

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

CARLOS EDUARDO NADAL FRAGA

MONITORAMENTO DA RESISTÊNCIA GALVÂNICA DA PELE

Porto Alegre

2009

CARLOS EDUARDO NADAL FRAGA

MONITORAMENTO DA RESISTÊNCIA GALVÂNICA DA PELE

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista da Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Me. Júlio César Marques de Lima

Porto Alegre

2009

CARLOS EDUARDO NADAL FRAGA

MONITORAMENTO DA RESISTÊNCIA GALVÂNICA DA PELE

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista da Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em 8 de julho de 2009.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Me. Júlio César Marques de Lima

Prof. Me. Jorge Ferreira da Silva Filho

Prof. Dr. Vicente Mariano Canalli

*Dedico este trabalho a minha avó Soely e aos meus
dois amores, Janaína e minha filha Eduarda.*

AGRADECIMENTOS

A Deus por me proporcionar saúde, inteligência, persistência, aos meus pais Carlos Alberto e Tereza Maximília que contribuíram para a minha formação moral e ética. A minha irmã Keise Cristina e minha querida avó Soely que sempre me deu apoio quando mais precisei. Ao meu amor Janaína que sempre me apoiou, compreendeu, incentivou e esteve ao meu lado com amor e dedicação. A minha filha Eduarda que está chegando e já faz parte dos meus sentimentos e planos de vida. Aos colegas de jornada que com o passar do tempo se tornaram grandes amigos. A Engenheira Eletricista Léria Rosane Holsbach, responsável pela Engenharia Clínica do Complexo Hospitalar Santa Casa de Porto Alegre, que me proporcionou esclarecimentos sobre os equipamentos hospitalares de medição e análise clínica. Ao Carlos Edgar Bergild, técnico do Laboratório de Ensino e Pesquisa (LEP). E não poderia deixar de agradecer ao professor Júlio, meu orientador, grande mestre, que na sua humildade não cansa de querer ver seus discípulos atingirem seus objetivos. Obrigado por tudo, obrigado a todos.

*“Nasceste no lar que precisavas,
vestiste o corpo físico que merecias,
moras onde melhor Deus te proporcionou, de acordo com teu adiantamento.
Possuis os recursos financeiros coerentes com as tuas necessidades, nem mais, nem menos,
mas o justo para as tuas lutas terrenas.
Teu ambiente de trabalho é o que elegeste espontaneamente para a tua realização.
Teus parentes, amigos são as almas que atraístes, com tua própria afinidade.
Portanto, teu destino está constantemente sob teu controle.
Tu escolhes, recolhes, eleges, atraís, buscas, expulsas, modificas tudo aquilo que te rodeia a
existência.
Teus pensamentos e vontades são a chave de teus atos e atitudes...
São as fontes de atração e repulsão na tua jornada vivência.
Não reclames nem te faças de vítima. Antes de tudo, analisa e observa.
A mudança está em tuas mãos.
Reprograme tua meta, busque o bem e viverás melhor.”*

Chico Xavier

RESUMO

O monitoramento da Resistência Galvânica da Pele (MRGP) ou mais conhecido como *Galvanic Skin Response* (GSR) realizado através do sistema implementado neste trabalho está baseado em pesquisas anteriores onde um circuito realiza a divisão de tensão entre uma resistência pré-definida e a resistência captada através de dois eletrodos colocados nos dedos da mão, um no dedo indicador e outro no dedo médio. Nesses dois dedos estão localizadas glândulas sudoríparas que são controladas pelo sistema nervoso simpático que por sua vez faz parte do sistema autônomo [1]. Conforme o estímulo que atua sobre o aspecto psicológico, é liberado ou não secreção (suor) nessa região, alterando a resistência na região onde estão os eletrodos. O circuito é alimentado por uma bateria de celular de 3,7volts com saída de tensão regulada em 3,3volts. Este sistema ainda dispõe de amplificadores operacionais de alta precisão do tipo OPA277, que atuam na amplificação e filtragem do sinal analógico para eliminar interferências e são usados também no circuito que disponibiliza uma saída de alimentação simétrica. O circuito ainda possui um microcontrolador MSP430F2013 que recebe os sinais analógicos do circuito para fazer a conversão A/D e os envia através de uma conexão isolada por uma porta do tipo Universal Serial Bus (USB) para o computador. Os dados coletados são enviados ao software, programado em Delphi, disponibilizando o resultado na tela através de gráfico. Então quanto mais excitada ou nervosa a pessoa estiver, maior a secreção (suor), menor a resistência nos eletrodos e maior a amplitude do sinal de saída do circuito.

Palavras-chave: Resistência Galvânica da Pele. Eletrodos. Glândulas Sudoríparas. Sistema Nervoso Simpático. GSR.

ABSTRACT

The monitoring of the galvanic skin resistance (MGSR) or better known as Galvanic Skin Response (GSR) conducted through the system implemented in this work is based on previous studies where a circuit performs the division of stress between a pre-set resistance and resistance captured by of two electrodes placed on the fingers of the hand, index finger in one and the other in middle finger. In these two fingers are located sweat glands that are controlled by the sympathetic nervous system which in turn is part of the autonomous system [1]. As the stimulus that acts on the psychological aspect, is released or not secretion (sweat) in this region, changing the resistance in the region where the electrodes. The circuit is powered by a battery of cell of 3.7 volts with output voltage regulated at 3.3 volts. This system also offers high-precision operational amplifiers of type OPA277, which act in the amplification and filtering the analog signal to eliminate interference and are also used in the circuit that provides a symmetrical output power. The circuit also has an MSP430F2013 microcontroller which receives the analog signals of the circuit to do the conversion A / D and sends them through a single connection for a port type of Universal Serial Bus (USB) to your computer. The collected data are sent to the software, programmed in Delphi, making the result on screen using graphic. So the more excited or nervous the person is, the greater the secretion (sweat), the lower the resistance in the electrodes and increased the amplitude of the output signal of the circuit.

Keywords: Resistance Galvanic Skin. Electrodes. Sweat glands. Sympathetic nervous system. GSR.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Corte para visualização da estrutura dérmica.	16
Figura 2 – Movimento de íons e água para produzir o suor.....	19
Figura 3 – Falange Medial.	21
Figura 4 – Circuito principal com os eletrodos e operacionais.	22
Figura 5 – Região de trabalho do A/D.	24
Figura 6 – Tela de resultados do programa FilterPro V2.0.....	25
Figura 7 – Amplificador Operacional OPA277.....	25
Figura 8 – Circuito para geração de alimentação simétrica.	26
Figura 9 – Bateria Nokia BLD-3 3,7 volts.	27
Figura 10 – Adaptação para alimentação com regulador de tensão LP 2985 de 3,3 volts.	27
Figura 11 – Circuito de alimentação com regulador de tensão LP2985.	28
Figura 12 – Circuito de alimentação com regulador de tensão LP2985.	28
Figura 13 – Microcontrolador MSP430F2013, Saída USB e Gravador para programação.....	29
Figura 14 – Microcontrolador MSP430F2013.	29
Figura 15 – ISO 7221: Pinos e diagrama de funções.....	30
Figura 16 – Circuito da USB isolada.	30
Figura 17 – Layout da USB isolada.....	31
Figura 18 – Placa da conexão isolada USB.....	31
Figura 19 – Layout da placa de circuito impresso de todo circuito do trabalho.	32
Figura 20 – Placa com componentes soldados parte superior.....	33
Figura 21 – Placa com componentes soldados parte inferior.....	33
Figura 22 – Diagrama de blocos funcional do MSP430F2013.	35
Figura 23 – Gráfico de configuração da frequência com RSEL x DCO.....	36
Figura 24 – Diagrama de blocos do <i>clock</i> de funcionamento do MSP430F2013.	37
Figura 25 – Emula a porta Tx serial.	38
Figura 26 – Emula a porta Rx serial.	39
Figura 27 – Dispara o A/D a cada 5ms.	40
Figura 28 – Emula a escrita na porta serial.	40
Figura 29 – Emula a leitura na porta serial.	41
Figura 30 – Eletrodo 2223 - 3M utilizado.....	47
Figura 31 – Suporte de velcro para eletrodo 3M.....	48
Figura 32 – Suporte de velcro com eletrodo 3M e garra de contato – parte externa.....	48
Figura 33 – Suporte de velcro com eletrodo 3M e garra de contato - parte interna.....	49
Figura 34 – Suporte de velcro semi-fechado com eletrodo 3M e garra de contato.....	49
Figura 35 – Suporte de velcro semi-fechado com eletrodo 3M e garra de contato.....	50
Figura 36 – Suporte de velcro fechado no dedo indicador.....	50
Figura 37 – Cabo ECG da Nihon Kohden	51
Figura 38 – Circuito em funcionamento	52
Figura 39 – Sinal analógico na saída do circuito a 5s por quadro.	53
Figura 40 – Sinal analógico na saída do circuito a 10s por quadro.	53
Figura 41 – Sinal analógico na saída do circuito a 20s por quadro.	54
Figura 42 – Sinal analógico na saída do circuito a 50s por quadro.	54
Figura 43 – Sinal digital na tela do computador I.	55
Figura 44 – Sinal digital na tela do computador II.	55
Figura 45 – Amplificador Operacional OPA277.....	56
Figura 46 – Circuito Principal em SMD.	57
Figura 47 – Circuito de Alimentação Simétrica em SMD.	57

Figura 48 – Circuito do Microcontrolador em SMD.	58
Figura 49 – Layout do circuito completo.	58

LISTA DE SÍMBOLOS

v – volt

mv - milivolt

NaCl – cloreto de sódio

k Ω – quilo-ohm

s – segundos

ms- milissegundo

ns – nanossegundo

μ S – microsiemens

$V_{out_{max}}$ – máxima tensão de saída

$V_{out_{min}}$ – mínima tensão de saída

Z_{min} – Impedância mínima

Z_{max} – Impedância máxima

Hz – hertz

kHz – quilohertz

MHz – megahertz

m - metro

kg – quilograma

bps – bits por segundo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	BREVE HISTÓRICO SOBRE A RESPOSTA GALVÂNICA DA PELE	14
3	RESPOSTA GALVÂNICA DA PELE	15
3.1	FISIOLOGIA DA PELE	15
3.1.1	Glândulas Sudoríparas	17
3.1.1.1	Glândulas Sudoríparas Écrinas	18
3.1.1.2	Glândulas Sudoríparas Apócrinas	18
3.1.2	Composição e Secreção do Suor	18
4	ESTUDO E IMPLEMENTAÇÃO DO CIRCUITO	21
4.1	CIRCUITOS IMPLEMENTADOS	21
4.1.1	Circuito de Alimentação Simétrica	26
4.1.2	Circuito de Alimentação com Bateria de Celular	26
4.1.3	Circuito do Microcontrolador MSP 430F2013	28
4.1.4	Circuito USB Isolada	30
4.2	MICROCONTROLADOR MSP430F2013	34
4.2.1	Configuração do Microcontrolador	35
4.2.2	Software de Compilação - MSPGCC	37
4.2.2.1	Fluxogramas da Programação Implementada no Microcontrolador	38
4.2.2.2	Algoritmo Implementado	41
4.3	ELETRODOS	47
4.3.1	Metodologia para colocação dos eletrodos	51
4.4	CABO DE CONTATO PARA ELETRODOS (GARRA TIPO EMAI)	51
5	TESTES E RESULTADOS	52
6	CONCLUSÕES	56

REFERÊNCIAS.....	59
-------------------------	-----------

1 INTRODUÇÃO

Os diagnósticos sobre o comportamento humano evoluíram muito nas últimas décadas, principalmente pela inserção de novas tecnologias voltadas para este mercado. Esses equipamentos auxiliam nos diagnósticos para uma avaliação mais precisa, tornando-se essenciais nos dias de hoje.

Enquadrando-se nesse mercado, neste trabalho foi implementado um circuito alimentado por uma bateria de celular de 3,7 volts regulada para de 3,3 volts, que a divisão da tensão entre uma resistência fixa e a resistência da pele. Este sinal passa pelos amplificadores filtrando e amplificando os sinais que são repassados ao microcontrolador para a conversão A/D. Os dados são enviados via USB por um acoplamento isolado ao software com a função de monitorar a variação da resistência galvânica da pele nos dedos indicador e médio da mão, que está intimamente ligada à variação de nosso sistema nervoso, tendo como base, pesquisas já desenvolvidas na área científica, médica e psicológica.

Conforme a situação em que o ser humano é exposto, o seu nível de estresse ou excitação varia, e da mesma forma irá variar a resistência da pele localiza nas palmas das mãos e dos pés onde estão as glândulas sudoríparas, as quais liberam mais ou menos secreção (suor) de acordo com o estímulo psíquico do indivíduo. Assim podemos ter muitas aplicações, principalmente em tratamentos de pessoas com traumas e estresse muito elevados. Portanto este trabalho tem o objetivo de detectar e capturar a variação da tensão conforme a alteração da resistência galvânica da pele, converter esses sinais analógicos em sinais digitais, enviá-los de maneira segura ao computador usando conexão USB e exibir graficamente os sinais na tela de um computador.

2 BREVE HISTÓRICO SOBRE A RESPOSTA GALVÂNICA DA PELE

Essa técnica passou por várias fases desde o conceito original. Foi introduzida pela primeira vez no século 18 pelo biólogo italiano Luigi Galvani na Universidade de Bolonha. Galvani iniciou sua investigação, realizando experimentos envolvendo cargas elétricas em rãs. Ele descobriu que uma carga aplicada à medula espinhal de uma rã poderia gerar espasmos musculares por todo o corpo. Dissecando rãs em uma mesa, enquanto conduzia experimentos com eletricidade estática, um dos assistentes de Galvani tocou em um nervo ciático de uma rã com um escalpelo metálico, o que produziu uma reação muscular na região tocada sempre que eram produzidas faíscas em uma máquina eletrostática próxima. Tal observação fez com que Galvani investigasse a relação entre a eletricidade e a animação - ou vida. Por isso é atribuída a Galvani a descoberta da bioeletricidade. Outros experimentos de Galvani realizados confirmaram este efeito.

A investigação sobre este fenômeno continuou nos séculos 19 e 20 com uma descoberta feita em 1945 por Curt P. Richter. Richter reconheceu que a resistência oferecida à passagem de um minuto corrente através do corpo é quase totalmente localizada na pele. Esta descoberta abriu a porta para o desenvolvimento de procedimentos minimamente invasivos e não- invasivos para avaliar as respostas do sistema nervoso autônomo de um organismo.

Uma importante investigação sobre a resistência galvânica da pele relacionada com a ansiedade e os níveis de estresse foi conduzida por Fenz & Epstein, em 1967. Entre as suas principais descobertas foi a de que o sistema autônomo do cérebro influencia na resistência da pele, que varia com alterações psicossomáticas com o aumento da excitação e ansiedade [2]. Este conhecimento foi utilizado, em parte, para criar detectores de mentira, que empregava essa técnica como uma das medidas objetivas do nível de estresse de uma pessoa ao responder uma bateria de perguntas.

3 RESPOSTA GALVÂNICA DA PELE

A resposta galvânica da pele é freqüentemente utilizada para descrever a atividade elétrica que dá indícios de alterações psicológicas [3]. Sua variação tem origem na atividade das glândulas sudoríparas. Estas glândulas estão sob o controle do sistema nervoso simpático, que é uma parte do sistema nervoso autônomo [1]. Este sistema assemelha-se a um complexo esquema de fios que transportam impulsos para todos os órgãos do corpo. Então diferentes eventos como uma forte emoção, um acontecimento surpreendente, dor, exercício, respiração profunda, uma tarefa exigente, entre outros, fazem com que o sistema nervoso simpático responda ativando mecanismos físicos e químicos através do corpo, incluindo as glândulas sudoríparas. Apesar desta resposta nem sempre ser visível (suor), ocorre uma alteração da resistência da pele em consequência das alterações psicológicas como o aumento da excitação e ansiedade [2]. Mas a excitação não é apenas um indicador da ativação emocional, é também um forte preditor de dois importantes aspectos da cognição: atenção e memória [8].

A pele possui condutividade elétrica manifestada em mudanças graduais, que podem ser tônicas, de longa duração ou fásicas, eliciadas por estímulos e por atividades do sujeito [9]. Mudanças tônicas e fásicas não são fenômenos essencialmente diferentes, pois são causados por mudanças semelhantes na atividade das glândulas sudoríparas. O nível tônico é chamado nível de condutividade da pele e acontece tanto em resposta a alguma alteração na condição do sujeito como espontaneamente. As respostas fásicas podem ser chamadas de resposta eletrodérmica, resposta galvânica da pele, resposta psicogalvânica ou resposta de resistência da pele.

Electrodermal Activity (EDA) é um termo mais amplo utilizado pela comunidade de psicofisiologia para descrever as mudanças que ocorrem em resposta ao sistema nervoso simpático [1].

3.1 FISIOLOGIA DA PELE

A interpretação de condutância da pele requer algum conhecimento sobre a estrutura dos tecidos em baixo da superfície da pele [4]. A Figura 1 mostra as principais características da pele. A camada mais superficial é chamada de epiderme e consiste do estrato córneo, a

camada granulosa, a camada espinhosa, bem como a camada basal. A superfície da córnea (ou seja, da superfície da pele) é composta de células mortas, enquanto que, na sua base existem células vivas. Entre estas duas regiões existem células transicionais. Esta camada é também chamada de camada córnea. Vasos sanguíneos estão ramificados na derme suprindo as glândulas sudoríparas écrinas, folículos pilosos, glândulas sebáceas e músculos eretores. O duto excretor das glândulas sudoríparas écrinas consiste de um tubo simples composto de uma única ou dupla camada de células epiteliais. Esse tubo sobe e abre na superfície da pele. É ondulante na derme, mas depois segue uma espiral e um caminho cônico invertido através da epiderme para terminar em um poro na superfície da pele.

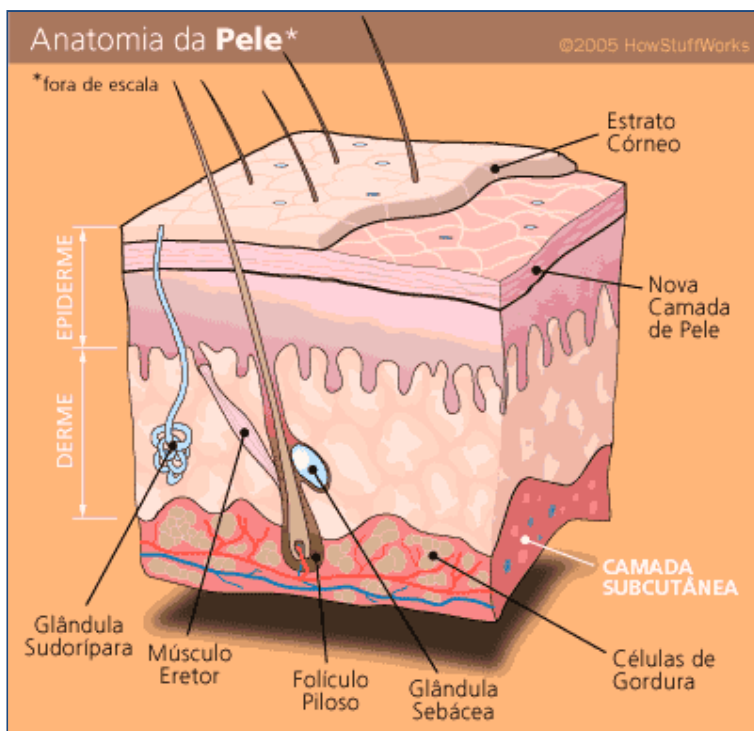


Figura 1 - Corte para visualização da estrutura dérmica.
 Fonte: <http://saude.hsw.uol.com.br/suor.htm> (28/02/2009).

A partir de uma análise da Figura 1 compreende-se que a epiderme normalmente tem uma alta resistência elétrica, devido à espessa camada de células mortas com queratina entre as membranas. Este aspecto não é surpreendente, uma vez que a função da pele é o de proporcionar uma barreira de proteção contra a abrasão, agressões mecânicas, e assim por diante. Grande parte da epiderme é uma barreira impermeável. Experiências demonstram que seu comportamento deve ser a de uma membrana passiva [6]. No entanto, a córnea é penetrada pelo referido duto de suor subjacente a partir de células e preenchendo estes dutos

com um bom condutor (o suor pode ser considerado o equivalente a 0,3% de NaCl, uma solução salina e, conseqüentemente, um eletrólito fraco) emerge. Como conseqüência, a efetiva condutância da pele pode variar muito, dependendo da variação da atividade écrina [5]. O referido comportamento é particularmente grande nas regiões palmares e plantares, porque enquanto a epiderme é muito espessa, ao mesmo tempo as glândulas écrinas são necessariamente densas. Verificamos que a função principal da pele é o de proteger o corpo do ambiente. Um aspecto desta questão é para evitar a perda de água pelo organismo. No entanto, ao mesmo tempo, a evaporação da água como um meio de regular a temperatura corporal deve ser facilitada. Estes requisitos parecem ser realizados pelo estrato córneo como uma camada de barreira que impede a perda de água para o exterior, exceto através de glândulas sudoríparas, cuja atividade pode ser controlada. Esta, por sua vez, é mediada pelo sistema nervoso autônomo. A medição da produção de glândulas sudoríparas prevê uma simples aferição do nível e extensão da atividade simpática. Este é o conceito básico para a variação da condutância da pele e sua aplicação à psicofisiologia.

3.1.1 Glândulas Sudoríparas

As glândulas sudoríparas são membranas especializadas na secreção de um líquido transparente muito específico, denominado suor [16]. Ele é composto, sobretudo por água e pela dissolução de sais e vários resíduos do metabolismo, que excretados pelo organismo. Cada glândula é formada por duas partes: uma situada na profundidade da pele, que se encarrega da produção do suor, e um fino canal, através do qual a secreção é transportada para o exterior. Embora existam inúmeras glândulas sudoríparas, milhões, distribuídas por toda a superfície corporal, a sua distribuição difere consoante as diferentes áreas, já que são especialmente abundantes nas palmas das mãos e nas plantas nos pés, no fronte e no peito, sendo muito menos numerosas, por exemplo, nas costas. Apesar de todas as glândulas sudoríparas serem muito semelhantes, é possível distinguir dois tipos com estruturas e funções diferentes: as écrinas e as apócrinas.

3.1.1.1 Glândulas Sudoríparas Écrinas

Estas glândulas sudoríparas, as mais abundantes e distribuídas por todo o corpo, são constituídas por um glomérulo secretor localizado na hipoderme e por um canal excretor que atravessa a derme e a epiderme de modo a desaguar as suas secreções na superfície através de um pequeno poro, imperceptível a olho nu. As células glandulares que formam o glomérulo secretor estão intercaladas com células mioepiteliais, cuja contração, provocada por vários estímulos, favorece a expulsão do suor para o exterior. O produto da secreção destas glândulas é um líquido aquoso transparente, de gosto salgado e sem odor.

3.1.1.2 Glândulas Sudoríparas Apócrinas

Estas glândulas são semelhantes às anteriores, mas são um pouco mais volumosas. Além disso, como o seu tubo excretor não consegue atingir os poros específicos da superfície cutânea têm que desaguar num folículo piloso. Estas glândulas apenas existem em algumas zonas do corpo, nas axilas, na região genital, à volta do umbigo, à volta dos mamilos e nas orelhas. A secreção produzida por estas glândulas é muito diferente do suor elaborado pelas glândulas écrinas. Esta secreção é menos abundante, leitosa ou opalescente e tem um odor mais intenso.

3.1.2 Composição e Secreção do Suor

O suor é um líquido incolor e de odor característico composto essencialmente por água, que corresponde a 99% do seu volume, sendo igualmente constituído por várias substâncias dissolvidas, nomeadamente cloreto de sódio (sal comum) e em menor escala lactados, amoníaco, ácido ascórbico e outros componentes do metabolismo [17]. No entanto, a composição do suor e a sua quantidade segregada podem variar significativamente em função de vários fatores.

A secreção de suor contribui significativamente para a homeotermia, ou seja, para a

manutenção da temperatura do corpo dentro de determinados valores. De fato, as glândulas sudoríparas transportam, constantemente, certa quantidade de secreções para a superfície corporal, onde a sua evaporação provoca um efeito refrigerante sobre a pele e proporciona a elaboração de, no mínimo, meio litro de suor perceptível (perspiração). A Figura 2 apresenta como é produzido o suor e como o mesmo é secretado na pele.

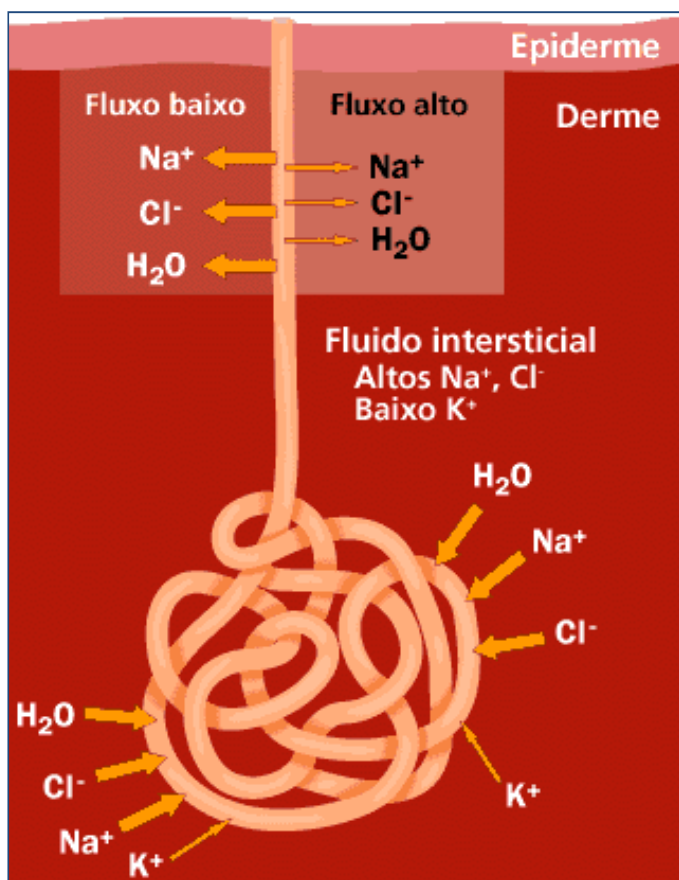


Figura 2 - Movimento de íons e água para produzir o suor.
 Fonte: <http://saude.hsw.uol.com.br/suor.htm> (28/02/2009).

Todavia a quantidade de suor pode aumentar significativamente em ambientes quentes e através da prática de exercício físico, podendo ser produzidos vários litros. Esta atividade das glândulas sudoríparas é regida pelo hipotálamo, uma estrutura situada na base do cérebro com a função de controlar a temperatura do corpo: quando esta sobe, o hipotálamo envia sinais para as glândulas sudoríparas para que estas aumentem a sua atividade, até o ponto de em conjunto produzirem cerca de 1,5 litros por hora. Embora o aumento de suor, normalmente se evidencie primeiro na face e no tronco, em situações extremas, praticamente

toda a superfície do corpo pode ficar repleta de suor. Este mecanismo é igualmente ativado em caso de febre, de modo a contrariar o aumento da temperatura interna do organismo.

Existem vários estímulos psíquicos, sobretudo o nervosismo, estresse e o medo, que podem provocar uma secreção abundante de suor. Todavia, estes suores incômodos, aparentemente sem qualquer finalidade, apenas se manifestam de maneira evidente nas palmas das mãos e nas plantas dos pés. A função desta secreção está relacionada com os mecanismos reflexos primitivos de adaptação do organismo às situações extremas, mas não proporciona qualquer benefício fisiológico.

4 ESTUDO E IMPLEMENTAÇÃO DO CIRCUITO

A condutância da pele é frequentemente medida utilizando eletrodo bipolar [7] colocado na falange medial. Jaakko Malmivuo e Robert Plonsey sugerem trabalhar com a tensão constante de 0,5 volts na superfície da pele, já que a condutância da pele é linear até 0,7 volts [1]. A Figura 3 apresenta a estrutura da mão humana onde estão localizadas as falanges mediais.

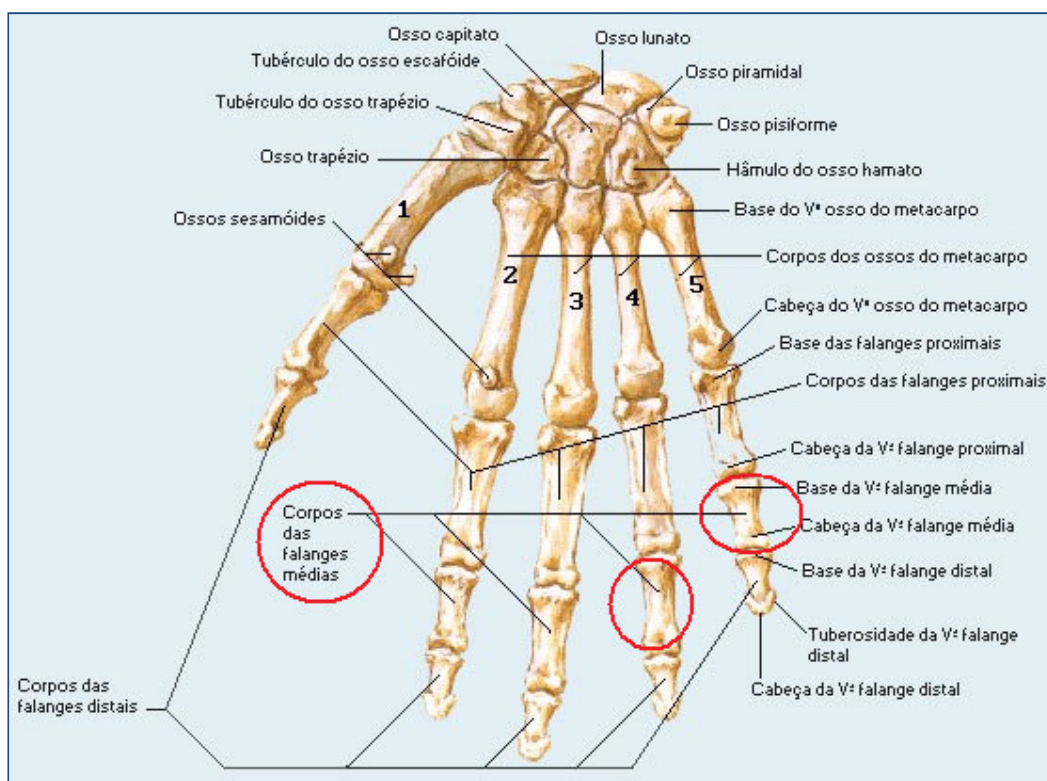


Figura 3 – Falange Medial.

Fonte: <http://www.sogab.com.br/anatomia/cingulodosmembrossuperiores.htm>(17/05/2009).

4.1 CIRCUITOS IMPLEMENTADOS

Para os desenhos dos circuitos foi utilizado o software Orcad Capture versão 10.5 [14].

Basicamente foram elaborados quatro circuitos:

- Fonte de tensão constante, amplificador e filtro;
- Circuito de alimentação, composto por uma bateria de 3,7 v, por um regulador de 3,3 v e por um circuito responsável por implementar uma fonte simétrica a partir da alimentação de 3,3 v;
- Circuito de conversão A/D microprocessado;
- Circuito de isolamento óptica e comunicação serial por meio da interface USB.

Para medir a resistência da pele, aplicando uma tensão de 0,5 v e medindo a resposta utilizando o circuito principal que consiste de uma fonte de tensão de 0,5 v e de um amplificador, pode ser visto na Figura 4. Os eletrodos 3M (conector J3) servem para medir a resistência da pele, aplicando uma tensão de 0,5 v linear e medindo a resposta utilizando amplificadores operacionais de alta precisão do tipo OPA2335 da Texas Instruments, dando ganho e fazendo a filtragem do sinal. Esse circuito, na sua essência, tem uma configuração de um amplificador não inversor cuja resistência direta é dada pela impedância da pele, tendo sua saída excursionar de acordo com a variação da resistência captada pelos eletrodos variando sua saída de acordo com a variação da resistência captada pelos eletrodos.

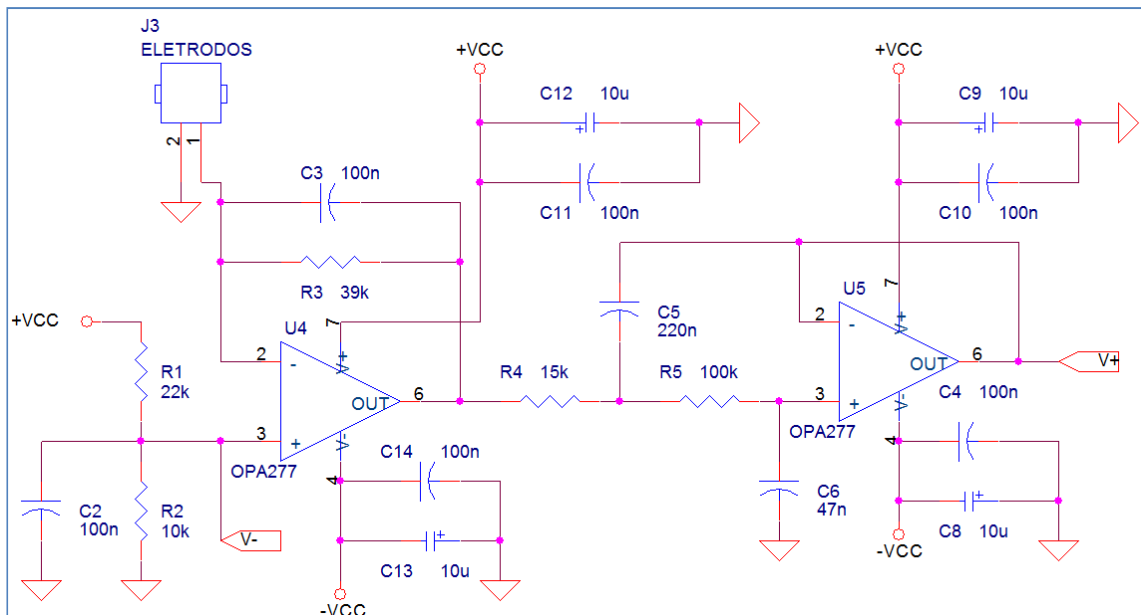


Figura 4 – Circuito principal com os eletrodos e operacionais.
Fonte: O autor (19/03/2009).

Seguindo a orientação de pesquisas anteriores [1], fez-se o cálculo do circuito

garantindo 0,5 volts na entrada do pino 3 do operacional U3A, ou seja, $V_{R2} = 0,5$ volts, considerando uma alimentação +VCC de 1,65 volts.

Considerando $R_2 = 10k\Omega$, temos a seguinte equação para determinar R_1 :

$$R_1 = \frac{(10k\Omega \cdot 1,65v) - (10k\Omega \cdot 0,5v)}{0,5v} \therefore R_1 = 23k\Omega \quad \text{EQ. (1)}$$

O valor comercial mais próximo para R_1 é de $22k\Omega$. Ficando $V_{R2} = 0,515$ volts.

No primeiro estágio, o operacional U4 tem uma configuração de um amplificador não inversor. Assim utiliza-se a Equação 2 abaixo para o cálculo do sinal de saída V_{out} .

$$V_{out} = V_{in} \cdot \underbrace{\left(1 + \frac{R_3}{Z_{Eletrodo}}\right)}_{\text{Ganho do Amplificador}} \quad \text{EQ. (2)}$$

Ganho do Amplificador

A variação da resistência galvânica da pele varia em torno de $2\mu S$ a $25 \mu S$, ou seja, de $40 k\Omega$ a $500 k\Omega$ [1]. O V_{out} máximo estipulado para este trabalho ter uma margem de segurança em relação à alimentação do circuito (V_{cc} de 1,65 volts) foi de 1 volt. Com esses parâmetros definiu-se os limites de variação do A/D com base na equação 2:

$$V_{out_{max}} = V_{in} \cdot \left(1 + \frac{R_f}{Z_{min}}\right) \therefore 1 = 0,5v \cdot \left(1 + \frac{R_f}{Z_{min}}\right) \therefore R_f = Z_{min}$$

Para um $Z_{min} = 40k\Omega$, escolheu-se o valor comercial para R_3 de $39k\Omega$. Logo,

$$V_{out_{max}} = 0,5v \cdot \left(1 + \frac{39k\Omega}{40k\Omega}\right) \therefore V_{out_{max}} = 987,5 \text{ mv}$$

$$V_{out_{min}} = 0,5v \cdot \left(1 + \frac{39k\Omega}{500k\Omega}\right) \therefore V_{out_{min}} = 539 \text{ mv}$$

A Figura 5 representa a curva de resposta para os demais valores contidos neste intervalo.

Foi utilizado um capacitor de $100nF$ em paralelo com o resistor de $39k\Omega$ para estabilizar e filtrar o sinal, conforme Equação 3.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad \text{EQ. (3)}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 39k \cdot 100n} \therefore f_c = 40,81 \text{ Hz}$$

Este filtro ajuda a eliminar ruídos de 60 Hz gerado por circuitos externos.

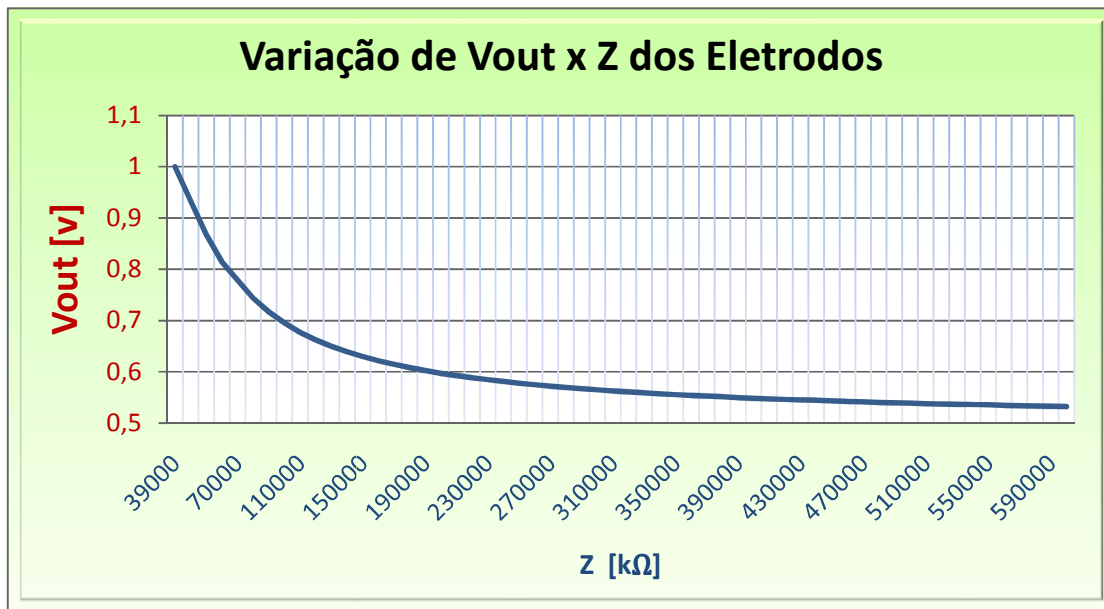


Figura 5 – Região de trabalho do A/D.
Fonte: O autor (19/06/2009).

O segundo estágio, o operacional U5, foi configurado como um filtro passa-baixa com frequência de corte de 40 Hz, responsável também por eliminar interferências indesejáveis no sinal de saída.

O projeto deste filtro foi feito com a utilização de um programa chamado FilterPro V2.0 da Texas Instruments, o qual é de livre distribuição. A Figura 6 ilustra a tela do programa com os resultados obtidos.

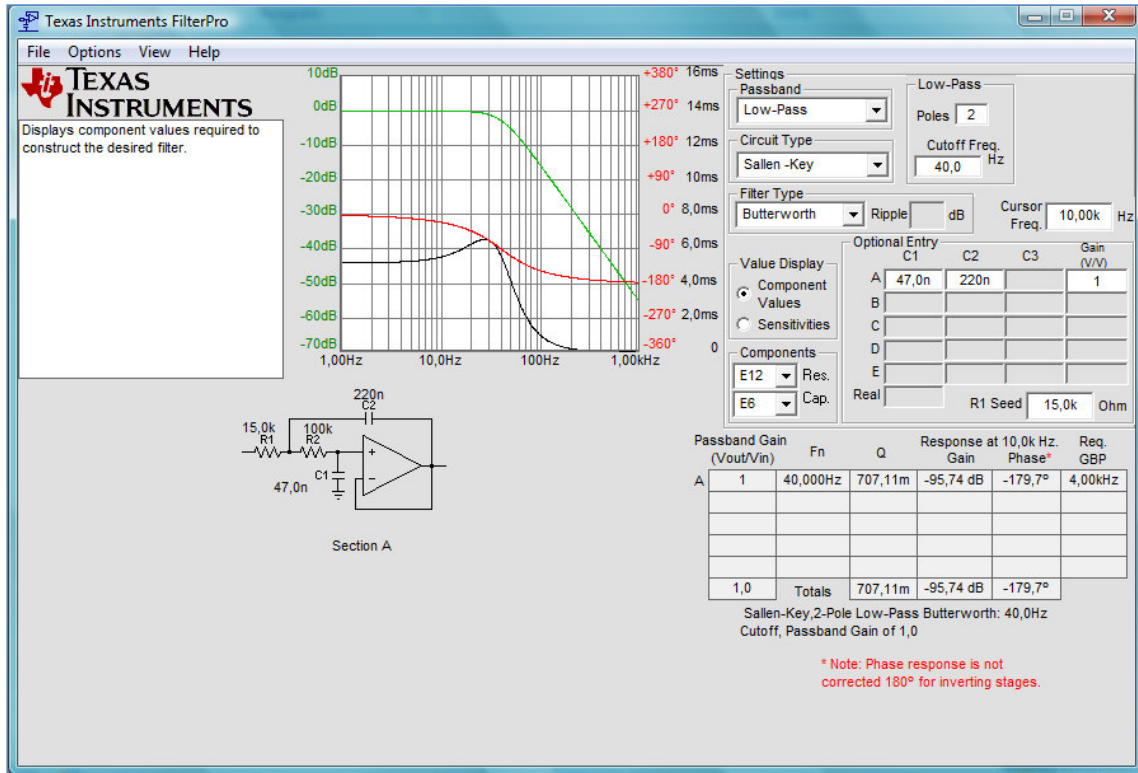


Figura 6 – Tela de resultados do programa FilterPro V2.0.
Fonte: O autor (10/03/2009).

Na Figura 7 temos as especificações dos pinos do amplificador operacional OPA277 utilizado no circuito principal e na alimentação simétrica [18].

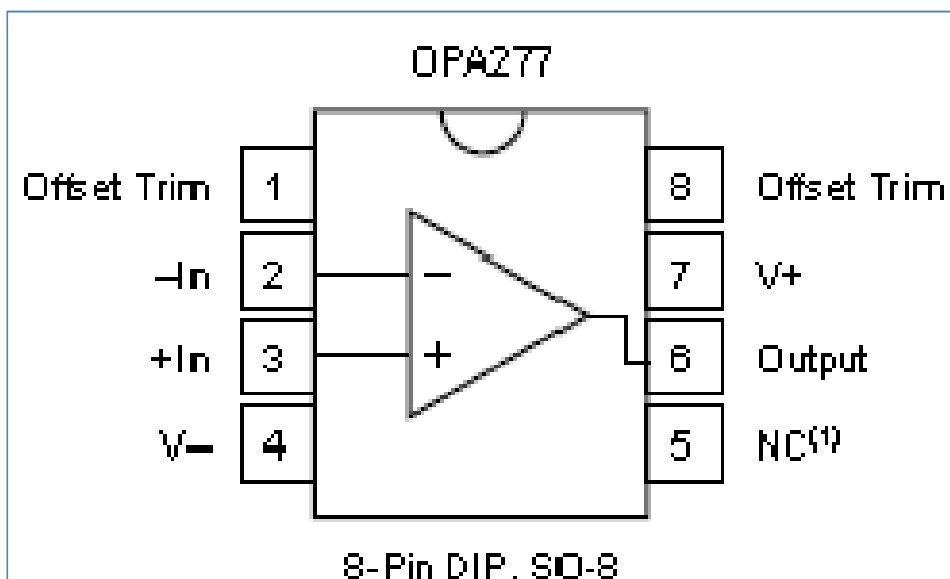


Figura 7 – Amplificador Operacional OPA277.
Fonte: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/opa277.html> (10/02/2009)



Figura 9 – Bateria Nokia BLD-3 3,7 volts.
Fonte: O autor (04/05/2009).

Para obter os 3,3 volts necessários a alimentação do projeto utilizou-se uma adaptação da carcaça do aparelho celular modelo 6385 para o encaixe da mesma com os conectores ligados ao regulador de tensão LP2985 [20]. Este circuito pode ser visto na Figura 10.



Figura 10 – Adaptação para alimentação com regulador de tensão LP 2985 de 3,3 volts.
Fonte: O autor (04/05/2009).

A Figura 11 representa o circuito do regulador implementado no Orcad e na Figura 12 o layout para a carcaça do celular adaptada.

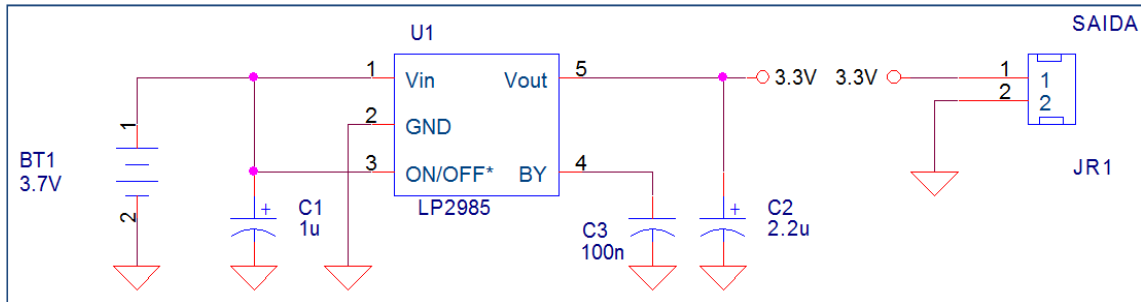


Figura 11 – Circuito de alimentação com regulador de tensão LP2985.
Fonte: O autor (19/03/2009).

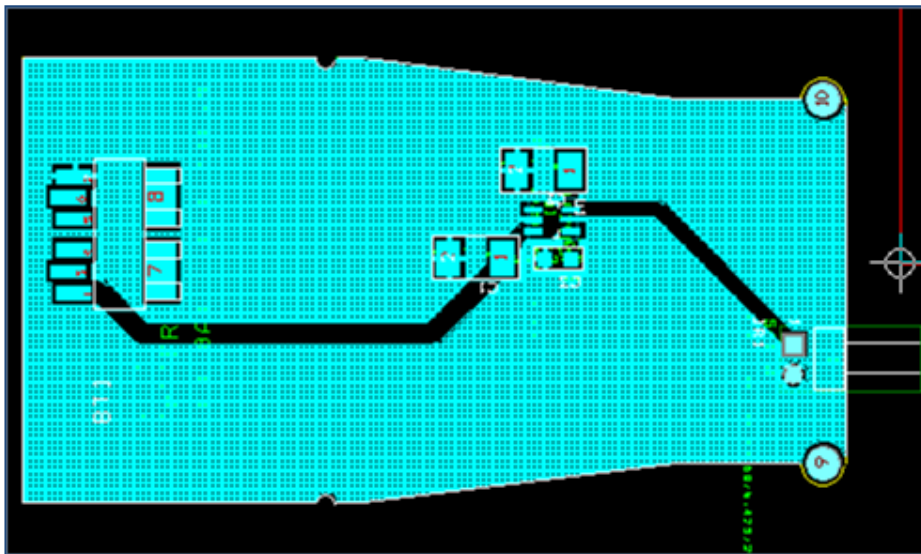


Figura 12 – Circuito de alimentação com regulador de tensão LP2985.
Fonte: O autor (19/03/2009).

4.1.3 Circuito do Microcontrolador MSP 430F2013

O microcontrolador MSP430F2013 tem a função de capturar os sinais analógicos e enviá-los digitalmente para exibição no computador via USB. A Figura 13 apresenta o esquemático do Orcad deste circuito, onde se pode ver as entradas analógicas, a entrada e saída da porta serial, um Led de sinalização e a entrada de programação do microcontrolador.

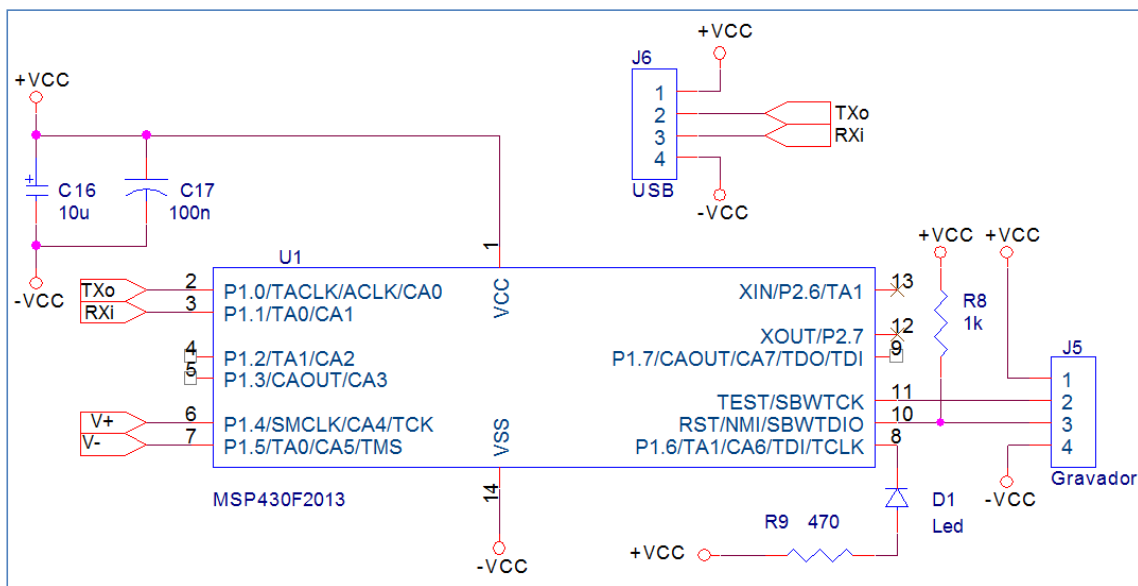


Figura 13 – Microcontrolador MSP430F2013, Saída USB e Gravador para programação.
Fonte: O autor (19/03/2009).

Na Figura 14 temos as especificações dos pinos do microcontrolador MSP430F2013. Devido ao baixo número de pinos, vários sinais são disponíveis por meio de programação e é ideal para a implementação de circuitos portáteis.

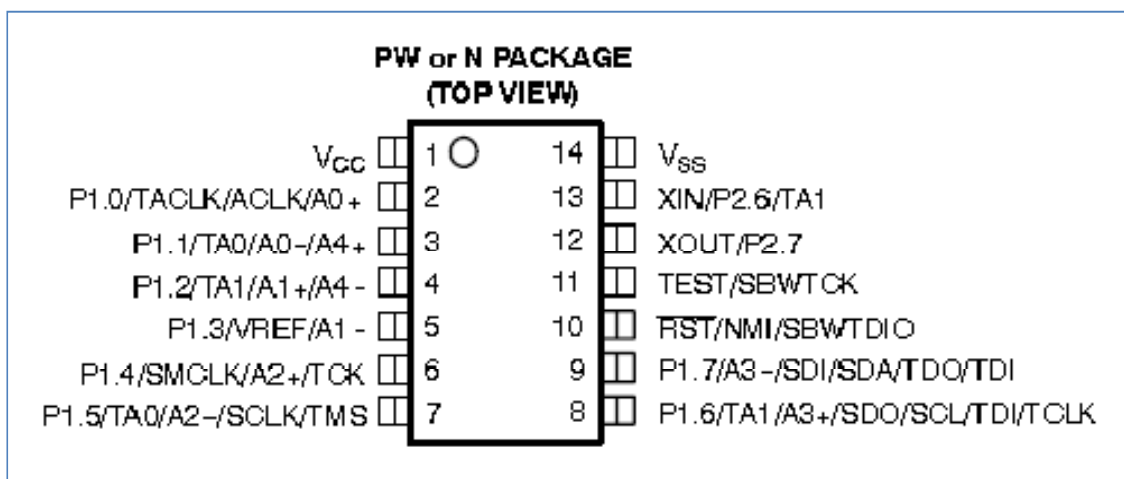


Figura 14 – Microcontrolador MSP430F2013.
Fonte: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/msp430f2013.html> (10/02/2009).

4.1.4 Circuito USB Isolada

O circuito de USB Isolada foi projetado, como o próprio nome já diz, para realizar o isolamento elétrico evitando que o usuário receba uma descarga elétrica no manuseio.

Foi utilizado um isolador óptico do tipo ISO 7221. Estes dispositivos têm uma barreira lógica de entrada e saída separados por TI's de dióxido de silício (SiO_2), proporcionando isolamento galvânico de até 4.000 volts. Utilizado em conjunto com fontes de alimentação separadas, estes dispositivos isolam e previnem contra ruído de correntes em barramento de dados aos sinais de terra separados [21]. A Figura 15 apresenta a pinagem do isolador ISO 7221 e seu diagrama de blocos.

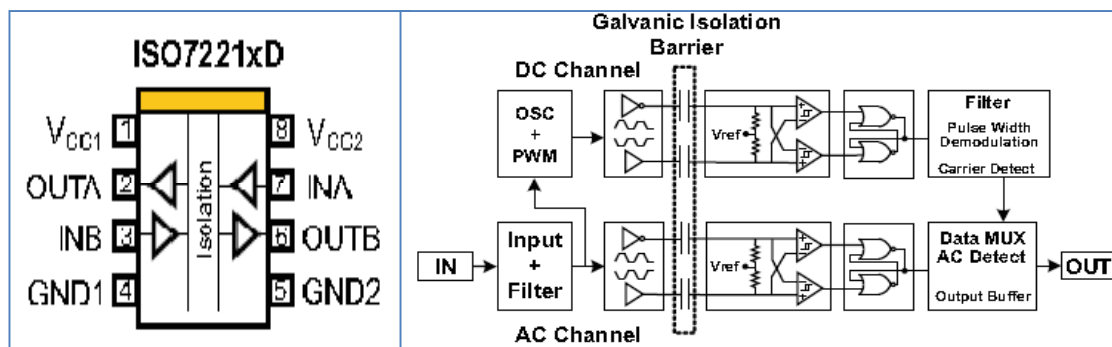


Figura 15 – ISO 7221: Pinos e diagrama de funções.
Fonte: O autor (12/02/2009).

Na Figura 16 temos o circuito do FT232RL, que consiste de uma interface USB que converte para serial. O drive é gratuito e encontra-se na página da internet da FTDI [11].

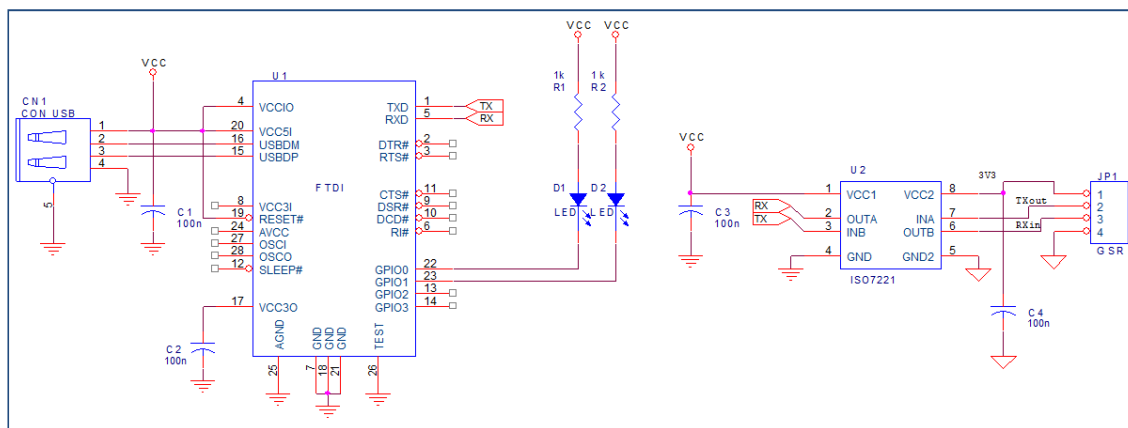


Figura 16 – Circuito da USB isolada.
Fonte: O autor (22/03/2009).

A Figura 17 apresenta o layout da placa de isolamento e a Figura 18 o aspecto físico desta montagem.

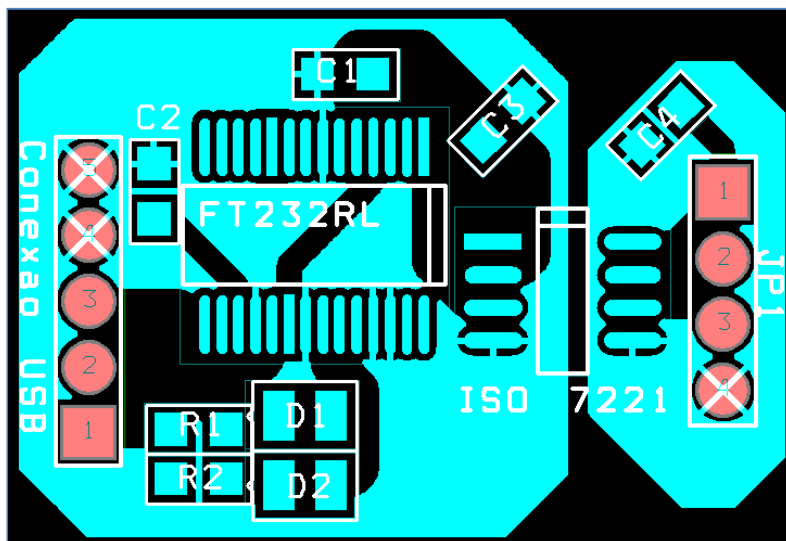


Figura 17 – Layout da USB isolada.
Fonte: O autor (22/03/2009).

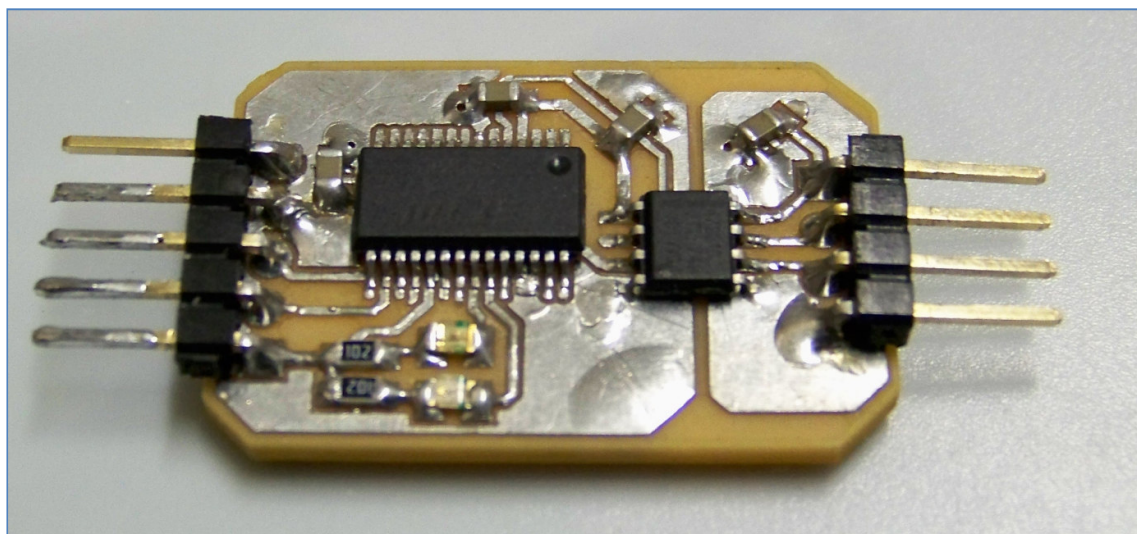


Figura 18 – Placa da conexão isolada USB.
Fonte: O autor (10/05/2009).

Através do mesmo software Orcad utilizado para fazer o esquemático do circuito, utilizou-se o Layout para gerar a placa de circuito impresso, englobando o circuito principal, a alimentação simétrica e o microcontrolador, com uma entrada de alimentação, duas conexões para os eletrodos, uma conexão para USB, uma conexão para programação do microcontrolador e uma chave liga e desliga. O circuito impresso gerado no software encontra-se abaixo na Figura 19.

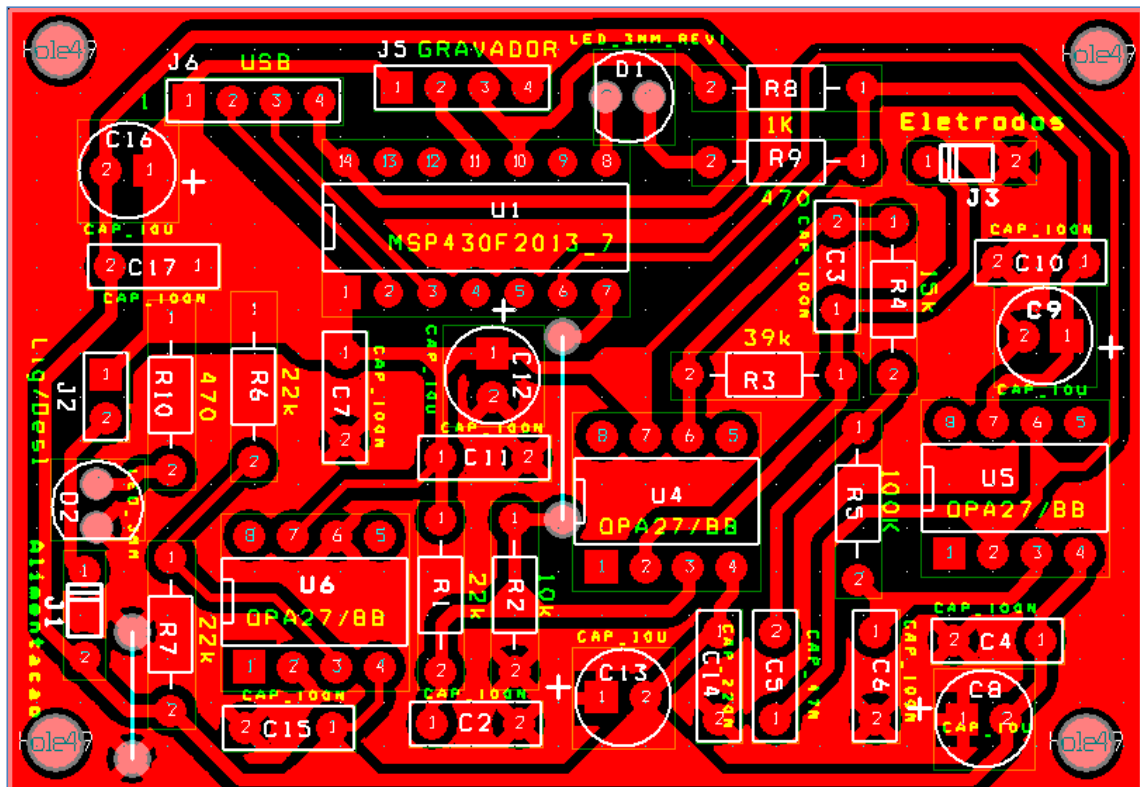


Figura 19 – Layout da placa de circuito impresso de todo circuito do trabalho.
Fonte: O autor (01/05/2009).

Após passar pela fresa, as trilhas da placa foram estanhadas para proteger e dar um melhor acabamento.

Efetuada os testes nas trilhas com o multímetro, iniciou-se o processo de solda dos componentes. A Figura 20 apresenta como ficou montada a placa (parte superior) e todos os componentes soldados. A Figura 21 mostra o lado da solda (parte inferior).

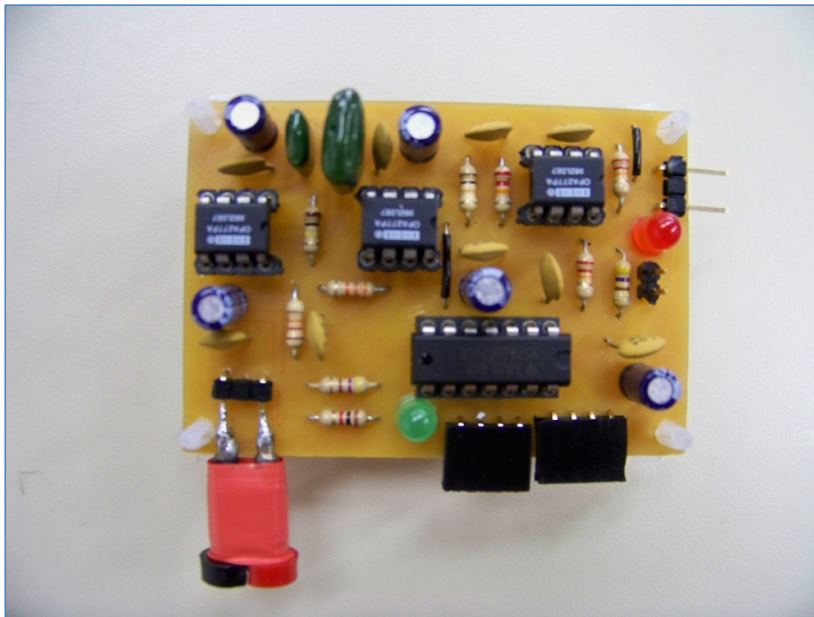


Figura 20 – Placa com componentes soldados parte superior.
Fonte: O autor (3/05/2009).

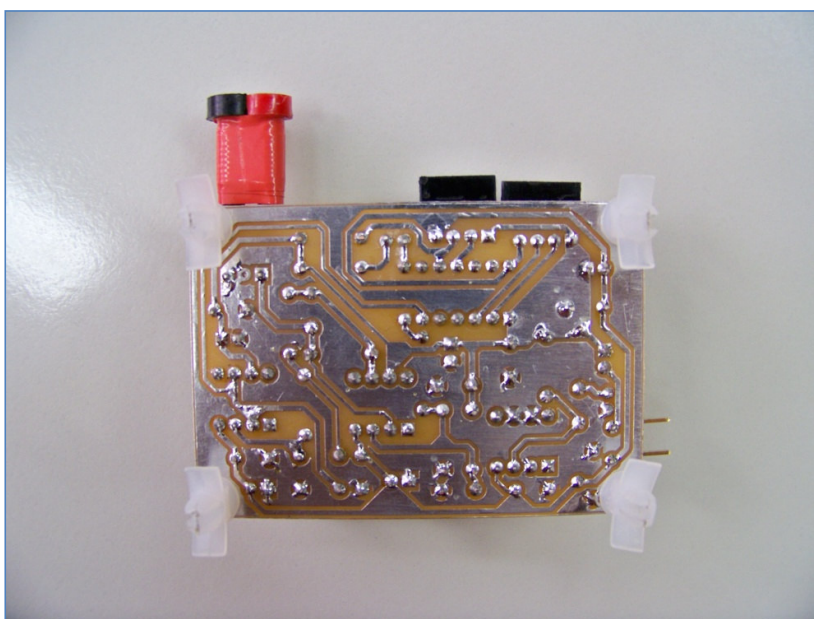


Figura 21 – Placa com componentes soldados parte inferior.
Fonte: O autor (3/05/2009).

4.2 MICROCONTROLADOR MSP430F2013

A família de microcontroladores MSP430 da Texas Instruments tem sido muito utilizada em projetos devido a sua rapidez, baixo consumo e capacidade de processamento. Ela é composta por uma CPU RISC, de 16 bits, com um conjunto de 27 instruções e 7 modos de endereçamento. Possui um conjunto muito interessante de periféricos, que variam conforme o modelo, como conversor digital analógico de 12 bits, conversor analógico digital de 10, 12 e até 16 bits, temporizadores, comparadores de tensão entre outros. Alguns desses dispositivos possuem ainda protocolos internos para UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) e SPI (Serial Peripheral Interface) [19].

O objetivo principal da utilização deste microcontrolador no projeto é a conversão analógica digital do sinal capturado no circuito. O modelo utilizado, MSP430F2013, possui as seguintes características:

- Conversor A/D de 16 bits, com maior precisão e rapidez;
- 16 MHz com ciclo de máquina de 62,5 ns, sendo muito rápido o processamento;
- O hardware é muito simples, apenas precisando conectar a alimentação e o terra;
- O tamanho para dele é bem pequeno numa versão em *Superficial Mounting Device* (SMD) para implementação em circuitos compactos;
- A alimentação de 3,3 volts é facilmente fornecida por pilha.
- Baixo consumo;
- Baixo custo (em torno de 0,65 centavos de dólar);
- A ferramenta de desenvolvimento é simples, a Texas fornece o gravador gratuitamente.

A única desvantagem mais relevante para este trabalho é de não possuir a comunicação da porta serial, mas isso foi solucionado tranquilamente através da programação via software.

A Figura 22 mostra a arquitetura interna deste microcontrolador.

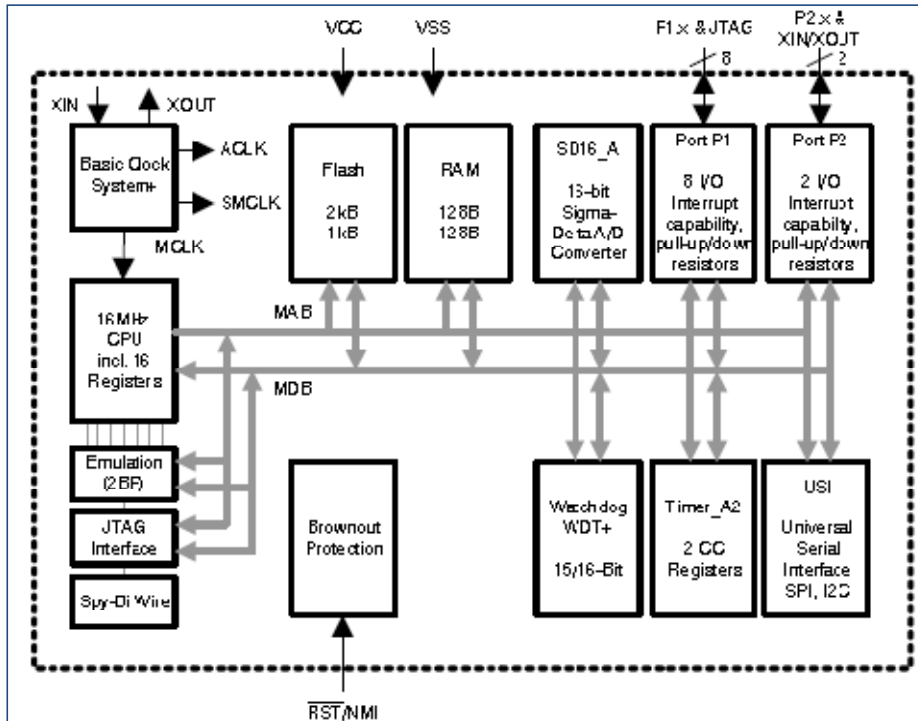


Figura 22 – Diagrama de blocos funcional do MSP430F2013.

Fonte: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/msp430f2013.html> (04/05/2009).

4.2.1 Configuração do Microcontrolador

O sistema básico de *clock* do microcontrolador trabalha com frequências próximas de 16 MHz. Dentro desse sistema temos quatro fontes existentes que possibilitam a configuração de um *clock* específico. Neste trabalho é utilizada a fonte *Digitally Controlled Oscillator* (DCOCLK), um oscilador interno controlado digitalmente. Trata-se de um oscilador RC configurável capaz de gerar sinais de *clock* de 140 kHz até frequências próximas a 26 MHz. Claro que se deve observar aqui a limitação do *clock* do microcontrolador, assim limitando a frequência máxima em torno de 16 MHz. Um resistor externo pode ser utilizado, possibilitando praticamente a obtenção de qualquer frequência dentro desta faixa. Buscou-se, como pode ser visto na Figura 23, um valor em torno de 8 MHz que está dentro dos padrões de controlabilidade e temperatura ideais. Como são valores de *clock* discretos na faixa de frequência, a configuração mais próxima foi ajustada para um *clock* de 7,66 MHz. Estipulado este *clock*, temos a base de temporização para o microcontrolador.

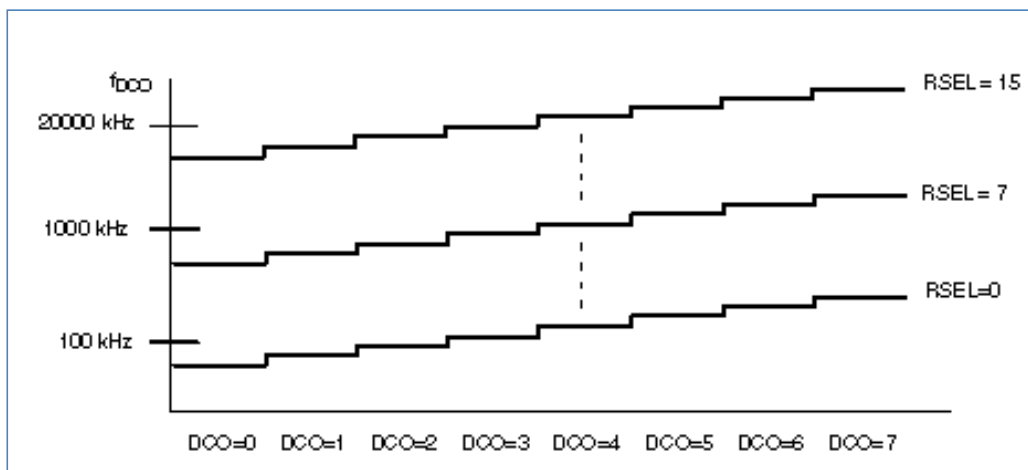


Figura 23 – Gráfico de configuração da frequência com RSEL x DCO.

Fonte: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/msp430f2013.html> (04/05/2009).

A comunicação da porta serial foi estabelecida para uma velocidade de 9.600 bps, ou seja, envia e recebe um bit no tempo de 104,2 μ s. O microcontrolador possui comunicação UART, ou seja, uma comunicação assíncrona, que não possui *clock*, assim utiliza o DCOLOCK configurado anteriormente. Para o envio do vetor de comunicação, dados e codificação, necessitamos transportar 10 bits sendo 8 bits de dados, 1 bit do *Start* e 1 bit do *Stop* ocupando em torno de 1ms na faixa temporal. Além disso, soma-se a parte baixa e alta dos 16 bits do conversor analógico digital, totalizando um intervalo de aproximadamente 3 ms. Mas mesmo assim ainda temos uma folga no tempo de 2 ms para o sincronismo e eventuais processamentos, totalizando uma temporização aproximada de 5,2 ms. Isto nos leva a 192 amostras do sinal em um segundo, uma ótima amostragem.

Na Figura 24 temos em destaque o diagrama em blocos do DCOCLOCK, que mostra os blocos de configuração de um circuito oscilador basicamente RC. Mas devido à variação térmica desta configuração, são necessários outros componentes para manter o sinal, como por exemplo, o modulador que tenta corrigir a posição dos pulsos deixando o mais estável possível a seqüências de pulsos de *clock*.

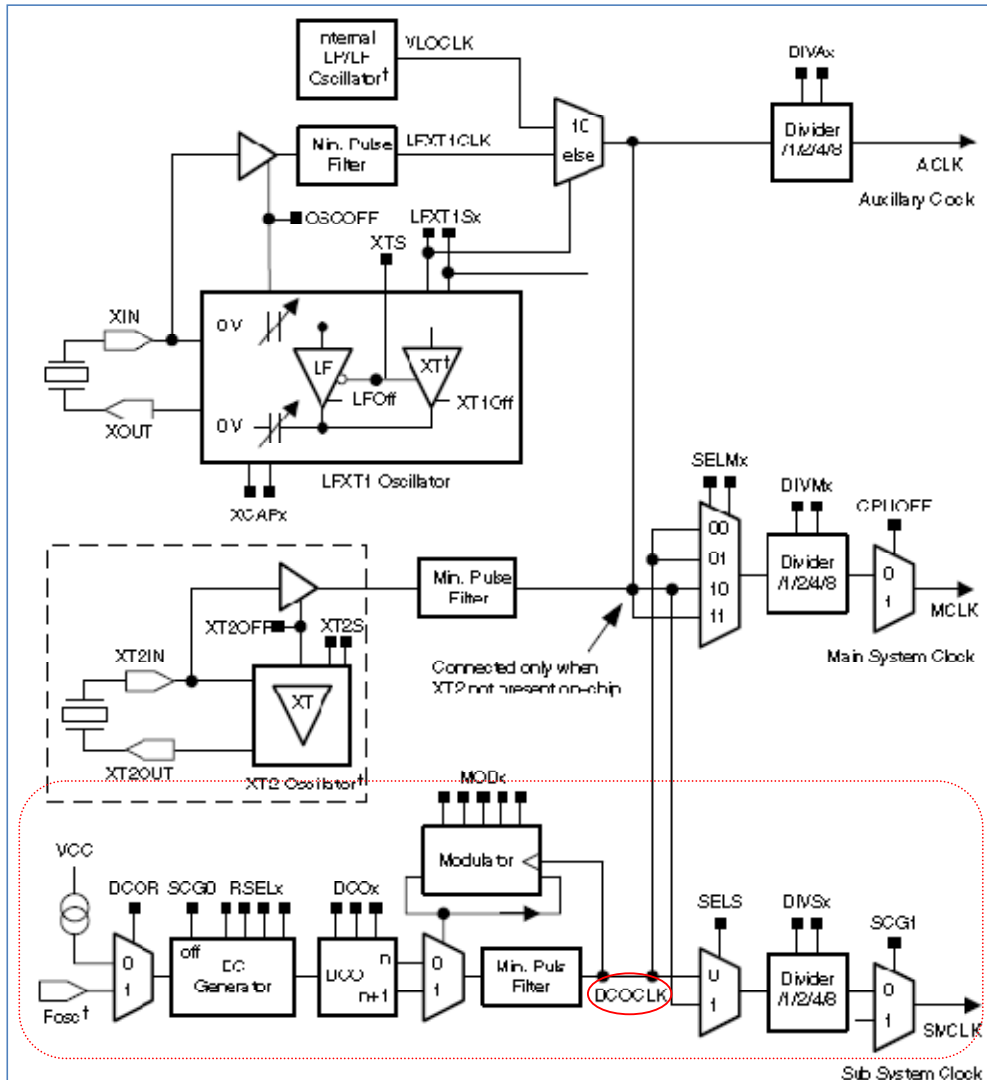


Figura 24 – Diagrama de blocos do *clock* de funcionamento do MSP430F2013.
 Fonte: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/msp430f2013.html> (04/05/2009).

4.2.2 Software de Compilação - MSPGCC

A compilação do algoritmo feita neste trabalho é feita pelo MSPGCC. É o nome dado a conjunto de compiladores da família MSP criada pela GNU. O que chama a atenção por esta ferramenta questão é de ser um software gratuito com código aberto [12].

Os fluxogramas representados nas figuras 25 a 29 mostram como foi realizada a emulação da porta serial por este microcontrolador.

4.2.2.1 Fluxogramas da Programação Implementada no Microcontrolador

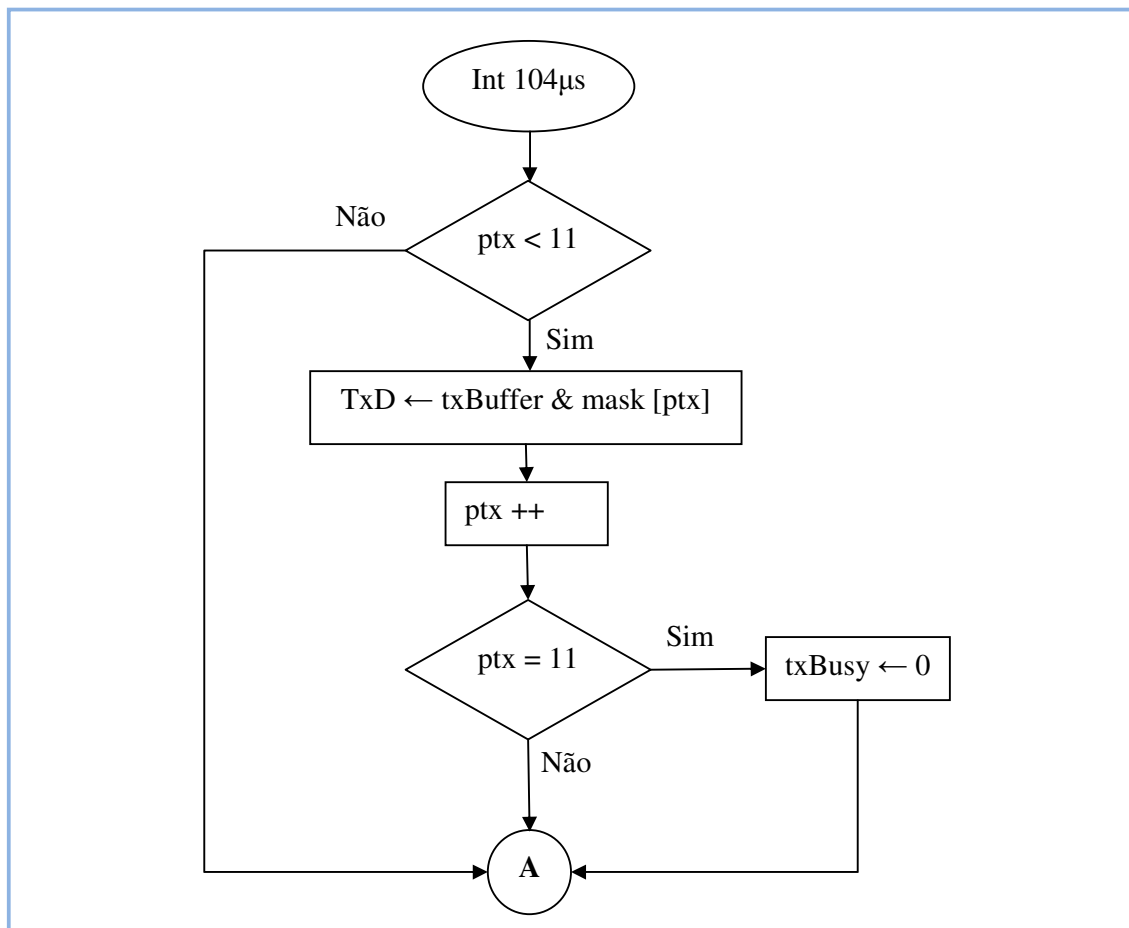


Figura 25 – Emula a porta Tx serial.
Fonte: O autor (30/05/2009).

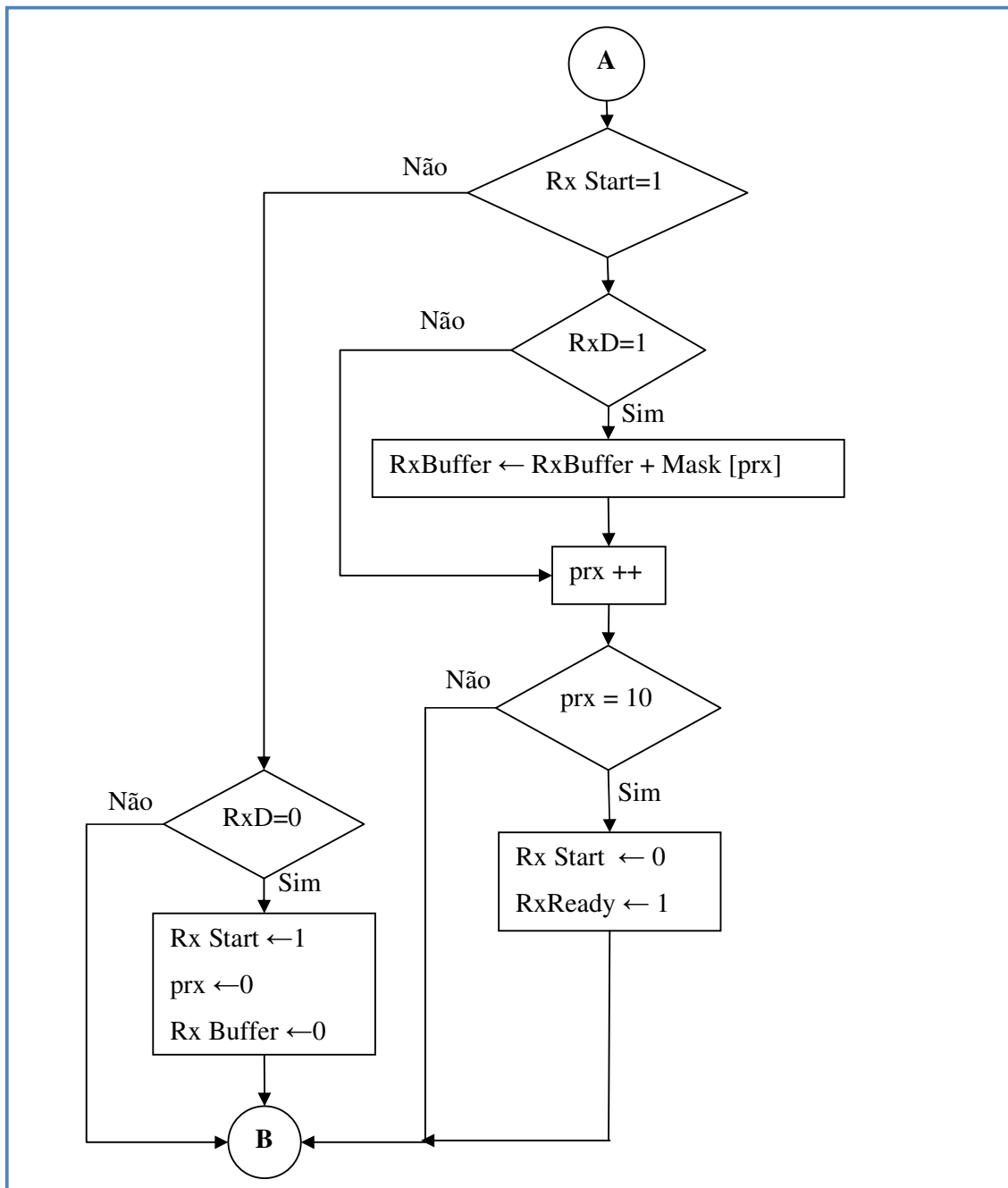


Figura 26 – Emula a porta Rx serial.
 Fonte: O autor (30/05/2009).

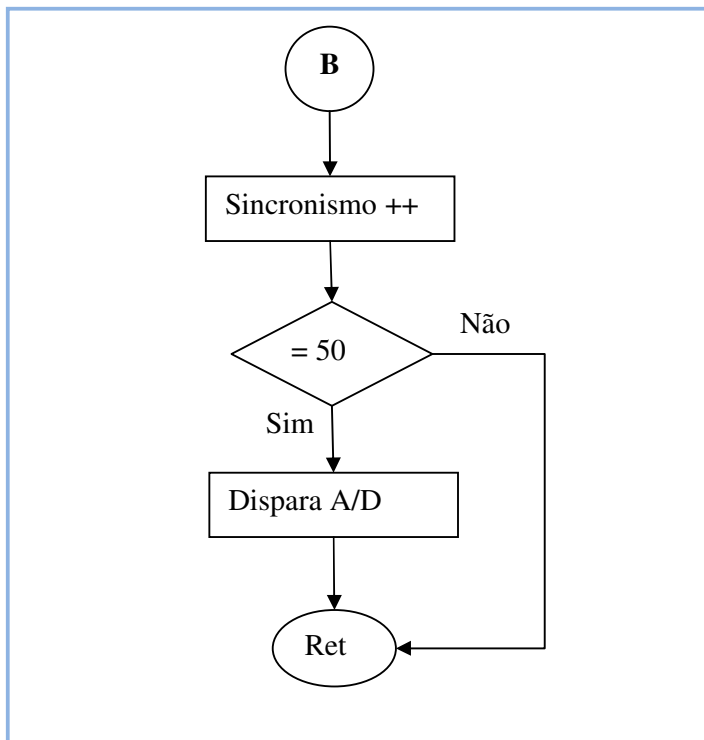


Figura 27 – Dispara o A/D a cada 5ms.
Fonte: O autor (30/05/2009).

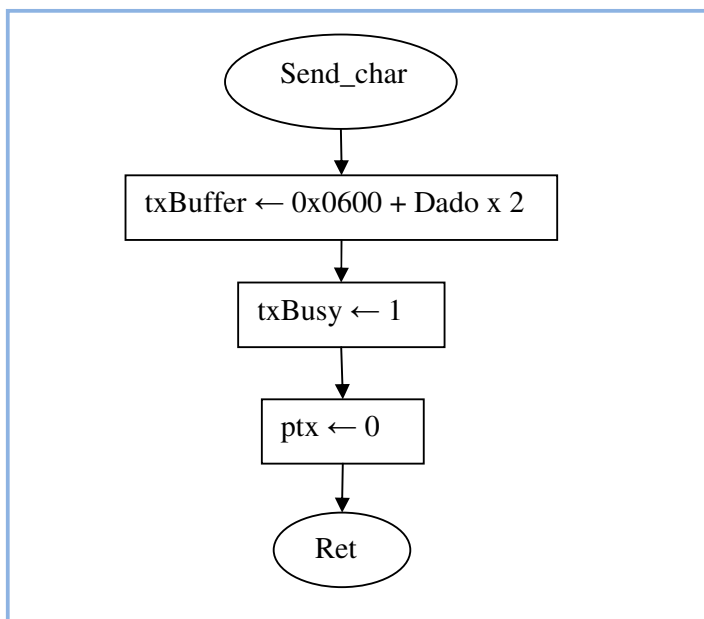


Figura 28 – Emula a escrita na porta serial.
Fonte: O autor (30/05/2009).

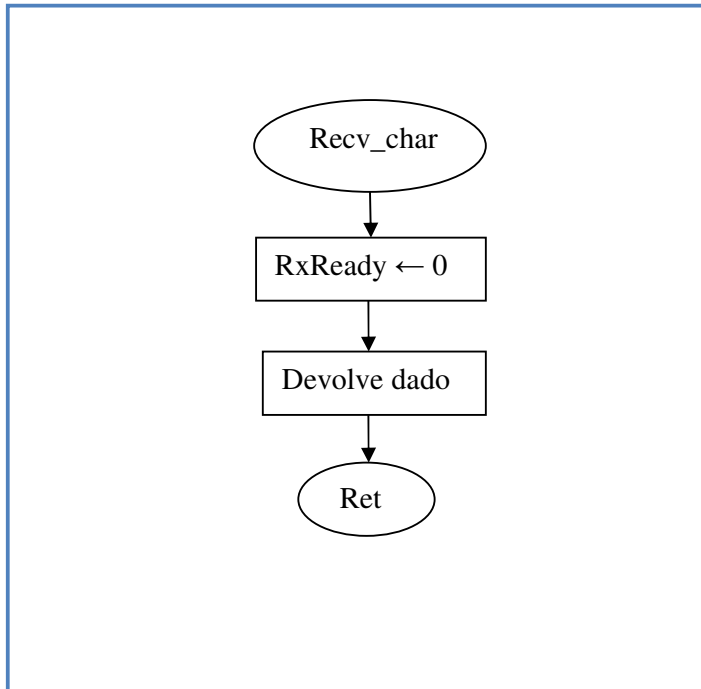


Figura 29 – Emula a leitura na porta serial.
 Fonte: O autor (30/05/2009).

4.2.2.2 Algoritmo Implementado

Utilizou-se o Jen's File Editor [13] para editar o algoritmo e ativar a compilação, pois o MSPGCC não possui um ambiente próprio de desenvolvimento.

Abaixo segue o algoritmo implementado:

```

#include <io.h>
#include <msp430/iostructures.h>
#include <signal.h>

#define Osc_ext 417 // 4.000MHz
#define Osc_int 930 // 8.928MHz

#define TXD port1.out.pin0
#define RXD port1.in.pin1
#define LED port1.out.pin6
  
```

```
#define pinoTX    0x01
#define pinoRX    0x02
#define pinoLED   0x40

#define UMSTOP    11
#define DOISSTOP  11

const unsigned int mask[11] = {0x0001, 0x0002, 0x0004, 0x0008, 0x0010, 0x0020, 0x0040,
0x0080, 0x0100, 0x0200, 0x0400};

// Variaveis Globais...
volatile unsigned char txBUSY = 0;
volatile unsigned char rxREADY = 0;
volatile unsigned char rxSTART = 0;

volatile unsigned int sincronismo = 0;

volatile unsigned char ptx = UMSTOP;
volatile unsigned char prx = 0;
volatile unsigned int txBUFFER;
volatile unsigned int rxBUFFER;

void send_char(unsigned char dado);
unsigned char recv_char(void);
void delayus(unsigned int tempo);
void delayms(unsigned int tempo);

int main(void)
{
    unsigned char valor_h, valor_l;

    // Ajuste Watch Dog Timer e oscilador externo (4.000MHz)
```

```
WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;

// Ajuste oscilador interno (8.928MHz)
DCOCTL = DCO0 + DCO2;
BCSCTL1 = XT2OFF + RSEL3 + RSEL2 + RSEL0;
BCSCTL2 = 0x00;
BCSCTL3 = 0x00;

// Ajuste oscilador externo (4.000MHz)
//BCSCTL1 = 0x8b;
//BCSCTL2 = 0xc8;
//BCSCTL3 = 0xf0;

// Configura pinos de I/O
P1DIR = pinoTX + pinoLED;
P1SEL = 0;

// Configura Conversor A/D
SD16CTL = SD16DIV1 + SD16DIV0 + SD16SSEL0 + SD16REFON + SD16VMIDON;
SD16INCTL0 = 0x02;
SD16CCTL0 = SD16XOSR + SD16SNGL + SD16OSR0;
SD16AE = SD16AE4 + SD16AE5;

// "Inicia a porta serial" (TXD = 1)
TXD = 1;

// Configurando TimerA para interrupção de 104us
CCTL0 = CCIE;
CCR0 = Osc_int;
TACTL = TASSEL_2 + MC_1;

// Habilita interrupção...
eint();
```

```
while(1)
{
    while(!rxREADY);
    // Le e descarta caracter recibido...
    recv_char();
    LED = 0;
    while(!rxREADY)
    {
        while((SD16CCTL0 & SD16IFG) == 0);
        valor_h = SD16MEM0/256;
        valor_l = SD16MEM0%256;
        while(txBUSY);
        send_char('*');
        while(txBUSY);
        send_char(valor_h);
        while(txBUSY);
        send_char(valor_l);
    }
    LED = 1;
    // Le e descarta caracter recibido...
    recv_char();
}

void send_char(unsigned char dado)
{
    txBUFFER = 0x0600 + dado*2;
    txBUSY = 1;
    ptx = 0;
}

unsigned char recv_char(void)
{
    unsigned char temp;
```

```
rxREADY = 0;
temp = rxBUFFER % 256;
return temp;
}

interrupt (TIMERA0_VECTOR) int_timerA(void)
{
    if(rxSTART)
    {
        if(RXD == 1) rxBUFFER += mask[prx];
        prx++;
        if(prx == (UMSTOP-1))
        {
            rxSTART = 0;
            rxREADY = 1;
        }
    } else
    {
        if(RXD == 0)
        {
            rxSTART = 1;
            prx = 0;
            rxBUFFER = 0;
        }
    }
    if(ptx < UMSTOP)
    {
        if(txBUFFER & mask[ptx]) TXD=1; else TXD=0;
        ptx++;
        if(ptx == UMSTOP) txBUSY=0;
    }
    sincronismo++;
    if (sincronismo == 960)
```

```
{  
    sincronismo = 0;  
    SD16CCTL0 |= SD16SC; // dispara conversor A/D...  
}  
}
```

```
void delayus(unsigned int tempo)
```

```
{  
    do  
    {  
        tempo--;  
    } while(tempo != 0);  
}
```

```
void delayms(unsigned int tempo)
```

```
{  
    do  
    {  
        tempo--;  
        delayus(1690);  
    } while(tempo != 0);  
}
```

4.3 ELETRODOS

Dentre os eletrodos disponíveis no mercado, optou-se pelo eletrodo 2223 da 3M [15], ilustrado na Figura 30, devido à disponibilidade encontrada no mercado e a melhor relação de sinal analógico de saída nos primeiros testes observados no osciloscópio.

Ele foi especialmente desenvolvido para procedimentos de curta duração, abrange uma vasta gama de aplicações [5]:

- Procedimentos Cirúrgicos;
- Serviços de Emergência e UTI's;
- Testes Ergométricos e Monitorização Eletrocardiográficas.

Com este produto, a 3M traz a acessibilidade desejada com excelentes performances de adesividade, qualidade do traçado eletrocardiográfico e integridade da pele do paciente.

O eletrodo é composto por um dorso de espuma, gel sólido, adesivo acrílico hipoalergênico, pino de aço inoxidável e contra-pino de Cloreto de Prata (AgCl).



Figura 30 – Eletrodo 2223 - 3M utilizado.

Fonte: http://solutions.3m.com.br/wps/portal/3M/pt_BR/MedicoHospitalar (19/03/2009).

Apesar dos eletrodos da 3M serem adesivados surgiu a preocupação de mantê-los firmes para a captação de sinal sem variações no contato com a pele. Assim foi desenvolvido

e criado pelo autor um suporte de velcro onde são encaixados os eletrodos conforme ilustra a Figura 31.

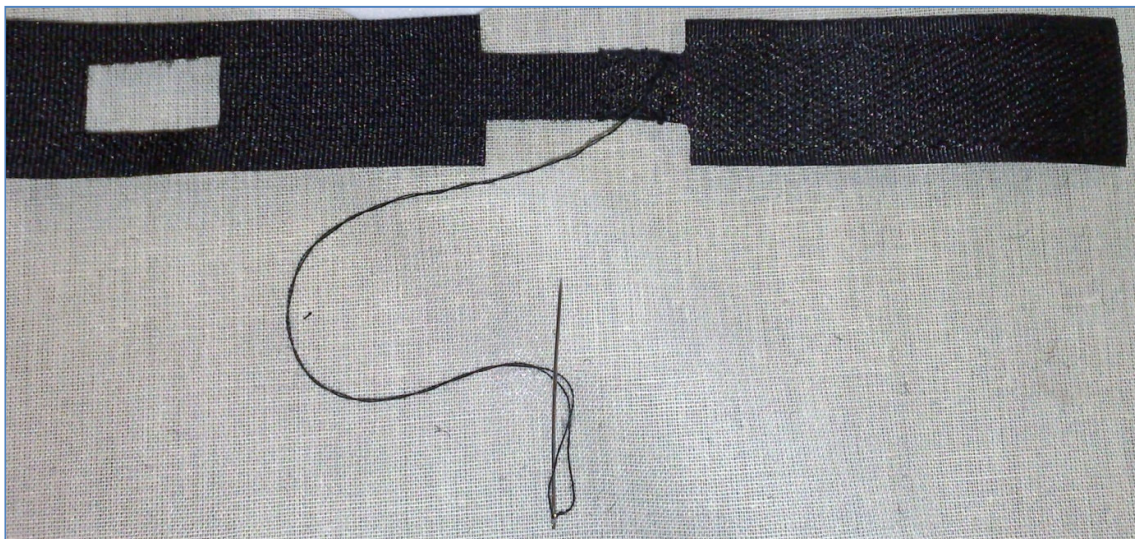


Figura 31 – Suporte de velcro para eletrodo 3M.
Fonte: O autor (10/04/2009).

Para uma melhor acomodação, tanto no suporte como na região onde é aplicado, parte do adesivo do eletrodo foi cortado conforme ilustram as Figuras 32 e 33.

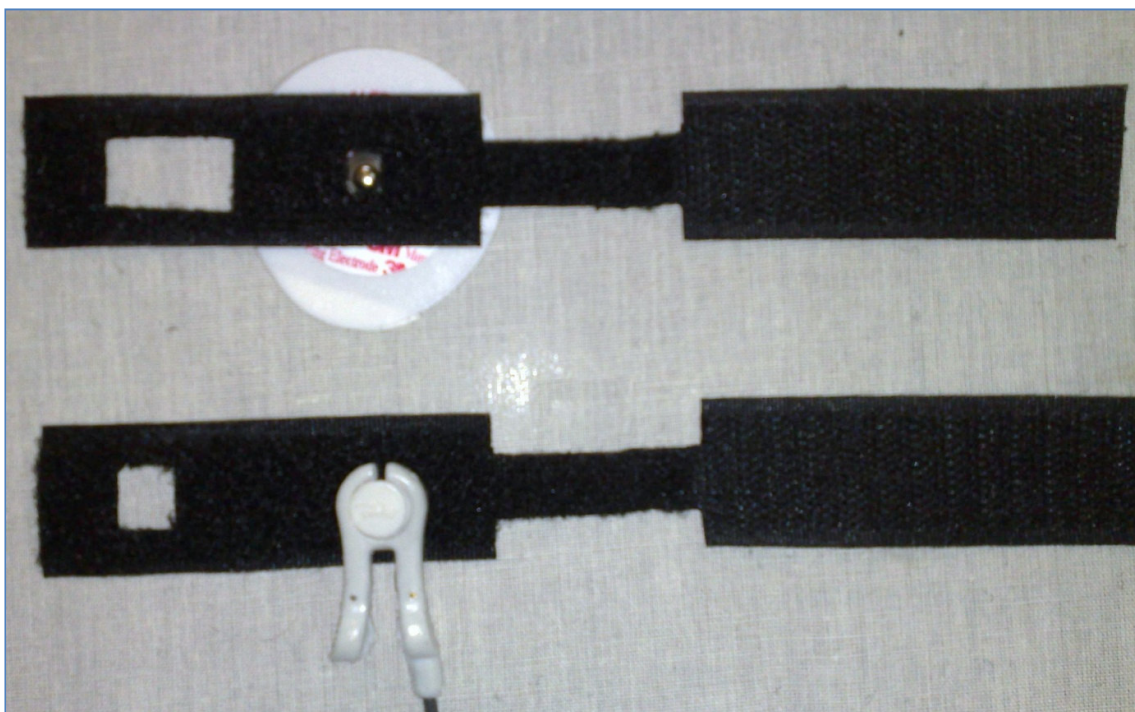


Figura 32 – Suporte de velcro com eletrodo 3M e garra de contato – parte externa.
Fonte: O autor (10/04/2009).

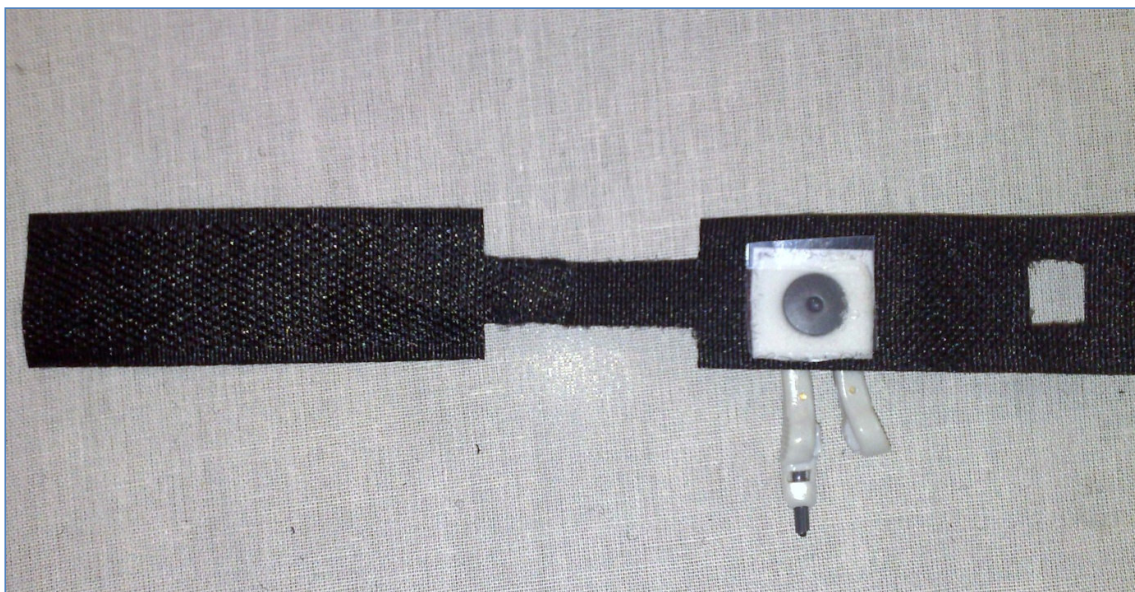


Figura 33 – Suporte de velcro com eletrodo 3M e garra de contato - parte interna.
Fonte: O autor (10/04/2009).

Uma vez feito o procedimento de recorte, o sistema de fixação se adapta aos dedos do usuário, conforme ilustra a Figura 34.

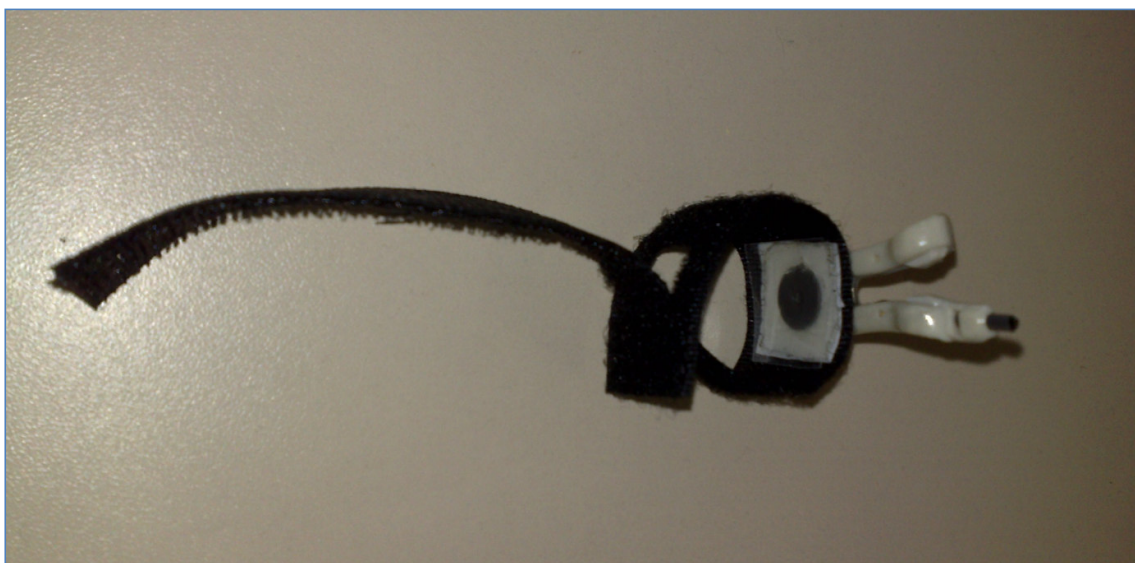


Figura 34 – Suporte de velcro semi-fechado com eletrodo 3M e garra de contato.
Fonte: O autor (10/04/2009).

A instalação de eletrodos e a colocação do suporte de velcro com o eletrodo e garra de contato no dedo indicador do paciente podem ser vistas na Figura 35.

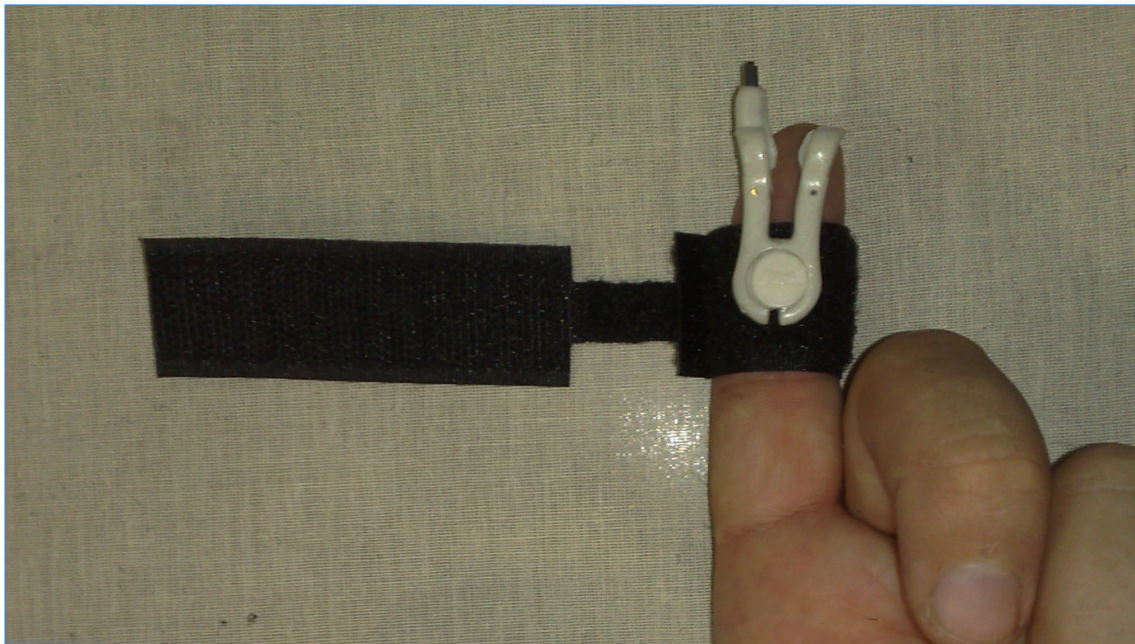


Figura 35 – Suporte de velcro semi-fechado com eletrodo 3M e garra de contato.
Fonte: O autor (10/04/2009).

Finalizando a colocação do suporte de velcro com o eletrodo e garra de contato no dedo indicador pode ser visto na Figura 36.

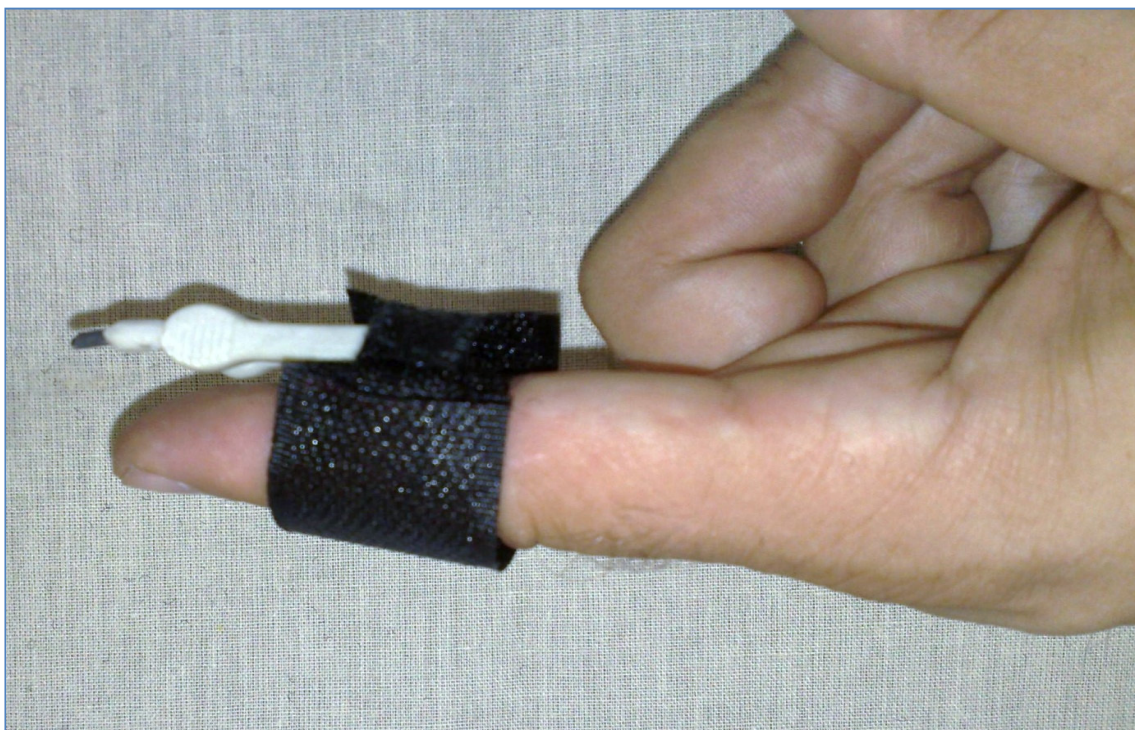


Figura 36 – Suporte de velcro fechado no dedo indicador.
Fonte: O autor (10/04/2009).

4.3.1 Metodologia para colocação dos eletrodos

Recomendações importantes para um bom funcionamento na captação de sinais com eletrodos [22]:

- Usar gaze embebida em álcool absoluto (isopropílico) na limpeza da pele e gaze seca para enxugar a pele antes de colocar os eletrodos;
- Usar sempre eletrodos descartáveis e de marca conceituada;

4.4 CABO DE CONTATO PARA ELETRODOS (GARRA TIPO EMAI)

O cabo para a conexão entre os eletrodos e o circuito demandou certo tempo devido às questões de adaptações, isolamento e demanda de mercado para o tipo de sinal de saída do circuito. Após pesquisas e testes conclui-se que o melhor cabo para utilizar seria o mesmo cabo utilizado para captar de eletrocardiograma (ECG), mas com apenas três conexões. Ainda assim somente utilizaremos apenas duas conexões (amarela e verde), para conectar no circuito.

Na Figura 37 temos uma visualização de como é este cabo.

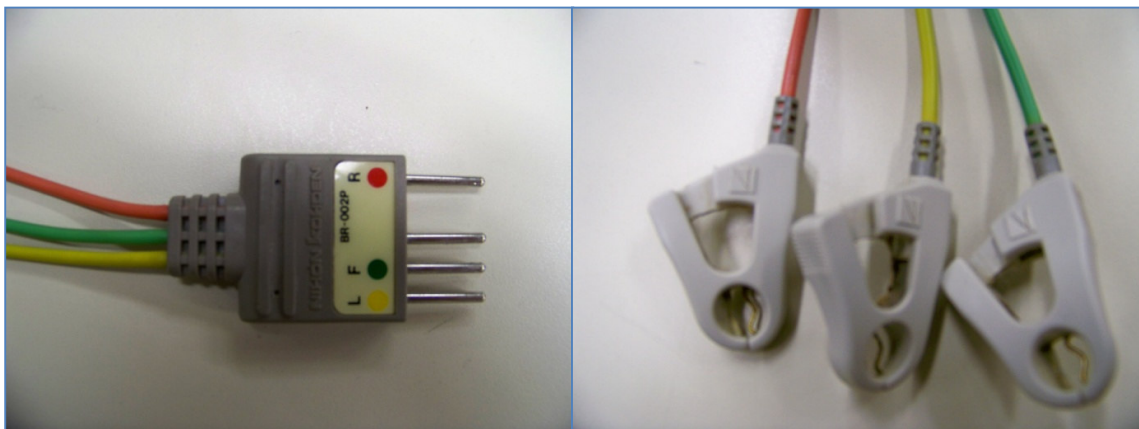


Figura 37 – Cabo ECG da Nihon Kohden.
Fonte: O autor (10/04/2009).

5 TESTES E RESULTADOS

As experiências iniciais, com protoboard e posteriormente com a placa de circuito, demonstraram em seus sinais analógicos, captados por osciloscópio, uma curva característica conforme sugerem as pesquisas e referências citadas. Através da conexão USB entre o computador e o circuito, e da execução do programa Delphi, obtiveram-se os mesmos resultados amostrados na tela do computador.

A maioria dos testes foi feita com o autor que tem 1,80 m de altura, cor branca e 88 kg. O método utilizado para variar a resistência galvânica da pele foi a respiração profunda. Testes com outros indivíduos demonstraram variações nos resultados obtidos, mas o traçado da curva de resposta se manteve nos mesmos padrões. Desta forma conclui-se que a amplitude dos sinais obtidos depende da fisiologia de cada indivíduo, pois a resistência galvânica da pele depende da mesma.

A Figura 38 ilustra o circuito em funcionamento.

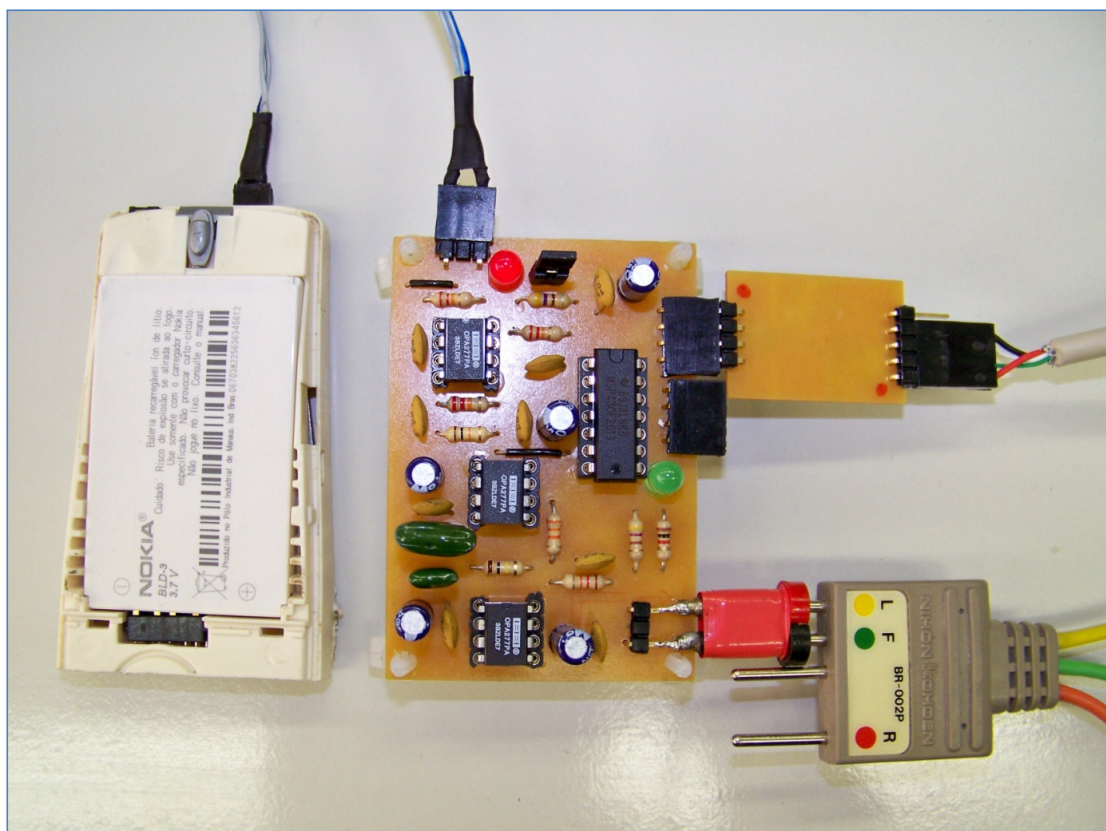


Figura 38 – Circuito em funcionamento.
Fonte: O autor (29/05/2009).

As Figuras 39 a 42 apresentam algumas imagens dos sinais captados do autor no osciloscópio.

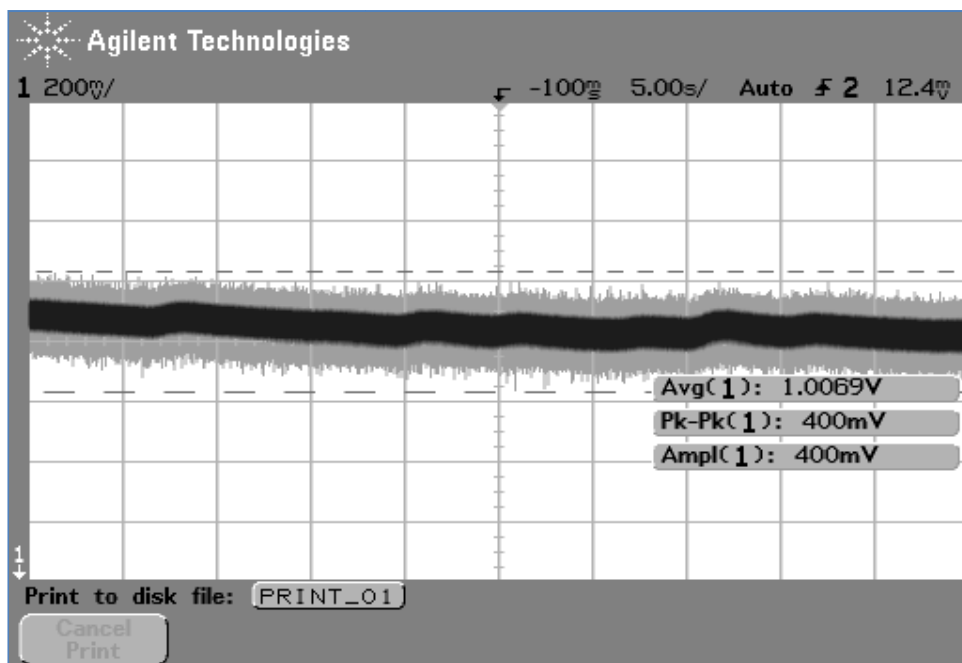


Figura 39 – Sinal analógico na saída do circuito a 5s por quadro.

Fonte: O autor (29/05/2009).

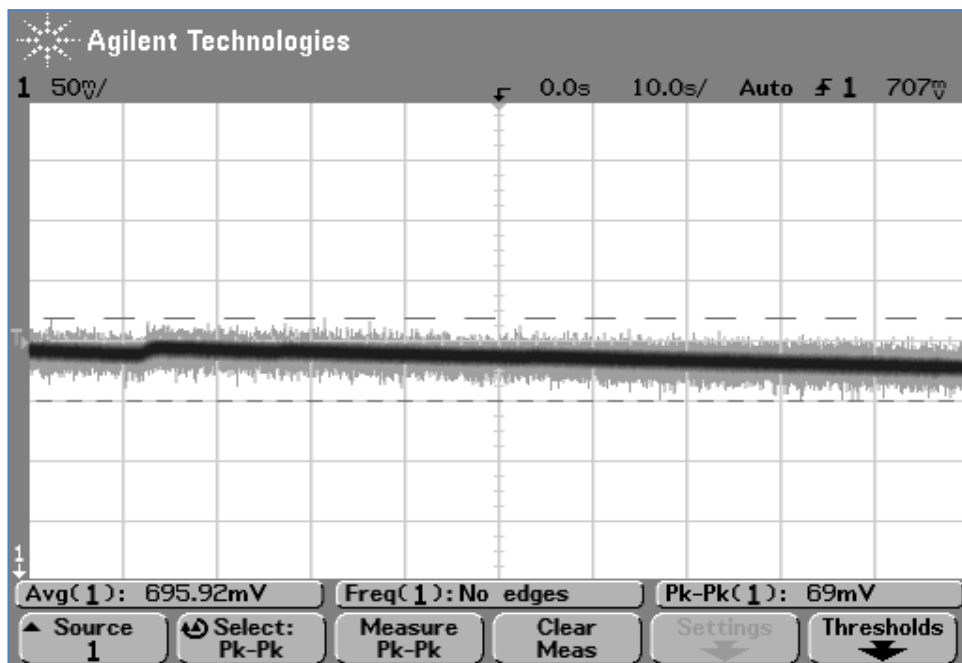


Figura 40 – Sinal analógico na saída do circuito a 10s por quadro.

Fonte: O autor (29/05/2009).

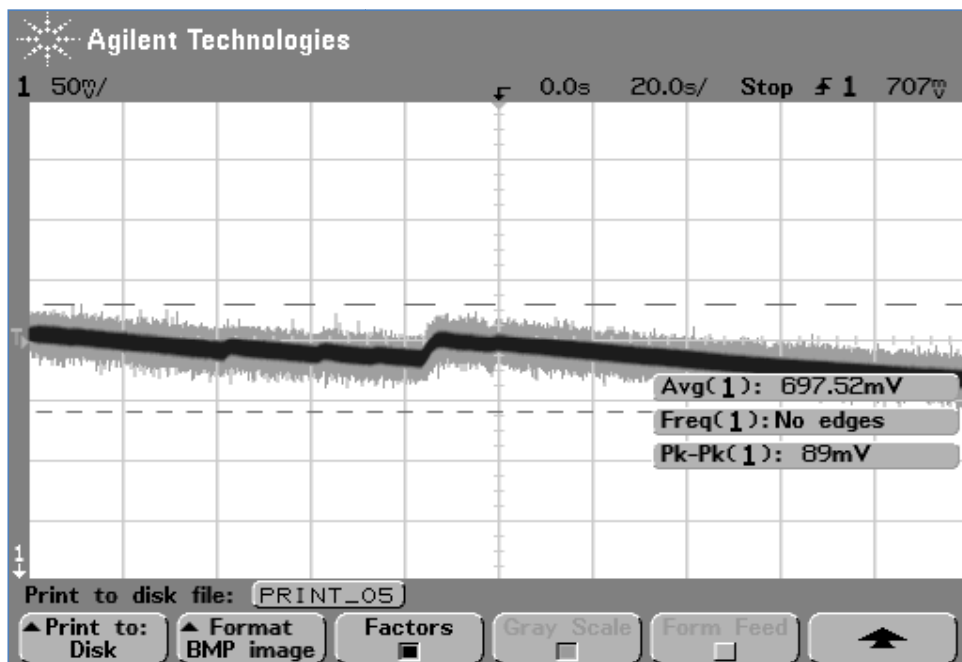


Figura 41 – Sinal analógico na saída do circuito a 20s por quadro.
 Fonte: O autor (29/05/2009).

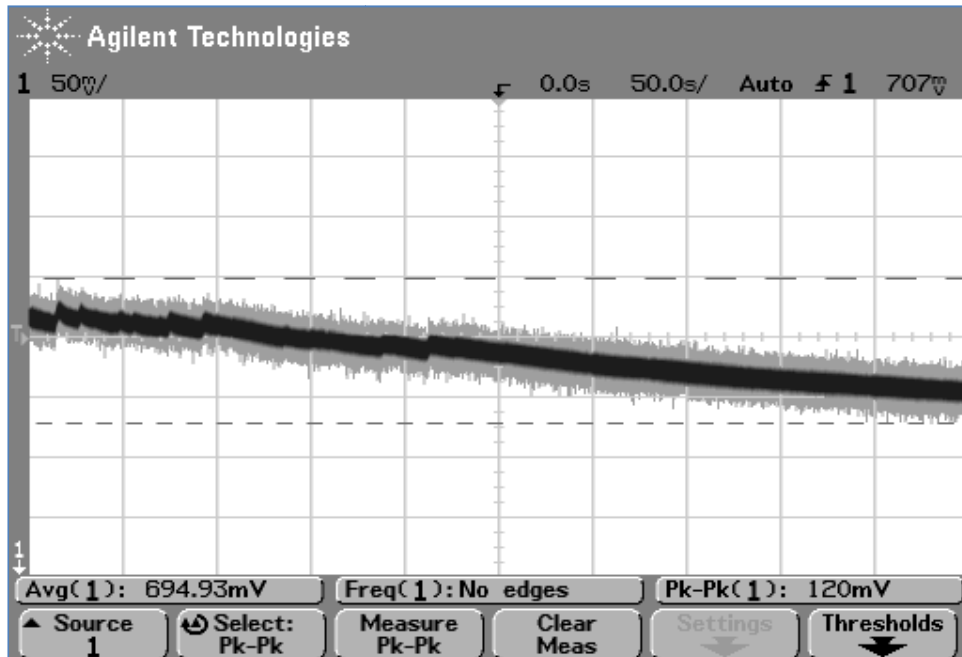


Figura 42 – Sinal analógico na saída do circuito a 50s por quadro.
 Fonte: O autor (29/05/2009).

Nas Figuras 43 e 44 são ilustrados os sinais digitais na tela do computador utilizando o programa executável do Delphi.

Na configuração da Figura 43 o sinal amostrado é mais lento, mas com um ganho maior da amplitude sinal.

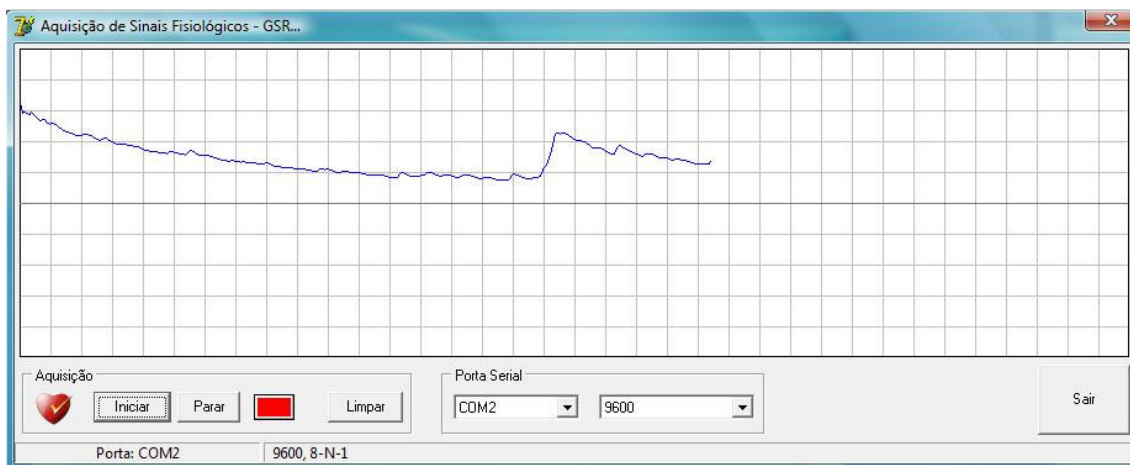


Figura 43 – Sinal digital na tela do computador I.
Fonte: O autor (30/06/2009).

Na configuração da Figura 44 o sinal amostrado é mais rápido, mas com um ganho menor da amplitude do sinal.

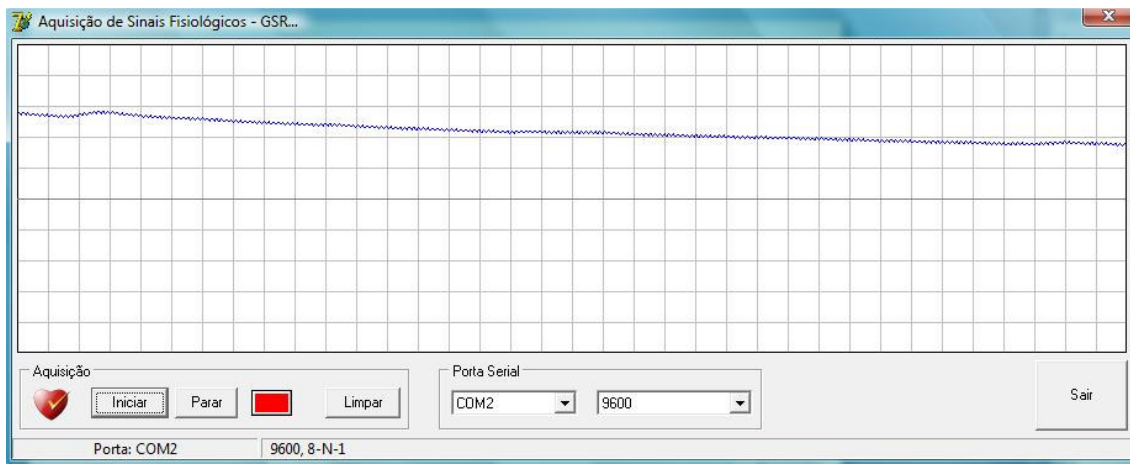


Figura 44 – Sinal digital na tela do computador II.
Fonte: O autor (30/06/2009).

6 CONCLUSÕES

Tanto o circuito elétrico como os programas desenvolvidos para a captura dos sinais tiveram resultados satisfatórios, atingindo os objetivos iniciais propostos.

O circuito apresentou resultados semelhantes aos equipamentos comerciais, utilizando componentes de baixo custo. O projeto é uma fração do custo de equipamentos comerciais equivalentes podendo ser implementado de forma bem compacta.

O campo para a pesquisa é muito grande, pois ainda há muitas coisas a definir sobre o corpo e a mente humana. E este trabalho ajudaria em muito nas pesquisas, principalmente na área do comportamento humano, unindo mente e corpo.

Como todos os componentes deste trabalho possuem suas versões em SMD, uma melhoria futura que fica para este trabalho seria a implementação de um circuito SMD, tornando o *hardware* menor para um melhor manuseio e acoplamento no antebraço do paciente. Ressalva-se que os amplificadores operacionais OPA2335 são ideais para a aplicação neste caso, substituindo os amplificadores operacionais OPA277. A figura 45 ilustra as especificações dos pinos do amplificador operacional OPA2335.

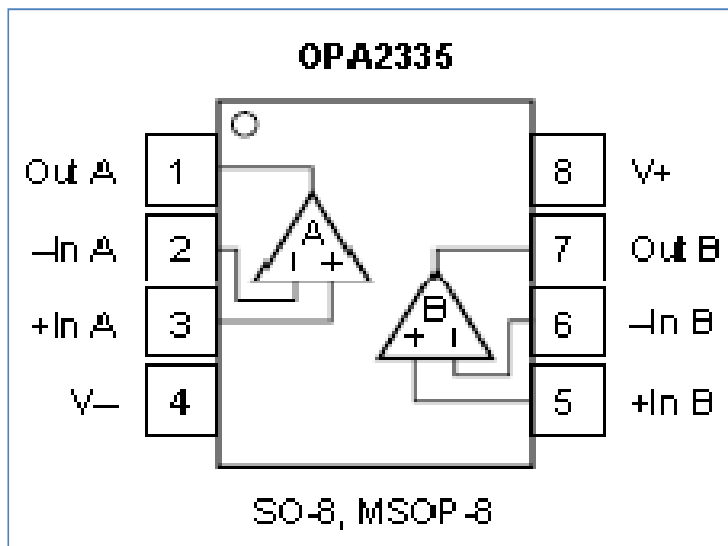


Figura 45 – Amplificador Operacional OPA277.

Fonte: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/opa2335.html> (10/03/2009).

As Figuras 46, 47 e 48 ilustram os circuitos configurados no Orcad para a implementação em SMD.

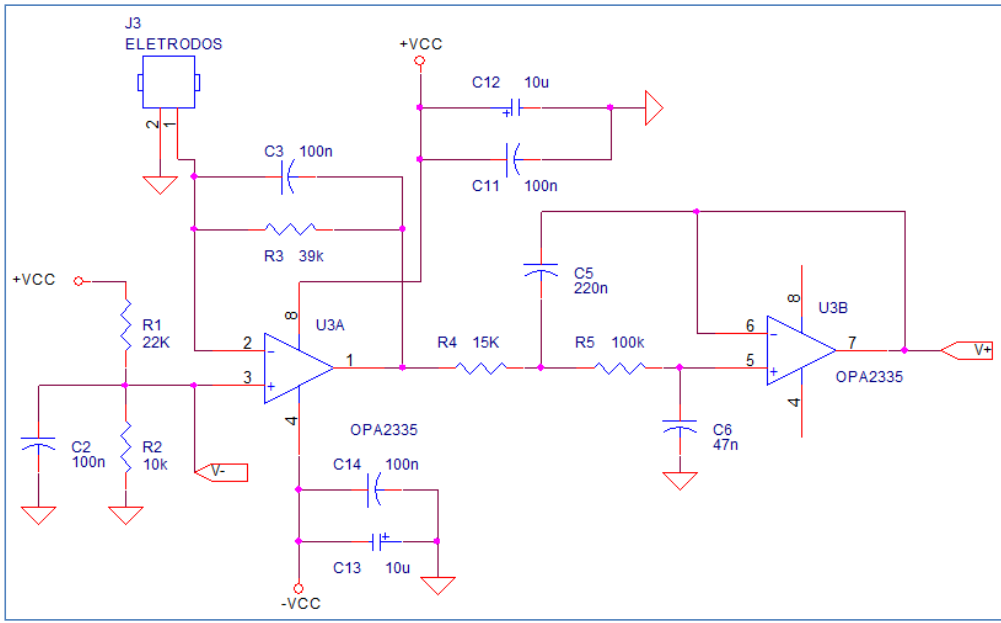


Figura 46 – Circuito Principal em SMD.
Fonte: O autor (30/06/2009).

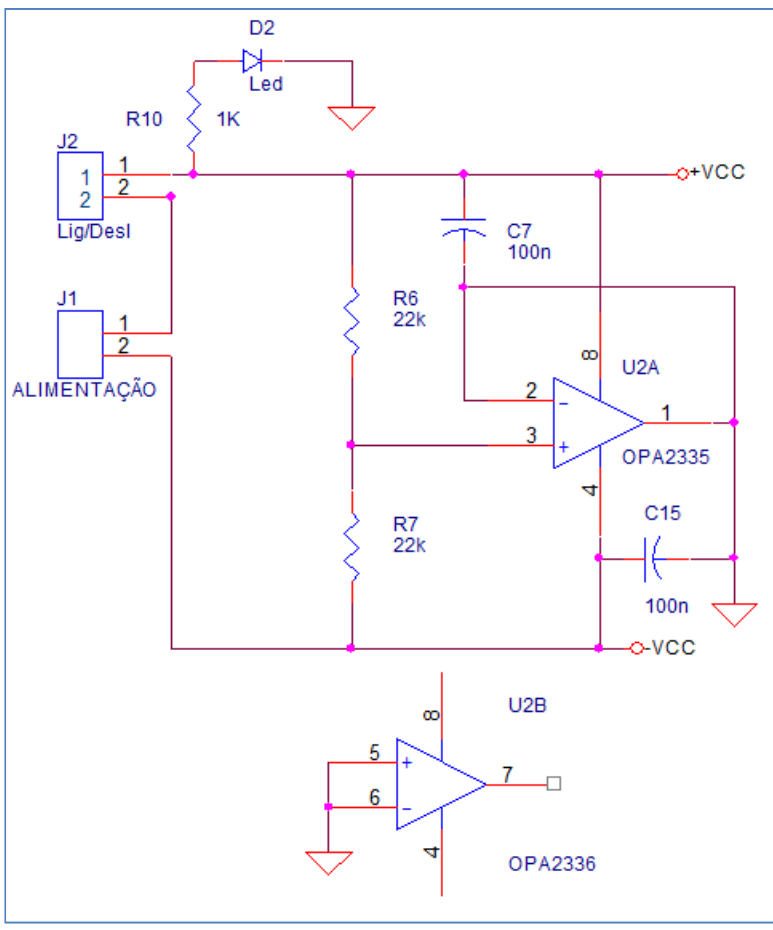


Figura 47 – Circuito de Alimentação Simétrica em SMD.
Fonte: O autor (30/06/2009).

REFERÊNCIAS

- [1] MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert. **Bioelectromagnetism - Principles And Applications Of Bioelectric And Biomagnetic Fields**. New York: Oxford University Press, 1995.
- [2] FENZ, Walter D.; EPSTEIN, Seymour. **Gradients Of Physiological Arousal In Parachutist As A Infusion Of An Approaching Jump**. *Psychosomatic Medicine*. v. 29, p. 33-52, 1967.
- [3] FULLER, G. D. **BIOFEEDBACK - Methods and Procedures in Clinical Practice**. San Francisco: Biofeedback Press, 1977.
- [4] FOWLES, Don C.; CHRISTIE M. J.; EDELBERG R.; GRINGS, W. W.; LYKKEN, D. T.; VENABLES, P. H. **Committee Report: Publication Recommendations For Electrodermal Measurements**. *Psychophysiology*. 18: 232-9, 1981.
- [5] VENABLES, P. H.; CHRISTIE M. J.. **Electrodermal Activity** - In *Techniques in Psychophysiology*, ed. I Martin, PH Venables, pp. 2-67, John Wiley, New York, 1980.
- [6] EBLING F. J. G.; EADY R. A. J.; LEIGH I. M.. **Anatomy And Organization Of The Human Skin**. In *Textbook of Dermatology*, 5th ed., ed. R. H. Champion, J. L. Burton, F. J. G. Ebling, p. 3160. Blackwell, London, 1992.
- [7] GEDDES L. A.; BAKER L. E.. **Principles Of Applied Biomedical Instrumentation**. 3. ed. New York: Academic Press, 1989.
- [8] REEVES, B.; NASS, C.. **The Media Equation : How People Treat Computers, Television, And New Media Like Real People And Places**. New York: Cambridge University Press, 1996.
- [9] BOUCSEIN, W.. **Electrodermal Activity**. New York: Plenum Press, 1992.
- [10] BIOELETROMAGNETISM. Disponível em: <http://www.bem.fi/book/index.htm>. Acessado em: 15/01/2009.
- [11] FT232R - USB UART IC. Disponível em: <http://www.ftdichip.com/Products/FT232R.htm>. Acesso em: 01/02/2009.

- [12] MSPGCC. Disponível em: <http://mspgcc.sourceforge.net>. Acessado em: 10/02/2009.

- [13] JEN'S FILE EDITOR. Disponível em: http://home.arcor.de/jensaltmann/JFE/jfe_eng.htm Acessado em 10/02/2009.

- [14] ORCAD. Versão 10.5. - Cadence Orcad PCB Design Suites.

- [15] ELETRODO 2223 3M. Disponível em: http://solutions.3m.com.br/wps/portal/3M/pt_BR/MedicoHospitalar/Home/ProdutSolucoes/MonitoracaoCardiaca. Acessado em: 15/01/2009.

- [16] GLÂNDULAS SUDORÍPARAS. Disponível em: <http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=452>. Acessado em: 15/01/2009.

- [17] COMO FUNCIONA O SUOR. Disponível em: <http://saude.hsw.uol.com.br/suor.htm>. Acessado em: 15/01/2009.

- [18] DATASHEET OPA277. Disponível em: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/opa277.html>. Acessado em: 10/02/2009.

- [19] DATASHEET MSP430F2013. Disponível em: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/msp430f2013.html>. Acessado em: 10/02/2009.

- [20] DATASHEET LP2985. Disponível em: <http://www.national.com/mpf/LP/LP2985.html>. Acessado em: 10/02/2009.

- [21] DATASHEET OPA2335. Disponível em: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/opa2335.html> (10/03/2009) Acessado em: 10/03/2009.

- [22] DATASHEET ISO7221. Disponível em: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/iso7220a.html>. Acessado em: 10/02/2009.

- [23] RECOMENDAÇÕES PARA USO DE ELETRODOS. Disponível em: <http://www.cardiovida.com/recomendacoes.php>. Acessado em: 19/04/2009.