

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

REGINATO DOMINGOS SCREMIM

**APARELHO DE BAROPODOMETRIA PARA USO NA
REABILITAÇÃO DE ALTERAÇÕES DE MARCHA**

DISSERTAÇÃO

Curitiba
2012

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

REGINATO DOMINGOS SCREMIM

**APARELHO DE BAROPODOMETRIA PARA USO NA
REABILITAÇÃO DE ALTERAÇÕES DE MARCHA**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – Campus Curitiba, como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Kurt Schneider.

Curitiba
2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

S433 Scremim, Reginato Domingos
Aparelho de baropodometria para uso na reabilitação de alterações de marcha / Reginato Domingos Scremim. — 2012.
96 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Fábio Kurt Schneider.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2012.

Bibliografia: f. 74-76.

1. Baropodometria. 2. Pé equino (Fisioterapia). 3. Apraxias. 4. Marcha humana. 5. Medicina de reabilitação. 6. Instrumentos e aparelhos médicos. 7. Engenharia biomédica. 8. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Schneider, Fábio Kurt, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Título da Dissertação Nº 595:

**“Aparelho de Baropodometria para uso na
Reabilitação de Alterações de Marcha”.**

por

Reginato Domingos Scremim

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Câmpus Curitiba, às 13h00min. do dia 27 de abril de 2012. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

A Folha de aprovação assinada encontra-se na
Coordenação do Programa de Pós-Graduação.

*“Algumas pessoas sonham com o sucesso, outras levantam
cedo e batalham para alcançá-lo”.*
Autor desconhecido.

*“Não importa seu tamanho nem o tamanho do que você se
propõe a fazer, desde que seja bem feito”.*
Reginato Scremim.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Humberto Remigio Gamba e ao Prof. Dr. Fábio Kurt Schneider pelo apoio na disponibilização de infraestrutura de laboratório e equipamentos para os experimentos auxiliando na compra de componentes importados para o projeto além do comprometimento para a realização deste trabalho.

Ao colega e amigo Leonardo Grilo Gomes que muito incentivou na realização de mais este desafio.

Aos demais professores e colegas que de forma direta ou indireta colaboraram com o desenvolvimento do projeto.

Principalmente a Deus e à Mãe Santíssima que sempre me fortalecem em todos meus passos oferecendo a luz necessária para iluminar meus caminhos para enfrentar os desafios com assertividade.

E em especial à minha família pela paciência apoio e confiança.

RESUMO

SCREMIM, Reginato D., Aparelho de Baropodometria para uso na reabilitação de alterações de marcha. 2012. 96 p. Dissertação de Mestrado – Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2012.

As alterações neuro-motoras podem diminuir os movimentos, as atividades de vida diária e o convívio social. Dentro dessas alterações encontram-se as dispraxias ou apraxias dos movimentos que podem desequilibrar o movimento voluntário, principalmente dos músculos do tornozelo e desenvolver uma rigidez do movimento conhecida como “pé equino” diminuindo o apoio do calcanhar e conseqüentemente o controle do equilíbrio do corpo dificultando a deambulação. Como fonte de ajuda às pessoas acometidas por esse problema, desenvolveu-se um equipamento denominado Baropodômetro que utiliza o conceito de *biofeedback*, fornecendo informações audiovisuais, com o propósito de estimular e ou corrigir a falta de apoio do calcanhar no solo auxiliando na percepção do equilíbrio e correção da marcha. O equipamento faz a leitura da pressão aplicada pela parte da frontal e traseira dos pés sobre o solo por meio de sensores colocados em palmilhas e acomodados em calçados (e.g., sandálias). Essa ação é traduzida visualmente através de números mostrados em *displays* e por colunas de leds que acendem em sequência na medida em que a pressão sobre os sensores aumentam, bem como por um sinal de áudio com frequência variável e volume ajustável produzido por um alto-falante interno. O equipamento pode armazenar os dados coletados em um cartão de memória que pode ser lido em um microcomputador, permitindo montagens de tabelas e gráficos para análise posterior viabilizando o planejamento da ação de reabilitação. Com o auxílio de um método de reabilitação, o aparelho foi validado clinicamente com a participação de um grupo de dez pacientes voluntários que obtiveram um excelente resultado (i.e., todos os pacientes após 10 sessões conseguiram apoiar o pé comprometido) mostrando que é possível a reabilitação com a utilização do aparelho desenvolvido.

Palavras chave – Baropodometria. *Biofeedback*. Dispraxia. Pé equino.

ABSTRACT

SCREMIM, Reginato D., Baropodometry Device for use in Rehabilitation of March Changes. 2012. 96 p. Master's Thesis – Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science. Federal University of Technology of Paraná, Curitiba, 2012.

The neuro-motor changes can reduce the movements, activities of daily living and social life. Within these changes are the dyspraxia or apraxia of movements that can unbalance the voluntary movement, especially of the ankle muscles and develop a stiffness of movement known as "equinus foot". The equinus foot decreases the heel support and consequently the balance control of the body making it difficult to walking properly.

As a source of help to people affected by this problem, we developed a device called Baropodometer that uses the concept of biofeedback, providing audiovisual information in order to stimulate and or correct the absence of heel strike on the ground assisting in the realization and correction of balance and gait. The device reads the pressure applied by the front and rear part of the foot on the ground by means of sensors placed in insoles and accommodated in shoes (e.g., sandals). This action is translated visually through numbers shown in displays and columns of LEDs that are illuminated according to the increase of the pressure on the sensors, as well as an audio signal with variable frequency and adjustable volume produced by an internal buzzer. The device can store the collected data in a memory card that can be read on a microcomputer, allowing creation of tables and graphs for further analysis enabling the planning of rehabilitation action. With the help of a method of rehabilitation, the device was clinically validated with the participation of ten volunteers who achieved an excellent result (i.e, all patients after 10 sessions were able to properly support the equinus foot) showing that the rehabilitation is possible with the use of the developed device.

Keywords: Baropodometry. Biofeedback. Dyspraxia. Equinus foot.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Postura de animais ancestrais do ser humano.	16
Figura 2 – Movimento funcional do membro inferior durante a marcha.	17
Figura 3 – Localização dos músculos responsáveis pela marcha.	18
Figura 4 – Imagem das alterações de pressão exercida pela planta dos pés: (a) padrão lateral, (b) padrão central, (c) padrão central/medial e (d) padrão medial.	19
Figura 5 – Diagrama de blocos simplificado do aparelho de baropodometria.	22
Figura 6 – Diagrama de blocos do aparelho de baropodometria.	23
Figura 7 – Caixa de plástico e dimensões em mm para acomodação do equipamento.	25
Figura 8 – Caixa plástica com aberturas e furos para <i>displays</i> leds e controles.	25
Figura 9 – Sensor piezo-resistivo A201 da empresa FLEXIFORCE®.	26
Figura 10 – Curva de resposta do sensor.	27
Figura 11 – Curva de resposta média dos sensores obtida durante a calibração.	30
Figura 12 – Porção ampliada da curva de resposta de maior interesse.	31
Figura 13 – Sensores montados sobre a parte inferior da palmilha.	32
Figura 14 – Sandálias com palmilhas acomodadas em seu interior.	32
Figura 15 – Circuito de aquisição proposto pelo fabricante dos sensores.	33
Figura 16 – Esquema elétrico do circuito de aquisição do sinal da palmilha.	34
Figura 17 – Curva de resposta na saída do primeiro estágio.	35
Figura 18 – Curva de resposta obtida na saída do circuito.	36
Figura 19 – Painel do instrumento com controle de sensibilidade de cada sensor.	37
Figura 20 – Curva de resposta dependendo da posição do controle de sensibilidade.	37
Figura 21 – Conectores para ligação das palmilhas ao Baropodômetro.	38
Figura 22 – Porta de entrada de conversores A/D do microcontrolador.	39
Figura 23 – Esquema de funcionamento da ativação dos segmentos de <i>display</i> LCD.	40
Figura 24 – Portas 1, 2 e 4 do microcontrolador utilizadas para a interface com os <i>displays</i>	40
Figura 25 – Circuito de controle para ativação sequencial dos <i>displays</i>	42
Figura 26 – Placa de circuito impresso com os <i>displays</i> montados.	42
Figura 27 – Disposição dos quatro <i>displays</i> de 3 e ½ dígitos no painel do equipamento.	43
Figura 28 – Portas 3 e 4 do microcontrolador utilizadas para o controle dos leds.	46
Figura 29 – Circuito de acendimento e controle dos leds.	47
Figura 30 – Portas 5 e 6 do microcontrolador utilizadas para conexão do teclado.	47
Figura 31 – Disposição teclado na lateral direita do Baropodômetro.	48
Figura 32 – Curva de resposta do ouvido humano.	48
Figura 33 – Ligação do FETMSP430® para programação e depuração do <i>FW</i> do equipamento.	50
Figura 34 – Esquema básico de interligação de dispositivos SPI.	51
Figura 35 – Esquema elétrico de ligação do cartão de memória na interface SPI.	51
Figura 36 – Formato do arquivo gravado no cartão de memória SD.	52
Figura 37 – (a) Compartimento do cartão de memória. (b) Cartão inserido no compartimento.	52
Figura 38 – Modelo de cartão utilizado no equipamento.	53
Figura 39 – Placa de circuito impresso do microcontrolador.	54
Figura 40 – Esquema elétrico simplificado do microcontrolador com suas entradas/saídas.	55
Figura 41 – <i>Display</i> 1 mostrando a hora (16:35) e <i>display</i> 3 mostrando a data (03/12).	56
Figura 42 – Esquema elétrico do circuito de alimentação do equipamento.	56
Figura 43 – Voluntário utilizando o equipamento.	64
Figura 44 – Acompanhamento da interface visual do Baropodômetro.	65

Figura 45 – (a) Posicionamento do voluntário e (b) imagem produzida na avaliação.	66
Figura 46 – (a) Foto de um voluntário, diagnosticado com hemiparesia à esquerda; (b) Indicação no painel do Baropodômetro.	67
Figura 47 – (a) paciente antes do tratamento; (b) paciente utilizando o equipamento.	68
Figura 48 – Imagens da estabilometria. (a) Indivíduo normal. (b) indivíduo hemiparético à direita.	68
Figura 49 – Esboço do procedimento para determinar a posição relativa do barocentro.	69
Figura 50 – Valores do quociente das distâncias do barocentro, oito dias antes do início dos experimentos (quadrado) e oito dias após a décima sessão dos experimentos (círculo).	70
Figura 51 – Pressão nos calcanhares do voluntário P1 no final do experimento.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – BCD para <i>display</i> de 3 e ½ dígito.....	41
Tabela 2 – Contagem binária para sequenciamento das colunas de Leds.	41
Tabela 3 – Peso x valor mostrado no <i>display</i> (cursor na posição 4).	44
Tabela 4 – Valores mostrados no <i>display</i> e o acionamento dos leds.....	45
Tabela 5 – Saída da porta do microcontrolador para acendimento dos leds.	45
Tabela 6 – Contagem binária para sequenciamento das colunas de leds.	46
Tabela 7 – Valores de configuração da frequência de áudio conforme valores mostrados nos <i>displays</i>	49
Tabela 8 – Comandos do equipamento	59
Tabela 9 – Seleção e atuação dos <i>displays</i>	60
Tabela 10 – Identificação dos sinais para os <i>displays</i>	61
Tabela 11 – Valores mostrados no <i>display</i> e o acionamento dos leds.....	61
Tabela 12 – Valores mostrados no <i>display</i> de acordo com a massa.....	63
Tabela 13 – Valores normalizados das pressões obtidas no calcanhar sem alteração motora durante os ensaios com os dez voluntários antes do treinamento.	71
Tabela 14 – Valores normalizados da pressão obtida no calcanhar com alteração motora (pé equino) durante os ensaios com os dez voluntários após o treinamento.	72

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	MOTIVAÇÕES E JUSTIFICATIVA	12
1.2	OBJETIVOS DO TRABALHO	14
1.2.1	Objetivo Geral	14
1.2.2	Objetivos específicos.....	14
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	14
2	FISIOLOGIA DO MOVIMENTO – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1	O PÉ HUMANO	16
2.1.1	Primatas Velhos.....	16
2.2	A MARCHA.....	17
2.2.1	Alterações dinâmicas do pé durante a marcha	17
2.3	PÉ EQUINO	18
2.4	BAROPODOMETRIA.....	19
2.4.1	Análise de imagens de baropodometria.....	19
2.5	<i>BIOFEEDBACK</i>	20
3	DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO DE BAROPODOMETRIA.....	21
3.1	INTRODUÇÃO.....	21
3.2	BAROPODÔMETRO	21
3.2.1	Sensoriamento	23
3.2.2	Interface.....	24
3.2.3	Armazenamento dos dados.....	24
3.2.4	Controle e processamento	24
3.2.5	Alimentação.....	24
3.3	BASTIDOR DO EQUIPAMENTO	24
3.4	SENSORIAMENTO	26
3.4.1	Sensores.....	26
3.4.1.1	Repetibilidade.....	28
3.4.1.2	Linearidade	28
3.4.1.3	Histerese	28
3.4.1.4	Deslocamento	28
3.4.1.5	Sensibilidade à temperatura.....	29
3.4.1.6	Durabilidade	29
3.4.1.7	Calibração.....	29
3.4.2	Palmilhas	31
3.4.3	Circuito de aquisição e tratamento	33
3.4.4	Controle de Sensibilidade.....	36
3.4.5	Conexão Palmilha x Equipamento	38
3.4.6	Conversores A/D	38
3.5	MÓDULO INTERFACE	39
3.5.1	Unidade de <i>display</i>	39
3.5.2	O sistema de leds do aparelho	44
3.5.3	O teclado do aparelho.....	47
3.5.4	O sistema de áudio do aparelho.....	48
3.5.5	Interface de programação JTag	49
3.6	MÓDULO DE ARMAZENAMENTO	50
3.6.1	Circuito de controle	50
3.6.2	Cartão de memória tipo SD	51
3.7	MÓDULO CENTRAL DE CONTROLE	53

3.7.1	Unidade principal	53
3.7.2	O relógio do equipamento	55
3.8	ALIMENTAÇÃO.....	56
4	PROGRAMA	58
4.1	<i>FIRMWARE</i>	58
5	EXPERIMENTOS E RESULTADOS.....	60
5.1	EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO ELETRÔNICA	60
5.1.1	Ensaio com a placa de <i>display</i>	60
5.1.2	Ensaio com a placa principal e palmilhas	62
5.1.3	Testes sistêmicos do equipamento montado	62
5.2	EXPERIMENTOS CLÍNICOS	64
5.2.1	Seleção dos voluntários e Protocolo experimental.....	64
5.2.2	Definições da utilização da Estabilometria	65
5.2.3	Baropodometria com <i>biofeedback</i>	66
5.2.4	Avaliação do deslocamento do barocentro.....	68
5.2.5	Análise do tempo de pressão sobre os calcanhares	70
6	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	73
	REFERÊNCIAS	74
	GLOSSÁRIO.....	77
	APÊNDICE A – Esquema elétrico da placa de <i>display</i>	79
	APÊNDICE B – <i>Layout</i> da placa de circuito impresso do <i>display</i>	80
	APÊNDICE C – Esquema elétrico da unidade principal.	81
	APÊNDICE D – <i>Layout</i> da placa de circuito impresso principal.	82
	APÊNDICE E – Fluxograma do <i>FW</i> do equipamento.	83
	APÊNDICE F – Artigo apresentado no SABI 2011.	86
	ANEXO A – Carta de aprovação do Comitê de ética.	96

1 INTRODUÇÃO

Neste trabalho, a hipótese defendida é que a realimentação visual da atividade motora proporciona a facilitação e a recuperação de portadores de síndromes relacionadas com a atividade motora.

O uso de dispositivos eletrônicos para monitorar o movimento do corpo e de alguma forma realimentar o indivíduo sobre a posição corporal correta tem permitido o aprendizado ou reaprendizado do controle dos movimentos (SCHWARTZ, 2000; CHOI 2008). O processo de realimentação ou *biofeedback* dos movimentos faz com que as áreas cerebrais responsáveis pela associação das percepções e dos movimentos melhorem a sua atuação, por conseguinte, o funcionamento das tarefas cognitivas e psicomotoras (SCHAECHTER, 2008). Particularmente, ao longo dos últimos anos trabalhou-se na recuperação de portadores do “pé equino” com métodos invasivos, mas com a utilização de realimentação pode-se obter bons resultados sem a agressividade típica de métodos invasivos.

A necessidade do desenvolvimento de um equipamento, que venha a colaborar com a realimentação da distribuição das forças sob os pés, faz com que se acelerem as pesquisas da engenharia sobre o problema de portadores de alterações neuro-motoras que não possuem a capacidade de caminhar corretamente (ALVAREZ, 2008). O interesse em proporcionar a melhora na capacidade de caminhar através da movimentação correta dos pés pode favorecer a diminuição de procedimentos invasivos ou cirúrgicos que são realizados para aumentar a capacidade da pressão sobre os pés (CARTY, 2009).

Em estudos (SCHWARTZ, 2000; KANDEL, 2003), afirma-se que a realimentação se fundamenta na capacidade das células nervosas conseguirem aprimorar o seu funcionamento. São nas áreas sensoriais corticais e cerebelares, auxiliados pelas células chamadas “trepadeiras” que ocorre esse aprimoramento, e por consequência a melhora do funcionamento neuromuscular. Há muitos anos, em estudos e debates, os efeitos da realimentação através de instrumentação, vem sendo discutidos, porém os seus efeitos motores ainda são pesquisados (MASLOVAT, 2009).

1.1 MOTIVAÇÕES E JUSTIFICATIVA

A informação ao portador da seqüela motora ou ao profissional de reabilitação por sinais sonoros com a utilização de palmilhas equipadas com dispositivos eletrônicos foi

descrita por (SCHWARTZ, 2000) quando, o membro inferior do corpo com alguma paralisia sofria a influência do peso do corpo do paciente.

A dispraxia, segundo (FONSECA, 2004) envolve vários subtipos, graus de severidade e níveis etários, não podendo estar dependente, portanto, de uma rotulagem arbitrária.

(GHIKA-SCHID, 1994) mostra que estudos avaliaram a incidência e as características dos movimentos anormais (dispraxias) dentro dos casos de AVC e que os registros de AVC de Lausanne permitem identificar 29 casos de dispraxia entre os 2500 casos de AVC o que representa em torno de 1% de todos os casos diagnosticados. Isso significa que mais de 70 milhões de pessoas no mundo todo são acometidas do mesmo problema. É nesse universo que o objetivo deste trabalho está concentrado.

Essas informações foram motivadoras para o projeto e desenvolvimento de palmilhas com sensores de pressão e de dispositivo eletrônico microcontrolado para um sistema de *biofeedback* que auxiliasse pessoas portadoras de sequelas como o pé equino a amenizar seus efeitos, aumentando sua autoestima e qualidade de vida.

Um equipamento como o proposto pode vir a auxiliar essa parcela da população que carece de inserção social, melhorando sua autoestima.

Equipamentos médicos normalmente são caros e de difícil obtenção por todos aqueles que poderiam se beneficiar direta ou indiretamente dos resultados que tais equipamentos poderiam proporcionar. Esse alto custo se deve ao fato de um equipamento como esse ter demanda bastante reduzida, trabalhar com sinais de amplitudes muito baixas exigindo circuitos eletrônicos especiais e necessitar de alta acuidade. É para esse nicho de mercado e para minimizar essa necessidade que o propósito deste equipamento se faz bastante promissor. A intenção neste estudo foi obter um equipamento de baixo custo, de pouca manutenção e portátil para que tanto um profissional de saúde como seu paciente possa utilizar sem grandes dificuldades e principalmente custos.

Particularmente, ao longo dos últimos anos trabalhou-se na recuperação de portadores da sequela “pé equino” com métodos invasivos ou não invasivos temporários, mas com a utilização de realimentação ou *biofeedback* pode-se obter bons resultados sem agressividade.

O desenvolvimento de um equipamento que possa ajudar na realimentação da distribuição de forças nos pés pode auxiliar nesse trabalho proporcionando a movimentação correta dos pés e por consequência, melhorando a capacidade de caminhar. Com esse tipo de procedimento, pretende-se favorecer a diminuição de procedimentos invasivos ou cirúrgicos que são realizados na tentativa de corrigir essa dificuldade motora.

1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO

1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver um equipamento eletrônico microcontrolado que acoplado a palmilhas equipadas com sensores de pressão possa auxiliar as pessoas que apresentem pé espástico do tipo equino, através de técnicas adaptadas de baropodometria com *biofeedback* audiovisual, a aumentar o apoio dos pés sobre os calcanhares.

1.2.2 Objetivos específicos

- a - Desenvolver um equipamento para mensurar a oscilação de carga sobre os pés, fornecendo indicações visuais e sonoras qualitativas para o paciente, além de possibilitar o armazenamento destas informações em um cartão de memória.
- b – Propiciar, através de orientação visual e auditiva, um modo de auxiliar a correção da dificuldade de apoio do calcanhar, a fim de aumentar a propriocepção provinda do aumento de peso do corpo sobre o membro inferior.
- c – Colaborar para o armazenamento de informações em um banco de dados para auxiliar a análise comparativa dos dados através de planilhas e gráficos permitindo o acompanhamento da evolução do tratamento assim como prover dados para planos de procedimentos para a reabilitação.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em seis capítulos.

No primeiro capítulo está a introdução e são descritas as motivações e justificativas para a realização deste trabalho sejam elas fundamentadas em observações do ponto de vista fisiológico sejam do ponto de vista da área técnica.

O segundo capítulo faz uma descrição teórica básica do ponto de vista fisiológico e funcional do movimento dos pés fazendo uma abordagem simplificada sobre os estudos realizados até este momento.

No terceiro capítulo é feita a descrição técnica e funcional do equipamento abordando tecnicamente cada parte do Baropodômetro mostrando a motivação de seu projeto e sua construção explicando seu funcionamento individual.

No quarto capítulo é descrito o *firmware* do equipamento.

Os experimentos e resultados são descritos no quinto capítulo enquanto que no sexto capítulo são apresentadas as conclusões e propostas para trabalhos futuros.

2 FISILOGIA DO MOVIMENTO – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 O PÉ HUMANO

Os primeiros animais desenvolveram apêndices que serviam de membros primitivos para locomoção, pois viveram em ambientes aquáticos, como; mares, rios e lagos (KLENERMAN, 2006). Uma das maiores descobertas da paleoantropologia foi que os animais primitivos, tais como os gorilas, desenvolveram sua locomoção através do deslocamento dos membros inferiores para os membros superiores, dependendo do centro de gravidade e controle do tronco do corpo (KLENERMAN, 2006).

2.1.1 Primatas Velhos

Os primatas apresentam mudanças no comportamento dos pés de acordo com a evolução de sua utilização. Pouco se sabe sobre o momento em que os primatas tomaram a posição de apoio total sobre os pés, mas alguns animais já podiam realizar a transição do quadrúpede para o bípede para se alimentarem, e devido a esta transição os ossos já começaram a mudar suas estruturas de ligação (KLENERMAN, 2006).

A figura 1 ilustra a postura dos animais ancestrais do ser humano e pode ser observada a disposição dos pés e sua postura bípede ajustada com o tronco e membros inferiores quando comparados ao humano de hoje.



Figura 1 – Postura de animais ancestrais do ser humano.
Fonte: Adaptado de (KLENERMAN, 2006).

2.2 A MARCHA

A análise dos padrões mecânicos da marcha tornou-se uma ferramenta importante nas últimas décadas, favorecendo o estudo do comportamento de regiões ósseas, músculos e articulações na prevenção da perda da deambulação (BOVI, 2011). O estudo do comportamento da planta do pé facilita o desenvolvimento de tratamentos e métodos preventivos das alterações patológicas que dificultam a marcha normal (MICKLE, 2011).

A figura 2 ilustra o movimento funcional do membro inferior durante a marcha, evidenciando o comportamento das articulações e do equilíbrio durante as fases da marcha.

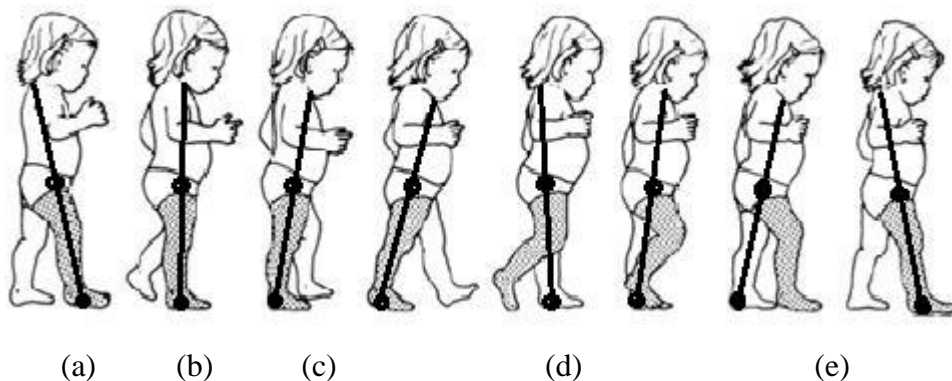


Figura 2 – Movimento funcional do membro inferior durante a marcha.
Fonte: Adaptado de (KLENERMAN, 2006).

2.2.1 Alterações dinâmicas do pé durante a marcha

No processo de marcha ocorrem deformações elásticas nas regiões da planta dos pés, e segundo (KLENERMAN, 2006) podem ser divididas em cinco etapas:

- 1 - Contato com o solo ou fase de apoio do calcanhar: Ao se apoiar o calcanhar no solo os músculos flexores tibio-társicos (tibial anterior) exercem a função de manter a tensão superiorizada, liberando progressivamente a extensão do tornozelo. Ilustrada pela figura 2(a).
- 2 - Contato da região plantar: no contato com o solo aplica-se uma impressão plantar através da flexão passiva do tornozelo ocasionada pela projeção do corpo anteriormente. Ilustrada pela figura 2(b).
- 3 - Contração do tríceps sural: ao término da fase de projeção anterior do corpo e com o desequilíbrio, há uma contração tônica dos flexores plantares, elevando o calcanhar e impulsionando o corpo para frente. Ilustrada pela figura 2(c).

4 - Segunda fase de impulso: a segunda fase de impulso, por influência dos flexores dos dedos, principalmente sesamóides e do flexor plantar do hálux, coloca o tríceps sural a uma segunda tensão, repousando o peso sobre a região anterior dos pés, mais voltado aos três primeiros dedos, nesta fase a região anterior resiste ao seu acoplamento elástico. Ilustrada pela figura 2(d).

5 - Fase de oscilação dos pés: ao término da fase de impulso final o pé é elevado superiormente e através da flexão de quadril, flexão de joelho e uma dorsiflexão de tornozelo, o pé é colocado à frente para iniciar o contato do calcanhar com o solo. Ilustrada pela figura 2(e).

2.3 PÉ EQUINO

A incapacidade de movimentar corretamente o tornozelo pode resultar no posicionamento incorreto do pé durante a postura bípede estática (em pé) ou dinâmica (marcha). Uma das alterações que impedem o movimento do pé, dificultando a marcha é denominada de pé equino (HALAAR et al., 2000). A figura 3 ilustra a localização dos músculos do membro inferior responsáveis para o trabalho da marcha e que precisam ser trabalhados durante sessões de fisioterapia para o tratamento da disfunção do pé-equino.



Figura 3 – Localização dos músculos responsáveis pela marcha.
Fonte: Adaptado de (HALAAR et al., 2000).

2.4 BAROPODOMETRIA

A baropodometria consiste na medição das pressões nas solas ou plantas dos pés, sendo muito utilizada nas pesquisas com crianças portadoras de alterações motoras que comprometem a marcha (ALVAREZ et al., 2008).

2.4.1 Análise de imagens de baropodometria

A Figura 4 apresenta exemplos de imagens produzidas por um equipamento de baropodometria a partir da medida da pressão na planta dos pés. A análise quantitativa da pressão é efetuada através da avaliação da distribuição de peso por cores ou tons de cinza sobre a região plantar dos pés.

A distribuição de peso pode ser dividida em:

Padrão lateral: 10% da pressão total na região lateral do antepé e baixa pressão sobre a região retro podálica. Ilustrado pela figura 4(a).

Padrão central: alta pressão abaixo do segundo e do terceiro metatarsos e carregamento difuso sobre a região retro podálica. Ilustrado pela figura 4(b).

Padrão central/medial: carregamento igual através do primeiro e segundo metatarsos e melhor carga sobre a região retro podálica. Ilustrado pela figura 4(c).

Padrão medial alto: alta pressão sobre o calcanhar e região anterior dos pés simultaneamente. Ilustrado pela figura 4(d).

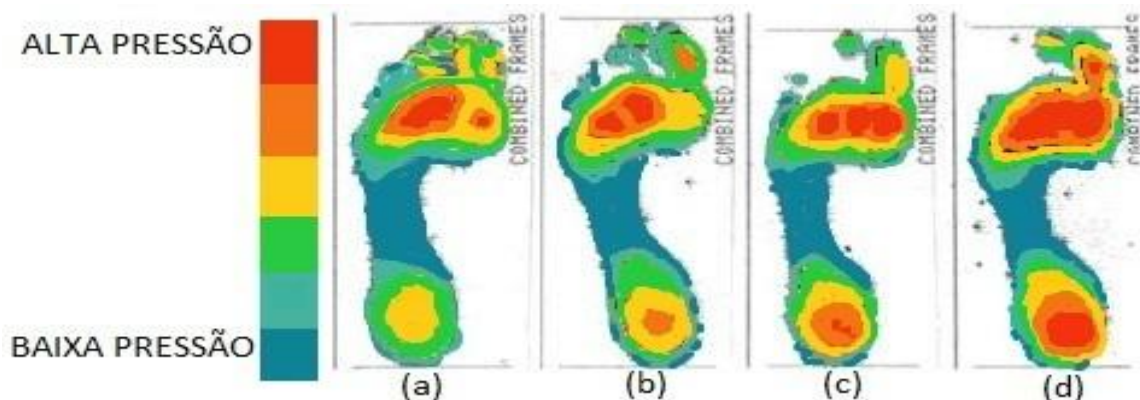


Figura 4 – Imagem das alterações de pressão exercida pela planta dos pés: (a) padrão lateral, (b) padrão central, (c) padrão central/medial e (d) padrão medial.

Fonte: Adaptado de (KLENNERMAN, 2006).

2.5 BIOFEEDBACK

As informações sensoriais podem ser simples ou processadas para serem auditiva e visualmente disparadas de forma contínua através de alto-falante e ou fontes luminosas para facilitar o entendimento do sinal fisiológico captado (ROBINSON, 2001). Estudos psicofísicos mostraram que o ensaio mental do movimento auxiliado por uma fonte sensorial facilita a execução da tarefa (KANDEL, 2003).

O *biofeedback* cinético ou sensorial é compreendido como a utilização de equipamentos que medem as alterações mecânicas da marcha tais como, amplitude articular, mudança de eixo corporal e também o apoio do calcanhar em posição estática ou dinâmica favorecendo uma resposta sensorial, visual, auditiva ou tátil (SCHWARTZ, 2000).

Um tipo simples de monitor de mudança de pressão dos pés capaz de resultar em uma resposta audível quando se completa a fase postural pode ser considerado um equipamento de biofeedback. Tal procedimento pode ser mais bem efetuado com um baropodômetro melhor elaborado para estimular o peso do corpo sobre o calcanhar, estimulando a propriocepção ou o trabalho entre músculos que executam funções diferentes, facilitando o desenvolvimento da marcha (SCHWARTZ, 2000).

3 DESENVOLVIMENTO DO EQUIPAMENTO DE BAROPODOMETRIA

3.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo será apresentada a metodologia utilizada para o desenvolvimento do *hardware* e do *firmware* de equipamento de Baropodometria assim como a descrição e o funcionamento de cada parte do aparelho e a motivação da seleção dos componentes utilizados.

3.2 BAROPODÔMETRO

Neste trabalho foi proposto e desenvolvido um equipamento eletrônico microcontrolado para auxiliar pessoas que apresentam dificuldade em apoiar corretamente o pé, na postura bípede ou deambulando. Mais especificamente, aquelas pessoas portadoras da síndrome de deficiência motora denominada de “pé equino” que é a dificuldade de apoiar corretamente o calcanhar no solo.

Este equipamento, com a utilização de sensores colocados em palmilhas, deverá obter uma amostra da pressão exercida pelos pés no chão e através de sinais visuais formados por *displays* e leds, e sinais sonoros emitidos por um transdutor acústico, possibilitar a realimentação (*biofeedback*) ao usuário sobre a correta colocação do calcanhar no chão. Além disso, os dados obtidos durante as sessões de fisioterapia com o equipamento deverão ser gravados em memória do tipo Cartão SD (*Secure Digital Card*), possibilitando sua utilização para a geração de gráficos e tabelas para o acompanhamento do tratamento.

Na intenção de se obter um equipamento simples e de baixo custo, foi elaborada especificação de tal maneira que se buscasse simplificar ao máximo o projeto e por consequência seu funcionamento, calibração e operação. Para tal, buscou-se especificar componentes que tivessem possibilidade de aquisição facilitada e custo baixo.

Foram, então, determinadas algumas premissas para o projeto, como:

- a – evitar componentes importados;
- b – utilizar componentes de montagem facilitada e de fácil e rápida aquisição;
- c – determinar caixa padrão de mercado para acomodar o equipamento.

- d – utilizar baterias comuns de 9V para facilitar a troca pelo usuário;
- e – evitar circuitos de carga e supervisão de baterias;
- f – utilizar microcontrolador conhecido e de programação facilitada;
- g – especificar amplificadores operacionais simples e de custo baixo;
- h – sandálias para a colocação das palmilhas de boa qualidade e não muito caras;
- i – utilizar borracha para confecção das palmilhas que fosse possível de se adquirir em lojas de artigos para sapataria.

A Figura 5 apresenta o diagrama de blocos simplificado do equipamento de baropodometria.

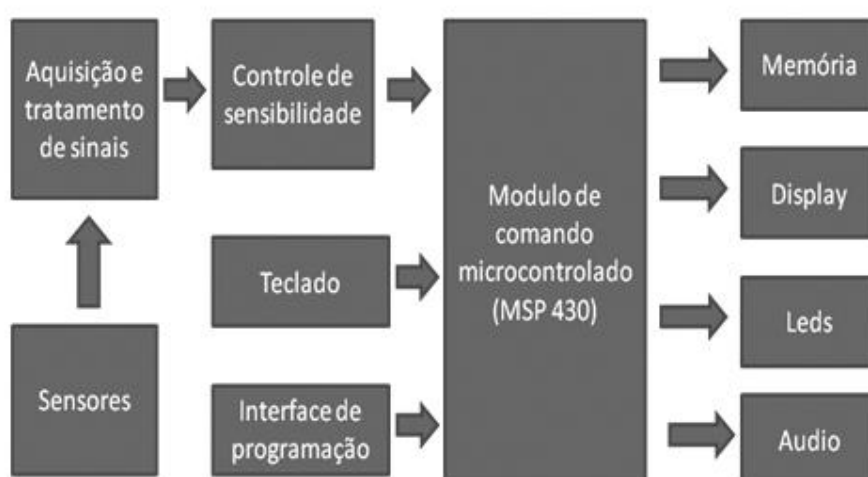


Figura 5 – Diagrama de blocos simplificado do aparelho de baropodometria.
Fonte: própria

O equipamento, mostrado no diagrama de blocos completo da figura 6, é dividido em cinco módulos principais:

- 1) Sensoriamento;
- 2) Interface;
- 3) Armazenamento dos dados;
- 4) Controle e processamento;
- 5) Alimentação.

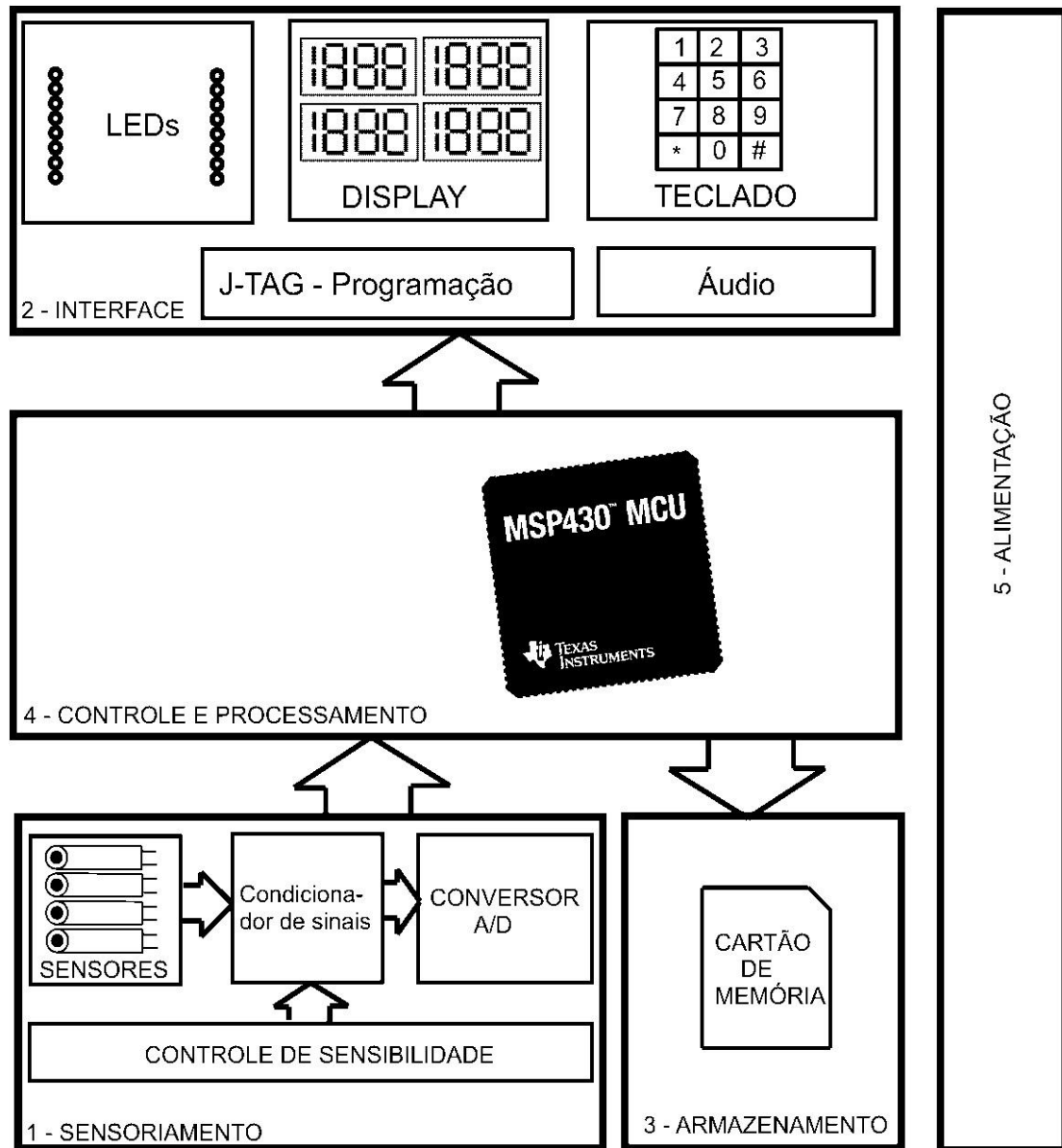


Figura 6 – Diagrama de blocos do aparelho de baropodometria.
Fonte: própria.

3.2.1 Sensoriamento

Elementos fundamentais do equipamento são os sensores piezos-resistivos que ficam acondicionados em palmilhas de borracha. Essas palmilhas, por sua vez, são acomodadas dentro de sandálias e são conectadas à unidade central por cabos. Através desses cabos, o sinal amostrado pelos sensores é acondicionado por amplificadores que fazem o tratamento desse sinal. Nesses amplificadores é feito o controle de sensibilidade de cada sensor instalado nas palmilhas por botões instalados no painel frontal do equipamento. Então, o sinal tratado é submetido a conversores analógicos/digitais (A/D).

3.2.2 Interface

A interface audiovisual do equipamento é constituída por *displays* e leds dispostos no painel frontal, o transdutor de áudio instalado dentro da caixa, pelo teclado instalado na lateral do gabinete e a interface de programação na placa eletrônica interna. O controle do volume do áudio é feito por botão também instalado no painel frontal.

3.2.3 Armazenamento dos dados

O armazenamento dos dados é feito em um cartão de memória do tipo SD alocado em uma abertura específica na lateral da caixa do equipamento.

3.2.4 Controle e processamento

O controle e processamento são realizados por um circuito microcontrolado que recebe os sinais acondicionados e convertidos em sinais digitais, trata-os como dados e fornece as informações necessárias para os *displays*, leds, alto-falante e cartão de memória. O circuito faz ainda o controle da interface de programação e do teclado utilizado para configurar o equipamento.

3.2.5 Alimentação

A alimentação do aparelho é feita por uma bateria de 9V acondicionada em um compartimento localizado na parte traseira da caixa.

3.3 BASTIDOR DO EQUIPAMENTO

O equipamento foi acomodado em uma caixa de material plástico com as dimensões indicadas na figura 7. Esse é um modelo padrão de mercado fabricado pela empresa Patola código PB-119. A caixa possui uma tampa traseira fixada por quatro parafusos e uma alça. Também é equipada com um compartimento para baterias possuindo tampa exclusiva de acesso.

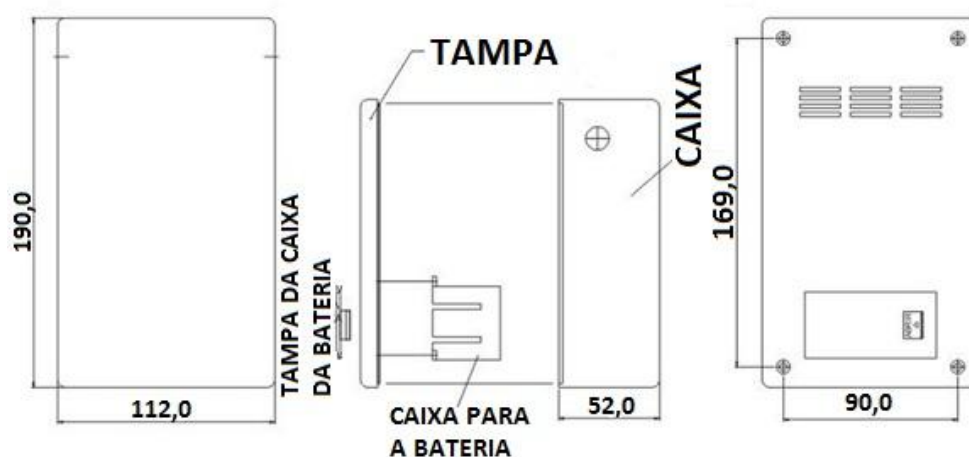


Figura 7 – Caixa de plástico e dimensões em mm para acomodação do equipamento.
Fonte: Adaptado de (PATOLA, 2011).

Na face maior da caixa foram feitas aberturas para permitir a visualização dos *displays* e dos leds como mostrado na figura 8. Também foram feitas aberturas para permitir o encaixe do cartão de memória, da chave liga-desliga e do teclado. Foram feitos vários furos para o encaixe dos potenciômetros, dos leds e botões dos controles de sensibilidade e volume e também dos conectores dos fios das palmilhas.

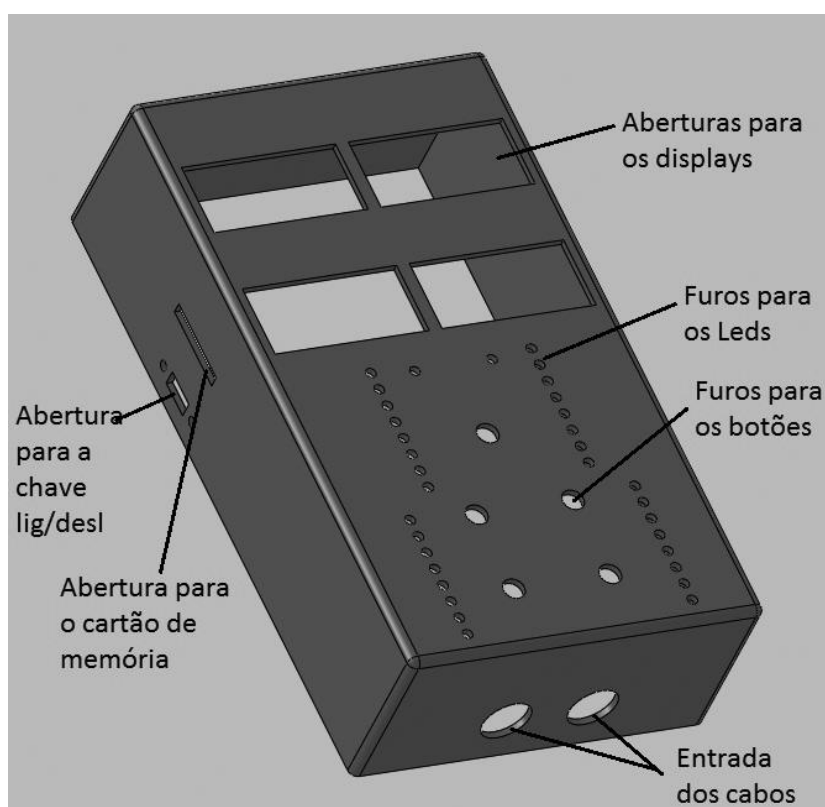


Figura 8 – Caixa plástica com aberturas e furos para *displays* leds e controles.
Fonte: própria

3.4 SENSORIAMENTO

Esse módulo é constituído basicamente pelos sensores piezos-resistivos, a palmilha onde eles estão inseridos, o circuito eletrônico de aquisição e tratamento do sinal oriundo dos sensores, o controle de sensibilidade do circuito de aquisição e os conversores A/D.

3.4.1 Sensores

Em qualquer equipamento biomédico, a etapa de transdução/sensoriamento é fundamental. É muito difícil obter resultados excepcionais quando a etapa de transdução do sinal é mal realizada. Dessa forma, foi direcionado grande esforço para a especificação e escolha dos sensores a serem utilizados.

Além de outros tipos, as pesquisas sobre sensores foram concentradas nos sensores de pressão piezo-resistivos definindo-se, então o sensor de modelo A201 do fabricante FLEXIFORCE® mostrado na figura 9 para montagem da palmilha. Esses sensores, devido as suas características de boa repetibilidade (precisão) e alta sensibilidade, são utilizados em garras de pega de robôs que precisam ter sensibilidade para prender (pegar) objetos sensíveis sem danificá-los ou então transportar peças pesadas sem derrubá-las (TEKSCAN, 2011). Além disso, apresentam características de maleabilidade e durabilidade que se ajustam ao propósito do projeto que necessita de sensores resistentes à pressão, torção, de pouca espessura e de manuseio facilitado para a fabricação das palmilhas.

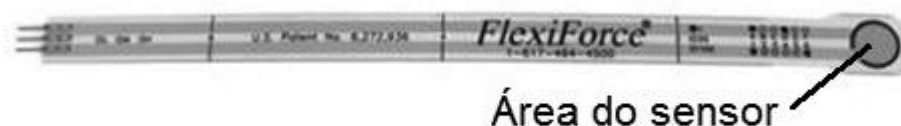


Figura 9 – Sensor piezo-resistivo A201 da empresa FLEXIFORCE®.
Fonte: própria.

Apenas dois sensores de pressão foram utilizados para cada planta do pé. Um deles para monitorar a pressão na parte posterior do pé e outro para monitorar a pressão da parte anterior do pé.

O modelo de sensor especificado possui faixa de medida de massa de 0 kg a 52 kg e resistência mínima de 7,4 ohms. A resistência máxima passa de 7 M ohms. Opera na faixa de temperatura de -9 °C até 60 °C, tem 190 mm de comprimento, 14 mm de largura e apenas 0,2 mm de espessura. O círculo onde se encontra o sensor tem 9,5 mm de diâmetro.

O sensor piezo-resistivo FLEXIFORCE® age como um sensor resistivo de detecção de força em um circuito elétrico. Quando nenhuma força está aplicada no sensor a sua resistência é muito elevada. Quando uma força é aplicada no sensor a sua resistência diminui. A resistência pode ser lida com um multímetro conectado nos dois pinos externos enquanto uma força é aplicada sobre a área do sensor (TEKSCAN, 2011).

A curva de resposta dada pelo fabricante do sensor é apresentada na figura 10.

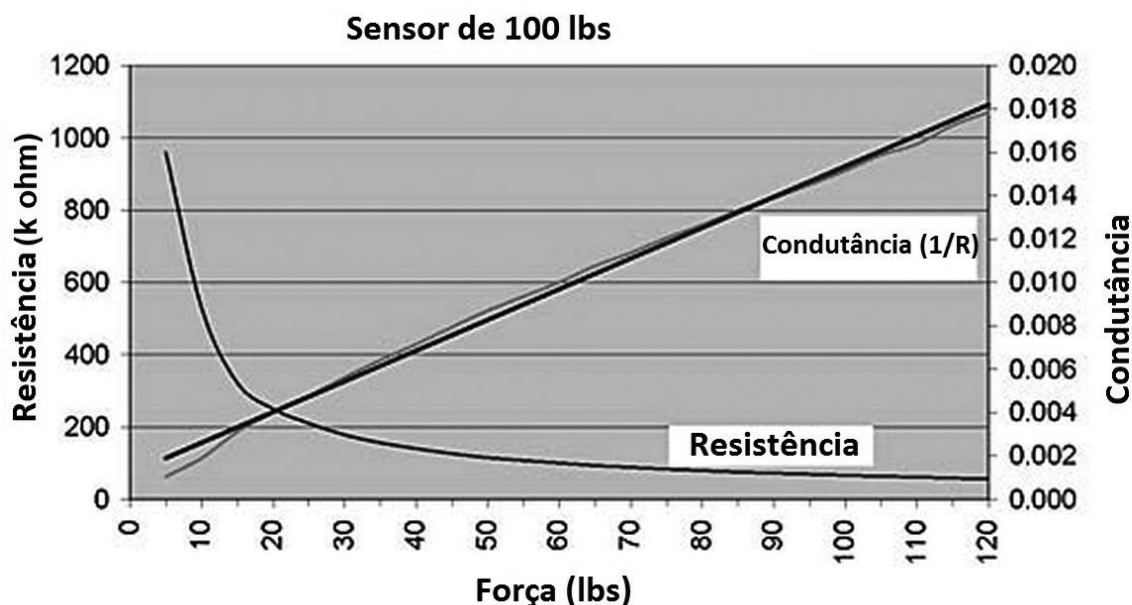


Figura 10 – Curva de resposta do sensor.
Fonte: adaptado de (TEKSCAN, 2011).

Dentre outras, as principais características que devem ser observadas quando se especifica sensores de pressão de qualquer natureza são sua repetibilidade, linearidade, histerese, escorregamento, sensibilidade à temperatura e durabilidade.

Cada uma dessas características está descrita especificamente para os sensores utilizados conforme (TEKSCAN, 2011).

3.4.1.1 Repetibilidade

É a capacidade do sensor para responder da mesma maneira uma mesma força aplicada repetidamente. É habitual exercer essa condição para a maioria dos dispositivos de medição para propiciar sua calibração e poder ser usado para medição. A repetibilidade dos sensores FLEXIFORCE® ficam dentro de $\pm 2,5\%$ depois de terem sido condicionados. Um sensor é condicionado quando uma força de 110% da carga máxima é aplicada de quatro a cinco vezes por um período pré-determinado.

3.4.1.2 Linearidade

Linearidade refere-se à resposta do sensor para a carga aplicada dentro do alcance do sensor. Esta resposta deve ser idealmente linear e qualquer não linearidade do sensor faz com que a grandeza avaliada seja percebida de forma não linear. Os sensores FLEXIFORCE® têm linearidade em torno de $\pm 3\%$.

3.4.1.3 Histerese

A histerese é a diferença na resposta de saída do sensor durante o processo de aplicação e retirada de força (sem voltar a zero entre as medições) para as mesmas forças aplicadas. Para um sensor condicionado com 50% da força total aplicada, a histerese é menor do que 4,5% da escala total.

3.4.1.4 Deslocamento

Deslocamento é a mudança na saída do sensor, quando uma força constante é aplicada sobre um determinado período de tempo. Se o sensor é mantido sob uma carga constante, a sua resistência vai diminuir continuamente, fazendo com que a linha de resposta aumente gradualmente. É importante levar essa característica em consideração ao calibrar o sensor, de modo que os seus efeitos possam ser minimizados através de pós-processamento do sinal. A maneira mais simples de se fazer isso é realizar a calibração do sensor em um período de tempo semelhante ao que será utilizado na aplicação dos sensores. Nos sensores FLEXIFORCE®, o deslocamento é inferior a 3%.

3.4.1.5 Sensibilidade à temperatura

A gama de funcionamento para os sensores FLEXIFORCE® é de -9 °C a 60 °C. A precisão de saída do sensor pode variar até $\pm 0,36\%$ por mudança de grau Celsius. Em geral, este efeito é mais significativo quando são combinadas cargas elevadas sobre o sensor com altas temperaturas. Para garantir a precisão, recomenda-se que o sensor seja calibrado na temperatura em que ele vier a ser utilizado. Caso o sensor venha a ser utilizado em diferentes temperaturas, uma diferente calibração deverá ser feita para cada faixa de temperatura.

3.4.1.6 Durabilidade

A durabilidade do sensor depende da aplicação em que é usado. Sua vida útil diminui quando são submetidos a condições severas tais como arestas vivas, forças de cisalhamento, torção elevada, etc. Os sensores suportam mais de um milhão de ciclos de carga e descarga quando é aplicada uma força de 221,97 N (50 lbs). Isso é equivalente a aproximadamente 35 mil avaliações se levarmos em conta que uma avaliação típica de marcha dura em média 30 minutos com cerca de 30 ciclos de carga nos sensores. Com esses números chega-se ao tempo de utilização de aproximadamente nove anos considerando o uso da palmilha por oito horas por dia. É difícil afirmar que a utilização nessas condições leve o sensor ao seu fim de vida útil após 35 mil avaliações, pois a diferente distribuição de forças na parte da frente e traseira dos pés fará com que a força aplicada aos sensores não seja sempre de 221,97 N. Além disso, outras partes que compõem a palmilha podem não durar tanto tempo assim.

3.4.1.7 Calibração

Conforme indicado pelo fabricante e seguindo os procedimentos sugeridos, foi executada a calibração de cada um dos sensores individualmente.

Inicialmente os sensores foram colocados sobre uma bancada e acondicionados de maneira a facilitar sua calibração. Sobre a área onde se localiza o componente de transdução do sinal foi colocada uma pequena borracha em formato circular de 1 mm de espessura do tamanho da área do sensor (1 cm²) para iniciar o processo de calibração. Sobre a borracha foi colocado um pedaço de madeira de 5 cm² com 10mm de espessura e acima desta peça uma plataforma de aproximadamente 30 cm² com 10mm de espessura. Sobre essa plataforma,

foram depositados sacos de areia de tal maneira que o peso aplicado sobre o sensor fosse conhecido.

Numa primeira fase foi aplicado um peso 10% maior que o peso máximo especificado pelo fabricante por um tempo de um minuto que é o intervalo de medição adotado para o equipamento por cinco vezes. Num segundo passo foram aplicados pesos gradualmente a cada quilograma até o máximo suportado enquanto o valor da resistência era mensurado entre os terminais com um multímetro eletrônico da marca VOLTCRAFT® modelo M-3650D.

Durante a calibração foi levantada a curva de resposta resistência x peso para cada sensor. Uma curva representando a média de medidas dos sensores é apresentada na figura 11. A diferença observada nos valores medidos se comportou dentro da tolerância informada pelo fabricante ($\pm 2,5\%$). O peso é a força aplicada sobre os sensores. Fazendo-se correlação com a massa corporal do paciente, o peso pode ser calculado pela equação (1).

$$P = m \cdot g \quad (1)$$

Onde P é a força peso aplicada ao sensor em N (Newton), m é a massa corporal do paciente expressa em kg e g é a aceleração da gravidade expressa em m/s^2 que é constante e vale $9,8 m/s^2$. Logo, os pontos de extremos no eixo das abscissas são 9,8 N correspondentes à força realizada pela massa de 1 kg e 519,4 N correspondentes à força realizada pela massa de 53 kg. Os valores mostrados na curva foram arredondados para o valor inteiro para simplificar a apresentação.

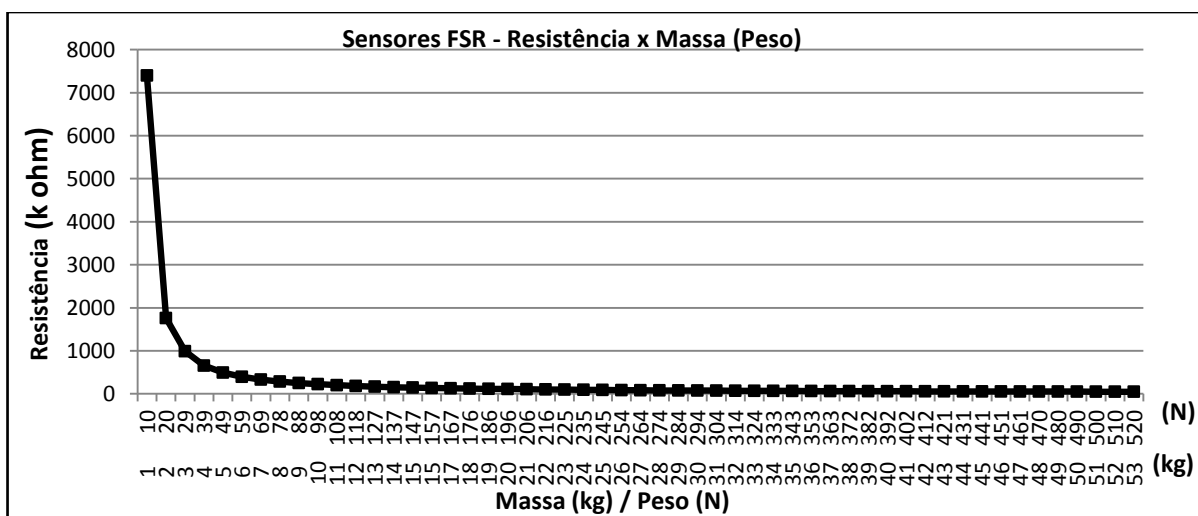


Figura 11 – Curva de resposta média dos sensores obtida durante a calibração.
Fonte: própria.

Existe uma região nessa curva considerada de maior interesse para a aplicação nas palmilhas. Essa região ocorre quando se aplica uma força estimada maior que 39,2 N (equivalente a 4 kg de massa corporal) e 509,6 N (equivalente a 52 kg de massa corporal) por sensor que é uma distribuição otimizada das forças sobre o pé do paciente. Ampliando-se essa região da curva resultante, é obtida a curva mostrada na figura 12.

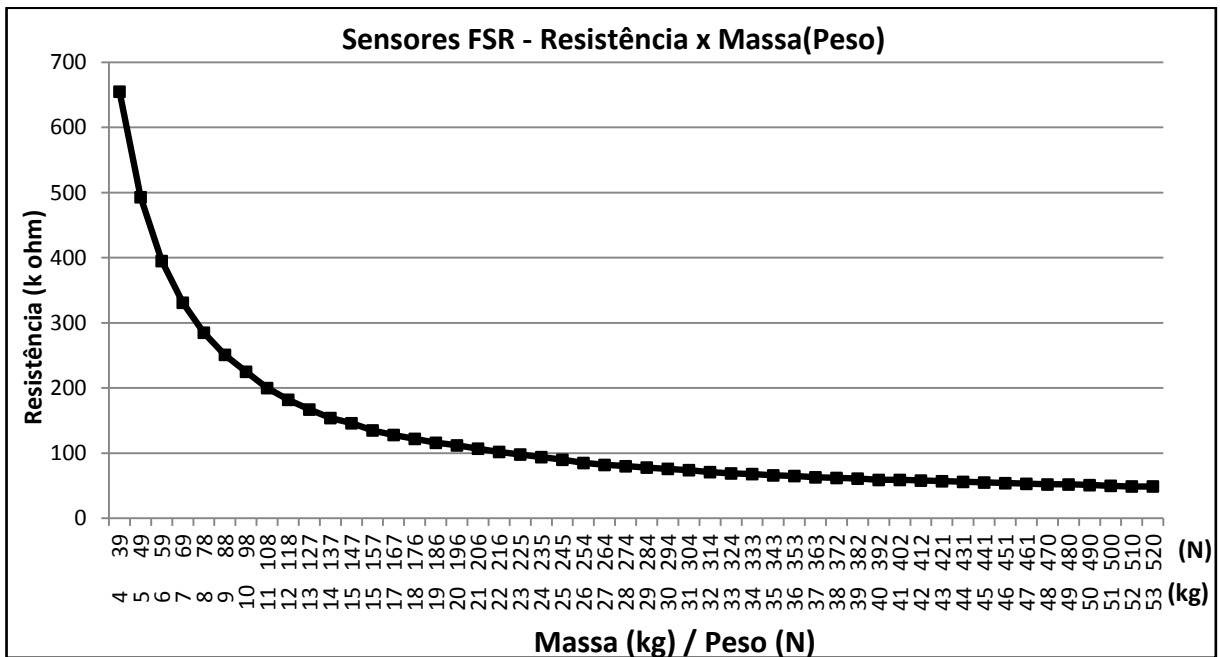


Figura 12 – Porção ampliada da curva de resposta de maior interesse.
Fonte: própria.

3.4.2 Palmilhas

As palmilhas foram confeccionadas com duas lâminas de borracha de 5 mm de espessura de cor preta cortadas em um formato compatível para a acomodação em uma sandália e montadas contrapostas.

Essas lâminas de borracha tem pouca maleabilidade, não possuem almofadas ou qualquer enchimento ou pré-formação que viessem a acomodar satisfatoriamente a sola do pé de um determinado paciente e de outro não. Por essa razão, as palmilhas de látex moldadas com densidades mais moles ficaram de fora da seleção. A ideia era não fornecer um falso resultado de pressão em cada sensor ocasionado por alguma almofada na palmilha originando um resultado diferente dependendo do tipo ou tamanho do pé de cada paciente. Os sensores foram montados nessa palmilha de borracha da maneira mostrada na figura 13 que por sua vez foi acomodada em uma sandália de couro rígido como mostrado na figura 14.



Figura 13 – Sensores montados sobre a parte inferior da palmilha.
Fonte: própria.

A parte superior da palmilha foi fabricada com abas laterais para permitir a fixação da palmilha nas laterais da sandália evitando que escorreguem durante a utilização.



Figura 14 – Sandálias com palmilhas acomodadas em seu interior.
Fonte: própria

Embora, a área do sensor de pressão seja pequena, a pressão exercida pela parte anterior do pé é percebida pelo sensor colocado nessa região da palmilha plenamente, ocorrendo o mesmo com a parte posterior do pé. O objetivo principal do trabalho não é quantificar a pressão exercida pelo pé do paciente sobre cada sensor, mas apenas avaliar se ambas as partes do pé estão sendo utilizadas de forma correta. Com esse procedimento é possível fazer a comparação do esforço oferecido pela planta de um pé normal e daquela de um pé equino sobre os sensores.

A localização dos sensores tanto na parte de trás quanto na parte da frente da palmilha é feita de tal maneira que quando o paciente conseguir encontrar o melhor resultado durante o apoio do pé, o seu corpo estará ereto e a pressão exercida sobre os sensores será máxima.

3.4.3 Circuito de aquisição e tratamento

Para o circuito de aquisição e tratamento do sinal fornecido pelos sensores localizados nas palmilhas, foram especificados amplificadores operacionais que tem o ganho controlado através de potenciômetros.

Partiu-se para o aprimoramento da solução sugerida pelo fabricante do sensor de pressão que pode ser visto na figura 15. – Um circuito amplificador fonte de tensão controlada a tensão (BOYLESTAD, 2004) com a utilização de operacionais simples e de fácil aquisição.

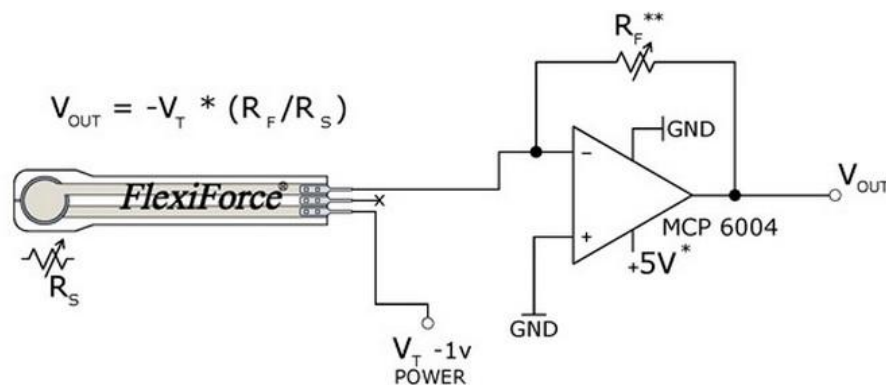


Figura 15 – Circuito de aquisição proposto pelo fabricante dos sensores.
Fonte: (TEKSCAN, 2011).

Levando em consideração as premissas do projeto, que o custo final do equipamento não deveria ser elevado, descartou-se a utilização de um circuito formado por operacionais na configuração “amplificador de instrumentação” ou amplificador diferencial (WEBSTER, 1998), por utilizar maior número de componentes (três amplificadores operacionais contra apenas um para esta solução).

Mesmo um componente específico para esse tipo de aplicação (instrumentação) acabou sendo descartado por ter custo muito elevado (cerca de 30 vezes mais caro).

Para a implementação desse circuito foi especificado o amplificador operacional TL082 (TEXAS INSTRUMENTS, 2011a) facilmente encontrado e de baixo custo.

O objetivo do circuito de condicionamento do sinal das palmilhas é a linearização desse sinal e a formação de uma rampa ascendente na medida em que a pressão sobre os sensores aumenta. Para minimizar a ocorrência de sinais espúrios e ruídos no sinal de saída dos operacionais e por consequência, nas entradas dos conversores A/D, foram utilizados capacitores de 100 nF com baixa resistência série equivalente ESR (*Equivalent Series Resistance*) em paralelo com os sensores.

O esquema elétrico do circuito de aquisição e tratamento do sinal dos sensores é apresentado na figura 16.

Foi desenvolvido um circuito amplificador em dois estágios. O primeiro deles, composto pelo circuito "fonte de tensão controlada a tensão" que faz a linearização do sinal e o segundo estágio por um circuito inversor de ganho unitário.

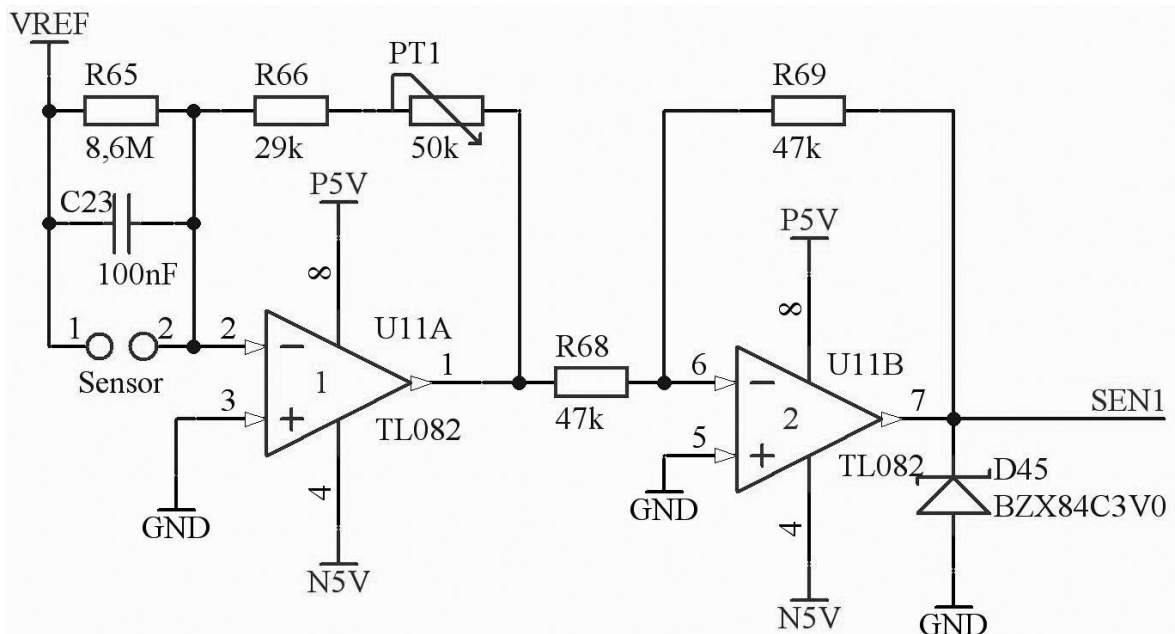


Figura 16 – Esquema elétrico do circuito de aquisição do sinal da palmilha.
Fonte: própria.

A linearização da curva de saída pode ser compreendida pela equação (2) onde a tensão de saída é proporcional à tensão de referência e à razão entre o resistor de realimentação ($R66 + PT1$) e a resistência do sensor. O resistor de 8,6 M ohm, que está em

paralelo com o sensor, foi desconsiderado para o cálculo por ter resistência bem superior à apresentada pelo sensor.

$$V_o = V_{REF} * ((PT1+R66)/Sensor) \quad (2)$$

Como a tensão de referencia (V_{REF}) foi tomada da fonte de 5V positiva, a saída do primeiro estágio resulta em uma rampa descendente que pode ser vista na figura 17.



Figura 17 – Curva de resposta na saída do primeiro estágio.
 Fonte: Própria.

A entrada dos conversores A/D do microcontrolador necessita que o sinal esteja condicionado de 0V a 3,3V. Foi necessário, então, fazer a inversão desse sinal com a utilização do segundo estágio que tem um diodo Zener na sua saída limitando a tensão a ser entregue aos conversores A/D em 3V.

Um gráfico mostrando o comportamento do sinal na saída (SEN1) do circuito pode ser visto na figura 18. Nesse gráfico pode-se perceber a rampa ascendente necessária para aplicação à entrada dos conversores A/D do microcontrolador variando de 0V a 3V (limitada pelo diodo zener).

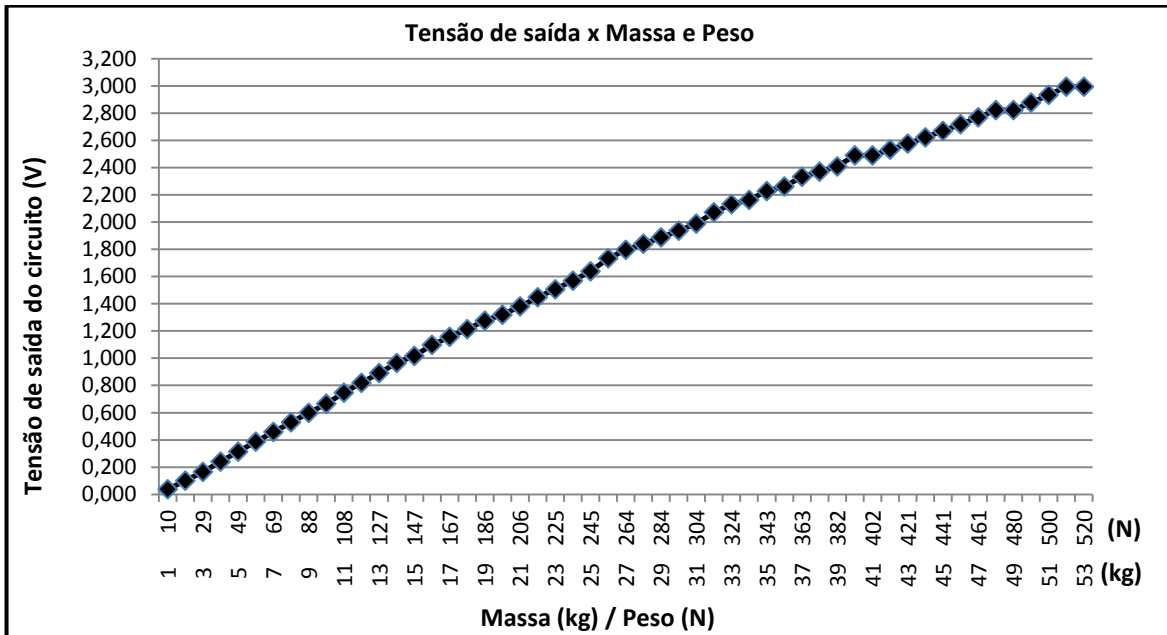


Figura 18 – Curva de resposta obtida na saída do circuito.
Fonte: própria.

3.4.4 Controle de Sensibilidade

Como mostrado na figura 16, o controle de sensibilidade do circuito de entrada é feito pelo potenciômetro PT1 que modifica o ganho do amplificador operacional. O ganho pode ser calculado pela equação (3) (BOYLESTAD, 2004).

$$A_v = 1 + (R_f/R_1) * V_1 \quad (3)$$

Onde, de acordo com o esquema mostrado na figura 16: A_v = ganho do amplificador, $R_f = PT1 + R_{66}$, $R_1 = \text{Sensor}$ e $V_1 = V_{REF}$. Então, reescrevendo a equação (3) teremos a equação (4).

$$A_v = 1 + (PT1 + R_{66}) / \text{Sensor} \quad (4)$$

O controle de sensibilidade para cada sensor é feito por botões instalados no painel do equipamento como mostrado na figura 19. Cada botão está fixado no cursor do potenciômetro pertencente a cada circuito de aquisição e tratamento de sinal respectivamente. Para cada botão existe uma escala graduada de 0 a 10 que proporcionam 10 níveis de controle de sensibilidade para cada sensor.



Figura 19 – Painel do instrumento com controle de sensibilidade de cada sensor.
Fonte: própria.

Efetuando-se o controle de sensibilidade individualmente, é possível alterar a inclinação da curva de resposta de cada sensor, mas a tensão de saída do circuito é limitada a 3V que é o limite estipulado para se entregar na entrada dos conversores A/D do microcontrolador. Essas curvas de respostas para o controle de um dos sensores podem ser vistas na figura 20 onde se percebe o limite de tensão de 3V imposto pelo circuito de condicionamento. Ou seja: com o controle na posição 10, um paciente com massa de aproximadamente 25 kg (245 N) atingirá o fundo de escala do equipamento.

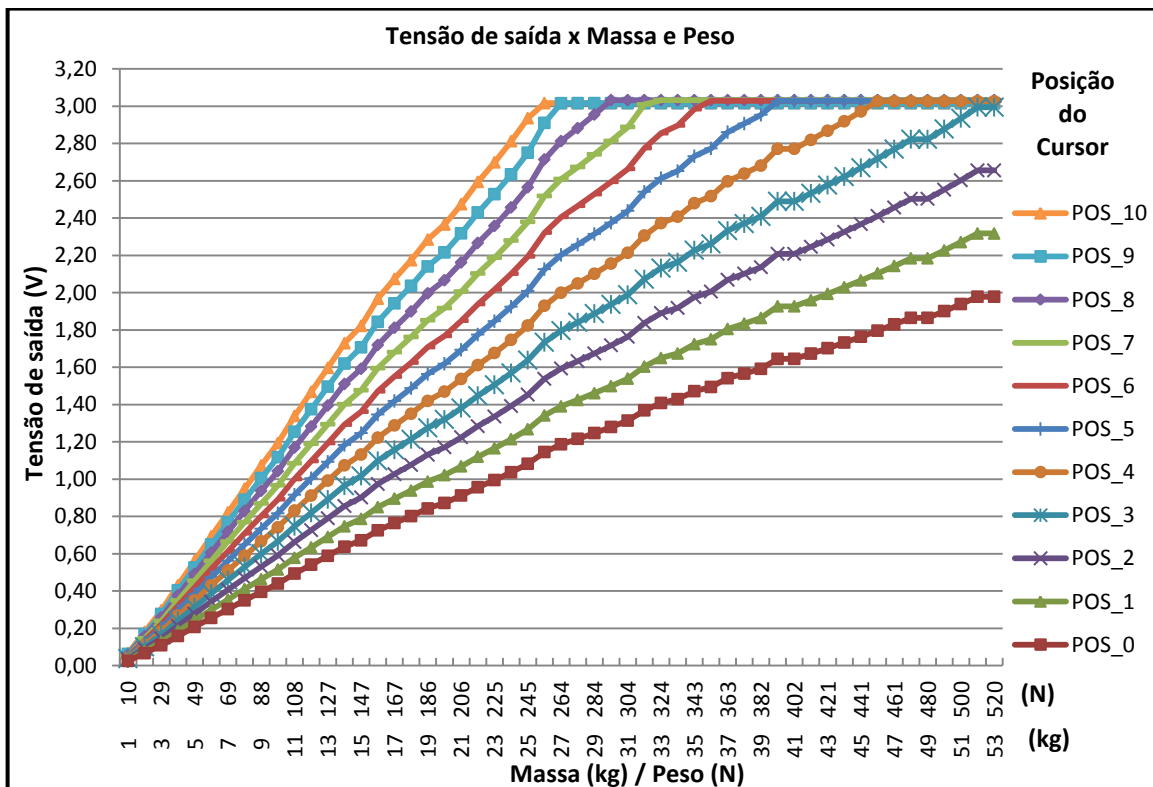


Figura 20 – Curva de resposta dependendo da posição do controle de sensibilidade.
Fonte: própria.

3.4.5 Conexão Palmilha x Equipamento

A conexão das sandálias e suas respectivas palmilhas ao Baropodômetro se fazem por fios ligados através de um conector especial de baixa resistência de contato localizados na lateral inferior do equipamento como pode ser visto na figura 21.



Figura 21 – Conectores para ligação das palmilhas ao Baropodômetro.
Fonte: própria.

3.4.6 Conversores A/D

Depois de tratados pelos amplificadores operacionais e ter sua resposta linearizada, o sinal analógico, que agora varia de 0 a 3V é aplicado à entrada de conversores A/D internos ao processador. Esses conversores farão a digitalização do sinal por amostras consecutivas e disponibilizarão para o processador que fará o processamento digital desses dados para mostrar valores nos *displays*, acender os leds e acionar o alto-falante com um sinal audível.

Como o dispositivo trabalha com uma rampa padrão de corrente contínua, a resolução do conversor não é um fator preponderante. O microcontrolador escolhido possui conversores de 12 bits (4096 níveis) que permite resolução mais que suficiente para o propósito do projeto. Ainda, como o sinal que representa os pesos varia com uma frequência de amostragem do conversor embarcado, que é de 8 MHz, é adequada para atender quaisquer necessidades dessa aplicação.

Na figura 22 está uma parte do circuito elétrico do microcontrolador mostrando a ligação das portas de entrada dos conversores A/D. Foi utilizada a porta 6 do microcontrolador onde estão as entradas dos conversores A/D. O sensor 1 foi conectado no conversor A4, o sensor 2 foi conectado ao A5, o sensor 3 ao A6 e o sensor 4 ao conversor A7.

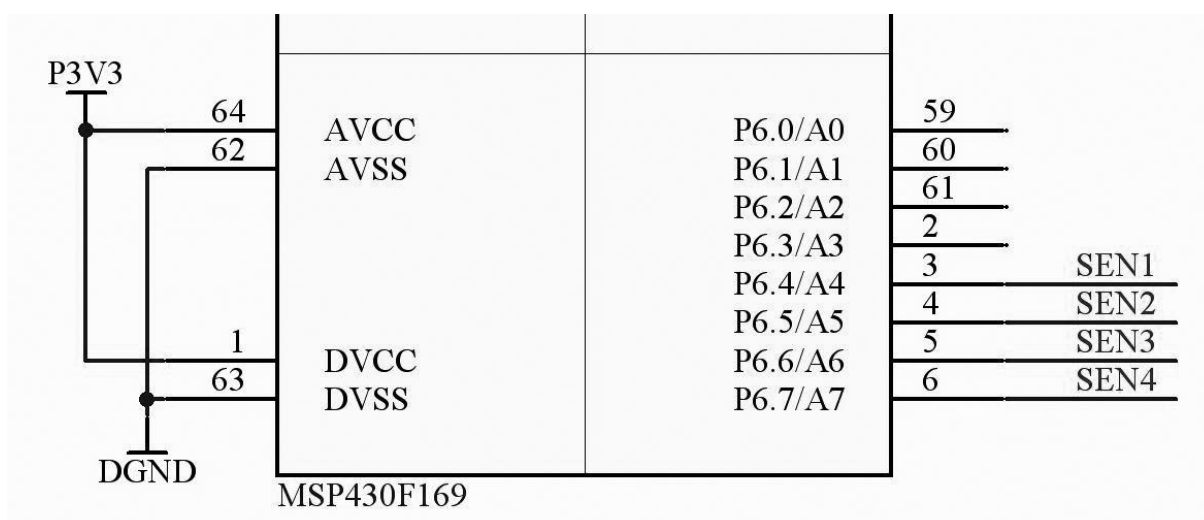


Figura 22 – Porta de entrada de conversores A/D do microcontrolador.
Fonte: própria.

3.5 MÓDULO INTERFACE

Esse módulo é constituído pelos *displays* LCD (*Liquid Crystal Display*) de 3 e ½ dígitos, pelas colunas de leds, o teclado, a saída de áudio do equipamento e a interface de programação JTAG (*Joint Test Access Group*).

3.5.1 Unidade de *display*

O microcontrolador escolhido não tem a facilidade de controle interno para *display* LCD de sete segmentos. Então foi necessário o desenvolvimento de uma alternativa para resolver o problema.

O *display* LCD necessita de um sinal digital de onda quadrada de frequência constante de 30 Hz a 100 Hz para seu funcionamento. Esse sinal deve ser aplicado em uma superfície comum denominada backplane que está disponível em um dos pinos do *display*. Optou-se por um sinal de frequência de 100 Hz que foi denominado PHASE_IN gerado pelo microcontrolador utilizando-se a porta P4.0.

O funcionamento da ativação de segmentos de um *display* LCD pode ser visto na figura 23. Para cada segmento (ou sinal a ser ativado no *display*) existe uma porta ou-exclusivo com um dos pinos de entrada ligado ao backplane. O outro pino da porta é o pino de aplicação do sinal para ativação ou não do segmento. Um sinal positivo nesse pino faz com que o segmento desejado seja ativado (acenda) e, um sinal com nível lógico baixo faz com que o segmento desejado seja desativado (desligue). Dessa forma, quando os sinais aplicados

a um determinado segmento em relação ao sinal do backplane estão com as fases invertidas, o segmento se acende. Caso contrário, o segmento se apaga.

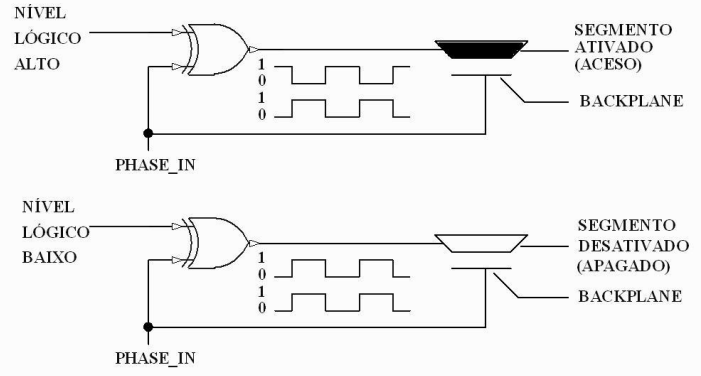


Figura 23 – Esquema de funcionamento da ativação dos segmentos de *display* LCD.
 Fonte: própria.

Como não existem pinos de portas I/O suficientes disponíveis no microcontrolador, não foi possível utilizar um pino para controlar cada segmento dos *displays* LCD, então foi desenvolvido um sistema de multiplexação utilizando as portas 1, 2 e 4 do microcontrolador, ficando ligado como mostrado na figura 24.

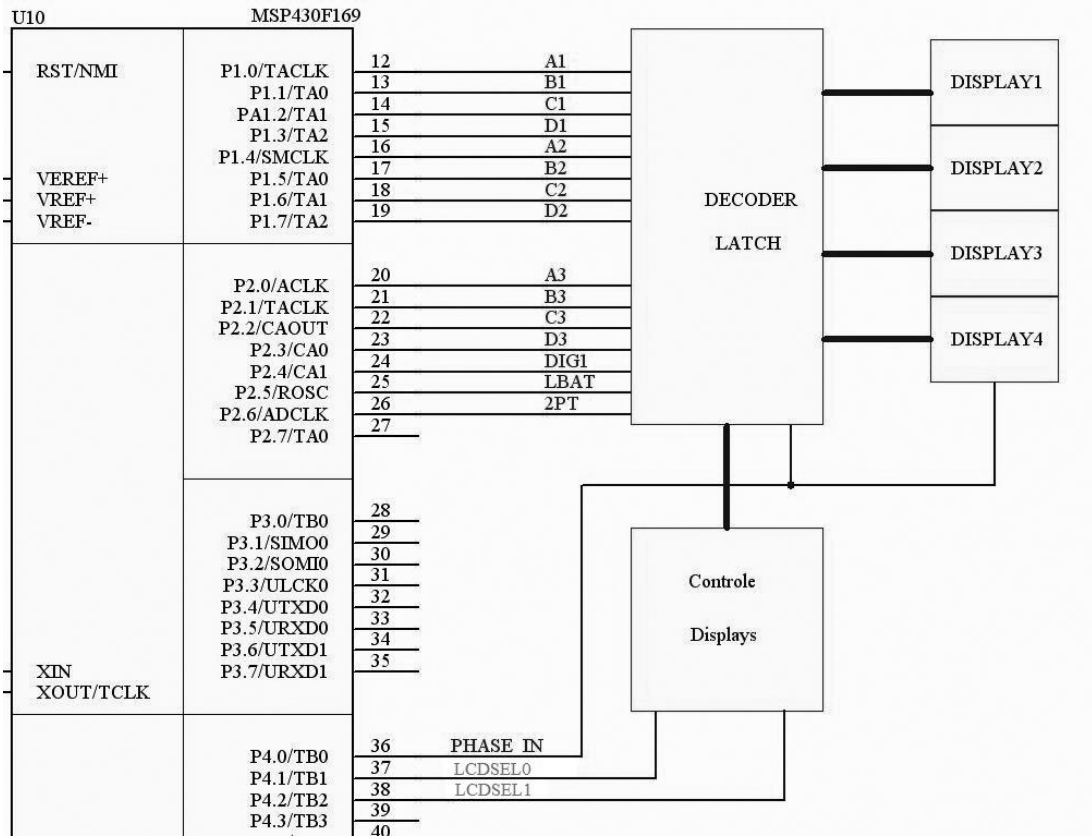


Figura 24 – Portas 1, 2 e 4 do microcontrolador utilizadas para a interface com os *displays*.
 Fonte: própria.

Nas portas de I/O 1 e 2 do microcontrolador são geradas as palavras em BCD (*Binary Coded Decimal*) para cada *display* de 3 e ½ dígitos conforme a tabela 1.

Tabela 1 – BCD para *display* de 3 e ½ dígito.

BCD	<i>Display</i>
A1, B1, C1, D1	Aciona segmentos do primeiro dígito.
A2, B2, C2, D2	Aciona segmentos do segundo dígito.
A3, B3, C3 D3	Aciona segmentos do terceiro dígito.
DIG1	Aciona segmentos do ½ dígito.

Esses sinais são aplicados em decodificadores BCD para 7 segmentos MC14543B (ON SEMICONDUCTORS, 2010) desenvolvidos para utilização com *displays* LCD.

Na porta 4 além do sinal PHASE_IN (*backplane*) são gerados os sinais LCDSEL0 e LCDSEL1. Esses sinais simulam um contador binário de 0 a 4 cuja finalidade é fazer o sequenciamento dos *displays* de tal maneira que apenas um dos *displays* esteja ativo no momento em que a palavra em BCD é escrita na saída do microcontrolador como pode ser visto na tabela 2.

Tabela 2 – Contagem binária para sequenciamento das colunas de Leds.

LCDSEL0	LCDSEL1	<i>Display</i>
0	0	Ativado <i>display</i> 4
0	1	Ativado <i>display</i> 3
1	0	Ativado <i>display</i> 2
1	1	Ativado <i>display</i> 1

No microcontrolador, em um primeiro momento, o sistema separa o valor que deverá ser mostrado no *display* de número 4, converte esse valor em um código BCD e escreve-o na saída. O circuito de sequenciamento mostrado na figura 25, ao receber o código binário “0 0” do contador binário, faz a ativação do *display* 4 e o valor é então mostrado por esse *display*. Em seguida, o sistema separa o valor que deverá ser mostrado no *display* de número 3, converte para BCD e escreve-o na saída. O circuito de sequenciamento recebe o código binário “0 1” faz a ativação do *display* 3 que passa a mostrar esse valor. O processo se repete para o *display* 2 e finalmente para *display* 1.

Os decodificadores possuem a propriedade de latch na saída e mantêm o valor aplicado no *display* até que o mesmo seja alterado na próxima passagem.

Esse circuito de lógica digital é formado por portas lógicas E (AND) SN7408 (TEXAS INSTRUMENTS, 2010b) e por portas lógicas Não-E (NAND) SN7400 (TEXAS INSTRUMENTS, 2010c).

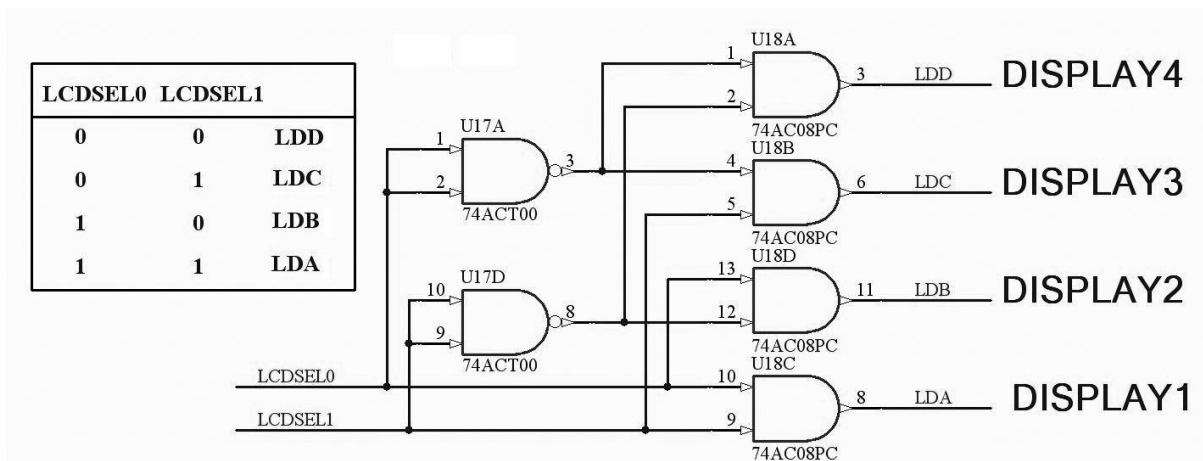


Figura 25 – Circuito de controle para ativação sequencial dos *displays*.
Fonte: própria.

O esquema elétrico completo do sistema de multiplexação e decodificação dos *displays* LCD de 3 e ½ dígitos se encontra no apêndice A.

Foi projetada uma placa de circuito impresso, mostrada na figura 26, para acomodar os quatro *displays* que têm por objetivo mostrar os valores relativos à pressão exercida sobre os sensores localizados nas palmilhas. No apêndice B podem ser vistos os desenhos relativos ao *layout* da placa de circuito impresso do *display*.

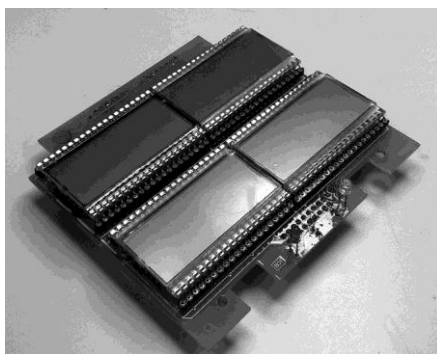


Figura 26 – Placa de circuito impresso com os *displays* montados.
Fonte: própria.

Para o projeto foram necessários quatro unidades de *displays* de 3 e $\frac{1}{2}$ dígitos dispostos dois a dois como pode ser observado na figura 27 de maneira a simular a disposição dos pontos de tomada de pressão dos pés do usuário.

Dois *displays* na parte direita do painel frontal mostram o comportamento do apoio do pé direito e dois *displays* na parte esquerda do painel frontal mostram o comportamento do apoio do pé esquerdo. Um dos *displays* relativo ao pé direito mostra a variação de pressão exercida na parte anterior do pé enquanto que o outro *display* mostra a variação de pressão aplicada na parte posterior do pé (calcanhar). De forma análoga, o procedimento se repete para o pé esquerdo.



Figura 27 – Disposição dos quatro *displays* de 3 e $\frac{1}{2}$ dígitos no painel do equipamento.
Fonte: própria.

Os valores mostrados nos *displays* variam dentro de uma faixa de 0.00 a 19.99.

O valor 0.00 mostrado significa que nenhuma pressão está sendo exercida sobre algum dos sensores nas palmilhas e o valor de 19.99 corresponde à pressão máxima aplicada aos sensores independentemente do peso do paciente. A tabela 3 mostra a correspondência do peso aplicado em um dos sensores (e seu respectivo valor convertido em pressão) com o valor mostrado no *display* correspondente. Para esse caso foi posicionado o cursor do controle do sensor na posição 4. Dessa maneira, observa-se que o fundo de escala é atingido com 14 kg sendo aplicado ao sensor.

Tabela 3 – Peso x valor mostrado no *display* (cursor na posição 4).

Peso (kg)	Força (N)	Valor no <i>Display</i>
0	0	0.00
1	9,8	1.06
2	19,6	2.07
3	29,4	4.71
4	39,2	5.07
5	49,0	8.82
6	58,8	10.95
7	68,6	12.23
8	78,4	13.50
9	88,2	14.78
10	98,0	16.05
11	107,8	17.33
12	117,6	18.19
13	127,4	19.04
14	137,2	19.90

3.5.2 O sistema de leds do aparelho

Complementando o sistema de *biofeedback* audiovisual, foram criadas quatro colunas de oito leds cada uma. Cada coluna de leds, assim como cada *display*, está referenciada a um respectivo sensor. Assim é possível acompanhar como é aplicada progressivamente a quantidade de pressão em cada um dos sensores observando o acendimento de cada led na sua respectiva coluna. Os valores relativos amostrados dos sensores das palmilhas depois de tratados são mostrados nos *displays* e na coluna de leds correspondente simultaneamente. Ao serem mostrados os valores 0.00 nos *displays* os leds deverão estar apagados. Quando forem mostrados os valores 19,99 no *display*, todos os leds da coluna correspondente deverão estar acesos. Dentro do intervalo de 0.00 até 19.99 existem 8 intervalos de 2.50. O acionamento dos leds será feito progressivamente sendo que cada led acenderá em um intervalo de 2.50 mostrados no *display*, até que no *display* seja mostrado 19.99 e que tenham se acendidos todos os leds da coluna indicando que o peso máximo está sendo aplicado sobre os sensores (para aquela escala de sensibilidade).

De forma geral, cada novo led deverá acender somente quando o valor a ser mostrado no *display* atingir um valor maior que 2.50 em relação ao valor anteriormente mostrado. A tabela 4 mostra como isso funciona e como o acendimento dos leds é controlado.

Tabela 4 – Valores mostrados no *display* e o acionamento dos leds.

Valor mostrado no <i>display</i>	Numero de leds acesos
0.00	Nenhum led aceso
2.50	Somente o led 1 aceso
5.00	Leds 1 e 2 acesos
7.50	Leds 1, 2 e 3 acesos
10.00	Leds 1 a 4 acesos
12.50	Leds 1 a 5 acesos
15.00	Leds 1 a 6 acesos
17.50	Leds 1 a 7 acesos
19.99	Leds 1 a 8 acesos

Para o acendimento dos leds, foi utilizada uma das portas de oito bits do microcontrolador fazendo que cada bit da porta tivesse correspondência direta com um led de cada coluna passando por um circuito de retenção (*latch*) para a retenção do valor escrito.

O acendimento dos leds se dá pela ativação ou não de um bit da porta de saída como pode ser acompanhado pela tabela 5. O sistema “monta” uma palavra de oito bits com a informação binária correspondente e disponibiliza na porta do microcontrolador. O circuito de sequenciamento fará a ativação da coluna que receberá essa informação.

Tabela 5 – Saída da porta do microcontrolador para acendimento dos leds.

Porta do microcontrolador	Leds acesos
0 0 0 0 0 0 0 0	Nenhum led aceso
0 0 0 0 0 0 0 1	Somente o led 1 aceso
0 0 0 0 0 0 1 1	Leds 1 e 2 acesos
0 0 0 0 0 1 1 1	Leds 1, 2 e 3 acesos
0 0 0 0 1 1 1 1	Leds 1 a 4 acesos
0 0 0 1 1 1 1 1	Leds 1 a 5 acesos
0 0 1 1 1 1 1 1	Leds 1 a 6 acesos
0 1 1 1 1 1 1 1	Leds 1 a 7 acesos
1 1 1 1 1 1 1 1	Leds 1 a 8 acesos

Para cada coluna de oito leds, existe um *latch* de oito bits correspondente e sua ativação é controlada por um circuito de lógica digital que faz o sequenciamento das colunas como pode ser observado no circuito básico mostrado na figura 28.

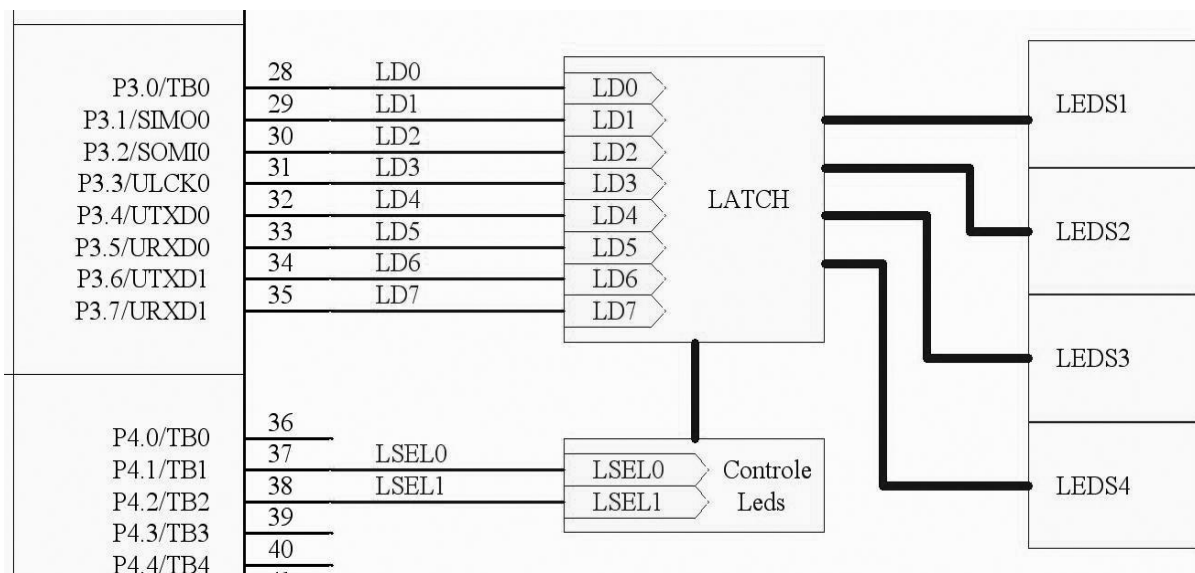


Figura 28 – Portas 3 e 4 do microcontrolador utilizadas para o controle dos leds.
Fonte: própria.

O circuito de lógica digital de controle é um contador binário composto por dois pinos de uma das portas do microcontrolador que “conta” de 0 a 4 de forma binária. Isso é mostrado na tabela 6 sendo que para cada valor binário na saída da porta, uma das colunas de leds é ativada.

Tabela 6 – Contagem binária para sequenciamento das colunas de leds.

LSELO	LSEL1	Coluna de leds ativada
0	0	Coluna 4
0	1	Coluna 3
1	0	Coluna 2
1	1	Coluna 1

O circuito elétrico completo para o controle de acendimento dos leds assim como o circuito de sequenciamento podem ser vistos na figura 29.

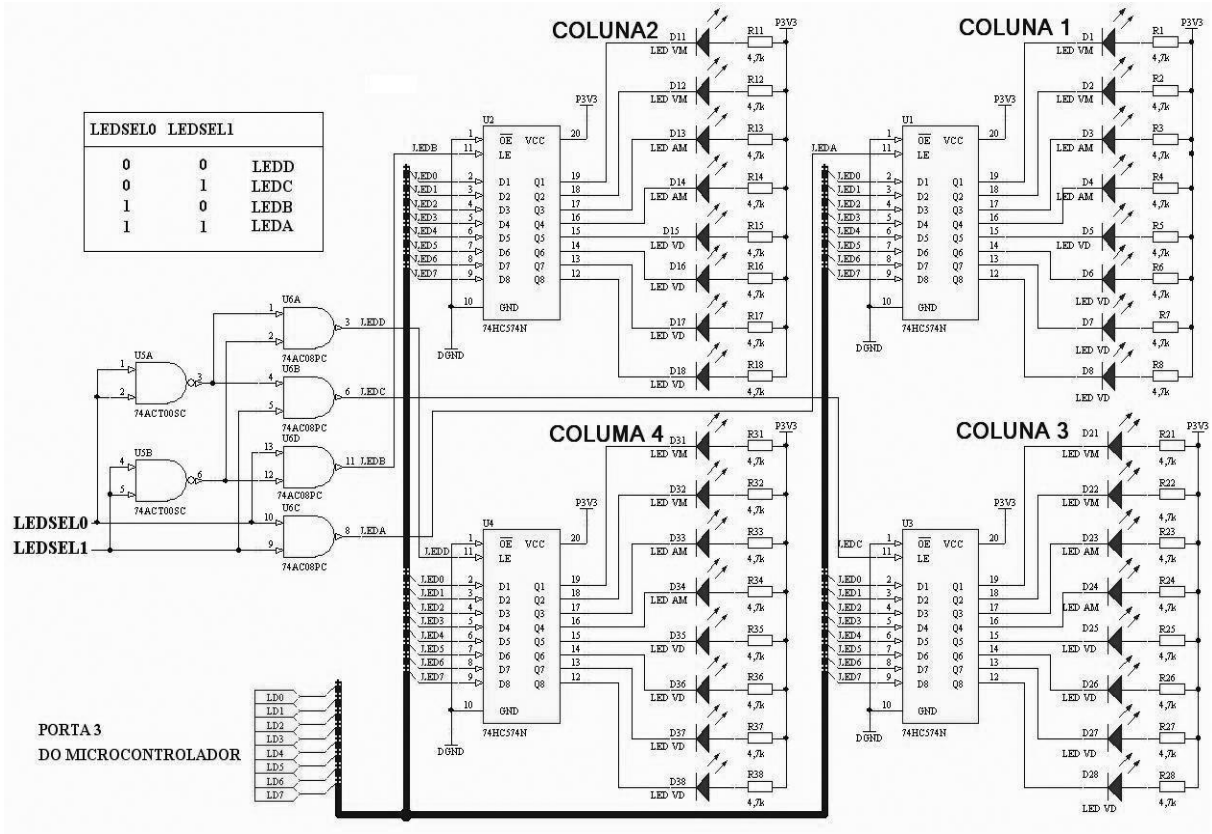


Figura 29 – Circuito de acendimento e controle dos leds.
Fonte: própria.

3.5.3 O teclado do aparelho

O teclado é uma matriz 3x4 com três colunas e quatro linhas interligadas conforme a figura 30. As linhas foram ligadas à porta 5 do microcontrolador enquanto que as colunas foram ligadas à porta 6.

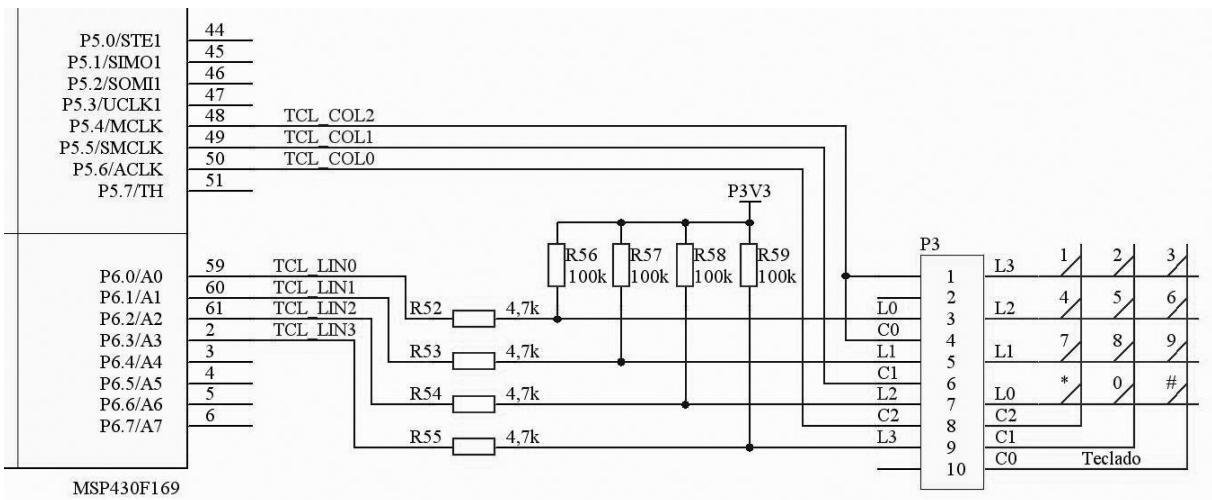


Figura 30 – Portas 5 e 6 do microcontrolador utilizadas para conexão do teclado.
Fonte: própria.

Fisicamente, o teclado está localizado na lateral direita do aparelho mostrado na figura 31. Essa localização foi escolhida para que, visualmente, não desviar a atenção dos *displays* e dos leds pelo paciente durante os procedimentos fisioterápicos.



Figura 31 – Disposição teclado na lateral direita do Baropodômetro.
Fonte: própria.

3.5.4 O sistema de áudio do aparelho

O desenvolvimento de uma interface sonora para o equipamento tem de levar em consideração aspectos fisiológicos como os que foram descritos na seção 2.

A emissão de um sinal audível durante os trabalhos com pacientes é feita por um alto-falante instalado no interior do aparelho. Esse sinal tem sua frequência variável de acordo com a pressão exercida pelos pés nos sensores. Foi utilizada a porta P4.7 do microcontrolador para a geração desse sinal de áudio que é, então aplicado ao alto-falante.

A frequência gerada deve estar dentro da faixa audível pelo ser humano como a mostrada pelo gráfico da figura 32, que se situa entre 16 Hz a 20 kHz. A faixa de frequência entre 1,5 kHz e 8 kHz é considerada a faixa de maior inteligibilidade do ouvido humano (KANDEL, 2003). Logo, é nessa faixa que foi definido o funcionamento do áudio do equipamento.

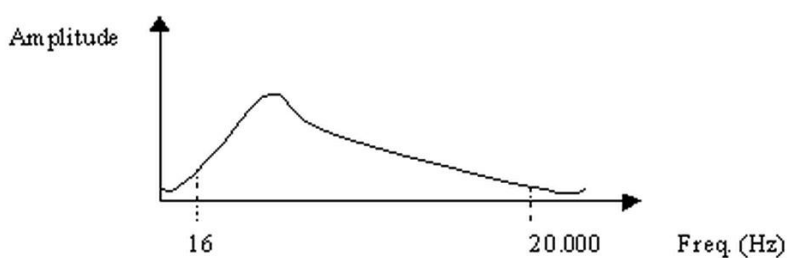


Figura 32 – Curva de resposta do ouvido humano.
Fonte: Adaptado de (FONSECA NETO, 2011).

O áudio do equipamento está configurado de acordo com o acionamento dos *displays* e leds do aparelho dependendo do valor amostrado para cada sensor. A frequência de oscilação deverá variar conforme os valores mostrados nos *displays* na faixa de 0.00 a 19.99 correspondentes à pressão aplicada nos sensores. Foram fixados valores de frequência para determinados valores mostrados nos *displays* conforme a tabela 7.

A intensidade (volume) do áudio é controlada por um botão no painel do aparelho.

Tabela 7 – Valores de configuração da frequência de áudio conforme valores mostrados nos *displays*.

Valor mostrado no <i>display</i>	Frequência do áudio
0.00	0,0 kHz
2.50	1,0 kHz
5.00	2,0 kHz
7.50	3,0 kHz
10.00	4,0 kHz
12.50	5,0 kHz
15.00	6,0 kHz
17.50	7,0 kHz
19.99	8,0 kHz

3.5.5 Interface de programação JTag

JTAG (Joint Test Access Group) é uma interface de programação e teste de circuitos digitais padronizada (IEEE 1.149,1), frequentemente utilizada para microcontroladores.

Além da programação do microcontrolador, a interface JTAG também permite testar e depurar os microcontroladores e as portas de entrada e saída (I/O).

Com um depurador JTAG conectado nessa porta do microcontrolador, pode-se desenvolver *software* diretamente na placa eletrônica original. Ele desencadeia interrupção de *hardware* e *software*, interrompe o programa e executa-o em um único passo sem necessidade de emulador e sem *hardware* adicional.

Neste projeto foi utilizado um depurador denominado FETMSP430® da *Texas Instruments* conectado à porta JTAG conforme pode ser visto na figura 33.

Esse dispositivo fica conectado a um microcomputador através da porta USB (*Universal Serial Bus*) (ZELENOVSKY, 1999) onde, com a ajuda de um programa específico é possível o desenvolvimento do *firmware* do equipamento e feita sua depuração.

Esse programa específico é o ambiente de desenvolvimento *Embedded Workbench* da IAR Systems que é um ambiente integrado de desenvolvimento IDE (*Integrated Development Environment*) composto por um editor de arquivos, montador *assembler*, Compilador C e *Embedded C++*, ligador, simulador e emulador (PEREIRA, 2005).



Figura 33 – Ligação do FETMSP430® para programação e depuração do *FW* do equipamento.
Fonte: própria.

3.6 MÓDULO DE ARMAZENAMENTO

Esse módulo é constituído basicamente pelo circuito de controle e comunicação com o cartão de memória e pelo cartão de memória do tipo SD (*Security Digital Card*).

3.6.1 Circuito de controle

O cartão de memória deverá usar a tabela FAT (*File Allocation Table*) em sua formatação para compatibilização com sistemas operacionais do tipo *Windows*®. Os dados coletados serão gravados e enviados pelo microcontrolador através de sua interface SPI

(*Serial Peripheral Interface*) na porta de controle de comunicação de entrada/saída de dados para o cartão de memória SD.

A interface SPI é um link serial de dados normatizado pela Motorola® que opera no modo *full duplex* (comunicação bidirecional). Os dispositivos interligados se comunicam no modo mestre/escravo onde o dispositivo mestre (neste caso o microcontrolador) inicializa o pacote de dados. Neste projeto, apenas um dispositivo escravo é utilizado (cartão SD), mas a interface permite a conexão de vários dispositivos no modo escravo. A figura 34 mostra um esquema básico de interligação mestre/escravo de uma interface SPI.

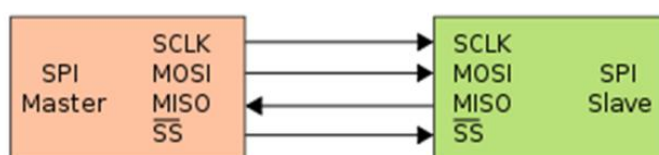


Figura 34 – Esquema básico de interligação de dispositivos SPI.
Fonte: Própria.

O circuito de controle para leitura e gravação de dados no cartão de memória está interligado na interface SPI do microcontrolador conforme pode ser visto na figura 35.

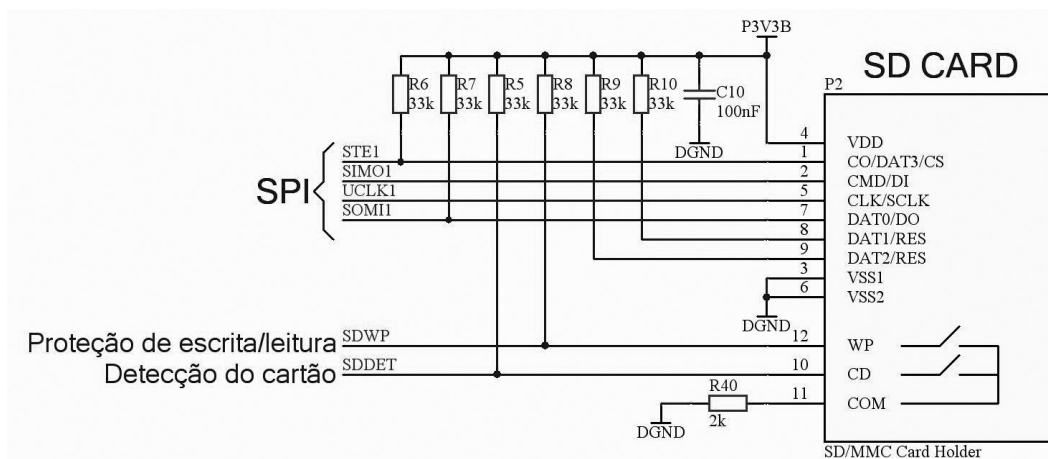


Figura 35 – Esquema elétrico de ligação do cartão de memória na interface SPI.
Fonte: própria

3.6.2 Cartão de memória tipo SD

O equipamento permite a gravação dos dados em um cartão de memória no formato ASCII em um arquivo do tipo .TXT. Esses dados são organizados em linhas e colunas conforme a figura 36 possibilitando a cópia para uma planilha como o *Excel*® da *Microsoft*®

facilitando a manipulação dos dados para a geração de gráficos para acompanhamento dos tratamentos.

DATA: 23/6/2010 9:28			
PÉ ESQUERDO		PÉ DIREITO	
FRENTE	TRÁS	FRENTE	TRÁS
00.47	02.58	01.88	02.27
00.54	02.58	01.95	02.19
00.54	02.58	02.03	02.11
00.54	02.58	02.11	02.11
00.54	02.50	02.19	02.03
00.62	02.50	02.19	02.03
00.62	02.50	02.27	01.95
00.62	02.50	02.35	01.95
00.70	02.43	02.43	01.88
00.70	02.43	02.50	01.88

Figura 36 – Formato do arquivo gravado no cartão de memória SD.
Fonte: própria

O equipamento possui um compartimento mostrado nas figuras 37(a) e 37(b) que permite a inserção de um cartão de memória do tipo SD como o da figura 38 em um receptáculo que está na placa de circuito impresso da unidade principal. Esse cartão de memória serve para armazenar dados obtidos nas sessões. Esses dados podem ser gravados em um computador possibilitando a geração de gráficos para acompanhar a evolução dos trabalhos.

Partindo-se do princípio que a maioria dos computadores pessoais possui interface para a leitura de cartões do tipo SD ou então tem a possibilidade da utilização de adaptadores para a leitura de cartões de memória desse tipo, optou-se pela especificação desse dispositivo. Além disso, esse tipo de opção acaba por deixar o custo final do produto mais baixo, pois dispensa circuitos mais complexos, como um conversor serial/USB, por exemplo, no caso da especificação de uma interface USB para utilização de memória do tipo pen-drive.



(a)



(b)

Figura 37 – (a) Compartimento do cartão de memória.(b)Cartão inserido no compartimento.
Fonte: própria.



Figura 38 – Modelo de cartão utilizado no equipamento.
Fonte: própria.

3.7 MÓDULO CENTRAL DE CONTROLE

Esse módulo é constituído pelo microcontrolador MSP430® e suas interfaces de entrada e saída.

3.7.1 Unidade principal

Para processamento dos sinais e o controle de todos os periféricos, foi escolhido o microcontrolador MSP430® da *Texas Instruments*.

Alguns dos aspectos mais importantes da arquitetura MSP430® são seu baixíssimo consumo (em torno de 250 μ A em funcionamento normal) viabilizando o equipamento portátil, sua baixa tensão de operação (de 1,8 V até 3,6 V), um barramento de 16 bits garantindo elevado desempenho, número reduzido de operações simplificando a programação, arquitetura RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) com apenas 51 instruções, grande quantidade de periféricos e facilidade de gravação e depuração sem a utilização de emuladores.

Além disso, sua arquitetura de *hardware* favorece a utilização da linguagem C utilizando o ambiente integrado de desenvolvimento *Embedded Workbench* da *IAR Systems* composto por um editor de arquivos, montador *assembly*, Compilador C e *Embedded C++*, ligador, simulador e emulador (PEREIRA, 2005).

Em consonância com os requisitos desejados para o aparelho, foram analisadas algumas versões do microcontrolador e por fim chegou-se a conclusão que a versão MSP430F169 (TEXAS INSTRUMENTS, 2010d) atenderia as necessidades do projeto.

Esse microcontrolador montado em encapsulamento SMD (*Surface Mount Device*) de 64 pinos, possui oito canais de conversores A/D de 12 bits, seis portas I/O (*Input/Output*) de oito bits, uma USART (*Universal Synchronous Receiver Transmitter*) para utilização como interface SPI (*Serial Peripheral Interface*) para o circuito de memória, 60 kB de memória *Flash* e 2 kB de memória RAM (*Random Access Memory*) interna, uma interface JTAG (*Joint Test Access Group*) para programação e depuração entre outras facilidades que não foram utilizadas para este projeto.

Foi projetada uma placa de circuito impresso mostrada na figura 39 para acomodar o circuito microcontrolado que tem a função de receber os sinais originados nos sensores das palmilhas, amplificando-os e convertendo-os em sinais digitais no microcontrolador para que seja possível o acionamento dos leds, dos *displays*, do áudio do equipamento, da comunicação com o teclado do aparelho e da conexão com o cartão de memória do tipo SD. A placa conecta-se com botões colocados no painel frontal do aparelho, que controlam o aumento e diminuição da sensibilidade dos sensores e o aumento e diminuição da intensidade do som. A placa também está conectada aos leds, ao transdutor de áudio, ao teclado e à placa de *displays*.

Na placa encontram-se os circuitos de controle dos leds, do tratamento dos sinais das palmilhas, da conexão com a placa de *displays*, da interface de som, da interface JTAG, da alimentação, do cartão SD e do microcontrolador MSP430®.

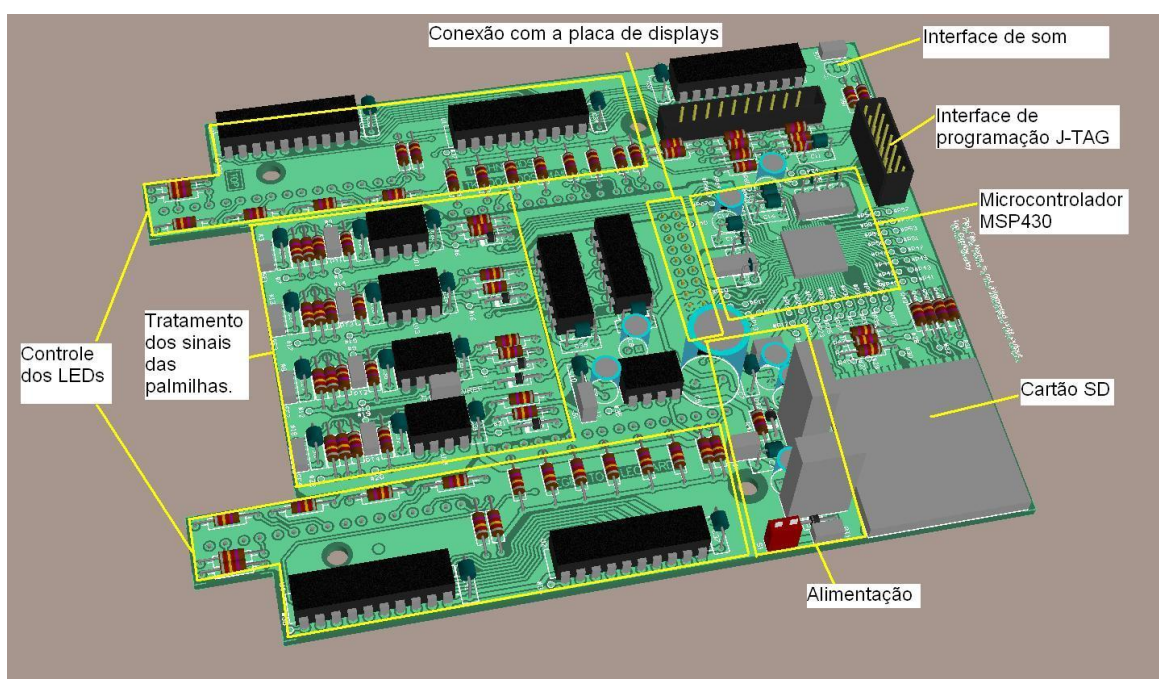


Figura 39 – Placa de circuito impresso do microcontrolador.
Fonte: própria.

O circuito elétrico simplificado do microcontrolador com suas interfaces de entrada/saída pode ser visto na figura 40, enquanto que no apêndice C está o esquema elétrico completo da placa do microcontrolador. No apêndice D estão os desenhos do *layout* da placa de circuito impresso.

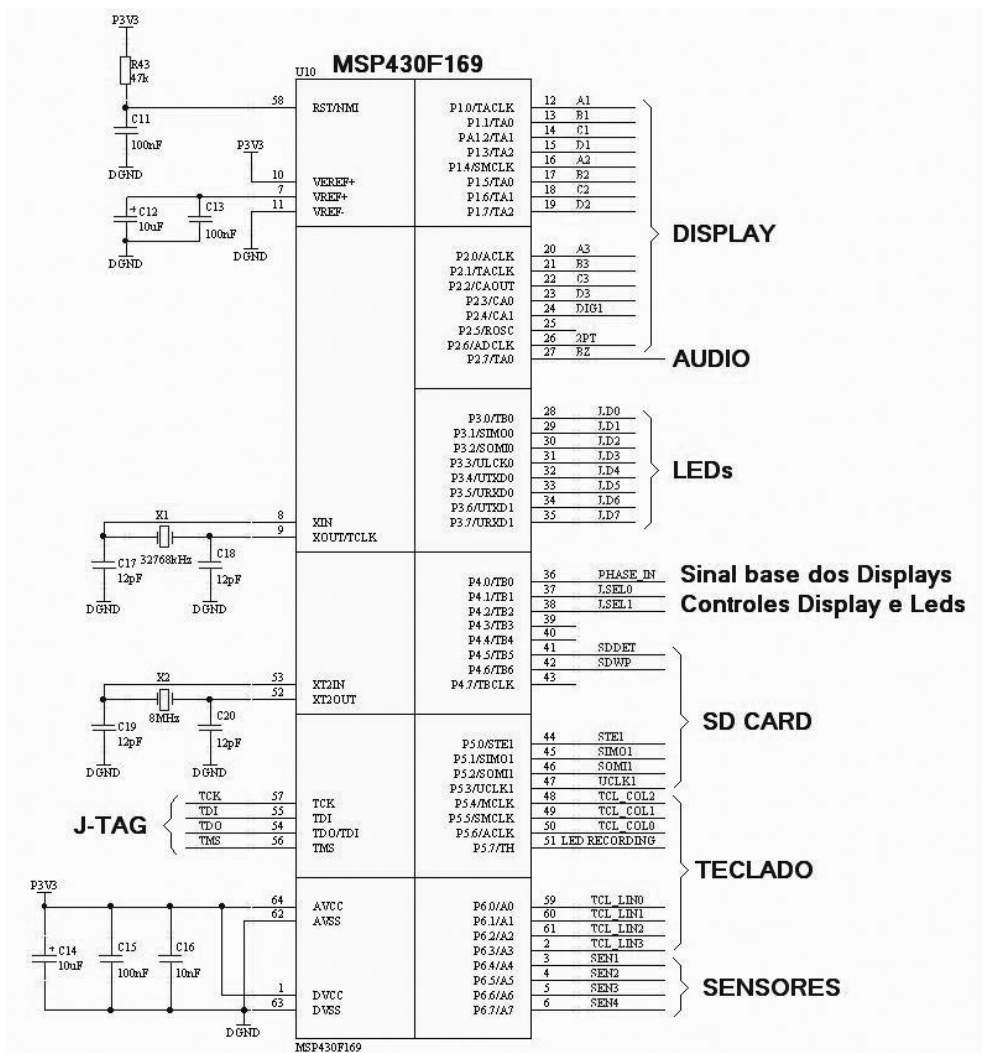


Figura 40 – Esquema elétrico simplificado do microcontrolador com suas entradas/saídas.
Fonte: própria.

3.7.2 O relógio do equipamento

Um relógio interno ao equipamento se faz necessário para o registro de eventos com a marcação temporal no momento que se estiver gravando dados no cartão de memória. Esse relógio é implementado por *software* e utiliza somente o *display* 1 (canto superior esquerdo do painel frontal) sendo que a data deverá ser mostrada no *display* 3 (abaixo do *display* do relógio). O relógio com a marcação da hora 16:35 e com a data 03/12 (março de 2012) é mostrado na figura 41.



Figura 41 – *Display 1* mostrando a hora (16:35) e *display 3* mostrando a data (03/12).
Fonte: Própria.

O sinal 2PT disponibilizado na porta P2.6 é o nível que ativa o segmento do ponto que separa as horas dos minutos que é ativado a cada 2 segundos (piscando) mostrando que o relógio está funcionando. O relógio não pode mostrar 24 horas no *display* pela simples razão de o *display* não possuir essa característica já que é um *display* de 3 e $\frac{1}{2}$ dígitos.

3.8 ALIMENTAÇÃO

Esse módulo é constituído pelos circuitos responsáveis por transformar a tensão de entrada fornecida por uma bateria de 9V em outros níveis de tensão necessários para a alimentação das diversas partes do equipamento. O circuito apresentado na figura 42, é constituído basicamente por um conversor de tensão de 9V para 5V, um conversor de tensão de 5V para 3,3V e um conversor de tensão de 5V para -5V.

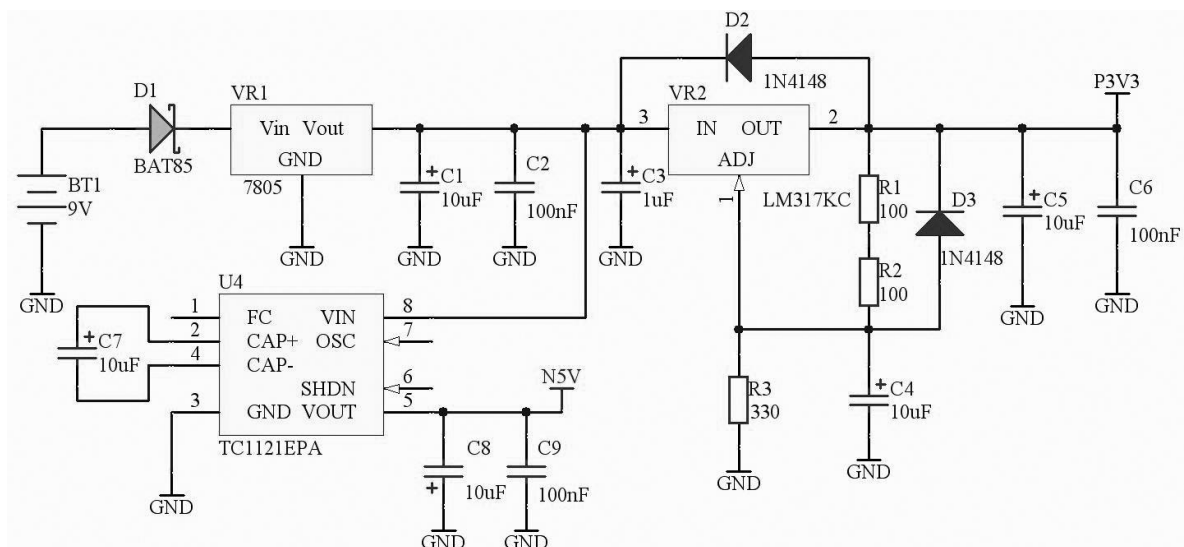


Figura 42 – Esquema elétrico do circuito de alimentação do equipamento.
Fonte: própria.

Para obter os 5V necessários para alimentar o circuito de aquisição e tratamento dos sinais das palmilhas, foi utilizado o regulador de tensão 7805 (ST MICROELECTRONICS, 2011), identificado como VR1, que pode fornecer até 1A de corrente de saída. Ele tem proteção contra curto-circuito e contra variação de temperatura.

A tensão de 3,3V necessária para alimentação do circuito de processamento e da placa de *displays* é obtida por um conversor DC/DC formado pelo circuito integrado LM317KC (TEXAS INSTRUMENTS, 2011e), identificado como VR2. Esse componente pode fornecer de 1,25V até 37V na saída suportando corrente até 1,5A dependendo da tensão de entrada e de sua configuração que é feita, neste caso, basicamente por três resistores (R1, R2 e R3).

A tensão de saída do conversor pode ser obtida pela equação (5).

$$V_o = 1,25(1 + R_3/(R_2 + R_1)). \quad (5)$$

Os amplificadores operacionais utilizados no circuito de aquisição e tratamento dos sinais das palmilhas exigem alimentação simétrica. Logo foi necessário o projeto de um conversor de tensão para essa finalidade.

O consumo máximo de cada operacional é de 5,6 mA (conforme folha de dados fornecida pelo fabricante). De posse desses dados, foi estimado que o consumo máximo para todo o conjunto seria menor que 50 mA.

Dessa forma, o conversor escolhido foi o TC1121 (MICROCHIP, 2011).

Esse conversor tem como características principais o fornecimento de corrente de saída até 100 mA, baixa corrente de operação, trabalha com a inversão da entrada, ou seja, inverte a tensão que é aplicada na entrada na faixa de 2,4V a 5,5V e usa apenas dois capacitores externos de 10uF simplificando o circuito do conversor, diminuindo custos e o consumo do equipamento.

4 PROGRAMA

4.1 FIRMWARE

Optou-se pela programação em linguagem C que é de alto nível quando comparada à linguagem *assembly* e por isso mais produtiva. Além disso, os microcontroladores MSP430® possuem uma arquitetura de *hardware* que favorece a utilização da linguagem C. De acordo com (PEREIRA, 2005), a linguagem C é altamente portátil, ou seja, os programas escritos para um tipo de microcontrolador podem ser facilmente adaptados para funcionar em outro. É uma linguagem altamente eficiente que permite gerar um código tão eficiente quanto em *assembly*, mas em tempo de desenvolvimento de *software* bem menor.

Para se iniciar o desenvolvimento do *firmware* para o equipamento, primeiro foi desenhado um fluxograma de maneira que possibilitasse analisar as ações e decisões que deveriam ser tomados em cada passo do programa. Esse fluxograma, assim como uma descrição resumida de seu funcionamento encontrasse no apêndice E.

Para o desenvolvimento do *firmware* foi utilizado o ambiente de desenvolvimento *Embedded Workbench* da IAR Systems que é um ambiente integrado de desenvolvimento IDE (*Integrated Development Environment*) composto por um editor de arquivos, montador *assembler*, Compilador C e *Embedded C++*, ligador, simulador e emulador (PEREIRA, 2005).

Após a criação do código em C, o ambiente permite a compilação e a gravação do programa na memória do microcontrolador através da interface JTAG. Depois disso, é possível fazer a depuração do *firmware* diretamente na placa onde está montado o microcontrolador, testando o funcionamento de entradas e saídas assim como dos barramentos fazendo uma verificação geral de todo o funcionamento do *firmware* e do *hardware*.

Ao se ligar o aparelho, o sistema faz uma verificação geral se todos os periféricos estão conectados, se o *display* e o teclado estão funcionando e inicializa todas as variáveis internas.

Na inicialização do aparelho aparece nos *displays* 1 e 3 números zeros indicando que o aparelho está pronto para receber comandos via teclado. A entrada de dados provindos dos sinais das palmilhas ainda não estará ativada.

A primeira ação a ser executada é a informação da hora e data atual utilizando-se do teclado lateral. Digita-se primeiramente a hora, depois os minutos, logo em seguida o mês e então o dia atual confirmando-se a operação com a tecla #.

Em seguida, o aparelho ficará aguardando comandos do teclado que poderão realizar as tarefas de leitura dos sensores, gravação dos dados no cartão de memória, ativar ou desativar os *displays* ou então alterar o nível de sensibilidade dos controles existentes no painel frontal.

Esses comandos são realizados com procedimentos mostrados na tabela 8 sempre iniciando com o caractere * seguido por um ou mais algarismos.

Tabela 8 – Comandos do equipamento

Comando	Ação
*1	Início da coleta de dados pelo processador.
*2	Gravação dos dados lidos na memória <i>flash</i> .
*5	Liga/Desliga os <i>displays</i> do lado esquerdo
*6	Liga/Desliga os <i>displays</i> do lado direito.
*7n	Alteração da sensibilidade dos sensores (n = 0 a 4).
*8	Desliga todos os <i>displays</i> .
*9	Gravação dos dados da memória <i>flash</i> no cartão de memória.

Enquanto não se entra com nenhum comando pelo teclado, os *displays* mostrarão 0.00 e o sistema entrará em modo de espera. Ao entrar o comando *1, inicia-se a leitura dos sensores, a conversão A/D e a atualização dos *displays*, dos leds e do sinal de áudio, mas ainda não existe armazenamento dos dados quer seja em memória *flash* ou cartão.

Com o comando *2, o sistema passará a gravar os dados convertidos dos sinais oriundos dos sensores na memória *flash* do microcontrolador durante 60 segundos. Ao final desse tempo o sistema emite um bip sinalizando que encerrou a gravação de dados na memória.

Se o comando *2 é ativado novamente, o sistema inicia a gravação dos dados de novo durante 60 segundos sobrepondo os dados gravados anteriormente.

O comando *9 é utilizado para poder fazer a gravação do cartão SD com os dados armazenados na memória *flash* do microcontrolador.

5 EXPERIMENTOS E RESULTADOS

Os experimentos realizados tiveram por finalidade, em um primeiro momento, a verificação do funcionamento individual de cada parte do equipamento e em um segundo momento fazer o ensaio do funcionamento geral do equipamento em laboratório.

Somente após a comprovação que o aparelho apresentava funcionamento eletrônico correto e sem riscos para os pacientes, foi dado início aos ensaios clínicos com pacientes para a tomada de dados com o intuito de comprovar a validade clínica do mesmo.

5.1 EXPERIMENTOS DE VALIDAÇÃO ELETRÔNICA

5.1.1 Ensaio com a placa de *display*

Foi aplicado um sinal de frequência de 100 Hz no pino de backplane dos *displays* e então simulado níveis de tensão para os sinais LCDSEL0 e LCDSEL1 na entrada do circuito de sequenciamento e verificada a atuação de cada *display* conforme tabela 9 comprovando-se o perfeito funcionamento do circuito de sequenciamento e dos próprios *displays*.

Para o nível lógico “0” foi aplicado um nível de tensão de 0V e para o nível lógico “1” foi aplicado um nível de tensão de 3V.

Tabela 9 – Seleção e atuação dos *displays*.

LCDSEL0	LCDSEL1	Resultado
0	0	<i>Display</i> 4 selecionado e ativado
0	1	<i>Display</i> 3 selecionado e ativado
1	0	<i>Display</i> 2 selecionado e ativado
1	1	<i>Display</i> 1 selecionado e ativado

Para o ensaio da atuação de cada segmento de cada *display*, foi simulada a aplicação de uma palavra lógica de 4 bits para cada *display*. Essa palavra, depois de decodificada é aplicada em cada dígito de cada *display* e o resultado é a apresentação de um número decimal variando de 0 a 9.

Para o nível lógico “0” foi aplicado um nível de tensão de 0V e para o nível lógico “1” foi aplicado um nível de tensão de 3V.

Cada *display* tem sinais identificados de A_n a D_n para formar a palavra lógica de 4 bits organizados conforme tabela 10. Apenas o dígito mais a esquerda ($\frac{1}{2}$ dígito) tem somente a aplicação de um nível lógico “0” ou “1” em cada caso.

Tabela 10 – Identificação dos sinais para os *displays*.

Palavra lógica de 4 bits				Dígito
A1	B1	C1	D1	Dígito 1
A2	B2	C2	D2	Dígito 2
A3	B3	C3	D3	Dígito 3
DIG1				$\frac{1}{2}$ Dígito

Na simulação do funcionamento de cada *display*, foram aplicados níveis lógicos nas linhas para cada palavra lógica de 4 bits conforme tabela 11 e observado a resposta de cada *display* em separado a medida que eram ativados pelo circuito de sequenciamento.

Para a simplificação da apresentação nessa tabela, os sinais A1, A2, A3 foram identificados apenas como A, os sinais B1, B2, B3 como B, C1, C2, C3 como C e D1, D2, D3 como D. O sinal para o $\frac{1}{2}$ dígito foi representado como $\frac{1}{2}$ D.

Tabela 11 – Valores mostrados no *display* e o acionamento dos leds.

$\frac{1}{2}$ D	Palavra lógica de 4 bits				$\frac{1}{2}$ D	Valor mostrado no <i>display</i>		
	A	B	C	D		Dígito3	Dígito2	Dígito1
0	0	0	0	0	Nada	0	0	0
0	0	0	0	1	Nada	1	1	1
0	0	0	1	0	Nada	2	2	2
0	0	0	1	1	Nada	3	3	3
0	0	1	0	0	Nada	4	4	4
0	0	1	0	1	Nada	5	5	5
0	0	1	1	0	Nada	6	6	6
0	0	1	1	1	Nada	7	7	7
0	1	0	0	0	Nada	8	8	8
0	1	0	0	1	Nada	9	9	9
1	1	0	0	1	1	9	9	9

Foi comprovado o funcionamento do circuito de *display* verificando que cada um dos quatro mostrou os números de 0.00 a 19.99. O ponto de separação esteve sempre ativado mantendo-se nível lógico alto no sinal 2PT o tempo todo.

5.1.2 Ensaios com a placa principal e palmilhas

Os sensores de cada palmilha foram testados individualmente para verificar seu funcionamento. Para tal, foi ligado um multímetro na saída de cada sensor e então aplicado uma determinada pressão na região da palmilha onde se encontrava esse sensor verificando-se a alteração da resistência do sensor.

Foi ligada uma bateria de 9V para alimentar a placa principal e verificou-se em todos os pontos de alimentação se o sinal estava adequado ao que foi projetado. Assim, foram verificados os valores de tensão para a alimentação de 9V de entrada, a saída de 5V e -5V para os sensores e circuitos de aquisição e tratamento de sinais e a saída de 3,3V para a alimentação dos circuitos digitais concluindo-se que todas as partes estavam funcionando corretamente.

Nos circuitos de aquisição e tratamento dos sinais foram simuladas rampas de tensão de 0 a 3V aplicando-se níveis de tensão contínua. Foi verificado o comportamento dos amplificadores operacionais tanto do primeiro quanto do segundo estágio e verificada a formação da rampa descendente na saída do primeiro estágio e sua consequente inversão na saída do segundo estágio. Também foram ensaiados os controles de níveis para verificação de seu correto funcionamento, pois esses controles farão a variação da sensibilidade de cada sensor das palmilhas.

Foi verificado o correto funcionamento da interface JTAG para a carga do *firmware* e possibilidade de depuração diretamente na placa. Depois, com o programa já rodando no microcontrolador, foi testado o sistema de acendimento dos leds, do módulo de gravação no cartão de memória e da leitura dos sensores nas palmilhas.

Somente após a constatação do perfeito funcionamento do aparelho é que foram iniciados os ensaios com os pacientes.

5.1.3 Testes sistêmicos do equipamento montado

Alguns voluntários foram convidados a utilizar as palmilhas nas diversas configurações possíveis do aparelho a fim de verificar o seu funcionamento e com os dados dos ensaios gravados no cartão de memória, foram verificadas maneiras de se montar planilhas e gráficos para auxiliar na análise dos dados.

Nos *displays* são mostrados quantitativamente os valores relativos da pressão de acordo com uma escala que varia de 0.00 a 19.99 sendo que o valor mostrado 0.00 indica que nenhuma pressão está sendo exercida sobre aquele sensor naquele momento. Já o valor 19.99 corresponde ao valor máximo (ou fundo de escala) a ser mostrado conforme tenha sido feito o ajuste de sensibilidade dos sensores.

Na Tabela 12 são ilustrados os dados mostrados nos *displays* quando é utilizada a sensibilidade máxima dos controles (posição 10 dos cursores) e aplicada a configuração de sensibilidade máxima pelo programa do equipamento através da função *74. É uma relação entre a massa do paciente, a pressão e o valor que está sendo mostrado no *display* naquele momento. A aplicação de um peso com massa de 2,9 kg faz com que se atinja o fundo de escala do equipamento.

Tabela 12 – Valores mostrados no *display* de acordo com a massa.

Massa (kg)	Pressão(N)	Valor mostrado no <i>display</i>
0,60	5,880	0.69
0,70	6,860	0.89
0,80	7,840	1.00
0,90	8,820	2.52
1,00	9,800	2.52
1,10	10,780	3.66
1,20	11,760	4.11
1,30	12,740	4.78
1,40	13,720	5.88
1,50	14,700	6.61
1,60	15,680	7.44
1,70	16,660	8.53
1,80	17,640	9.39
1,90	18,620	9.99
2,00	19,600	10.80
2,10	20,580	12.33
2,20	21,560	13.81
2,30	22,540	15.19
2,40	23,520	15.92
2,50	24,500	16.87
2,60	25,480	17.14
2,70	26,460	18.11
2,80	27,440	18.99
2,90	28,420	19.99

5.2 EXPERIMENTOS CLÍNICOS

Para a realização dos experimentos clínicos a pesquisa foi submetida ao comitê de ética em pesquisa da Universidade Positivo e recebeu a aprovação sob o n°: 002/2010 (ANEXO A). Após a aprovação pelo comitê de ética, os voluntários foram selecionados e nesta sessão será descrito como foi feita essa seleção e a realização dos procedimentos de ensaios acompanhados por um profissional da saúde.

A aplicação do método clínico e a análise dos resultados da aplicação do método são os principais temas da dissertação defendida pelo Sr. Leonardo Grilo Gomes (GOMES, 2011) e são descritos resumidamente neste trabalho com o objetivo de ilustrar a validação clínica.

5.2.1 Seleção dos voluntários e Protocolo experimental

No total, 10 voluntários com dificuldades motoras do tipo “pé equino” em um dos pés foram selecionados e convidados a participar da pesquisa e dos experimentos. Os voluntários foram seis meninos e quatro meninas capazes de compreender as orientações de como usar a palmilha.

Durante as sessões da pesquisa os voluntários foram posicionados como demonstrado na figura 43 e com o aparelho colocado à sua frente para que ele pudesse ver e ouvir as sinalizações resultantes das alterações de peso sobre as palmilhas. Em seguida, o voluntário é orientado com instruções verbais de acordo com as informações audiovisuais fornecidas pelo aparelho.



Figura 43 – Voluntário utilizando o equipamento.
Fonte: Própria.

O pesquisador pôde orientá-lo ou posicioná-lo para que percebesse as mudanças posturais e o aumento do peso sobre o calcanhar equino.

Com a distribuição de peso sobre a parte da frente e de traz do pé, a coluna de leds correspondente tanto de uma extremidade como da outra extremidade do pé se acende como mostrado na figura 44.



Figura 44 – Acompanhamento da interface visual do Baropodômetro.
Fonte: Própria.

5.2.2 Definições da utilização da Estabilometria

A avaliação baropodométrica estática do voluntário foi realizada para determinar os padrões da quantidade de pressão sobre os calcanhares, através de um aparelho F-Scan, da TEKSCAN®, versão 4.12, contendo sensores de placas de superfície de 46 cm por 17 cm.

Os voluntários foram colocados em pé, com os pés afastados em torno de 20 cm e orientados a ficar imóveis por 3 minutos. A impressão da planta dos pés foi realizada antes e depois da pesquisa para serem associadas com as análises dos dados do Baropodômetro.

A figura 45(a) ilustra o posicionamento do voluntário durante a sessão de avaliação no estabilômetro e a figura 45(b) apresenta a imagem da distribuição da pressão na planta dos pés de um dos voluntários ilustrando a assimetria da distribuição da pressão sobre as regiões da planta de ambos os pés. Verifica-se que existe a diminuição da pressão retro podálica à esquerda evidenciando a captação irregular da imagem da planta do pé como a que ocorre com o pé equino.

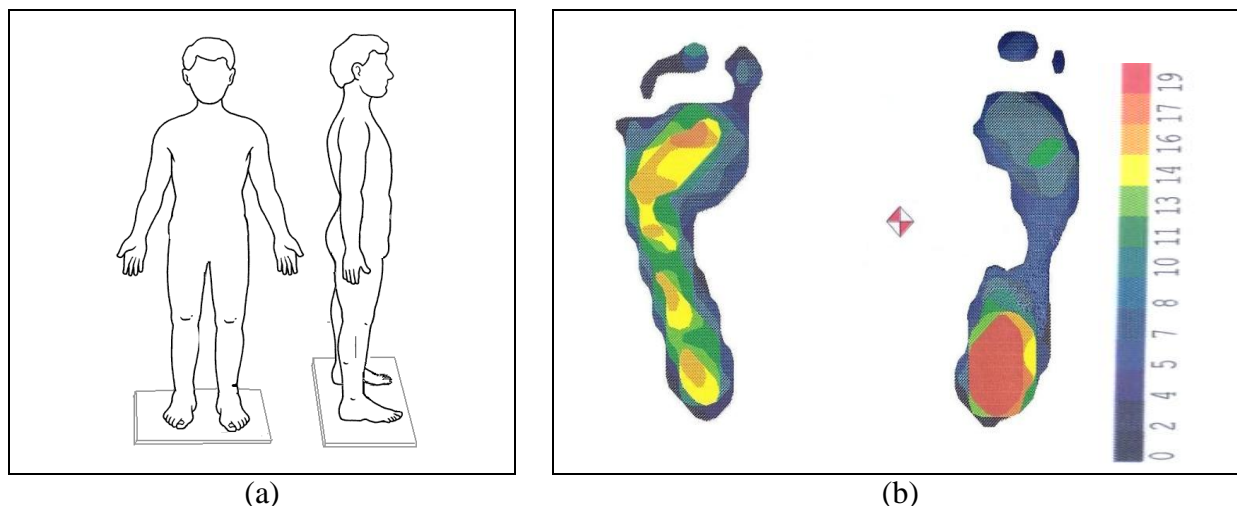


Figura 45 – (a) Posicionamento do voluntário e (b) imagem produzida na avaliação.
 Fonte: Adaptado de (GOMES, 2011).

Ao início de cada sessão o voluntário realiza um ensaio para a familiarização com o equipamento e para que os movimentos durante a sessão sejam mais naturais, reduzindo interferência de familiares e do pesquisador.

5.2.3 Baropodometria com *biofeedback*

Alguns ensaios foram realizados antes das sessões para que a criança e os familiares se acostumassem com o equipamento e com os procedimentos a serem realizados.

O protocolo proposto é baseado nos descritos por (SCHWARTZ, 2000), em que a realimentação sensorial ou *biofeedback* pode colaborar com a estimulação da tomada de peso nos calcanhares, sendo esta através de informações visuais ou auditivas fornecidas por leds ou *buzzers*.

Uma vez demonstrado o procedimento aos voluntários foi realizada uma gravação de 60 segundos antes e 60 segundos no final de cada sessão que duraram 30 minutos cada. O procedimento se repetiu uma vez por semana durante três meses.

Na posição inicial o voluntário mantém o melhor que puder o quadril e as coxas alinhados com uma parede, por exemplo, evitando rotação do tronco e do quadril. Posiciona a perna e o pé equino à frente através da extensão do joelho como mostrado na figura 46(a), para que o calcanhar possa pressionar o sensor da palmilha. Nessa posição, o equipamento indica para o voluntário que o calcanhar está sendo pressionado em direção ao solo, pois existe um aumento da pressão no sensor localizado na parte posterior da palmilha e o *display*

relativo ao calcanhar esquerdo mostra um número maior que o relativo à parte da frente do pé enquanto que a coluna de leds relativa ao mesmo calcanhar tem mais leds acesos indicando esse trabalho como mostrado na figura 46(b). Neste experimento, o paciente está utilizando o Baropodômetro somente no pé esquerdo.

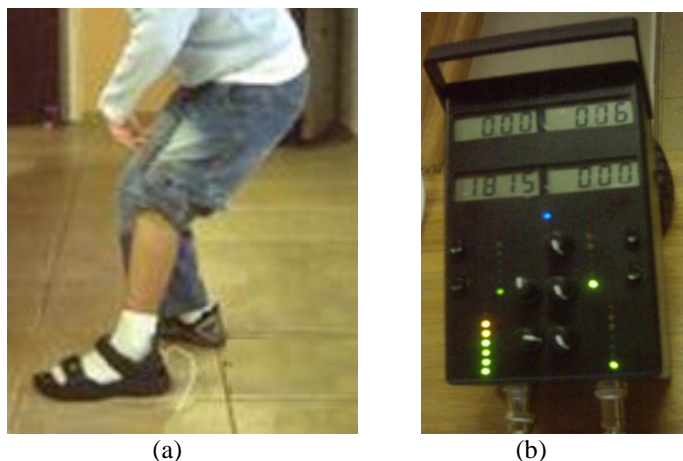


Figura 46 – (a) Foto de um voluntário, diagnosticado com hemiparesia à esquerda; (b) Indicação no painel do Baropodômetro.

Fonte: adaptado de Gomes (2011).

A seguir o voluntário é orientado a realizar as seguintes tarefas: 1) tentar manter o tronco ereto; 2) alinhar o quadril em relação a um móvel ou algum anteparo que fique na posição vertical à sua frente, ou seja, sem rotações para esquerda ou direita e; 3) direcionar o peso do corpo para o lado que está fornecendo as informações visuais, esquerdo ou direito, dependendo do lado que apresentar a hemiparesia. Complementando essas atividades, solicita-se ao voluntário que, seguindo a indicação visual do equipamento, tente retroceder com o pé que foi colocado à frente, com o objetivo de diminuir a distância ântero-posterior entre os pés. O retrocesso do pé equino depende de cada voluntário, de acordo com o ganho de peso no calcanhar equino colocado à frente até que possa alcançar o alinhamento dos pés. As informações captadas pelo Baropodômetro são utilizadas para orientar o posicionamento do voluntário para que perceba as mudanças posturais e o aumento do peso sobre o calcanhar pretendido.

Ressalta-se que a presença das colunas de LEDs coloridas e do sinal sonoro deixa essa atividade mais atraente para a criança, facilitando o treinamento.

As informações fornecidas foram coletadas em um cartão de memória e posteriormente analisadas para resultados estatísticos. Dessa forma, estabeleceu-se uma base de dados para verificar o benefício da utilização do equipamento com realimentação visual.

A figura 47(a) apresenta a foto de um dos voluntários de 12 anos de idade diagnosticado com hemiparesia do lado esquerdo destacando o pé equino com dificuldades para apoiar o calcanhar. A figura 47(b) ilustra o voluntário após alguns minutos de treino na 5ª sessão, onde apresenta uma correção de sua postura e melhor posicionamento do pé.



Figura 47 – (a) paciente antes do tratamento; (b) paciente utilizando o equipamento.
Fonte: adaptado de (GOMES, 2011).

5.2.4 Avaliação do deslocamento do barocentro

A avaliação foi realizada oito dias antes do início da primeira sessão e oito dias após a décima sessão com o baropodômetro. O equipamento de estabilometria calcula e indica o barocentro da pressão entre os pés. O barocentro em uma pessoa normal, na maioria das vezes, fica próximo na região central entre os pés, conforme ilustra a figura 48(a). No caso de um paciente com hemiparesia o barocentro desloca-se para o pé oposto ao pé equino, conforme apresenta a figura 48(b).

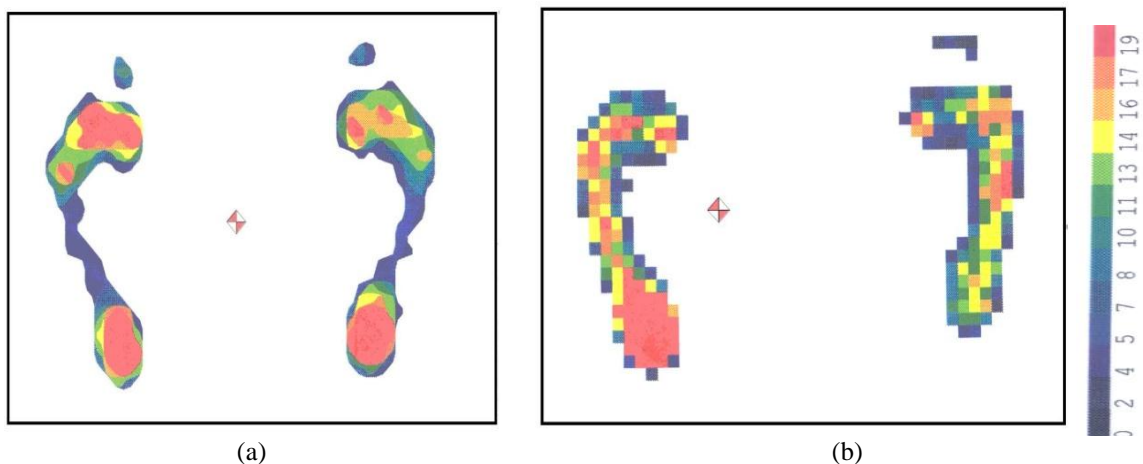


Figura 48 – Imagens da estabilometria. (a) Indivíduo normal. (b) indivíduo hemiparético à direita.
Fonte: Adaptado de (GOMES, 2011).

Essa avaliação foi realizada analisando-se o deslocamento horizontal do barocentro entre as plantas dos pés.

A figura 49 ilustra o procedimento para determinar a posição horizontal do barocentro em relação às imagens de pressão da planta dos pés. Localizam-se as linhas tangentes às imagens (linhas pontilhadas: X1 a X4) e calcula-se a linha média que divide lateralmente a imagem de cada pé (linha cheia A e C). Traça-se a linha B que passa pelo barocentro indicado pelo sistema de estabilometria. Determina-se a seguir o quociente entre os segmentos AB e BC. Quanto mais próximo este quociente estiver do valor unitário mais uniforme será a distribuição de peso entre os pés. Os quocientes obtidos antes dos experimentos e após o experimentos com o baropodômetro são então comparados para avaliar a evolução do aprendizado motor dos voluntários.

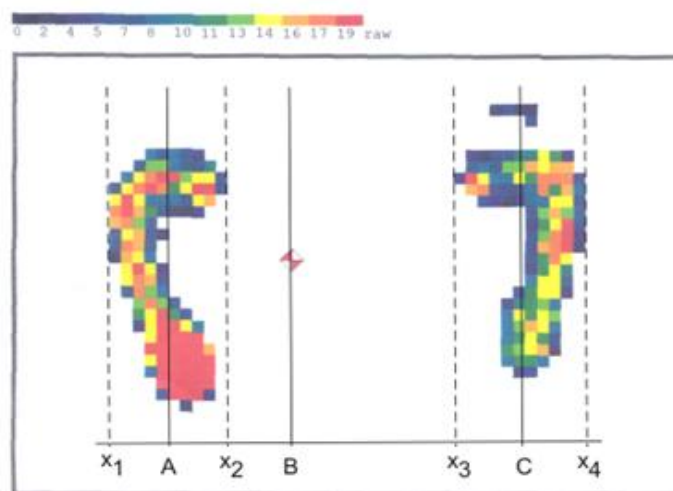


Figura 49 – Esboço do procedimento para determinar a posição relativa do barocentro.
Fonte: Adaptado de (GOMES, 2011).

Para determinar o quociente entre os segmentos AB e BC da variação do barocentro. Estabeleceu-se as equações a seguir:

$$B - A = Y1 \quad (6)$$

$$C - B = Y2 \quad (7)$$

$$Y2/Y1 = \text{Quociente do deslocamento do barocentro} \quad (8)$$

O cálculo da equação 8, define um valor próximo de 1 para identificar melhor a distribuição de massa sobre os membros inferiores e sobre os pés.

A Figura 50 apresenta o gráfico da variação do quociente retirado da variação do barocentro, ou seja: a distribuição do peso nas plantas dos pés analisadas por imagem de estabilometria. A unidade de deslocamento é adimensional.



Figura 50 – Valores do quociente das distâncias do barocentro, oito dias antes do início dos experimentos (quadrado) e oito dias após a décima sessão dos experimentos (círculo).
Fonte: Adaptado de (GOMES, 2011).

5.2.5 Análise do tempo de pressão sobre os calcanhares

A figura 51 mostra o gráfico que representa a aplicação da pressão (eixo vertical) no calcanhar direito e esquerdo no voluntário P1 no final do experimento (após 10 sessões). Neste caso, o valor representado da pressão foi ajustado para a faixa de valores disponível no *display* do Baropodômetro. A indicação do Baropodômetro é adimensional.

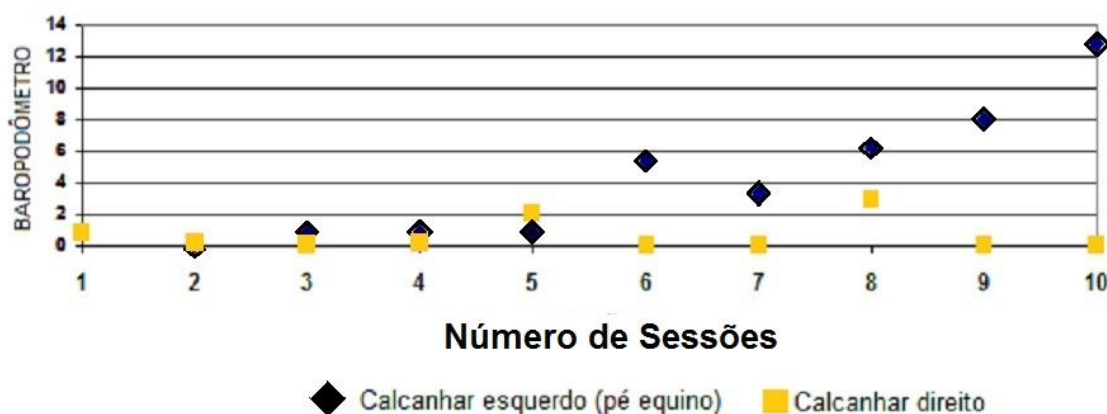


Figura 51 – Pressão nos calcanhares do voluntário P1 no final do experimento.
Fonte: Adaptado de (GOMES, 2011).

Percebe-se a evolução do tratamento no decorrer da aplicação do método com o número de sessões realizadas. Ou seja, na medida em que o paciente foi treinando, a pressão

6 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O equipamento de podometria, denominado de Baropodômetro tem patente industrial registrada no INPI conforme (UTFPR, 2010). O projeto possibilitou a apresentação de artigo científico (Apêndice F) em um congresso de bioengenharia na cidade de Mar Del Plata na Argentina – XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería, SABI-2011 (SCREMIM, 2011).

A sua utilização permitiu visualizar as diferenças de pressão aplicada pelos pés e possibilitou armazenar essas informações em um cartão de memória SD para posteriormente serem analisadas e identificadas permitindo a tabulação dos dados em planilhas em um computador (SCREMIM, 2011).

A identificação dos desvios ocasionados pelo sistema neuromotor, possibilitou uma intervenção terapêutica diferenciada junto aos profissionais de reabilitação das crianças avaliadas, capacitando-os a visualizar os resultados das análises e possibilitando a introdução de novas ideias aos seus trabalhos com as crianças.

Observou-se que ao introduzir uma nova orientação aos trabalhos de fisioterapia, relacionado ao posicionamento dos calcanhares durante os exercícios das crianças, percebeu-se maior facilidade de realizar tarefas na posição ortostática, marcha e equilíbrio.

Para possibilitar maior versatilidade do equipamento, está em desenvolvimento uma nova versão onde os fios estão sendo retirados e um sistema de rádio frequência está sendo implantado para a comunicação da palmilha com a unidade principal sem a utilização de fios.

Outra possibilidade de melhoria do equipamento é a utilização de um pequeno *hardware* para captar os sinais dos sensores nas palmilhas e enviar para um microcomputador, *notebook* ou *tablet* via rádio, *Bluetooth* ou *Wi-Fi*. Neste caso, seria necessário o desenvolvimento de *software* específico para rodar nesse tipo de equipamento que tenha a facilidade de comunicação por um desses meios.

REFERÊNCIAS

- ALVAREZ, Christine; DE VERA, Mary; CHHINA, Harpreet; BLACK Alec. **Normative data for the dynamic pedobarography profiles of children**, *Gait & Posture*, 28, 309-315, 2008.
- AVCFISIO, **Dispraxia**. Disponível: <<http://www.avcfisio.com/dispraxia.html>>, consulta: 3 Out. 2011.
- BOVI, Gabriele, **A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects**. *Gait and Posture*, 2011.
- BOYLESTAD, Robert, NASHIELSKY, Louis, **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos**, editora Pearson, ISBN 8587918222, oitava edição, 2004.
- CARTY, Christopher P; BENNETT, Michael B., **The Use of dimensionless scaling strategies in gait analysis**, *Human Movement Science*, vol 28, 2, 218-225, 2009.
- CHOI, Younggeun; QI, Feng.; GORDON, James, **Performance-Based Adaptive Schedules Enhance Motor Learning**, *Journal of Motor Behavior*, Vol. 40, 4, 273-280, 2008.
- FONSECA NETO, João, **Telecomunicações: aspectos da comunicação elétrica**. Disponível em: <<http://iaracaju.infonet.com.br/users/jfonseca/TELECOMUNICACOES.HTM>>, Acesso: 12 Mar. 2011.
- FONSECA, Vitor da. **Psicomotricidade: Perspectivas Multidisciplinares/Vitor da Fonseca** – Porto Alegre: Artmed, 2004.
- GHKA-SCHID F, GHIDA J, REGLI F, BOGOUSSLAVSKY J. **Hyperkinetic movement disorders during and after acute stroke: the Lausanne Stroke Registry**. *J. Neurol. Sci.* 1997;
- GUYTON, Arthur C. **Tratado de Fisiologia Médica**, Editora Interamericana, 2ª edição, 1984.
- GOMES, Leonardo G., **Avaliação do treinamento baropodométrico com biofeedback: estudo de caso em crianças com “pé equino”**, Dissertação (mestrado em engenharia biomédica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2011.
- HARLAAR J.; BECHER J.G.; SNIJDERS C.J.; LANKHORST G.J., **Passive Stiffness Characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia**, *Clinical Biomechanics*, 15, 261-270, 2000.
- KANDEL, Eric R.; SCHWARTZ, James H.; JESSEL, Thomas M., **Princípios em neurociências**. 4a ed. São Paulo, Manole, 2003.
- KLENERMAN, Leslie; WOOD, Bernard, **The human foot- A companion to clinical studies**, Springer , London 2006.

MASLOVAT, Dana; BRUNKE, Kirstin M.; CHUA, Romeo; FRANKS, Ian M., Feedback effects on learning a novel bimanual coordination pattern: support for the guidance hypothesis, **Journal of motor behavior**, 41, 1, 45-54, 2009.

MICKLE, Karen J, **Gait, balance and plantar pressures in older people with toe deformities**, Gait and Posture, 2011.

MICROCHIP, **Datasheet do Conversor de Tensão TC1121**. Disponível em: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21358C.pdf>>, Acesso: 18 Mar. 2011.

ON SEMICONDUCTORS, **Datasheet do chip MC14543B – BCD-to-Seven Segment Latch/Decoder/Driver for Liquid Displays**, Disponível em: <http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/MC14543B-D.PDF>. Acesso: 20 Jan. 2010.

PATOLA, **Desenho técnico da caixa para instrumentos PB-119**. Disponível: <http://www.patola.com.br/ampliar.php?foto=gde_pb_119_tecnico.jpg>. Acesso: 02abr. 2011.

PEREIRA, Fábio, **Microcontroladores MSP430: Teoria e Prática**, 1ª edição, São Paulo, editora: Érica, 2005.

ROBINSON, Andrew J.; SNYDER-MACKLER, Lynn, **Eletrofisiologia clínica** 2ª ed. Editora Artmed, Porto Alegre, 2001.

SCHWARTZ, Mark S., **Biofeedback – Practioner's Guide** 2ª edi. The guilford press New York, 2000.

SCHAECHTER, Judith D.; PERDUE K.L., **Enhanced Cortical Activation in the Contralesional Hemisphere of Chronic Stroke Patients in Response to Motor Skill challenge**, Cerebral Cortex, 18, 638-647, 2008.

SCREMIM, Reginato D. **Aparelho de Baropodometria para uso na reabilitação de alterações de marcha**. Anais XXVIII Congresso Argentino de Bioingeniería, setembro, 2011, ISBN: 978-987-27301-0-9.

ST MICROELECTRONICS, **Datasheet do Regulador de Tensão L7805CV**. Disponível em: <http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00000444.pdf>, Acesso: 03 Mar. 2011.

TEKSCAN, **How the Flexiforce sensor works**. Disponível: <<http://www.tekscan.com/flexible-force-sensors>>. Acesso: 03 out. 2011.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do Amplificador Operacional TL082**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>>. Acesso: 03 Mar. 2011a.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do chip SN7408 – Quadruple 2-input positive AND gates**. Disponível em: <<http://datasheet.octopart.com/SN7408N-Texas-Instruments-datasheet-111828.pdf>>. Acesso: 15 Dez 2010b.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do chip SN7400 – Quadruple 2-input positive NAND gates**. Disponível em: <<http://datasheet.octopart.com/SN7408N-Texas-Instruments-datasheet-111828.pdf>>. Acesso: 15 Dez 2010c.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do Microcontrolador MSP430F169**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f169.pdf>>. Acesso: 15 Dez 2010d.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do Regulador Ajustavel LM317**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm317.pdf>>. Acesso: 25 Mar. 2011e.

UTFPR – UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ. **Normas para elaboração de trabalhos acadêmicos**. Curitiba: Editora da UTFPR, 2009.

UTFPR – UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ. Scremim, Reginato D, Gomes, Leonardo G, Manczak, Tiago, Gamba, Humberto R. **Equipamento de Pedigrafia**. PI1005009-4 A2, 20 dez. 2010.

WEBSTER, John G. **Medical Instrumentation: application and Design**, third edition, 1998.

ZELENOVSKY, Ricardo, **Guia prático de Hardware e Interfaceamento**, 2ª edição, Rio de Janeiro, 1999.

GLOSSÁRIO

Baropodometria: Avaliação quantitativa da pressão exercida sobre as plantas dos pés.

BCD: (*Binary Coded Decimal*) – Decimal codificado em binário.

Biofeedback: Realimentação com sinais fisiológicos da realização de uma tarefa motora voluntária ou involuntária.

Bluetooth: provê uma maneira de conectar e trocar informações entre dispositivos eletrônicos digitais através de uma frequência de rádio de curto alcance.

Deambulação: Movimento de locomoção ou marcha.

Diodo Zener: também conhecido como diodo regulador de tensão é um componente eletrônico semelhante a um diodo semicondutor, mas especialmente projetado para trabalhar sob o regime de condução inversa e quando atingir a tensão de ruptura, ele permite a passagem de corrente mantendo constante a tensão entre seus terminais.

Display: Dispositivo para a visualização de informação.

Espástico: Fenômeno que mantém os músculos ativos através de movimentos involuntários.

ESR: (*Equivalent Series Resistance*) - Resistência Equivalente em Série representa a resistência resultante entre terminais, conexões internas, placas, dielétrico e o eletrólito.

Estabilômetro: Equipamento utilizado para medir o equilíbrio através da estabilometria.

Estabilometria: Estudo do equilíbrio postural através da baropodometria eletrônica.

Excel®: programa de planilha eletrônica produzido pela *Microsoft®* para computadores que utilizam o sistema operacional *Windows®* e também computadores *Macintosh®* da *Apple Inc.*

FAT: (*File Allocation Table*) Tabela de Alocação de arquivos é um sistema de arquivos desenvolvido para o MS-DOS e usado em versões do Microsoft Windows e em cartões de memória do tipo *flash*.

FSR: (*Force Sensitive Resistor*) - Resistor sensível à pressão.

Hálux: Primeiro pododáctilo do homem.

INPI: Instituto Nacional de Propriedade Industrial.

JTAG: (*Joint Test Access Group*) é uma interface de programação e teste de circuitos digitais padronizada (IEEE 1.149,1).

LCD: (*Liquid Crystal Display*)- *Display* de cristal líquido - painel fino usado para exibir informações por via eletrônica, como texto, imagens e vídeos.

Led: Diodo emissor de luz.

MSP430®: Família de microcontroladores de baixo consumo da *Texas Instruments*.

Notebook: computador portátil leve para ser utilizado em diferentes lugares com facilidade.

Paleoantropologia: é o estudo científico dos fósseis de homínídeos e das evidências deixadas por eles, tais como ossos e pegadas.

Pé equino: Postura do pé em flexão plantar, ou seja, a colocação da região anterior do pé durante a posição bípede ou durante a marcha.

Postura bípede: Posição ereta sobre duas pernas.

Pressão: Tensão mecânica exercida por unidade de área.

Propriocepção: Sensação da posição de partes ou de todo o corpo.

RAM: (*Random Access Memory*) - Memória de acesso aleatório permitindo a leitura e a escrita de dados.

RISC: (*Reduced Instruction Set Computer*) - Conjunto reduzido de instruções de computador.

SD: (*Secure Digital*) é um formato padrão para cartão de memória não volátil desenvolvido pela SDA (*SD Card Association*) para utilização em dispositivos portáteis.

SPI: (*Serial Peripheral Interface*) - é um protocolo que permite a comunicação do microcontrolador com diversos outros componentes.

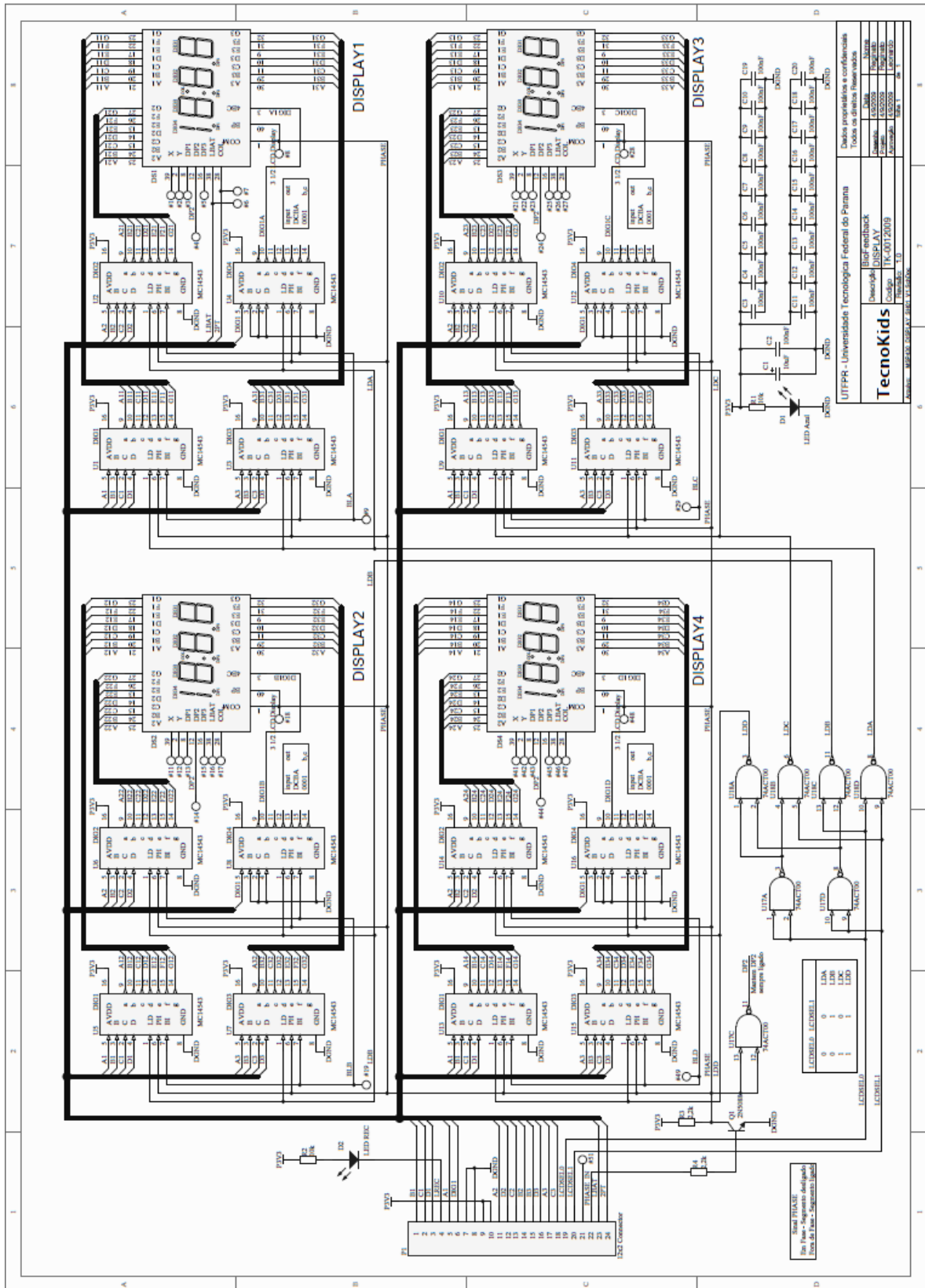
Tablet: dispositivo pessoal em formato de prancheta com tela sensível ao toque que pode ser usado para acesso à Internet, organização pessoal, etc.

USART: (*Universal Synchronous Receiver Transmitter*) - Transmissor/Receptor Universal Síncrono e Assíncrono - formato padrão para comunicação de dados de forma serial.

Wi-Fi: marca registrada da *Wi-Fi Alliance*, que é utilizada por produtos certificados que pertencem à classe de dispositivos de rede local sem fios (WLAN) baseados no padrão IEEE 802.11.

Windows®: Sistema operacional para utilização em microcomputadores e *notebooks* desenvolvido pela Microsoft®.

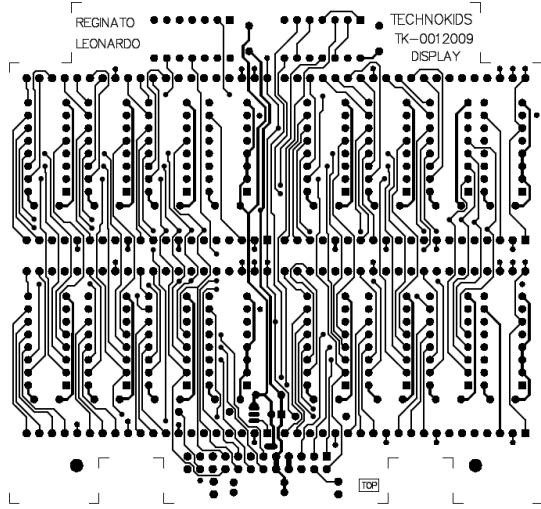
APÊNDICE A – Esquema elétrico da placa de *display*.



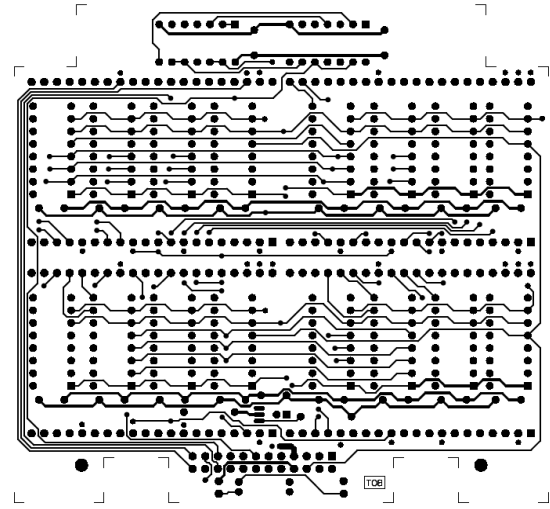
TecnoKids
 Desenvolva DISPLAY
 Código TK-0012009
 Versão: 1.0

UFPA - Universidade Federal do Pará
 Instituto de Física
 Todos os direitos reservados.

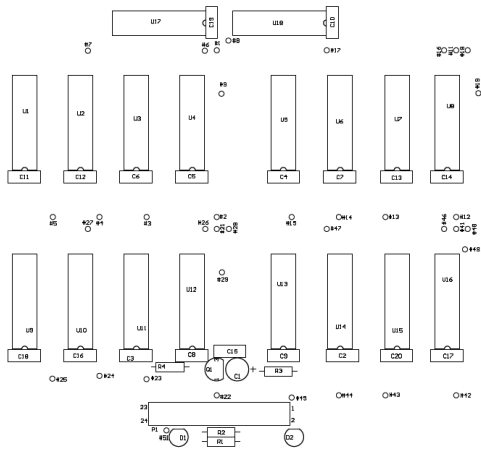
APÊNDICE B – Layout da placa de circuito impresso do *display*.



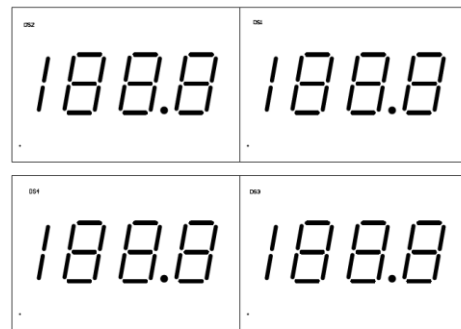
Layout do lado superior da placa



Layout do lado inferior da placa

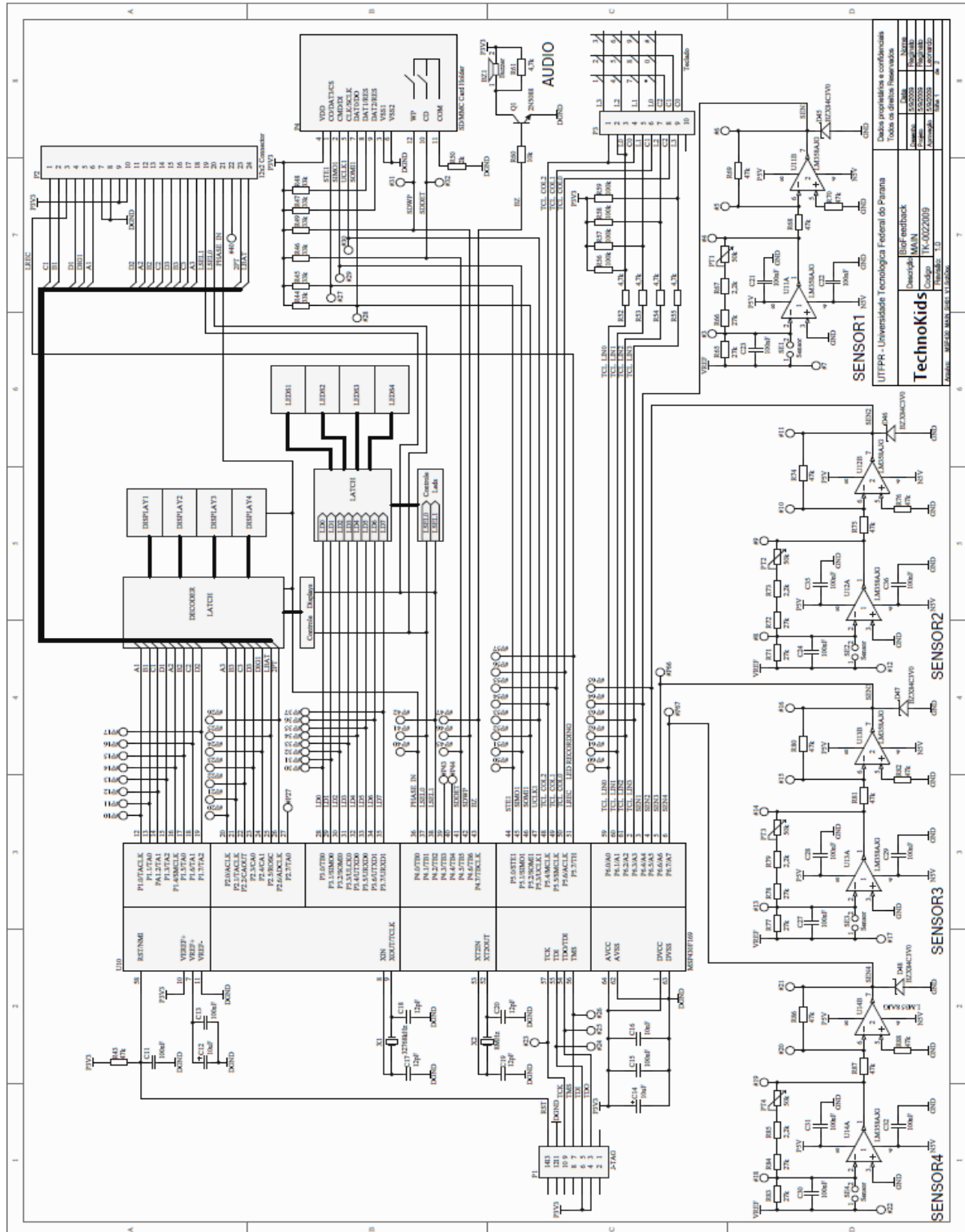


Componentes do lado superior da placa



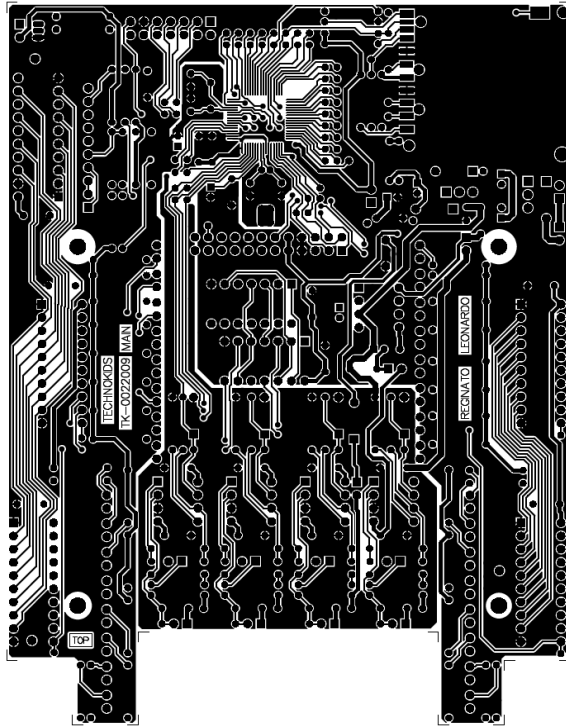
Componentes do lado inferior da placa

APÊNDICE C – Esquema elétrico da unidade principal.

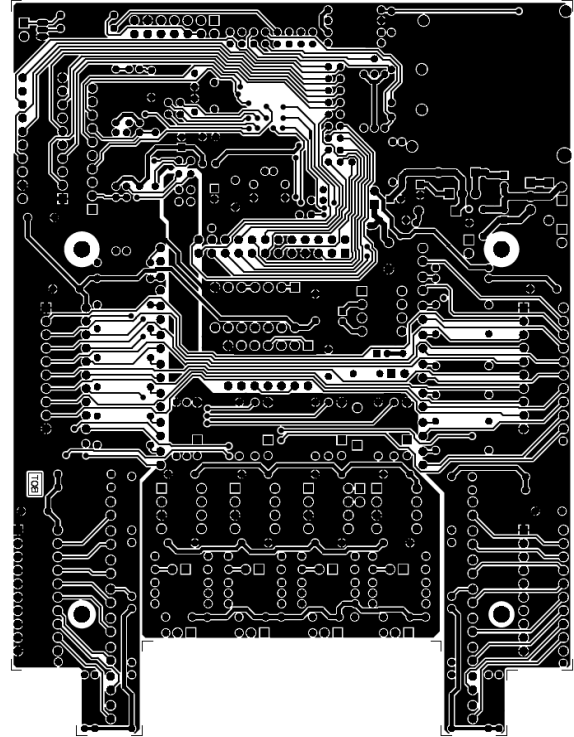


DADOS PREPARADOS E CONFIRMADOS Todas as datas reservadas	
Desenvolvido por TechnoKids	Desenvolvido por Brif endback
Universidade Tecnológica Federal do Paraná UTFPR - Universidade Tecnológica Federal do Paraná	Código TK-002009
Versão 1.0	Página 1

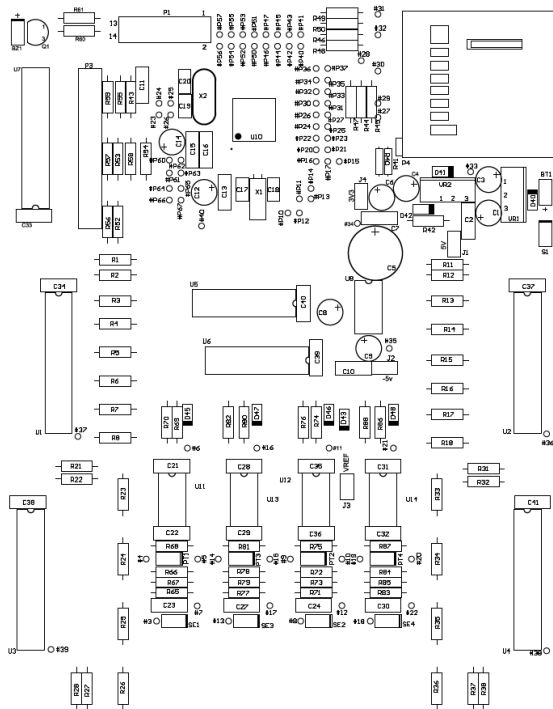
APÊNDICE D – Layout da placa de circuito impresso principal.



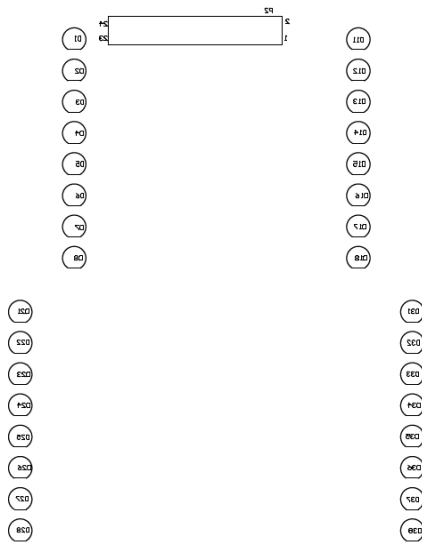
Layout do lado superior da placa.



Layout do lado inferior da placa.

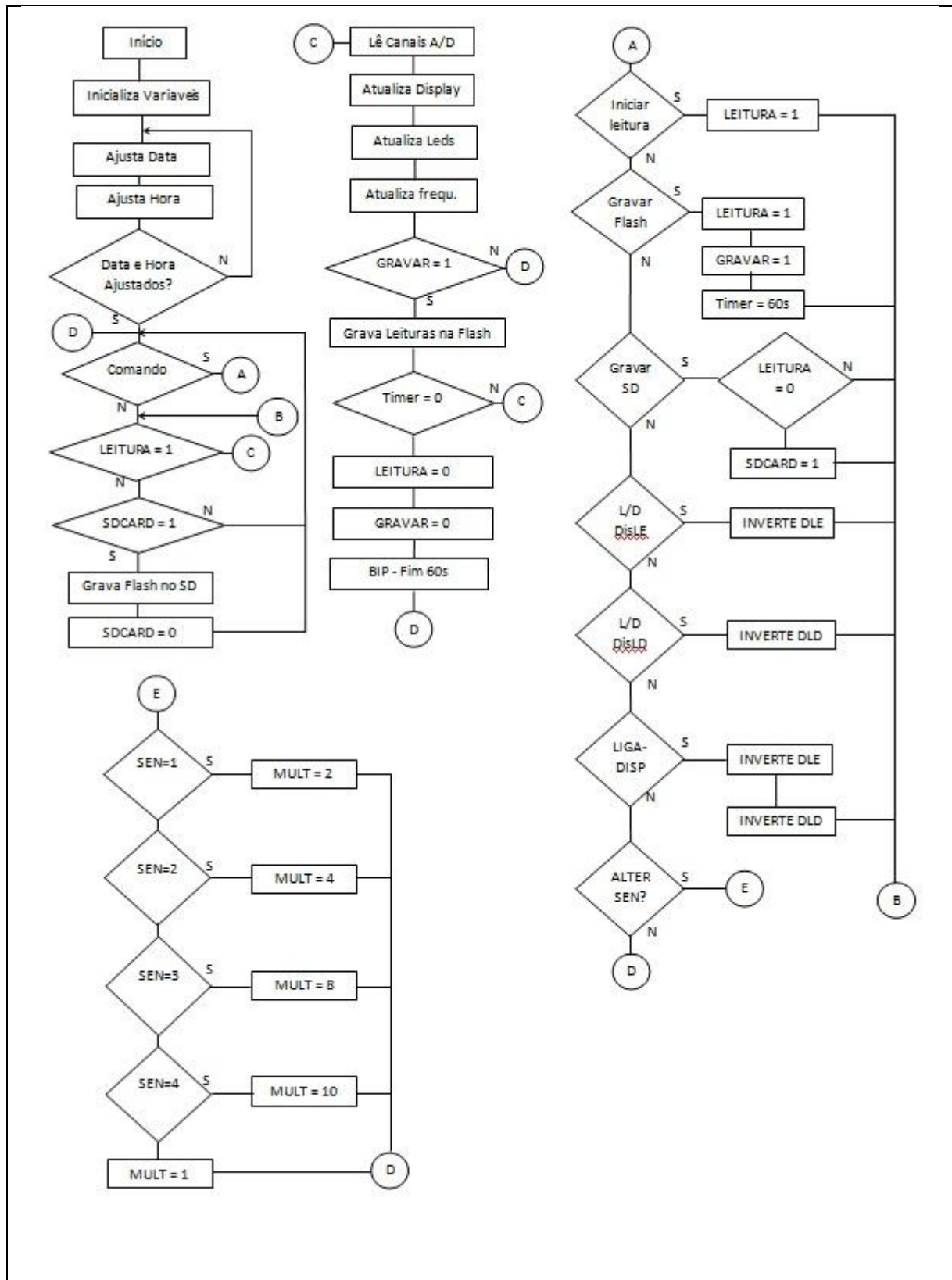


Componentes do lado superior da placa



Componentes do lado inferior da placa.

APÊNDICE E – Fluxograma do FW do equipamento.



Descrição do funcionamento:

Ao ligar o equipamento, o sistema faz a inicialização de todas as variáveis utilizadas no programa (LEITURA=0, GRAVAR=0, Timer=0, SDCARD=0, DLE=1, DLD=1, SEM=0, MULT=1, etc).

É então iniciada uma rotina para o ajuste da hora e data que é finalizada apenas quando todas as informações tiverem sido fornecidas corretamente.

Em seguida, entra em um loop aguardando um comando válido inserido pelo teclado, que quando inserido, o sistema verifica o que deverá ser executado.

Se o comando for “*1”, é iniciada a leitura dos sensores com o acionamento dos conversores A/D. Os displays são atualizados mostrando o resultado da leitura dos sensores. As colunas de leds são também ativadas e os leds são acesos na medida em que a pressão sobre os sensores aumenta. Também é atualizada a frequência do módulo de áudio e o alto-falante é acionado. Como o comando para gravar ainda não está ativo, o sistema volta para o *loop* e mantém a função de leitura dos sensores.

Quando o comando “*2” for acionado, o sistema continua fazendo a leitura dos sensores, mas passa a gravar os dados na memória flash do microcontrolador durante um período fixo de 60s, decrementando esse tempo em uma variável denominada *Timer*. No final desse tempo, as variáveis são inicializadas e o equipamento emite um sinal sonoro (bip) indicando que finalizou a gravação dos dados na memória *flash*, voltando ao *loop* principal aguardando um novo comando pelo teclado.

Ao se entrar o comando “*9”, o sistema verifica se um cartão de memória do tipo SD está inserido no *slot* específico e transfere os dados gravados na memória *flash* para o cartão de memória. No final as variáveis são inicializadas e o sistema volta para o loop inicial aguardando comandos pelo teclado.

Quando se entra com o comando “*5”, a variável que controla o acionamento dos *displays* do lado esquerdo é alterada e os *displays* correspondentes no painel do baropodômetro são desativados. Ao se comandar novamente essa opção, esses *displays* são novamente ativados.

Quando se entra com o comando “*6”, a variável que controla o acionamento dos *displays* do lado direito é alterada e os *displays* correspondentes no painel do baropodômetro são desativados. Ao se comandar novamente essa opção, esses *displays* são novamente ativados.

Com o comando “*8”, as variáveis dos *displays* do lado esquerdo e do lado direito são alteradas e todos os *displays* são desativados. Ao se comandar novamente essa opção, todos os *displays* são novamente ativados. Neste caso, o resultado da operação dos sensores nas palmilhas é mostrado apenas pelas colunas de leds.

Ao se entrar o comando “*7”, o sistema fica aguardando a digitação de um número entre 0 e 4. Caso não seja digitado nenhum número ou então seja digitado o número 0, o sistema inicializa a variável MULT com 1, emite dois bips e retorna ao *loop* inicial. Caso seja digitado um número 1, 2, 3 ou 4, a variável MULT receberá os valores 2, 4, 8 ou 10 respectivamente. Essa variável MULT faz a multiplicação do valor do sinal digitalizado dos sensores aumentando a sensibilidade do aparelho.

APÊNDICE F – Artigo apresentado no SABI 2011.

Aparelho de Baropodometria para uso na reabilitação de alterações de marcha

Scremim, D. Reginato, Gomes, G. Leonardo, Manczak, Tiago, Schneider, K. Fábio, Gamba, R. Humberto

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças CEP 80230-901 - Curitiba - PR - Brasil

reginato@scremim.com, leonardo@gmail.com, tiagomanczak@gmail.com
fabioks@utfpr.edu.br, humberto@utfpr.edu.br

Resumo. As alterações neuro-motoras diminuem os movimentos, as atividades de vida diária e o convívio social. Dentro dessas alterações encontram-se as dispraxias ou apraxias dos movimentos que podem desequilibrar o movimento voluntário, principalmente dos músculos do tornozelo e desenvolver uma rigidez do movimento conhecida como “pé equino”. Como fonte de ajuda neste problema, preconizou o desenvolvimento de um equipamento para auxiliar a capacidade de apoiar o calcanhar e favorecer o treino de percepção equilíbrio e marcha. Pode ser de grande ajuda aos profissionais que trabalham com reabilitação de portadores de deficiência motora ocasionadas por lesões neurológicas ou algum tipo de seqüela que desenvolve diminuição da sensação de apoio correto do pé. O objetivo do trabalho foi desenvolver um equipamento denominado de Baropodômetro que possa fornecer informações áudio-visuais da oscilação de carga sobre os pés, podendo estimular e ou corrigir a falta de apoio do calcanhar no solo. Tal equipamento pode ser utilizado como meio de avaliação postural, coletando as informações no cartão de memória. Mostrou-se eficaz no aprendizado do apoio dos calcanhars e no tempo de percepção em que o paciente apresenta durante a utilização do equipamento.

1. Introdução

O uso de dispositivos eletrônicos para monitorar o movimento do corpo e de alguma forma realimentar o indivíduo sobre a posição corporal correta tem permitido o aprendizado ou re-aprendizado do controle dos movimentos [1, 2]. O processo de realimentação dos movimentos faz com que as áreas cerebrais responsáveis pela associação das percepções e dos movimentos melhorem a sua atuação, por conseguinte, o funcionamento das tarefas cognitivas e psicomotoras [3]. Particularmente, ao longo dos últimos anos trabalhou-se na recuperação de portadores do “pé equino” com métodos invasivos, mas com a utilização de realimentação pôde-se obter bons resultados sem agressividade.

Neste trabalho, a hipótese defendida é que a realimentação visual da atividade motora proporciona a facilitação e a recuperação de portadores de síndromes relacionadas com a atividade motora.

A necessidade do desenvolvimento de um equipamento, que venha a colaborar com a realimentação da tomada de peso sobre os pés, faz com que se acelerem as pesquisas da engenharia sobre o problema de portadores de alterações neuro-motoras que não possuem a capacidade de caminhar corretamente [4,5]. O interesse em proporcionar a melhora na capacidade de caminhar através da movimentação correta dos pés pode favorecer a diminuição de procedimentos invasivos ou cirúrgicos que são realizados para aumentar a capacidade da pressão sobre os pés [6].

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um equipamento eletrônico microcontrolado que acoplado a palmilhas equipadas com sensores de pressão, possa auxiliar no trabalho terapêutico no aumento da colocação de peso sobre os calcanhares em pessoas portadoras de alterações motoras, que apresentem um pé espástico do tipo equino, através de informações áudio-visuais [7].

2. Materiais e métodos

A metodologia para o desenvolvimento do equipamento foi baseada em três premissas básicas:

1) Desenvolver um equipamento para acompanhar a oscilação de carga sobre os pés, fornecendo indicações visuais e sonoras qualitativas para o paciente. 2) Auxiliar, através de orientação visual e auditiva, um modo de corrigir a diminuição do apoio do calcanhar, a fim de aumentar a propriocepção, provinda do aumento de peso do corpo sobre o membro inferior. 3) Armazenar informações em um banco de dados (memória).

3. Baropodômetro

O Baropodômetro é um equipamento eletrônico microcontrolado. O seu desenvolvimento se deu com o intuito de auxiliar aquelas pessoas que têm dificuldades no apoio correto do pé e na postura bípode.

Uma parte importante do sistema como um todo são os sensores piezo-resistivos que ficam acondicionados em palmilhas. Essas palmilhas, que ficam dentro de sandálias, são conectadas à unidade central por cabos que entregam o sinal amostrado pelos sensores a amplificadores que fazem o tratamento desse sinal que é então submetido a conversores analógicos/digitais gerenciados por um microcontrolador que faz todo o processamento e controle das interfaces áudio-visuais (os leds, os displays e o transdutor de áudio). O controle de sensibilidade dos sensores e do nível de volume do sinal de áudio é feito por potenciômetros alocados no painel frontal da caixa do equipamento e conectados à unidade principal.

A alimentação do sistema é feito por uma bateria de 9V acondicionada em compartimento na parte traseira da caixa.

A figura 1 é ilustra um diagrama de blocos do equipamento de baropodometria construído para auxiliar na mensuração da oscilação de carga sobre os pés, fornecendo indicações visuais e sonoras e propiciando o armazenamento destas informações em um banco de dados (memória).

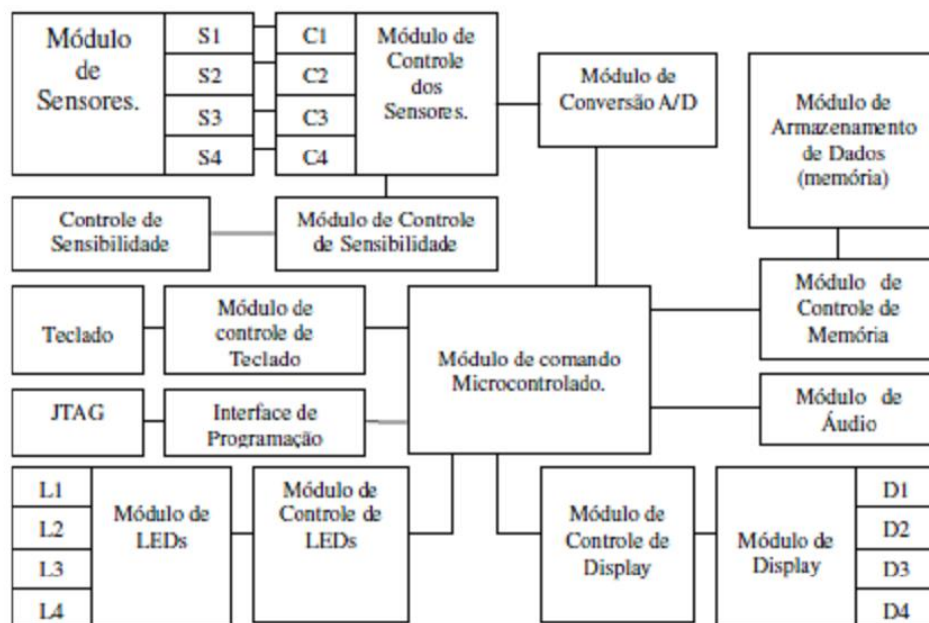


Figura 1 – Diagrama de blocos do baropodômetro apresentando seus blocos funcionais.

3.1. Caixa do equipamento.

As placas eletrônicas com seus componentes foram adequadamente acomodadas em uma caixa plástica padrão de mercado que tornou o sistema totalmente portátil. A figura 2 ilustra a caixa na qual foram feitas aberturas para permitir a instalação de potenciômetros com botões para o controle de sensibilidade e volume, para permitir a visualização dos displays, dos leds e dar acesso ao compartimento do cartão de memória, assim como a instalação de conectores para a conexão dos cabos.



Figura 2 – Caixa plástica utilizada para acomodar todo o circuito eletrônico.

3.2. Unidade Principal.

Foi projetada uma placa de circuito impresso para acomodar o circuito microcontrolado que tem a função de receber os sinais originados nos sensores das palmilhas, fazer o seu condicionamento e a conversão digital para que o processador possa controlar os leds, os displays, o áudio do equipamento, a comunicação com o teclado do sistema e memória de armazenamento. A placa eletrônica conecta-se com botões encaixados sobre potenciômetros montados no painel do aparelho. Esses botões controlam a sensibilidade dos sensores e a intensidade do som. A figura 4 ilustra a placa eletrônica confeccionada para acomodar o microcontrolador, os circuitos de condicionamento dos sinais dos sensores, a interface de programação, o circuito de memória e um relógio para a marcação de eventos no momento que se estiver gravando dados no cartão de memória.

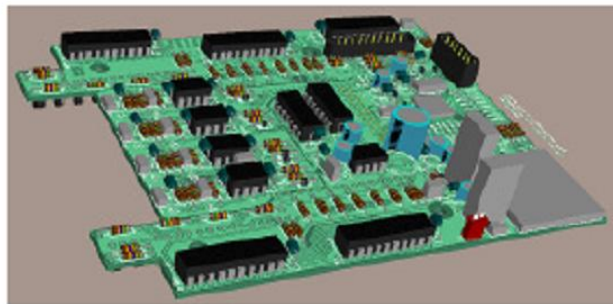


Figura 4 – Placa eletrônica com o microcontrolador, os circuitos de condicionamento, a interface de programação e o circuito de memória.

3.3. Memória.

Para possibilitar o armazenamento dos dados coletados durante as sessões, foi adicionado ao equipamento um cartão de memória do tipo SD como ilustrado na figura 5. Os dados que foram

gravados nesse cartão de memória poderão ser descarregados em um computador para possibilitar a geração de gráficos e acompanhar a evolução dos trabalhos.



Figura 5 – Modelo de cartão de memória utilizado no equipamento.

3.4. Sensores.

No início do desenvolvimento do projeto, foi levantada a curva de resposta dos sensores para se conhecer o seu funcionamento e possibilitar o desenvolvimento do HW necessário. O objetivo foi verificar qual a resistência momentânea de cada sensor quando aplicado um determinado peso. A figura 6 ilustra a curva de resposta obtida durante esse trabalho. Esses sinais oriundos dos sensores são aplicados na entrada do equipamento que é constituída por quatro circuitos de condicionamento de sinais composto por amplificadores operacionais. A figura 7 ilustra um dos quatro circuitos de amplificação e tratamento dos sinais. Esse circuito, além de fazer a amplificação do sinal, tem o objetivo de linearizar ao máximo a curva de resposta do sensor de pressão possibilitando a aplicação desse resultado diretamente na entrada de circuitos conversores analógico/digitais do microcontrolador. A figura 8 ilustra a curva de resposta resultante após a linearização proporcionada pelo circuito de tratamento dos sinais.

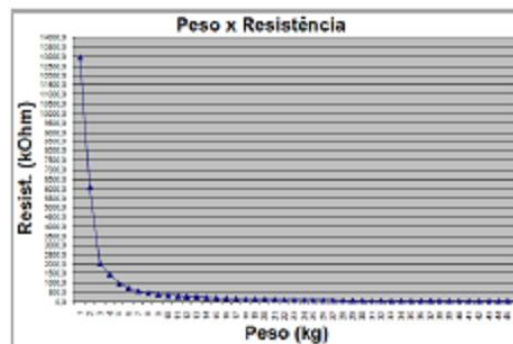


Figura 6 – Curva de resposta dos sensores levantada para o projeto do HW.

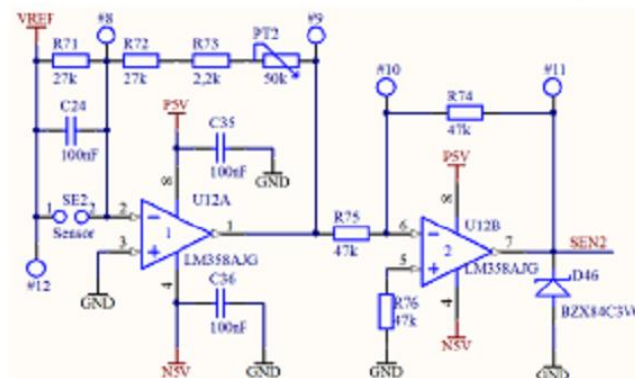


Figura 7 – Circuito de amplificação, tratamento e linearização dos sinais dos sensores.

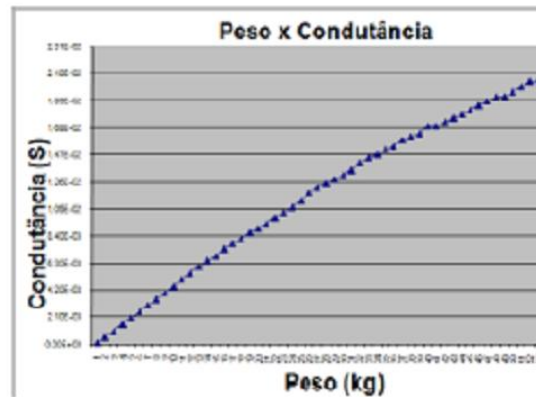


Figura 8 – Curva de resposta dos sensores na saída do circuito cuja medida é tomada levando em conta o inverso da resistência.

Depois de tratados pelos amplificadores operacionais e ter sua resposta linearizada, o sinal de entrada, que agora varia de 0 a 3V é aplicado à entrada de conversores analógicos internos ao microcontrolador que usará esses dados para o controle dos displays, leds, áudio e memória.

4. Sistema Áudio-Visual

Sistema que proporciona aos pacientes a utilização da facilidade da recepção de informações visuais e audíveis para auxiliar no entendimento dos sinais recebidos das palmilhas.

4.1. Unidade de display

Foi projetada uma placa de circuito impresso para acomodar os 4 displays do tipo 3 dígito e $\frac{1}{2}$ para mostrar os valores relativos à pressão exercida sobre os sensores localizados nas palmilhas. A figura 9 ilustra a placa eletrônica montada com os displays e a figura 10 ilustra os valores mostrados nos displays durante o funcionamento do aparelho. Os quatro displays indicam, para fins de treinamento e de monitoramento, valores que vão de 00.00 a 19.99 adimensionais que correspondem a relação direta com a curva de resposta dos sensores, utilizando pesos que variam de 0 a 53 kg. Tais pesos foram necessários para ajustar a faixa de amplitude do alcance do sensor auxiliando na configuração do hardware e do firmware. Os valores, apenas para referência, podem ser comparados com pressão e peso de acordo com a tabela 1 que é apenas uma parte da tabela completa.



Figura 9 – Placa eletrônica com os displays.



Figura 10 – Equipamento montado e seus respectivos componentes de interface com o usuário (Displays, leds, botões de controle e teclado) [7].

Tabela 1. Correspondência entre peso e pressão no Baropodômetro.

Kg	Kgf	Pressão (kg/cm ²)	Display
0			
0.6	5.88	6.3	0.69
0.7	6.86	7.35	0.89
0.8	7.85	8.39	1.00
0.9	8.83	9.44	2.52
1.0	9.81	10.49	2.52

4.2. O sistema de leds do equipamento

Foram colocados 4 colunas de 8 Leds para que possam informar progressivamente a quantidade de pressão aplicado nos sensores. Cada coluna tem conexão direta com o cada sensor e com um display correspondente. Os valores amostrados e tratados são mostrados nos displays e na coluna de leds correspondente. Os leds são ativados de acordo com a quantidade de pressão aplicada nos sensores. Ao ser mostrado os valores de 0.00 nos displays os leds deverão estar apagados e dentro do alcance de 0.00 até 19.99 o acionamento dos leds será feito progressivamente com um intervalo de 2.50 mostrados no display, até que se acendam todos os leds da coluna indicando o peso Máximo aplicado sobre os sensores. A figura 11 ilustra a disposição dos leds no bastidor do equipamento e a figura 12 ilustra o funcionamento das colunas de leds de acordo com o aumento de pressão realizada pelo paciente.



Figura 11 – Disposição das colunas de 8 leds no aparelho [7].



Figura 12 - Funcionamento da coluna de leds do pé esquerdo do paciente [7].

Cada led deverá acender quando o valor a ser mostrado no display atingir um valor maior que 2,50 em relação ao valor anteriormente mostrado. A tabela 2 ilustra o fato.

Tabela 2. Valores mostrados no display e o

Valor mostrado	Número de leds acesos
0.00	Nenhum led aceso
2.50	Somente o led 1 aceso
5.00	Leds 1 e 2 acesos
7.50	Leds 1, 2 e 3 acesos
10.00	Leds 1 a 4 acesos
12.50	Leds 1 a 5 acesos
15.00	Leds 1 a 6 acesos
17.50	Leds 1 a 7 acesos
19.99	Leds 1 a 8 acesos

4.3. O sistema de áudio

Para emissão de um sinal audível com frequência variável durante os trabalhos com pacientes, é necessária a utilização de um transdutor eletro acústico (alto-falante).

O controle da frequência aplicada ao transdutor acústico é feito pelo microcontrolador. O valor da frequência depende da pressão exercida sobre os sensores.

A frequência gerada deverá estar dentro da faixa audível pelo ser humano, como ilustrado na figura 13, que se situa entre 16 Hz a 20 kHz. Para o projeto foi utilizada a faixa de frequência entre 1,5 kHz e 8 kHz que é considerada a faixa de maior inteligibilidade do ouvido humano [8].

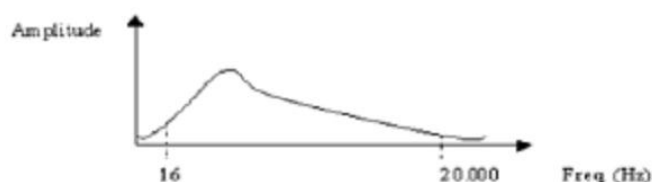


Figura 13 - Curva de resposta do ouvido humano.

A frequência de oscilação deverá variar conforme os valores mostrados nos displays na faixa de 0.00 a 19.99. Foram fixados valores de frequência para determinados intervalos mostrados nos displays conforme tabela 3.

Tabela3 - Valores da frequência de áudio conforme o que é mostrado no display.

Valor mostrado	Frequência
0.00	0,0 kHz
2.50	1,0 kHz
5.00	2,0 kHz
7.50	3,0 kHz
10.00	4,0 kHz
12.50	5,0 kHz
15.00	6,0 kHz
17.50	7,0 kHz
19.99	8,0 kHz

5. Interfaces

Interfaces são elementos de controle que podem ser manipulados pelo usuário e que podem interferir nos dados amostrados e que são mostrados nos displays e leds, além do volume do áudio.

5.1. Teclado e botões de controle

O teclado, localizado no lado direito do aparelho, é uma matriz 3x4 com três colunas e quatro linhas, cuja utilidade é para acionar o cartão de memória, os sensores e outras funções do sistema. Essa localização foi escolhida para não desviar a atenção do paciente dos displays e dos leds.

Os sinais obtidos dos sensores podem ser alterados através de botões de controle colocados no painel da caixa e configurados independentemente para cada sensor variando a sensibilidade de cada circuito. Após o controle, o sinal de entrada dos sensores está tratada e pronta para ser submetida às

entradas dos conversores A/D do processador, cuja amplitude do sinal varia de 0 a 3,0V. A figura 14 ilustra a localização do teclado e dos botões de controle do aparelho.



Figura 14 – Localização do teclado e dos botões de controle no aparelho

6. Palmilhas

Foram confeccionadas palmilhas e nelas inseridos dois sensores do tipo piezo-resistivo ilustrado na figura 15. As palmilhas são acondicionadas em sandálias e conectadas ao aparelho através de fios que estão diretamente ligados à unidade principal. A figura 16 ilustra as palmilhas colocadas nas sandálias que estão ligadas à unidade principal por fios.



Figura 15 – palmilhas confeccionadas com os sensores de pressão [7].



Figura 16 – Conexão das palmilhas através de fios na unidade principal [7].

7. Firmware

Para o funcionamento do equipamento foi desenvolvido um programa específico para o microcontrolador escolhido. A figura 17 ilustra o fluxograma simplificado do programa desenvolvido.

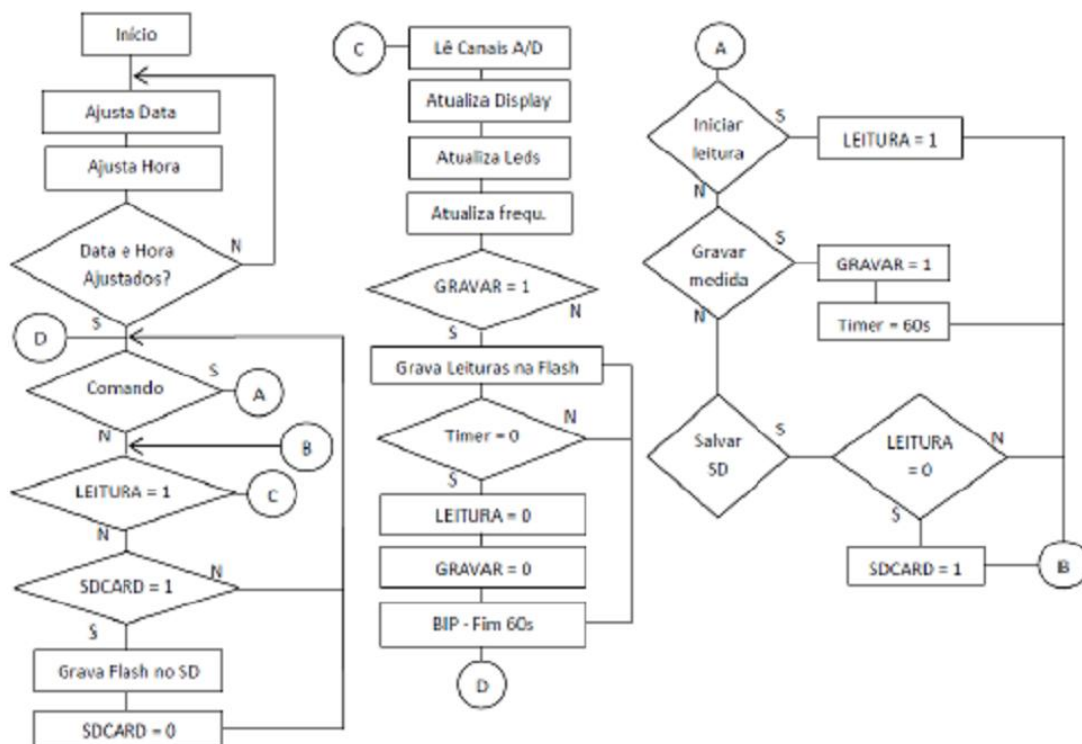


Figura 17 – Fluxograma simplificado do programa desenvolvido para essa aplicação.

8. Experimentos

Após a construção do equipamento de baropodometria, os ensaios funcionais foram realizados em laboratório para validar o instrumento. Os principais testes realizados foram:

- Teste de acionamento inicial: o aparelho passa por uma sessão de liga e desliga para que possa verificar o acionamento correto da captação dos sensores.
- Teste de funcionalidade do teclado: verificação da resposta à entrada dos comandos.
- Teste de calibração dos sensores: As palmilhas foram testadas para constatar a correta captura da carga sobre os pés. Após a calibração, não apresentou desvios funcionando sempre da mesma maneira.

8.1. Seleção dos voluntários e protocolo experimental

Os voluntários foram 6 meninos e 4 meninas capazes de compreender as orientações de como usar a palmilha.

Antes do início e no final das sessões da pesquisa, foram submetidos a uma avaliação podobarométrica estática, quantitativa e qualitativa, para determinar os padrões da quantidade de pressão sobre os calcanhares das plantas dos pés.

Uma vez demonstrado o procedimento os mesmos foram treinados durante 30 minutos uma vez por semana durante 3 meses.

No início e no final de cada seção, as informações fornecidas pelo aparelho foram coletadas no cartão de memória e posteriormente analisadas em planilhas em um computador. Dessa forma, estabeleceu-se uma base estatística para verificar o benefício da utilização do equipamento com realimentação visual.

9. Conclusões e trabalhos futuros

O equipamento de podometria, denominado de baropodômetro tem patente requerida no INPI sob o número 0000221010967988. A sua utilização permitiu visualizar as diferenças de pressão aplicada pelos pés e possibilitou armazenar essas informações em um cartão de memória SD para posteriormente serem analisadas e identificadas permitindo a tabulação dos dados em planilhas em um computador.

A identificação dos desvios ocasionados pelo sistema neuro-motor, possibilitou uma intervenção terapêutica diferenciada, junto aos profissionais de reabilitação das crianças avaliadas, capacitando-os a visualizar os resultados das análises e possibilitando a introdução de novas idéias aos seus trabalhos com as crianças.

Observou-se que ao introduzir uma nova orientação aos trabalhos de fisioterapia, relacionado ao posicionamento dos calcanhares durante os exercícios das crianças, percebeu-se maior facilidade de realizar tarefas na posição ortostática, marcha e equilíbrio.

Para possibilitar maior versatilidade do equipamento, está em desenvolvimento uma nova versão do equipamento onde os fios estão sendo retirados e um sistema de rádio frequência está sendo implantado para a comunicação da palmilha com a unidade principal sem a utilização de fios.

Referências

- [1] SCHWARTZS, Mark S., **Biofeedback – Practioner`s Guide** 2ª edi. The Guilford Press New York, 2000.
- [2] CHOI, Younggeun; QI, Feng.; GORDON, James, **Performance-Based Adaptive Schedules Enhance Motor Learning**, Journal of Motor Behavior, Vol. 40, 4, 273-280, 2008.
- [3] SCHAECHTER, Judith D.; PERDUE K.L., **Enhanced Cortical Activation in the Contralesional Hemisphere of Chronic Stroke Patients in Response to Motor Skill Challenge**, Cerebral Cortex, 18, 638-647, 2008.
- [4] ALVAREZ, Christine; DE VERA, Mary; CHHINA, Harpreet; BLACK Alec. **Normative data for the dynamic pedobarography profiles of children**, Gait & Posture, 28, 309-315, 2008.
- [5] ADLERTON, Anna-karin; MORITZ, Ulrich; MOE-NILSSEN, Rolf, **Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance**, Physiotherapy research international, Vol. 8(4) 187-199 2003.
- [6] CARTY, Christopher P; BENNETT, Michael B., **The Use of dimensionless scaling strategies in gait analysis**, Human Movement Science, vol 28, 2, 218-225, 2009.
- [7] GOMES, Leonardo G., **Avaliação do treinamento baropodométrico com biofeedback: estudo de caso em crianças com “pé equino”**, Dissertação (mestrado em engenharia biomédica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2011.
- [8] KANDEL, Eric R.; SCHWARTZ, James H.; JESSEL, Thomas M., **Princípios em neurociências**. 4ª ed. São Paulo, Manole, 2003.

ANEXO A – Carta de aprovação do Comitê de ética.



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
 Rua Prof. Pedro Viriato Parigot de Souza, 5.300
 Fone: (41) 3317-3260 ou 3317-3290
 Fax: (41) 317-3030
 cep@up.edu.br

PROTOCOLO Nº 002/2010

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROJETO DE PESQUISA ANALISADO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO UNICENP

IDENTIFICAÇÃO
1. Título do Projeto: A ANÁLISE DO AUMENTO DA CARGA NO CALCANHAR DE CRIANÇAS HEMIPLEGICAS ATRAVÉS DE PEDIGRAFIA POR BIOFEEDBACK
2. Professor orientador: Humberto Remigio Gamba
3. Aluno(s) envolvido(s): Leonardo Grilo Gomes
4. Instituição do pesquisador: UTFPR
5. Local onde será realizada a pesquisa:
6. CAAE: 5487.0.000.094-09

OBJETIVO
7. Analisar a quantidade de carga fornecida pelo paciente através de um programa de aprendizado com a utilização de um equipamento de Biofeedback que fornece visualmente e audivelmente a quantidade de carga no treinamento.

SÍNTESE DO PROJETO
8. Estudo inédito do tipo Coorte prospectivo. A amostra por conveniência e composta de 20 meninas ou meninos entre 12 a 16 anos e que apresentem como diagnóstico hemiplegia associada uma marcha com pé "equino". A amostra será definida após um contato inicial com pais e responsáveis, podendo ser coordenadores de suas escolas ou centros de reabilitação e que se enquadrem com os critérios de inclusão. Critérios de Inclusão: portadores de paralisia motora hemilateral devido seqüela de acidente vascular, idade entre 12 e 16 anos e voluntários que apresentem compreensão em instruções verbais. Critérios de exclusão: voluntários que possuam histórico de deficiência mental, histórico de epilepsia e que apresentem qualquer outro critério que possa comprometer os movimentos da marcha, tais como osteogênese(fixações), tornozelo e outras. Serão convidados por meio de ligação telefônica, ou entrevista com a coordenação do curso de fisioterapia e de suas instituições, após concordarem com o termo de consentimento livre esclarecido, será realizado agendamento para que sejam levados pelo pesquisador à Universidade Positivo, para que sejam realizadas avaliações podométricas. O voluntário aprenderá uma seqüência de movimentos com o equipamento de biofeedback, desenvolvido no laboratório de imagem da UTFPR. O protocolo de treinamento transcorrerá dentro de um período de 7 meses ou mais se for necessário para alcançar objetivo pretendido.

COMENTÁRIOS DO RELATOR
9. O projeto encontra-se em conformidade com a resolução 196/96 CNS.

PARECER FINAL
<input checked="" type="checkbox"/> Recomenda a aprovação <input type="checkbox"/> Não recomenda a aprovação <input type="checkbox"/> Em pendência
10. Solicita-se o envio de relatório ou carta assinada pelo orientador comunicando o encerramento da pesquisa.




MARIA FERNANDA TORRES
 COORDENADORA