *software* exibe ao paciente, em uma interface objetiva e de fácil interpretação, o comportamento dinâmico da distribuição da carga exercida pelos pés sobre os sensores. Dessa forma, o equipamento proporciona um mecanismo de realimentação audiovisual para auxiliar o paciente no treinamento motor dos membros inferiores durante as sessões de fisioterapia.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo central deste trabalho é o desenvolvimento de um equipamento capaz de auxiliar no tratamento e reabilitação de pacientes portadores de pé equino, mostrando informações

referentes à quantidade de força que está sendo aplicada sobre os membros inferiores durante as sessões de fisioterapia. Através deste mecanismo, os pacientes conseguem atingir os objetivos estabelecidos pelo protocolo de treinamento mais facilmente. Para atingir este objetivo foi necessário primeiramente compreender as dificuldades e limitações dos pacientes, seguido de uma pesquisa sobre os diversos estudos relacionados com *biofeedback*, para então focar nas soluções técnicas que viabilizaram a construção física do equipamento.

Após a etapa de estudos foi possível proceder com a elaboração do projeto do circuito eletrônico, seguido do desenvolvimento da aplicação de baixo nível (*firmware*) e alto nível (*software*). Os passos seguintes foram os testes funcionais, seguidos da validação do equipamento e sua utilização em voluntários normais (controle) e portadores de pé equino (sintomáticos). Por fim, foi feita uma análise dos dados registrados pelo equipamento durante as sessões de fisioterapia.

1.1.1 Estrutura do Trabalho

No capítulo 2 são abordados assuntos relacionados com a patologia e estudos utilizando *biofeedback* como forma reabilitação. O Capítulo 3 descreve todas as fases do desenvolvimento do equipamento bem como as características específicas de cada um dos módulos constituintes. A validação e os principais resultados obtidos com a utilização do equipamento *in vivo* são mostrados no Capítulo 4. Por fim, no Capítulo 5 são apresentadas as conclusões e propostas para trabalhos futuros.

2 CONTEXTO E CONCEITOS IMPORTANTES

Este trabalho tem como foco o desenvolvimento de um equipamento para auxiliar na reabilitação de pacientes portadores de pé equino. Normalmente esta patologia está associada a uma das sequelas de um AVC. Para melhor compreender as limitações e dificuldades destes pacientes, as próximas sessões abordam temas como o pé equino, AVC, o processo de aprendizado motor, questões posturais e relacionadas ao equilíbrio.

2.1 PÉ EQUINO

Pé equino é um nome aparentemente simples para um problema bastante complexo. Pode ser definido como uma fraqueza significativa no tornozelo e na flexão dorsal do pé. Os principais músculos afetados são o tibial anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos. Estes músculos ajudam a sustentar o pé durante a marcha (BRAZIS; MASDEU; BILLER, 2011).

O pé equino não é uma doença em si, mas uma sequela temporária ou permanente decorrente de um AVC, neuropatia, paralisia cerebral, lesão incompleta na coluna vertebral, diabetes ou algum tipo de traumatismo cerebral.

Os pacientes apresentam a incapacidade de levantar a parte frontal do pé, fazendo com que os dedos sejam arrastados no chão durante a marcha. Com o objetivo de tentar evitar o contato dos dedos com o solo, os pacientes acabam elevando o joelho e o quadril mais que o normal para conseguirem se locomover (BRAZIS; MASDEU; BILLER, 2011).

2.2 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

Uma das principais causas de morte e sequelas em todo o mundo é o AVC. Estatísticas apontam que a cada seis segundos ocorre uma morte em decorrência de um AVC (WORLD STROKE ORGANIZATION, 2014). A maior causa de incapacitação de pessoas com faixa etária superior a 50 anos também pode ser atribuída às sequelas do acidente vascular cerebral,

sendo responsável por 40% das aposentadorias precoces no Brasil (ABRAMCZUK; VILLELA, 2009).

O acidente vascular cerebral ocorre quando uma das artérias, que são responsáveis pelo fornecimento de sangue ao cérebro, sofre uma obstrução ou até mesmo um rompimento, causando insuficiência no fluxo sanguíneo. Pode provocar lesão ou morte celular, além de danos às funções neurológicas (BARROS; PASSOS; NUNES, 2012). Dependendo do local afetado, diversas habilidades poderão ser comprometidas, tais como fala, movimento, memória, entre outras (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2013).

Pode ser classificado em dois tipos: o AVC isquêmico e o hemorrágico. No AVC isquêmico ocorre a interrupção do fornecimento de oxigênio e nutrientes ao tecido cerebral, devido a uma oclusão vascular localizada. Já o AVC hemorrágico ocorre quando há o derramamento de sangue no interior ou ao redor do cérebro, devido ao rompimento de vasos sanguíneos (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

Diversos fatores podem contribuir para a ocorrência de um acidente vascular cerebral, sendo que o principal está associado ao estilo de vida. Dentre os maiores causadores de doenças vasculares estão a hipertensão e o tabagismo. Outros fatores como arterosclerose, que é o acúmulo de lipídios nos vasos sanguíneos, diabetes mellitus, níveis elevados de colesterol, alcoolismo, obesidade e idade elevada também podem ser considerados importantes (MACKAY; MENSAH, 2004).

2.2.1 Sequelas

As sequelas de um acidente vascular cerebral podem variar dependendo do grau e da região afetada. Os principais grupos de déficit podem ser as funções motoras, sensoriais, cognitivas, comunicativas e emocionais.

Especificamente no campo das funções motoras, uma das disfunções mais comuns é a paralisia, que normalmente ocorre no lado oposto ao hemisfério lesionado. Quando a paralisia for total é definida como hemiplegia, e quando for parcial é denominada hemiparesia. Também podem ocorrer sequelas relacionadas ao equilíbrio e coordenação motora, caso a região do cerebelo for afetada (SILVA, 2010).

Dentre as sequelas mais comuns estão: alterações no tônus, inicialmente apresentando flacidez e posteriormente espasticidade em 90% dos casos; padrões sinérgicos anormais, nos quais o paciente é incapaz de movimentar somente um segmento do membro, sem movimentar o membro inteiro; reflexos anormais; paresias e padrões alterados de contração muscular.

lar; déficits de programação motora, impedindo-os de realizar sequências complexas de movimento, dificuldade para sustentação dos movimentos como controle postural e falta de equilíbrio (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2010).

Em alguns casos, a sensibilidade também pode ser afetada. Os comprometimentos sensoriais mais frequentes são os déficits sensoriais superficiais (táctil, térmico e doloroso), proprioceptivos e visuais. Estas alterações de sensibilidade contribuem para perda da capacidade de executar movimentos eficientes e controlados, diminuindo a percepção de posição e movimento, dificultando novos aprendizados no hemisfério afetado (CANCELA, 2008).

Após um AVC, mudanças plásticas podem ocorrer em resposta à excitabilidade diminuída e à falta de uso do membro afetado, reduzindo o tamanho da representação cortical do mesmo. A plasticidade cerebral é a capacidade que o cérebro tem de se remodelar e se adaptar em função de novas experiências vivenciadas, sendo capaz de reformular suas conexões sinápticas para executar determinadas atividades. A plasticidade explica o fato de regiões do cérebro poderem substituir as funções afetadas por lesões (RODRIGUES, 2013).

Há uma década parecia inimaginável para os neurocientistas a plasticidade no córtex cerebral de adultos, entretanto, com o avanço das pesquisas nesta área, tal panorama vem se modificando devido aos resultados que demonstram a tendência que as sinapses e circuitos neuronais têm de se modificar devido às atividades no sistema nervoso central maduro afetado. Diversas técnicas têm sido utilizadas na recuperação da função motora nesses pacientes (BARATO, 2009).

Neste contexto, o equipamento apresentado neste trabalho fornece todo o aparato tecnológico necessário para o desenvolvimento de uma pesquisa que investiga a efetividade de um novo protocolo de tratamento baseado, principalmente, na realimentação visual.

2.3 APRENDIZADO MOTOR

O processo de maturação do sistema nervoso (crescimento sináptico) dos seres humanos tem início já na gestação. Deste esta etapa, a movimentação do corpo exerce um papel importante para o desenvolvimento, incluindo por exemplo o controle do tônus (KANDEL; SCHWARTZ; JESSEL, 2003). O tônus muscular é um processo inconsciente que coloca o músculo em um estado de tensão leve, mesmo quando o músculo estiver em repouso (GYTON, 2011). Para o desenvolvimento psicomotor adequado, durante toda a sua vida, o ser humano utiliza as informações sensoriais recebidas do ambiente.

Os movimentos voluntários são específicos e governados por programas motores em áreas

específicas do cérebro e não apenas por contrações musculares e movimentos articulares. Eles têm como objetivo completar uma tarefa e podem melhorar com a prática e com a alternância dos obstáculos do dia-a-dia. O sistema nervoso aprende uma tarefa por dois caminhos: o primeiro, monitora sensorialmente o corpo e usa esta informação para o próprio membro, chamado de *feedback*; e o segundo, denominado *biofeedback*, utiliza as informações sensoriais externas, tais como visão ou audição, para auxiliar o *feedback* (MASLOVAT, 2009).

O sistema de *feedback*, também chamado de servo-controle, usa a diferença dos sinais sensoriais para ajustar a saída e sua importância se dá na manutenção da propriocepção. O termo propriocepção foi criado por Charles Sherrington para explicar a capacidade humana de receber estímulos produzidos no interior do próprio corpo, o que nos possibilita reconhecer a localização espacial de cada parte do corpo, além do controle postural e dos movimentos, sem utilizar a visão (LEPHART; FU, 2000). Este sistema de *feedback* é mantido por mecanorreceptores e aferentes cutâneos nos músculos e na pele. Este sistema é amplamente usado pelo sistema motor para controlar a postura e o movimento (TURNHAM; BRAUN; WOLPERT, 2011).

O processo de aprendizado motor começa com a representação interna do corpo, resultando em um movimento de acordo com o desejo. O desenvolvimento motor se dá de acordo com a necessidade de completar uma tarefa específica e pode ser melhorado com o aprendizado. Este aprendizado está relacionado com os seguintes princípios do sistema motor (LISSEK, 2013): i) o cérebro comanda a ação independente do membro a ser utilizado; ii) o tempo dado para a realização da tarefa depende da quantidade de informação necessária, idade e habilidade para completar a tarefa; iii) há um compromisso entre a velocidade do movimento e sua precisão. Os movimentos rápidos tendem a apresentar menor precisão.

2.4 POSTURA E EQUILÍBRIO

A capacidade do ser humano de manter-se ereto é ocasionada por um mecanismo neurofisiológico involuntário, no qual a gravidade estimula a tensão em tendões, músculos e articulações, a fim de aumentar o tônus (estímulo gerado pelo cérebro) e colocar o corpo em pé. A postura pode ser descrita como o conjunto das posições das partes do corpo no espaço com o objetivo de manter o equilíbrio (PINSULT; VUILLERME, 2009).

Durante o procedimento de passo, para que o membro oposto possa ser refletido e colocado à frente do atual para permitir a locomoção, o sistema vestibulo espinhal atua fixando o olhar, a cabeça em relação ao tronco e aumentando o tônus do membro sobre o solo (SCHNEIDER, 2008).

O equilíbrio deve ter a capacidade de manter o corpo estável durante a oscilação de um membro inferior na deambulação. Caso a manutenção do equilíbrio falhe, o corpo tem a tendência de cair para o lado que o membro oscilou (VETTEA, 2010).

Os distúrbios posturais, ocasionados por deficiências neuromotoras, produzem respostas reflexas antecipatórias relativamente rápidas, prejudicando os movimentos do tornozelo durante a fase postural da marcha (BOULAY, 2012).

Um método bem estabelecido na literatura para a avaliação quantitativa do equilíbrio de um paciente é a escala de Berg (Anexo A). A escala de equilíbrio de Berg é um teste clínico utilizado para avaliar as habilidades de equilíbrio estático e dinâmico de uma pessoa. O teste leva cerca de 15 a 20 minutos para ser aplicado, e é composto por um conjunto de 14 tarefas relativamente simples, que vão desde levantar-se de uma posição sentada até equilibrar-se em um pé. O grau de sucesso na realização de cada tarefa recebe uma pontuação que vai de zero (incapaz) até quatro (independente), e o resultado final é a soma de todas as pontuações. As pontuações de 0 à 20 indicam problemas graves de equilíbrio, de 20 à 40 são considerados razoáveis, com necessidade de assistência, e as pontuações de 40 a 56 representam um bom equilíbrio (BLUM; KORNER-BITENSKY, 2008).

2.4.1 Abóboda plantar

A abóboda plantar pode ser descrita como um conjunto arquitetônico que associa de forma harmoniosa todos os elementos ósteo-articulares, ligamentares e musculares do pé. A abóboda é capaz de se adaptar aos diversos terrenos irregulares para distribuir as forças e o peso do corpo da melhor forma, o que é obtido devido à sua elasticidade e às suas modificações de curvatura. Este mecanismo funciona como uma espécie de amortecedor, indispensável para o desenvolvimento da marcha. Qualquer alteração em sua curvatura pode refletir na marcha ou na posição ortostática (KAPANDJI, 2000).

A estrutura da planta do pé pode ser associada à uma abóboda sustentada por três arcos, e três pontos de apoio que fazem o contato com o chão (KAPANDJI, 2000), conforme mostrado na Figura 1: (A) cabeça do primeiro osso do metatarso, (B) cabeça do quinto osso do metatarso e (C) tuberosidades posteriores do calcâneo. Ressalta-se que estas áreas atuam diretamente com a resposta neurofisiológica da manutenção da postura, principalmente a região do calcanhar que controla a força aplicada aos músculos do tornozelo (PEPER; ROBERTSON, 1976).

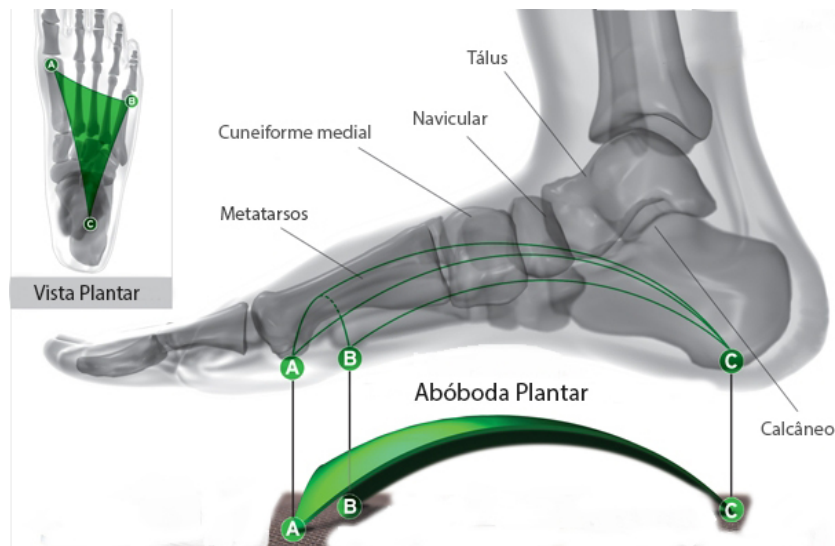


Figura 1: Abóboda plantar. Adaptado de (SHAVELSON, 2014)

2.5 BIOFEEDBACK

Biofeedback é um processo que permite a um indivíduo retreinar uma atividade fisiológica, com o objetivo de melhorar tanto sua saúde quanto seu desempenho. Este processo é realizado através de instrumentos de precisão para medição de sinais biológicos como ondas cerebrais, sinais cardíacos e respiratórios, atividades musculares e temperatura corporal. Tais instrumentos apresentam estes sinais de forma rápida e precisa ao paciente. A apresentação dessas informações - muitas vezes em conjunto com as mudanças no pensamento, emoções e comportamento - ajuda a atingir as alterações fisiológicas desejadas. Com o tempo, essas alterações podem se tornar permanentes, mesmo sem o uso continuado de um instrumento (MOSS, 2014).

O *biofeedback* aplicado ao aperfeiçoamento ou recuperação dos movimentos tem o objetivo de aumentar a consciência corporal e o controle da mente sobre o corpo (SHAFFER; MOSS, 2014). O *biofeedback* geralmente é utilizado para apresentar informações biológicas ao paciente em tempo real, podendo aumentar o grau de motivação do paciente ao executar os movimentos desejados. À medida que o paciente visualiza seu próprio desempenho através de um mecanismo de realimentação, ele tem a possibilidade de melhorar o controle funcional dos movimentos de forma consciente (GUERRERO; FRAILE MARINERO; TORIEL, 2009).

O avanço tecnológico observado atualmente, aplicado à engenharia biomédica, permite cada vez mais o avanço de estudos ligados ao *biofeedback*, inclusive na reabilitação de pacientes com algum tipo de deficiência motora de ordem neurológica.

3 EQUIPAMENTO DESENVOLVIDO

3.1 CONTEXTO

Trabalhos anteriores realizados pelo grupo de pesquisa avaliaram uma metodologia de tratamento para portadores de pé equino baseada em um equipamento de medida de força com *biofeedback*. O equipamento desenvolvido para o estudo era formado por um par de sandálias com dois sensores de força localizados no interior de cada palmilha, ligados através de fios à uma central de processamento, que informava ao paciente através de *LEDs* a força exercida em cada um dos sensores, como mostra a Figura 2. Este projeto apresentou resultados positivos em relação ao seu funcionamento (conceito e construção) e também no processo de reabilitação de pacientes portadores de pé equino (SCREMIM, 2012; GOMES, 2011). Dentre as limitações deste equipamento, foram destacadas o alto consumo de energia, as dimensões do módulo principal, a presença de fios para a conexão entre os sensores e o módulo de processamento de sinais, e a carência de uma interface mais versátil para a visualização dos dados (*biofeedback*).

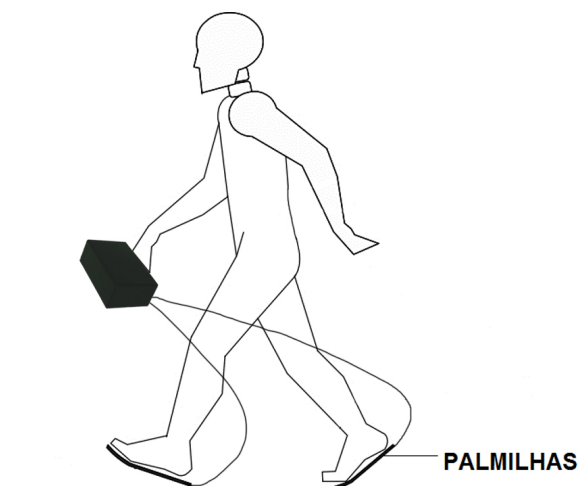


Figura 2: Esquema da versão anterior. Fonte: autoria própria.

3.2 PROJETO CONCEITUAL DO NOVO EQUIPAMENTO

Estabeleceu-se que o projeto seria baseado em um sistema de comunicação via rádio frequência (RF), eliminando quaisquer fios que pudessem atrapalhar o desenvolvimento do protocolo fisioterápico de tratamento, permitindo a locomoção do paciente, caso necessário. Assim, todos os componentes eletrônicos deveriam estar fisicamente próximos aos sensores da palmilha correspondente e acomodados em invólucros com o menor volume possível. Os dados deveriam ser adquiridos e transmitidos à um circuito receptor de RF conectado a um computador pessoal, comunicando-se em uma periodicidade suficientemente rápida para que o paciente tenha a sensação de um fluxo contínuo de dados (tempo real). O conceito de *biofeedback* deveria ser bastante explorado, com diversos componentes visuais e sonoros, focando sempre na facilitação do entendimento dos objetivos do tratamento por parte dos pacientes. O consumo de energia deveria ser levado em consideração durante a escolha dos componentes eletrônicos e também durante o desenvolvimento de *firmware*.

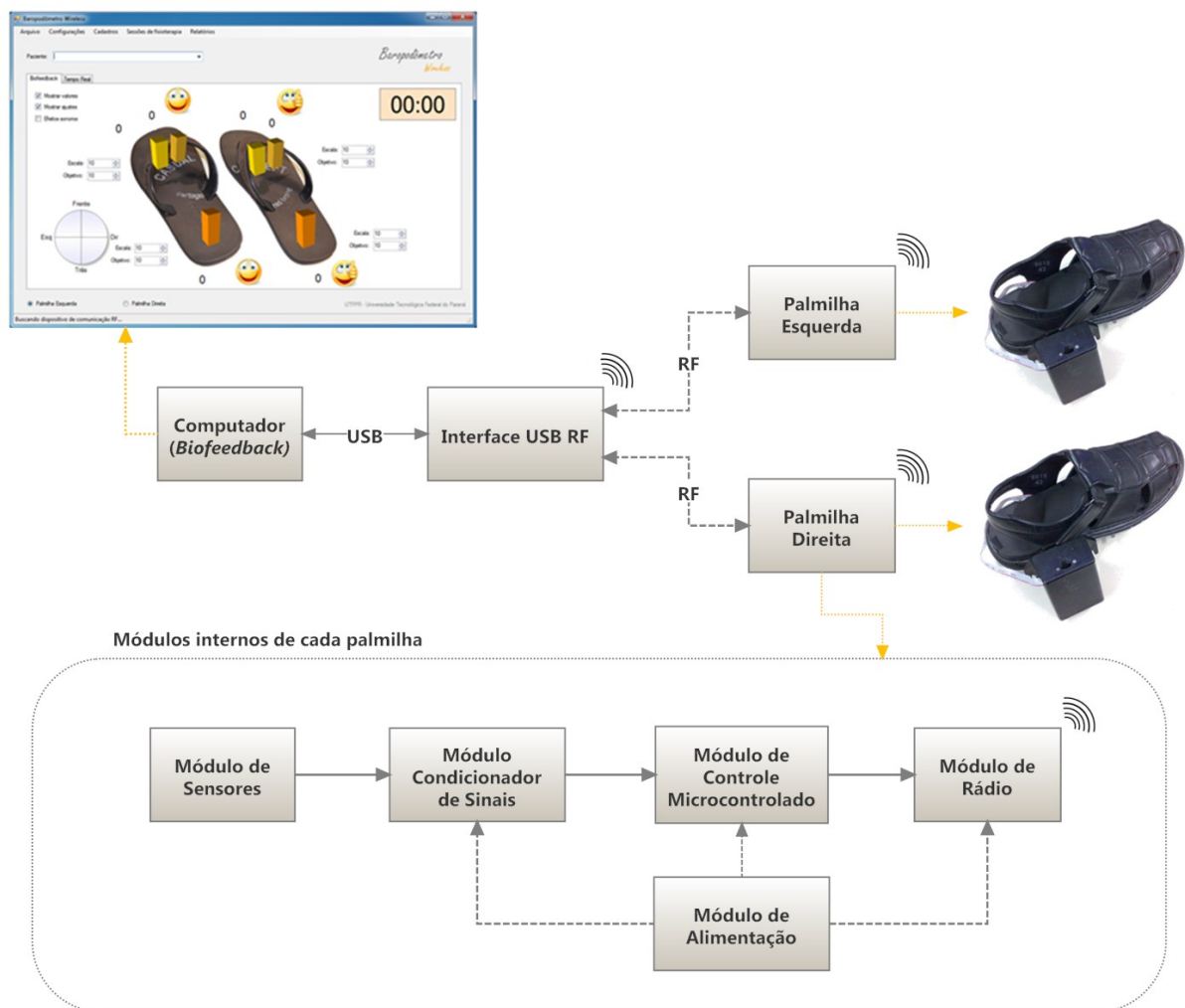


Figura 3: Representação geral do sistema e módulos internos. Fonte: autoria própria.

Com as especificações concluídas, definiu-se que o sistema seria composto por três dispositivos, sendo: dois destinados à aquisição, processamento digital de sinais e transmissão dos dados por RF (palmilhas esquerda e direita); e o outro destinado à recepção destes dados via RF, conversão, e transmissão dos dados para uma interface *universal serial bus* (USB) de um computador pessoal conforme ilustra a Figura 3. Concluída esta etapa, definiram-se os módulos a serem desenvolvidos em cada tipo de dispositivo, também representados na Figura 3. Nas próximas sessões, cada módulo interno do sistema será apresentado individualmente.

3.3 MÓDULO DE SENSORES

Para viabilizar a medição da força exercida pelos pés sobre as palmilhas foram empregados sensores FlexiForce, modelo A201, da marca Tekscan, com duas faixas de força, de 0 a 25 libras e de 0 a 100 libras (TEKSCAN, 2014). Os sensores utilizados apresentam as características desejadas para este tipo de aplicação, como a espessura reduzida, flexibilidade e repetitividade. Os sensores FlexiForce utilizam a resistividade como princípio funcionamento. A aplicação de uma determinada força em sua área sensível resulta em uma mudança na resistência de um elemento sensível, em proporção inversa à força aplicada.

A construção física do sensor está ilustrada na Figura 4. O sensor é constituído de duas camadas de substrato de filme de poliéster na parte externa. Em seu interior existem duas camadas adesivas onde são aplicadas uma trilha de prata e uma tinta sensível à pressão para formar a região sensível, que é de 0,375 polegadas de diâmetro. A prata se estende da área sensível até os terminais.

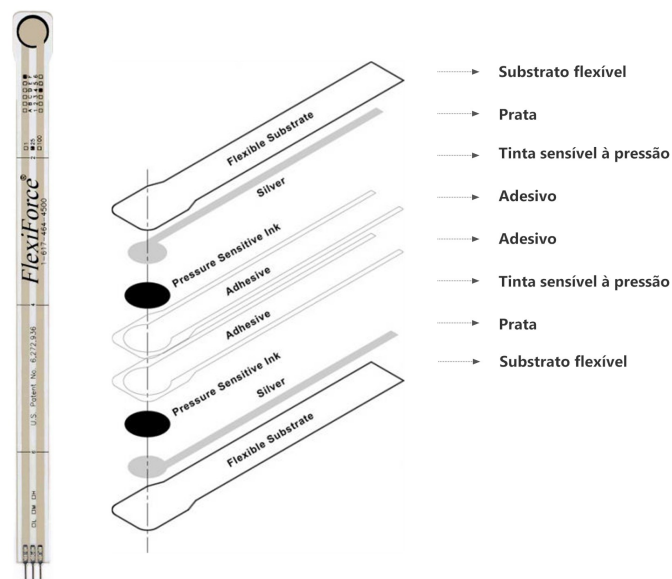


Figura 4: Estrutura dos sensores FlexiForce. Adaptado de (TEKSCAN, 2014)

Os sensores piezo-resistivos modelo A201 fabricados pela Tekscan não apresentam comportamento linear, portanto, foi necessário traçar suas curvas de resposta e posteriormente desenvolver um circuito de linearização para melhorar a precisão do processo de aquisição dos sinais. As curvas de resposta dos sensores foram traçadas com auxílio de uma balança. Foram utilizados 6 sensores de cada tipo e o procedimento foi repetido três vezes para cada sensor e através da média entre os valores obtiveram-se as curvas referentes ao comportamento de cada modelo. As Figuras 5 e 6 apresentam respectivamente as curvas obtidas para os sensores de 25 lb e 100 lb.

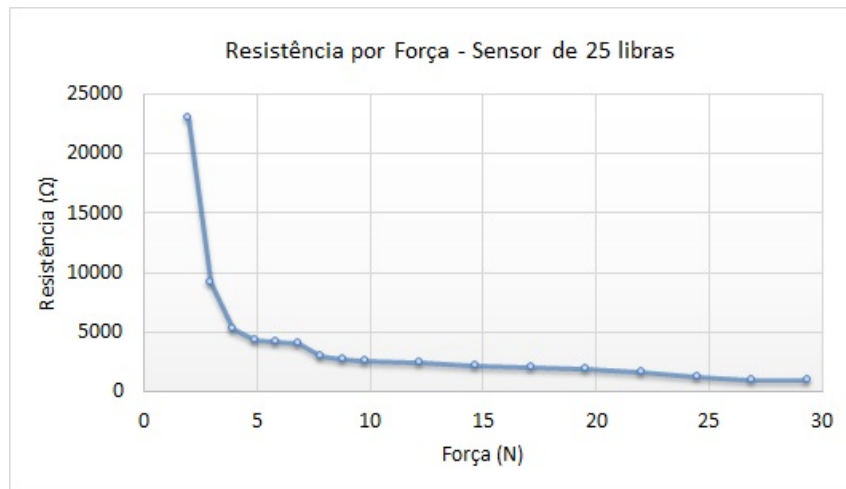


Figura 5: Curva de resposta média dos sensores de 25 lb. Fonte: autoria própria.

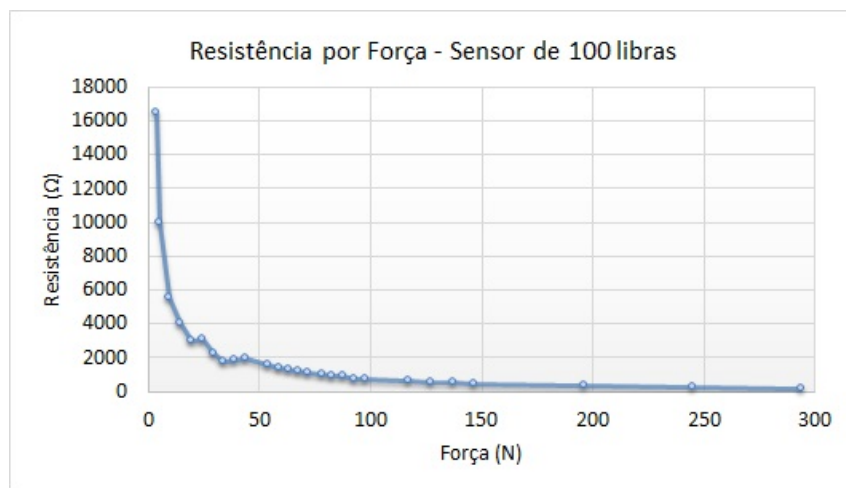


Figura 6: Curva de resposta média dos sensores de 100 lb. Fonte: autoria própria.

Neste projeto foram empregados três sensores por palmilha, sendo um na região do retro pé com fundo de escala de 100 libras, mostrado na Figura 7 (sensor *c*), para medir a força exercida pelo calcanhar, e outros dois sensores de 25 libras posicionados na região do ante pé, para medir a força nas cabeças dos metatarsos, mostrados na Figura 7 (sensores *a* e *b*). A utilização de três

sensores em posições distintas da palmilha está fundamentada no princípio da abóboda plantar, onde a estrutura da planta do pé é sustentada por três arcos e três pontos de apoio que fazem o contato com o solo (KAPANDJI, 2000).

Os sensores de força foram acondicionados em lâminas de borracha e protegidos por uma lâmina de cobertura fabricada em *etil vinil acetato* (EVA) no formato de palmilhas conforme mostrado na Figura 7 e, finalmente, acomodadas em sandálias.

Com os sensores fixos em posições específicas da palmilha e dependendo da variação de comprimento dos pés de cada paciente, é possível que os sensores do ante pé não fiquem posicionados da melhor maneira possível para sensibilizar o sensor. Para minimizar este problema, foi realizada uma média considerando os tamanhos de pés de 37 à 41, resultando na distribuição espacial dos sensores na palmilha conforme a Figura 7. Lembrando que o sensor de maior importância para o tratamento de pé equino é o localizado no calcanhar, que está sempre na posição correta, independentemente do comprimento do pé.

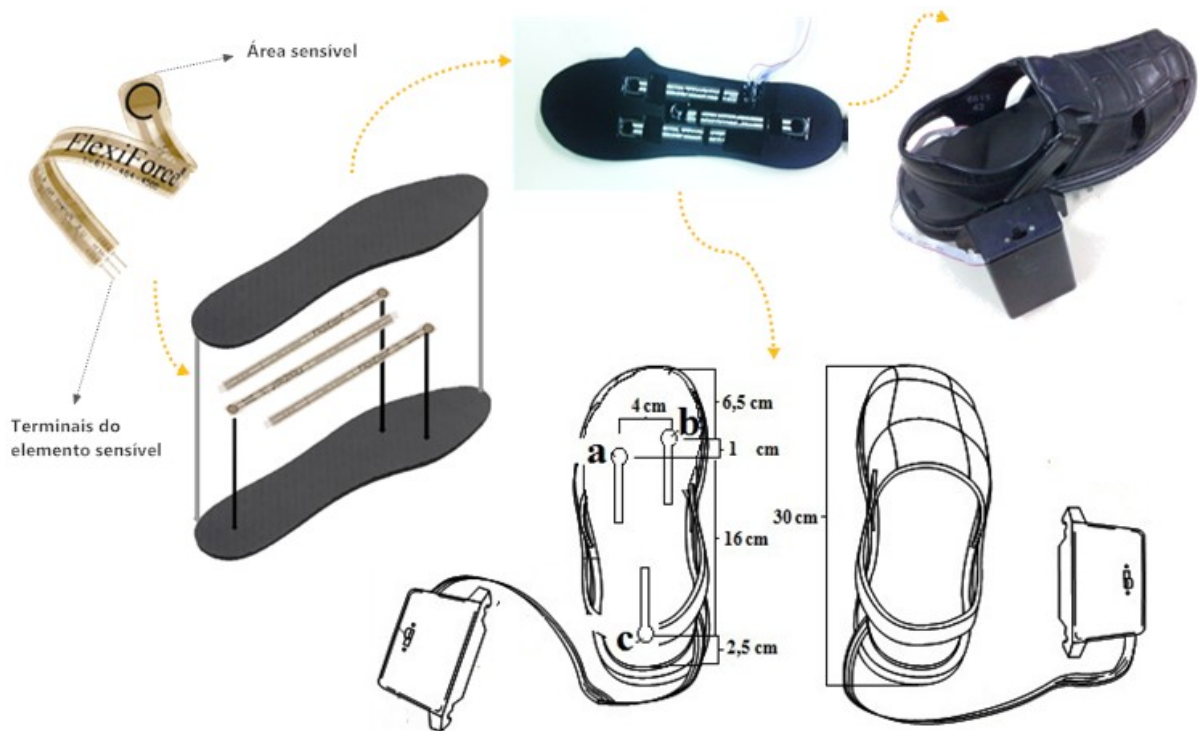


Figura 7: Acondicionamento dos sensores e montagem da palmilha. Fonte: autoria própria.

3.4 MÓDULO DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS

Verificou-se, experimentalmente, que ao associar os sensores em paralelo com um resistor a resistência resultante passa a possuir características lineares além de melhorar a relação sinal-

ruído, entretanto a variação da resistência em relação às oscilações de carga passa a ser pequena. Experimentalmente, chegou-se a um valor de $470\text{ k}\Omega$ como sendo o valor ideal para esse tipo de sensor. Com o intuito de limitar a corrente circulante no sensor e para diminuir o consumo da bateria, associou-se a esse conjunto a um resistor de $10\text{ k}\Omega$. Para resolver a adversidade da pequena variação da resistência em relação à carga, conectou-se esta associação a um ramo de um circuito ligado na forma Ponte de *Wheatstone* (NILSSON; RIEDEL, 2009), com a função de aumentar a sensibilidade, conforme ilustrado na Figura 8.

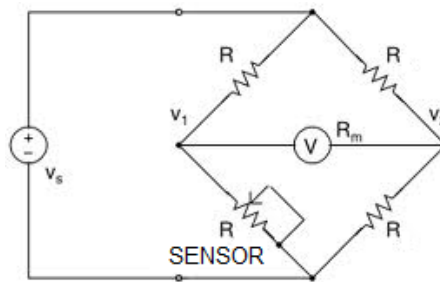


Figura 8: Ponte de Wheatstone. Fonte: Adaptado de (NILSSON; RIEDEL, 2009)

Para medir a diferença de potencial entre os dois pontos centrais (V_1 - V_2) desta estrutura utilizou-se o amplificador de instrumentação INA128. A tensão no ponto central no ramo onde está presente o sensor decresce conforme o aumento da carga devido à queda da impedância do sensor, com isso conectou-se este ponto à entrada inversora do amplificador (entrada IN-) enquanto o outro ponto central foi conectado à entrada não inversora (entrada IN+) conforme a Figura 9, para que a variação de tensão fosse positiva em relação ao aumento da carga.

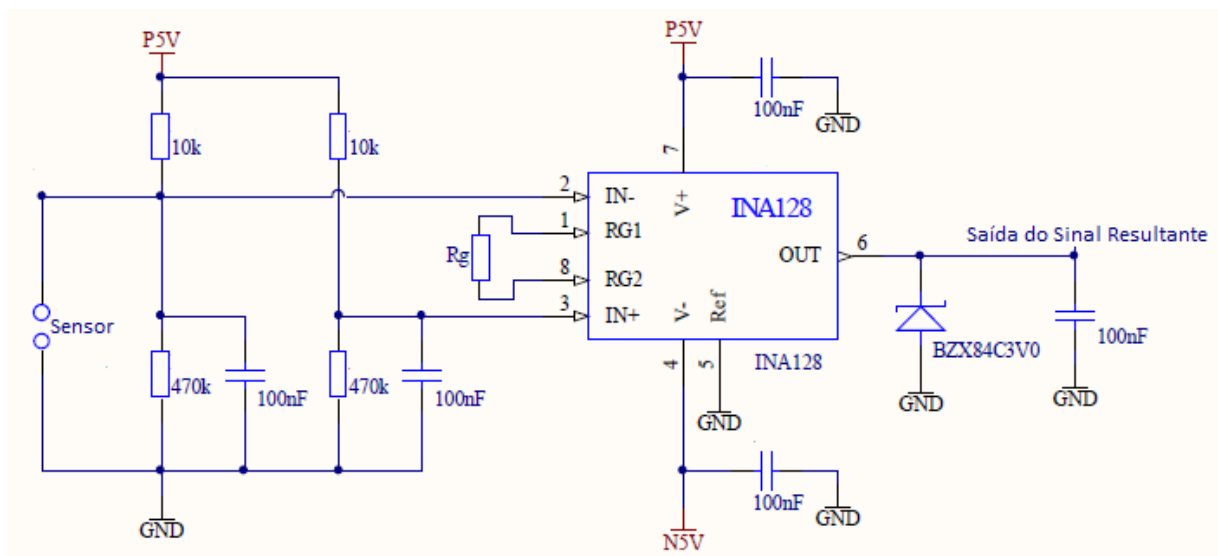


Figura 9: Esquema elétrico do circuito. Fonte: autoria própria.

O circuito condicionador de sinais foi projetado para funcionar tanto com os sensores de

25 libras quanto os sensores de 100 libras, utilizando-se o mesmo do mesmo *hardware*. Sendo que única diferença está no ganho do amplificador de instrumentação INA 128, cujo valor varia conforme o resistor R_g , que e é calculado pela equação 1.

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

O sensor, quando não estiver sendo pressionado, apresenta uma resistência da ordem de dezenas de megaohms, portanto quando não há carga sobre o sistema, a ponte entra em um estado de equilíbrio e a diferença de potencial entre os pontos centrais torna-se nula. Esta diferença é amplificada em 228 vezes ($R_g = 220$) para os sensores de 25 libras e em 501 vezes ($R_g = 100$) para os sensores de 100 libras. Gerou-se assim uma variação de tensão linear em forma de rampa crescente, cujos resultados obtidos são apresentados nas Figuras 10 e 11. Estes sinais foram limitados a uma tensão de 3V para evitar que os limites da entrada analógica do conversor analógico-digital (ADC) do microcontrolador fosse extrapolado, o qual suporta tensões mínimas de 0 V e máximas de 3,3 V.

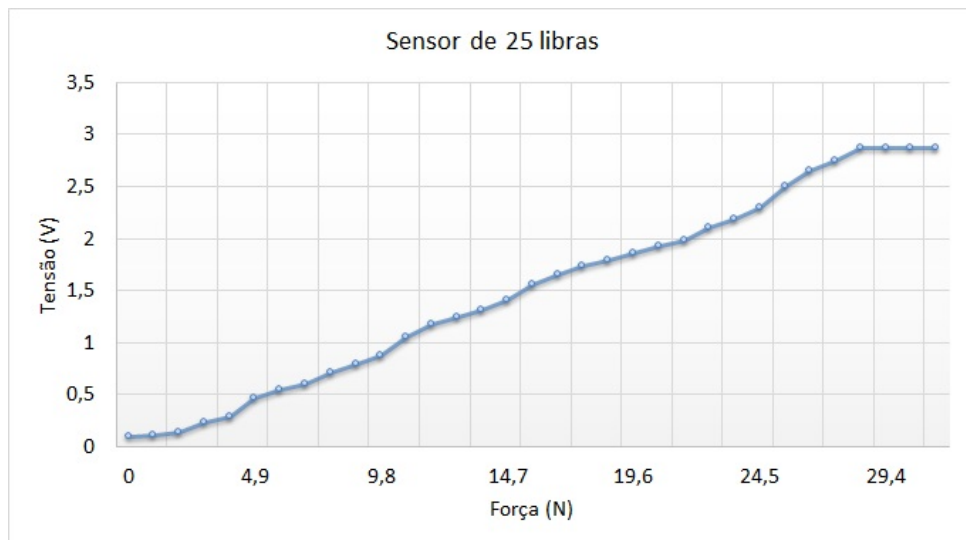


Figura 10: Sensor de 25 Libras. Fonte: autoria própria.

3.5 MÓDULO MICROCONTROLADO

A CPU utilizada neste módulo é o microcontrolador MSP430F5527, da *Texas Instruments* (TEXAS INSTRUMENTS, 2014b), que é responsável pela digitalização dos sinais analógicos dos sensores, processamento e transmissão de dados. A parte de comunicação é realizada por um transceptor de RF CC1101, também da *Texas Instruments*.

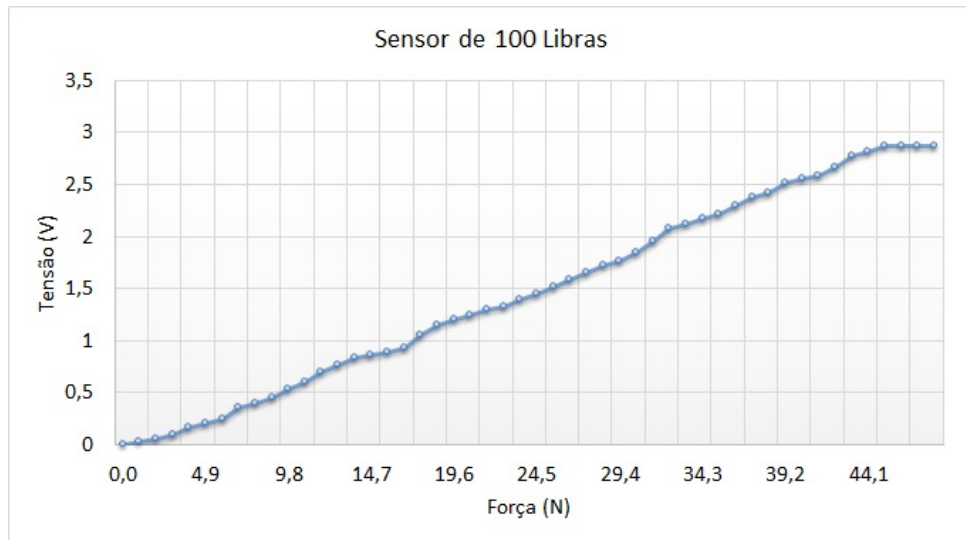


Figura 11: Sensor de 100 Libras. Fonte: autoria própria.

3.5.1 Microcontrolador

Os microcontroladores MSP430 da família 5 possuem uma arquitetura otimizada para operar em ultra baixo consumo de energia, garantindo um tempo de vida maior da bateria em equipamentos de medição portáteis. Sua arquitetura RISC de 16 bits com *clock* de 2 MHz proporciona a capacidade de processamento adequada para a aplicação em questão. O conversor analógico-digital embutido possui 12 bits de resolução com uma taxa de conversão de até 200 kSPS.

A Figura 12 mostra a parte do esquema elétrico referente às conexões com o microcontrolador. Estão sendo utilizados quatro pinos de *input/output* (IO) configurados para operar com a função de ADC, onde três são para os sensores de força da palmilha correspondente e um para medição do nível de bateria, com o objetivo de informar ao usuário sobre a necessidade de realizar sua substituição. Como a bateria adotada para esta aplicação é de 9 V, utilizou-se um divisor resistivo para amostrar a tensão da bateria, evitando assim que a tensão na porta ultrapassasse a tensão de alimentação. Outros seis pinos são utilizados como interface digital de comunicação com o módulo de rádio. Dentre elas duas operam como interrupção, informando a chegada de novos pacotes de dados. As demais utilizam comunicação *serial peripheral interface* (SPI). O esquema elétrico foi projetado também para ter acesso a uma memória FLASH e a uma porta USB. No entanto, não foi necessário a utilização destes recursos, uma vez que todos os dados são enviados e armazenados no banco de dados do *software*, no computador. A gravação e depuração do código é realizada através de uma interface J-TAG. Os demais pinos são sinais de tensão para alimentação do controlador.

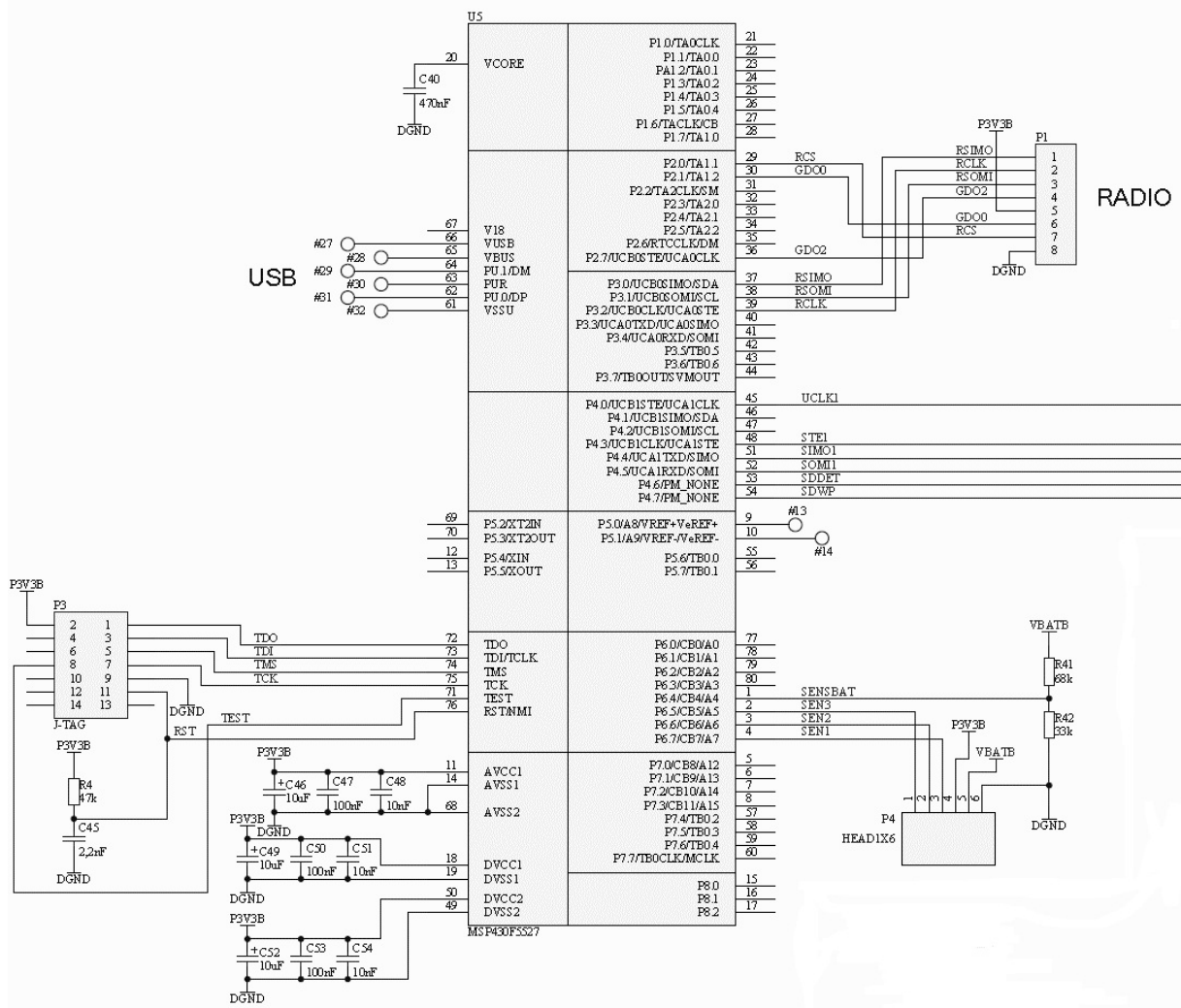


Figura 12: Esquema elétrico da placa com o microcontrolador MSP430. Fonte: autoria própria.

3.5.2 Módulo de Rádio

Com o objetivo de proporcionar aos pacientes maior facilidade de movimentação durante as sessões de fisioterapia, utilizou-se um meio de comunicação sem fios entre as palmilhas e o computador. Inicialmente foram consideradas três possíveis soluções para atender a essa demanda: *Wi-Fi*, *bluetooth* e módulo RF CC1101. Apesar do *Wi-Fi* ser bastante utilizado atualmente em diversos equipamentos portáteis, como celulares, *notebooks* e *tablets*, essa solução foi descartada por apresentar um alto consumo de energia, além da dificuldade adicional de estabelecer comunicação com as duas palmilhas simultaneamente. Tanto o *bluetooth* quanto o módulo CC1101 foram consideradas soluções de baixa potência perfeitamente viáveis para a aplicação. Optou-se então pela utilização do CC1101 por ser a solução de mais fácil utilização pelo ponto de vista dos usuários, de forma que para iniciar seu funcionamento, basta energizar o circuito, não havendo a necessidade de nenhum passo adicional, como o pareamento, no caso

do *Bluetooth*.

O módulo CC1101 é um transceptor de rádio de ultra baixo consumo e curtas distâncias (até 100 metros), que opera em frequências abaixo de 1 GHz (TEXAS INSTRUMENTS, 2014a), nesta aplicação foi definida a frequência de 915 MHz. O dispositivo possui um modem que pode ser configurado para operar em diversos tipos de modulações, e taxa de transmissão de dados de até 600 kbps. Neste projeto foi utilizada a taxa de 250 kbps. Entre suas principais funcionalidades é possível destacar a capacidade de pré-processamento de pacotes, que faz uma validação inicial da integridade da mensagem através de *cyclic redundancy check* (CRC) e verificação automática do destinatário. Este recurso simplifica o desenvolvimento e aumenta a confiabilidade na recepção de dados. Conta ainda com duas filas auxiliares de 64 bytes cada, uma para recepção e outra para transmissão de dados. Assim, cada pacote decodificado pelo módulo fica armazenado em sua memória interna do tipo *first in first out* (FIFO) para posteriormente ser transferido para o microcontrolador através de um barramento SPI.

Este pode ser considerado o componente que mais consome energia no circuito do equipamento, entretanto, o CC1101 conta com um recurso bastante eficiente para economia de energia, trata-se do modo *sleep*. Esta aplicação faz uso extensivo deste recurso afim otimizar o uso da bateria. O consumo máximo pode chegar a 34,2 mA durante uma transmissão, 15,6 mA quando em modo de recepção e 1 uA em modo de economia ou *sleep*.

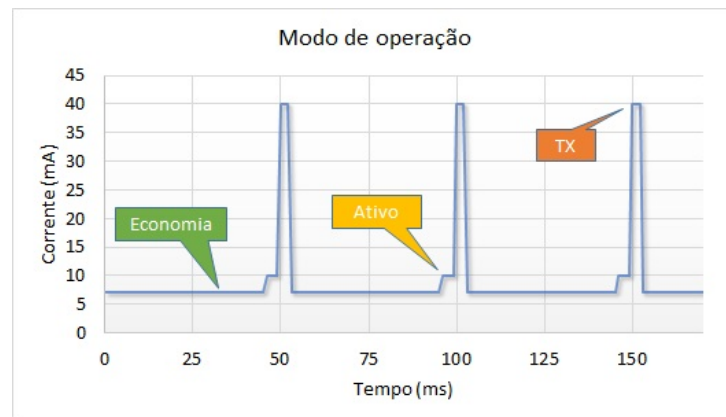


Figura 13: Modos de operação do microcontrolador. Fonte: autoria própria.

Periodicamente, o microcontrolador entra em modo ativo, para fazer a leitura dos três sensores de uma palmilha e montar um pacote de dados, cuja estrutura será descrita na sessão 3.8.2. O próximo passo consiste em enviar este pacote por RF para um *notebook*, que receberá esses dados através de um receptor de rádio conectado a uma interface USB. Ao final do processo de envio do pacote de dados, tanto o módulo de rádio quanto o microcontrolador entram em modo de baixo consumo de energia, para aumentar ao máximo a vida útil da bateria do equipamento.

Este processo se repete a cada 50 ms (Figura 13). Assim, a taxa de atualização dos dados dos três sensores na interface de *biofeedback* é de 20 Hz.

3.6 ALIMENTAÇÃO DO CIRCUITO

Para a alimentação geral dos circuitos de aquisição e processamento utilizou-se baterias de 9V, uma para cada um dos circuitos (um em cada palmilha). A tensão da bateria é convertida para 5 V através de um regulador linear de tensão. A tensão resultante é em seguida convertida em duas fontes de tensão, uma de 3,3 V, e a outra de -5 V obtida através de um conversor CC-CC do tipo *charge pump*. A Figura 14 mostra o circuito do módulo de alimentação com seus respectivos valores de tensão convertidos.

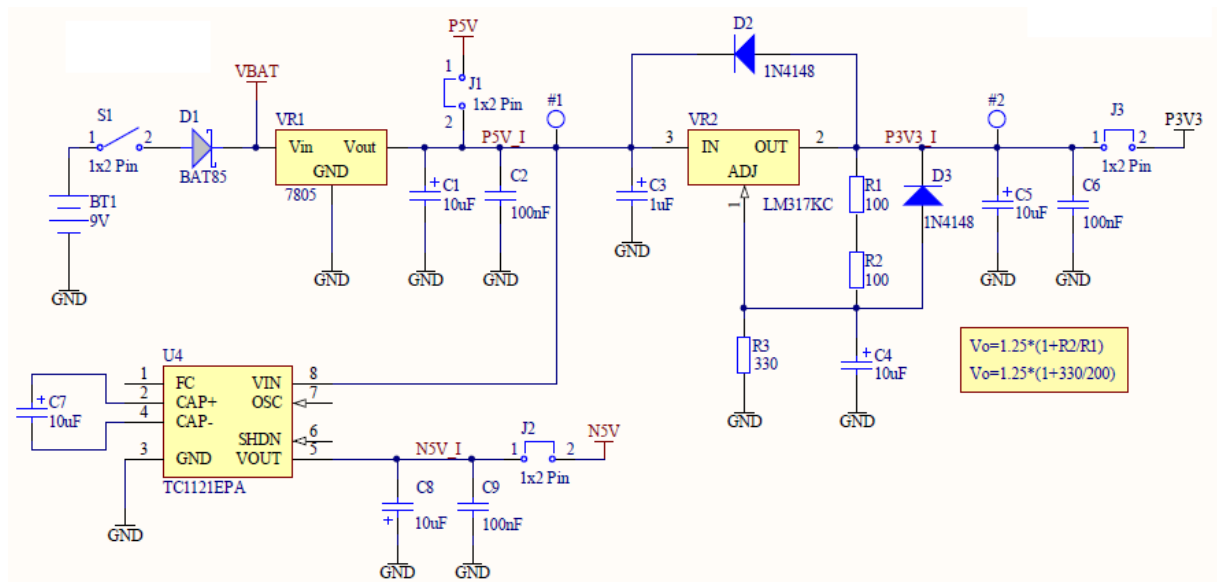


Figura 14: Módulo de alimentação da placa de aquisição dos sinais. Fonte: autoria própria.

3.7 APRESENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Para o acondicionamento do circuito eletrônico microcontrolado, que faz a aquisição e tratamento digital dos sinais das palmilhas, foi especificada uma caixa plástica padrão da marca Patola modelo CP-013, conforme Figura 15 (c). Esse modelo foi selecionado por apresentar uma formação mecânica com dimensões reduzidas, que se adaptam facilmente a quaisquer regiões, podendo ser utilizadas faixas com velcro para serem presas, por exemplo, na altura do tornozelo do paciente sem causar grande incômodo.

Os circuitos eletrônicos responsáveis pela aquisição, tratamento e processamento digital dos sinais, assim como do armazenamento de dados e comunicação via rádio frequência, foram

acondicionados na caixa plástica especificada. Para os circuitos eletrônicos, foram projetadas duas placas de circuito impresso: uma para a aquisição e condicionamento dos sinais mostrada na Figura 15 (a) e outra para o processamento digital, armazenamento e comunicação de dados via rádio frequência mostrada na Figura 15 (b).

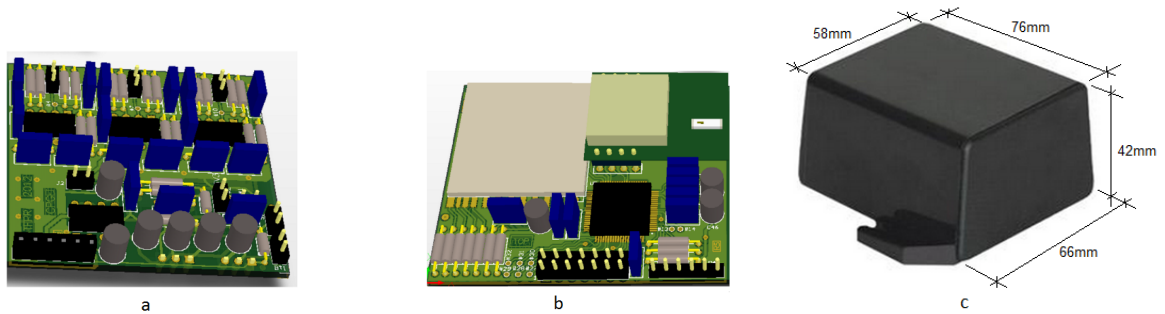


Figura 15: Placas com circuitos analógicos (a), circuitos digitais (b) e caixa plástica Patola CP-013 (c). Fonte: autoria própria.

As duas placas eletrônicas foram montadas contrapostas, acomodadas no interior da caixa juntamente com a bateria e protegidas pela tampa. Cada caixa, contendo o circuito eletrônico de aquisição de dados, de processamento, armazenamento e comunicação de dados por rádio, é conectada à sua respectiva palmilha (do pé direito e do pé esquerdo) que fica acondicionada em sua respectiva sandália, conforme mostrado na Figura 16. Em uso normal por pacientes, as caixas ficam presas por cintas com velcro na altura do tornozelo.



Figura 16: Montagem final. Fonte: autoria própria.

3.8 SOFTWARE

Foi desenvolvido um *software* especificamente para este equipamento, com o principal objetivo de realizar a apresentação dos dados das palmilhas em tempo real, viabilizando assim a solução por *biofeedback*, além de gerenciar o armazenamento de dados para gerar um histórico da evolução de cada paciente no decorrer do tratamento. A aplicação foi desenvolvida com a ferramenta *Microsoft Visual Studio 2010* (MICROSOFT, 2010b), utilizando linguagem de programação C# e banco de dados *SQL Server Express Edition* (MICROSOFT, 2010a).

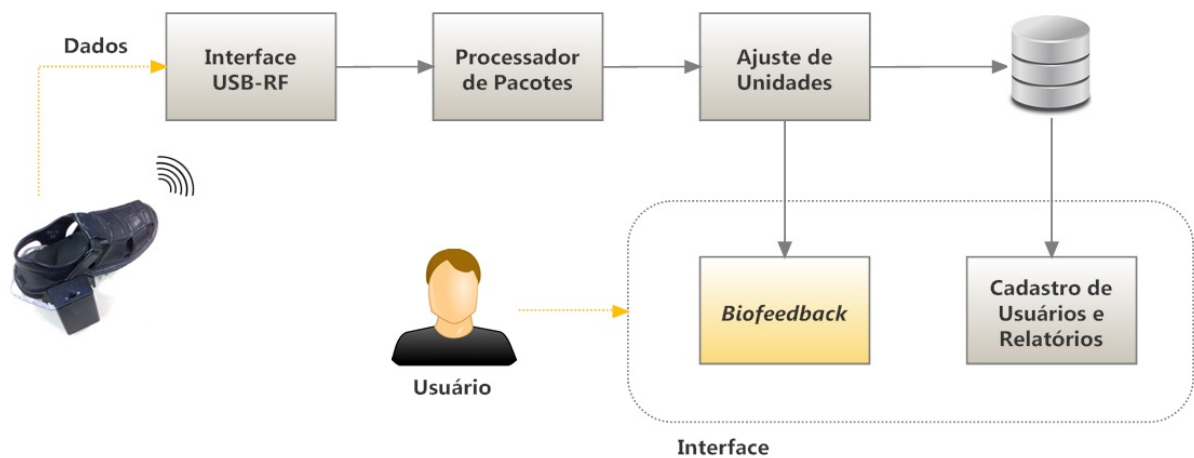


Figura 17: Diagrama em blocos do software. Fonte: autoria própria.

O *software* pode ser representado, de forma simplificada, através do diagrama da Figura 17: inicialmente, ocorre a entrada de dados no software através da interface USB-RF, seguido do processamento dos pacotes e interpretação dos dados. A próxima etapa consiste na aplicação dos cálculos das curvas dos sensores e ajustes de unidades. A partir deste passo, os dados podem ser apresentados na interface, e são também armazenados em banco de dados, que poderão ser posteriormente analisados através de relatórios. As próximas sessões descrevem cada módulo em detalhes.

3.8.1 Interface de comunicação USB-RF

Para este projeto foi adotada uma metodologia de comunicação RF similar a aplicada em um projeto de pesquisa e desenvolvimento de medidores de energia em média tensão, desenvolvido nos Institutos Lactec (WOLANIUK, 2011). Os próximos tópicos apresentarão em detalhes o funcionamento da interface de comunicação RF. Para realizar a comunicação entre um computador e uma palmilha, foi necessário utilizar um dispositivo compatível com o módulo CC1101, capaz de converter os dados de uma interface USB em RF (Figura 18).

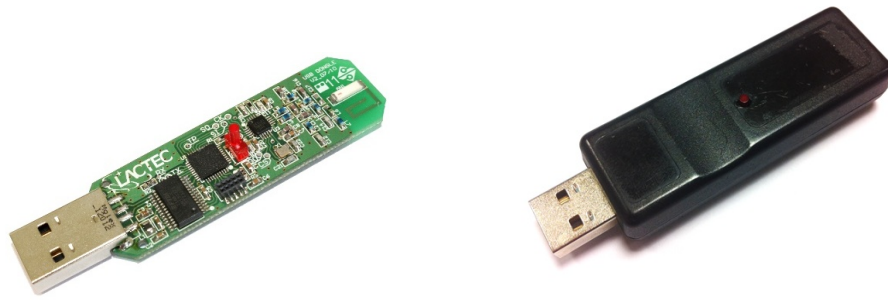


Figura 18: Conversor USB/RF. Fonte: autoria própria.

O conversor USB-RF é baseado em um micro controlador MSP430, um módulo transceptor de rádio CC1101, ambos da *Texas Instruments*, e um circuito integrado USB da FTDI (FTDI, 2014), conforme a Figura 19. O conversor controla o fluxo de dados entre uma interface USB e uma interface de RF. Basicamente, o dispositivo está sempre preparado para receber dados serializados do computador, organizá-los em pequenos pacotes de no máximo 64 *bytes*, e enviá-los através de ondas de rádio. O sentido contrário também é verdadeiro, ou seja, o módulo de rádio permanece a maior parte do tempo em modo de recepção, pronto para decodificar e processar pacotes de rádio, que são então serializados para o computador pela interface USB. Para que o dispositivo seja corretamente reconhecido pelo sistema operacional, é necessário instalar o *driver* do FTDI, disponível pelo site do fabricante (FTDI, 2014). Após a instalação, uma porta de comunicação simples é criada, possibilitando que o *software* possa se conectar ao conversor USB-RF, e conseqüentemente às palmilhas.

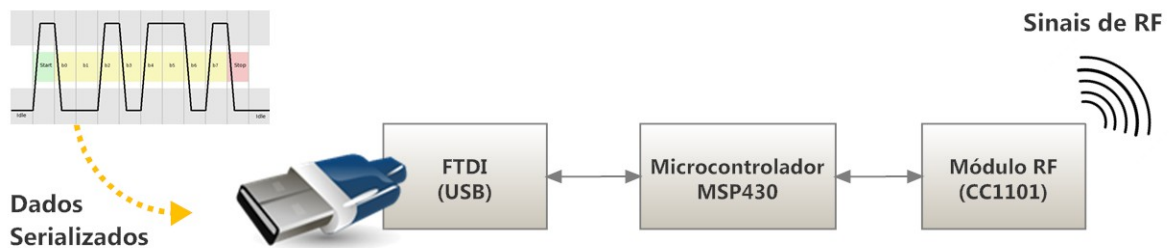


Figura 19: Diagrama em blocos do conversor USB / RF. Fonte: autoria própria.

3.8.2 Processador de pacotes

Para viabilizar o fluxo de dados através da interface de rádio de forma rápida, confiável, e que suporte a interação de pelo menos três elementos em forma de rede. Foi definido um protocolo de comunicação bastante simples, constituído basicamente por um cabeçalho e uma área de dados, como mostra a Tabela 1. No sistema existem três elementos: o software de computador, que acessa a interface de rádio através do conversor USB-RF operando como mestre,

e outros dois elementos que operam como escravos, que são as palmilhas esquerda e direita. Ambas as palmilhas enviam dados de forma periódica e temporizada, endereçados ao mestre. Ocasionalmente o *software* também pode enviar informações diretamente a qualquer dispositivo.

Para que este mecanismo funcione na prática, primeiramente é necessário que cada elemento na rede tenha um endereço distinto. Assim, cada pacote de rádio transmitido possui endereços de origem e destino bem definidos. Foi criado então um cabeçalho, que é formado por cinco itens. O primeiro *byte* marcando o início de um pacote, para confirmar que se trata de um pacote válido, e é representado pelo caractere 0x55 em hexadecimal. Em seguida vem o tipo, que é usado para informar que tipo de informação é colocada na área de dados do pacote. Na sequência vem o endereço de origem, que consiste em um *byte* para indicar em qual dispositivo o pacote foi criado. O próximo item é o destino, para indicar onde o pacote deve ser processado. Também é possível enviar comandos para todos os elementos da rede de uma só vez, ou seja, em *broadcast*, simplesmente colocando 0x00 no endereço de destino.

Logo após o cabeçalho, vem a estrutura de dados com as leituras dos três sensores de pressão, que são os dados coletados efetivamente pelas palmilhas, e a medida da tensão da bateria, usado para informar a possível necessidade de substituição da bateria atual por uma nova. Por fim, existe um campo reservado para o CRC, usado para garantir a integridade das informações contidas no pacote após atravessar a interface de rádio.

Tabela 1: Estrutura do pacote de dados

	Dados	Tamanho	Descrição
Cabeçalho	Início	1 Byte	Sinalizador de início de pacote
	Tipo	1 Byte	Caracterização do pacote
	Origem	1 Byte	Endereço de origem
	Destino	1 Byte	Endereço de destino
Dados	Sensor 1	2 Bytes	Leitura do sensor do calcanhar
	Sensor 2	2 Bytes	Leitura do sensor da direita
	Sensor 3	2 Bytes	Leitura do sensor da esquerda
	Bateria	2 Bytes	Informa o nível de bateria
	Validação	2 Bytes	CRC para validação do pacote

O fluxograma da Figura 20 descreve de forma simplificada como é feito o processamento, na camada de *software*, dos pacotes recebidos através da interface de rádio, que são serializados em uma porta USB. Inicialmente, uma lista com todas as portas seriais é carregada, e um comando para identificação do dispositivo é enviado para a porta, permanecendo nesta tarefa até encontrar o conversor USB-RF. Uma vez encontrado, a conexão é mantida aberta para uso transparente e automática, sem demandar nenhum procedimento adicional do usuário. O Algoritmo

espera sempre o *byte* que representa o início do pacote, 0x55, assim qualquer outro *byte* recebido é descartado. Após o recebimento da informação inicial, seis *bytes* são aguardados para compor o cabeçalho, onde os dois últimos *bytes* guardam a informação referente ao tamanho da área de dados, que pode ter seu tamanho variável de acordo com o tipo do comando, que é uma informação bastante importante para o próximo passo. Então, o algoritmo recebe e guarda em memória todos os *bytes* da área de dados, com a quantidade especificada no cabeçalho, e por fim valida o pacote através do CRC. O pacote final somente é processado caso esteja íntegro, caso contrário é descartado. Em seguida, a memória de recebimento deve ficar disponível para que um novo pacote possa ser interpretado.

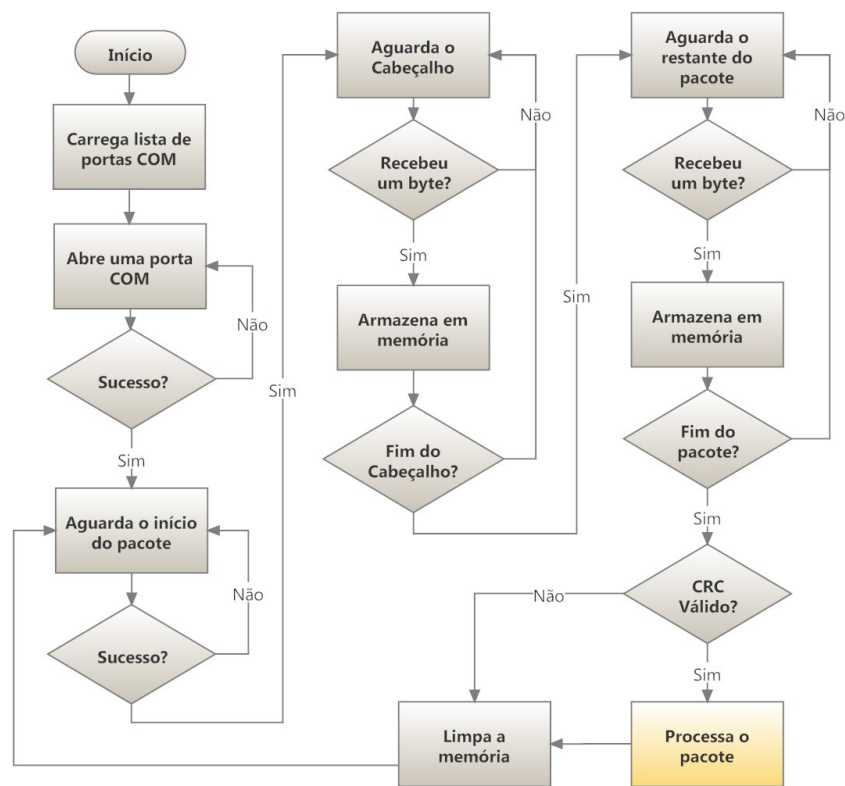


Figura 20: Processamento de pacotes na camada de software. Fonte: autoria própria.

O circuito eletrônico das palmilhas envia as medições dos sensores de pressão de forma bruta, ou seja, não há nenhum tipo de processamento de unidades no *firmware*. Como o conversor analógico digital do microcontrolador é de 12 bits, os valores obtidos como resultado de qualquer conversão serão números positivos variando de 0 à 4096. Os dados dos três sensores são enviados via rádio para serem posteriormente processados pelo software. Na camada de aplicação, é possível trabalhar com quatro unidades: força em Newtons, dados normalizados, dados brutos (*raw data*), ou pressão em g/cm^2 .

Para gerar a expressão matemática de conversão do valor digitalizado pelo ADC em uma unidade de força correspondente, em Newtons, um novo ensaio foi realizado. O objetivo prin-

principal deste procedimento foi correlacionar os valores digitalizados com diferentes forças aplicadas sobre os sensores, fazendo assim uma linearização para obter a expressão empregada na aplicação. Os gráficos das Figuras 21 e 22 apresentam respectivamente os resultados obtidos para os sensores de 25 e 100 libras, juntamente com as expressões matemáticas calculadas.

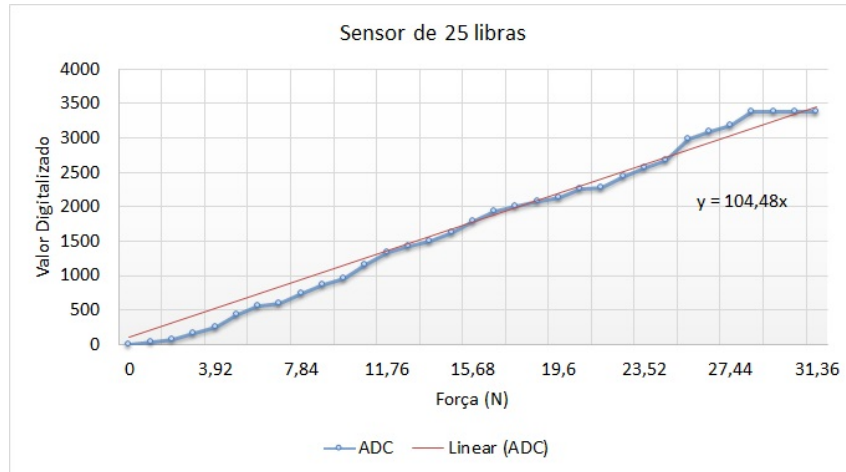


Figura 21: Relação entre a força e o valor digitalizado para o sensor de 25 libras. Fonte: autoria própria.

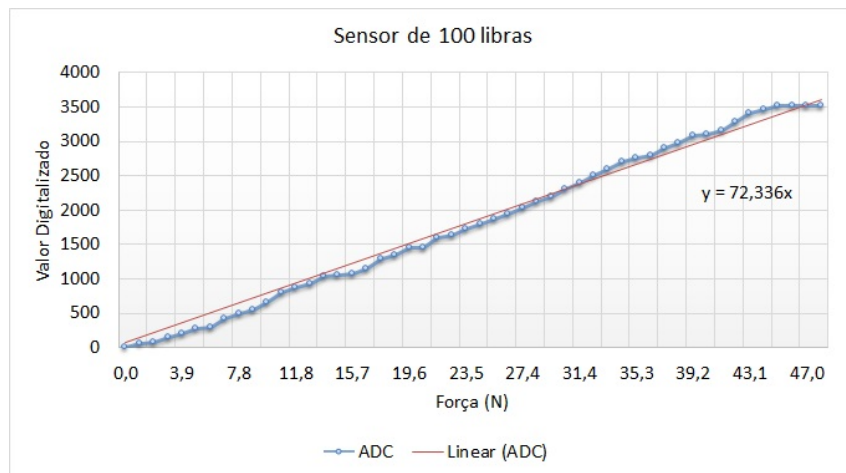


Figura 22: Relação entre a força e o valor digitalizado para o sensor de 100 libras. Fonte: autoria própria.

3.8.3 Cadastro de usuários

O primeiro passo para iniciar a utilização do software é o cadastro de pacientes. Este cadastro é necessário para possibilitar que os dados do tratamento sejam corretamente relacionados aos pacientes. A Figura 23 mostra a tela de cadastro de pacientes. Com exceção do nome, todas demais as informações contidas no formulário são meramente informativas. Na fase inicial do projeto, considerou-se a possibilidade de ajustar o fundo de escala utilizado para cada paciente

de acordo com o peso. Entretanto, esta funcionalidade não se mostrou viável principalmente por se tratar de indivíduos com limitações motoras, onde a rigidez muscular, faz com que o máximo de força que ele é capaz de aplicar aos sensores do calcanhar não tenham nenhuma relação com o peso. Por este motivo, optou-se por deixar o fundo de escala dos sensores configurável através do *software*. Assim, o fisioterapeuta pode avaliar e decidir qual deve ser o fundo de escala em cada caso.

The screenshot shows a software window titled "Cadastro de pacientes". On the left, there is a table with the following data:

Nome	Idade	Peso
Guilherme Pereira de Resende	30	55
Caroline Karla Chiuratto de Resende	26	60

On the right side of the window, there is a form with the following fields:

- Nome: Guilherme Pereira de Resende
- Endereço: Rua João Rieffo, 533
- Telefone: (41) 3361-6273
- Idade: 30
- Sexo: Masculino (dropdown menu)
- Peso: 55
- Sapato: 39
- Avaliação: (empty text area)

Figura 23: Tela de cadastro de pacientes. Fonte: autoria própria.

3.8.4 Armazenamento de dados

A modelagem do banco de dados está representada pela Figura 24. Para atender à demanda do projeto, quatro tabelas foram criadas: uma para armazenar os dados cadastrais dos pacientes; uma tabela para concentrar os dados da palmilha esquerda; outra para a palmilha direita; e uma quarta tabela para controlar as sessões de fisioterapia.

A tabela de pacientes tem nove campos, onde o primeiro é o "PacienteID", que é um campo numérico de chave primária, usado para identificar os pacientes e viabilizar o relacionamento com a tabela de Sessões. Em seguida vem o nome do paciente e outras informações pessoais opcionais, como o endereço, telefone, idade, sexo, peso, número do calçado e ainda um campo para que o fisioterapeuta possa descrever o grau da patologia ou outras informações que considere relevantes.

As tabelas das palmilhas foram estruturadas de forma idêntica, e são compostas por oito campos. O campo identificador é chamado de "MedidaID", que é numérico de chave primária. Em seguida vem três campos reservados para os dados pressóricos dos sensores, do tipo ponto flutuante. Os próximos dois campos são reservados para armazenar os objetivos estipulados

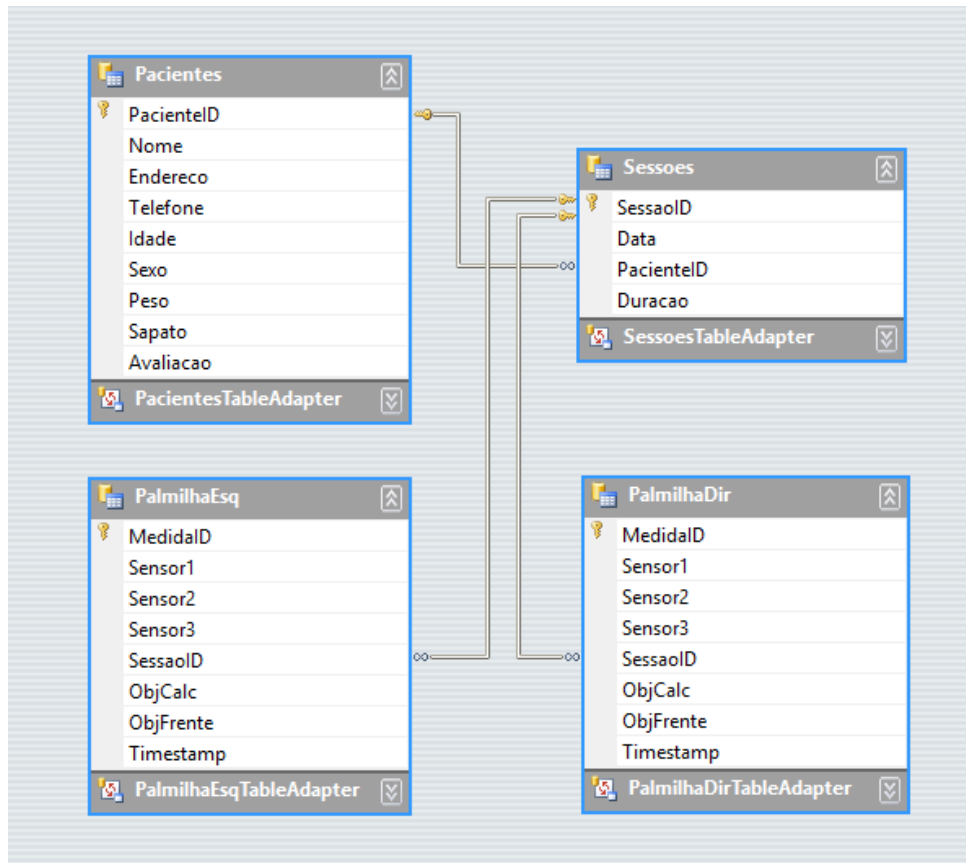


Figura 24: Modelagem do banco de dados. Fonte: autoria própria.

para o paciente no momento da inserção dos dados. Os objetivos são gravados a cada leitura por serem dinâmicos, ou seja, o fisioterapeuta pode alterar os objetivos em tempo de execução conforme a necessidade do tratamento. Por fim, vem um campo reservado para a estampa de tempo.

Para viabilizar a organização dos dados em sessões, foi necessário criar mais uma tabela, com quatro campos. Um campo usado para identificar cada sessão, declarado como "SessaoID", numérico de chave primária. Na sequência vem um campo para registrar a data e a hora de início da sessão. Há ainda um campo usado para estabelecer o relacionamento com a tabela de pacientes, onde é guardado o número de identificação do paciente. Por fim, um último campo para deixar registrado o tempo de duração da sessão.

Os relacionamentos estão definidos para que cada registro de dados proveniente de uma das palmilhas, esteja associado obrigatoriamente a uma única sessão e conseqüentemente a um único paciente.

3.8.5 Histórico

Para que o fisioterapeuta possa ter a visão geral de uma sessão de fisioterapia, ou mesmo para fazer uma análise estatística em relação à evolução clínica de cada paciente, foi criado um módulo de acompanhamento, que permite a visualização dos dados armazenados no banco de dados.

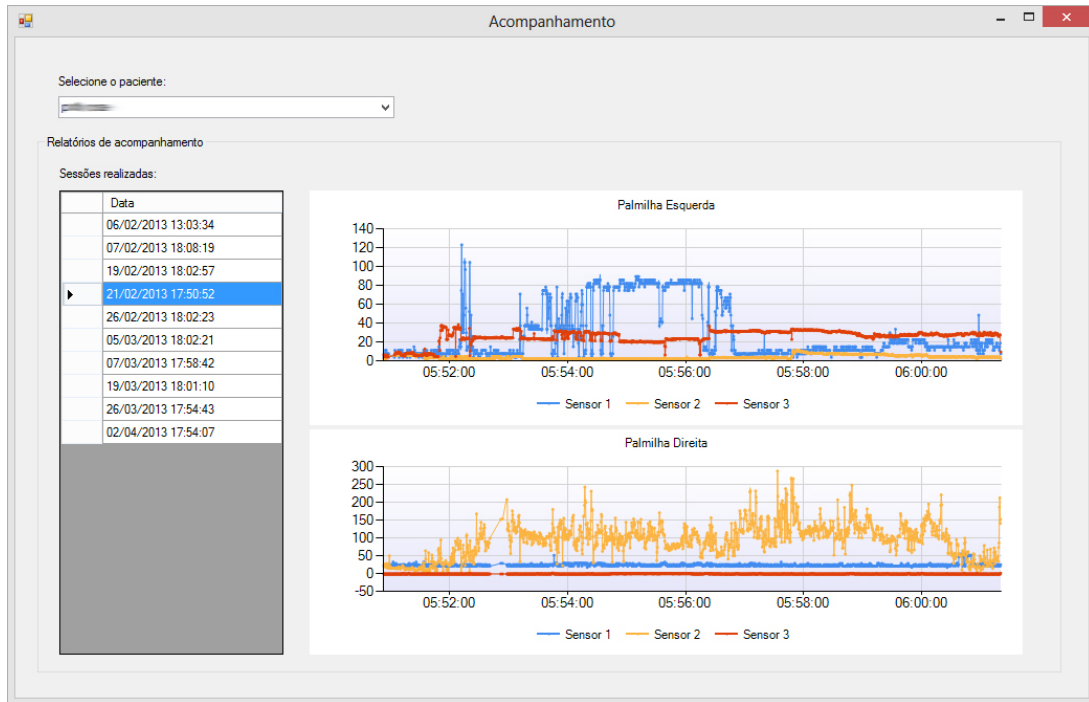


Figura 25: Tela de acompanhamento. Fonte: autoria própria.

Os dados são organizados por pacientes e identificados pela data e hora de início de cada sessão. Ao selecionar o nome de um paciente na lista e uma das sessões disponíveis, os dados dos sensores de ambas as palmilhas são plotados na tela. Cada ponto no gráfico da Figura 25 corresponde à força exercida em cima de um sensor em um determinado instante. Através deste recurso, o fisioterapeuta identifica facilmente os picos máximos de força alcançados durante toda a sessão, assim como o tempo em que esses valores permaneceram próximos ao máximos.

Os gráficos disponibilizam também recursos de *zoom*, tanto no eixo das forças quanto no eixo do tempo, para visualizar em detalhes um determinado instante do tratamento.

Os dados também são disponibilizados através de arquivos *comma-separated values* (CSV), para permitir o processamento e análise dos resultados de forma mais aprofundada através de qualquer software de manipulação de dados como por exemplo o Excel ou MATLAB.

3.9 BIOFEEDBACK

A Figura 26 apresenta os principais elementos da interface de *biofeedback*: as barras dinâmicas e o barocentro a serem visualizados pelo paciente e os ajustes de início de sessão, a serem realizados pelo fisioterapeuta. Os tópicos a seguir explicam em detalhes cada um destes elementos.

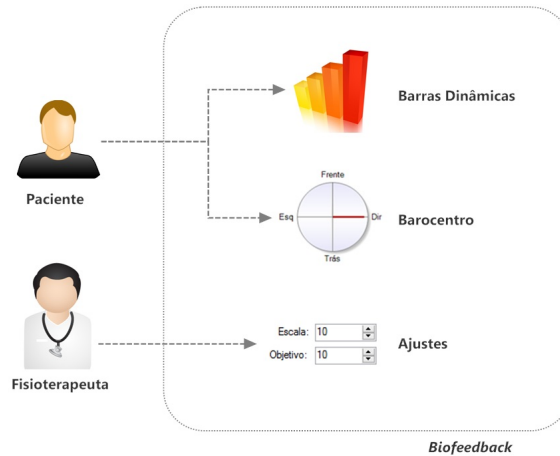


Figura 26: Biofeedback. Fonte: autoria própria.

3.9.1 Interface de visualização dinâmica dos dados

A Figura 27 apresenta a tela principal do software, onde é feita a apresentação dinâmica dos dados que são coletados simultaneamente das palmilhas esquerda e direita. A interface foi desenvolvida com a finalidade de proporcionar ao paciente a possibilidade de visualizar, em tempo real, a distribuição de peso em três pontos distintos de cada pé. Trata-se de um sistema conhecido como *biofeedback*, onde o paciente tem a capacidade de ajustar a distribuição de peso tendo como referência os dados dos sensores pressóricos. Este mecanismo auxilia principalmente os pacientes portadores do pé equino que apresentam, como sequela, uma diminuição na sensibilidade dos membros afetados. Nos casos onde há redução de sensibilidade tátil, o indivíduo perde parte da capacidade de percepção da distribuição de peso dos membros inferiores de seu corpo.

A interface foi projetada para ser simples e de fácil entendimento por parte dos usuários, especialmente porque o tratamento também é aplicado em crianças. Optou-se pela utilização de barras verticais coloridas para representar a pressão exercida sobre cada um dos sensores. A posição das barras corresponde a localização física de cada sensor nas palmilhas. Segundo Kandel (2003), as informações sensoriais lineares ou em formas de barras, principalmente colo-

ridas, podem facilitar a estimulação de áreas da retina e aumentar a quantidade de informações percebidas pelo córtex cerebral. Toda a parte gráfica foi colocada em perspectiva para facilitar ainda mais o entendimento. A Figura 27 é a tela principal da interface de *biofeedback*.

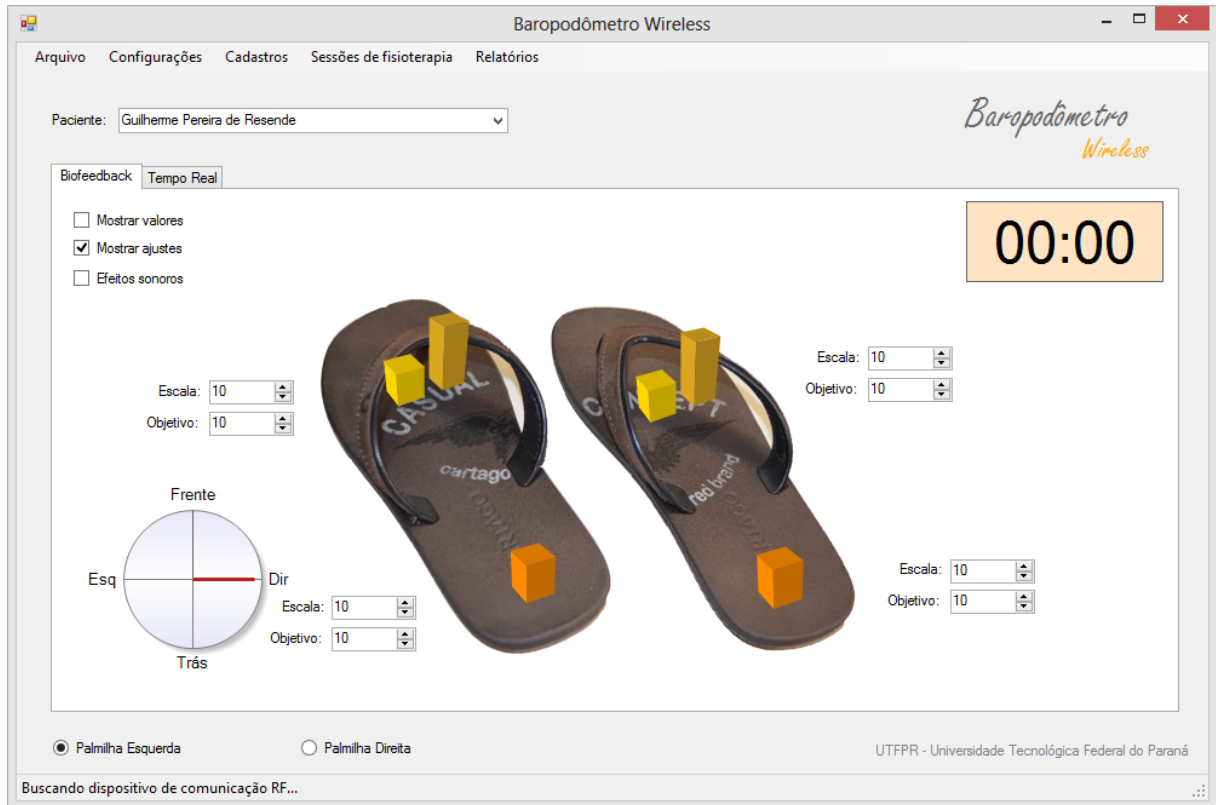


Figura 27: Tela principal do software. Fonte: autoria própria.

3.9.2 Conceito de Sessão

O protocolo de tratamento proposto por Gomes (2011) consiste na aplicação de uma série de sessões fisioterápicas, com uma frequência semanal estabelecida de acordo com a necessidade de cada paciente e com duração de 20 minutos. Com base nessas premissas, o software oferece um mecanismo para que os dados possam ser organizados em sessões. Sempre que uma nova sessão de fisioterapia for iniciada, é necessário selecionar o nome do paciente em uma lista, e então clicar na opção "Sessões de Fisioterapia" e em seguida "Iniciar". A partir deste momento, todos os dados coletados são também armazenados de forma organizada e um cronômetro é disparado para marcar o tempo decorrido do tratamento. A disponibilização da informação referente ao tempo decorrido é bastante importante para que o paciente possa estar ciente de quanto ainda falta para finalizar a sessão. A simples presença de um cronômetro traz um efeito bastante benéfico ao paciente, diminuindo o nível de ansiedade e aumentando a aceitabilidade ao tratamento. A inclusão desta informação à interface, inclusive foi resultado da sugestão de

um dos voluntários. A sessão permanece ativa durante todo tratamento, e ao final é necessário clicar novamente na opção "Sessões de Fisioterapia" e em seguida "Finalizar", para encerrar a coleta de dados.

3.9.3 Barocentro

O centro de distribuição da massa corpórea também é importante em determinados momentos do tratamento, tanto para o terapeuta quanto para o paciente. O barocentro desenvolvido usa como fonte de informação os dados de todos os sensores. Como os dados necessários para plotar este gráfico dependem dos dados de dois dispositivos distintos, o software somente realiza os cálculos após receber um pacote da palmilha esquerda seguido de outro da direita, em um pequeno intervalo de tempo.

O objetivo deste recurso é representar o centro de massa do paciente através de um gráfico vetorial, com a extremidade de um vetor fixa no centro de um círculo e com seu módulo e ângulo variando de acordo com a resultante da pressão realizada em todos os sensores do sistema.

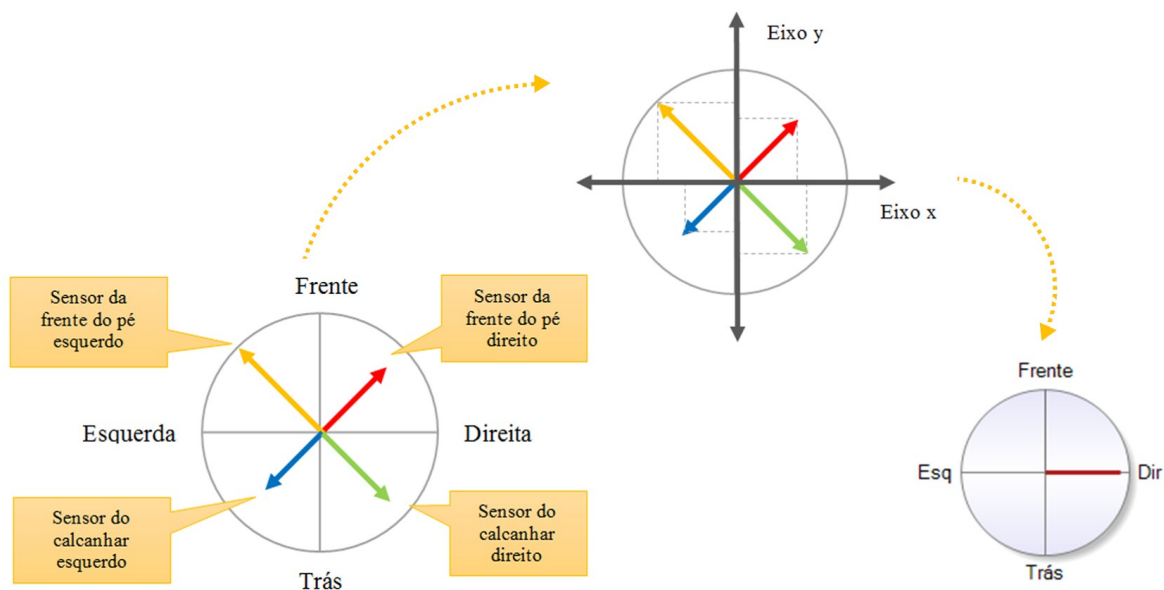


Figura 28: Funcionamento do barocentro. Fonte: autoria própria.

Após a coleta dos dados das duas palmilhas, o software tem acesso às medidas dos seis sensores, sendo que, para cada palmilha, dos dois sensores da frente, apenas o de maior amplitude é considerado no cálculo. Assim, são utilizadas as medidas de quatro sensores, que são representados pelos vetores na Figura 28. Em um segundo passo, cada vetor é decomposto nos eixos x e y, para serem então somados e novamente convertidas em um vetor resultante, com módulo

e ângulo representando o centro de massa. Assim, se um indivíduo pisar somente com o pé direito, por exemplo, com seu peso distribuído regularmente sobre os sensores, o *software* mostrará um vetor direcionado para a direita ('Dir' no barocentro exemplificado no canto inferior direito da Figura 28).

3.9.4 Ajuste de escalas e objetivos

Uma vez que os pacientes possuem pesos diferentes, o programa deve permitir o ajuste do fundo de escala para cada um. Por exemplo, um indivíduo pesando 100 kg e outro pesando 50 kg, quando pressionarem os sensores, atingirão valores máximos diferentes, mas ao ajustar o fundo de escala é possível fazer com que ambos os indivíduos visualizem os valores máximos nos gráficos, mesmo com massas corpóreas distintas. Os ajustes podem ser aplicados de acordo com a necessidade do fisioterapeuta em tempo de execução do software.

O conceito de objetivos está relacionado exclusivamente ao protocolo terapêutico. Um dos requisitos básicos do tratamento aplicado por Gomes (2011) é o de informar o paciente quando determinada força é aplicada em um dos sensores. Assim quando o objetivo estabelecido pelo terapeuta é alcançado pelo paciente, um aviso visual e outro sonoro são imediatamente emitidos pela interface. Os valores dos objetivos também podem ser definidos em tempo de execução do software, e podem variar de zero até o valor máximo configurado para o fundo de escala.

A interface disponibiliza quatro campos independentes para ajuste de escala e outros quatro campos para definição dos objetivos do tratamento, sendo um conjunto de escala e objetivo para cada região do pé. Ou seja, existe uma escala e um objetivo para a região do calcanhar do pé esquerdo, e outra escala com outro objetivo para o calcanhar do pé direito. Já para a região frontal dos pés há uma escala e um objetivo para cada pé, sendo aplicados simultaneamente nos dois sensores frontais.

4 RESULTADOS

4.1 AVALIAÇÃO DOS SENSORES

Após a finalização tanto da montagem física do protótipo quanto da interface computacional de *biofeedback*, foi realizado um novo ensaio para avaliar a resposta dos sensores em função da aplicação de diferentes forças sobre os transdutores. Para este procedimento, utilizou-se uma balança digital de precisão do fabricante Toledo e uma furadeira de bancada com uma broca montada ao contrário e com o diâmetro igual à área sensível do sensor, conforme a Figura 29. Com este arranjo, foi possível aplicar uma determinada força exatamente sobre a área sensível de cada sensor, e fazer a medição dessa mesma força através da balança. A furadeira possui um mecanismo que permitiu a variação das forças em pequenos valores e em toda a escala necessária. Os valores mostrados no visor da balança, foram convertidos em Newtons para então serem comparados, no mesmo instante, com os dados apresentados pelo software, permitindo a criação de dois gráficos: um para o sensor de 25 libras e outro para o sensor de 100 libras.

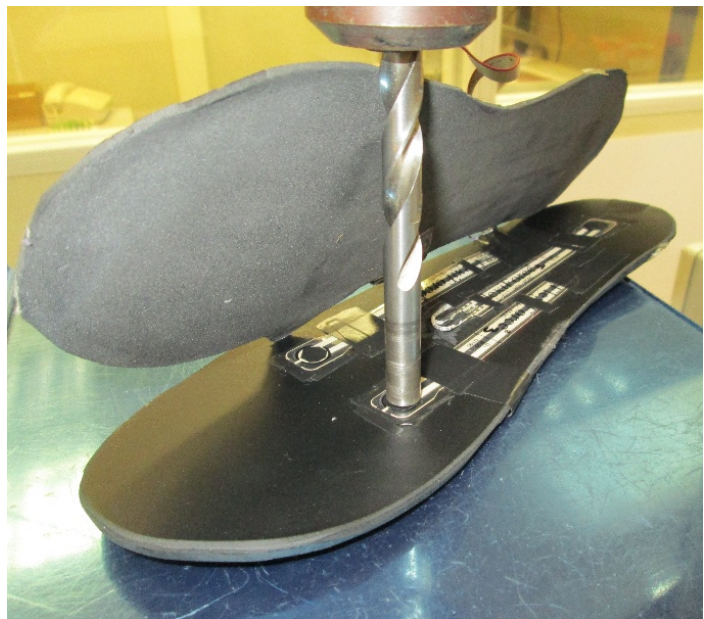
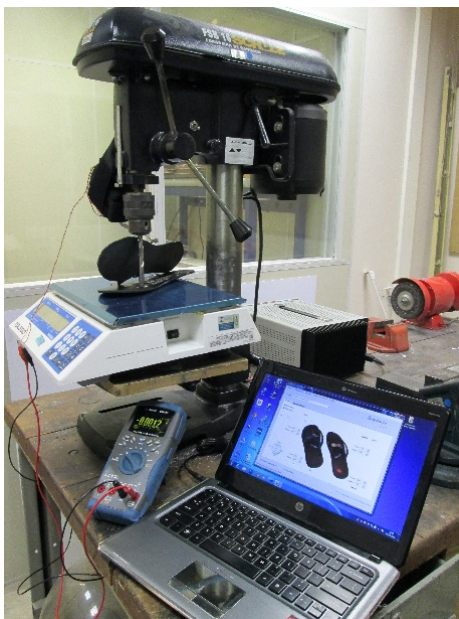


Figura 29: Arranjo montado para avaliação dos sensores. Fonte: autoria própria.

Os gráficos das Figuras 30 e 31 apresentam os resultados dos ensaios de avaliação para os sensores de 25 e 100 libras respectivamente. No eixo horizontal estão as medições realizadas, no eixo vertical esquerdo estão as forças, em Newtons, e no eixo vertical direito, o erro absoluto dos sensores em relação à balança, também em Newtons. A curva em vermelho representa os valores apresentados no visor da balança convertidos em Newtons, em verde estão os valores mostrados na interface do software do sensor correspondente, e em azul está a curva com erro absoluto para de cada medida.

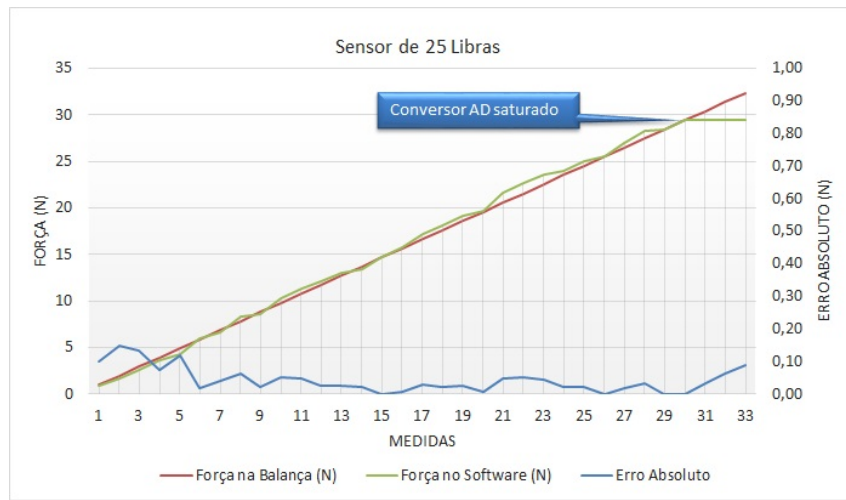


Figura 30: Validação do sensor de 25 libras. Fonte: autoria própria.

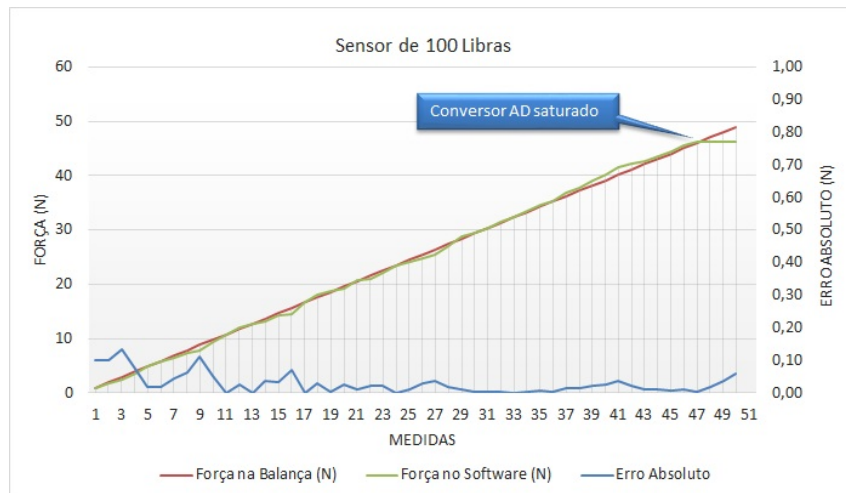


Figura 31: Validação do sensor de 100 libras. Fonte: autoria própria.

Ao analisar o gráfico da Figura 30, verificou-se que o valor máximo medido pelo equipamento, para o sensor de 25 libras, ficou próximo de 30 N, este fato está relacionado à saturação do sinal analógico na entrada do microcontrolador. Constatou-se ainda, que o erro absoluto máximo é de 0,15 N.

O comportamento registrado para o sensor de 100 libras ficou muito próximo ao sensor de 25 libras, no entanto, a saturação ficou próximo de 45 N de força, como esperado, pois o circuito condicionador de sinais foi projetado para que sua saturação fosse em um nível superior ao do sensor de 25 libras. O erro absoluto máximo das medidas em relação à balança ficou em 0,13 N.

4.2 RESULTADOS CLÍNICOS

Os experimentos com voluntários tiveram a aprovação de um Comitê de Ética (Anexo B) e foram realizados com o auxílio de um fisioterapeuta. Foram avaliados 20 voluntários, divididos em grupo de estudo e grupo de controle. O grupo de controle é composto por 10 voluntários saudáveis, com idades entre 19 a 90 anos. O grupo de estudo é composto por 10 voluntários hemiparéticos, com idades também entre 19 a 90 anos. Estes voluntários apresentam alteração do movimento dos músculos do tornozelo, permanecendo com o peso do corpo sobre a ponta do pé, o que é denominado de "pé equino espástico postural"(BOULAY, 2012). Todas as sessões foram realizadas utilizando a unidade de pressão, em g/cm^2 .

4.2.1 Protocolo terapêutico

Após os voluntários (sintomáticos e controle) realizarem a primeira sessão de avaliação motora, as sessões de treinamento puderam ser agendadas e iniciadas. Foram realizadas 10 sessões de treinamento para cada voluntário. Todos os procedimentos foram realizados com a supervisão do fisioterapeuta, o qual manteve-se sempre ao lado do voluntário para prestar ajuda no caso de perda de equilíbrio. A seguir será apresentada a descrição completa dos procedimentos realizados em uma sessão de treinamento, lembrando que todas as sessões seguem o mesmo protocolo terapêutico.

Nas sessões de treinamento motor, com as sandálias calçadas, os voluntários ficaram em pé, mantendo os pés em paralelo e separados de uma distância de 20 cm entre os maléolos. Maléolo é cada uma das eminências ósseas, interna e externa, situadas na extremidade inferior da perna (tornozelo) (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009). A distância de 20 cm facilita a mobilidade dos membros inferiores sem aumentar a instabilidade do tronco, ou seja, diminuir o centro de gravidade (WRIGHT; IVANENKO; GURFINKEL, 2011). Os voluntários foram orientados a posicionar o pé-equino à frente, alinhando o calcanhar com a região dos dedos do outro pé, mantendo a distância de 20 cm, Figura 32(a). Durante a visualização do peso no monitor, os voluntários são orientados a inclinar o corpo para o mesmo lado do pé colocado à

frente, controlando o equilíbrio corporal. Durante 2 minutos, o voluntário mantém o máximo de peso sobre o calcanhar. Durante o terceiro minuto, o voluntário desliza, lentamente, o pé colocado atrás para a frente, até ficar em paralelo com o outro pé, Figura 32(b), mantendo o peso e o monitoramento na interface. No quarto minuto, o voluntário muda o pé afetado para trás, na posição assimétrica, permanecendo nessa posição até o fim do quinto minuto, mantendo o peso no calcanhar e o monitoramento da interface. Estes passos formam um bloco de 5 minutos, que deverá ser repetido por 4 vezes. A sessão completa de treinamento leva de 20 à 22 minutos para ser concluída. É importante ressaltar que, durante todo o procedimento, o voluntário permanece visualizando o comportamento das barras na tela do computador.

Para obter valores de referência de pressão e tempo de permanência na posição solicitada, o grupo de controle foi orientado a repetir o mesmo procedimento. Para cada voluntário de grupo de controle foi escolhido aleatoriamente um dos pés para todos os experimentos. Cada voluntário repetiu o procedimento em 10 sessões.

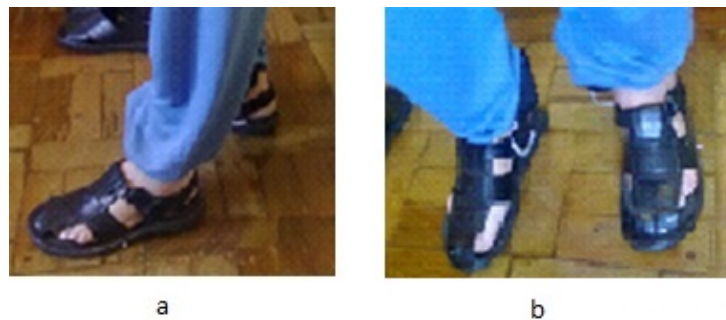


Figura 32: a) Posição inicial do treinamento motor com os pés assimétricos. b) Posição simétrica dos pés durante o treinamento motor. Fonte: (GOMES, 2011)

4.2.2 Máximas de pressão no calcanhar para controle e estudo

O gráfico da Figura 33 apresenta as pressões máximas alcançadas pelos voluntários do grupo de controle e do grupo de estudo. A maior diferença entre as pressões máximas alcançadas pelos voluntários do grupo controle foi de aproximadamente 1000 g/cm^2 . Já para o grupo de estudo, a maior diferença foi de aproximadamente 2000 g/cm^2 . Pode-se afirmar que a maior diferença entre os máximos observada nos voluntários sintomáticos deve-se à presença de um quadro de disfunção do tônus postural. A disfunção do tônus postural dificulta o controle e a percepção do peso sobre o calcanhar.

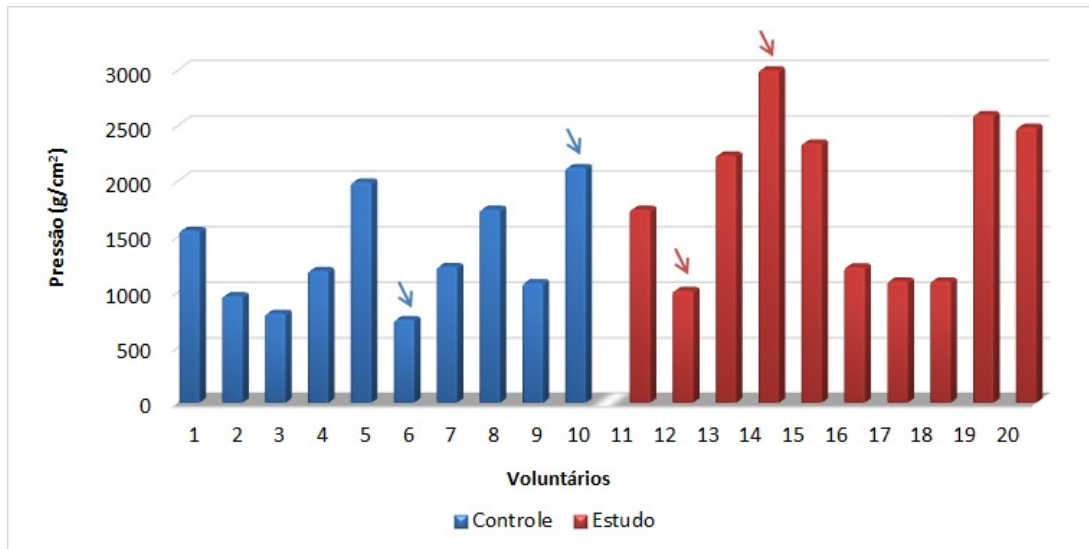


Figura 33: Pressões máximas alcançadas pelos voluntários de controle e sintomáticos. Fonte: autoria própria.

4.2.3 Valores médios e máximos de pressão no calcanhar

Após o uso do equipamento em dez voluntários portadores de pé-equino, ao longo de dez sessões de fisioterapia seguindo o protocolo, os dados de todas as sessões realizadas de todos os pacientes ficaram registrados no banco de dados do software. Foi possível então, elaborar uma análise da evolução individual de cada voluntário, à partir dos dados reais brutos.

Para efeitos de comparação, o conjunto de dez sessões foi subdividido em duas partes: a primeira, representa o início do tratamento, e corresponde ao melhor desempenho obtida durante as duas primeiras sessões; a segunda, representa o tratamento propriamente dito, que corresponde ao melhor resultado registrado entre as oito sessões subsequentes.

A primeira análise, realizada a partir do banco de dados, é apresentada pelo gráfico da Figura 34, que destaca os valores máximos de pressão atingidos pelos 10 voluntários sintomáticos durante a fase inicial do tratamento comparados com os máximos de pressão atingidos no decorrer das demais sessões.

Os resultados mostram que houve um aumento nos valores máximos de pressão que cada paciente conseguiu atingir, em um determinado momento do tratamento. Verificou-se ainda que alguns voluntários apresentaram variações diferentes. Este fato está relacionado com a evolução individual de cada voluntário e com as suas limitações.

A evolução individual pode ser visualizada de uma maneira mais evidente através do gráfico da Figura 35, que apresenta os mesmos valores máximos de pressão da Figura 34, mas de forma normalizada.

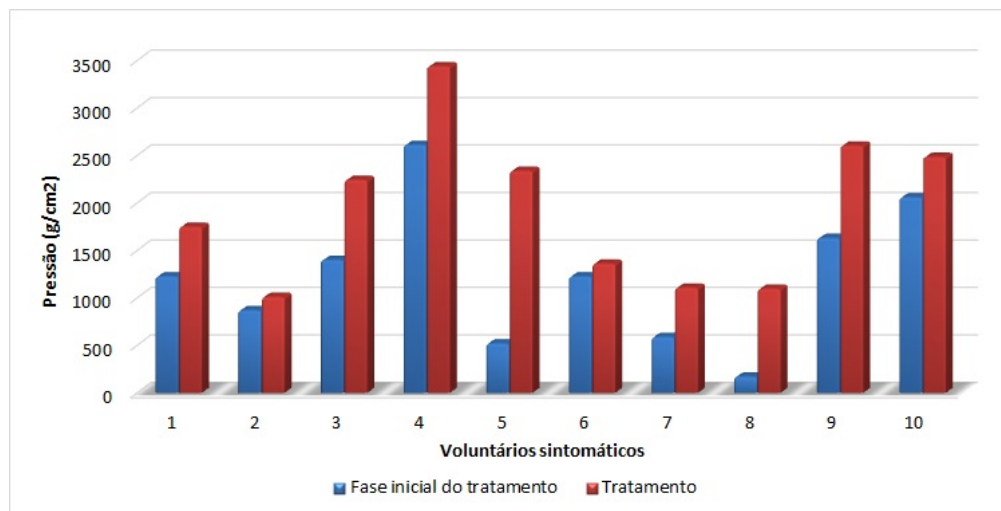


Figura 34: Gráfico comparativo entre os máximos de pressão obtidos no início do tratamento e durante o tratamento. Fonte: autoria própria.

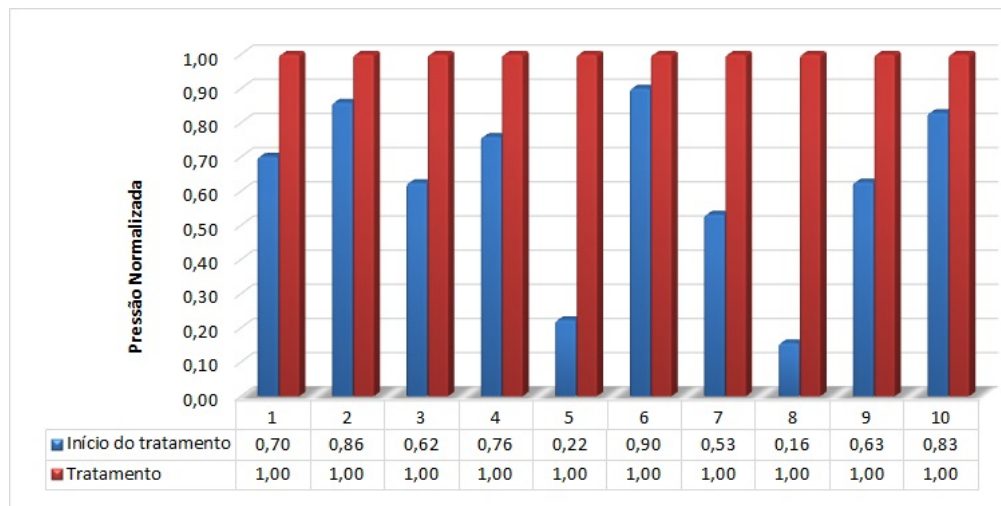


Figura 35: Gráfico comparativo entre os máximos normalizados obtidos no início do tratamento e durante o tratamento, para os 10 voluntários sintomáticos. Fonte: autoria própria.

Uma segunda análise realizada a partir dos dados fornecidos pelo sistema consistiu nas médias dos valores de pressão por sessão. De forma similar à análise anterior, a comparação também foi realizada tomando-se como base a melhor média entre as duas primeiras sessões, e a melhor média entre as oito sessões seguintes. O valor médio está relacionado tanto com a pressão aplicada ao sensor do calcanhar, quanto ao tempo que o mesmo permaneceu pressionado. Assim, quanto maior for o valor médio, mais próximo o voluntário chegou dos objetivos do tratamento. O gráfico da Figura 36 apresenta os resultados desta análise.

Pode-se observar que houve um aumento das médias das pressões em todos os voluntários do estudo, com amplitudes e variações distintas, que estão relacionadas com a evolução individual em cada caso. A evolução individual está melhor representada no gráfico da Figura 37,

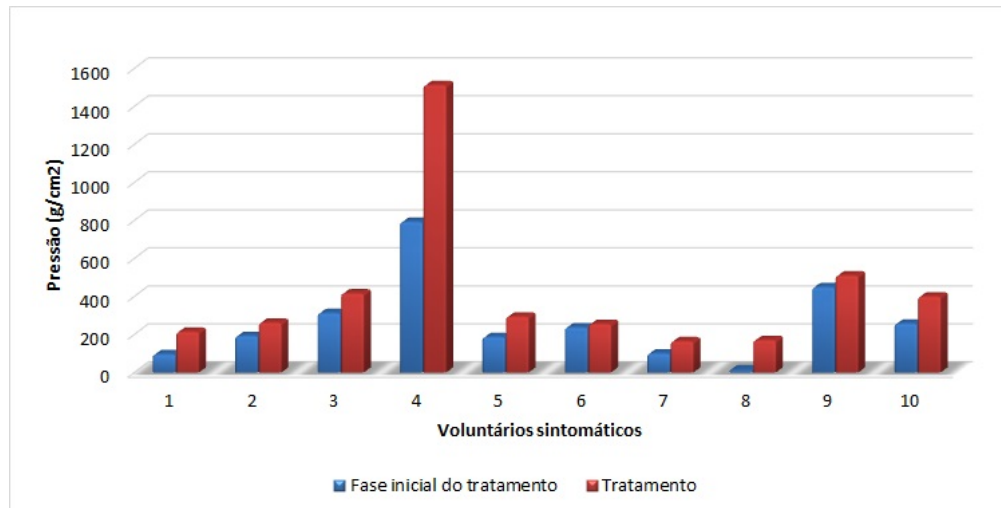


Figura 36: Gráfico comparativo entre as melhores médias de pressão obtidas no início do tratamento e durante o tratamento. Fonte: autoria própria.

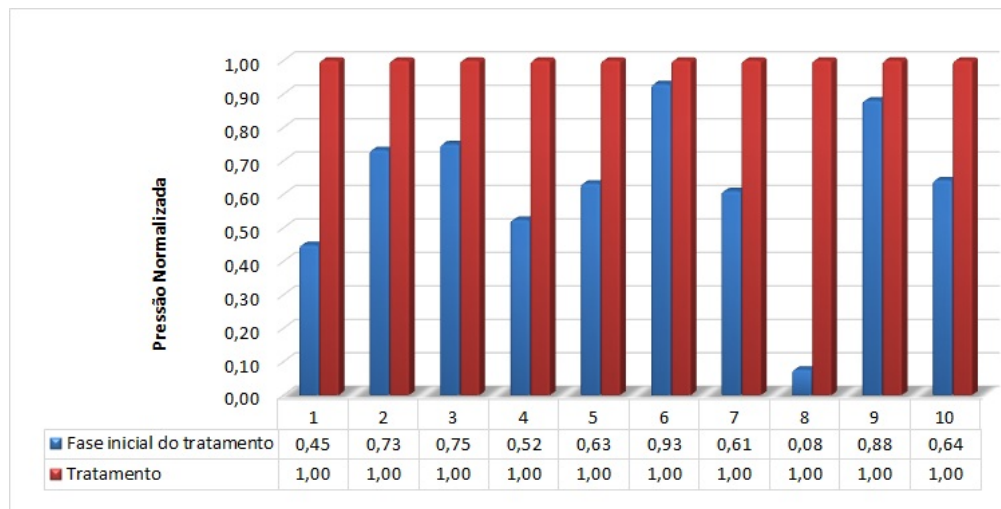


Figura 37: Gráfico comparativo entre as melhores médias de pressão normalizadas, no início do tratamento e durante o tratamento, para os 10 voluntários sintomáticos. Fonte: autoria própria.

com as médias de pressão apresentadas de forma normalizada.

4.2.4 Soma acumulada da pressão no calcanhar

Na soma acumulada dos valores de pressão no calcanhar, quanto antes a curva tender para o canto superior esquerdo do sistema de coordenadas, maior é a pressão aplicada no calcanhar desde o início da sessão. Como exemplo, a Figura 38 apresenta os valores de pressão e as respectivas somas acumuladas dos dados de pressão de um paciente durante duas sessões. Os valores das somas acumuladas foram normalizados. Neste exemplo, as curvas das somas acumuladas são parecidas, indicando que o voluntário teve um desempenho muito parecido durante as duas sessões analisadas. O processo adotado para a escolha das sessões a serem comparadas é a

mesma das análises anteriores, ou seja, o tratamento completo foi dividido em duas partes: uma para representar o melhor desempenho entre as duas primeiras sessões, e outra para representar o melhor desempenho no decorrer do tratamento, ou seja, entre as sessões três e dez.

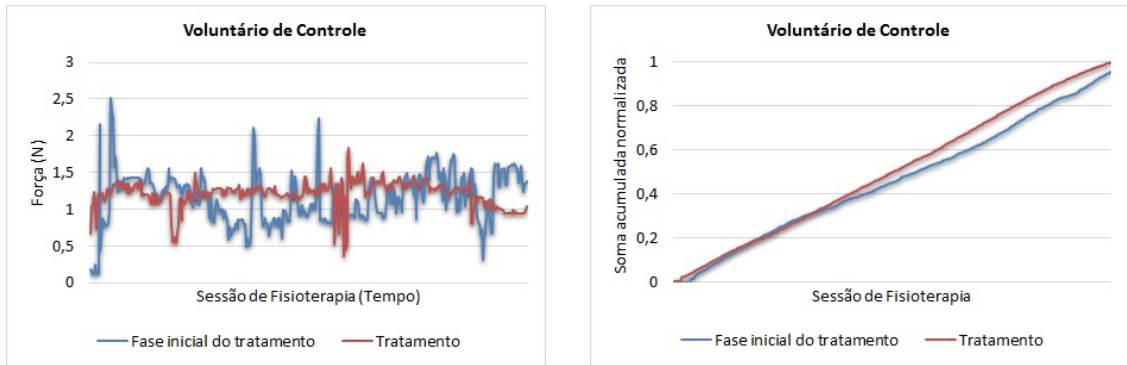


Figura 38: a) Pressões aplicadas sobre o sensor do calcanhar durante duas sessões completas. b) Respectivas somas acumuladas. Fonte: autoria própria.

Os resultados são apresentados na Figura 39. Os gráficos mostram que em todos os casos analisados houve um aumento nos valores de soma acumulada, quando comparamos a melhor performance na fase inicial do tratamento, com as demais sessões. Isto significa que em um determinado momento do tratamento o paciente conseguiu permanecer com o sensor do calcanhar pressionado com maior intensidade e por mais tempo.

Outra informação importante que pode ser obtida através dos gráficos, está relacionada com a estabilidade das curvas. A linearidade da curva pode estar relacionada com o equilíbrio do paciente durante a sessão. Quando há uma perda de equilíbrio seguidas vezes, a curva pode apresentar pequenas oscilações. Da mesma forma, uma curva mais estável indica que o paciente conseguiu manter o sensor pressionado de forma mais regular. Esta melhora de equilíbrio também pode ser verificada na maioria dos casos.

4.2.5 Avaliação do equilíbrio de Berg

Todos os voluntários foram submetidos à uma avaliação do equilíbrio de Berg (Anexo A (TERAPIA OCUPACIONAL UFPR, 2013)), com o objetivo de determinar de forma quantitativa a melhora no controle corporal. Os resultados são apresentados em dois gráficos, um para o grupo de controle e outro para o grupo de estudo. A Figura 40 apresenta a pontuação dos voluntários de controle no início da pesquisa (em azul) e ao final da última sessão (em laranja), ficando evidenciado que o grupo de controle apresentou pontuação máxima, como era de se esperar, pois tratam-se de voluntários sem comprometimento no equilíbrio. Já no gráfico da Figura 41, referente aos pacientes sintomáticos, é possível constatar que houve uma melhora

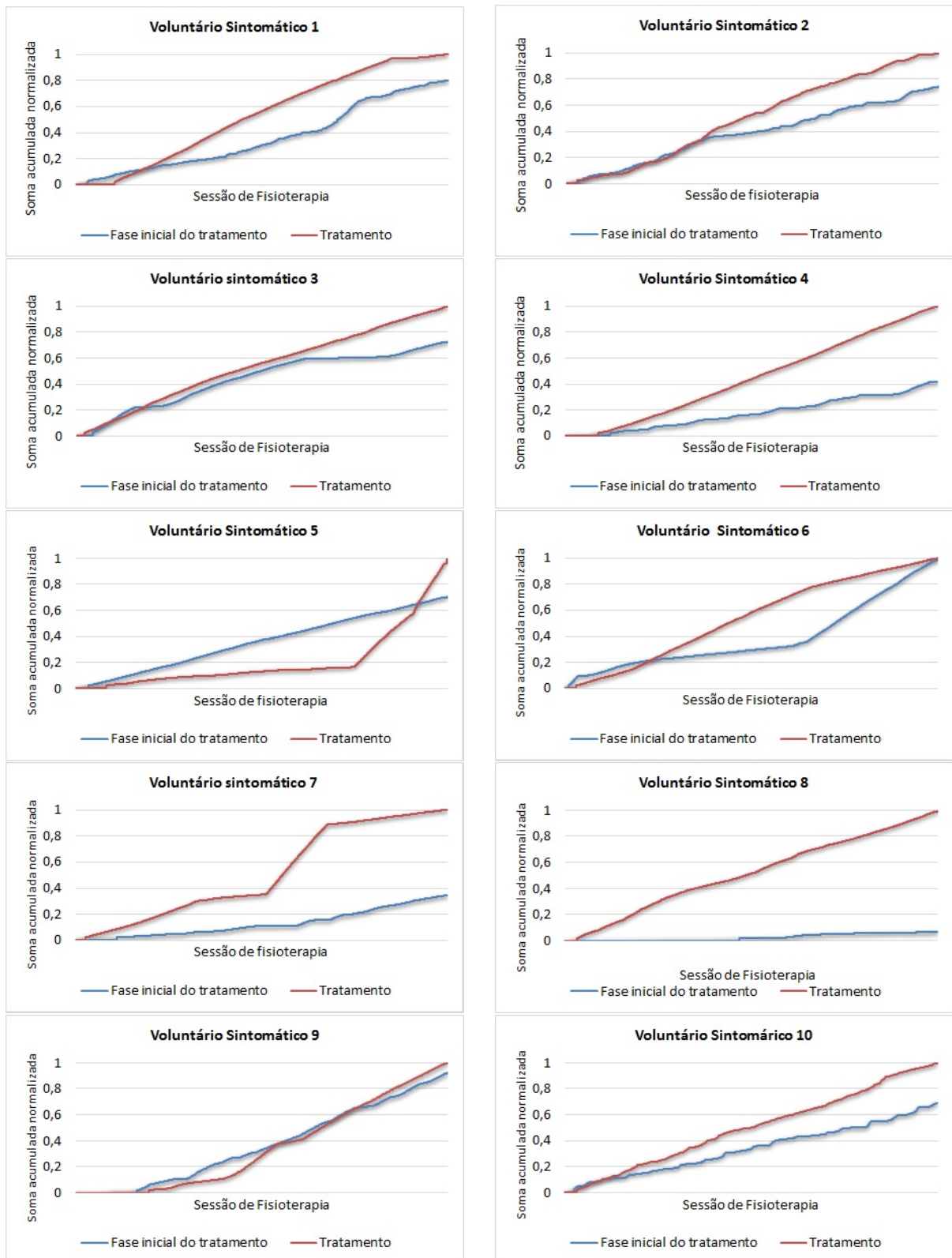


Figura 39: Gráficos com a soma acumulada normalizada das pressões sobre o calcanhar dos dez voluntários sintomáticos, com a comparação entre o melhor desempenho durante a fase inicial e o melhor desempenho no decorrer o tratamento. Fonte: autoria própria.

em praticamente todos os casos após o término da décima sessão de fisioterapia.

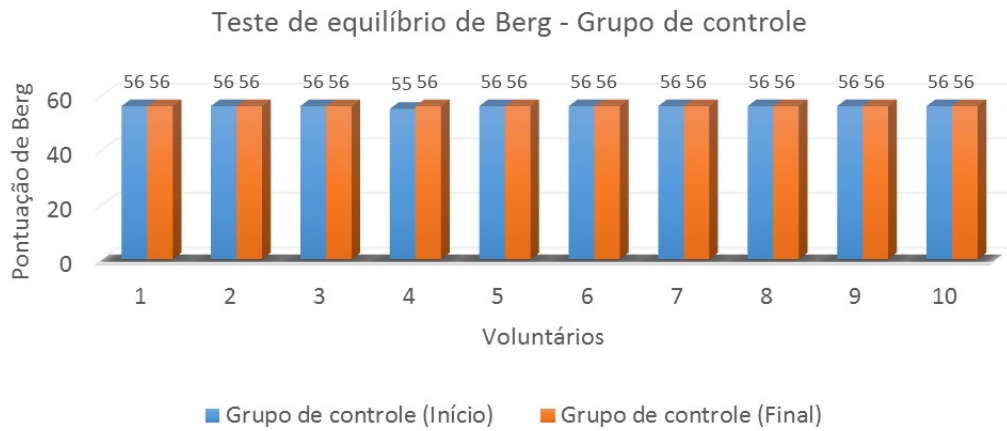


Figura 40: Gráfico com a pontuação do teste de equilíbrio de Berg no início e no final da pesquisa em voluntários saudáveis. Fonte: (GOMES, 2011)

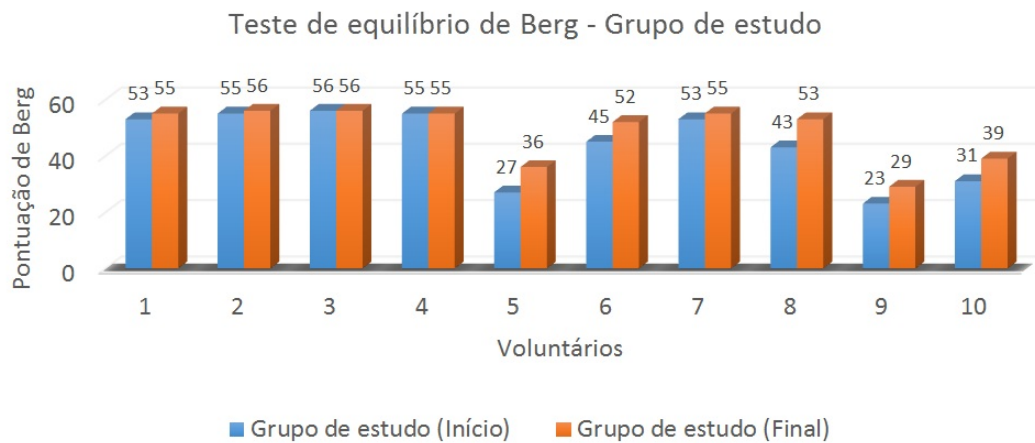


Figura 41: Gráfico com a pontuação do teste de equilíbrio de Berg, no início e no final da pesquisa em voluntários portadores de pé equino. Fonte: (GOMES, 2011)

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho envolveu o projeto e implementação do equipamento de *biofeedback* e sua validação através de experimentos de bancada e com voluntários. Com relação aos aspectos técnicos, é possível afirmar que os objetivos propostos foram atingidos, resultando em um protótipo totalmente operacional.

Os sensores piezo-resistivos adotados mostraram-se adequados para a aplicação, tanto com relação à exatidão quanto à robustez, já que as palmilhas construídas foram utilizadas em mais de 200 sessões de fisioterapia. A CPU dedicada utilizando um microcontrolador com vários recursos embutidos e a comunicação RF adotada também são aspectos a serem destacados, já que permitiram a construção de módulos compactos, de baixo consumo e sem a utilização de cabos, o que facilita a mobilidade do paciente durante as sessões.

O software foi desenvolvido priorizando a facilidade de operação por parte do profissional de fisioterapia, tanto nas tarefas de ajuste de fundo de escala e definição dos objetivos para cada paciente, quanto na manipulação dos valores de força coletados. Estes valores são armazenados em um banco de dados estruturado, podendo ser organizado por sessão e por paciente. Ainda, a forma de apresentação dos dados dos sensores para o paciente foi desenvolvida em conjunto com um fisioterapeuta e levando em consideração sugestões dos próprios pacientes, resultando em uma interface de *biofeedback* de fácil interpretação (intuitiva).

Os experimentos clínicos foram autorizados por um comitê de ética e realizados pelo fisioterapeuta Leonardo Grilo Gomes, com 20 voluntários (10 sintomáticos e 10 de controle), totalizando 200 sessões de 20 minutos cada. Os resultados de cada sessão foram analisados segundo as métricas: média das pressões no calcanhar, pressões máximas alcançadas, soma acumulada das pressões e avaliação de Berg. Todas as métricas indicaram uma melhoria dos 10 pacientes portadores de pé equino analisados. Ressalta-se que parentes próximos e os próprios voluntários relataram melhoras na capacidade de desenvolver pequenas atividades da vida diária. Portanto, é possível afirmar que os objetivos do trabalho foram alcançados no que diz respeito também aos aspectos experimentais.

Assim, a tarefa motora estimulada através do equipamento de *biofeedback* desenvolvido apresentou resultados positivos, mostrando ser uma alternativa a ser considerada por médicos e fisioterapeutas antes da decisão por um procedimento cirúrgico.

Para trabalhos futuros, pretende-se apresentar na interface de *biofeedback* o momento de passar da posição simétrica para a assimétrica, facilitando para o paciente o entendimento do protocolo fisioterápico. Também, uma nova versão baseada em dispositivos móveis poderia ser desenvolvida, o que permitiria o uso continuado da palmilha, e não apenas durante a sessão de fisioterapia. Recentemente, uma versão de diâmetro maior do sensor piezo-resistivo adotado foi disponibilizada no mercado, e poderia ser testada. Finalmente, pretende-se desenvolver outras métricas para a análise dos valores de força coletados durante as sessões, capazes de descrever melhor as variações de pressão no tempo incorporar os dados dos dois sensores localizados na região do ante pé, e também dos sensores do pé não afetado.

PUBLICAÇÕES

- **Equipamento de baropodometria para tratamento fisioterápico de pé equino usando *biofeedback***

Autores: Guilherme P. de Resende, Gustavo B. Borba, Leonardo G. Gomes, Reginato D. Scremim e Humberto R. Gamba

Evento: VI Simpósio em Engenharia Biomédica (SEB2013), realizado no período de 19 a 23 de agosto de 2013 na cidade de Uberlândia-MG

- **Dispositivo eletrônico de baropodometria para auxílio no tratamento por *biofeedback* do pé equino**

Autores: Guilherme P. de Resende, Gustavo B. Borba, Leonardo G. Gomes, Reginato D. Scremim e Humberto R. Gamba

Evento: III Simpósio Brasileiro de Engenharia de Sistemas Computacionais (SBESC2013), realizado no período de 04 a 08 de novembro de 2013 na cidade de em Niterói-RJ

REFERÊNCIAS

- ABRAMCZUK, B.; VILLELA, E. A luta contra o AVC no Brasil. **Jornal ComCiência - Campinas**, n. 109, 2009.
- BARATO, G. et al. Plasticidade cortical e técnicas de fisioterapia neurológica na ótica da neuroimagem. **Rev Neurocienc**, v. 17, n. 17, p. 342–348, 2009.
- BARROS, S. L. A.; PASSOS, N. R. S.; NUNES, M. A. S. N. Estudo inicial sobre acidente vascular cerebral e serious games para aplicação no projeto AVC do núcleo de tecnologia assistiva da UFS. **Revista Geintec**, v. 3, n. 1, p. 121–143, 2012.
- BLUM, L.; KORNER-BITENSKY, N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v. 88, p. 559–566, 2008.
- BOULAY, C. et al. Dynamic equinus with hindfoot valgus in children with hemiplegia. **Gait and Posture**, v. 36, p. 108–112, 2012.
- BRAZIS, P. W.; MASDEU, J. C.; BILLER, J. **Localization in Clinical Neurology**. Sixth edition. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- CANCELA, D. M. G. O acidente vascular cerebral - classificação, principais consequências e reabilitação. **Portal Psicologia.com.pt**, 2008. Disponível em: <http://www.psicologia.pt/artigos/ver_artigo_licenciatura.php?codigo=TL0095&area=d2>.
- FTDI. 2014. Disponível em: <<http://www.ftdichip.com/Products/Modules/USBRsxxx.htm>>.
- GIBBONS, P. J.; GRAY, K. Update on clubfoot. **Journal of Pediatrics and Child Health**, v. 49, p. E434–E437, 2013.
- GOMES, L. G. **Avaliação do treinamento baropodométrico com biofeedback; estudo de caso em crianças com pé equino**. Dissertação (Mestrado) — UTFPR, 2011.
- GUERRERO, C. D. R.; FRAILE MARINERO, J. C.; TORIEL, J. P. Robot adaptive behavior to suit patient needs and enable more intensive rehabilitation tasks. **Mechatronics, 2009. ICM 2009. IEEE International Conference on**, p. 1–6, 2009.
- GYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 12 ed. São Paulo: Elsevier Health Sciences Brazil, 2011. 1216 p.
- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. **Princípios em neurociências**. 4 ed. São Paulo: Manole, 2003.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular**. 5 ed. São Paulo: Editorial Médica Panamericana, 2000.
- LEPHART, S. M.; FU, F. H. **Proprioception and Neuromuscular control in joint stability**. 1 ed. Illinois: Human Kinetics, 2000.

- LIRA, R. A. Os fatores que interferem na marcha, após uma lesão neurológica, caracterizando as marchas patológicas. **Revista eletrônica saúde em foco**, Setembro 2011. Disponível em: <http://unifia.edu.br/revista_eletronica/revistas/saude_foco/artigos/ano2011/les_neuro.pdf>.
- LISSEK, S. et al. Brain activation in motor sequence learning is related to the level of native cortical excitability. **PloS One**, v. 8, n. 4, 2013.
- MACKAY, J.; MENSAH, G. A. **The Atlas of Heart Disease and Stroke**. Geneva: World Health Organization, 2004.
- MARTINI, F. H.; TIMMONS, M. J.; TALLITSCH, R. B. **Anatomia Humana**. 6 ed. São Paulo: Artmed, 2009.
- MASLOVAT, D. et al. Feedback effects on learning a novel bimanual coordination pattern: support for the guidance hypothesis. **Journal of Motor Behavior**, v. 41, n. 1, p. 45–54, 2009.
- MICROSOFT. **Microsoft SQL Server Express Edition**. 2010. Disponível em: <<http://www.microsoft.com/pt-br/server-cloud/products/sql-server-editions/sql-server-express.aspx>>.
- MICROSOFT. **Microsoft Visual Studio 2010**. 2010. Disponível em: <[http://msdn.microsoft.com/pt-br/library/vstudio/dd547188\(v=vs.100\).aspx](http://msdn.microsoft.com/pt-br/library/vstudio/dd547188(v=vs.100).aspx)>.
- MOSS, D. P. **Functional Symptoms in Pediatric Disease**. New York: Springer, 2014. 285-303 p.
- NATIONAL STROKE ASSOCIATION. **Explaining Stroke**. 2013. Disponível em: <<http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=explainingstroke>>.
- NILSSON, J. W.; RIEDEL, S. A. **Circuitos Elétricos**. 8 ed. São Paulo: Pearson, 2009.
- O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 5 ed. São Paulo: Manole, 2010.
- PEPER, E.; ROBERTSON, J. A. Biofeedback use of common objects: the bathroom scale in physical therapy. **Biofeedback and Self-Regulation**, 1976. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/990352>>.
- PINSAULT, N.; VUILLERME, N. Test retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. **Medical Engineering and Physics**, v. 31, p. 276–286, 2009.
- RODRIGUES, C. M. P. Reabilitação neurológica: Enquadramento histórico, abordagens metodológicas e técnicas de reabilitação neuropsicológica. **Portal dos psicólogos**, 2013.
- SCHNEIDER, E. et al. Gait deviations induced by visual stimulation in roll. **Experimental Brain Research**, v. 185, p. 21–26, February 2008.
- SCREMIM, R. D. **Aparelho de baropodometria para uso na reabilitação de alterações de marcha**. Dissertação (Mestrado) — UTFPR, 2012.
- SHAFFER, F.; MOSS, D. **Biofeedback**. 2 ed. California: SAGE Publications, 2014.

SHAVELSON, D. **Present Podiatry**. 2014. Disponível em: <<https://www.podiatry.com/etalk/Vaulting-101-t16145.html>>.

SILVA, E. d. J. A. **Reabilitação após o AVC**. Dissertação (Mestrado) — Faculdade de medicina - Universidade do Porto, 2010.

TEKSCAN. **FlexiForce Sensors**. 2014. Disponível em: <<http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>>.

TERAPIA OCUPACIONAL UFPR, D. de. **Escala de Equilíbrio de Berg**. 2013. Disponível em: <<http://toneurologiaufpr.files.wordpress.com/2013/03/escala-de-equilc3adbrio-de-berg2.pdf>>.

TEXAS INSTRUMENTS. **CC1101**. 2014. Disponível em: <<http://www.ti.com/product/cc1101>>.

TEXAS INSTRUMENTS. **MSP430F5527**. 2014. Disponível em: <<http://www.ti.com/product/msp430f5527>>.

TURNHAM, E. J. A.; BRAUN, D. A.; WOLPERT, D. M. Inferring visuomotor priors for sensorimotor learning. **PLoS Computational Biology**, v. 7, n. 3, March 2011.

VETTEA, A. H. et al. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. **Medical Engin**, v. 32, p. 32–38, 2010.

WOLANIUK, G. B. **Medidor de energia em média tensão**. Dissertação (Mestrado) — Programa de Pós-graduação em Desenvolvimento de Tecnologia (PRODETEC), 2011.

WORLD STROKE ORGANIZATION. **The facts behind "1 in 6"**. 2014. Disponível em: <<http://www.worldstrokecampaign.org/learn/the-facts-behind-1-in-6.html>>.

WRIGHT, W. G.; IVANENKO, Y. P.; GURFINKEL, V. S. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. **Neurophysiol**, v. 107, p. 1513–1521, 2011.

ANEXO A – ESCALA DE BERG



DEPARTAMENTO DE TERAPIA OCUPACIONAL - UFPR
ESCALA DE AVALIAÇÃO FUNCIONAL

NOME:	IDADE:	SEXO
DIAGNÓSTICO:		
SEQUELAS:		

Escala de Equilíbrio de Berg

DESCRIÇÃO DOS ITENS	Pontuação (0-4)
1. Sentado para em pé	_____
2. Em pé sem apoio	_____
3. Sentado sem apoio	_____
4. Em pé para sentado	_____
5. Transferências	_____
6. Em pé com os olhos fechados	_____
7. Em pé com os pés juntos	_____
8. Reclinar à frente com os braços estendidos	_____
9. Apanhar objeto do chão	_____
10. Virando-se para olhar para trás	_____
11. Girando 360 graus	_____
12. Colocar os pés alternadamente sobre um banco	_____
13. Em pé com um pé em frente ao outro	_____
14. Em pé apoiado em um dos pés	_____
TOTAL	_____

INSTRUÇÕES GERAIS

- Demonstre cada tarefa e/ou instrua o sujeito da maneira em que está escrito abaixo. Quando reportar a pontuação, registre a categoria da resposta de menor pontuação relacionada a cada item.
- Na maioria dos itens pede-se ao sujeito manter uma dada posição por um tempo determinado. Progressivamente mais pontos são subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos, caso o sujeito necessite de supervisão para a execução da tarefa, ou se o sujeito apóia-se num suporte externo ou recebe ajuda do examinador.
- É importante que se torne claro aos sujeitos que estes devem manter seus equilíbrios enquanto tentam executar a tarefa. A escolha de qual perna permanecerá como apoio e o alcance dos movimentos fica a cargo dos sujeitos. Julgamentos inadequados irão influenciar negativamente na performance e na pontuação.
- Os equipamentos necessários são um cronômetro (ou relógio comum com ponteiro dos segundos) e uma régua ou outro medidor de distância com fundos de escala de 5, 12,5 e 25cm. As cadeiras utilizadas durante os testes devem ser de altura razoável. Um degrau ou um banco (da altura de um degrau) pode ser utilizado para o item #12.

1. SENTADO PARA EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.
- () 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos
- () 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas
- () 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar
- () 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

2. EM PÉ SEM APOIO

- INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.
- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte
- () 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência
- Se o sujeito é capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, marque pontuação máxima na situação sentado sem suporte. Siga diretamente para o item #4.

3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.
- () 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de sentar durante 30 segundos
- () 1 capaz de sentar durante 10 segundos
- () 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

4. EM PÉ PARA SENTADO

- INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.
- () 4 senta com segurança com o mínimo uso das mão
- () 3 controla descida utilizando as mãos
- () 2 apóia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida
- () 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada
- () 0 necessita de ajuda para sentar

5. TRANSFERÊNCIAS

- INSTRUÇÕES: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)
- () 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
- () 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
- () 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
- () 1 necessidade de assistência de uma pessoa
- () 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos
- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
- () 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
- () 0 necessidade de ajuda para evitar queda

7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar
- () 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto
- () 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos
- () 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.)
- () 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)
- () 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)
- () 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)
- () 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão
- () 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ

- INSTRUÇÕES: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés
- () 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança
- () 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão
- () 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente
- () 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta
- () 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

- INSTRUÇÕES: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.
- () 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada
- () 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso
- () 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão ao virar
- () 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

11. VIRAR EM 360 GRAUS

- INSTRUÇÕES: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa. Fazer o mesmo na outra direção
- () 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão ou orientação verbal
- () 0 necessita de assistência enquanto vira

12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO

- INSTRUÇÕES: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.
- () 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos
- () 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
- () 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência
- () 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE

- INSTRUÇÕES: (DEMOSTRAR PARA O SUJEITO - Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).

- () 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos
- () 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos
- () 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA

- INSTRUÇÕES: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar

- () 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos
- () 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos
- () 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais
- () 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

() **PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)**

Ass. Terapeuta Ocupacional: _____ Data: ____/____/____

ANEXO B – COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: A ANÁLISE 3D DO TREINAMENTO BAROPODOMÉTRICO COM BIOFEEDBACK: ESTUDO DE CASOS EM SUJEITOS COM PÉ EQUINO

Pesquisador: Leonardo Grilo Gomes

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 00836413.0.0000.5547

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ ((UTFPR))

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 243.365

Data da Relatoria: 11/04/2013

Apresentação do Projeto:

Na pesquisa proposta, pretende-se utilizar um equipamento de baropodometria sem fio construído na UTFPR para estimular a tomada de peso de indivíduos hemiparéticos que apresentem pé equino, utilizando um protocolo de biofeedback também desenvolvido na UTFPR. O pé equino é uma postura de apoio do peso do corpo nas pontas dos pés que pode aparecer em pé ou deambulando, dificultando o equilíbrio e podendo levar a quedas e, por isso, o indivíduo diminui a interação social e independência nas atividades diárias. O indivíduo será submetido a um treinamento motor para aumentar sua percepção de peso no membro afetado e, ao mesmo tempo, serão adquiridas imagens em três dimensões com um scanner 3D da perna e do pé para analisar a mudanças articulares durante o treino. O proponente acredita que a estimulação da tomada de peso melhora a correção postural, diminuindo quedas e, conseqüentemente, aumentando sua auto-estima e independência.

Objetivo da Pesquisa:

Analisar a mudança espacial do posicionamento articular e do aumento de pressão retropodálica através da tomada de peso nos membros inferiores, utilizando um scanner 3D e um equipamento de baropodometria áudio-visual em sujeitos hemiparéticos de 18 aos 90 anos que apresentam o apoio do peso sobre a ponta dos pés na posição ortostática.

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4943

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O proponente aponta como possíveis riscos as entorses, as quedas e as dores. Caso ocorram, declara que a pesquisa será interrompida. Se houver necessidade de algum gasto financeiro decorrente de algum dano sofrido que tenha relação direta com a pesquisa, serão utilizados os recursos de emergência citados no orçamento pelo pesquisador. Quanto aos benefícios, o autor aponta que o voluntário aprenderá a perceber o peso do corpo sobre o lado acometido pela paralisia ocasionada pelo acidente vascular cerebral, utilizando uma técnica de aprendizado por meio da atualização das informações sensoriais transmitidas pela pressão da planta dos pés. Tão logo seja constatada a superioridade de um método em estudo sobre outro, o projeto deverá ser suspenso, oferecendo a todos os sujeitos os benefícios do melhor tratamento.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto submetido tem relevância para a área de reabilitação pois busca novos métodos de tratamento para sequelas motoras provocadas por acidente vascular cerebral. Preconiza o ensinamento do treino motor do apoio do calcanhar durante a utilização do baropodômetro áudio-visual. Considera que é possível melhorar a postura e o equilíbrio com o aumento da percepção de tomada de peso sobre os calcanhares com a estimulação por biofeedback.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto de pesquisa proposto atende ao que é exigido pela Resolução do CNS com relação à pesquisa com seres humanos.

Recomendações:

Alterar a data de início da pesquisa de campo e experimental pois ficou incompatível com a data de análise e aprovação por esse Comitê de Ética em Pesquisa.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto apresentado deve atender à alteração solicitada no item Recomendações.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4943

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-UTFPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

CURITIBA, 11 de Abril de 2013

Assinador por:
Thomaz Aurélio Pagioro
(Coordenador)

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4943

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br