

SISTEMA PARA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL (FES-PEB)

José Braconnot Velloso

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D.Sc.

Prof. Antonio Petraglia, Ph.D.

Prof^a. Ana Paula Fontana, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2007

VELLOSO, JOSÉ BRACONNOT

Sistema para Estimulação Elétrica
Funcional (FES-PEB) [Rio de Janeiro] 2007

VII, 152 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc.,
Engenharia Biomédica, 2007)

DISSERTAÇÃO - Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE

1. Estimulador Elétrico Programável

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedicatória

Dedico esta tese de mestrado ao meu pai, Francisco Velloso. Um cara que admiro demais e sempre se esforçou muito para que a educação dos três filhos fosse excelente. No mestrado, me incentivou, ajudou financeiramente, se não fosse por ele, com certeza não estaria terminando de escrever minha tese. Até porque foi no cartão dele que comprei o computador que hoje datilografo estas palavras... VALEU PAPAII!!!

Agradecimentos

À Deí, pessoa especial demais, que ajudou a criar a minha mãe e depois eu e meus irmãos, sempre ensinando a se manter na linha e aproveitar a vida.

À minha falecida mãe Ana Braconnot por tudo que fez e por mostrar-me um outro lado da vida, fora dos limites careta das exatas, mostrando a beleza do cinema, pintura, música, literatura, que às vezes são deixadas pra trás nos momentos de falta de tempo, como estes últimos dois meses, terminando a tese...

Ao meu orientador Prof. Marcio Nogueira. Este é o segundo projeto com a sua orientação e a admiração só aumentou desde 2004 quando começamos a trabalhar. Um conhecimento absurdo de eletrônica que pode demonstrar nas dificuldades encontradas. No mestrado me deixou mais sozinho para resolver os problemas e isso também foi muito bom para o meu aprendizado.

Aos meus irmãos Marcos e Pedro, que também sempre me incentivaram muito no mestrado e em tudo na vida.

Ao também falecido, meu cão Willow Uffgood por ter me feito uma pessoa muito mais alegre e paciente.

Aos Professores Alexandre Pino, Roberto Macoto e Antônio Barúqui pelos auxílios prestados durante os perrengues.

Aos amigos do LIB por tornar um pouco menos penosas as longas horas no mesmo problema e a todos no PEB em geral, que sempre estão ajudando dentro do possível, em especial:

Diniz, pelas vezes que fui ao almoxarifado buscar componentes.

Amauri, pela ajuda nas máquinas da oficina mecânica.

Sabrina, pela simpatia e disposição para resolver os nossos problemas na secretaria.

Ao CNPQ, Faperj e Capes pelo apoio financeiro.

À Deus por se fazer presente nos momentos bons e ruins.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

SISTEMA PARA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL (FES-PEB)

José Braconnot Velloso

Junho/2007

Orientador: Marcio Nogueira de Souza

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um estimulador elétrico programável - FES-PEB - com quatro canais de estimulação, que disponibiliza uma forma de onda de corrente constante (pulsada bifásica assimétrica desequilibrada) que pode ser modulada em amplitude, duração e frequência de repetição dos pulsos, através da programação de perfis temporais no programa de controle desenvolvido em LabView, versão 7.1. Tais modulações permitem que o equipamento possa ser utilizado na execução de técnicas de estimulação elétrica funcional (*functional electrical stimulation* - FES).

O programa de controle permite ao usuário definir e salvar perfis de variação temporal dos três parâmetros em dez níveis de intensidade dentro da escala de 0 a 100mA, 50 a 500 μ s e 20 a 200Hz, dentro da limitação de 1s por perfil de estimulação.

O equipamento desenvolvido foi avaliado em testes de segurança elétrica e em testes de bancada para verificação de sua viabilidade de utilização e acurácia no estabelecimento dos três parâmetros da corrente de estimulação. Para o parâmetro frequência o erro médio entre os valores desejados (programados pelo usuário) e os medidos situou-se próximo de 0%, enquanto para o parâmetro amplitude foi verificado um erro próximo de 10%. Já no tocante ao parâmetro duração observou-se um erro médio em torno de 15%, sendo que para valores próximos à duração mínima, foi constatado um erro de até quase 100%. A análise dos resultados indica que tais erros estão essencialmente associados ao estágio de saída do eletroestimulador.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

SYSTEM FOR FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION (FES-PEB)

José Braconnot Velloso

June/2007

Advisors: Marcio Nogueira de Souza

Department: Biomedical Engineering

This work reports the development of a programmable electrical stimulator - FES-PEB – that exhibits four output channels, and that is able to supply a constant current waveform (pulsed asymmetrical biphasic and unbalanced) that can be modulated in amplitude, pulse-width and frequency by the programming temporal profiles in a control program developed in LabView, version 7.1. Such modulation characteristics point out the equipment could be used in the application of functional electric stimulation (FES) techniques.

The control program allows the user can set and save any temporal profile to the three output current parameters, in ten intensity levels within the scale of 0 to 100mA, 50 to 500 μ s and 20 to 200Hz, limited in a minimal of one second for each profile change.

The developed equipment was evaluated in what concerns electric safety tests and also in bench tests aimed to verify the feasibility and accuracy in the establishment of the three programmable parameters of the output stimulation current. For the frequency the mean error between the desired (programmed by the user) and the real measured values was almost 0%, whereas for the amplitude an error of about 10% was observed. On the other hand for the pulse-width parameter the mean error was about 15%, but errors up to almost 100% were observed for values near the minimum pulse-width. The analysis of the results indicates such errors are essentially associated with the output drive stage of the electrical stimulator.

ÍNDICE

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO GERAL.....	3
1.1.2 <i>Objetivos Específicos</i>	3
CAPÍTULO II - FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1 OS PRINCÍPIOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	5
2.1.1 <i>Introdução</i>	5
2.1.2 <i>Correntes Terapêuticas</i>	6
2.1.3 <i>Estimuladores Elétricos Clínicos</i>	13
2.1.4 <i>Eletrodos</i>	20
2.2 FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS.....	22
2.2.1 <i>O neurônio</i>	22
2.2.2 <i>Os nervos periféricos</i>	24
2.2.3 <i>O músculo</i>	24
2.2.4 <i>A estimulação elétrica</i>	30
2.3 CARACTERÍSTICAS DOS ESTIMULADORES ELÉTRICOS COMERCIAIS	32
2.3.1 <i>Estimuladores no mercado mundial</i>	33
2.3.2 <i>Estimuladores Elétricos Nacionais</i>	36
2.4 ESTADO DA ARTE SOBRE FES CONTROLÁVEL.....	38
CAPÍTULO III - MATERIAIS E MÉTODOS	50
3.1 PRINCÍPIOS DO FES-PEB	50
3.2 CIRCUITOS ELETRÔNICOS – <i>HARDWARE</i>	50
3.2.1 <i>Circuitos Digitais</i>	51
3.2.2 <i>Circuitos Analógicos</i>	63
3.2.3 <i>Montagem na Caixa Metálica (gabinete)</i>	71
3.2.4 <i>Segurança Elétrica</i>	73
3.3 PROGRAMA DE CONTROLE (<i>SOFTWARE</i>)	75
3.3.1 <i>Tela Principal</i>	76
3.3.2 <i>Criação de Perfis</i>	77
3.3.3 <i>Visualização de Programas de Estimulação</i>	78
3.3.4 <i>Inicialização de Programa de Estimulação</i>	79
3.3.5 <i>Teste de Contração</i>	80
CAPÍTULO IV - RESULTADOS	82
4.1 RESULTADOS DE SEGURANÇA ELÉTRICA	82
4.2 RESULTADOS DE SIMULAÇÃO	84
4.3 TESTES DE BANCADA.....	85
4.3.1 <i>Registro da forma de onda de um pulso de estimulação</i>	86
4.3.2 <i>Registro de perfis de estimulação</i>	86
4.3.3 <i>Erro nos valores programados para os parâmetros do pulso de saída</i>	88
CAPÍTULO V - DISCUSSÃO	93
CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO.....	102
REFERÊNCIAS	104
ANEXOS	109

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Desde o descobrimento de que sistemas biológicos são meios condutores de energia elétrica, já é sabido que a condução da eletricidade por estes meios provoca alterações fisiológicas no organismo. O interesse pela produção e evolução dos aparelhos clínicos de estimuladores elétricos teve seus altos e baixos, já estando bastante popular em algumas épocas e sendo esquecido em outras. A partir de 1980, a estimulação elétrica começou a ser aplicada para alterar os níveis de intensidade da dor e tornou-se bastante popular. Novos estudos sobre o assunto proporcionaram uma expansão no uso da estimulação elétrica, que aparecia no cenário mundial como uma ferramenta muito promissora.

Várias deficiências físicas mostraram boa resposta ao estímulo por meio de energia elétrica. Resultados satisfatórios foram reportados no tratamento do inchaço de pernas e braços, inflamações (BETTANY *et al.*, 1990 apud NELSON *et al.*,1999), ferimentos que demoram a cicatrizar e úlceras (BAKER *et al.*, 1997 apud NELSON *et al.*,1999), atrofia dos músculos, disparidade do controle motor associado a danos ortopédicos (ARVIDSSON *et al.*, 1986 apud NELSON *et al.*,1999) e neurológicos (BAKER *et al.*, 1983 apud NELSON *et al.*,1999), disparidade circulatória (KAADA, 1982 apud NELSON *et al.*,1999), disfunção no movimento das articulações (MELAZAK *et al.*, 1983 apud NELSON *et al.*,1999) e em utilização para anestesia local. Com o tempo, os estimuladores elétricos comerciais tornaram-se acessíveis e foram sendo usados no tratamento das deficiências citadas acima, entre outras.

O movimento humano voluntário é iniciado no encéfalo, onde são geradas as seqüências de potenciais de ação que são transmitidas aos músculos através da medula espinhal (SOETANO *et al.*, 2001). Lesões nas áreas motoras do encéfalo devido a um acidente vascular cerebral (AVC) podem ocasionar dificuldades ou impossibilidade de movimento, sendo que dificuldades no movimento de andar é uma das maiores conseqüências do AVC (MATJACIC *et al.*, 2005). Aproximadamente 75% dos infartes da artéria cerebral medial acarretam deficiência motora e 24% dos pacientes com interrupção ou bloqueio da circulação (derrame) por três meses, tem

perda motora residual nos membros superiores (BURRIDGE & ETHERINGTON, 2004). Acidentes na medula espinhal, meio condutor da informação motora aos músculos, também provocam problemas motores (SOETANO *et al.*, 2001). Assim, deficiências motoras podem ser ocasionadas por problemas neurológicos, vasculares ou nos próprios músculos e muitas vezes são irreversíveis. As técnicas da estimulação elétrica funcional (*functional electrical stimulation* - FES) ou neuromuscular (FNS) tem como objetivo restaurar ou auxiliar o movimento dos membros de pacientes com dificuldades motoras, através da ativação direta ou indireta do neurônio motor (SOETANO *et al.*, 2001).

Um estimulador elétrico para FES deve possibilitar a variação temporal dos principais parâmetros da corrente de estimulação, como frequência, amplitude e duração dos pulsos, para que as contrações provocadas por esta corrente façam o músculo executar, não somente a ação desejada, como também, o mais próximo possível do movimento natural. Um modelo bem simplificado da variação da corrente de estimulação necessária para ação de levantar a perna foi proposto por VELLOSO & SOUZA em 2004 (Figura 1.1).

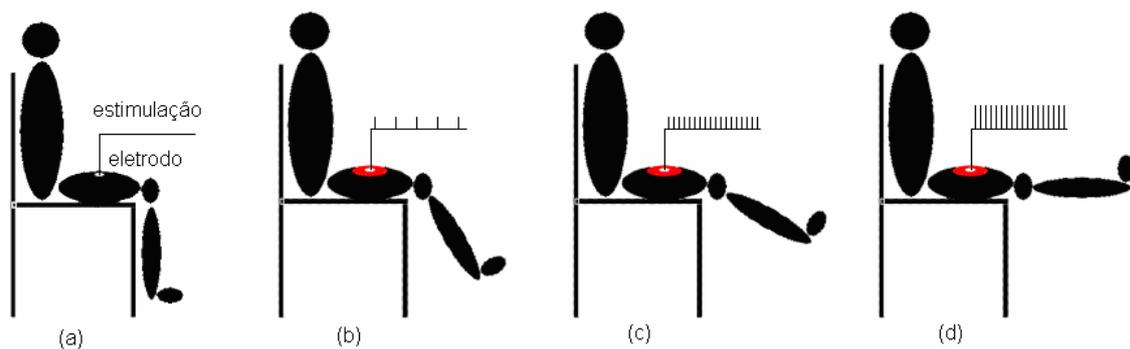


Figura 1.1: Modelo simplificado da ação de levantar a perna. A corrente de estimulação é nula quando a perna está relaxada (a). Com amplitude e frequências baixas, o músculo começa a se contrair e a perna começa a subir (b). Aumentando a frequência de disparo, produz-se uma força de contração maior e a perna sobe mais ainda (c). Aumentando-se a amplitude da corrente, atinge-se um número maior de fibras, proporcionando a força muscular necessária para manter-se a perna levantada (d) (VELLOSO & SOUZA, 2004)

Alguns fatores influenciam na coordenação dos movimentos desejados. O número de canais disponíveis para estimulação e os parâmetros disponíveis para variação temporal são primordiais para proporcionar uma ação cadenciada e harmônica do membro desejado, tornando o movimento mais próximo da ativação natural do sistema nervoso central (SNC). Muitos estimuladores comerciais são produzidos com programas de variação da estimulação pré-definidos, desenvolvidos por clínicos e específicos para cada aplicação, limitando sua operação aos programas

incluídos no produto. Outros disponibilizam somente valores limites entre os quais a corrente varia sempre da mesma forma. Este procedimento é adequado para o mercado comercial, onde as opções de equipamentos estão presentes e o paciente ou terapeuta escolhe de acordo com as suas necessidades e condições financeiras. Em pesquisa acadêmica, é primordial fornecer ao pesquisador as ferramentas para que possa desenvolver perfis arbitrários de variação, estimulando o número de músculos necessários, visando à investigação do melhor padrão de estimulação para proporcionar a melhor coordenação do movimento desejado.

Atualmente existem estimuladores para FES capazes de levantar da cadeira um indivíduo paraplégico, que possua paralisia total dos membros inferiores, fazê-lo andar com suas próprias pernas e sentar novamente na cadeira (ISAKOV & MIZRANI, 1993). Alguns estimuladores executam movimentos da mão para agarrar objetos (NESS) e outros o movimento de dorsi-flexão dos pés durante o andar (NDI MEDICAL). Estas ações proporcionam uma certa independência àquelas pessoas que sofrem bastante com a falta de movimentação, melhorando assim o bem estar e auto-estima porque passam a não depender de ajuda para todas as ações do dia-a-dia. Até mesmo problemas pequenos de mobilidade, como a paralisia dos pés (deficiência na dorsi-flexão), fazem sofrer um indivíduo que tem de conviver diariamente com este problema. O pé arrasta no chão durante o caminhar e o uso de um pequeno aparelho estimulador preso à cintura resolve este problema.

1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste projeto foi o desenvolvimento de um estimulador elétrico para pesquisas de técnicas de FES que pudesse ser utilizado em uma ampla gama de tratamentos. Para isso, os parâmetros de amplitude, frequência e duração dos pulsos da corrente de estimulação deveriam ser programados por *software*, com a variação temporal desejada pelo pesquisador.

1.1.2 Objetivos Específicos

Para atingir o objetivo geral os seguintes objetivos específicos tiveram que ser alcançados:

- *Hardware*: projeto, simulações (quando cabíveis) e testes dos vários circuitos eletrônicos que compõem o estimulador elétrico;
- *Software*: desenvolvimento do instrumento virtual (Labview) para programação e controle do estimulador elétrico.

- Testes de segurança elétrica do equipamento protótipo;
- Testes de bancada para avaliação da acurácia no controle efetuado na corrente de estimulação;
- Análise estatística dos resultados e diagnóstico de possíveis causas de erros.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Os Princípios da Estimulação Elétrica

(NELSON et al., 1999)

2.1.1 Introdução

Existem vários tipos de equipamentos clínicos de estimulação: energia elétrica, ondas curtas, microondas, ultra-som, sendo que os profissionais que trabalham na recuperação de seus pacientes sempre enfrentam a dúvida de qual aparelho proporcionará melhores resultados para um determinado problema (RUSH & SHORE, 1994 apud NELSON *et al.*, 1999). Quando optam por utilizar os estimuladores elétricos, os clínicos ainda se deparam com a dificuldade de escolher um método adequado de utilização do aparelho. O posicionamento e o manuseio da aparelhagem trazem grandes impactos no resultado final. Muitos profissionais atuantes no ramo da medicina de recuperação tomam decisões e seguem métodos não científicos, por vezes baseados em informações subjetivas ou até motivados por anseios puramente comerciais. Em clínicas de fisioterapia, é comum encontrar estagiários manuseando equipamentos de estimulação nos pacientes. Essa falta de informação acaba diminuindo substancialmente o potencial clínico que os estimuladores elétricos podem proporcionar.

Um modelo clínico para os estimuladores elétricos se torna necessário, para guiar os estudantes e profissionais na utilização correta e padronizada do aparelho. Os conceitos físicos, elétricos, fisiológicos e dos procedimentos a serem adotados estão diretamente ligados ao uso clínico da estimulação elétrica e por isto são aplicados ao modelo. A *American Physical Therapy Association (APTA)*, na *Electrophysiological Section*, publicou um documento com o objetivo de unificar e padronizar os termos e definições utilizadas por engenheiros biomédicos, pesquisadores, professores e clínicos (AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION, 1990 apud NELSON *et al.*, 1999).

2.1.2 Correntes Terapêuticas

2.1.2.1 Considerações Gerais

Os nomes dados aos estimuladores elétricos, muitas vezes nomes comerciais, causam confusão quanto aos resultados clínicos proporcionados pelos mesmos. Portanto, nomes nem sempre nos trazem informações da função do aparelho, sendo mais apropriado procurar por suas características. *Transcutaneous electrical stimulators* (TES) são todos os estimuladores elétricos com eletrodos aplicados na superfície da pele e *transcutaneous electrical nerve stimulators* (TENS) são aqueles que excitam nervos periféricos (Alon G., 1992). Existem também os *transcutaneous muscle stimulators* (TMS) e *neuromuscular electrical stimulators* (NMES). Os estimuladores elétricos também são classificados pelo tipo de corrente utilizada na estimulação. Três tipos de correntes são empregadas: corrente contínua (DC - *direct current*), corrente alternada (AC - *alternate current*) e corrente pulsada (PC - *pulsed current*).

Com o objetivo de regular a energia fornecida pelo estimulador elétrico, a maioria dos aparelhos utiliza corrente constante ou voltagem constante (ALON, 1994 apud NELSON *et al.*, 1999). Empregando voltagem constante, mesmo que algum fator externo altere a impedância do tecido muscular, ou entre o eletrodo e o tecido, o estimulador mantém a voltagem no valor determinado pelo usuário, alterando a corrente de saída para equilibrar a diferença na impedância. De forma análoga, nos estimuladores de corrente constante, a corrente não se modifica e a voltagem é alterada para equilibrar as variações da impedância. As variações na impedância vista pelo eletrodo são inevitáveis. Um simples aumento na pressão exercida pelo eletrodo na pele, provoca variações na mesma. Se o eletrodo perde o contato com a pele, esta impedância cresce imediatamente, tendendo para infinito. Um estimulador de tensão constante provoca variações na corrente de estimulação, enquanto o de corrente constante mantém uma intensidade de estimulação mais consistente. O problema encontrado nos estimuladores de corrente constante é que quando um aumento na impedância, o aparelho aumenta a tensão, mantendo a corrente determinada para o tratamento. Isto causa um desconforto no paciente e, em casos extremos, pode causar queimadura no local. Para conter este efeito, os estimuladores de corrente constante possuem a tensão de saída limitada e nos de tensão constante, a corrente de saída é limitada.

A intensidade da estimulação provida pelos aparelhos é medida pela densidade de corrente nos eletrodos (intensidade de corrente por unidade de área). Esta densidade é medida utilizando-se o valor RMS (*root mean square*) de corrente

por unidade de área, não com a média da corrente nominal, como muitos comerciantes anunciam em seus produtos. Este parâmetro é chamado de RMS_A . Valores de intensidade (RMS_A) aconselháveis para um tratamento eficaz variam de 1,5 a 4mA/cm^2 . Utilizando-se valores acima desta faixa causar-se-á desconforto e aquecimento do local de aplicação dos eletrodos. Quaisquer valores fora da faixa de intensidade recomendada, não produzirão os efeitos fisiológicos desejados e conduzirão a resultados clínicos insatisfatórios.

2.1.2.2 Corrente Contínua (*direct current* - DC)

Também chamada de corrente galvânica (*galvanic current*), a corrente contínua é definida, no contexto de eletro-estimulação, como sendo uma corrente elétrica que flui em um só sentido, por um intervalo de tempo igual ou superior a 1 segundo. Mesmo após a padronização destes termos, ainda encontramos discordâncias quanto à definição dos mesmos. ROBINSON & SNYDER-MACKLER (2001) definem a corrente contínua como a corrente que flui ininterruptamente em um sentido.

A corrente DC reversa (*reversed DC*) é uma corrente pulsátil de duração maior que 1 segundo, variando o sentido de propagação da energia no meio condutor a cada período, por isso é classificada como uma corrente DC, não pulsada (PC). Estudos indicam que aplicar correntes reversas, ajuda a diminuir a irritação na pele causada pela condução da corrente (HOWARD *et al.*, 1995 apud NELSON *et al.*, 1999).

A corrente DC interrompida (*interrupted DC*) é caracterizada por possuir ciclos de corrente ligada e desligada, iguais ou maiores que 1 segundo. Neste caso, a variação da corrente é abrupta, havendo ainda, um terceiro tipo de corrente DC, a chamada corrente DC em rampa (*ramped DC*), em que esta interpolação é suave, com a corrente variando do valor máximo ao zero (ou contrário) em 0,5 segundo ou mais (Figura 2.1). ROBINSON & SNYDER-MACKLER (2001) reportam que no passado o tempo de subida como tempo de transição e o de descida como tempo de extinção, porém não sendo atualmente utilizados.

A corrente contínua é pouco utilizada nos tratamentos clínicos modernos, nos quais as correntes alternadas e pulsadas mostraram-se mais eficientes.

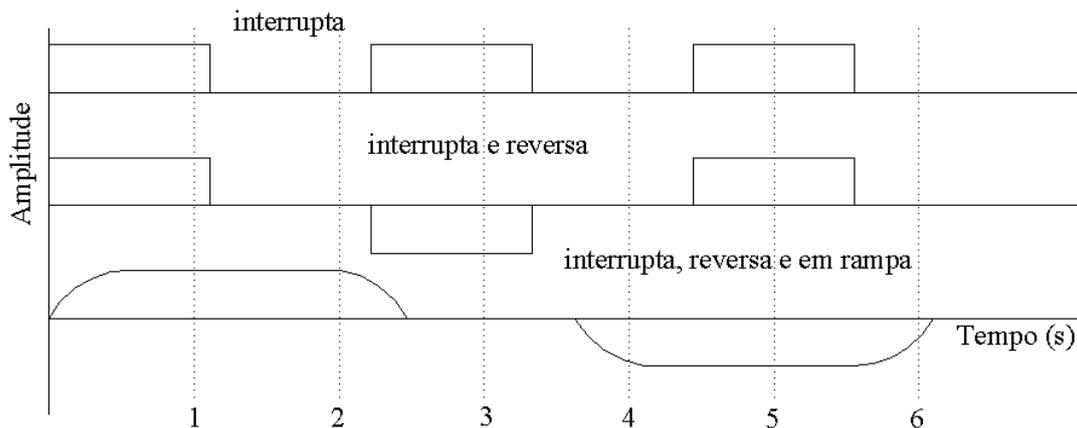


Figura 2.1: Exemplo de formas de ondas das correntes DC (adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

2.1.2.3 Corrente alternada (*alternating current* - AC)

No contexto de eletro-estimulação, a corrente alternada é definida como sendo uma corrente que muda de sentido de propagação pelo menos uma vez a cada segundo. A forma de onda da corrente alternada pode possuir qualquer formato, podendo ser, por exemplo, senoidais, triangulares ou quadradas.

2.1.2.3.1 Modulação AC

A modulação das correntes alternadas pode ser feita variando-se parâmetros de tempo ou de amplitude do sinal. Na modulação por tempo, encontramos dois modos de operação: em salvas (*burst*) e interrompido (*interrupted*).

O modo em salvas (Figura 2.2) é caracterizado pela circulação da corrente AC em intervalos de tempo de alguns milissegundos, seguido de intervalos de interrupção da circulação de corrente menores que 1 segundo, chamados de intervalos entre salvas (*interburst interval*). A estimulação elétrica chamada *Russian current*, bastante conhecido nas clínicas especializadas, utiliza este modo de modulação da corrente AC.

Caso a corrente AC seja interrompida por 1 segundo ou mais, a modulação por tempo passa para o modo interrompido. Esta pequena diferença entre os dois modos pode parecer banal demais para criar-se outro modo de modulação, mas este intervalo de interrupção igual a 1 segundo, representa o tempo necessário para o relaxamento do músculo após uma contração, ou seja, o modo em salvas, não permite o relaxamento do músculo e o modo interrompido utiliza-se deste relaxamento entre as estimulações. Neste tipo de modulação é definido o tempo de estimulação como *on time* e o tempo de interrupção como *off time*. O ciclo de trabalho então é calculado

como a razão entre o tempo de estimulação e o tempo total (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

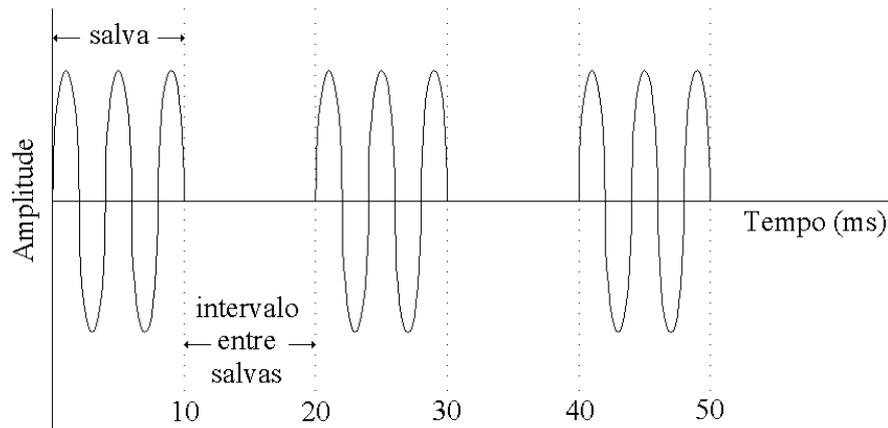


Figura 2.2: Modulação em salvas (adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

A modulação por amplitude utiliza a soma de dois sinais de freqüências diferentes, causando uma interferência entre estes sinais e resultando na estimulação através de um sinal em uma terceira freqüência, chamada de batimento. Este método de modulação é conhecido clinicamente como corrente de interferência (*interferencial current* - IFC) e seus resultados clínicos são equivalentes aos das modulações por tempo ou de estimuladores de corrente pulsada (BOWMAN & BAKER, 1985 apud NELSON *et al.*, 1999).

2.1.2.4 Corrente pulsada (*pulsed current* – PC)

A corrente pulsada é definida como uma corrente derivada da junção de vários sinais de curta duração, da ordem de microsegundos a milisegundos, seguidos de intervalos entre pulsos onde não há circulação de corrente. Estes sinais, que constituem os pulsos, podem possuir as mais variadas formas, originando diferentes nomenclaturas para correntes pulsadas: farádica, *spike*, *H-wave*, quadrada, exponencial e triangular.

Os estimuladores elétricos de corrente pulsada podem ser classificados em dois grandes grupos: monofásico e bifásico. Em correntes pulsadas monofásicas, também chamadas de corrente DC pulsante, somente existe uma fase em cada pulso, ou seja, a forma de onda da corrente possui apenas os ciclos negativos ou os positivos. Fisicamente, esta característica representa a circulação da corrente em um único sentido, definindo um eletrodo como sendo o positivo e o outro como negativo

(ou terra). As correntes pulsadas bifásicas, contrariamente às monofásicas, possuem as duas fases em cada pulso. Não existe qualquer restrição quanto à simetria das formas de onda dos pulsos que constituem a corrente, que podem ser simétricos ou assimétricos. ROBINSON & SNYDER-MACKLER (2001) definem ainda as cargas atribuídas a cada fase podem ser iguais ou diferentes, sendo chamadas de equilibradas ou desequilibradas, respectivamente. Os pulsos assimétricos eram mais utilizados no passado e atualmente se prefere usar pulsos simétricos com intervalo entre fases, principalmente quando a aplicação envolve nervos motores (PLEVNEY & NUTTER, 1981 apud NELSON *et al.*, 1999), onde comprovadamente proporcionam resultados clínicos mais satisfatórios. A razão principal para a preferência clínica pelo uso de pulsos simétricos é que não se necessita nenhuma análise fisiológica ou clínica para a definição da polaridade dos eletrodos.

Na corrente bifásica, uma pequena pausa na circulação da corrente pode ser inserida no momento da mudança da fase. Esta interrupção, chamada de intervalos entre fases, é bem curta, variando de 50 a 100 μ s e causa um efeito fisiológico bastante interessante, diminuindo de 10 a 20% o pico de corrente necessária para a estimulação do nervo periférico (BUTIKOFER & LAWRENCE, 1979 apud NELSON *et al.*, 1999).

A duração da interrupção da circulação de corrente, denominada intervalo entre pulsos (*interpulse interval*), presente em todos os estimuladores de corrente pulsada, varia de 10 a 999 ms, dependendo da duração dos pulsos e da quantidade de pulsos por segundo.

2.1.2.4.1 Características da corrente pulsada

A duração da fase é definida (REILLY, 1992 apud NELSON *et al.*, 1999) como o tempo gasto para a corrente sair da amplitude zero e retornar ao zero novamente. Em contrapartida, a duração do pulso é a soma da duração das fases que o constituem.

Os termos utilizados para descrever-se as amplitudes da forma de onda são: pico da amplitude da fase da corrente ou, simplesmente, pico de fase (*peak phase*) e pico da amplitude do pulso de corrente ou pico de pulso (*peak pulse*). Ambos são equivalentes à maior amplitude instantânea da corrente da respectiva unidade, levando-se em consideração os fatores diferenciadores de fase e pulso. Nas correntes bifásicas não há sentido em se medir a amplitude de pico do pulso, sendo estas, caracterizadas pelas amplitudes das fases ou pela amplitude pico a pico (pp) (Figura 2.3).

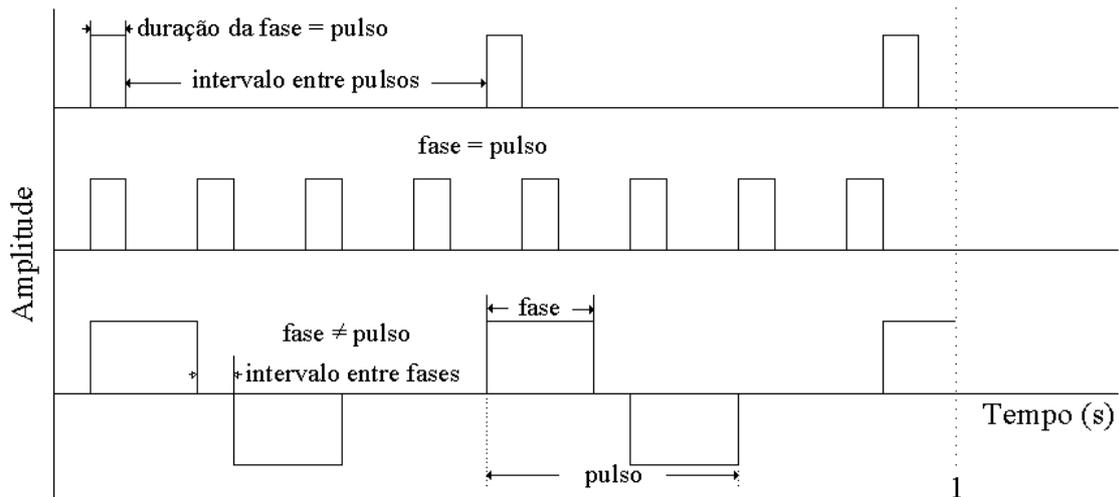


Figura 2.3: Características das fases e pulsos (adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

Devido aos intervalos entre pulsos existentes em todas as correntes pulsadas, o valor RMS_A destas correntes é relativamente pequeno comparado com o valor de pico da amplitude. Isto é considerado um fator de segurança presente nos estimuladores elétricos de corrente pulsada, onde se consegue atingir os resultados clínicos desejados, mantendo um menor valor RMS_A da corrente de estimulação.

A quantidade de energia elétrica que um estimulador elétrico transfere para o meio biológico ao qual estão conectados seus eletrodos é chamada carga, que pode ser relacionada a uma fase (*phase charge*) ou a um pulso (*pulse charge*) e é medida em microcoulomb [μC]. Existe também um parâmetro chamado: carga efetiva (*net charge*), que é medida somando-se as cargas transferidas durante cada fase, considerando o sentido de propagação da corrente da fase.

A frequência das ondas de corrente pulsadas ou de corrente alternada em salvas é medida pela quantidade de pulsos por unidade de tempo, é chamada de razão de pulsos e sua unidade é pulsos por segundo (*pulses por second* - pps). Outros termos conhecidos na literatura descrevem este mesmo fenômeno: frequência de pulsos ou razão de repetição de pulsos. A unidade de frequência, Hertz [Hz], também é utilizada para caracterizar a frequência de pulsos, sendo análoga a pulsos por segundo [pps], mas menos apropriada para este caso. Os resultados clínicos proporcionados por estas correntes não dependem da quantidade de fases presentes em cada pulso, ou seja, correntes pulsadas monofásicas ou bifásicas ou correntes alternadas em rajadas ou de interferência, produzem respostas fisiológicas dos músculos muito semelhantes (KANTOR *et al.*, 1994 apud NELSON *et al.*, 1999).

Os parâmetros de frequência e período (ou duração do pulso) sempre andaram juntos, seja na física ou na eletrônica, possuindo uma relação inversa entre si. Porém,

alguns estimuladores elétricos utilizam intervalos curtos de corrente seguidos de intervalos de corrente nula. Isto provocou uma independência no tratamento dos parâmetros de frequência e período, porque a razão de repetição dos pulsos tornou-se clinicamente muito mais representativa para a frequência da corrente de estimulação, do que a frequência calculada através do inverso da duração de um período ou pulso. Nestes aparelhos, o fisioterapeuta pode alterar a duração do pulso, sem afetar a frequência e vice-versa.

As modulações de amplitude, duração e frequência da corrente pulsada são ilustradas na Figura 2.4 e a corrente pulsada sem modulação alguma recebe o nome de trem de pulsos não interrompido (*uninterrupted train of pulses*) ou pulsos contínuos (*continuous pulses*).

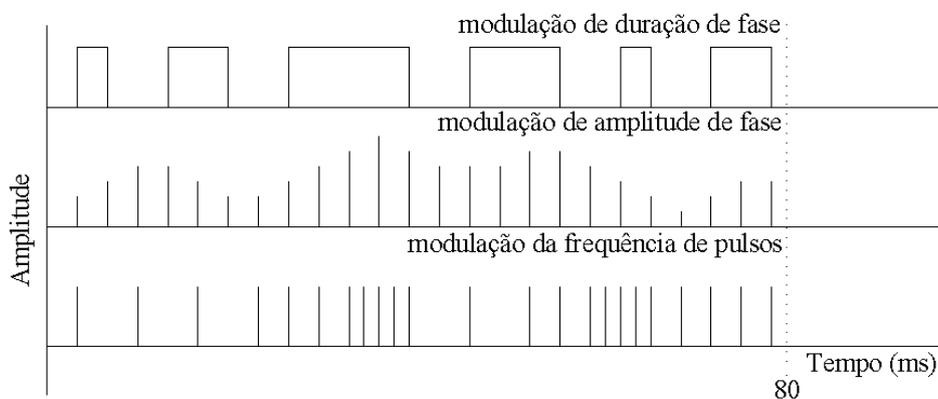


Figura 2.4: Exemplos de modulações de corrente (adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

A estimulação elétrica que utiliza correntes pulsadas moduladas em salvas não apresenta vantagens clínicas perante as correntes pulsadas sem modulação (JOHNSON & KASPER, 1986 apud NELSON *et al.*, 1999). Porém, utilizando-se a modulação interrompida, que provoca intervalos de interrupção de circulação da corrente maiores que 1 segundo, possibilitando assim o relaxamento muscular após as contrações causadas pelos períodos de estimulação, a estimulação elétrica proporciona não somente resultados clínicos bem melhores, como também, em várias aplicações clínicas, esta modulação é estritamente necessária (DELLITO *et al.*, 1998 apud NELSON *et al.*, 1999). A modulação em rampa, apesar de trazer efeitos negativos quando associada à modulação interrompida, alterando o tempo necessário para o relaxamento muscular após a contração, proporciona um tratamento mais confortável para quem está recebendo a estimulação elétrica. É importante ressaltar que as modulações das correntes pulsadas podem ser utilizadas em conjunto.

2.1.3 Estimuladores Elétricos Clínicos

Existem inúmeros aparelhos clínicos de estimulação elétrica no mercado, cada um levando denominações próprias, o que facilita os comerciantes e produtores a lucrarem mais vendendo aparelhos, muitas vezes fazendo especulações sobre os benefícios clínicos e fisiológicos proporcionados pelo uso dos mesmos. Se houvesse uma padronização na nomenclatura, todos saberiam quais os benefícios proporcionados por um determinado aparelho, independente do fabricante ou da propaganda, muitas vezes enganosa. Alguns aparelhos tornam-se mais versáteis por permitirem a configuração de várias seqüências de estimulação no tratamento, permitindo seu uso em várias aplicações diferentes.

2.1.3.1 Estimuladores de baixa voltagem (*Low-voltage stimulators*)

Este grupo é formado pelo estimulador DC, chamado galvânico (*galvanic*) e dois estimuladores AC, chamados farádico (*faradic*) e diadinâmico (*diadynamic*).

2.1.3.1.1 Estimuladores de corrente contínua (Galvânico)

Os estimuladores galvânicos possuem as propriedades básicas dos estimuladores DC, com a corrente de estimulação podendo ser reversa, interrompida ou em rampa. A estimulação elétrica através de corrente DC, altera o PH da pele abaixo dos eletrodos, causando uma dilatação dos vasos sanguíneos, que aumentam indiretamente a circulação de sangue arterial para a pele, sendo esta a principal aplicação dos estimuladores galvânicos (HOWARD *et al.*, 1995 apud NELSON *et al.*, 1999). Esta corrente DC circula por intervalos de tempo prolongados durante o tratamento, sendo necessário, portanto, que esta possua uma amplitude bastante reduzida. Por esta razão, somente os tecidos e fibras nervosas superficiais são atingidos, sendo normalmente um tratamento doloroso. Somente a corrente DC com interrupção consegue produzir respostas fisiológicas de excitação muscular, mas, devido ao seu efeito superficial, resulta em apenas rápidas e pequenas contrações e a sensação de dor atribuída à estimulação limita profundamente o uso destes estimuladores para tais aplicações.

O nível de amplitude da corrente DC que proporciona alívio da sensação de dor foi testado, mas não se deve dar preferência a este tipo de tratamento, por apresentar uma estimulação desconfortável e podendo até causar danos ao organismo (CICCONE *et al.*, 1995 apud NELSON *et al.*, 1999).

2.1.3.1.2 Estimuladores de correntes farádicas (*faradic current*)

As correntes farádicas são formadas por pulsos bifásicos assimétricos e tem sido utilizadas clinicamente desde o século XIX. Durante algum tempo, os fisioterapeutas achavam que as correntes farádicas proporcionavam mais conforto no tratamento do que as correntes DC, por ser uma corrente alternada, contudo, desde 1960 especialistas no assunto chegaram à conclusão de que o conforto percebido durante a estimulação está estritamente relacionado com o tempo de duração dos pulsos farádicos, que são da ordem de mili-segundos (ms), enquanto que a duração de uma estimulação ininterrupta, por corrente DC é, no mínimo, 1 segundo. Atualmente, existem corrente pulsadas, onde a duração da fase encontra-se na ordem de micro-segundos (μ s), proporcionando um conforto muito maior que as correntes farádicas, que são confortáveis apenas comparando-se com as correntes DC, que podem até causar danos e irritações na pele, mas não chegam a serem confortáveis de fato.

Alguns aparelhos incorporam a modulação em rampa, mas nenhum apresenta a modulação ininterrupta, fatores estes que tornam os aparelhos de estimulação elétrica por corrente farádica, bastante limitados na adequação às diferentes formas de tratamentos clínicos.

2.1.3.1.3 Estimuladores de corrente diadinâmica (*diadynamic current*)

Desenvolvida por volta do ano 1900, a corrente diadinâmica é constituída por pulsos de senóide, usualmente na freqüência 100 Hz, que podem ser retificadas meia onda ou onda completa. Dependendo do tipo de retificação empregada, uma freqüência de pulsos diferente será associada. A corrente diadinâmica com retificação meia onda originou a corrente monofásica (*monophase fix* - MF), que possui uma freqüência de pulsos de 50pps, por conseguinte, a corrente difásica (*diphase fix* - DF), retificada onda completa, possui uma freqüência de pulsos duas vezes maior, haja vista que esta apresenta o ciclo negativo da senóide original refletido para o eixo positivo, resultando em um novo pulso, inexistente na corrente MF (Figura 2.5). A duração das fases é de 50ms, que é igual ao intervalo entre pulsos.

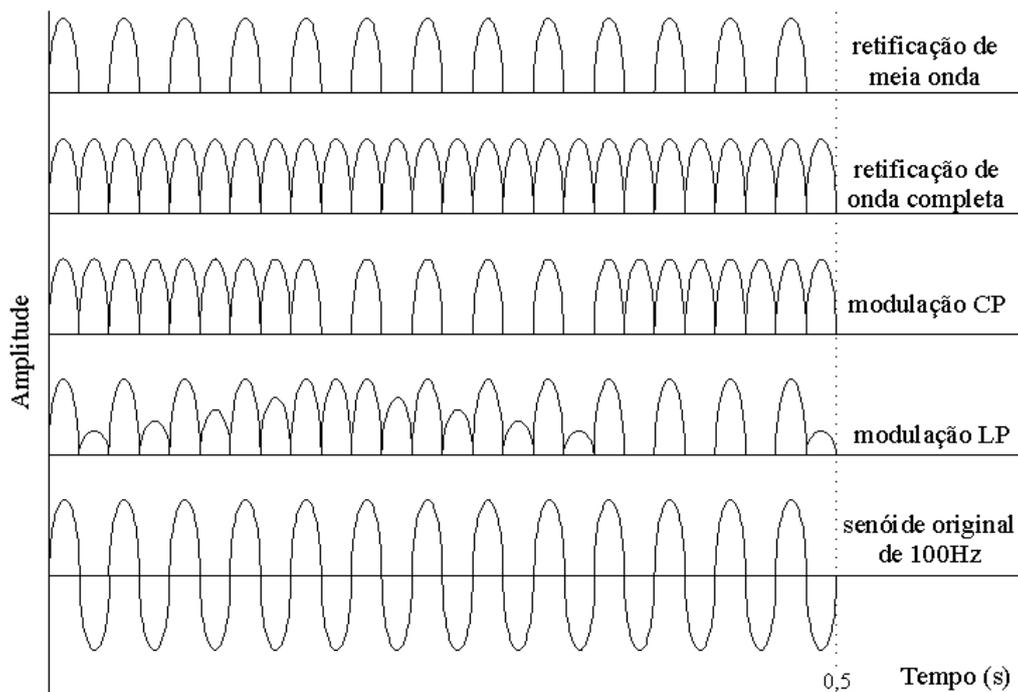


Figura 2.5: Exemplos de formas de ondas das correntes diadinâmicas
(adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

Nas correntes diadinâmicas encontramos basicamente os mesmos problemas observados nas correntes farádicas. O tempo de duração das fases, na ordem de milissegundos, a circulação da corrente em apenas um sentido, característica das correntes monofásicas e o pequeno intervalo entre pulsos, desprovido da modulação interrupta. Estes aparelhos podem ser usados em várias aplicações e tratamentos, mas vem tornando-se obsoletos, porque em todos os casos, podem ser substituídos, com conforto consideravelmente maior, pelos modernos aparelhos TENS.

2.1.3.2 Estimuladores TENS (transcutaneous electrical nerve stimulators) e NMES (neuromuscular electrical stimulators)

A maioria dos estimuladores elétricos existentes enquadra-se na categoria de estimuladores TENS, porque utilizam eletrodos transcutâneos, que são aqueles fixados em cima da pele, e os nervos são excitados durante a estimulação. Porém, muitos fisioterapeutas, pelo fato de desconhecerem a teoria ou para facilitar o entendimento na rotina de trabalho, utilizam este termo para se referirem a equipamentos específicos, os diferenciando dos outros aparelhos TENS. Alguns profissionais chamam de TENS somente os aparelhos pequenos e alimentados à bateria. Outros só consideram TENS aqueles estimuladores utilizados na redução da dor (MANNHEIMER & LAMPE, 1984 apud NELSON *et al.*, 1999). Esta confusão é

encontrada também nos livros. ROBINSON & SNYDER-MACKLER (2001) adotam uma definição completamente diferente, assim, para finalizar esta confusão, a forma de onda da corrente de estimulação, o tipo de alimentação ou o tamanho físico do aparelho, não interferem na definição de que um estimulador pode ser considerado TENS ou não. Os fatores determinantes são: onde a corrente de estimulação é aplicada e se nervos são estimulados por esta corrente.

Os estimuladores TENS, utilizados para treinamentos neuromusculares, recebem uma categorização especial, chamada NMES (*neuromuscular electrical stimulators*). Estes aparelhos geralmente são mais potentes que as demais unidades TENS, onde podem atingir picos de amplitude de corrente de estimulação de 100 a 150mA e as cargas de fase chegam de 25 a 45 μ C, contra um máximo de 100mA e 18 μ C dos aparelhos TENS de redução de dor.

2.1.3.2.1 Estimuladores de corrente de interferência (*interferencial current* - IFC)

Surgida na Europa em meados de 1950, a corrente de interferência é formada pela junção da saída de dois circuitos osciladores, cada um com a corrente alternada de estimulação variando em uma determinada freqüência. Esta interferência resulta em uma onda que oscila em uma freqüência igual à diferença das duas freqüências originais e possui uma envoltória na chamada freqüência de batimento. Esta onda resultante ficou conhecida pelo próprio nome de batimento e pode ser definida como um trem de pulsos polifásicos de amplitude variada, ou seja, cada batimento possui alguns períodos (fases) de senóide e a amplitude de cada fase varia de acordo com amplitude da envoltória (batimento) (Figura 2.6). Este fenômeno originou o termo conhecido por corrente alternada modulada em amplitude (*amplitude-modulate AC*) (ALON, 1992 apud NELSON *et al.*, 1999).

Estudos clínicos realizados em vários diferentes tratamentos, utilizando-se estimuladores de corrente de interferência, falharam na tentativa de encontrar vantagens clínicas para o uso destes estimuladores (TAYLOR *et al.*, 1987 apud NELSON *et al.*, 1999). Estes fatos científicos contradizem a maioria dos apelos comerciais que acompanham cada um destes aparelhos. Os produtores e comerciantes dos aparelhos estão mais preocupados em vender seus produtos, do que com os resultados, satisfatórios ou não, que estes irão proporcionar nos pacientes.

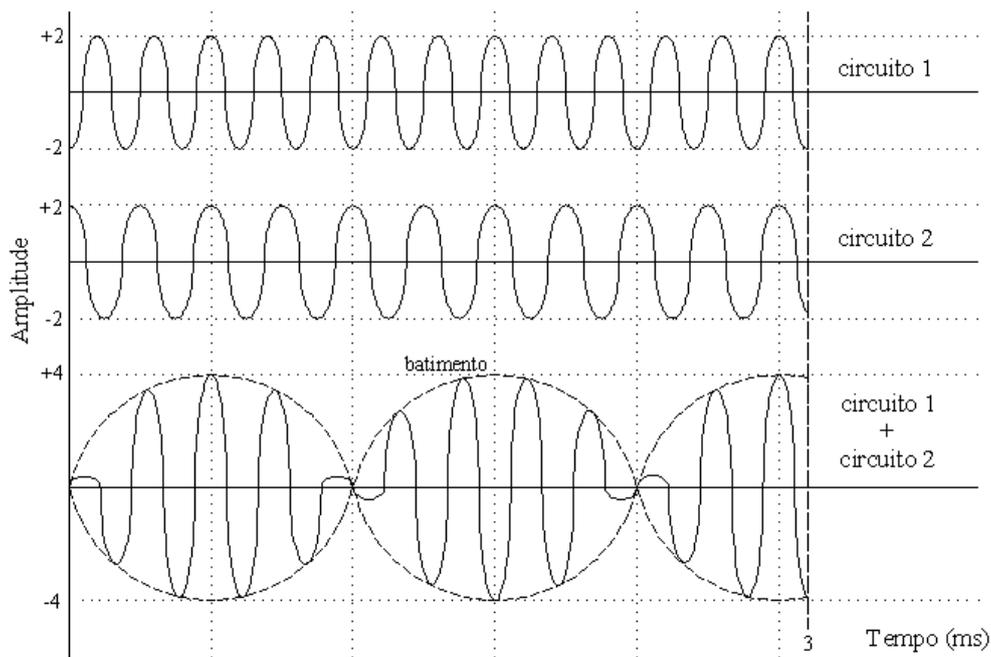


Figura 2.6: Formação da corrente de interferência (adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

2.1.3.2.2 Estimuladores do tipo corrente russa (*russian current*)

A *russian current* é definida com uma senóide não intermitente de 2500 a 5000Hz, modulada com 50 salvas por segundo, com intervalo entre salvas de 10ms. Sendo cada salva, na verdade um pulso polifásico (ALON, 1992 apud NELSON *et al.*, 1999), podemos considerá-la como sendo uma corrente de pulsos senoidais, com frequência de 50 pps. Na perspectiva eletrônica, estas características definem a corrente AC modulada por tempo, discutida anteriormente (WARD, 1980 apud NELSON *et al.*, 1999).

As aplicações, limitações e os resultados clínicos proporcionados pelos estimuladores de *russian current* são similares aos dos estimuladores de corrente de interferência, sendo portanto, estes dois aparelhos diferentes apenas internamente e na nomenclatura, porque clinicamente são bastante semelhantes.

2.1.3.2.3 Estimuladores de alta voltagem (*high-voltage stimulators*)

Os estimuladores de alta voltagem, também conhecidos como estimuladores de corrente pulsada de alta voltagem (HVPC), possuem corrente com forma de onda formada por dois picos iguais de corrente, chamado de picos gêmeos (*twin-peak*) (Figura 2.7). A utilização destes picos gêmeos não é requerida para a obtenção das respostas fisiológicas desejadas e provavelmente, um pico apenas proporcionaria os

mesmos resultados (KANTOR, 1994 apud NELSON *et al.*, 1999). Estes picos tem duração de fase muito pequenas, variando de 5 a 20 μ s e para causarem excitação dos nervos periféricos necessitam de um pico de amplitude de corrente extremamente alto, chegando a 2000 ou 2500mA. Conseqüentemente, faz-se necessária uma voltagem também alta para gerar estes picos de corrente, daí o nome dado a estes estimuladores. O intervalo entre pulsos existente na forma de onda da corrente também é muito grande, fazendo com que o valor RMS_A da corrente e carga de fase sejam bastante reduzidos, com seus valores variando entre 1,2 a 1,5mA e 12 a 14 μ C, respectivamente. Estes valores tornam este estimulador um dos mais fracos encontrados no mercado, mostrando uma contradição no nome, que traz a impressão de ser um estimulador forte.

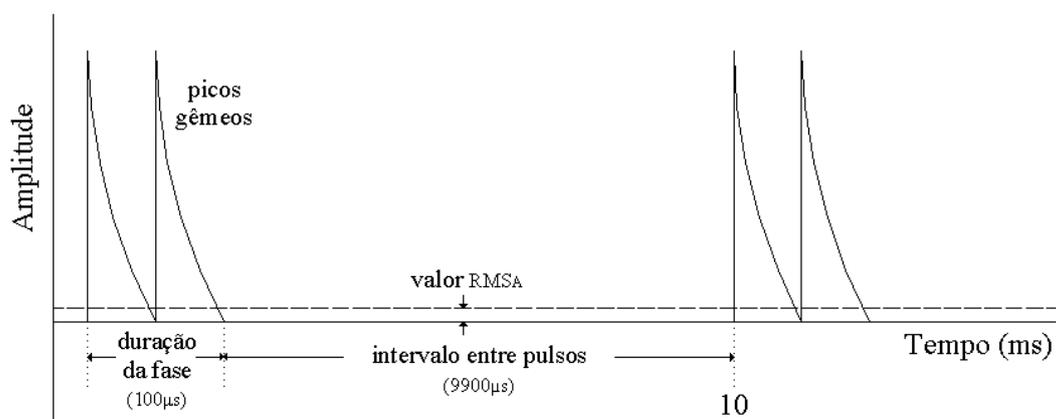


Figura 2.7: Forma de onda das correntes de alta voltagem (adaptada de: NELSON *et al.*, 1999)

A combinação de pulsos curtos e picos de corrente altos resulta em uma estimulação relativamente confortável e permite a diferenciação das respostas provenientes de cada tipo de fibras nervosas: sensoras, motoras e condutoras de sensação de dor (ALON & DEDOMENICO, 1987 apud NELSON *et al.*, 1999). Os estimuladores de alta voltagem não são específicos para nenhuma aplicação, mas são muito utilizados por sua versatilidade, podendo ser empregados em vários tipos de tratamentos. Por serem “fracos”, não são apropriados para estimulação de grandes grupos musculares (ALON, 1985 apud NELSON *et al.*, 1999) e tratamentos afins. Também proporcionam uma estimulação menos confortável que os aparelhos do tipo russian current, corrente de interferência ou pulsada bifásica simétrica (BAKER & BOWMAN, 1988 apud NELSON *et al.*, 1999).

2.1.3.2.4 Estimuladores subliminares (*subliminal stimulation*)

Também chamados de TES subsensores ou microcorrentes (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001), os estimuladores subliminares formam uma classe relativamente recente dentro dos estimuladores de corrente pulsada. Esta nova classe foi criada pela diferença fundamental de que, pelo fato da corrente de estimulação possuir pico de amplitude e valor RMS_A bastante reduzidos, estes estimuladores não causam excitação nos nervos periféricos, por isso o termo estimulação subliminar ou não perceptível. Existem várias hipóteses sobre as respostas fisiológicas proporcionadas por estas pequenas correntes de estimulação e como não existe sensação durante esta estimulação, torna-se necessário o experimento através de placebos.

2.1.3.3 Estimuladores Transcranianos (*transcranial electrical stimulation – TCES*)

A estimulação elétrica transcraniana é feita aplicando-se eletrodos de superfície em dois lados opostos da cabeça. A corrente utilizada na estimulação transcraniana é pulsada modulada em salvas ou alternada não intermitente, porém com a severa restrição de não ultrapassarem 4mA de pico de corrente, para não causar danos cerebrais e, normalmente, a frequência utilizada varia de 5 a 100Hz.

A corrente de estimulação pode atingir o sistema nervoso central diretamente, produzindo potenciais elétricos da ordem milivolts (mV), que são suficientes para alterar a excitação dos nervos do cérebro, podendo modificar a quantidade de neurotransmissores, neuromoduladores e neurohormônios (TAYLOR *et al.*, 1989 apud NELSON *et al.*, 1999).

Vários benefícios clínicos da estimulação transcraniana foram reportados, como em tratamentos de dor de cabeça (SOLOMON & GUGLIELMO, 1985 apud NELSON *et al.*, 1999), ansiedade e insônia (PHILIP *et al.*, 1991 apud NELSON *et al.*, 1999), disfunções cerebrais associados ao uso de álcool ou drogas e até estresse.

2.1.3.4 Estimuladores de Ponto

Os estimuladores de ponto são utilizados em acupuntura fornecendo uma estimulação de nível intenso. Possui um eletrodo de superfície e um eletrodo de caneta para aplicação nos pontos de acupuntura. Inclui também um detector de ponto, que analisa a condutância de pele para identificação dos pontos com baixa resistência (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

2.1.4 Eletrodos

(ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Os eletrodos são constituídos de materiais condutores e servem de interface entre o estimulador elétrico e o tecido biológico. Os eletrodos podem ser implantados no organismo do paciente para a estimulação direta de tecidos musculares ou nervos periféricos, sendo chamados de eletrodos invasivos ou podem ser utilizados na superfície da pele, os chamados eletrodos de superfície. Estes últimos receberão maior atenção porque serão utilizados nos futuros experimentos comprovativos do correto funcionamento do estimulador desenvolvido.

O material, o tamanho, a forma e o posicionamento dos eletrodos são importantes para um resultado clínico satisfatório. Um eletrodo de superfície de qualidade não garantirá uma boa estimulação elétrica. Todos os fatores devem ser levados em conta com a mesma importância. Os eletrodos de superfície podem ser fabricados com silício, polímero ou outro material condutor, como aço inoxidável ou alumínio (Figura 2.8).

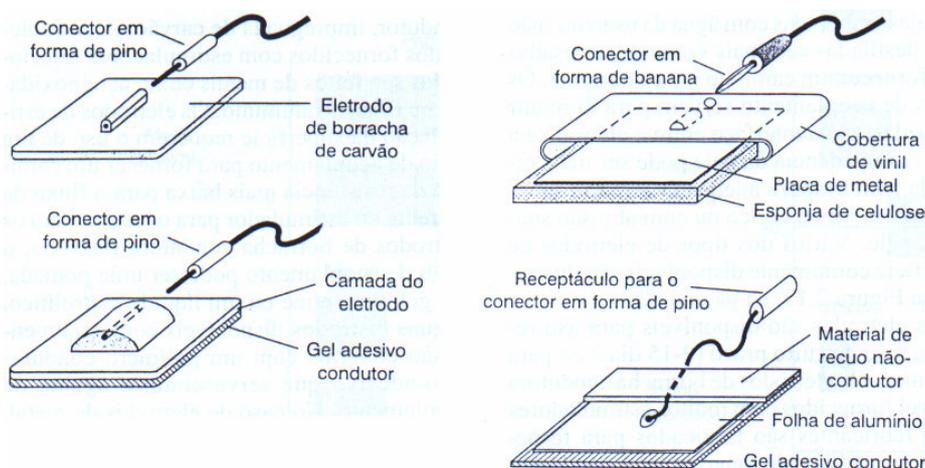


Figura 2.8: Exemplos de eletrodos de superfície (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Na utilização dos eletrodos de superfície torna-se necessária a aplicação de materiais que garantam o acoplamento deste com a pele, evitando grandes variações na impedância entre os meios e gel condutor, solução eletrolítica ou esponja embebida com água podem ser utilizados para este fim. Em tratamento de FES, esta característica é agravada pela inevitável movimentação do músculo, onde encontra-se o eletrodo.

O estado de conservação dos eletrodos deve sempre ser verificado antes de qualquer tratamento e os prazos específicos de utilização dos mesmos, respeitados.

Eletrodos descartáveis somente podem ser utilizados em um único paciente e por períodos curtos e os eletrodos de longo prazo devem receber uma manutenção adequada, atentando-se para a limpeza após o uso e o correto armazenamento para evitar dobras na superfície condutora e no próprio cabo do eletrodo. A intensidade da estimulação elétrica é mensurada pela densidade de corrente entregue ao paciente através do eletrodo e esta é calculada como razão da amplitude da corrente de estimulação pela área do eletrodo de superfície. Assim, a área torna-se um parâmetro bastante importante na escolha do eletrodo correto para determinada aplicação, sendo incluídos nesta análise o tamanho e forma do eletrodo. Um eletrodo mal escolhido, ou projetado, pode estimular tecidos musculares indesejáveis no tratamento.

A localização do eletrodo é decisiva em um tratamento. Portanto, o registro adequado desta localização é estritamente necessário e normalmente é feito medindo-se as distâncias da linha média do eletrodo para pontos específicos na estrutura muscular. Três termos designam a orientação dos eletrodos (Figura 2.9): monopolar, em que apenas o eletrodo de estimulação (E) é posicionado no músculo alvo da estimulação e o de referência (R), normalmente de maior área, é posicionado longe da musculatura alvo; bipolar, em que os dois eletrodos são posicionados no músculo alvo e quadripolar, em que quatro eletrodos de dois canais de saída são alocados no músculo alvo principal, sendo que as correntes dos diferentes canais podem se interferir ou não.

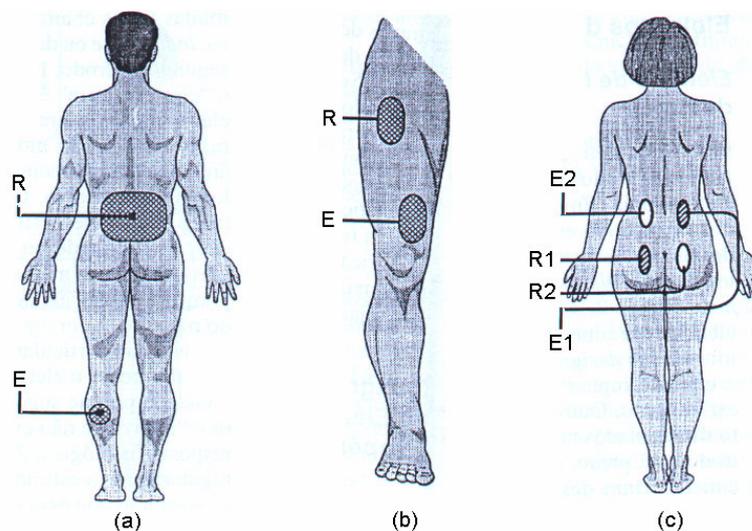


Figura 2.9: Orientação dos eletrodos (a) monopolar (b) bipolar (c) quadripolar
(adaptada de: ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

2.2 Fundamentos fisiológicos

A estimulação elétrica visa ativar eletricamente tecidos excitáveis, como os músculos e os nervos, assim torna-se necessário o entendimento da fisiologia destes tecidos. Para uma melhor compreensão, iniciaremos com o entendimento da célula excitável, o neurônio (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

2.2.1 O neurônio

O neurônio é constituído de um corpo celular, onde se localiza o núcleo celular e dentritos, e axônios, que fazem a ligação do neurônio com outras células. Os axônios são mais longos e conectam os corpos celulares dos neurônios a todas as extremidades do organismo. O nervo é um conjunto de axônios de neurônios e as fibras são axônios com os mesmos destino e origem (BEAR et al, 2002).

2.2.1.1 Potencial de Repouso da Membrana e Potencial de Ação (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Proteínas existentes na membrana das células musculares e nervosas, chamadas de bombas de sódio-potássio, mantêm o potencial de repouso da membrana negativo. Assim, existe uma diferença de potencial entre o meio extracelular e intracelular destas células, que no músculo é aproximadamente -90mV e nos nervos periféricos é -75mV. Estas células são as únicas que possuem a capacidade de propagar potenciais de ação, que são gerados por estímulos químicos, elétricos, térmicos ou mecânicos. Estes potenciais iniciam-se com uma rápida alteração na permeabilidade da membrana para os íons sódio (Na^+) e potássio (K^+), que provocam primeiramente a migração de íons Na^+ para dentro da célula (despolarização) e logo após, íons K^+ migram para fora da célula (repolarização). Ocorre uma hiperpolarização devido à saída excessiva de K^+ e o potencial volta ao repouso pela ação pelas bombas de sódio-potássio (Figura 2.10). O potencial de ação é gerado somente se a despolarização produzida pelo estímulo atingir um potencial limiar, normalmente de -40mV, e uma vez gerado, o potencial de ação possui sempre a mesma forma, com duração aproximada de 1ms. Durante este período, a membrana apresenta-se em um período absolutamente ou relativamente inexcitável, sendo este último caracterizado pela possibilidade de gerar-se um novo potencial de ação por um estímulo de grande intensidade (período refratário relativo). Devido a estes períodos, a máxima frequência em que se pode ocorrer potenciais de ação é de 1kHz.

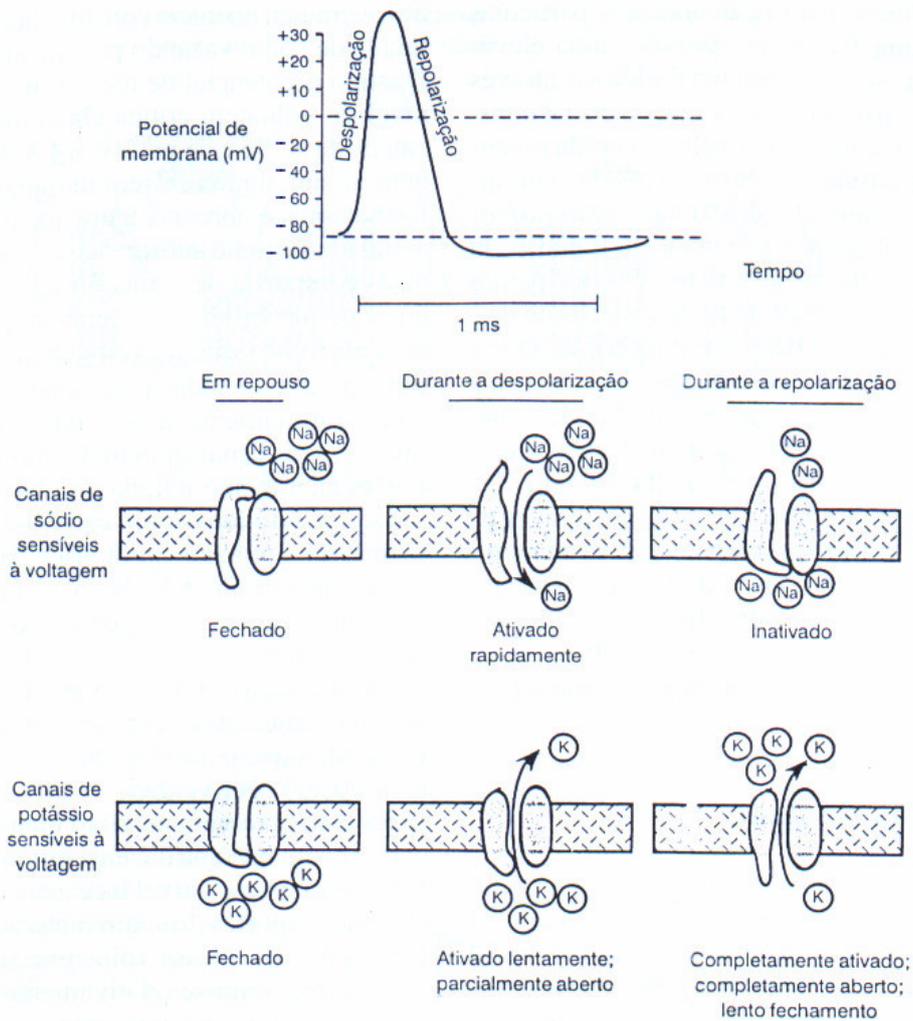


Figura 2.10: O mecanismo de geração do potencial de ação
(ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

O fenômeno descrito ocorre em seqüência por toda a extensão da membrana excitável, assim o potencial de ação se propaga através do neurônio ou do músculo. A velocidade de propagação destes potenciais de ação depende da estrutura física da célula excitável, aumentando com o diâmetro do neurônio. Existem neurônios que são envolvidos por um material isolante, chamado mielina, que permite fluxo de íons apenas em pontos específicos (nodos de Ranvier) onde a bainha de mielina é interrompida, permitindo o contato entre os meios intra e extracelular. A propagação dos potenciais de ação por neurônios mielinizados é mais rápida, apresenta menos perda de energia durante a propagação e é conhecida como condução saltatória, devido ao fato de que somente há fluxo de íons nos nodos de Ranvier, equidistantemente distribuídos pela membrana.

2.2.2 Os nervos periféricos

(ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Os nervos periféricos conectam as extremidades e tronco com a medula espinhal. A maioria dos nervos periféricos são chamados mistos, porque contêm fibras nervosas (axônios) dos três tipos: motoneurônio, neurônios sensitivos de primeira ordem e neurônios autônomos (Figura 2.11). Os chamados nervos sensitivos possuem quase todos os axônios oriundos de células sensitivas e nenhum nervo periférico é formado por apenas fibras motoras ou autônomas. Os motoneurônios e neurônios autônomos transmitem, através de potenciais de ação, a informação da medula espinhal para a periferia, enquanto que os neurônios sensitivos enviam informações sensitivas da periferia para a medula, que são retransmitidos para o encéfalo. O sentido natural de propagação dos potenciais de ação através dos nervos é chamado ortodrômico e o sentido oposto, antidrômico.

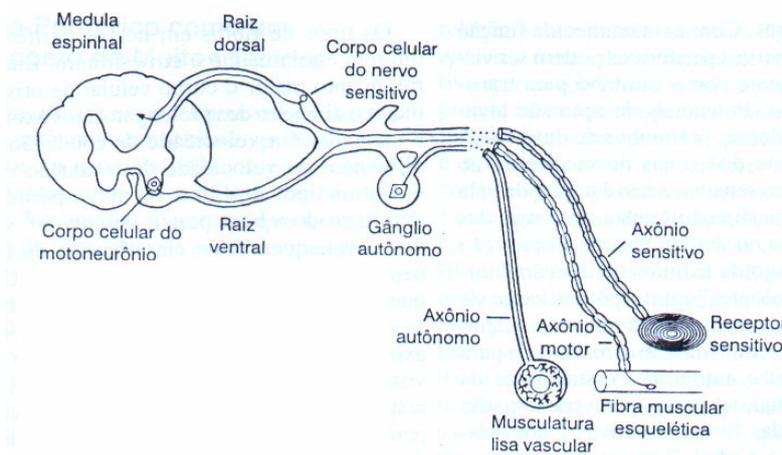


Figura 2.11: O nervo periférico (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Além das fibras nervosas, os nervos periféricos apresentam outros tecidos em suas formação. As células de Schwann aumentam a velocidade de transmissão, o tecido conectivo faz o isolamento das fibras nervosas, permitindo a propagação individual da informação em cada fibra e vasos sanguíneos nutrem as células que compõem o nervo.

2.2.3 O músculo

Os músculos podem ser divididos em: liso (reveste o tubo digestivo e as artérias) e estriado, que é subdividido em cardíaco (que constitui o coração) e o esquelético (que forma a maior parte da massa muscular do corpo) (BEAR et al,

2002). Enfocaremos nosso estudo nos músculos estriados esqueléticos, que formam a musculatura onde é aplicada a estimulação elétrica.

O principal componente do músculo estriado esquelético (Figura 2.12a) é a fibra muscular (Figura 2.12c). Cilíndricas e com células alongadas, as fibras possuem alguns centímetros de comprimento. Feixes de proteínas, chamados miofibrilas (Figura 2.12d), ocupam a maior parte das células musculares. Os miofilamentos são sistemas de proteínas contráteis que encontram-se arranjados nas miofibrilas, alternando entre miofilamentos finos e grossos, em padrão repetitivo. Este padrão é chamado de sarcômero (Figura 2.12e) e estende-se entre estruturas chamadas linhas Z. Os miofilamentos grossos encontram-se no centro do sarcômero e os finos estendem-se da linha Z para o centro. Nos miofilamentos grossos estão as proteínas contráteis miosina e nos finos, a actina. Outras duas proteínas são encontradas nos filamentos finos: a troponina, que através da ligação com moléculas de Ca^{2+} livre controla a posição da tropomiosina, proteína que interfere na interação entre a miosina e actina.

Em estudos das características estruturais dos músculos, a fibra muscular recebe maior enfoque, porém existem outros tecidos dentro do músculo que são muitas vezes omitidos, mas que tem grande influência na força de contração. Os tecidos conectivos que envolvem o músculo e as fibras são importantes para a resistência à distensão e alterações estruturais deste tecido interferem dramaticamente na força produzida pelo músculo esquelético. A vascularidade também tem grande importância, porque sem o suprimento vascular eficiente, o músculo perde a habilidade de sustentar a contração. E o tecido nervoso atua no músculo não somente ativando a fibra para iniciar uma contração muscular. Nervos no próprio músculo, na junção músculo-tendão, nos vasos sanguíneos e terminações nervosas livres são utilizados para informação sensorial de comprimento do músculo, tensão na junção e controle da circulação no músculo. Sem estas informações, a musculatura não poderia controlar a postura e o movimento (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

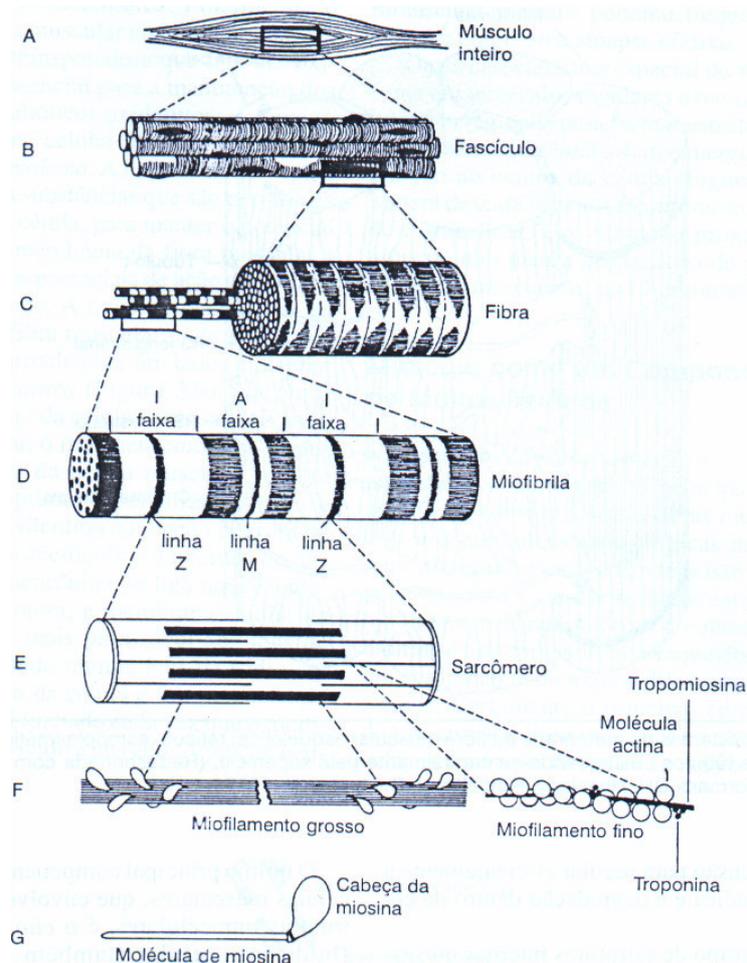


Figura 2.12: Os componentes do músculo (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

2.2.3.1 A contração muscular

Os neurônios motores inferiores são divididos em: alfa, que são responsáveis pela geração de força muscular, e gama, que controlam o limiar de contração. A contração muscular inicia-se quando um potencial de ação no neurônio motor alfa provoca a liberação do neurotransmissor acetilcolina na junção neuromuscular, que liga-se a receptores colinérgicos nicotínicos, produzindo um potencial excitatório pós-sináptico (PEPS) na membrana da fibra muscular, mais especificamente na chamada placa motora. Este PEPS provoca a abertura dos canais de sódio dependentes de voltagem e um potencial de ação é gerado na fibra muscular, causando a liberação de Ca^{2+} por estruturas armazenadoras, chamadas retículos sarcoplasmáticos.

A ligação entre as proteínas miosina e actina provoca a contração muscular e no repouso, o local de ligação encontra-se coberto pela proteína tropomiosina. O Ca^{2+} se une a troponina, que remove a tropomiosina permitindo a ligação entre miosina e

actina, que provoca uma alteração na forma da molécula de miosina, fazendo um movimento de rotação (Figura 2.13). Este processo é repetido fazendo com que o filamento grosso desloque-se em relação ao fino. O relaxamento do músculo ocorre quando a molécula de Ca^{2+} volta ao retículo sarcoplasmático e a tropomiosina volta ao local de ligação da miosina e actina (BEAR et al, 2002).

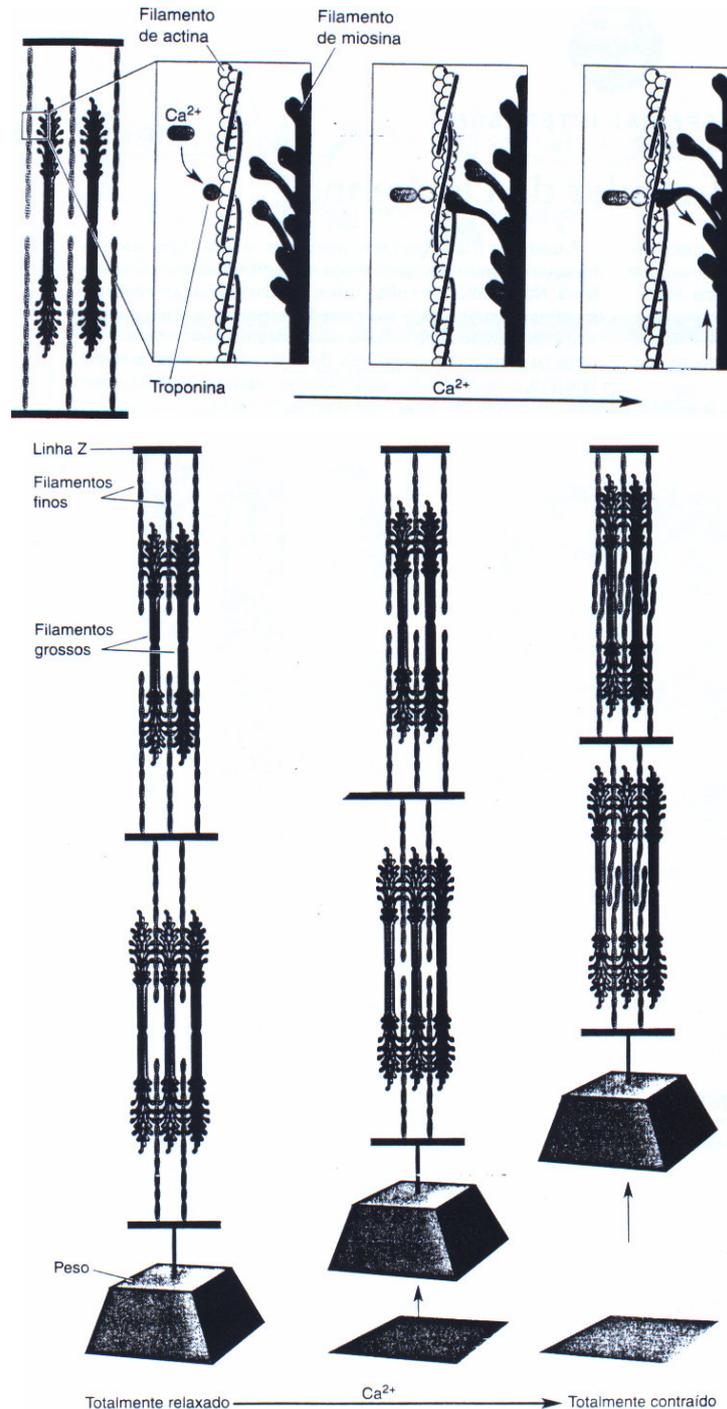


Figura 2.13: O mecanismo da contração muscular (BEAR et al, 2002)

A força de contração isométrica prevista para um segmento muscular ativado por um potencial de ação não coincide com esta mesma força isométrica medida em

experimentos. Este fato é atribuído à força elástica exercida pelos tecidos conectivos, a membrana celular e o retículo sarcoplasmático, constituintes do segmento muscular. A força de contração é atrasada e atenuada por estes componentes elásticos, porque parte da força é utilizada para estirar os componentes elásticos. O gráfico da força de contração pelo tempo apresenta um período de subida, enquanto as fibras estão enchendo-se de íons Ca^{2+} livres e um decaimento, período correspondente ao retorno dos íons Ca^{2+} para o retículo sarcoplasmático. Quando a placa motora recebe um trem de potenciais de ação, os componentes elásticos podem não ter tempo suficiente para voltarem ao estado relaxado e neste caso, o próximo potencial de ação precisará de menos força para distendê-los, aumentando a força destinada a contração das fibras musculares (Figura 2.14a). Cada potencial de ação libera uma certa quantidade de íons Ca^{2+} na fibra muscular e o acúmulo destes íons provoca um aumento e uma rápida resposta na força de contração isométrica (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

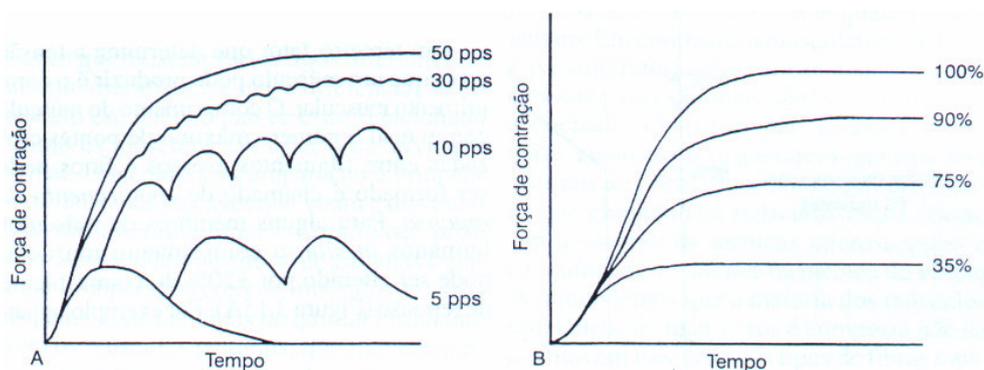


Figura 2.14: A força de contração (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)
(percentagens referentes ao número de fibras ativadas do total de fibras do músculo)

Freqüências de ativação mais altas aumentam a força isométrica e diminuem as oscilações na força de contração, tornando-a progressivamente uniforme (Figura 2.14a). Contrações fortes e uniformes, causadas por ativação em freqüência maior que 30Hz é chamada de tetânicas fundidas e são ótimos indicadores da capacidade muscular. A força de contração também aumenta com o número de fibras ativadas (Figura 2.14b).

O comprimento do músculo também influencia na força de contração. O comprimento de repouso é definido como o comprimento do músculo quando este apresenta o número máximo de pontes cruzadas de actina e miosina que podem ser formadas, ou seja, maior força. O comprimento do músculo pode variar em até 20% do comprimento de repouso, sendo que em até 10% de modificação, a força de contração mantém-se no valor máximo (Figura 2.15a). A velocidade de encurtamento ou

alongamento do músculo, medida em graus por segundo, influencia no valor mensurado da força, que também é afetada pelo sentido do movimento (concêntrico ou excêntrico). A força é máxima na contração isométrica, quando a velocidade é zero (Figura 2.15b).

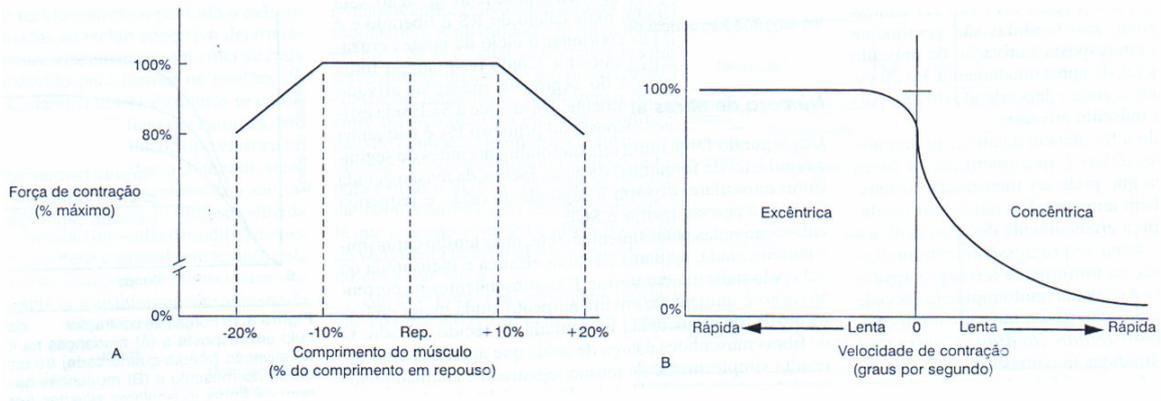


Figura 2.15: Fatores que influenciam a força de contração (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Os músculos são compostos por três tipos de fibras musculares: IIA, IIB e I, que apresentam características diferentes, como a velocidade de contração, sendo as rápidas do grupo II e lentas as do grupo I. Assim, músculos requisitados para produzir força moderada por longos intervalos de tempo, apresentam maior número de fibras lentas resistentes à fadiga. Por conseguinte, músculos que exercem mais força são constituídos em sua maioria por fibras rápidas (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

2.2.3.2 A unidade motora

Um motoneurônio inerva várias fibras musculares e este conjunto é chamado de unidade motora. O número de fibras em uma unidade motora é de 200 a 300 fibras nos músculos da mão e chega a 1000 nos grandes músculos da perna. A ativação voluntária das unidades motoras é controlada pelo sistema nervoso central (SNC), que recruta um número suficiente de unidades motoras para proporcionar a força exigida. A ordem deste recrutamento, chamada de princípio do tamanho, é definida pelo tamanho do corpo celular do motoneurônio, porque os menores, constituídos de fibras lentas, necessitam de menos neurotransmissores para a geração do potencial de ação, sendo então ativados primeiro.

A taxa de codificação representa outro método para aumentar a força de contração pelo aumento da frequência de ativação das unidades motoras já

recrutadas. Acredita-se que este método é mais utilizado nos músculos da mão, por exemplo, que necessitam de um controle fino no movimento, sendo o recrutamento adicional de unidades motoras, o método mais utilizado em musculaturas maiores, como a das pernas (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001).

2.2.4 A estimulação elétrica

(ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

A corrente iônica induzida no organismo devido à diferença de potencial nos eletrodos circula pelo meio extracelular e eventualmente passam pela membrana do nervo (Figura 2.16a). Se esta corrente for grande o suficiente, em amplitude e duração, para causar uma despolarização acima do limiar transmembrana crítico de -40mV, um potencial de ação é gerado no nervo (Figura 2.16b). Este potencial é idêntico ao gerado naturalmente pelo SNC, porém é propagado em ambos os sentidos, ortodrômico (natural) e antidrômico.

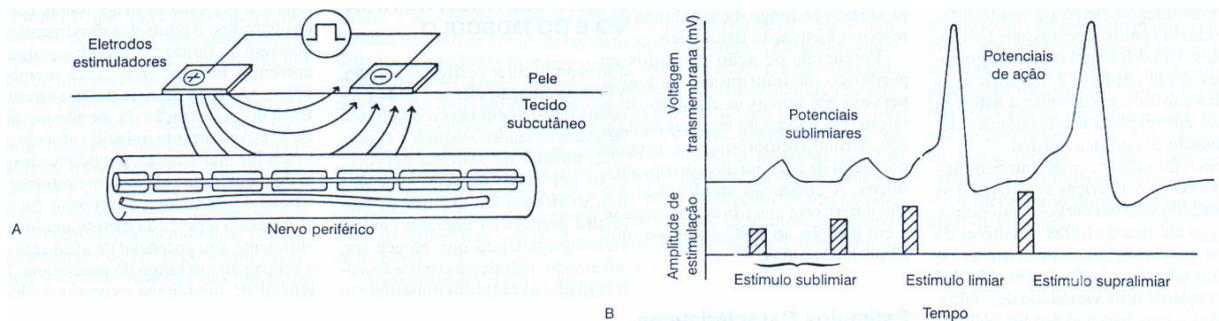


Figura 2.16: A geração do potencial de ação pela corrente de estimulação (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

A intensidade da estimulação é proporcional à amplitude e duração do pulso de estimulação. Cada tipo de fibra nervosa tem um nível mínimo de intensidade capaz de produzir potenciais de ação e os nervos periféricos possuem limites inferiores aos níveis mínimos para ativação de músculos desnervados (Figura 2.17). Assim, o processo pelo qual aumenta-se a amplitude da estimulação gradualmente para aumentar o número de fibras ativadas é chamado de recrutamento de fibra. Para ativar o nervo motor isoladamente, o recrutamento inicia-se pelas fibras de grande diâmetro, ativando-se as fibras rápidas e depois as lentas, que é o oposto ao padrão fisiológico natural de ativação.

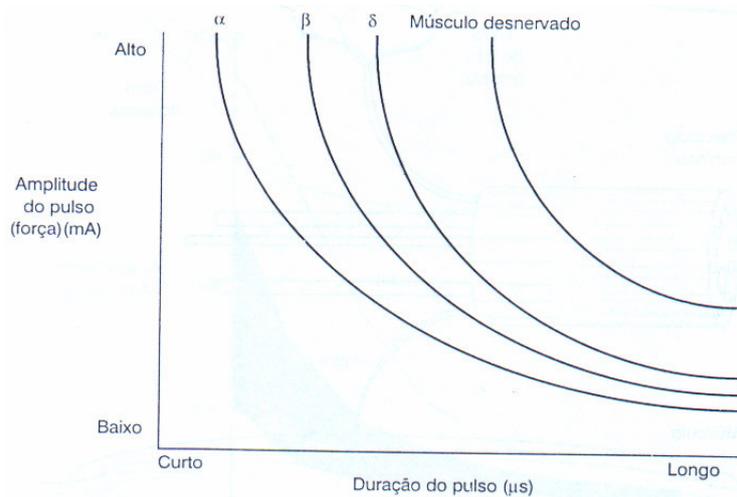


Figura 2.17: Gráfico amplitude-duração da força de contração (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Na estimulação elétrica, existe ainda o efeito do posicionamento do eletrodo, que ativará primeiramente os tecidos excitáveis mais próximos dos eletrodos. Por isso, torna-se importante o posicionamento dos eletrodos o mais próximo possível do tecido que se quer ativar.

Aumentando gradualmente a intensidade da estimulação, primeiramente produz-se uma resposta sensitiva, reportada como uma alfinetada ou pancada, que geralmente não é incômoda. Com frequências maiores que 15Hz e o nível de estímulo mantido constante, observa-se após um tempo, um fenômeno chamado adaptação, em que perde-se a habilidade de sentir a estimulação elétrica. Continuando a aumentar a intensidade, a resposta sensitiva aumenta e atingindo-se o limiar de excitação dos motoneurônios, uma resposta motora é produzida. Quanto maior o número de fibras motoras ativadas, maior a força de contração e uma vez excedido o limiar motor, um incremento pequeno na intensidade provoca grandes incrementos na força de contração (Figura 2.18). Continuando a incrementar a intensidade, o nível nocivo de estimulação é atingido quando as fibras responsáveis pela sensação de dor são atingidas.

A frequência de estimulação provoca o mesmo efeito descrito na ativação natural. Com frequências entre 1 e 5Hz, observa-se apenas espasmos no músculo. Aumentando a frequência, as contrações começam a fundir-se e entre 25 e 30Hz ocorrem contrações tetânicas fundidas, que aumentam bastante a força de contração.

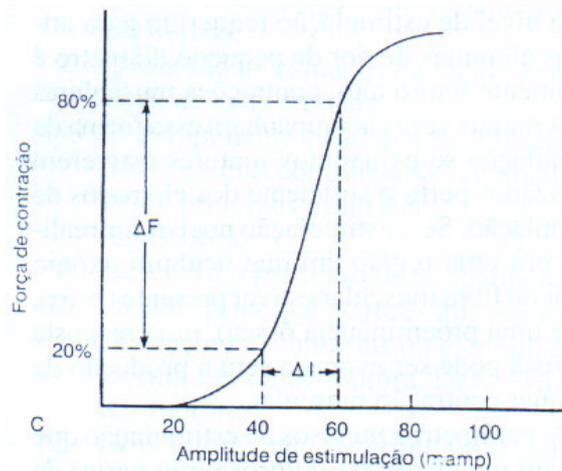


Figura 2.18: Relação da amplitude com a força de contração (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

A contração muscular provocada pela estimulação elétrica é muito diferente daquela produzida pelos mecanismos fisiológicos normais. Outra diferença identificada entre a ativação natural e pela estimulação elétrica é que as fibras são ativadas sempre no mesmo instante de tempo na estimulação elétrica, enquanto que o SNC pode controlar cada fibra separadamente. Apesar das diferenças, a estimulação elétrica pode ser utilizada clinicamente para ativação motora, com contração isométrica, ativando-se simultaneamente os músculos antagonistas de uma articulação e isotônica, como a dorsiflexão do tornozelo para auxiliar no movimento oscilatório durante a marcha.

A estimulação por um trem de pulsos contínuo rapidamente provoca fadiga muscular. Por isso, normalmente é inserido no trem de pulsos, intervalos sem estimulação, chamados “off time”, em oposição aos intervalos com estimulação chamados “on time”.

2.3 Características dos Estimuladores Elétricos Comerciais

As características dos estimuladores elétricos musculares existentes atualmente no mercado mundial foram pesquisadas para obtenção de parâmetros comparativos do estimulador a ser desenvolvido. A possibilidade de programação de perfis temporais para variação dos principais parâmetros da corrente (ou voltagem) de estimulação foi investigada nos aparelhos encontrados. Porém, cabe ressaltar que a grande maioria dos estimuladores elétricos pesquisados possui ajuste manual destes parâmetros. Assim, a pesquisa tornou-se bastante trabalhosa, pela dificuldade de filtrar dentre os estimuladores existentes, quais seriam programáveis e ainda, quando

encontrado um estimulador que se adequasse aos requisitos, a dificuldade era conseguir informações técnicas sobre o aparelho.

2.3.1 Estimuladores no mercado mundial

O microestimulador *Bion*® é produzido pela *Alfred Mann Foundation*. Este estimulador utiliza eletrodos implantáveis com transmissão da alimentação e dos comandos da estimulação por acoplamento magnético, sendo capaz de controlar 255 eletrodos implantados. Utiliza corrente constante com a duração, amplitude e frequência dos pulsos bifásicos assimétricos programáveis (ALFRED MANN FOUNDATION).

O *300 PV focus*®, produzido pela *EMPI* possui programas pré-determinados e ajustes manuais dos parâmetros, como frequência, amplitude, *on-time/off-time*, *duty-cycle*. Cada programa foi desenvolvido para uma aplicação específica e não foi encontrado nenhum programa para FES (EMPI).

O *Complex 2*® (COMPEX) é um estimulador de corrente retangular ou triangular, bifásica e simétrica, com intervalo entre as fases (intrapulso). A excursão de amplitude é de 0 a 100mA, frequência de 1 a 200Hz e duração dos pulsos de 15 a 999µs. Um cartão é utilizado para memorização de padrões de estimulação pré-programados, desenvolvidos por médicos da empresa, em que cada padrão é específico para um determinado tipo de tratamento. Um software DOS compatível permite que o usuário programe seus próprios perfis de variação de todos os parâmetros da estimulação e as informações são enviadas ao cartão por interface RS-232. O proprietário recebe um CD com programa de treinamento, ensinando o programa de estimulação apropriado para cada atividade, quais músculos devem ser estimulados e duração e frequência das sessões. Possui quatro canais de estimulação, com botões “+” e “-” para controle da intensidade e uma tela de opções, em que a inserção do cartão define automaticamente a configuração das informações apresentadas, podendo-se selecionar o idioma em que estas informações aparecem na tela. O estimulador identifica problemas na conexão dos eletrodos e emite um sinal sonoro. Tal notificação também é reproduzida na tela de opções. Entre os períodos de contração é inserido um período de relaxamento, que reduz a amplitude da estimulação em 50%, padrão este que pode ser desativado pelo usuário. Permite a configuração de estimulação para alternar entre músculos agonistas e antagonistas. Possui um botão de acionamento (“*trigger*”) de um pulso de estimulação, com possibilidade de inserção de rampa de subida neste pulso, utilizado para definição do ponto motor (ponto de maior contração do músculo). Este botão também aciona a

configuração de intensidade mínima, que quando pressionado durante a estimulação, memoriza os valores de intensidade instantâneos. O estimulador mantém na memória as durações dos últimos “tratamentos”. Permite funcionamento em dois modos: automático (estimulação com valores padrão) e manual (permite programação do perfil) e em ambos pode-se escolher entre as formas de onda retangular e triangular, que são aplicadas em todos os canais ativos. O estimulador memoriza as mudanças efetuadas no perfil padrão de estimulação enquanto o estimulador permanecer ligado e no modo “paciente”, o último perfil de estimulação definido pelo terapeuta é utilizado. Possui um modo específico para tratamento de iontoferese em que outros parâmetros são definidos, como área dos eletrodos. Os estimuladores Compex2 fabricados a partir de dezembro de 1995, incorporam um sistema chamado “*biofeedback*”, que capta a diferença de potencial entre os eletrodos de aquisição. Este sistema pode ser usado somente para obtenção do biopotencial, opção que indica apenas quantas vezes o potencial atingiu um limiar definido, ou combinado com a estimulação, mostrando a intensidade deste potencial em um gráfico de barras na tela de opções. O Compex2 é alimentado por bateria recarregável de 7,2V, que tem durabilidade de até 8h, dependendo da intensidade do tratamento (COMPEX).

O *ODFS Dropped Foot Stimulator*® (NDI MEDICAL) é utilizado para estimulação do músculo que controla o movimento de dorsiflexão do calcanhar durante o andar, ou seja, levantar o pé. O estimulador é de voltagem constante, com onda bifásica simétrica ou assimétrica. A frequência é fixa em 40Hz e a amplitude varia de 20 a 100mA e a duração do pulso de 7 a 365µs, podendo ser variadas em conjunto por um botão de intensidade. Uma chave eletrônica é colocada na sola dos pés (dentro do calçado) e eletrodos de superfície são posicionados no nervo peroneal, no músculo tibiar anterior. Este aparato é conectado ao estimulador por cabos, que podem ficar em baixo da roupa. A caixa do estimulador tem o tamanho aproximado de uma caixa de cartas de baralho e é fixado em um cinto preso a cintura (Figura 2.19). Possui um controle de intensidade e um botão de pausa da estimulação, que é pré-programada por um clínico, com perfil específico para cada paciente. Um botão de teste é usado para estimular por um período curto de tempo, para adequação do posicionamento dos eletrodos e intensidade adequada de estimulação. É alimentado por bateria alcalina de 9V, com duração de 2 a 3 semanas de médio uso (NDI MEDICAL).

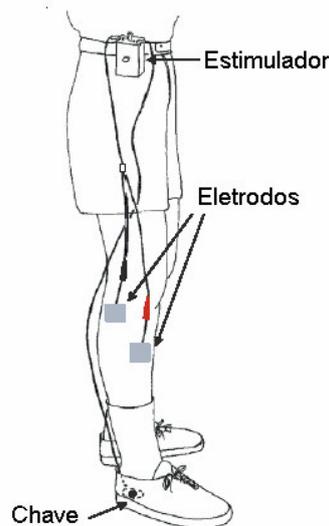


Figura 2.19: Estimulador ODFS® (NDI MEDICAL)

O *Parastep System*® (SIGMEDICS, INC) foi desenvolvido para levantar da cadeira e andar por pequenas distâncias em casa ou trabalho, sendo 478m a distância média. Os pulsos são gerados por um microcontrolador e podem ser ajustados por um painel. O preço do Parastep com quatro canais é de \$11.790 (dólares) e o de seis canais, \$12.780, incluindo no preço o treinamento diário em clínica especializada para o aprendizado e treinamento de utilização do aparelho. Em 2003, o *Centers for Medicare and Medicaid Services* (CMS) efetivou uma cobertura de 80% dos custos para o equipamento Parastep para beneficiários. Os fabricantes afirmam ser o Parastep System o único equipamento para levantar e andar, existente nos EUA com a comercialização aprovada pela *U.S. Food & Drug Administration* (SIGMEDICS, INC).

O *Ness H200 System*® (NESS) é um estimulador para uso nos membros superiores para controle do movimento das mãos. O estimulador é composto de uma unidade controladora e uma prótese que, encaixando-se adequadamente no antebraço do paciente, conecta os vários eletrodos existentes ao longo da prótese à musculatura alvo (Figura 2.20). Existem perfis de estimulação pré-programados e um microcontrolador ativa os eletrodos com o perfil determinado. Botões no estimulador permitem a seleção do modo de operação e intensidade da estimulação (NESS).



Figura 2.20 Estimulador Ness H200® (NESS)

O *Ergys2 Rehabilitation System*® (TAI) utiliza eletrodos de superfície na estimulação dos membros inferiores para produzir movimentos de pedalada em uma bicicleta. O controle das contrações musculares provocadas pela estimulação é feito através de uma realimentação sensorial do equipamento e assim é controlada a resistência dos pedais da bicicleta (Figura 2.21), proporcionando movimentos suaves e coordenados, que aumentam a massa muscular. O estimulador é de corrente constante, possui quatro canais de saída com amplitude de 0 a 140mA, frequência de 30 a 60Hz e duração de 400 a 1000 μ s (TAI).



Figura 2.21: Sistema de reabilitação *Ergys*® (TAI)

2.3.2 Estimuladores Elétricos Nacionais

Nesta pesquisa dos estimuladores elétricos comerciais foi dada ênfase nos estimuladores que proporcionam tratamentos de FES. Porém, dentre os equipamentos nacionais, não foi encontrado nenhum equipamento totalmente programável, ou seja, que permitam a programação de um perfil arbitrário pelo usuário. Foram encontrados alguns equipamentos de estimulação elétrica, mas para estética e outras aplicações. Algumas empresas não se dispuseram a fornecer informações técnicas mais detalhadas.

A versatilidade foi encontrado como um parâmetro bastante importante nos equipamentos comercializados no Brasil, haja vista a dificuldade de orçamento da maioria das clínicas de fisioterapia, sendo interessante a compra de um equipamento que pode ser utilizado em vários tipos de tratamentos.

O *Stim Cell*® (ADVISE MASTER) é um estimulador de corrente russa (“*russian current*”) com 8 canais de estimulação. Sua maior aplicação é no aumento do tônus

muscular e melhoria do desempenho de atletas. Porém, segundo o representante da empresa *Advice Master*, este aparelho é utilizado em tratamentos de FES. O preço encontra-se em torno de R\$ 8.000,00 (ADVICE MASTER).

O *TENS/FES HTM*® (CRITICALMED) clínico é utilizado como estimulador transcutâneo padrão ou em tratamentos de FES. A corrente de estimulação é constituída de pulso bifásico, assimétrico e balanceado com amplitude variando de 0 a 100mA, freqüência de 14 a 200Hz e duração de pulso de 50 a 350µs. Pelo preço deste equipamento (R\$ 400,00) acredita-se que deve possuir aplicações limitadas de FES (CRITICALMED).

O estimulador *Endophasys*® (KLD) é fabricado com dois microprocessadores e disponibiliza estimulação com vários tipos de correntes: russa, diadinâmica, interferencial, galvânica, pulsos monofásicos retangulares e triangulares. Permite algumas modulações e incluem os tratamentos de FES em uma das suas modulações, definindo como VLP e VAP (variação da largura e amplitude de pulso, respectivamente). Possui quatro canais de saída e oito programas de estimulação pré-programados com possibilidade de programação de mais oito. A variedade de tipos de estimulação o torna bastante versátil nas aplicações, porém não é específico para FES, sendo esta apenas uma função do aparelho. Na programação dos parâmetros de FES, deve-se escolher entre VLP ou VAP e definir os valores limites para esta variação, que é impreterivelmente efetuada em rampa (KLD).

O *Neurodyn 10 canais*® (IBRAMED)(Figura 2.22), como o *Endophasys*® (KLD), permite a utilização de vários tipos de correntes, é microcontrolado e encontra-se no mercado com custo de R\$ 2.998,00. O *Neurodyn FES*® custa R\$ 398,00, porém não possui a mesma variedade de correntes e possui dois canais somente e nas aplicações de FES pode-se escolher entre ativá-los simultaneamente (síncrono) ou alternadamente (recíproco). Em ambos os aparelhos, o tratamento de FES é obtido pela configuração manual dos parâmetros da estimulação para que a musculatura possa ser contraída proporcionando extensão de movimento. Esta é uma aplicação de FES para aumento de força muscular. Porém, promove um controle mais rudimentar da musculatura, não possibilitando um movimento próximo do natural (IBRAMED).



Figura 2.22: Estimulador *Neurodyn 10 canais*® (IBRAMED)

2.4 Estado da Arte sobre FES controlável

Desde 1791 quando Galvani fez seu experimento utilizando enguias elétricas para estimular pernas de sapos, que a corrente elétrica é utilizada em vários tratamentos clínicos e em pesquisas (WU *et al.*, 2002). O artigo de LIBERSON *et al.*, publicado em 1961, tornou-se um marco na história da estimulação elétrica e é citado na maioria dos artigos selecionados sobre o assunto. ISAKOV & MIZRAHI em 1993, reportam-se a este artigo como o primeiro estimulador portátil desenvolvido e BURRIDGE & ETHERINGTON em 2004, referem-se ao artigo como o primeiro estimulador para facilitar o movimento de pacientes com lesão no nervo motor, estimulando o músculo tibial para dorsi-flexão (elevação) dos pés, sendo este tipo de estimulador conhecido como *drop-foot stimulator*. Nesta época, os clínicos e terapeutas ainda descreditavam das técnicas de FES, devido à fraca metodologia empregada nos tratamentos e pesquisa com poucos voluntários (BURRIDGE & ETHERINGTON, 2004). Porém, a FES apresentava-se como uma técnica promissora por possuir a vantagem de utilizar a energia metabólica do próprio indivíduo para execução do movimento (SONG *et al.*, 2005). Estudos subseqüentes executados com uma quantidade maior de pacientes trouxeram mais evidências da eficácia dos tratamentos de FES e os terapeutas puderam evoluir seus conhecimentos na seleção correta dos pacientes e na aplicação dos aparelhos (BURRIDGE & ETHERINGTON, 2004). A fadiga muscular, por exemplo, tornou-se um grande obstáculo a ser transposto para a obtenção de uma técnica que possa ser utilizada no dia-a-dia, durante períodos mais longos de tempo (SONG *et al.*, 2005).

No início da década de 80, a FES começa a ser vista como uma técnica estabelecida para indivíduos paraplégicos (SIMCOX *et al.*, 2004). Em 1993, POPOVIC *et al.* descrevem a FES como tendo evoluído bastante e prevê que num futuro próximo, sistemas completos de FES estariam disponíveis. Porém, neste mesmo ano ISAKOV & MIZRAHI publicam o sistema de FES completo previsto, resultado de nove anos de estudos e desenvolvimento de estimuladores para pesquisa em laboratório. Assim, há 14 anos atrás, a tecnologia existente para FES já efetuava as principais ações requeridas pelos pacientes paraplégicos: fazer exercícios de fortalecimento, levantar e sentar na cadeira e andar (ISAKOV & MIZRAHI, 1993).

O estimulador elétrico é o equipamento essencial para a aplicação da FES e existem dos mais simples aos mais complexos (WU *et al.*, 2002). Um sistema típico de FES é composto de unidades de controle, estimulação e eletrodos, sendo que as últimas podem ser compostas de múltiplos canais, permitindo a estimulação de vários músculos ao mesmo tempo (SOETANO *et al.*, 2001). Enquanto a ação de levantar-se da cadeira requer apenas dois canais de estimulação, o andar necessita de mais canais, que são usados para um controle mais eficiente do caminhar (SIMCOX *et al.*, 2004).

Os eletrodos utilizados em FES são do tipo implantados (invasivos) ou de superfície (transcutâneos). Os eletrodos implantados proporcionam maior conforto e seletividade do grupamento muscular a ser estimulado do que os eletrodos de superfície. O implante dos eletrodos, que pode ser nos nervos ou nos músculos, é feito através de complicado procedimento cirúrgico e acompanhamento de uma semana no pós-cirúrgico. A impedância dos eletrodos aumenta pela troca da solução salina pelo tecido (POPOVIC *et al.*, 1993). Por não necessitar de intervenção cirúrgica, os eletrodos de superfície são mais utilizados em aplicações clínicas e pesquisas em estimulação elétrica neuromuscular. Esta técnica está bem estabelecida, sendo aplicada na correção do *drop-foot*, fortalecimento muscular, mobilidade após lesões na medula espinhal e manutenção da amplitude de movimento em indivíduos imobilizados. O desconforto representa o maior fator limitante no uso de eletrodos de superfície, podendo até impossibilitar o seu uso (LYONS *et al.*, 2004), porque existe muita tecnologia em eletro-estimulação, porém pouco se sabe sobre as respostas contráteis dos músculos para as diferentes ondas de estimulação (SONG *et al.*, 2005).

Os parâmetros da onda de estimulação influenciam no conforto, assim como o posicionamento e o tamanho (área) dos eletrodos de superfície. LYONS *et al.* (2004) estudaram o conforto proporcionado por um estimulador BMR Neurotech no músculo gastrocnemius (panturrilha). As ondas bifásicas simétricas, com duração entre 200 e 400 μ s (300 μ s preferencial) foram encontradas na literatura como sendo mais

confortáveis. A frequência deve estar entre 20 e 40Hz para proporcionar suave contração muscular, sendo que frequências mais baixas provocam menor fadiga muscular.

A contração muscular depende diretamente da amplitude e duração do pulso, ou seja, com duração curta, necessita-se de grandes amplitudes, o que pode ocasionar estimulação de nociceptores, causando sensação de dor ao paciente. As rampas de subida e descida na corrente de estimulação são usadas para causar um recrutamento gradual das unidades motoras do músculo e normalmente são configuradas com 0,6 a 0,8s para maior conforto. O tempo de interrupção da estimulação (*off-time*) permite que os gradientes iônicos e os neurotransmissores envolvidos na contração muscular possam se recompor nos nervos e nos músculos e também que o músculo descanse antes da próxima contração.

O tamanho de eletrodo que proporciona maior conforto na estimulação depende do grupamento muscular a ser estimulado, porém estudos indicam que eletrodos maiores são mais confortáveis. Comparando os resultados da estimulação com eletrodos de 19,63cm² e 38,48cm² usando ANOVA, LYONS *et al.* (2004) descobrem que o eletrodo de menor área proporcionou maiores limiares para dor. O posicionamento dos eletrodos foi analisado em quatro diferentes posições e colocando-os na posição incorreta, a estimulação precisará de intensidades maiores para que se atinja a contração desejada. Os eletrodos devem ficar nos extremos opostos do músculo ou em unidades motoras, evitando os ossos, cortes e irritações na pele (LYONS *et al.*, 2004). Os limites de densidade de corrente por área do eletrodo foram descritos por MORTIMER *et al.* (2006), sendo de 10μA/mm² ou 0,2μC/mm² para corrente monofásica e apresentando perigo para densidades maiores que 20μA/mm². Deve ser mencionado que os limites para onda bifásicas são maiores que os encontrados para as monofásicas.

As formas de onda da corrente de estimulação e o comprimento do músculo no momento da contração influenciam na força muscular e na resistência a fadiga. Em 2005, SONG *et al.* estudaram quatro formas de ondas (um pulso monofásico e três bifásicos) e três extensões diferentes (90°, 120° e 150°), para avaliar o efeito nas propriedades de contração do músculo extensor do joelho (quadríceps). Uma célula de carga foi usada para medir a força no tornozelo quando o extensor do joelho é estimulado e com o diagrama de corpo livre da articulação, o torque foi calculado. Apenas uma estimulação foi efetuada por dia para evitar influência da estimulação anterior e todas as formas de ondas possuem a mesma energia média. A fadiga foi calculada como o percentual da diminuição do torque após 30s de estimulação, dividido pelo torque inicial. A forma de onda P_{25%} (Figura 2.23) e as inclinações de

120° e 150° apresentaram o maior torque, mostrando que o músculo proporciona maior torque na extensão do que na flexão. O índice de fadiga não apresentou diferença estatisticamente significativa para as formas de onda, porém a extensão de 150° mostrou-se mais resistente à fadiga (SONG *et al.*, 2005).

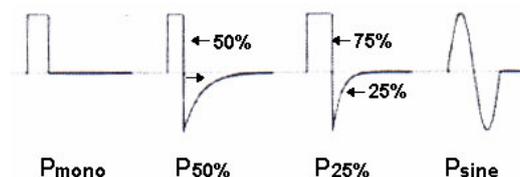


Figura 2.23: Formas de ondas (SONG *et al.*, 2005)

Ainda em 2005, JEZERNIK & SINKJAER apresentam uma forma de onda ótima para redução do consumo de energia, fator importante para os estimuladores elétricos alimentados à bateria. As formas de onda exponencial crescente e retangular foram testadas em software (FEMLAB) para simular as condições espaciais da membrana do neurônio e avaliar a evolução temporal do potencial de membrana para as duas formas de ondas, com duração de 200 e 600 μ s. O potencial da membrana respondeu igualmente às duas formas de onda, porém a onda exponencial economiza 74,5% de energia com duração de 600 μ s e 56,8% para 200 μ s. Um circuito simples é apresentado para geração desta forma de onda a partir de uma onda triangular, porém esta forma de onda ainda não foi validada através de experimentos *in vivo* (JEZERNIK & SINKJAER, 2005), tornando arriscada a escolha como única forma de onda de um estimulador.

O principal problema encontrado na aplicação da FES é fazer um controle adequado da estimulação na musculatura, que não pode ser controlada da mesma maneira que o sistema nervoso central (SNC) o faz (POPOVIC *et al.*, 1993). Então estimuladores programáveis controlados por microcontroladores ou computadores pessoais (PC) são necessários para obtenção dos perfis complexos de estimulação requeridos para um controle mais preciso da musculatura (WU *et al.*, 2002). Muitos estimuladores foram desenvolvidos após o estimulador de *drop-foot* de LIBERSON, em 1961, diferindo no número de canais, características da estimulação e características de entradas e saídas (ISAKOV & MIZRAHI, 1993). Apesar da abundância de pesquisas em FES, existem poucos estimuladores com eletrodos de superfície para uso doméstico (SIMCOX *et al.*, 2004) e os sistemas portáteis têm melhor aceitação pelos pacientes (WU *et al.*, 2002). A maioria dos estimuladores é específico para uma aplicação, não possuindo uma arquitetura aberta. No geral, os parâmetros são fixos, sendo que alguns poucos permitem ajuste da seqüência de estimulação através de software (KELLER *et al.*, 2002).

Vários circuitos e estratégias já foram desenvolvidos para alcançar funcionalidade, porém a maior parte utiliza circuitos grandes, caros e consomem muita energia. Duas soluções simples foram apresentadas por CHENG *et al.* (2004), que permitem controle da frequência, duração e amplitude dos pulsos. O primeiro (Figura 2.24) utiliza um oscilador e um estágio de saída com transformador. Um temporizador 555 em configuração monoastável e outro em astável geram o trem de pulsos da saída, com duração e frequência de repetição de pulsos ajustados pelos resistores R_1 , R_A , R_B e os capacitores C_1 e C_2 . Dois amplificadores operacionais geram o sinal para o transformador e outros dois formam a malha de realimentação para assegurar o valor de amplitude da saída, que é controlado por R_2 (CHENG *et al.*, 2004).

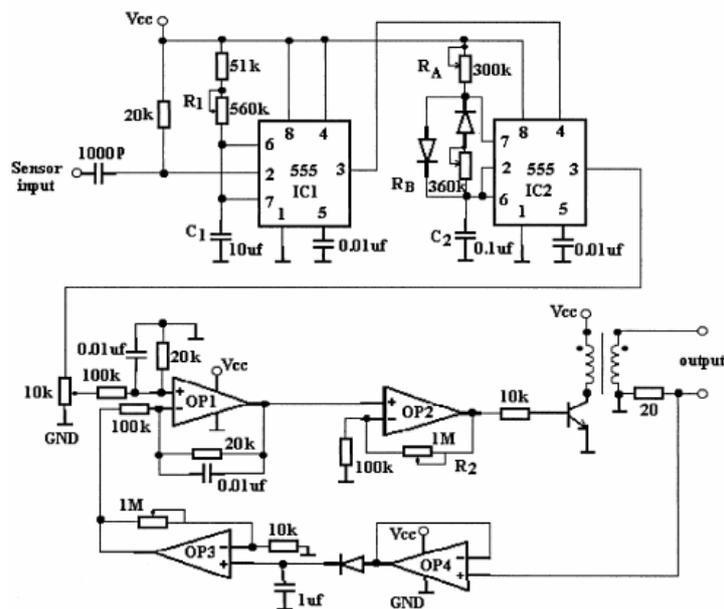


Figura 2.24: Circuito de estimulador para FES (CHENG *et al.*, 2004)

A corrente de saída possui um transiente negativo na forma de onda, devido à recomposição da corrente de magnetização do transformador (Figura 2.25, canal 2). A segunda solução de circuito trata-se de um circuito ressonante bastante utilizado em conversão de energia, porém pouco usado em equipamentos médicos (CHENG *et al.* 2004).

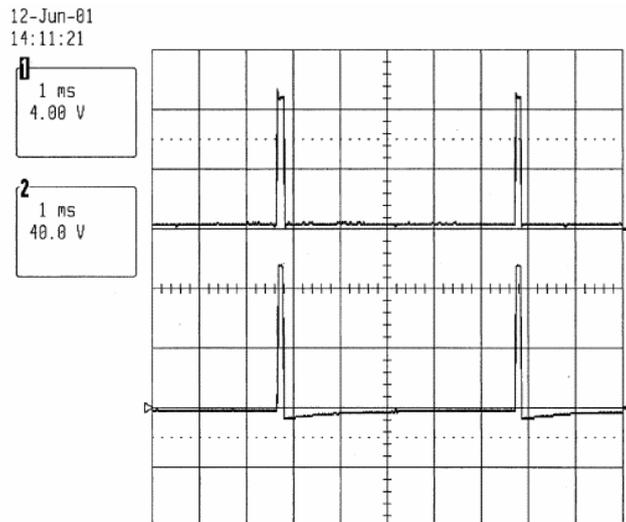


Figura 2.25: Formas de onda da saída (CHENG *et al.*, 2004)
Canal 1: antes do transformador, Canal 2: após o transformador

Alguns circuitos limitam a forma de onda de estimulação, outros aumentam a complexidade do circuito para flexibilizar a forma de onda (WU *et al.*, 2002). Alguns utilizam conversores A/D para gerar a onda de estimulação pelo computador, porém a memória requerida para sintetizar a forma de onda é enorme (12MB/min). O estimulador proposto por WU *et al.* (2002) utilizam um processador digital de sinais (DSP) para gerar uma forma de onda de estimulação arbitrária através de uma interface que usa um sistema elemento-envoltória, onde as amplitudes dos pulsos seguem um outro sinal que quando negativo, inverte as fases da onda. O sistema é composto por: interpretador de comandos do usuário, gerador de padrões, estágio de saída e controle de realimentação, podendo este último usar variáveis mecânicas como ângulo, posição e força ou variáveis biológicas como o sinal eletromiográfico (EMG) (WU *et al.*, 2002).

O *Complex Motion* apresenta uma interface gráfica para o equipamento *Complex 2* (COMPEX)(discutido na seção dos estimuladores comerciais). Somando às características originais do *Complex 2*, o *Complex Motion* permite a programação de perfis de estimulação específicos para cada paciente, substituindo a interface original por uma interface desenvolvida em LabView (*National Instruments, USA*), instalada em um PC. Disponibiliza o ajuste dos parâmetros na escala de tempo da estimulação para os quatro canais de uma única vez (primitiva global) e ainda permite o ajuste individual de cada canal separadamente (primitiva local). O usuário pode utilizar modelos de pulsos prontos, interrupções e regras de interações com o usuário, que definem como o software controlará os sensores e botões, sendo a utilização da interface baseada no padrão “*drag-and-drop*”, que permite agarrar um objeto na interface (um pulso

simples ou uma rampa de subida, por exemplo) e arrastá-lo para o local requerido na escala de tempo. O controle com sensores de EMG, posição (*sliding resistors*) e ângulo (potenciômetros) foi executado com sucesso. O estimulador vem sendo utilizado para andar e movimento de fechar a mão, mas pode ser empregado em outras aplicações, por permitir a programação de uma estimulação arbitrária e vários tipos de sensoriamento (KELLER *et al.*, 2002). Os recursos humanos deste projeto são significativos, com dois membros de grandes empresas de equipamentos de reabilitação e pesquisa (ParaCare e Compex) e dois membros de um laboratório de controle na Suíça, sendo o sistema produzido pela empresa Suíça Compex S.A (COMPEX).

Dois outros projetos de estimuladores também expressivos para serem comercializados, foram publicados por ISAKOV & MIZRAHI (1993) e SIMCOX *et al.* (2004). O primeiro é um projeto de 1993, resultado de nove anos de estudos e desenvolvimento em estimuladores para pesquisa no Laboratório de Biomecânica da Tel-Aviv University Medical School, Israel. O segundo desenvolvido em 2004, foi financiado e será comercializado pela Scott Simcox Neopraxis Pty. Ltd.

O sistema de ISAKOV & MIZRAHI (1993) é constituído de um estimulador portátil, comandado pelo usuário e um andador, desenvolvidos para aumentar a força muscular e efetuar as ações de levantar da cadeira e andar. É um estimulador de corrente constante, com pulso retangular, bifásico e assimétrico. A amplitude varia de 0 a 400mA, frequência de 10 a 50Hz e duração de pulso de 100 a 300µs. Possui seis canais de saída independentes e é alimentado com 12V. Existem dois modos de operação: local (ajuste somente da amplitude) e remoto (programa-se os parâmetros durante a estimulação, através de interface no PC). O estimulador mantém-se funcionando mesmo que o PC pare de funcionar. Três programas estão disponíveis: exercícios físicos de fortalecimento muscular, levantar da cadeira e caminhar. O andador possui conexão com o estimulador e controles no próprio andador permitem alterar a intensidade da estimulação. No programa levantar, o estimulador ativa os quatro canais dos músculos anti-gravitacionais das pernas, que continuam ativos para manter o paciente em pé. No andar, o estimulador alterna a ativação do glúteo e quadríceps com o peroneal e esta seqüência é alternada nas duas pernas. Para sentar-se novamente, o mesmo programa de levantar é utilizado. Caso ocorra desligamento do estimulador, a corrente cai em rampa, evitando queda brusca do paciente ao chão. Foram feitos testes em 25 voluntários, dos quais 17 conseguiram levantar da cadeira e 12 andar, sendo 6 nas barras paralelas, 5 no andador e um sem apoio (com os comandos executados em uma luva)(50-300m). Os 8 pacientes que não conseguiram levantar, foram associados a severos danos motores nos membros

superiores. O sistema visa o uso pelo paciente sem necessidade de ajuda, aprendendo a manejar os controles do equipamento, proporcionando assim, uma certa independência ao indivíduo (ISAKOV & MIZRAHI, 1993). Este sistema é bastante evoluído, sendo que os pesquisadores da citada universidade iniciaram suas publicações em estimulação elétrica para FES em meados de 84. O país em que residem, Israel, necessita bastante destas tecnologias, haja vista o constante estado de guerra. Isto explica o fato dos autores terem conseguido 25 voluntários paraplégicos que se enquadrassem nos requisitos da pesquisa.

O *ExoStim* (SIMCOX *et al.*, 2004) é portátil, com todo o aparato produzido para ser preso à cintura, possui múltiplos canais independentes e tem flexibilidade no controle do trem de pulsos. O protocolo de comunicação utilizado pelo *Praxis FES system*, desenvolvido com eletrodos implantados, foi mantido para torná-los equipamentos compatíveis. Consiste de um estimulador, sensores para os membros ou tronco e um controlador, que encontra-se de acordo com as normas de segurança elétrica da IEC 60601-1. A alimentação é feita por quatro pilhas do tipo AA. Os pulsos são bifásicos, quadrado, equilibrado, com intervalo interpulsos de 10 μ s e amplitude variável de 0 a 216mA, seis freqüência disponíveis de 17 a 100Hz e duração de 25 a 500 μ s. Um microcontrolador fornece o potencial de referência para amplitude da saída e controla chaves para determinação da duração de cada canal por vez, com intervalos de 2ms. Assim, pode ocorrer atrasos na corrente de estimulação da ordem de milisegundos. O controlador possui uma interface gráfica desenvolvida em C++ para Windows CE, que com um toque na tela, o clínico programa as funções do aparelho. Informa ao usuário erros como aumento da impedância dos eletrodos (desconexão), bateria com baixa voltagem ou ligação com polaridade reversa. O *software* do estimulador pode ser reconfigurado através da conexão do mesmo ao PC e adquirindo novas versões da web, sem necessidade de reenvio ao fabricante. Vários testes de estresse foram executados, como queda livre (1m), choque, temperatura, vibração aleatória e duração da bateria. Três unidades foram testadas e aprovadas, com a bateria durando 12h em repouso (ligado, mas sem estimulação), 4h em carga média e 45min em carga máxima (SIMCOX *et al.*, 2004).

Merece também destaque os trabalhos de POLLETO & VAN DOREN (1999) e de JAW *et al.* (1995). O estimulador elétrico desenvolvido por POLETO & VAN DOREN (1999) é específico para a utilização com pequenos eletrodos e por isso deve trabalhar com uma alta faixa de impedância da carga (2k Ω a 320k Ω). Utiliza alta tensão provida por amplificadores operacionais de alta tensão - PA-85A (*Apex μ Technologies, USA*) - que podem fornecer até 450V. A estrutura *Howland* com alto ganho foi implementada para alimentar a carga em configuração de ponte (*bridge*),

que dobra a máxima tensão na carga, podendo conseqüentemente fornecer até 800V de tensão de saída. O resistor de amostragem da realimentação fica na própria malha do amplificador de erro. A corrente da carga é limitada pela corrente máxima fornecida pelo amplificador operacional (25mA). Possui forma de onda monofásica, com *overshoot* de 20 a 25%, com erro de 5% na amplitude do pulso, em 1mA e cargas de teste de no mínimo 2k Ω . O alto valor de *overshoot* é decorrente do *rise-time* ser menor que 2 μ s. Um modelo elétrico da impedância da pele foi usado como carga de teste, com um resistor série estimado em 2k Ω e um resistor em paralelo com um capacitor, que foram variados durante os testes. A corrente de estimulação foi medida com uma ponteira de corrente AM503A (Tecktronix, USA), que forneceu formas de onda diferentes das formas de onda de tensão medidas com ponteira comum (Figura 2.26). O gabinete do equipamento é aterrado e os testes de segurança elétrica apresentaram correntes de fuga para o terra menores que 10 μ A (POLLETO & VAN DOREN, 1999).

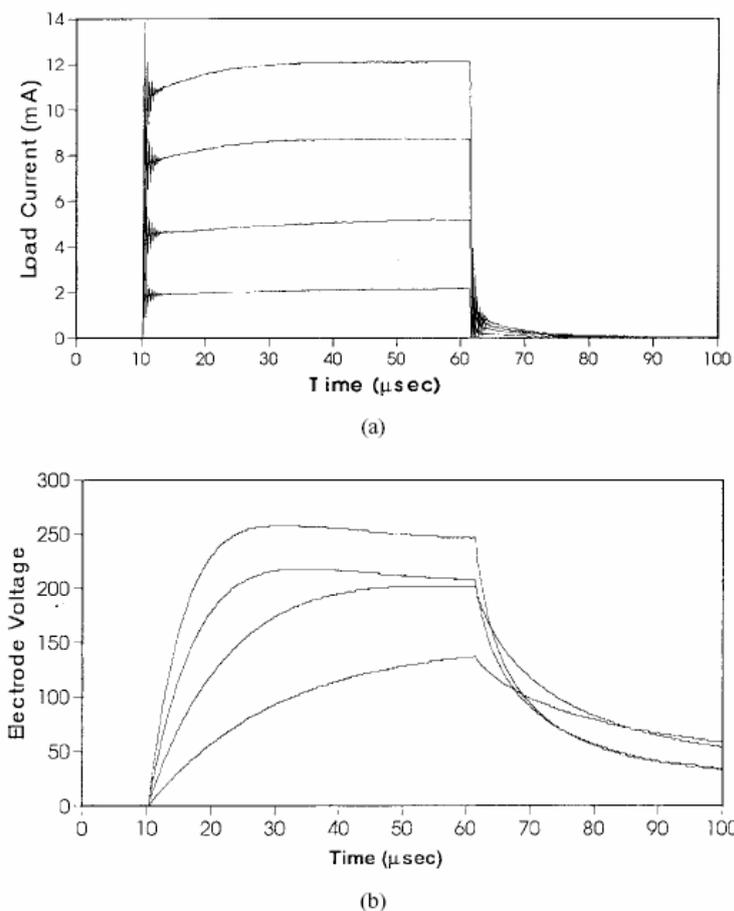


Figura 2.26: Pulso da corrente de estimulação (a) e tensão (b) nos eletrodos de 1 mm de diâmetro e posicionados na ponta do dedo (POLETO & VAN DOREN, 1999)

O artigo de JAW *et al.* (1995) apresenta um pequeno estimulador elétrico de baixo custo, com corrente constante, monofásica (podendo inverter a fase) e alimentação com 12 baterias de 9V, para gerar a fonte de alta tensão necessária na saída. Utiliza um contador programável (82C54) para controlar digitalmente a duração e frequência de repetição dos pulsos, utilizando os três canais do CI para a tarefa. O programa de controle destes parâmetros foi escrito em TURBO C, em ambiente DOS, que permite que se inicie a estimulação e permite a alteração da duração e frequência entrando manualmente com os novos valores na tela, não disponibilizando variação temporal. A duração varia de 5 μ s a 65ms e somente a frequência mínima é fornecida (0,0005Hz), alegando que frequências maiores que 0,1Hz causam um fenômeno chamado “*wind-up*” em certa fibras musculares (*C-fiber*). A amplitude é variada através de potenciômetro numa escala de 0 a 10mA. Os testes foram feitos com carga de 1k Ω , amplitude de 1mA e duração de 10 μ s e o tempo de subida foi 760ns e o de descida 810ns.

O último estimulador a ser destacado nesta seção, tem sua importância pelo fato de ter sido desenvolvido no Brasil (Curitiba, PR) e por estar presente no XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica de 2006 (MULLER *et al.*, 2006). O equipamento é um estimulador de tensão constante, monofásica com três níveis de amplitude: 50V, 100V e 150V. Permite modulação em frequência de 2 a 500Hz e em duração, cuja excursão não foi apresentada no artigo. Utiliza um processador digital de sinais (DSP) para gerar o trem de pulsos que recebe, via comunicação serial RS-232, as informações do programa de controle escrito em C++. O programa disponibiliza apenas alguns parâmetros do trem de pulsos, tais como: período ascendente e descendente (rampa), período ativo, inativo, platô e seqüência dos pulsos, não permitindo então, a variação arbitrária do trem de pulsos de estimulação. Dois testes com nove voluntários foram feitos para avaliar o número de repetições da flexão do cotovelo, antes da fadiga muscular, definida como contração com elevação de menos de 30°.

Muitas vezes uma deficiência no SNC pode acarretar contrações inapropriadas (espasmos musculares) e alterações nas propriedades contráteis do músculo, dificultando ainda mais o controle das contrações originadas pela estimulação (POPOVIC *et al.*, 1993). O trem de pulsos utilizado na estimulação não reproduz a estimulação natural dos músculos e então, deve-se desenvolver um sistema que modula gradualmente a corrente de estimulação, baseado em registros de ângulo da articulação, sinal EMG e força (momento ou torque) (O'KEEFFE *et al.*, 2003). Os estudos publicados por POPOVIC *et al.*, em 1993 e O'KEEFFE *et al.*, em 2003, possuem um objetivo comum de utilizarem as informações sensoriais no controle da

estimulação, porém diferem na metodologia.

POPOVIC *et al.* (1993) desenvolveram uma rede lógica adaptativa (ALN) que compara medidas sensoriais contínuas com valores iniciais fixos, que proporciona um controle especialmente eficiente para aplicações de controle do movimento das mãos para agarrar. O controle é baseado em regras do tipo “*if then*” (se então). Cada estado do sistema está associado a um padrão sensorial, que ocorre durante a atividade muscular, correspondendo a um movimento funcional. As regras são implementadas usando inteligência artificial, executando-se experimentos e registrando os atributos e associando-os a atividades padrão. Por exemplo, se o nervo radial atinge um certo valor limite, então o circuito deve estimular o músculo extensor do cotovelo durante o tempo em que o sinal EMG permanece abaixo de um limite estabelecido. A rede neural artificial construída apresenta a vantagem de trabalhar com variáveis booleanas nos nós de estados, aumentando a velocidade de processamento e por o sistema ser desenvolvido com tecnologia CMOS, reduz o consumo de energia para 9,5mW. Apenas algoritmos simples foram desenvolvidos, utilizando sinal EMG de indivíduos saudáveis (POPOVIC *et al.*, 1993).

O'KEEFFE *et al.* (2003) utilizam um método semelhante, que estando melhor descrito, poderá proporcionar maior entendimento deste controle utilizando informações sensoriais. O estudo descreve a não adequação dos modelos trapezoidais, normalmente utilizados em sistemas mais modernos de estimulação para movimentação dos pés (“*drop-foot*”) e reporta que utilizando o sinal EMG do próprio músculo, pode-se reproduzir a força e torque naturais do músculo (O'KEEFFE *et al.*, 2003). Gráficos de ângulo e velocidade do calcanhar e o sinal EMG do músculo tibial anterior (TA) de indivíduos saudáveis, durante um ciclo do andar, foram redimensionado para o tempo de caminhar de indivíduos com problemas motores. Um estimulador comercial BMR Neurotech para “*drop-foot*” foi usado para estimular o músculo tibial com diferentes durações de pulso e nas diferentes atividades musculares (excêntrica, concêntrica e isométrica), sendo a amplitude e a frequência da estimulação mantidas fixas. O sinal EMG foi extraído juntamente com a estimulação e um algoritmo de detecção de pico foi usado para eliminar o ruído gerado pela própria onda de estimulação. Tabelas foram construídas com valores de ângulo de articulação, duração do pulso de estimulação e o valor RMS normalizado do EMG correspondente. Assim, com os gráficos do EMG natural do músculo TA e do ângulo prescrito pela articulação foi possível fazer uma aproximação da duração do pulso necessária para gerar o EMG que se quer reproduzir em cada instante, considerando-se o tipo de contração e ângulo da articulação. Utilizando esta técnica, alcançou-se uma correlação de 0,97 entre o EMG produzido pela estimulação e o EMG natural do

músculo, contra uma correlação de 0,86 correspondente ao uso de modelos trapezoidais. Com mais pontos extraídos na tomada de dados de duração de pulso e $EMG_{rms\ norm}$ correspondente, pode-se aumentar a precisão da estimulação, chegando a um índice de correlação de 0,99. Por modular os pulsos pela duração, o sistema economiza 47% de energia e pode contribuir para redução da fadiga (O'KEEFFE *et al.*, 2003).

O movimento de andar necessita da harmonia de três componentes: movimento cíclico dos membros inferiores, geração das forças propulsivas e manutenção da postura e do balanço, sendo que este último não é normamente assistido pelas técnicas convencionais de FES (MATJACIC *et al.*, 2005). Com os membros inferiores totalmente paralisados, o esforço necessário para elevação do corpo e andar é grande e normalmente os pacientes abandonam o método e preferem usar somente a cadeira de rodas (MATSUNAGA *et al.*, 2005). Assim, um controle adequado do balanço do tronco, sem utilizar as extremidades superiores, se faz necessário para complementar as técnicas existentes (MATJACIC *et al.*, 2005), existindo métodos para o balanço durante o caminhar (“*swing-through*”) que auxiliam o paciente paraplégico para movimentação mais rápida. Métodos de balanço que deixam o joelho em extensão durante o andar consomem mais energia metabólica do que com os joelhos livres (MATSUNAGA *et al.*, 2005). Na manutenção da postura em pé, vários estudos falham ao simplificar demasiadamente o modelo dinâmico do corpo humano, o que compromete a eficiência da FES (SOETANO *et al.*, 2001). Assim, três estudos visam melhorar o movimento do corpo durante a FES, utilizando técnicas diferentes. SOETANO *et al.* (2001) construíram um modelo computacional do corpo humano para manutenção da postura em pé, que considera a interação entre o estímulo, dinâmica da ativação e contração muscular e ainda a força muscular, torque na articulação e a dinâmica do esqueleto. MATJACIC *et al.* (2005) usam um aparato mecânico para treino do balanço durante o andar e postura em pé, analisando a força no quadril para avaliação da melhoria no tratamento. MATSUNAGA *et al.* (2005) gravaram as características do balanço durante o andar com um sistema de vídeo, com 15 pontos reflexivos distribuídos pelo corpo e os ângulos do quadril, joelho e calcanhar são descritos em um ciclo de andar. Os dados colhidos visam o desenvolvimento de estratégias de estimulação adequadas.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Princípios do FES-PEB

O estimulador elétrico funcional FES-PEB é um estimulador de corrente constante, pulsada, bifásica assimétrica e que possui quatro canais de estimulação independentes. Um programa de computador permite a definição de perfis de estimulação, nos quais se pode especificar, para cada canal de saída, a variação dos parâmetros da corrente de estimulação, tais como amplitude, duração e frequência de repetição dos pulsos.

O equipamento é composto por uma parte de *hardware*, que engloba todos os circuitos eletrônicos e componentes necessários para o seu funcionamento, e uma parte de *software*, representada pelo programa de controle, que exerce a função de efetuar o controle digital dos circuitos integrados da parte de *hardware*. A comunicação entre os circuitos integrados e o programa de controle é feita através de uma porta USB (*Universal Serial Bus*), comumente encontradas nos computadores atualmente.

3.2 Circuitos eletrônicos – *hardware*.

A modularização em um projeto eletrônico torna-se um passo inicial importante quando o projeto alvo possui um porte considerável. No projeto dos circuitos eletrônicos e na montagem no gabinete, esta modularização sempre esteve em mente como um objetivo importante. Assim, os circuitos eletrônicos desenvolvidos para o equipamento podem ser divididos em circuitos digitais e circuitos analógicos (Figura 3.1). Os circuitos digitais são aqueles que utilizam apenas dois níveis de potencial (0V e 5V) e utilizam-se da codificação destes níveis, chamados *bits*, para se comunicar. O controle dos parâmetros da corrente de estimulação é todo digital; existindo três placas de eletrônica digital e duas placas analógicas, totalizando 11 placas para quatro canais de saída. Utilizando-se o recurso de transformar as partes constituintes do equipamento em um conjunto de módulos, aumentou-se o número total de placas,

porém criou-se uma rede de comunicação na qual cada módulo (ou placa) fica responsável por uma função.

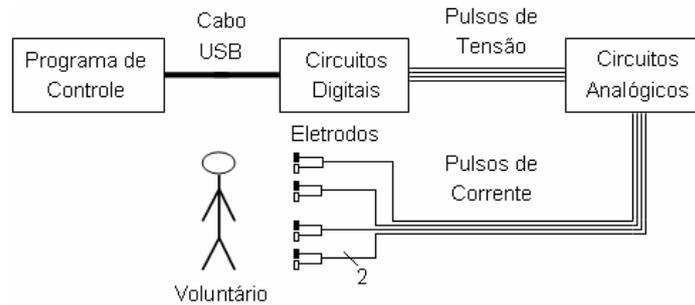


Figura 3.1 – Diagrama geral do equipamento

3.2.1 Circuitos Digitais

A comunicação entre as várias placas digitais do sistema é apresentada no diagrama de blocos da Figura 3.2. Na ordem, quatro placas podem ser identificadas: placa de controle digital USB6501, gerador de onda quadrada (*clock*), demultiplexadores e modulações.

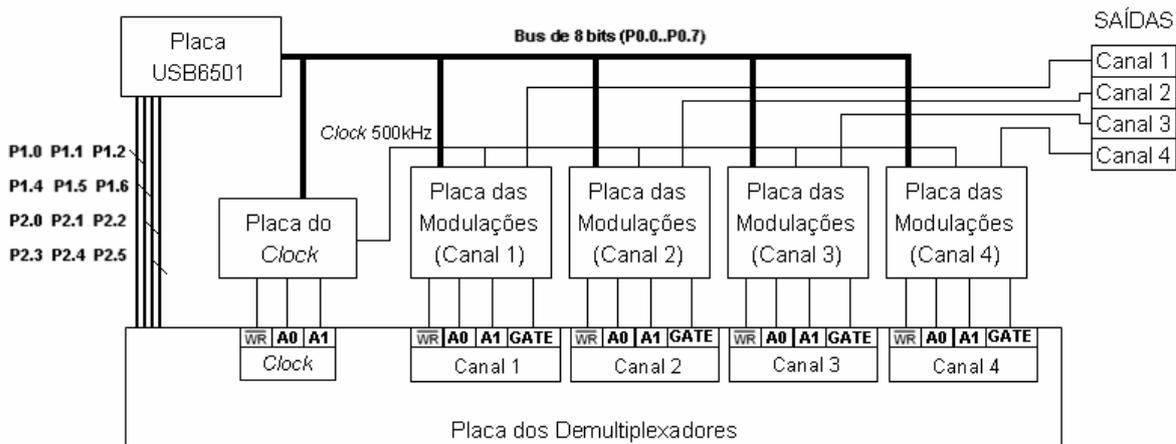


Figura 3.2 – Diagrama de blocos dos circuitos digitais

3.2.1.1 Placa de controle digital USB6501 (*National Instruments, USA*)

A placa USB6501 (Figura 3.3a) é uma placa de entrada/saída digital de baixo custo com comunicação USB. Possui 24 entradas/saídas digitais (Figura 3.3b) e comunica-se com o computador através da porta USB, que é encontrada facilmente nos computadores atualmente. Esta placa utiliza o NIDAQ-MX, que é instalado somente nas versões superiores ao LabView 7.1 (inclusive). As partes importantes do manual da placa USB6501 encontram-se no Anexo 1.

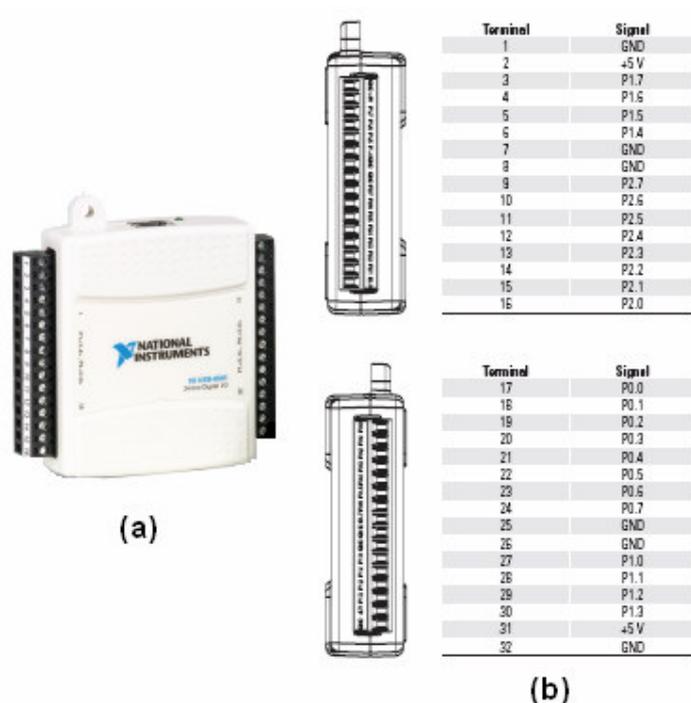


Figura 3.3 – Placa USB6501 (a) fotografia (b) saídas/entradas digitais

Uma severa limitação na frequência máxima de leitura/escrita nas portas digitais foi encontrada ao se utilizar a placa USB6501 com o NIDAQ-MX. Testes realizados com geração de uma onda quadrada por meio da escrita e leitura em um dos bits de I/O mostraram que a placa USB6501 consegue efetuar modificações em suas portas com um período mínimo de 2ms. Este período é muito maior que as encontradas em placas PCI, que ficam na ordem de centenas de nanosegundos. Sendo este o pior problema desta placa, por coincidência ou não, é causado pela mesma característica que lhe promove sua melhor qualidade: a conexão via porta USB. As placas PCI comunicam-se diretamente com o computador, possuindo normalmente uma memória de acesso direto (DMA) na qual o computador pode efetuar a leitura das informações paralelamente com qualquer outra atividade do sistema operacional. As placas USB precisam receber informação através de um meio público do computador, a porta USB; por isso o programa de comunicação (em LabView ou em outra linguagem de programação) tem que efetuar uma interrupção no sistema operacional para receber ou enviar informação pela interface USB. A velocidade da porta USB implicaria em um período muito menor, mas o tempo de espera para efetuar a interrupção provoca a limitação temporal.

O funcionamento de alguns circuitos integrados (CIs) precisam ser entendidos antes que os circuitos que os utilizam sejam discutidos.

3.2.1.2 Contador programável 82C54 (*CHMOS Programmable Interval Timer*)

Este CI (Figura 3.4) é produzido pela Intel (USA) para resolver problemas de temporização no desenvolvimento de microcomputadores. Possui entrada digital paralela de 8 bits (b0 ... b7), na qual é definido o número que será utilizado no modo de funcionamento programado. São três canais independentes e sete modos distintos de funcionamento que precisam ser programadas com palavras de controle e pulsos de acionamento. Dado o escopo do presente trabalho, somente as funções utilizadas serão explicadas. As partes importantes do manual (*datasheet*) deste CI encontram-se no Anexo 1.

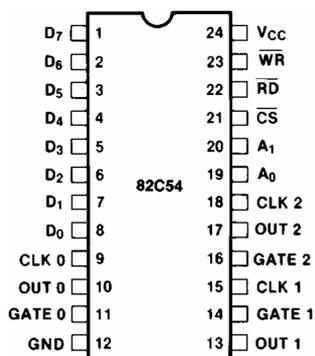


Figura 3.4 - Pinagem do CI 82C54

O CI deve ficar sempre acionado para poder permitir a programação de uma corrente de estimulação em qualquer momento. Então, a entrada \overline{CS} deve ficar permanentemente em nível lógico "0". O CI aceita leitura dos parâmetros escritos anteriormente, mas como esta função não é utilizada no presente projeto, a entrada de leitura \overline{RD} foi permanentemente deixada em "1". A escrita é efetuada com a entrada \overline{WR} passando de "1" para "0", ou seja, deve-se manter \overline{WR} em "1" e enviar um pulso de leitura, que é implementado indo-se para "0" e voltando-se ao "1". As outras entradas são os 8 bits da entrada paralela e os bits A0 e A1.

O A0 e A1 definem o canal no qual se está escrevendo ou o modo de programação (*control word*), como exposto na Tabela 2.1. Note que este canal, ao qual se está referido neste instante, não é canal de saída de estimulação, mencionado anteriormente.

O modo de programação utiliza os 8 bits da entrada paralela para definir o modo de operação do canal, como definidos na Tabela 3.2.

Tabela 3.1 – Bits de controle A0 e A1

	A0	A1
Canal 0	0	0
Canal 1	0	1
Canal 2	1	0
Modo de programação	1	1

Tabela 3.2 – Palavra de controle

	Bit do contador programável	Bit da porta paralela	Função
BCD	b0	P0.0	Codificação: 0 – binário
M0	b1	P0.1	Modo de Operação: 001 - modo 1 - Gerador de pulso reacionável (" <i>hardware retriggerable one-shot</i> ") 010 - modo 2 - Divisor de frequência (" <i>rate generator</i> ")
M1	b2	P0.2	
M2	b3	P0.3	
RW0	b4	P0.4	Read / Write: 01 - escrita do bit menos significativo 11 - escrita do bit menos significativo primeiro, seguido do mais significativo
RW1	b5	P0.5	
SC0	b6	P0.6	Select Counter: 2 bits selecionam o três canais, CHN0, CHN1 e CH2
SC1	b7	P0.7	

Controlando os bits RW0 e RW1 pode-se aumentar o número de bits e alcançar-se assim uma maior precisão no controle. Selecionando-se o CI para controlar com 16 bits, primeiro escreve-se os primeiros 8 bits (menos significantes) e depois escreve-se os outros 8 bits (mais significantes). Ajustando-se os bits da palavra de controle, bits A0 e A1, para modo de programação e colocando-se um pulso de leitura no \overline{WR} , o canal escolhido é programado e estando pronto para receber instruções de escrita e executar a função definida. Para iniciar o modo de operação deve-se escrever inicialmente o número desejado na entrada paralela e aplicar um pulso de leitura no \overline{WR} , obtendo-se assim o sinal resultante na porta OUT.

Dois modos são utilizados neste projeto:

a) O modo 2 (divisor de freqüência) é programado com a palavra de controle 00010100 e atua como um contador, que divide a freqüência do sinal de entrada CLK (0, 1, 2, respectivamente aos canais) pelo último número escrito. A duração do pulso resultante é igual a um ciclo do sinal do *clock*, ou seja, o inverso da freqüência de repetição dos pulsos do *clock*, como demonstrado no exemplo da Figura 3.5, no qual o último número escrito foi, por exemplo, o número "3".

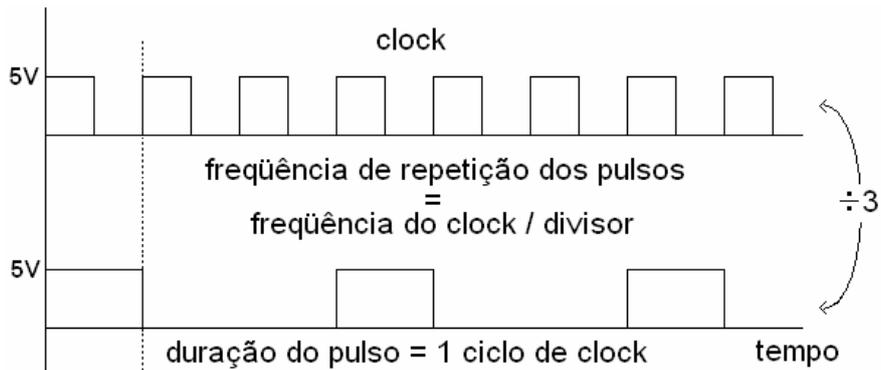


Figura 3.5 – Modo 2 (divisor de freqüência) do contador programável

b) O modo 1 (gerador de pulso acionável) é programado com a palavra de controle 00001010 (exemplo para CHN0) e tem a função de gerar um pulso único de duração definida como o último número escrito multiplicado por um ciclo de *clock*, a cada vez que for acionado. Este modo de operação utiliza o mesmo procedimento para escrita do número da porta paralela e utiliza a entrada GATE (0, 1, 2, respectivamente aos canais) para acionamento, gerando o disparo do pulso de duração definida pelo último número escrito para determinado canal. O pulso da porta GATE é invertido em relação ao pulso de escrita do \overline{WR} , partindo do "0" para o "1" e volta ao "0". A Figura 3.6 ilustra o efeito do acionamento da porta GATE na porta OUT de um canal programado para o modo 1, com último número escrito igual a 10.

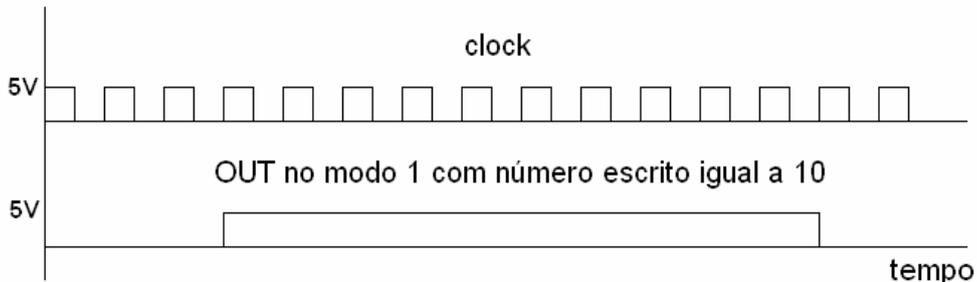


Figura 3.6 – Porta OUT após acionamento do GATE

3.2.1.3 Placa do Gerador de Onda Quadrada (clock)

Esta placa tem a função de gerar uma onda quadrada de 500kHz, que será chamada de *clock*, que será utilizada pelas placas das modulações. Um CI multivibrador 555 foi utilizado nos testes iniciais, mas quando foi preciso aumentar a frequência da onda quadrada para 500kHz, o circuito montado em configuração astável ficava muito instável. A solução encontrada foi modificar o circuito e utilizar um circuito oscilador a cristal. Devido à dificuldade de compra de um cristal de 500kHz, utilizou-se um cristal de 2,0MHz e um CI contador programável 82C54 para dividir a frequência por quatro, resultando na onda quadrada de 500kHz desejada. O circuito final desta placa é apresentado na Figura 3.7.

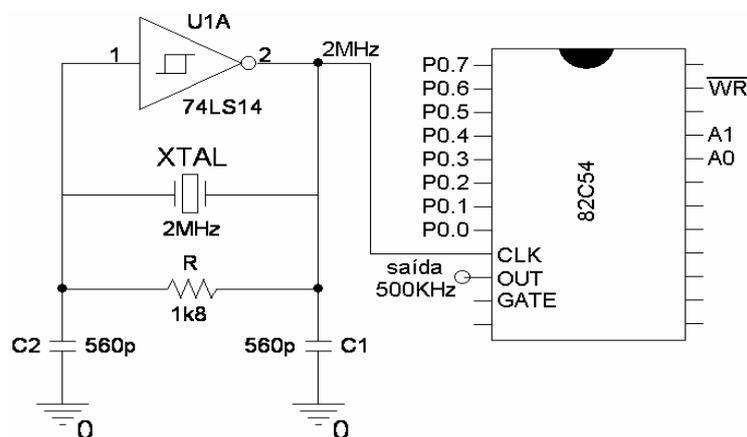


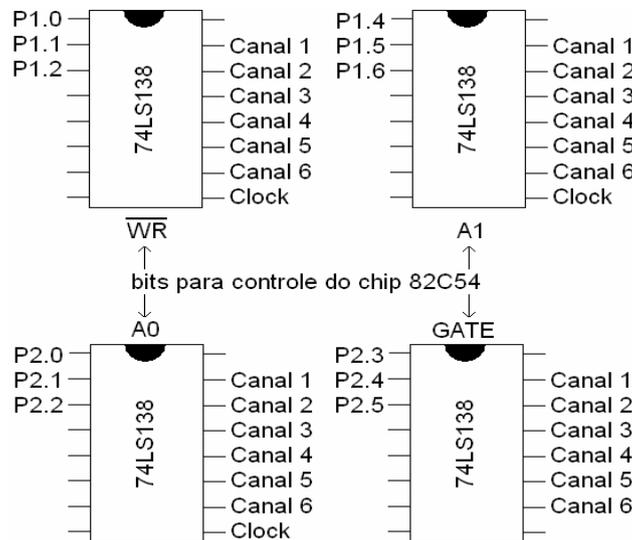
Figura 3.7 – Circuito do gerador de onda quadrada (*clock*)

A realimentação no inversor smith-trigger U1 com o resistor R, força que a cada momento a entrada e a saída fiquem alternando em nível lógico zero e um. A inserção do cristal oscilador no circuito estabiliza a frequência do sinal na sua frequência de oscilação característica. O sinal observado na saída do inversor U1 é uma onda quadrada de frequência de 2,0MHz. Este sinal é conectado a entrada CLK0 do circuito integrado 82C54 e assim, este é programado para dividir a frequência do sinal por quatro, resultando no *clock* de 500kHz.

3.2.1.4 Placa dos Demultiplexadores

A placa dos demultiplexadores é responsável por aumentar o número de bits de controle. Além dos 8 bits do BUS digital, para cada canal de saída e para a placa do *clock*, necessitamos dos bits de controle \overline{WR} , A0, A1, GATE. Ou seja, para quatro canais, são necessários 19 bits de controle (a placa do *clock* não necessita de sinal de GATE). Como existem 24 bits na placa de controle digital, tirando-se o BUS de 8 bits,

sobram 16 bits. Então, o número de bits existentes na placa de controle não supria a quantidade de bits necessária ao desenvolvimento do projeto e por isso, a placa dos demultiplexadores, mostrada na Figura 3.8, foi inserida para permitir o controle de até seis canais de estimulação. As portas P0.0 ... P0.7 da placa USB6501 foram reservadas para o BUS de 8 bits.



PX.X: saídas da placa USB6501

Figura 3.8 – Diagrama esquemático da placa dos demultiplexadores

A idéia básica para aumentar-se o número de bits de controle de 12 para 27 é não se efetuar modificações simultâneas em dois canais, ou seja, são quatro bits de controle a serem acionados em conjunto, em seis canais de saída, mais a placa do *clock*. Assim, cada CI demultiplexador 74LS138 ficou encarregado de gerar informação para um sinal (\overline{WR} , A0, A1 e GATE) e com três bits de controle, é possível enviar informação a todos os canais de saída e também ao *clock*. O CI 74LS138 atua com nível lógico "1" em todas as saídas e "0" na saída selecionada pelos três bits de controle, sendo que para os sinais de A0, A1 e \overline{WR} não há necessidade de inversão. O que não acontece com o sinal do GATE, que conforme mencionado, necessita de um pulso invertido ao \overline{WR} . Por isso, para este sinal, as saídas do CI demultiplexador foram conectadas a um circuito inversor *smith-trigger* 7414. A Tabela 3.3 mostra os valores de cada *bit* de controle para acionamento de cada sinal em cada canal. Estes *bits* são enviados pelo programa de controle e os sinais gerados pela placa dos demultiplexadores são enviados às placas das modulações correspondentes ou à placa do *clock*.

Tabela 3.3 – Relação entre os *bits* da placa de controle digital e os *bits* de controle para placa das modulações

	$\overline{WR} = 0$			$A1 = 0$			$A0 = 0$			$GATE2 = 1$		
	P1.0	P1.1	P1.2	P1.4	P1.5	P1.6	P2.0	P2.1	P2.2	P2.3	P2.4	P2.5
Canal 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Canal 2	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1
Canal 3	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0
Canal 4	0	1	1	0	1	1	0	1	1	0	1	1
Clock	1	1	0	1	1	0	1	1	0	1	1	0

3.2.1.5 Registrador de deslocamento de 8 bits de entrada paralela / saída serial - 74HC165 (*8-bit parallel-in/serial-out shift register*)

O registrador de deslocamento transforma uma entrada paralela de 8 bits em saída serial. Os pulsos digitais de saída são sincronizados com o sinal de *clock* da entrada CP (*clock input*), que foi conectado ao sinal de *clock* de 500kHz do sistema (gerado pela placa do *clock*). A entrada \overline{CE} (*clock enable input*) pode ficar sincronizada com CP, recebendo o mesmo sinal. As entradas b0 ... b7 recebem o BUS de 8 bits e para acionar a saída serial é preciso um pulso invertido (começando em "1", indo ao "0" e voltando) de duração de 8 bits (ciclos de *clock*) na entrada \overline{PL} (*asynchronous parallel load input*). Efetuado o procedimento descrito, obtém-se na saída Q7 o sinal serial correspondente à entrada digital de 8 bits, sincronizado com o *clock*. O BUS de entrada de 8 bits utilizado no exemplo da Figura 3.9 foi 01010101, sendo do b0 ao b7, que é equivalente a P0.0 ao P0.7. As partes importantes do manual (*datasheet*) deste CI encontram-se no Anexo 1.

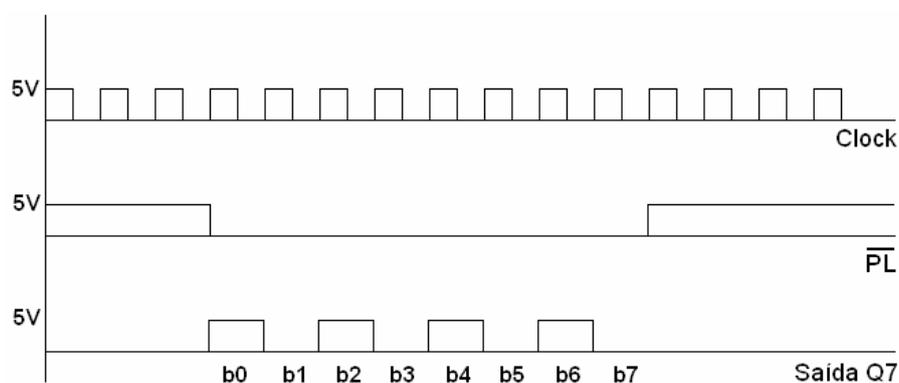


Figura 3.9 – Exemplo de ativação do CI 74HC165

O primeiro ciclo de *clock* delimita a informação do bit menos significativo da entrada paralela, seguindo-se assim para os demais bits até b7, que é codificado na saída serial no período equivalente ao oitavo ciclo de *clock* a partir do acionamento de \overline{PL} . Essa informação será utilizada pelo potenciômetro digital descrito a seguir.

3.2.1.6 Potenciômetro Digital - AD8402 (AN10) (*Analog Devices*)

O potenciômetro digital é uma resistência cujo valor pode ser digitalmente controlado. O CI AD8402AN10 é um potenciômetro de 10k Ω , contendo dois potenciômetros independentes no mesmo CI, que possui uma entrada digital serial de 8 bits para informação sobre o valor do cursor do potenciômetro e mais dois bits no final da palavra de 10 bits de entrada, para endereçamento do potenciômetro a ser modificado. Este CI se comporta exatamente como um potenciômetro convencional, como é mostrado na Figura 3.10a. Os terminais são denominados A e B, sendo o cursor chamado de W (1 e 2, correspondente aos dois potenciômetros). As partes importantes do manual (*datasheet*) deste CI encontram-se no Anexo 1.

As entradas \overline{RS} e \overline{SHDN} foram conectadas ao nível lógico "1", porque a primeira se acionada coloca o cursor do potenciômetro no meio da escala (1000000, ou 80H) e a segunda, coloca o potenciômetro em circuito aberto no terminal A, para economia de energia. A fim de manter a modularização do projeto e também porque não foi encontrado um registrador de deslocamento de 10 bits (8 bits de informação, mais 2 bits de endereçamento), apenas um potenciômetro é utilizado por CI. O \overline{CS} (*chip select*) determina o tempo de leitura da porta de entrada serial SDI (*serial data input*), onde a informação serial está codificada. O mesmo sinal de *clock* utilizado para codificação, é conectado a entrada CLK (*serial clock input*) para sincronização da leitura. Assim, enviando um pulso de 10 ciclos de *clock* ao \overline{CS} , este permitirá a leitura da informação e dos bits de endereçamento, em sincronismo com a subida positiva (*positive edge triggered*) do *clock*. A interligação do potenciômetro digital (AD8402) com o registrador de deslocamento (74HC165) (Figura 3.10b) permite que o potenciômetro leia o número digital definido no BUS de 6 bits e os dois últimos (menos significativos) ficam em "0", porque o registrador volta a posição inicial "0" ao terminar a codificação dos 8 bits. O endereçamento é feito pelos dois primeiros bits do BUS de 8 bits que nos permite utilizar o potenciômetro nº1, que é endereçado por "00". O número digital do BUS de 8 bits define a posição do cursor, possibilitando 64 valores possíveis de amplitude, como são mostrados nos exemplos da Figura 3.10c para os

números 128 (50% de 256) e 64 (25%), lembrando que os dois bits menos significativos já estão definidos, ou seja, o 256 é obtido com a entrada 64.

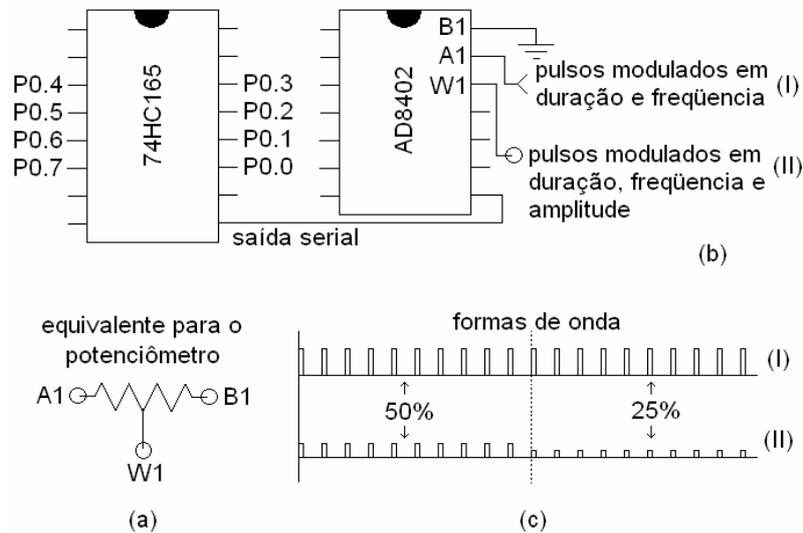


Figura 3.10 – Potenciômetro digital (a) equivalente de circuito (b) interligação com registrador (c) exemplos de formas de onda

3.2.1.7 Placa das Modulações

A necessidade de transformação do BUS paralelo de 8 bits em informação serial deveu-se a inserção do CI AD8402 no projeto da placa das modulações. Inicialmente pensou-se em utilizar um atenuador digital com entrada paralela HRF-AT4610, porém o único encontrado no mercado é encapsulado em LPCC, que impossibilitou seu uso sem equipamento de soldagem adequado.

A placa das modulações gera o trem de pulsos de estimulação, com os valores dos parâmetros definidos no programa de controle. Cada canal de estimulação utiliza uma placa das modulações própria, recebendo as informações referentes aos parâmetros programados para o determinado programa. Os bits de controle recebidos são o \overline{WR} , A0, A1, GATE e o BUS de 8 bits. A placa recebe o BUS de 8 bits diretamente da placa USB6501 (P0.0 ... P0.7) e os bits de controle são fornecidos pela placa dos demultiplexadores. O diagrama esquemático da placa das modulações é apresentado na Figura 3.11.

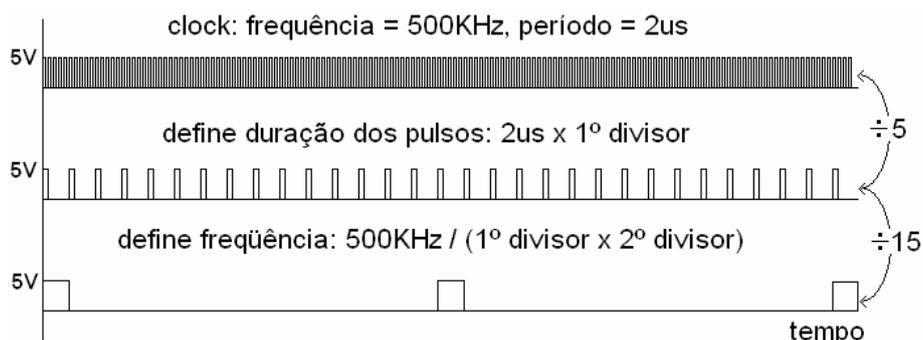


Figura 3.12 – Exemplo de modulação em duração e frequência

A duração do pulso final é igual a um período (ciclo) do sinal resultante da primeira divisão (segundo sinal da Figura 3.12), que é definida pelo primeiro divisor. O *clock* tem frequência de 500kHz, portanto um período de $2\mu s$. Dividir a frequência é a mesma operação que multiplicar o período, por isso a duração é igual ao 1° divisor \times $2\mu s$. A frequência do sinal final é definida pelas duas divisões, sendo igual à frequência do *clock* 500kHz dividida pelos dois multiplicadores.

O sinal final modulado em duração e frequência dos pulsos na saída OUT1 é então utilizado como entrada para a modulação em amplitude, conectando-o ao terminal A1 do potenciômetro digital. Como anteriormente mencionado esta modulação utiliza um potenciômetro digital, que necessita do registrador de deslocamento e também de um pulso de duração igual a 10 ciclos de *clock*, que é fornecido pelo canal 2 (CHN2) do CI contador programável. O CHN2 deste CI é programado para operar no modo 1 (gerador de pulso acionável), e escrevendo-se o número 10 neste canal e sempre que o GATE2 for acionado, a saída OUT2 recebe um pulso de 10 ciclos de *clock*. Este sinal é utilizado como disparador da saída serial pelo registrador de deslocamento e acionador da escrita da amplitude pretendida no potenciômetro digital. Ou seja, todo o processo é iniciado com um pulso na entrada GATE2. O terminal B1 é conectado ao terra e no cursor W1 encontra-se então o trem de pulsos modulado em amplitude, frequência e duração, sendo portanto a saída da placa das modulações.

Um LED de sinalização (verde) foi inserido no circuito para fornecer ao usuário uma informação visual da frequência de estimulação. A amplitude e duração dos pulsos não são consideradas nesta informação. Como a duração do pulso é muito pequena e a frequência alta demais para causar um efeito visual adequado, a sinalização proporcionada pelo LED necessitou de uma adaptação. Para isso, o CI 7490 (década contadora) foi utilizado para dividir a frequência por 10 e aumentar a duração do pulso de saída.

3.2.2 Circuitos Analógicos

Três placas compõem a parte analógica do eletroestimulador: fonte de alimentação, estágio de saída e placa dos relés. Os circuitos associados passam a serem descritos a seguir.

3.2.2.1 Fonte de Alimentação

A placa da fonte de alimentação fornece todas as tensões reguladas necessárias aos demais circuitos do eletroestimulador, sendo os circuitos digitais alimentados com 5V DC e as placas dos estágios de saída, com +9V e -9V DC. O esquemático da fonte de alimentação é mostrado na Figura 3.13.

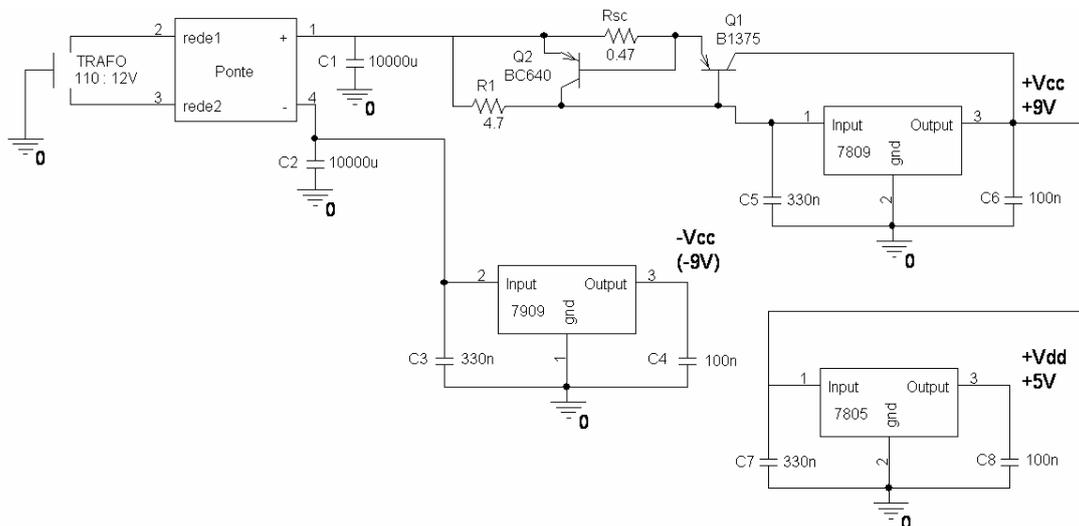


Figura 3.13 – Esquemático da fonte de alimentação

A tensão da rede é retificada através da ponte retificadora e duas saídas são observadas; uma positiva e outra negativa, e ambas são filtradas com os capacitores de $10000\mu\text{F}$. A forma de onda resultante é um potencial em torno de 13,5V, positivo e negativo respectivamente. O sinal negativo é enviado diretamente para um regulador 7909 e na saída deste CI, obtêm-se a fonte regulada de -9V (-Vcc). Como é requerido mais corrente da fonte positiva, os 13,5V positivos alimentam um regulador 7809 em configuração de alta corrente e proteção contra curto circuito. Este circuito é formado pelo regulador 7809, mais os transistores Q1 e Q2 e os resistores R1 e Rsc. A saída do circuito é o potencial regulado de +9V no terminal OUT do regulador, sendo a corrente majoritariamente fornecida pelo transistor de potência Q1. Ou seja, quando a corrente máxima de saída do regulador for atingida, o circuito pode fornecer mais corrente através do transistor Q1. O resistor Rsc é calculado para limitar a corrente

fornecida pelo transistor Q1, através da Equação 3.1.

$$R_{SC} = \frac{V_{BEQ2}}{I_{SC}} \quad (3.1)$$

Onde I_{sc} é a máxima corrente que o circuito poderá fornecer. O valor comercial do resistor R_{sc} escolhido foi $0,47\Omega$, para permitir corrente máxima de 2A, com V_{BEQ2} igual a 1V. Enquanto a corrente estiver abaixo de I_{sc} , a queda de tensão no resistor R_{sc} será menor que V_{BEQ2} , deixando assim o transistor Q2 cortado. O resistor R1 polariza a base de Q2 e então encontra-se um potencial V_{BEQ1} entre seus terminais. A queda de tensão em R_{sc} tem que ser menor que em R1, para que o potencial do emissor de Q1 seja maior que o da base. Quando a corrente fornecida pelo circuito atinge I_{sc} , a queda de tensão em R_{sc} atinge V_{BEQ2} e o transistor entra em seu modo ativo. A corrente de base do Q1, que antes circulava por R1, agora passa a circular pelo Q2 e a tensão de base de Q1 fica aproximadamente igual à tensão regulada pela ponte e retificada pelo capacitor C1 (menos V_{EC} de Q2), o que provoca o corte do transistor Q1, devido ao V_{BE} abaixo do limiar de condução.

A tensão regulada de +9V é utilizada como entrada para o regulador 7805, que fornece uma saída regulada de 5V.

3.2.2.2 Estágio de Saída

A proximidade com o paciente torna o estágio de saída uma parte bastante importante do projeto de um estimulador elétrico. Para um controle melhor dos efeitos da estimulação elétrica na musculatura do paciente optou-se por uma saída em corrente, o que levou ao projeto de um estágio de saída que atuasse como uma fonte de corrente controlada por tensão. Lembrando que a placa das modulações fornece um sinal de tensão modulado nos parâmetros amplitude, duração e frequência, o estágio de saída recebe então esta tensão e a transforma, com todas as suas características de modulação, em uma corrente de saída correspondente, idealmente independente da carga. Genericamente a topologia que efetua tal função é chamada de fonte de corrente controlada por tensão ou de amplificador de transcondutância. O circuito do estágio de saída idealizado no presente trabalho é apresentado na Figura 3.14.

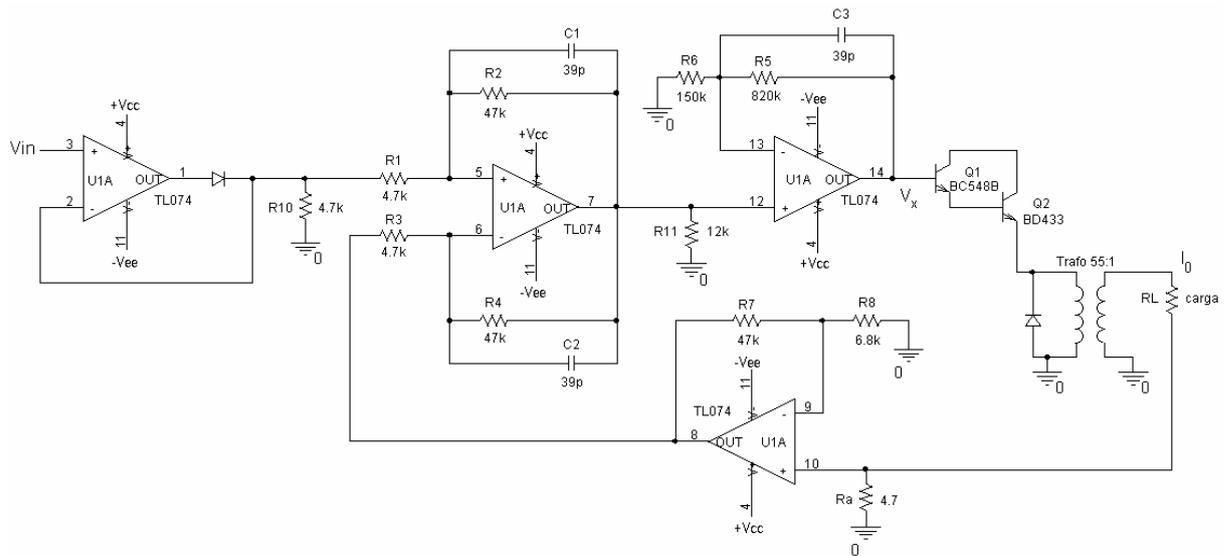


Figura 3.14 – Esquemático do estágio de saída

A tensão de entrada V_{in} é fornecida pela placa das modulações (trem de pulsos modulado em amplitude, duração e frequência). O circuito possui uma topologia de realimentação de amostragem de corrente com comparação de tensão (realimentação série-série). A análise de circuitos com realimentação deve ser efetuada abrindo-se a realimentação e calculando o ganho de transcondutância em malha aberta $A_g(s)$ e o ganho de realimentação β . Os diagramas da Figura 3.15 mostram como a malha de realimentação, composta pelo amplificador não inversor formado por U1 (portas 8, 9 e 10), R7 e R8, deve ser aberta e como ficam os circuitos para cálculo de $A_g(s)$ (Figura 3.15a) e β (3.15b), através das Equações 3.2 e 3.3, respectivamente.

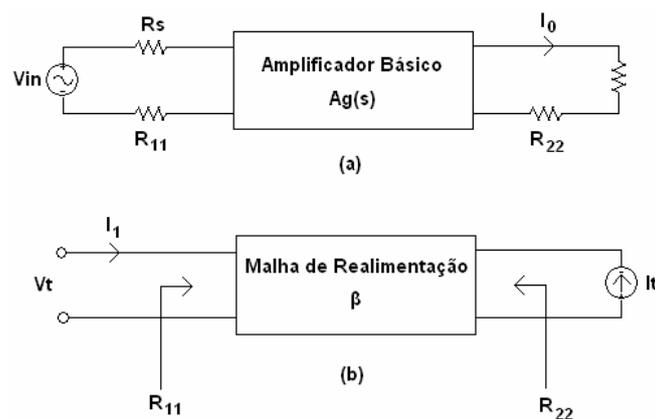


Figura 3.15 – Diagramas para cálculo de $A_g(s)$ e β

$$A_g(s) = \frac{I_0}{V_{in}} \quad (3.2)$$

$$\beta = \frac{V_t}{I_t} \quad (3.3)$$

O ganho de realimentação β é calculado utilizando-se o circuito da Figura 3.16 e a Equação 3.3.

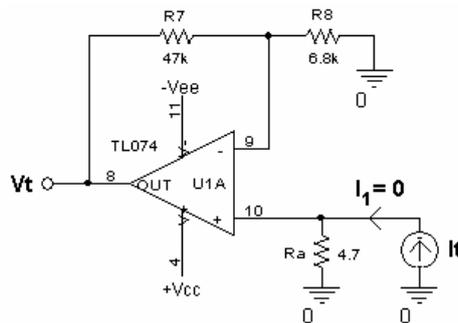


Figura 3.16 – Malha de realimentação para cálculo de β

A malha de realimentação (β) formada pelo circuito do amplificador não inversor formado por U1A, R7 e R8, juntamente com o resistor de amostragem de corrente (R_a), determina na entrada não inversora de U1 uma tensão proporcional à corrente na carga (I_o). Esta tensão é amplificada na saída e o valor do ganho de realimentação β é dado por:

$$\beta = R_a \left(1 + \frac{R_7}{R_8} \right) \quad (3.4)$$

As impedâncias R11 e R22, referentes à malha de realimentação são necessárias para a montagem do circuito utilizado para o cálculo do ganho de transcondutância $A_g(s)$. A Figura 3.17 indica como estas impedâncias são definidas.

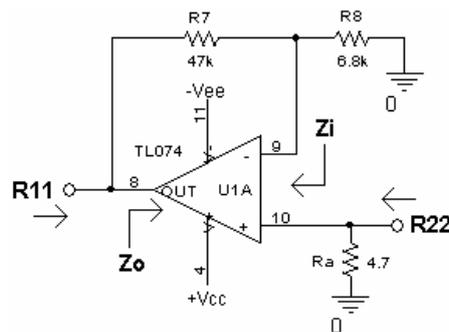


Figura 3.17 – Malha de realimentação para cálculo de R11 e R22

$$R_{11} = Z_o // R_7 + R_8 \cong Z_o \quad (3.5)$$

$$R_{22} = Z_i // R_a \cong R_a \quad (3.6)$$

Conhecendo R11 e R22, torna-se possível obter o $A_g(s)$ através do circuito da Figura 3.18.

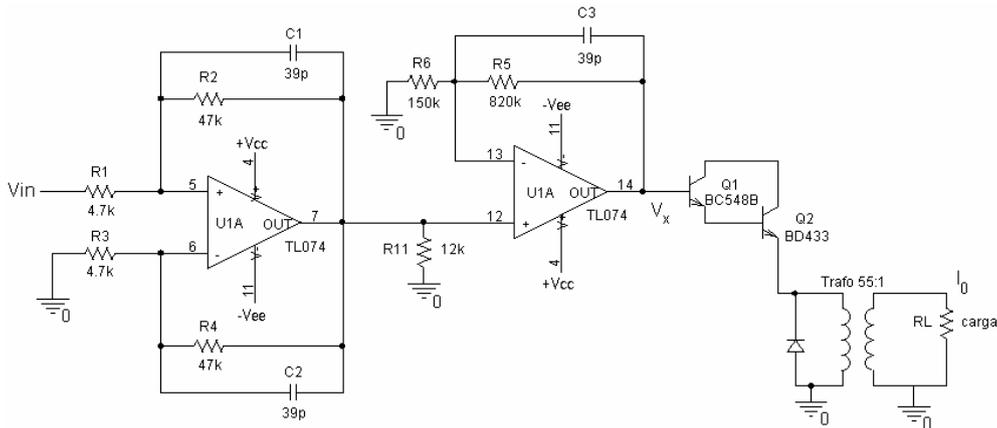


Figura 3.18 – Amplificador em malha aberta para cálculo de $A_g(s)$

O diodo ideal implementado no amplificador operacional da entrada (Figura 3.14) não foi colocado neste circuito porque apenas elimina um eventual nível DC de entrada, não alterando o sinal as características de modulação do sinal de entrada V_{in} , assim como o resistor R_{10} , que apenas serve para diminuir a impedância vista pela placa das modulações. A estrutura *Howland*, implementada no primeiro amplificador operacional é chamada de amplificador de erro, porque amplifica a diferença entre a tensão proveniente da realimentação ($\beta \cdot I_o$) e a tensão de entrada (V_{in}). O amplificador não inversor tornou-se necessário para se obter o ganho e a banda passante necessários, utilizando-se amplificadores operacionais de baixo custo.

Por meio da análise do circuito pode ser demonstrado que a tensão em V_x é dada pela Equação 3.7.

$$V_x = V_{in} \left(\frac{1}{s + \frac{1}{R_2 C_1}} \right) \left(1 + \frac{1}{s + \frac{1}{R_5 C_3}} \right) \quad (3.7)$$

A configuração *darlington* formada pelo transistor Q_1 , juntamente com o transistor de potência Q_2 , formam um seguidor de tensão com transferência AC aproximadamente unitária, fornecendo a corrente necessária para excitar o primário do transformador, de modo que se possa alcançar a corrente máxima requerida na carga (I_o). O transformador, considerado na análise como ideal, eleva apenas a tensão proporcionalmente a relação de espiras dos indutores (N) e então, a corrente de saída I_o pode ser expressa pela Equação 3.8.

$$I_o = V_x \frac{N}{R_L} \quad (3.8)$$

Utilizando as Equações 3.2, 3.7 e 3.8, o ganho em malha aberta $A_g(s)$ pode ser então descrito pela Equação 3.9.

$$A_g(s) = \left(\frac{1}{\frac{R_1 C_1}{s + \frac{1}{R_2 C_1}}} \right) \left(1 + \frac{1}{\frac{R_6 C_3}{s + \frac{1}{R_5 C_3}}} \right) \frac{N}{R_L} \quad (3.9)$$

Os pólos do ganho em malha aberta (S_1 e S_2) podem ser calculados através da Equação 3.10 e 3.11, respectivamente.

$$S_1 = -\frac{1}{R_2 C_1} \left(\frac{1}{2\pi} \right) = -87kHz \quad (3.10)$$

$$S_2 = -\frac{1}{R_5 C_3} \left(\frac{1}{2\pi} \right) = -32kHz \quad (3.11)$$

O ganho em malha fechada $A_{gf}(s)$ (Equação 3.12) é o ganho efetivo do circuito, ou seja, expressa como a corrente de saída I_o é controlada pela tensão de entrada V_{in} , podendo ser chamado de sensibilidade do circuito.

$$A_{gf}(s) = \frac{A_g(s)}{1 + \beta A_g(s)} \quad (3.12)$$

Se o ganho de malha $\beta A_g(s)$ for muito maior que a unidade, pode-se desconsiderar o fator "1" da soma no denominador da Equação 3.12 e cancelar $A_g(s)$ nos dois termos da divisão, obtendo a Equação 3.13 do $A_{gf}(s)$, que idealmente depende somente do ganho de realimentação β .

$$A_{gf}(s) = \frac{1}{\beta} \quad (3.13)$$

A aproximação efetuada na Equação 3.13 pode ser vista como o objetivo da realimentação, sendo conseqüentemente uma restrição no projeto do circuito de realimentação que $\beta A_g(s) \gg 1$, para que a realimentação esteja efetivamente atuando. Somente desta forma, o ganho realimentado $A_{gf}(s)$ ou ganho efetivo do circuito não depende do ganho em malha aberta $A_g(s)$, que por sua vez depende da carga. Com a realimentação corretamente projetada o ganho realimentado $A_{gf}(s)$ torna-se estável e a corrente de saída I_o é proporcional à tensão de entrada e independente da carga de saída (R_L). Assim, para definir-se a transferência de tensão em corrente, basta-se escolher os resistores R_a , R_7 e R_8 da malha de realimentação de forma adequada. O ganho de malha calculado é igual a 24,1.

Substituindo a Equação 3.9 em 3.12, o ganho realimentado do circuito é dado pela Equação 3.14.

$$A_{gf}(s) = \frac{K_0(s + S_2 + K_1)K_2}{s^2 + (\beta K_0 K_2 + S_1 + S_2)s + [\beta K_0 K_2 (S_2 + K_1) + S_1 S_2]} \quad (3.14)$$

Onde S1 e S2 definidos nas Equações 3.10 e 3.11 e ainda

$$K_0 = \frac{1}{R_1 C_1} \quad K_1 = \frac{1}{R_6 C_3} \quad K_2 = \frac{N}{R_L}$$

Substituindo-se os valores nas Equações 3.4 e 3.13, o ganho realimentado do circuito calculado é igual a 26,9mA/V, o que proporciona uma saída máxima de 100mA, com uma tensão de entrada (controle) de aproximadamente 4V e representa a sensibilidade do circuito. Os pólos do amplificador em malha aberta foram transformados pela realimentação (Equação 3.14) em um pólo e um zero sobreposto na freqüência 32kHz, justamente na freqüência do pólo S1, sendo que o pólo S2 foi deslocado para 1,8MHz. Como o primeiro pólo foi cancelado pelo zero na mesma freqüência, então a freqüência de corte superior, que delimita a banda passante do circuito é ajustada pelo novo pólo de S2.

Os valores teóricos para as principais características do estágio de saída são mostrados na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Valores teóricos do estágio de saída

Sensibilidade = 26,9mA/V
Freqüência de corte superior = 1,8MHz

3.2.2.3 Placa dos relés

Nos testes de funcionamento do equipamento, depois de montados os quatros canais no gabinete, foi encontrado um problema que resultou na inserção da placa dos relés. Os CIs contadores programáveis precisam ser inicializados em algum modo de operação e enquanto isto não for feito, a saída permanece instável, gerando em alguns casos um nível DC. Este nível DC é amplificado e chega ao primário do transformador, que por possuir uma resistência de enrolamento bem pequena, consome muita corrente, mesmo com baixo nível DC no emissor de Q2 (Figura 3.14). Se isto ocorrer em algum canal, a fonte de alimentação não consegue fornecer a corrente requerida e a tensão de alimentação fica abaixo dos +9V originais. Com isso, o regulador 7805 também não consegue regular a fonte de +5V, que também fica abaixo do seu potencial normal. Nesta situação, a solução seria iniciar os CIs

contadores programáveis e acabar com o problema. Porém, com a alimentação muito abaixo de 5V, os CIs não funcionam e não podem ser inicializados. Ou seja, quando a energia da rede for ligada, os CIs contadores programáveis tem que ser iniciados em seguida, não dando tempo do potencial de alimentação cair demais.

O programa de controle é responsável pela inicialização e controle de todos os CIs. Se o equipamento for ligado e o programa não estiver rodando e enviando as informações para a inicialização dos CIs, a situação descrita no parágrafo anterior acontece. Então, o usuário deveria necessariamente iniciar o programa de controle antes de ligar o equipamento. A placa dos relés foi inserida para impedir que esta situação aconteça independentemente da ordem de acionamento das partes constituintes (equipamento e programa) e seu esquemático é apresentado na Figura 3.19.

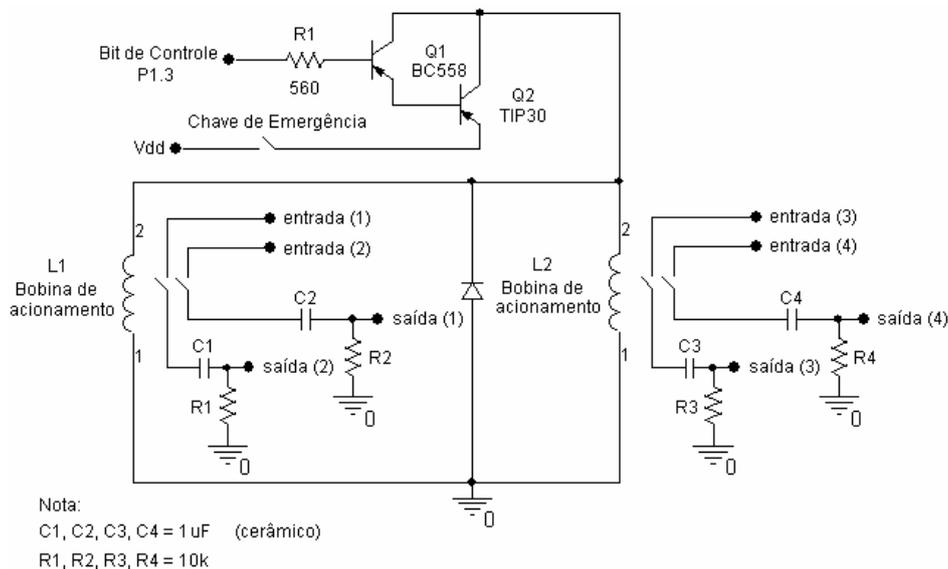


Figura 3.19 – Esquemático da placa dos relés

Os relés são controlados para desconectar o estágio de saída da placa das modulações e somente fazer a reconexão quando os CIs estiverem inicializados. O relé é um dispositivo elétrico/mecânico que se comporta como uma chave controlada por corrente. As bobinas representadas na Figura 3.19 são acionadas pela corrente dos transistores que formam a estrutura *darlington* Q1 e Q2. Cada relé possui duas entradas e duas saídas e, portanto, dois relés são usados para os quatro canais. A porta P1.3 da placa de controle digital ainda não estava sendo utilizada e foi empregada para controlar os relés através dos transistores Q1 e Q2. A inserção do transistor de potência em configuração *darlington* foi necessária pela baixa corrente de saída apresentada pela placa de controle digital. Quando a porta P1.3 está em nível lógico "1", que é o seu estado padrão, isto significa que existe um potencial de 5V

nesta porta. Com este potencial o transistor Q1 e Q2 estão cortados, os relés desarmados e, por conseguinte, o estágio de saída desconectado da placa das modulações. Quando o porta P1.3 passa para "0", o transistor Q1 e Q2 se polarizam e a corrente de acionamento circula pela bobina. O campo magnético gerado provoca o movimento das chaves, armando o relé, que passa a ter resistência próxima de 0Ω .

Os resistores de aterramento foram inseridos para evitar a alta impedância vista pela entrada do estágio de saída quando o relé é desarmado. A variação de baixa para alta impedância causava transições errôneas na entrada, que por sua vez eram repassados à saída em forma de corrente. Com os resistores de aterramento este efeito não mais foi observado. Os capacitores de acoplamento garantem que nenhum nível DC chegue à entrada do estágio de saída, mesmo quando este está funcionando, o que também implicaria em consumo excessivo de corrente. A chave de emergência corta a alimentação da placa inteira, desarmando os relés. Esta chave foi inserida no circuito como mais uma forma de segurança, sendo que o motivo maior é o fato da chave liga/desliga estar posicionada na parte de trás do equipamento para proporcionar um acesso um pouco mais difícil e realmente intencional.

3.2.3 Montagem na Caixa Metálica (gabinete)

Uma caixa metálica foi utilizada para a montagem de todas as partes integrantes do equipamento e para padronizar a nomenclatura com a norma NBR IEC 601-1 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1994), a caixa do equipamento é chamada gabinete. A placa USB6501 e a placa do *clock*, que são menores, ficaram fixas no fundo do gabinete. Acima delas foi fixada a placa dos demultiplexadores e acima desta, em um terceiro plano, a placa da fonte de alimentação. As placas das modulações ficaram de pé e as placas dos estágios de saída foram fixadas, em pares, uma acima da outra. A montagem é mostrada na Figura 3.20 e uma fotografia do equipamento montado, apresentada na Figura 3.21.

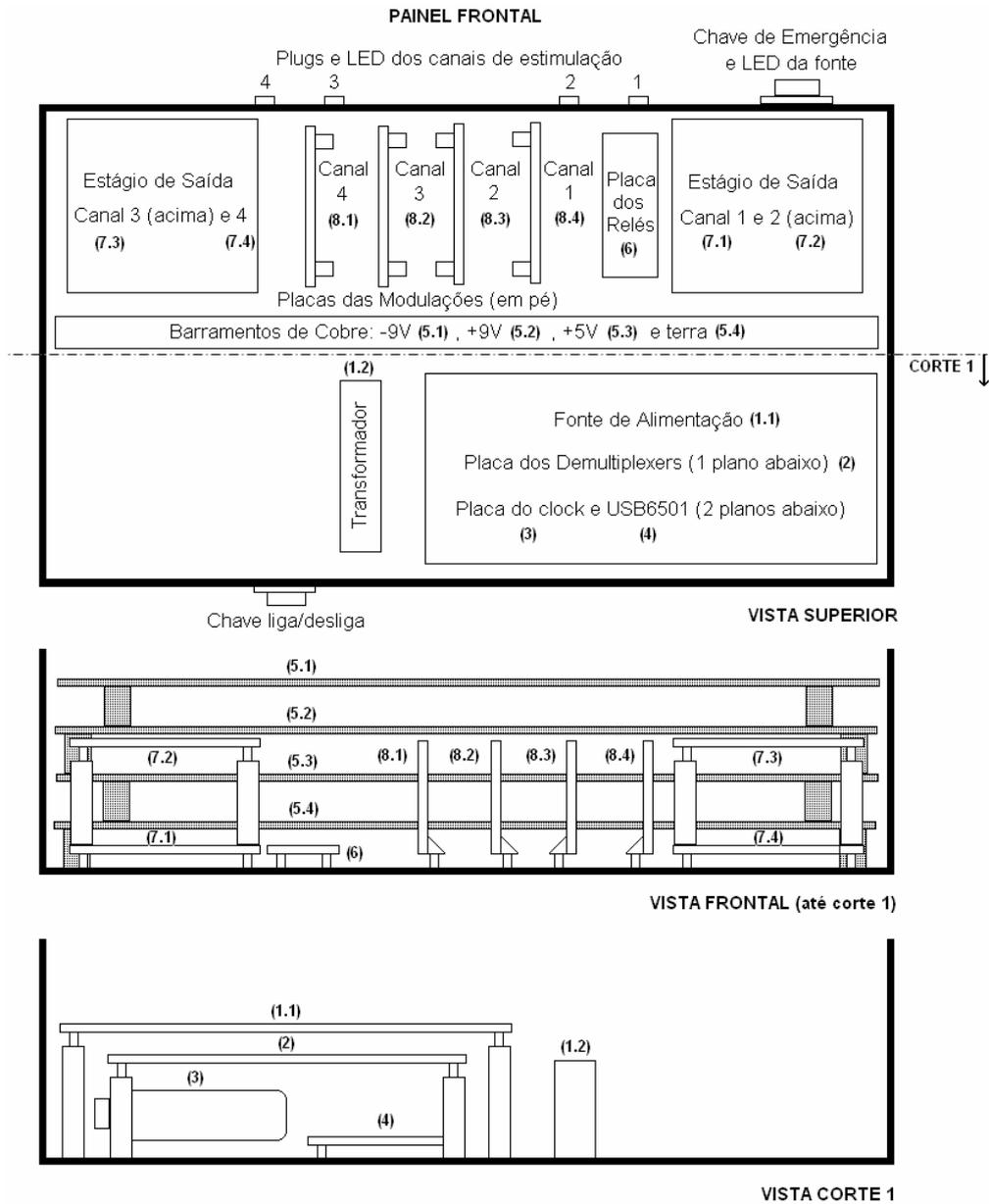


Figura 3.20 – Gabinete do FES-PEB



Figura 3.21 – Fotografia do equipamento do FES-PEB

As tensões de alimentação das placas, provida pela placa da fonte de alimentação, são distribuídas através de barramentos de cobre para diminuir a extensão excessiva dos fios de interligação entre a fonte e as demais placas, o que provocaria efeitos indesejáveis devido à resistência e à indutância parasitas dos fios.

O painel frontal do equipamento (Figura 3.22) foi desenhado e impresso em adesivo de vinil autocolante.

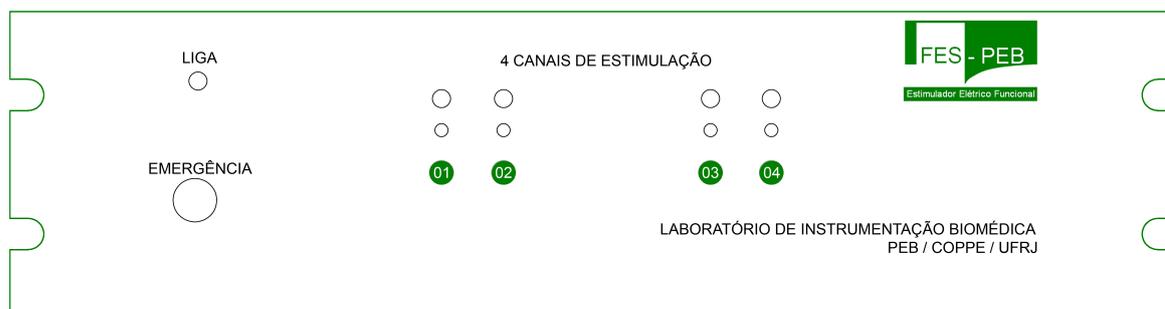


Figura 3.22 – Painel frontal do equipamento

3.2.4 Segurança Elétrica

A segurança elétrica de um equipamento é fundamental para evitar choques elétricos em pacientes e usuários. Entende-se por choque elétrico não apenas os choques elétricos causados por altos valores de correntes, mas todo aquele que estiver associado a correntes fora dos limites adotados pelas normas pertinentes. Em protótipos frutos de pesquisa acadêmica, não é muito comum seguir-se todos os aspectos normativos de segurança, haja vista que o objetivo não é a comercialização. Em aparelhos eletroestimuladores, esta questão torna-se ainda mais importante por fazer contato direto com o paciente. Por isso, mesmo em se tratando de um protótipo de pesquisa, os aspectos presentes nas normas NBR IEC 601-1 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1994) de segurança elétrica e NBR IEC 60601-2-10 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2002) de eletroestimuladores foram levados em consideração e os testes de corrente de fuga foram executados no FES-PEB. É claro que adequar totalmente o aparelho a estas normas seria impossível no tempo hábil para o desenvolvimento da tese e não foi esse o objetivo dos testes. Em 1997 houve acréscimos à norma de segurança elétrica de 1994, originando a norma atual NBR IEC 60601-1. Porém estes acréscimos não exercem influência no escopo do presente trabalho.

Os requisitos existentes nas normas e que foram atendidos são:

1. Equipamento de tipo B proporciona um grau de proteção contra choque elétrico, quanto à corrente de fuga admissível e à confiabilidade da conexão de aterramento para proteção (se existente). Parte aplicada é o conjunto de todas as partes do equipamento que fazem contato intencional com o paciente e uma parte aplicada do tipo F é separada eletricamente de todas as outras partes do equipamento, de tal modo que os valores de corrente de fuga não ultrapassem os valores máximos especificados. Os estimuladores devem ser equipamentos do tipo BF ou CF (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2002).
 - a. O equipamento possui proteção básica de choque elétrico (B) e a conexão com o paciente é feita através do uso de transformador, ou seja, acoplado magneticamente e isolado eletricamente (F).
2. Equipamento Classe 1, além da isolamento básica como proteção contra choque elétrico, incorpora uma precaução de segurança adicional, pelo recurso de conexão da gabinete do equipamento ao condutor de aterramento.
3. A distância de separação através do ar é o menor caminho através do ar entre duas partes condutoras. A isolamento básica é aplicada às partes sob tensão, para proporcionar proteção básica contra choque elétrico e as distâncias de separação através do ar possuem os limites: 1,6mm para tensão alternada de 250V e 0,4mm para tensão contínua de 15V (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1994).
4. A duração da forma de onda de saída até 50% da amplitude máxima (100mA), ou seja, 50ms.
5. Um controle de amplitude de saída que permita ao usuário ajustar a amplitude suavemente ou em pequenos passos é considerada uma importante característica de segurança. Uma posição de saída mínima permite ao usuário iniciar o tratamento com nível de saída baixo.
6. Com carga de 500 Ω , a corrente de saída eficaz não deve exceder o limite de 50mA para frequência menor ou igual a 400Hz. Para pulsos com duração menores que 0,1s, a energia do pulso não deve exceder 300mJ por pulso.
7. Os valores dos parâmetros não devem exceder 30% com carga dentro da faixa

especificada (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2002).

8. Corrente de fuga é uma corrente não funcional e pode ser (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1994):
 - a. Corrente de fuga para o terra - é uma corrente que circula da parte a ser ligada à rede para o condutor de aterramento para proteção (possui um limite de 500 μ A).
 - b. Corrente de fuga através do gabinete - é aquela que circula através do gabinete que passa por uma ligação condutiva, diversa do condutor de aterramento (possui limite de 100 μ A).
 - c. Corrente de fuga através do paciente - é aquela que circula através do paciente para o terra, por uma parte aplicada tipo F, devido ao aparecimento de uma tensão indesejada no paciente, proveniente de uma tensão externa (possui limite de 100 μ A).

Os circuitos para os testes de corrente de fuga foram baseados nos circuitos de ensaio da norma NBR IEC 601-1. Em algumas situações tais circuitos foram simplificados haja vista que algumas conexões não foram utilizadas. A norma define que estes testes devem ser executados em temperatura, pressão e umidade controladas e com tensão de alimentação 10% acima do valor convencional. Porém para isto seriam necessários equipamentos específicos e na falta destes, os testes foram feitos no próprio laboratório, sem controle das condições do teste.

3.3 Programa de Controle (*software*)

O programa de controle foi desenvolvido em LabView, versão 7.1 (*National Instruments, Austin – Texas, USA*) e utilizou o *driver* DAQMX para comunicação com a placa USB6501. A função básica do programa de controle é enviar os bits de controle dos CIs contadores programáveis, registradores de deslocamento e potenciômetros digitais. Com já mencionado, a comunicação do computador com estes CIs é feito pela placa de controle digital USB6501, através da porta USB. Esta placa envia bits para placa dos demultiplexadores e esta por sua vez controla os CIs. Ou seja, o programa deve controlar as saídas da placa dos demultiplexadores, através das portas de saída da placa USB6501, da forma representada na Tabela 3.3, onde são mostradas estas portas de saída e o que representarão em forma de bit de controle.

Ajustando corretamente os bits de saída PX.X pode-se enviar um comando de inicialização no modo 1 ou 2 para os contadores digitais ou qualquer outro comando

aos CIs controlados. Desde que, é óbvio, o cabo USB da placa de controle digital esteja conectado a alguma porta USB do computador e que esta esteja funcionando. Pode parecer banal este comentário, mas para um correto funcionamento do equipamento é essencialmente importante que o cabo USB esteja conectado corretamente e que a porta USB esteja funcionando corretamente, porque todo o controle dos CIs depende desta comunicação. Não que isso represente qualquer problema para o paciente ou algum voluntário de pesquisa, porque se não houver controle algum, os CIs permanecem em seus estados iniciais, que são previstos no projeto do equipamento.

Os bits de controle são gerados através dos perfis de programação definidos pelo usuário e serão utilizados para definição da amplitude, duração e frequência de repetição dos pulsos de saída, nos quatro canais disponíveis. Cinco interfaces estão disponíveis para comunicação como usuário do FES-PEB: tela principal; criação de perfis; visualização e inicialização de programas de estimulação e teste de contração. A documentação do programa, com todos (VI e subVI) os painéis frontais e os respectivos diagramas de blocos encontra-se no Anexo 2.

3.3.1 Tela Principal

A tela inicial do programa (Figura 3.23) disponibiliza o acesso à criação de novos perfis, ao teste de contração e permite a programação de um programa de estimulação utilizando os programas e perfis gravados em arquivos.

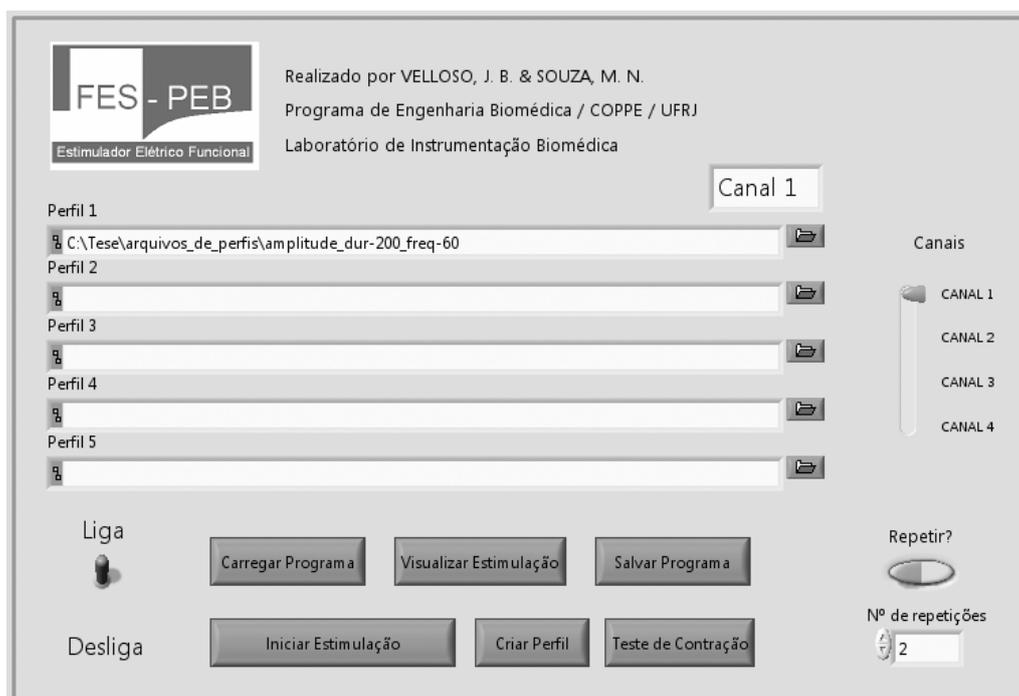


Figura 3.23 – Tela inicial do programa de controle

Após criar um perfil e salvá-lo, o mesmo será armazenado em um arquivo de texto (.txt) e poderá ser utilizado por qualquer canal, quantas vezes forem necessárias, como no exemplo da Figura 3.23, no qual o perfil “amplitude_dur-200_freq-60” é utilizado para o canal 1. Para isso, o cursor do botão dos canais deve estar na posição do canal desejado, sendo então inserido o perfil no programa de estimulação pressionando o botão de diretório ao lado do campo de texto do perfil desejado e escolhendo-o na lista oferecida. Todos os perfis necessários devem ser selecionados desta forma. Assim o programa de estimulação estará definido e poderá ser então visualizado, gravado ou iniciado. Um programa gravado é um arquivo texto e também pode ser utilizado como um perfil dentro de um novo programa ou carregado para alteração e inicialização. Assim os três parâmetros de estimulação podem ser variados de forma arbitrária, respeitando-se somente a limitação do tempo mínimo de 1s para cada perfil. O programa de estimulação pode também ser repetido acionando o botão “repetição” e escolhendo o número de repetições. Vale ressaltar que este número é referente ao número de vezes que o programa será repetido além da execução normal.

3.3.2 Criação de Perfis

Pressionando-se o botão Criar Perfil na tela inicial (Figura 3.23) o usuário tem acesso à interface de criação de perfis (Figura 3.24).

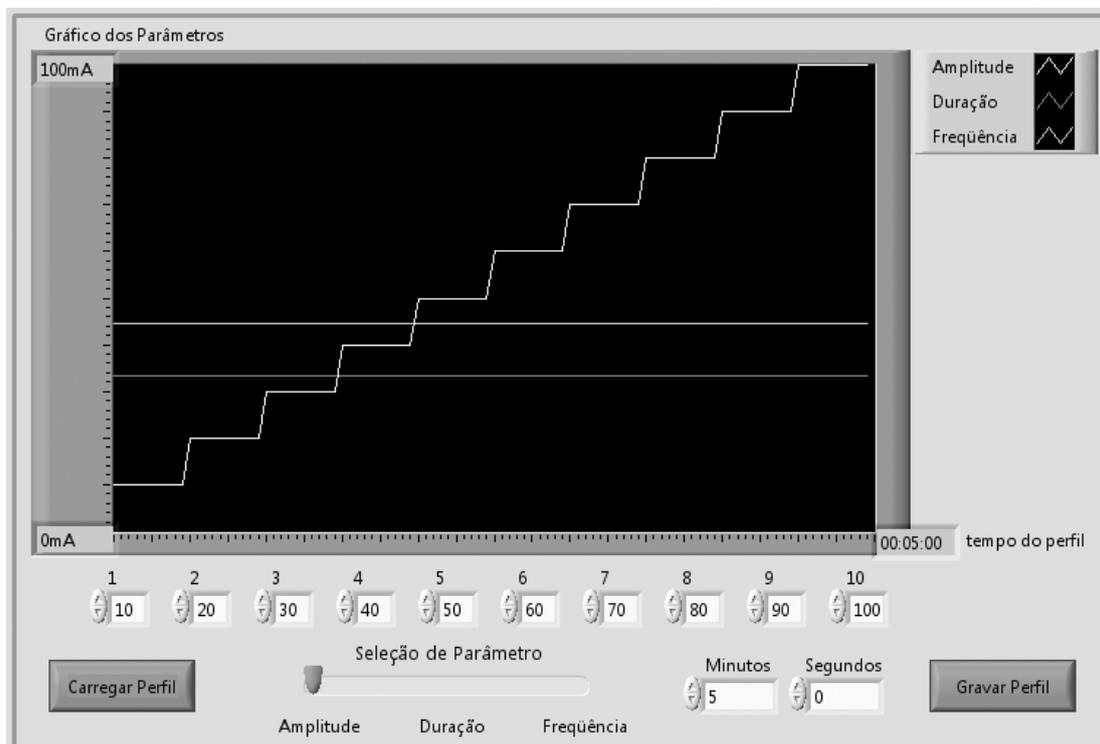


Figura 3.24 – Interface de criação de perfis de estimulação

Nesta tela existem 10 botões para escolha de valores para os três parâmetros do perfil de estimulação. O botão “seleção de parâmetro” define para qual dos três parâmetros (amplitude, duração e frequência) os valores do perfil definido serão associados. O programa armazena cada perfil definido e quando se seleciona um parâmetro já definido, os botões são carregados com os valores previamente associados.

O tempo total do perfil deve ser escolhido, atentando para o tempo mínimo de 1s para cada perfil. O valor definido aparece no campo “tempo do perfil”, no eixo das ordenadas no gráfico.

Depois de concluída a programação do perfil, este deve ser salvo para futuras utilizações em novos programas de estimulação. Um perfil já armazenado pode ser carregado nesta tela de criação de perfis e uma vez carregado, atua como um perfil qualquer definido pelo usuário, ou seja, pode ser alterado e novamente salvo, não necessariamente com o mesmo nome. No eixo das abscissas, são mostrados os valores máximos e mínimos para o parâmetro escolhido. No exemplo da Figura 2.21, é mostrado um perfil de duração fixa em 200 μ s, frequência fixa em 100Hz e variação de amplitude de 10 a 100mA.

3.3.3 Visualização de Programas de Estimulação

A visualização do programa de estimulação definido na tela inicial é apresentada na interface de visualização de programa de estimulação, acessada através do botão “Visualizar Programa”. O arquivo de perfil selecionado no exemplo da tela inicial possui duração fixa em 200 μ s, frequência fixa em 60Hz e variação de amplitude de 10 a 30mA e a repetição foi acionada de modo a se repetir duas vezes o programa definido. O resultado da visualização deste programa de estimulação é mostrado na Figura 3.25, na qual as informações são apresentadas considerando-se o tempo definido para cada perfil que constitui o programa. Ou seja, um perfil de 2s ocupará o dobro do espaço no gráfico que um perfil de 1s.

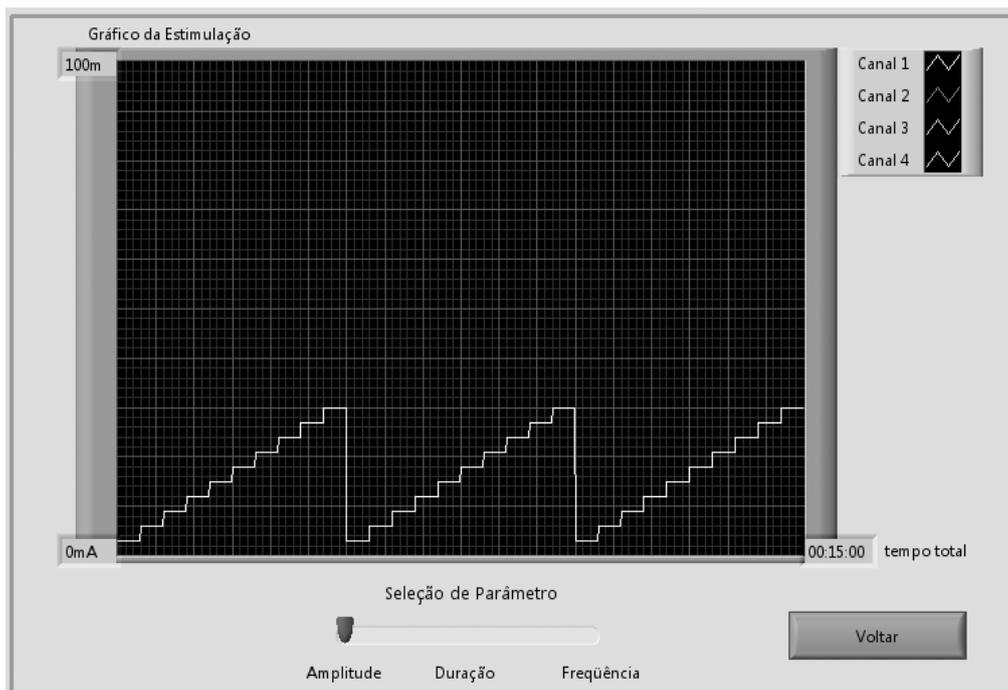


Figura 3.25 – Interface de visualização de programas de estimulação

O botão “Seleção de Parâmetro” permite a visualização dos três parâmetros para os quatro canais de estimulação. Como anteriormente mencionado, para o exemplo em questão, o programa é executado uma vez e repetido duas vezes como definido, resultando em três execuções consecutivas do mesmo programa. Esta tela torna-se importante pelo fato de ser o último passo antes de executar o programa no paciente, podendo-se então visualizar as características deste programa para certificação da correta definição dos valores. O botão “Voltar” é o acesso à tela inicial do programa de controle. A informação do tempo total do programa também é fornecida nesta tela.

3.3.4 Inicialização de Programa de Estimulação

Pressionando o botão “Iniciar Estimulação”, o programa configura todos os CIs corretamente para o primeiro valor de cada parâmetro e cada canal, aciona os relés e começa a enviar as informações dos valores dos parâmetros. A cada 0,1s o programa examina os perfis definidos e envia as modificações nos parâmetros desejados. O usuário observa na tela (Figura 3.26) três gráficos que indicam os valores atuais de amplitude, duração e frequência, para os quatro canais.

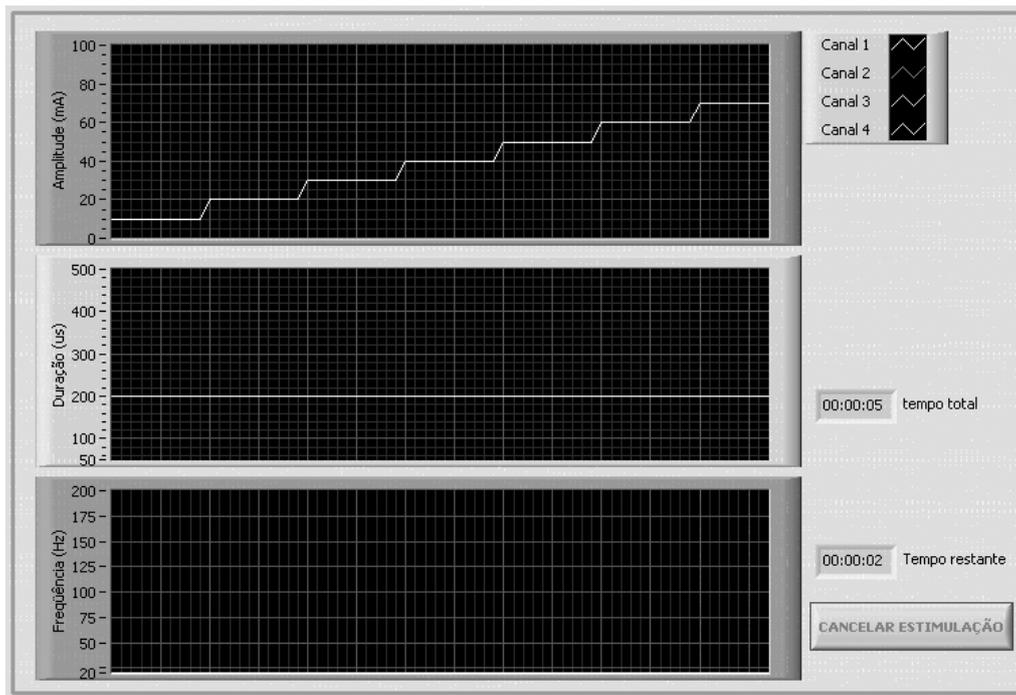


Figura 3.26 – Interface de inicialização de programa de estimulação

O tempo total do perfil é informado, assim como a contagem regressiva para o término do programa de estimulação. O botão “Cancelar Estimulação” faz com que a execução do programa seja finalizada, da mesma forma como se o tempo total tivesse sido atingido. Em ambas as maneiras, sempre que um programa de estimulação é finalizado, a amplitude do pulso de saída não é instantaneamente reduzida ao zero. Tal redução da amplitude é feita de forma gradual em um tempo de 2s. Este é um mecanismo de segurança para caso a estimulação seja interrompida em um nível de estimulação associado a uma forte contração, a musculatura não sofra um transiente abrupto, ou seja, para que o relaxamento muscular ocorra de forma gradativa. Isto porque, este botão não deve ser utilizado em casos de emergência e sim, apenas para a interrupção casual associada a algum erro de programação ou execução do programa de estimulação.

3.3.5 Teste de Contração

Os parâmetros são programados nos perfis de estimulação de modo a proporcionar as contrações desejadas na musculatura alvo. Assim, o botão “Teste de Contração” da tela inicial (Figura 3.23) disponibiliza uma interface para testes de nível de contração muscular, mostrada na Figura 3.27.

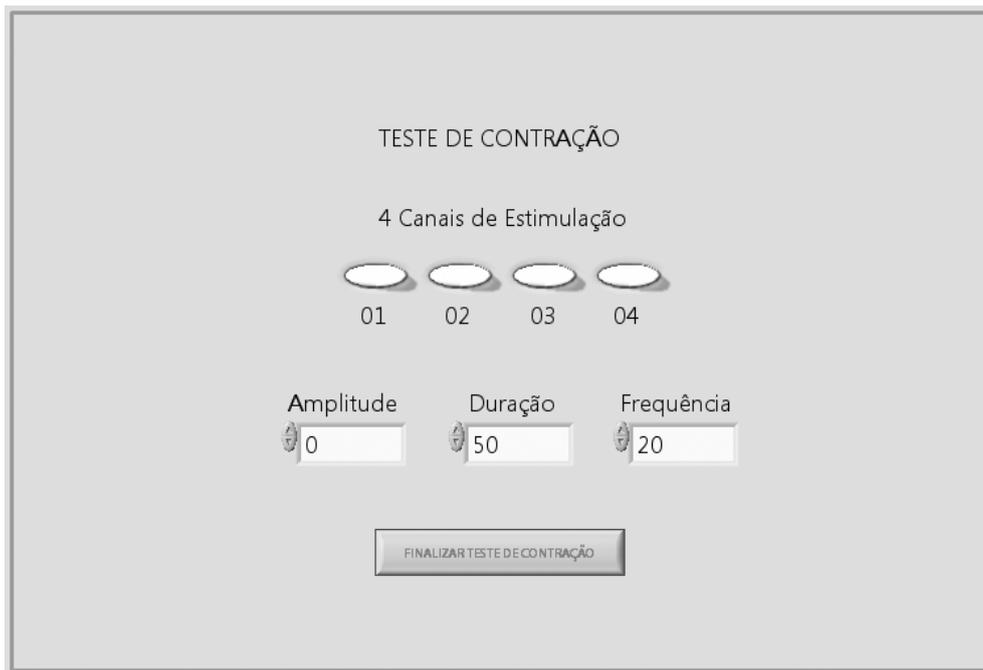


Figura 3.27 – Interface de teste de contração

O canal de estimulação utilizado deve ser acionado pressionando-se o botão correspondente. É permitido selecionar mais de um canal, porém a corrente de estimulação receberá os mesmos valores dos três parâmetros para todos os canais ativos.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

Os resultados deste trabalho podem ser divididos em resultados associados à questão de segurança elétrica; resultados de simulação dos circuitos projetados e, finalmente, os resultados observados nos testes de comprovação de funcionamento do eletroestimulador desenvolvido.

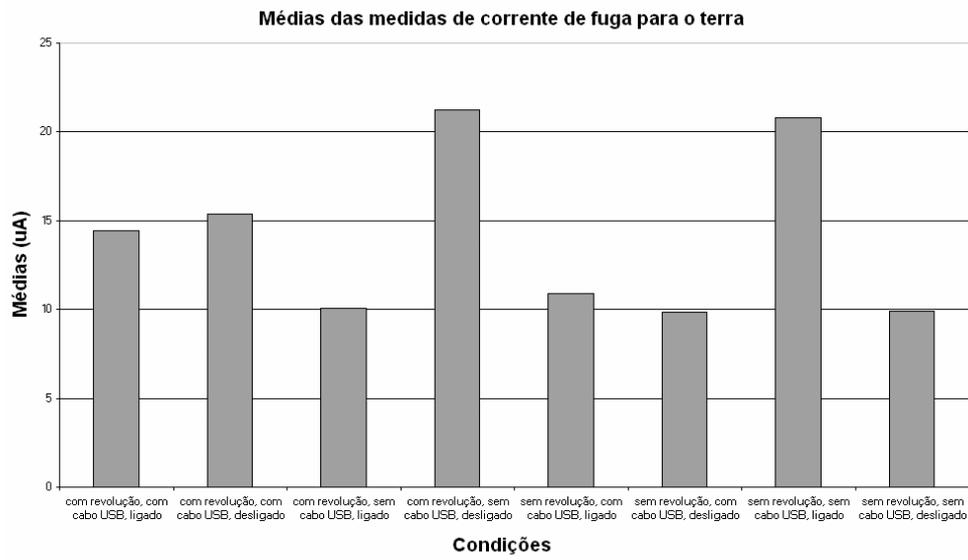
4.1 Resultados de Segurança Elétrica

Os valores brutos relacionados aos ensaios de segurança elétrica para medição das correntes de fuga podem ser visto no Anexo 3, sendo os resultados e valores máximos obtidos em tais ensaios apresentados na Tabela 4.1.

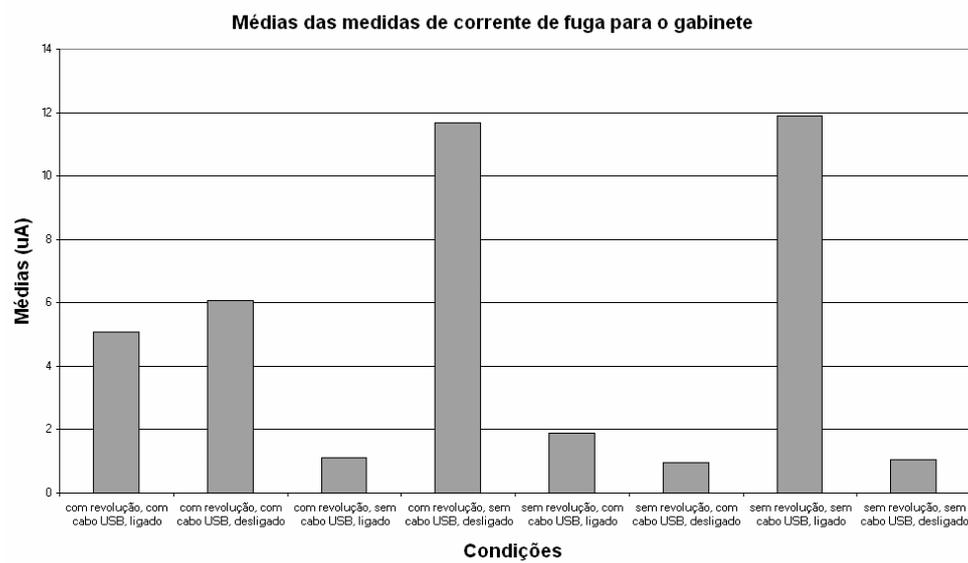
Tabela 4.1 – Descrição dos resultados, valores máximos medidos e limites normativos das correntes de fuga observados nos ensaios de segurança elétrica.

Corrente de fuga para o:	Resultado	Valor máximo (μA)	Limite (μA)
Terra	aprovado	21,3	500
Gabinete	aprovado	12,1	100
Paciente	aprovado	2,0	100

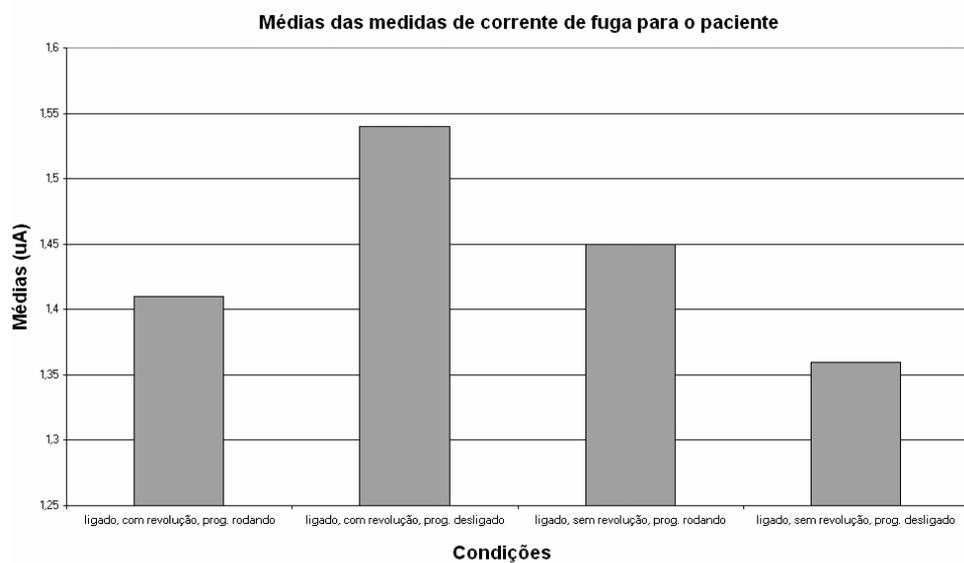
A Figura 4.1 apresenta os gráficos das médias dos valores das correntes de fuga em cada condição de ensaio - corrente de fuga para o terra (Figura 4.1a), para o gabinete (4.1b) e para o paciente (4.1c). A corrente de fuga para o paciente apresentou valores bastante pequenos e tal valor, talvez por ser muito pequeno, apresentou uma razoável variabilidade na leitura devido à resolução do multímetro digital utilizado (multímetro 8022 B da marca Fluke, com 3 ½ dígitos de resolução e fundo menor escala de 200mV). Por isso, o padrão adotado para esta medida foi registrar o primeiro valor que fixasse na tela.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.1 – Médias das correntes de fuga para: (a) terra (b) gabinete (c) paciente

4.2 Resultados de Simulação

Os resultados de simulações se referem somente à simulação do circuito do estágio de saída, haja vista que os outros circuitos são digitais com CIs bastante específicos, com apenas pequenas partes analógicas, e que não necessitaram de simulação. Os resultados foram obtidos com o simulador Orcad, versão 9.1, *Cadence Design Systems, Inc.*

O circuito foi simulado para obter-se a forma de onda da saída, em análise DC (Figura 4.2), e os valores de sensibilidade (ganho em malha fechada) e banda passante (frequência de corte superior), usando-se a análise AC (Figura 4.3). Os valores comerciais dos componentes utilizados nos testes de bancada foram usados na simulação.

No exemplo ilustrado na Figura 4.2, que representa uma saída em condições de demanda mediana para o circuito, o pulso de saída ideal deveria possuir amplitude desejada de 10mA, duração de 200 μ s e frequência de 60Hz, supondo uma carga de 1k Ω conectada à saída do circuito.

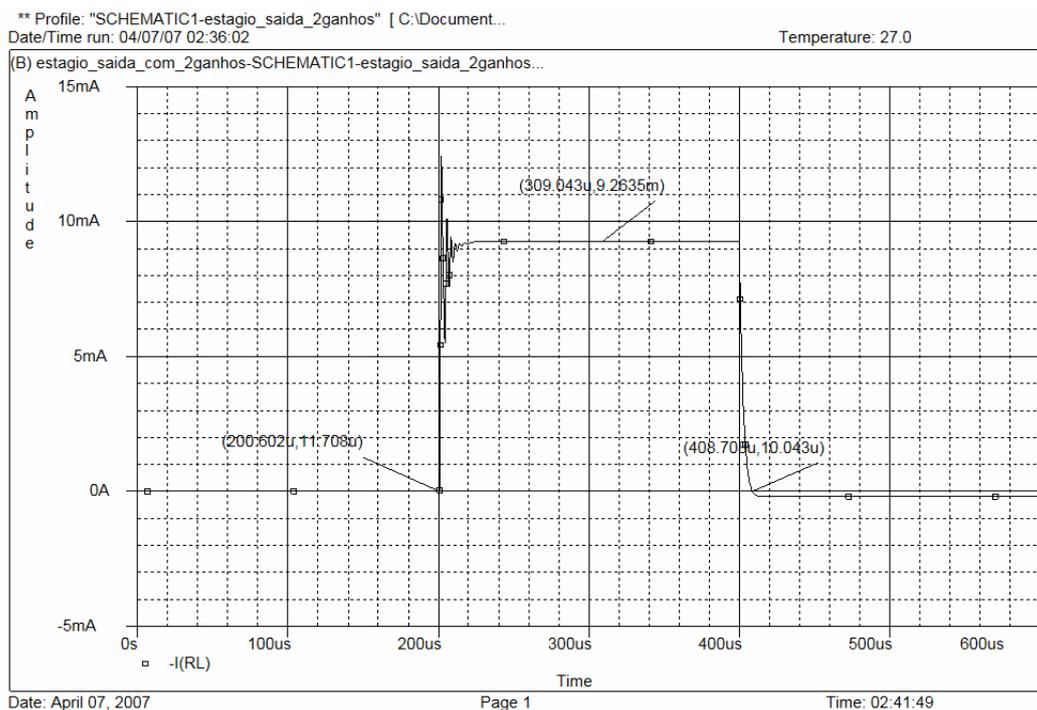


Figura 4.2 – Forma de onda da corrente de estimulação (análise DC)

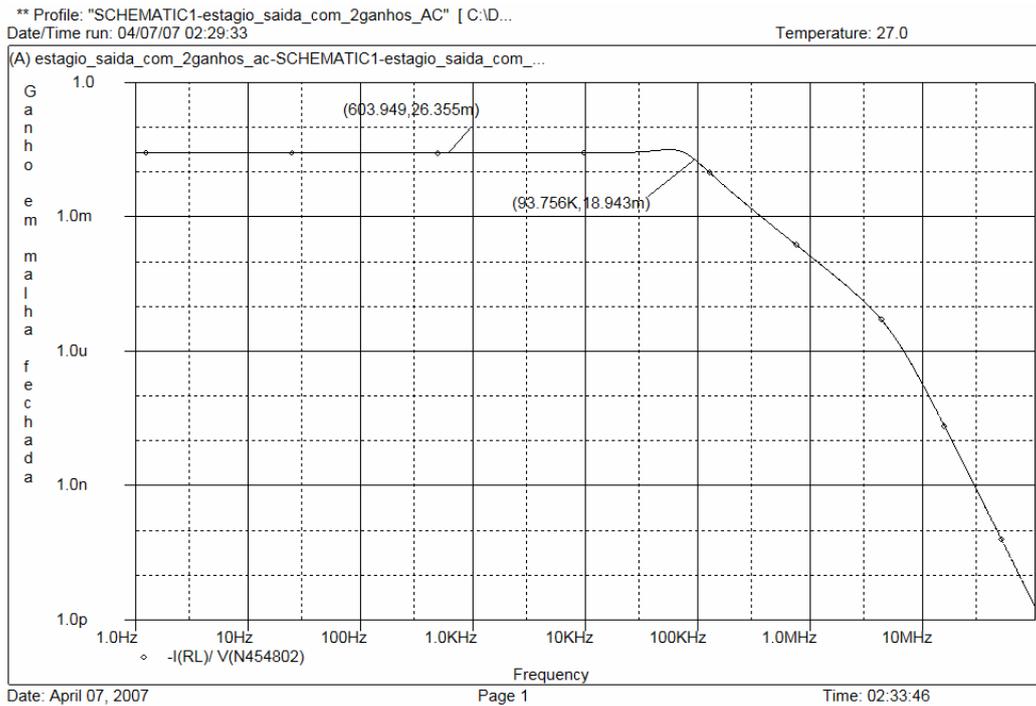


Figura 4.3 – Resposta em freqüência do circuito do estágio de saída (análise AC)

As características do estágio de saída obtidas com a simulação são sumarizadas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Características do estágio de saída obtidas com simulação.

Sensibilidade = 26,4mA/V
Freqüência de corte superior = 94kHz
Amplitude do pulso simulada: 9.3mA (desejado 10mA)
Duração do pulso simulada: 208,1µA (desejado 200µA)

4.3 Testes de Bancada

Os testes de bancada foram executados com cargas puramente resistivas (resistores) conectadas nos terminais de saída. As cargas utilizadas nos testes foram escolhidas dentro da faixa de variação da impedância entre os eletrodos e a pele descrita na literatura (CEFAR, 1992) e foram implementadas com resistores de 100Ω, 1kΩ e 2,4kΩ, sendo o último valor realizado com um resistor de 2k2Ω em série com

dois de 100Ω . Os três parâmetros controlados pelo equipamento (amplitude, duração e frequência de repetição dos pulsos) foram analisados com uso do osciloscópio digital (Meastech, HDS1022M).

Os testes com o osciloscópio tiveram três objetivos: o primeiro foi registrar a forma de onda de um pulso da corrente de estimulação, o segundo, registrar as formas de onda que certificassem a execução de um perfil estabelecido no programa de controle do equipamento e o terceiro foi coletar dados para a avaliação do erro existente entre o valor desejado para um dado parâmetro (definido no perfil estabelecido no programa de controle) e o valor real do parâmetro gerado pelo equipamento.

4.3.1 Registro da forma de onda de um pulso de estimulação

Cada pulso da corrente de estimulação possui a forma de onda apresentada na Figura 4.4, na qual o canal 2, mostra a tensão medida na carga de $1k\Omega$ na saída, ou seja, a forma de onda de corrente de estimulação, em miliamperes. Cada subdivisão vertical da tela representa $2V$ e horizontal, $25\mu s$, assim, o pulso de saída tem amplitude e duração próximas de $10,5mA$ e $215\mu s$, respectivamente.

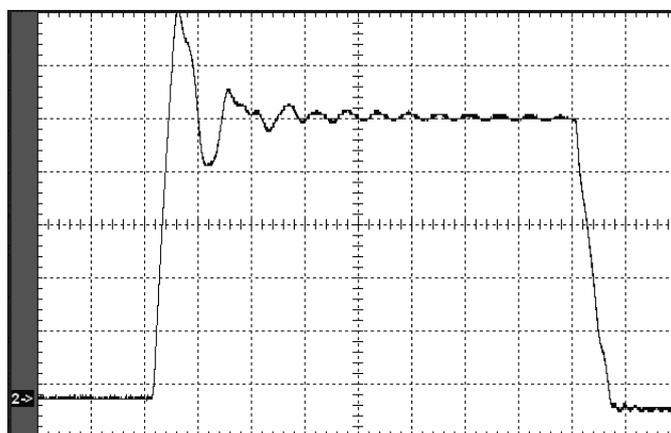
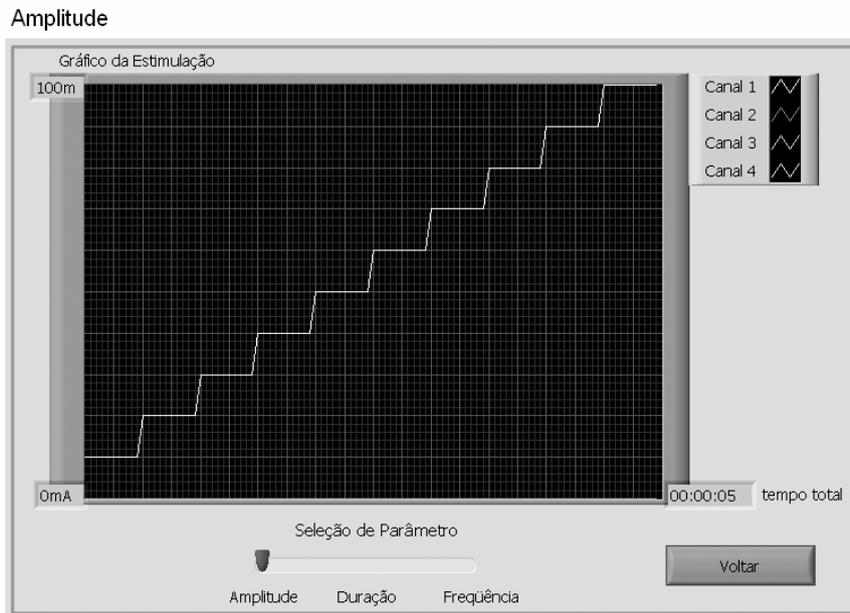


Figura 4.4 – Forma de onda do pulso da corrente de estimulação

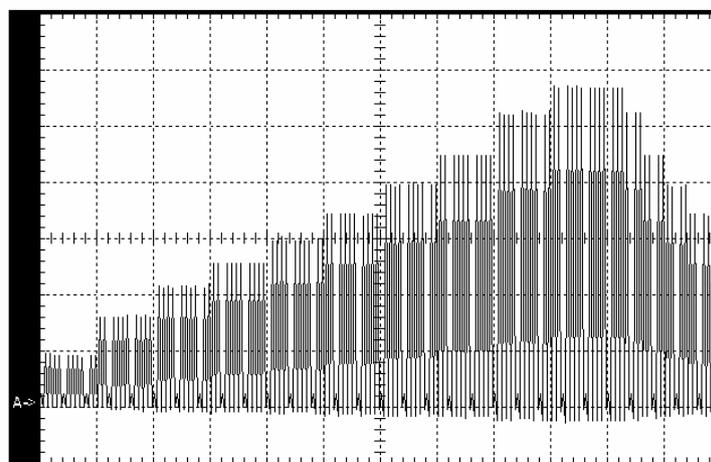
4.3.2 Registro de perfis de estimulação

Os perfis de estimulação programados para os testes de bancada visaram certificar um determinado parâmetro. Estes perfis, apresentados nas Figuras 4.5a e 4.6a para amplitude e frequência, respectivamente, foram executados com um resistor de $1k\Omega$ conectado aos terminais de saída do canal 1. Os respectivos sinais de saída registrados pelo osciloscópio são apresentados nas Figuras 4.5b e 4.6b. Perfis de

variação da duração dos pulsos de estimulação não podem ser gravados porque a escala que permite verificar a duração dos pulsos, não permite gravar um perfil de variação a cada 0,1s.



(a)

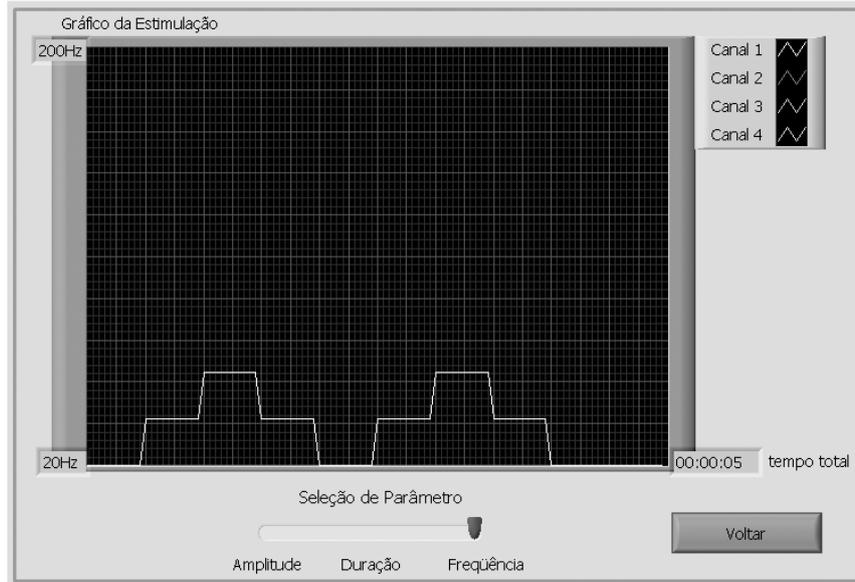


(b)

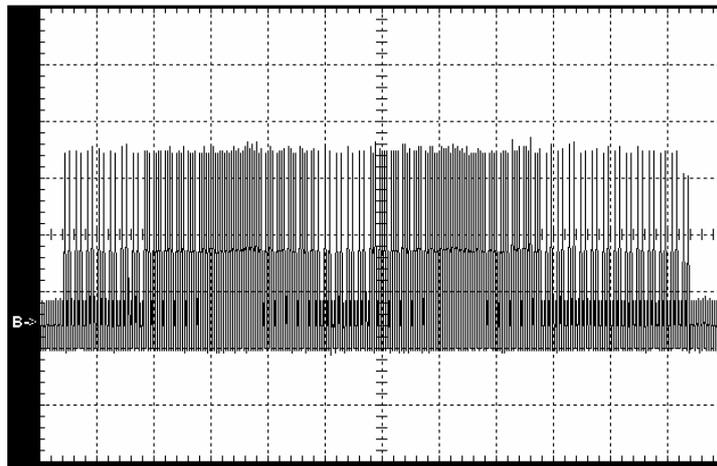
Figura 4.5 – Comprovação de variação da amplitude. Perfil programado (a) e perfil real executado (b). Escala de 20mA por divisão vertical (20V em carga de 1k Ω) e 0,1s por divisão horizontal

No registro do perfil de variação real da amplitude apresentado na Figura 4.5a, pode-se observar ao final na execução do perfil desejado (Figura 4.5b), o decaimento gradual da corrente de estimulação, implementado pelo programa de controle. Este decaimento também está presente no registro de perfil de variação para frequência.

Freqüência



(a)



(b)

Figura 4.6 – Comprovação da variação da freqüência. Perfil programado (a) e perfil real executado (b). Escala de 10mA por divisão vertical (10V em carga de 1k Ω) e 0,1s por divisão horizontal

4.3.3 Erro nos valores programados para os parâmetros do pulso de saída

Os perfis de estimulação para coleta de dados foram programados da seguinte forma: foram escolhidos três níveis dentro da faixa de variação de dois parâmetros e efetuou-se a variação em dez níveis do terceiro, para cada configuração possível dos três níveis dos outros dois parâmetros. Por exemplo, para coletar dados de amplitude, foram configurados, executados e medidos seis perfis de estimulação, com a amplitude variando em dez níveis de 10mA a 100mA, sempre com um intervalo de 30s para efetuar a medição, com os seguintes perfis de duração e freqüência:

1. 50 μ s de duração (duração mínima) e 20Hz de frequência (frequência mínima)
2. 200 μ s de duração (duração média) e 20Hz de frequência (frequência mínima)
3. 500 μ s de duração (duração máxima) e 20Hz de frequência (frequência mínima)
4. 50 μ s de duração (duração mínima) e 100Hz de frequência (frequência média)
5. 50 μ s de duração (duração mínima) e 200Hz de frequência (frequência máxima)
6. 200 μ s de duração (duração média) e 100Hz de frequência (frequência média)

Este processo foi executado de forma análoga para duração e frequência, com os três valores de carga de teste: 100 Ω , 1k Ω e 2,4k Ω . O Anexo 3 registra todos os valores brutos obtidos nestes testes. Cada perfil de estimulação teve 5 minutos de duração, sendo o tempo total deste teste de bancada igual à 4h30min. A média dos erros encontrados entre os valores medidos e os desejados para as três cargas é apresentada nos gráficos das sessões a seguir, para cada parâmetro da corrente de estimulação. Os valores médios e desvios padrões são apresentados nas tabelas subsequentes aos gráficos.

4.3.3.1 Erro no parâmetro *amplitude*

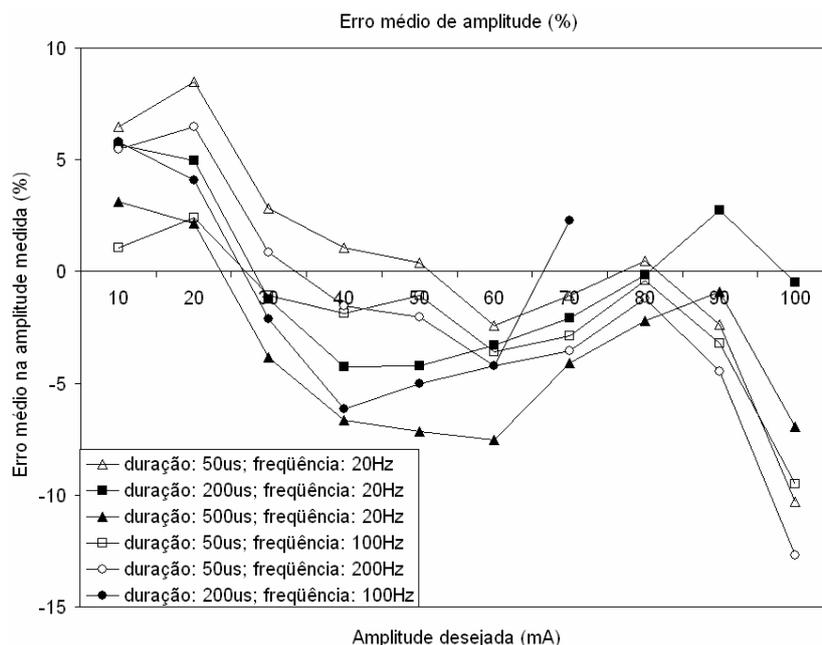


Figura 4.7 – Gráfico da média do erro percentual entre a amplitude medida e a desejada

Tabela 4.3 – Médias e desvios padrões dos erros percentuais de amplitude

	Média (%)	Desvio padrão (%)
100 Ω	9,93	4,80
1k Ω	-1,00	4,25
2,4k Ω	-12,8	6,02

4.3.3.2 Erro no parâmetro *duração*

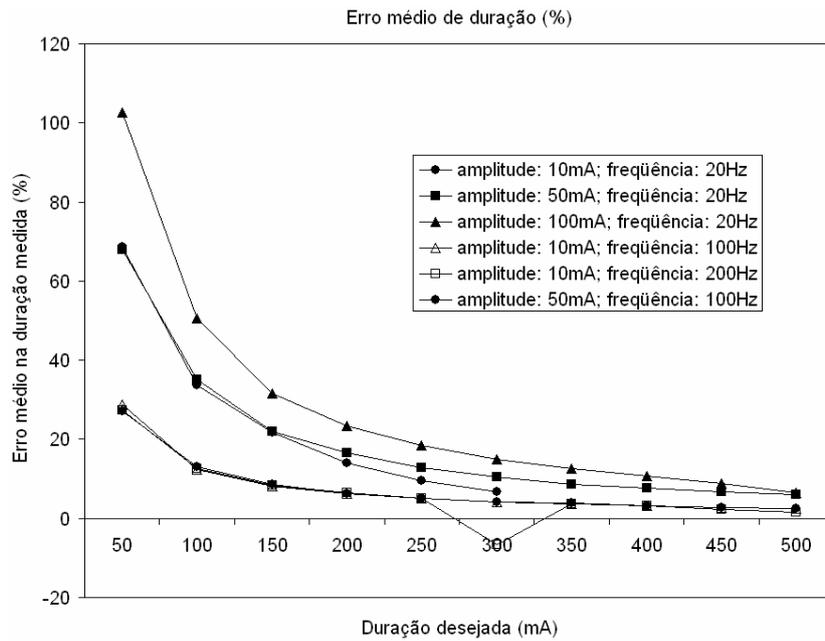


Figura 4.8 – Gráfico da média do erro percentual entre a duração medida e a desejada

Tabela 4.4 – Médias e desvios padrões dos erros percentuais de duração

	Média (%)	Desvio padrão (%)
100Ω	17,9	27,1
1kΩ	15,5	20,6
2,4kΩ	13,9	18,4

4.3.3.3 Erro no parâmetro *freqüência*

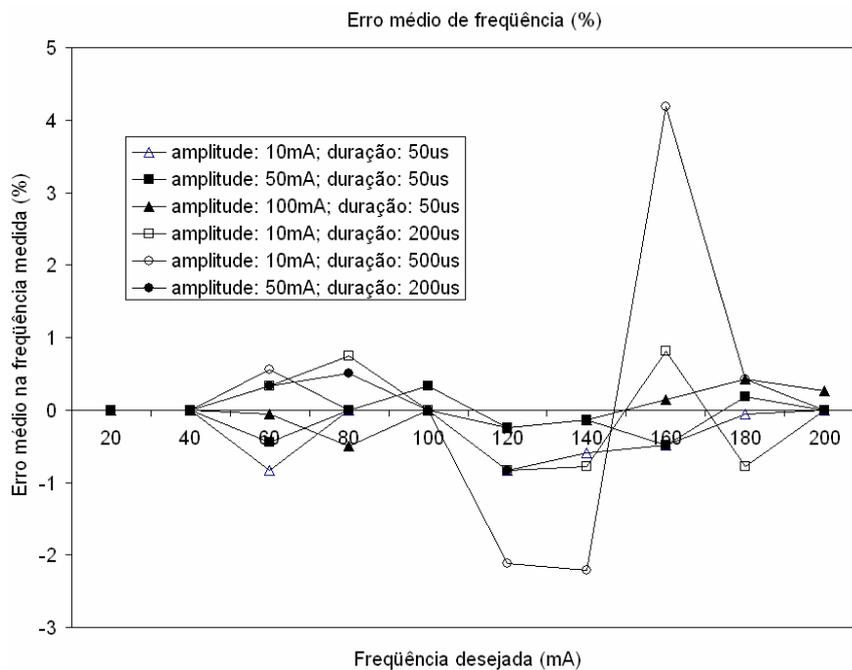


Figura 4.9 – Gráfico da média do erro percentual entre a frequência medida e a desejada

Tabela 4.5 – Médias e desvios padrões dos erros percentuais de freqüência

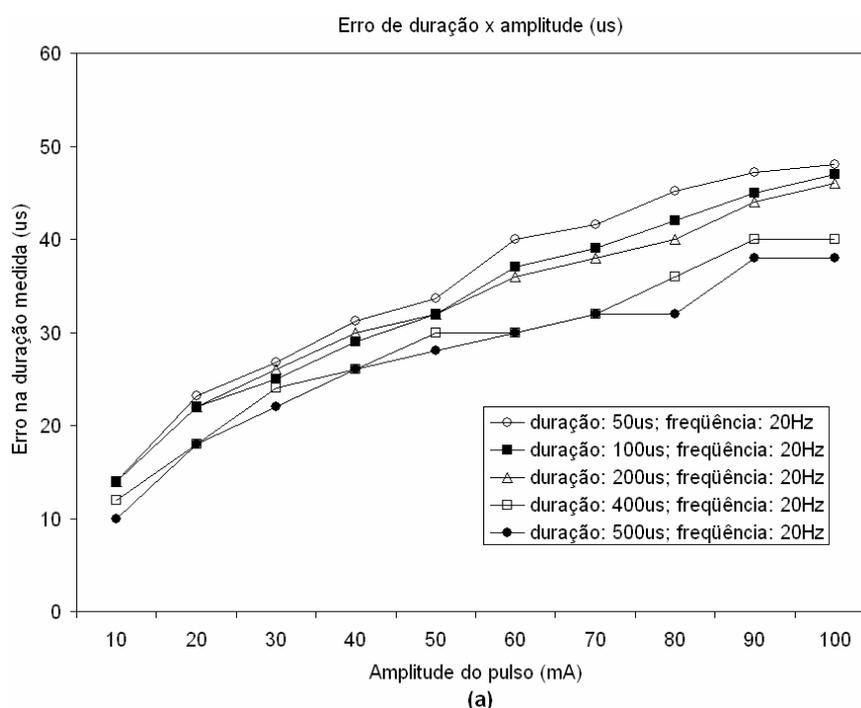
	Média (%)	Desvio padrão (%)
100Ω	-0,11	0,52
1kΩ	0,11	0,58
2,4kΩ	-0,17	0,55

4.3.3.4 Duração x Amplitude

O erro encontrado na duração está relacionado à amplitude do pulso de estimulação, sendo observado que com a variação da duração desejada o erro percentual diminui. Devido a este fato um teste adicional foi feito com carga de 1kΩ, variando-se a amplitude de 10mA a 100mA, com medição a cada 10mA. Neste caso mediu-se não a variação de amplitude, mas sim a variação da duração associada àquela determinada amplitude. Os perfis executados no teste foram:

1. 50μs de duração (duração mínima) e 20Hz de freqüência (freqüência mínima)
2. 100μs de duração (duração baixa) e 20Hz de freqüência (freqüência mínima)
3. 200μs de duração (duração média) e 20Hz de freqüência (freqüência mínima)
4. 400μs de duração (duração alta) e 20Hz de freqüência (freqüência mínima)
5. 500μs de duração (duração máxima) e 20Hz de freqüência (freqüência mínima)

Os resultados são mostrados nos gráficos da Figura 4.10, para erro em μs (4.10a) e erro percentual (4.10b).



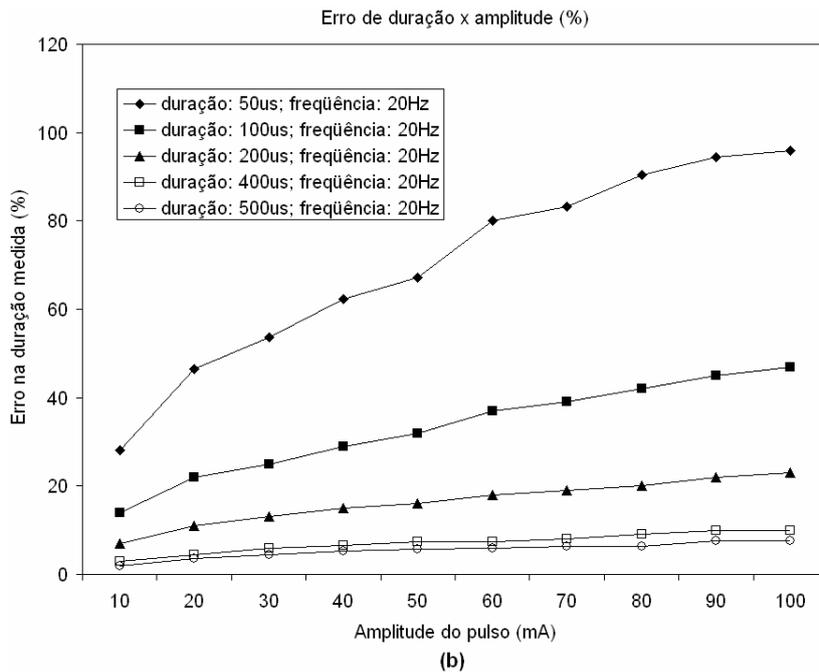


Figura 4.10 – Gráfico das medidas do erro entre a duração medida e a desejada
(a) erro em μs (b) erro percentual

4.3.3.5 Resultados relacionados ao acionamento simultâneo dos quatro canais

Neste teste os quatro canais de saída foram monitorados para se avaliar os erros de amplitude associados à ativação simultânea de todos os canais. A carga de teste foi $1\text{k}\Omega$ e o mesmo perfil foi executado em todos os canais: amplitude variando de 10mA a 100mA , em incrementos de 10mA , duração de $200\mu\text{s}$ e freqüência de 60Hz . Os resultados são mostrados no gráfico da Figura 4.11, sendo observada uma média do erro percentual de $7,0\%$ e um desvio padrão de $4,1\%$.

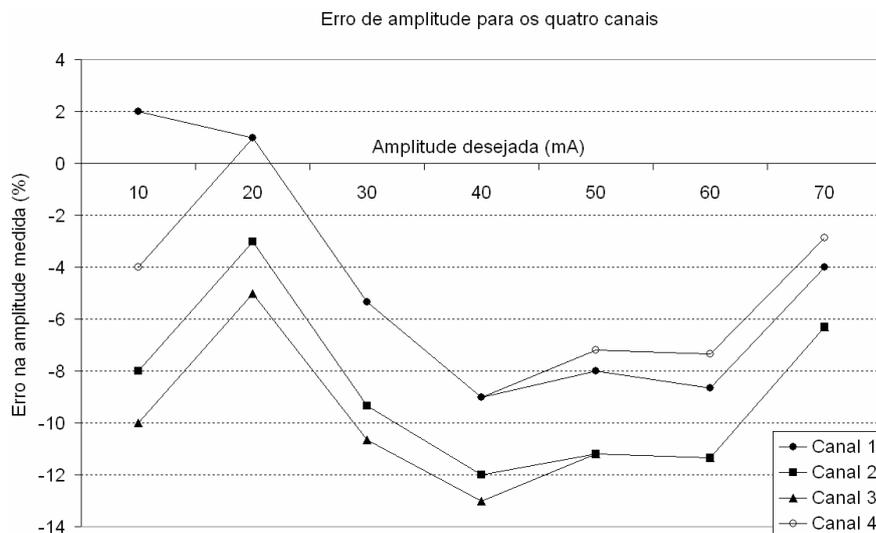


Figura 4.11 – Gráfico do erro percentual entre a amplitude medida e a desejada quando os quatro canais são ativados simultaneamente.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

Os valores médios de corrente de fuga para o terra (Figura 4.1a) e para o gabinete (Figura 4.1b) mostram que esta corrente é maior quando o cabo USB está desconectado. A revolução na alimentação (inversão entre fase e neutro da tomada) também resultou em valores maiores de corrente. O gráfico da Figura 4.1c mostrou a pequena variação da corrente de fuga para o paciente, com valores bastante baixos em relação aos limites impostos pela Norma NBR IEC 601-1 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 1994) para qualquer condição. Valores de corrente de fuga mais elevados foram observados quando a tomada ao qual o equipamento for conectado estiver com inversão de fase e neutro (revolução). Mesmo neste caso o valor da corrente de fuga deve ficar abaixo do limite estabelecido, uma vez que muitas vezes não se pode garantir que a tomada elétrica onde o equipamento será ligado esteja corretamente instalada.

Verificou-se que os valores de corrente de fuga também aumentam se o cabo USB estiver desconectado, por descuido ou danos estruturais no próprio cabo. Contudo, em todos os casos, os resultados dos testes de segurança elétrica apresentados na Tabela 4.1, comprovam que as correntes de fuga medidas com protótipo do equipamento desenvolvido (FES-PEB), encontram-se bem abaixo do limite normativo estabelecido, chegando no máximo a $21,4\mu\text{A}$, que corresponde a 5% do limite correspondente, nas condições em que os testes foram feitos, ou seja, sem controle das variáveis ambientais nem aumento de 10% na tensão de alimentação. POLLETO & VAN DOREN (1999) encontraram resultados semelhantes com correntes de fuga de no máximo $10\mu\text{A}$, sem mencionar as condições dos testes.

Os valores teóricos do estágio de saída mostrados no Capítulo III e os resultados da simulação do circuito (Tabelas 3.4 e 4.2, respectivamente) mostram-se bastante concordantes em termos da sensibilidade do circuito. A frequência de corte superior obtida com o modelo teórico ficou diferente da frequência encontrada na simulação. Este fato pode ser atribuído aos modelos ideais de alguns componentes que tiveram que ser adotados para os cálculos teóricos e que na simulação foram

levados em conta, diminuindo drasticamente a banda passante.

O parâmetro amplitude mostrou um erro médio de 7,9%, enquanto para o parâmetro duração foi observado um erro de 15,8%. KELLER *et al.* (2002) reportaram um tempo de subida (*rise-time*) de 3 μ s, fazendo crer que o erro de duração do “*complex motion*” seja bem menor que os observados no FES PEB. POLLETO & VAN DOREN (1999) apresentam erros de no máximo 5% na amplitude, sendo na maior parte dos casos, menor que 1%; porém apenas para faixa de 1 a 25mA, sendo o teste feito com 1mA e considerando-se que o *rise-time* do equipamento é de 2 μ s (POLLETO & VAN DOREN, 1999). JAW *et al.* (1995) mostram um tempo de subida e descida na faixa de 0,8 μ s, porém para uma excursão de amplitude de apenas 10mA, sendo os testes de medida de erro feitos com um pulso de 1mA de amplitude. Nos testes com o FES-PEB, para amplitude de 10mA, o erro na duração é de 14 μ s e quanto menor a amplitude, menor o erro (Figura 4.10a). JAW *et al.* (1995) apontam o *rise-time* do equipamento ISOLATOR-11 stimulator (Axon Instruments) como sendo 10 μ s, não sendo mencionadas as condições do teste.

O erro no parâmetro duração era de certo modo esperado, haja vista que a freqüência de corte superior observada na simulação (aproximadamente 94kHz) não foi tão elevada quanto a teoricamente projetada (1,8MHz), representando uma severa limitação para pulsos com período de 50 μ s. No entanto, POLETTO & VAN DOREN (1999) apresentam formas de onda de tensão e corrente (Figura 2.26) medidas com as ponteiros apropriadas e percebe-se que mesmo a forma de onda de tensão parecendo distorcida, a forma de onda de corrente apresenta um perfil de pulso com duração bem precisa. Os mencionados autores também utilizaram modelos de impedância da carga nas medições, que consideram não somente o resistor série, como feito no presente projeto, como também um resistor em paralelo com um capacitor. Ou seja, há a possibilidade da ponteira utilizada ou a simplificação no modelo de impedância, estar influenciando nas medições dos parâmetros da corrente de estimulação.

Por sua vez o erro encontrado na amplitude pode ser atribuído ao fato do ganho de malha $\beta Ag(0)$ da realimentação não ter ficado na prática muito maior que a unidade. Poderia ser então perguntado porque não aumentar β ou $Ag(s)$? O aumento de β causaria um decréscimo na sensibilidade, o que comprometeria o controle da corrente de saída por um pulso de tensão que possui uma amplitude máxima entre 4 e 5V. Vários testes com diferentes configurações de amplificador básico $Ag(s)$ foram feitos para conseguir-se aumentar este ganho, porém muitos fatores estão envolvidos nesta tarefa, entre os mais importantes podem ser citados os efeitos de ciclo limite; tensão de *offset* na saída e estabilidade do circuito evitando oscilações indesejáveis

na forma de onda de saída. De todas as configurações testadas para o circuito do estágio de saída, a que apresentou melhores resultados, para toda a faixa de carga de saída possível, foi a topologia apresentada no circuito da Figura 3.14. Mesmo assim, algumas oscilações ainda são observadas no pulso de saída (Figura 4.2).

A comparação entre os perfis de estimulação reais e desejados (Figura 4.5 e 4.6) mostrou a efetividade do equipamento no controle da amplitude e frequência dos pulsos de estimulação. A escala de tempo necessária para visualização da execução inteira de um perfil (mínimo de 1s por perfil) não permitiu uma boa visualização de cada pulso e a oscilação inicial acabou influenciando na determinação da amplitude. Contudo, foi possível visualizar a variação da amplitude segundo o perfil programado.

No registro da forma de onda (Figura 4.5b e 4.6b) observa-se no final do gráfico o funcionamento do decréscimo gradativo de amplitude implementado pelo programa de controle sempre ao fim da execução de um programa de estimulação.

Nos testes de avaliação do parâmetro frequência (Figura 4.6), assim como nos testes associados ao parâmetro amplitude, a base de tempo do osciloscópio não permitiu uma boa visualização dos parâmetros. Contudo, a variação da frequência pôde ser observada pela distância entre os pulsos de estimulação (Figura 4.6b), podendo ser comprovada a execução do perfil (Figura 4.6a).

Os testes de bancada apresentaram resultados importantes para a avaliação global do equipamento, levando-se em consideração toda a excursão dos três parâmetros (amplitude, duração e frequência) e da carga de teste. No geral, quanto maiores os valores dos três parâmetros, mais se está aumentando a energia consumida pelo estágio de saída. Dependendo dos parâmetros da corrente de saída não só a corrente média consumida da fonte de alimentação pode ser aumentada, como também podem ser demandados picos elevados de corrente, mesmo que o valor médio não seja tão grande. Por exemplo, o transistor de potência utilizado tem corrente DC de coletor máxima de 3A e pico de corrente máximo de 7A. Todos os cálculos foram feitos para que os circuitos juntos pudessem produzir pulsos de até 100mA de corrente na saída, mas na prática alguns fatores limitaram a excursão em casos específicos. Uma maior corrente de carga exige maior tensão no primário do transformador de saída, aproximando-se dos limites impostos pela tensão de alimentação de +9V (Vcc). Ao mesmo tempo, o aumento da corrente de saída aumenta a corrente do primário, o que aumenta o consumo da fonte. Os valores baixos dos parâmetros não deveriam então ocasionar problemas. Porém, o erro na duração devido ao tempo de subida (*rise time*) e descida (*fall time*) aumenta com a amplitude, até um ponto (aproximadamente 70mA) que para a menor duração (50µs) o final do tempo de subida e o início do tempo de descida acabam se fundindo e a

amplitude não pode mais aumentar, uma vez que o instante de tempo que determina a transição de descida é determinado pela duração da entrada. Por esta razão a menor duração apresentou erros significativos na amplitude e na duração.

As menores amplitudes também apresentaram erros significativos devido à resolução de 6 *bits* do potenciômetro digital. O 6º perfil dos três testes realizados, associado à variação de um parâmetro em dez níveis com os outros dois em valores médios da excursão, consome mais potência da fonte que os todos os outros e por isso, em todos os casos o parâmetro variado não atingiu o máximo da excursão, não mais conseguindo fixar a duração do pulso de saída no sétimo nível (70mA) e também não conseguindo fixar o patamar de amplitude nos níveis acima. Outro fato importante é que o patamar do pulso de estimulação tem uma inclinação fixa e aumentando-se a duração do pulso o decréscimo da amplitude final do pulso torna-se mais significativa. Tal fato foi levado em consideração no cálculo da amplitude, fazendo com que durações maiores apresentassem maiores erros de amplitude, para uma mesma amplitude desejada.

Os resultados da Tabela 4.3 mostraram erros para amplitude compatíveis com os valores encontrados na simulação. Por exemplo, uma corrente de saída desejada de 10mA o valor medido foi igual a 10,2mA, enquanto o valor simulado foi de 9,3mA. O gráfico da Figura 4.7 mostra as médias dos valores medidos em cada perfil e algumas características que merecem destaque. Por exemplo, o 6º perfil termina com uma corrente de 70mA, porque acima deste nível, o pulso torna-se instável. Os demais perfis possuem erros próximos e a duração de 200µs (2º perfil) tem erros médios menores, por não necessitar de muita potência (como no 6º perfil) e por possibilitar que o patamar do pulso de estimulação seja mantido para todas as amplitudes, o que não acontece com 50µs, em que existe uma limitação da excursão da amplitude, devido ao tempo de subida e descida.

Os erros percentuais médios de duração (Tabela 4.4) mostram um efeito devido à carga contrário ao encontrado na amplitude. A maior carga apresentou o menor erro médio, uma vez que o decréscimo associado ao patamar dos pulsos de estimulação é maior para cargas maiores. Assim a amplitude final do pulso é menor e, por estar mais próximo de zero, tais pulsos levam menos tempo para realizar a transição de descida.

A grande variabilidade (desvio padrão) da duração foi associada ao fato dos pulsos de curta duração apresentarem maiores erros percentuais e este erro diminuir significativamente para durações maiores (Figura 4.8). O erro de duração em µs é proporcional à amplitude do pulso de estimulação, com poucas influências da frequência e da própria duração, como pode ser observar na Figura 4.8, na qual as

linhas agregadas são de mesma amplitude. Fica então evidente porque o erro percentual é tão grande em $50\mu\text{s}$ e muito menor em $500\mu\text{s}$. Ainda assim é importante mencionar que a duração pode apresentar um erro percentual de quase 100% na condição de duração mínima e amplitude máxima

Os resultados mostrados no gráfico do erro médio de duração em μs (Figura 4.10) são importantes para uma análise da influência dos parâmetros nesse erro. Na Figura 4.10a pode-se perceber que este erro tem um pequeno desvio em função da variação da frequência, mas que apresenta uma dependência significativa com a amplitude. Na Figura 4.10b o mesmo erro é mostrado na forma percentual, evidenciando que para durações acima da mínima ($50\mu\text{s}$) o erro diminui para aproximadamente 40% para o pior caso (máxima amplitude).

Os resultados dos testes de bancada para frequência da Figura 4.9 e da Tabela 4.5 mostraram a precisão e acurácia do equipamento para este parâmetro. Isto é devido ao fato do CI contador programável ser bastante preciso e nenhum problema no estágio de saída afetar a frequência de repetição dos pulsos de estimulação. A duração dos pulsos de tensão gerados pela placa das modulações tem duração também bastante próxima do desejado; porém, o estágio de saída introduz um atraso que é quase que inteiramente responsável pelos erros observados na saída.

O teste com os quatro canais atuando simultaneamente expôs a fonte de alimentação do FES-PEB a altas condições de demanda nas maiores amplitudes, com o teste de condições típicas, com somente variação de amplitude, sendo fixadas a duração, frequência e carga em $200\mu\text{s}$, 60Hz e $1\text{k}\Omega$, respectivamente. O gráfico da Figura 4.11 mostrou um erro percentual da amplitude menor que 14% da amplitude desejada, para os canais 2 e 3, e menor que 10%, para os canais 1 e 4, sendo tais resultados comparáveis aos encontrados por POLLETO & VAN DOREN (1999), com no máximo 5% de erro, mesmo em condições de teste diferentes. É importante ressaltar que quando simultaneamente ativos, o máximo valor de amplitude possível de ser atingido para todos os canais foi de 70mA, impostas condições típicas de utilização (duração, frequência e carga em $200\mu\text{s}$, 60Hz e $1\text{k}\Omega$, respectivamente). Apesar de não se atingir o alvo de projeto, que era de 100mA, tal valor máximo representa é um padrão bastante alto de corrente de estimulação, que dificilmente seria utilizado por todos os canais de forma simultânea.

A estrutura *Howland* utilizada no projeto do estágio de saída (VELLOSO & SOUZA, 2006), apesar de frequentemente adotada em circuitos conversores tensão-corrente, por proporcionar uma conversão linear e bifásica, foi criticada por Wu *et al.* (2002) por necessitar de resistores grandes e precisos e que tornava-se então difícil o controle das oscilações no circuito. Os autores propuseram então uma estrutura

howland modificada sem ganho AC e fontes de alta tensão. No projeto do estágio de saída, as oscilações foram controladas a um nível aceitável, que não compromete a ativação muscular e nem é perceptível ao tecido humano, por serem de duração muito curta e amplitude pequena (em relação à amplitude do patamar) e não havendo necessidade do uso de fontes de alta tensão, que elevariam o custo do projeto. A solução encontrada por POLETTO & VAN DOREN (1999) foi a modificação da estrutura Howland para utilização de amplificadores operacionais de alta tensão, o que eleva o custo do circuito, e com o comprometimento no projeto do circuito, que o resistor de amostragem não pode ser pequeno, somente possibilita o uso para grandes impedâncias de carga. O estágio de saída do FES-PEB tem baixo custo e podem ser utilizados com eletrodos maiores, necessários para estimulação em grandes musculaturas.

A topologia de estágio de saída proposta por Cheng *et al.* (2004) utiliza um circuito em que a realimentação não está atuando como deveria. O amplificador de erro proposto nesta topologia deveria obrigar que o pulso de entrada e o pulso de corrente amostrado na saída fossem iguais. Porém, na simulação da topologia proposta, foi verificado que o pulso de corrente de saída era completamente diferente do pulso de tensão de controle. E ainda, a amplitude do pulso de saída varia bastante com a duração e vice-versa. Isto não quer dizer que o circuito não funcionasse para o propósito ao qual foi desenvolvido, que era gerar uma corrente de estimulação pulsada com controle de amplitude, duração e frequência (CHENG *et al.*, 2004). O pulso de corrente é controlado nos três parâmetros com o circuito proposto, no entanto a realimentação projetada adequadamente confere mais estabilidade ao circuito e uma transferência de amplitude mais precisa. Além disso, no projeto dos circuitos do FES-PEB partiu-se do princípio que o pulso de corrente de saída seria igual ao pulso de tensão de entrada, sendo que este último já estaria modulado nos seus três parâmetros, ou seja, amplitude, duração e frequência. Assim, as modificações efetuadas no circuito de Cheng *et al.* (2004) resultaram em uma nova topologia de estágio de saída com uma realimentação mais adequada, ainda não o ideal, mas atuando de modo mais efetivo na transformação do pulso da tensão de controle no pulso da corrente de saída (VELLOSO & SOUZA, 2006).

O FES-PEB pode ser utilizado para qualquer tipo de eletrodo, sendo invasivo ou de superfície, obviamente adequando o perfil dos parâmetros da corrente de estimulação a cada tipo de técnica de estimulação elétrica funcional, ou não. Outros dois fatores importantes que ficam a cargo do usuário são o tamanho e posicionamento dos eletrodos, que são cruciais para os resultados da estimulação elétrica nos músculos (LYONS *et al.*, 2004). Os limites nos valores desses parâmetros

estudados por LYONS *et al.* (2004) são proporcionados pelo equipamento desenvolvido e as rampas de subida e descida e tempos de interrupção (*off-time*) podem facilmente ser programadas nos perfis.

Apenas uma forma de onda dos pulsos de estimulação é disponibilizada pelo equipamento desenvolvido. Apesar de outras formas de onda poderem ser requeridas para aplicações específicas (iontoferese, anestesia local, etc), em FES a corrente pulsada é a mais utilizada, quando existe apenas uma forma de onda no estimulador elétrico, como nos estimuladores comerciais publicados por ISAKOV & MIZRAHI em 1993 e SIMCOX *et al.* em 2004. Isto porque os efeitos fisiológicos produzidos pelas variadas formas de ondas são semelhantes (KANTOR *et al.*, 1994 apud NELSON *et al.*, 1994) e a corrente pulsada é confortável ao paciente. Uma forma de onda puramente monofásica não é adequada em estimulação elétrica muscular, devido ao acúmulo de íons nas proximidades do eletrodo. A forma de onda do pulso de corrente na saída do FES-PEB apresenta um perfil semelhante à forma de onda Pmono (Figura 2.23) avaliada no trabalho de Song *et al.* (2005), porém contendo uma fase negativa de amplitude baixa e duração variável. Esta fase negativa está relacionada a efeitos parasitas do transformador de saída, mas que conferem esta característica desejável ao circuito. Numa possível modificação do circuito do estágio de saída, o transformador poderá produzir uma fase negativa maior e mais curta, aproximando-se a forma de onda P25%, apontada como ótima por Song *et al.* (2005).

O trabalho de MULLER *et al.* (2006) utilizou uma saída de tensão constante. Este tipo de estimulação apresenta a vantagem de evitar alta corrente em alta impedância, que eventualmente pode ocasionar queimaduras. Porém, a intensidade da estimulação é proporcional a corrente e então, não manter a corrente constante, implica em que a impedância dos eletrodos seja sempre a mesma para que um perfil possa proporcionar as mesmas contrações musculares. Muitos fatores influenciam nesta impedância, tais como a pressão ou posicionamento dos eletrodos na musculatura, além das características intrínsecas do próprio eletrodo (NELSON *et al.*, 1999). Assim, quase todos os estimuladores pesquisados utilizam corrente constante. O estimulador de MULLER *et al.* (2006) não disponibiliza variação temporal nos três parâmetros e nem de forma arbitrária. Os erros não foram mencionados, não permitindo uma comparação quantitativa com o presente trabalho. A corrente máxima fornecida pelo FES-PEB não ultrapassa os valores descritos como nocivos à estrutura muscular (MORTIMER *et al.*, 2006) em eletrodos de área maior que 3cm², cálculos realizados com os máximos valores de corrente de estimulação (100mA, 500µs e 200Hz). Esta área de eletrodo é considerada pequena para técnicas de FES e a máxima potência não seria exigida para eletrodos com área próxima ao mínimo. O

problema da alta corrente em alta impedância é evitado pelo cuidado no processo de escolha, posicionamento e fixação dos eletrodos, mas ainda sim é prevista a inserção de limitadores de corrente na saída.

A pesquisa de estimuladores elétricos do mercado nacional e internacional (Seção 2.3) identificou inúmeros tipos de estimuladores com características bastante diversas. O equipamento desenvolvido encontra-se ainda em fase de protótipo, o que dificulta em certos aspectos a comparação com equipamentos encontrados, uma vez que estes já passaram por processos industriais, normalmente com equipes e investimentos numerosos.

Os limites permitidos nos estimuladores elétricos pesquisados para os parâmetros da corrente ou voltagem de estimulação, encontram-se normalmente em uma faixa aceitável para FES, sendo observado que alguns equipamentos disponibilizam mais amplitude e limitam a duração do pulso de saída. Contudo, em todos os equipamentos a faixa disponível proporciona uma estimulação de intensidades bastante elevadas. O FES-PEB não impõe limites, permitindo a excursão máxima nos três parâmetros.

Merece destaque o fato de alguns estimuladores não permitirem programação de perfis de estimulação ou somente disponibilizam perfis gravados e específicos para cada função. Estes últimos são bastante utilizados em fisioterapia e reabilitação, inclusive para uso diário e doméstico. Normalmente são específicos para uma determinada função, como: fazer dorsi-flexão durante o caminhar - *ODFS Dropped Foot Stimulator*® (NDI MEDICAL); controle do movimento da mão - *Ness H200 System*® (NESS); movimento de pedalada em bicicleta - *Ergys2 Rehabilitation System*® (TAI); entre outros. O FES-PEB tem o objetivo de ser utilizado em pesquisas de novas técnicas de FES, não podendo limitar o pesquisador a apenas alguns perfis pré-definidos. Qualquer função motora poderá ser reproduzida com estimulação elétrica utilizando o FES-PEB, desde que os perfis de estimulação sejam programados adequadamente.

Alguns estimuladores são bastante completos, como por exemplo o *Complex 2*® (COMPEX), sua atualização na versão *Complex Motion* (KELLER *et al.*, 2002), o *ExoStim* (SIMCOX *et al.*, 2004), e o *Parastep System*® (SIGMEDICS, INC), proporcionando a estrutura necessária para o paciente usufruir dos resultados dos tratamentos de FES.

A literatura já relata a conjugação da FES com vários métodos de realimentação com variáveis sensoriais, tais como: sinal eletromiográfico (EMG) da musculatura estimulada (O'KEEFFE *et al.*, 2003), sendo a técnica já implementada; ângulo de articulação (MATSUNAGA *et al.*, 2005), força e torque muscular (SOETANO

et al., 2001), técnicas apenas simuladas. O projeto do FES-PEB não prevê, no momento, este tipo de realimentação. No entanto, há possibilidade de se realizar pequenas alterações na estrutura que proporcionem um controle da estimulação através de variáveis externas. Por exemplo, trocando-se a placa USB6501 por outra com entradas analógicas manter-se-ia toda a parte de controle da saída e a decisão sobre como controlar os parâmetros seria fruto da análise das variáveis sensoriais pelo software de controle, utilizando como objetivo a função estipulada pelo usuário (ex: manter no braço esquerdo um ângulo de 90º na articulação do cotovelo). POPOVIC *et al.* (1993) apresentam em seu trabalho um método através de regras do tipo se então (*if then*) que poderia ser utilizado no controle da estimulação através de variáveis sensoriais.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

O FES-PEB é um equipamento que ainda se encontra em fase de protótipo, mas que proporciona a estrutura necessária para a excussão de técnicas de estimulação elétrica funcional (FES). A montagem em gabinete metálico foi aprovada nos testes de segurança elétrica (nas condições em que os testes foram feitos). Os circuitos e o programa de controle foram avaliados em testes de bancada que comprovaram o funcionamento e efetividade do equipamento em produzir nos quatro canais de saída, correntes do tipo pulso bifásico, possuindo amplitude, duração e frequência digitalmente programáveis.

Apesar de se atingir o objetivo geral do trabalho, que era o projeto e construção de um eletroestimulador programável que propiciasse a aplicação de técnicas de FES, alguns problemas não puderam ser totalmente resolvidos, refletindo-se nos resultados dos erros de amplitude e duração dos pulsos de saída. Os principais problemas envolvem o estágio de saída, mesmo tendo-se dedicado a maior parte do tempo do projeto nesta parte do hardware, o que significa que as muitas “possíveis soluções” já foram pensadas e tentadas.

O projeto do FES-PEB é o primeiro passo para que se realizem no LIB investigações científicas na área de estimulação elétrica funcional. Como sugestões de continuidade para o projeto do FES-PEB poderiam ser citadas:

- Aquisição de transformador para pulso de alta frequência para o estágio de saída, de modo a otimizar a transferência de corrente para o secundário, possibilitando maior excursão de amplitude no pulso de estimulação.
- Modificações no estágio de saída para diminuir o erro de amplitude e duração.
- Modificações na parte digital do hardware objetivando a diminuição do intervalo mínimo entre cada modificação. Tal modificação poderia ser feita utilizando-se o LabView e desenvolvendo-se um *driver* para placa USB que faça a interrupção no sistema operacional no início da estimulação e continue com a prioridade durante toda a estimulação, liberando somente a interrupção após o término da estimulação. Caso não seja possível isto com o LabView, a

proposta é portar o programa de controle para outra linguagem, preferencialmente orientada a objetos.

- Projeto de um novo estágio de saída que permita a geração de outras formas de onda nas técnicas de FES.
- Otimizar o programa de controle, que se encontra em sua primeira versão. A utilização do equipamento apontará as melhorias necessárias no *software*.
- Projeto de um sistema extra de segurança para o paciente que permita a limitação da corrente de saída um pouco acima do valor máximo estipulado no perfil, ou simplificando, alguns níveis de limitação (baixa, média e alta corrente, por exemplo).
- Alteração no sistema para inclusão de realimentação através de variáveis sensoriais. Para isto deveriam ser enviadas ao programa de controle, para que este aprenda a controlar a musculatura, criando um sistema malha fechada que seria implementado no programa de controle.

REFERÊNCIAS

ADVICE MASTER. Disponível em: http://www.advicemaster.com.br/website/ecommerce_produto_detalhar.asp?cod=1302&id_produto_generico=6967
Acesso em: 09/11/05

ALFRED MANN FOUNDATION. Disponível em:
http://www.biontech.org/what_bion.html
Acesso em: 03/11/05

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico:** Prescrições gerais para segurança, NBR IEC 601-1. Rio de Janeiro, 1994.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico:** Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular, NBR IEC 60601-2-10. Rio de Janeiro, 2002.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências. Desvendando o sistema nervoso.** Artmed editora, Porto Alegre, Brasil. 2ª edição, 2002.

BURRIDGE, J.; ETHERINGTON, R. A preliminary clinical study using RF Bion Microstimulators to facilitate upper limb function in hemiplegia. **Advances in Clinical Neuroscience and Rehabilitation**, v.4, n.2, p.26-27, 2004.

CEFAR, M. P.. **CEFAR dumo (transcutaneous electrical nerve stimulator):** manual do usuário. Cefar Medical Products ab, Stockholmsled, Suécia, 1992.

CHENG, K. W. E.; LU, Y.; TONG, K. Y.; RAD, A. B.; CHOW, D. H. K.; SUTANTO, D. Development of a circuit for functional electrical stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.12, n.1, p.43-47, 2004.

COMPEX MEDICAL S.A. Disponível em:
http://www.nt6421.vs.netbenefit.net/DownloadFiles/compex2_ref_man_en.pdf Acesso em: 09/11/05

CRITICALMED PRODUTOS MÉDICO-HOSPITALARES.
Disponível em: <http://www.criticalmed.com.br/tensclinico.html> Acesso em: 03/11/05

EMPI. Disponível em: <http://www.empi.com/products/nmes/focus.pdf> Acesso em: 03/11/05

IBRAMED - INDÚSTRIA BRASILEIRA DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS
Disponível em: <http://www.ibramed.com.br/manuais/portugues/eletro/ndyn10.pdf> (10 canais)
Disponível em: <http://www.ibramed.com.br/manuais/portugues/eletro/ndynptf.pdf> (FES)
Acesso em: 07/11/05

ISAKOV E.; MIZRAHI, J. FES system for self-activation: an electrical stimulator and instrument walker. **Clinical Rehabilitation**, v.7, p.39-44, 1993.

JAW, F. S.; LIU, S. J.; KUO, T. S.; WANG, C. Y. Microcomputer-based pulse stimulator. **Journal of Neuroscience Methods**. v.62, p.193-197, 1995

JEZERNIK, S.; SINKJAER, T. Finite element modeling validation of energy-optimal electrical stimulation waveform, In: **Annual Conference of the International FES Society**, 10; Montreal, Canada, 2005. p.246-248

KELLER, T.; POPOVIC, M. R.; PAPPAS, I. P. I.; MÜLLER, P. Y. Transcutaneous functional electrical stimulator "Complex Motion". **International Society for Artificial Organs**, v.26, n.3, p.219-223, 2002.

KLD BIOSISTEMAS. Disponível em:
<http://www.kld.com.br/produtos/dadosendophasys.htm>
Acesso em 09/11/05

LIBERSON, W. T.; HOLMQUEST, H. J.; SCOT, D.; DOW, M. Functional electrotherapy; stimulation of the peroneal nerve synchronised with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, p.101-105, 1961

LYONS, G. M.; LEANE, G. E.; CLARKE-MOLONEY, M.; O'BRIEN, J. V.; GRACE, P. A. An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of gastrocnemius muscle. **Medical Engineering & Physics**, v.26, p.873-878, 2004.

MATJACIC, Z.; RUSJAN, S.; STANONIK, I.; GOLJAR, N.; OLENSEK, A. Methods for dynamic balance training during standing and stepping. **International Center for Artificial Organs and Transplantation**, v.29, n.6, p.462-466, 2005.

MATSUNAGA, T.; SHIMADA, Y.; SATO, M.; CHIDA, S.; HATAKEYAMA, K.; ITOI, E.; MISAWA, A.; AIZAWA, T.; IWAMI, T.; NAKAMURA, M.; MIYAWAKI, K.; LIZUKA, K. Computer simulation model of FES assisted swing-through, **In: Annual Conference of the International FES Society**, 10; Montreal, Canada, 2005. p.273-275

MORTIMER, J. T.; KAUFMAN, D.; ROESSMANN, U. Intramuscular electrical stimulation: Tissue damage. **In: Annals of Biomedical Engineering**, v.8, n.3, p.235-244, 2006.

MULLER, R. W.; SCHMAL, R. M; FALLER, L.; NOHAMA, P. Sistema de estimulação elétrica neuromuscular baseado em tecnologia DSP. **In: Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2006**. v. 1. p. 1115-1118.

NDI MEDICAL. Disponível em: http://www.odfs.com/Documentation/web_odfs_user_manual.pdf Acesso em: 07/11/05

NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. **Clinical Electrotherapy** Appleton & Lange. Stanford, Connecticut. Third edition, 1999

NESS - Neuromuscular Electrical Stimulation Systems Ltd.

Disponível em: <http://www.nessltd.com/products.htm> Acesso em: 07/11/05

O'KEEFFE, D. T.; DONNELLY, A. E.; LYONS, G. M. The development of potential optimized stimulation intensity envelope for drop foot applications. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.11, n.3, p.249-256, 2003.

POLLETO, C. J.; VAN DOREN, C. L.. A high voltage, constant current stimulator for electrocutaneous stimulation through small electrodes. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.46, n.8, p.929-936, 1999.

POPOVIC, D. B.; STEIN, R. B.; JOVANOVIC, K. L.; DAI, R.; KOSTOV, A.; ARMSTRONG, W. W. Sensory nerve recording for close-loop control to restore motor functions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.40, n.10, p.1024-1031, 1993.

ROBINSON, J. A.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia Clínica**. Eletroterapia e teste eletrofisiológico, Artmed editora, Porto Alegre, Brasil. 2ª edição, 2001.

SIGMEDICS, INC. Disponível em:

<http://www.sigmedics.com/FESQandA/fesqanda.html>

Acesso em: 03/11/05

SIMCOX, S.; DAVIS, G.; BARRISKILL, A.; MIDDLETON, J.; BRUINSMA, I.; DUNCAN, M.; SMITH, R. A portable, 8-channel transcutaneous stimulator for paraplegic muscle training and mobility – A technical note. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.41, n.1, p.41-52, 2004.

SOETANTO, D.; KUO, C. Y.; BABIC, D. Stabilization of human posture using functional neuromuscular stimulation. **Journal of Biomechanics**, v.34, p.1589-1597, 2001.

SONG, T.; HWANG, S. H.; HYUN, B. R.; KHANG, G.; LEE, M. S.; LEE, B. S. Effects of pulse waveforms and muscle lengths on muscle force and fatigue resistance, **In: Annual Conference of the International FES Society**, 10; Montreal, Canada, 2005. p.349-351

TAI - THERAPEUTIC ALLIANCES INC.

Disponível em: <http://www.musclepower.com/poym2.htm> Acesso em: 11/11/05

VELLOSO, J. B., **Estimulador Elétrico Muscular Programável**. Projeto Final do curso de Engenharia Eletrônica e de Computação da Escola Politécnica da UFRJ, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2005.

VELLOSO, J. B.; SOUZA, M. N. Estágio de Saída Realimentado para Sistema de Estimulação Elétrica Funcional (FES). In: **Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2006**. v. 1. p. 1188-1191.

WU, H. C.; YOUNG, S. T.; KUO, T. S. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v.51, n.1, p.2-9, 2002.

ANEXOS

Anexo 1

Partes importantes do manual (*datasheet*) dos seguintes componentes:

1.1 Placa de controle digital USB6501 (*National Instruments, USA*)

1.2 Contador programável 82C54 (*Intel, USA*)

1.3 Registrador de deslocamento de 8 bits de entrada paralela / saída serial - 74HC165 (*Philips Semiconductors, USA*)

1.4 Potenciômetro Digital - AD8402 (AN10) (*Analog Devices, USA*)

Anexo 2

O programa de controle, com as interfaces (painéis frontais) e codificação (diagramas de blocos).

Anexo 3

Tabelas de registros de valores de medidos de:

3.1 Teste de segurança elétrica: corrente de fuga para o terra, para o gabinete e para o paciente

3.2 Teste de bancada: medidas para amplitude, duração, frequência, duração x amplitude e quatro canais simultaneamente.

Anexo 1

1.1 Placa de controle digital USB6501 (National Instruments, USA)

Low-Cost Digital I/O Device for USB

NI USB-6501

- Small, portable digital I/O device
- 24 digital I/O lines, one 32-bit counter
- Overvoltage protection, 8.5 mA current drive
- USB 2.0 full-speed (12 Mb/s) bus interface
- Built-in screw terminals with removable connectors for easier connectivity
- OEM version available with 36-pin IDC mass termination connectivity

Operating Systems

- Windows 2000/XP
- Mac OS X
- Linux

Recommended Software

- LabVIEW
- LabWindows/CVI

Measurement Services Software (included)

- NI-DAQmx Base

NEW



Introduction

The National Instruments USB-6501 is a portable digital I/O device, providing reliable data acquisition and control at a low price. With plug-and-play USB connectivity, the NI USB-6501 is simple enough for home/academic applications, but robust and versatile enough for laboratory/industrial applications. The board-only version is ideal for embedded OEM applications.

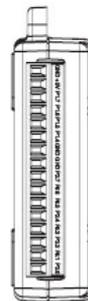
Product	Bus	Digital I/O Lines	Counter/ Timers	Current Drive	Logic Level	Industrial Feature Set
NI 6501	USB	24	1	8.5 mA	5 V TTL / CMOS	–

Table 1. USB-6501 Features

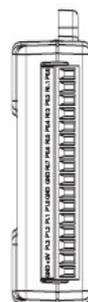
Hardware

The USB-6501 is a full-speed USB 2.0 device that provides 24 DIO lines and a 32-bit counter. The 24 digital lines, P0.<0..7>, P1.<0..7>, and P2.<0..7> comprise the three DIO ports. P2.7 can also function as a 32-bit counter. Each of the USB-6501 DIO lines can be individually programmed as a DI or DO line. You can use the DIO lines to monitor or control digital signals. All samples of the DI lines and updates of the DO lines are software-timed.

The default configuration of the USB-6501 DIO ports is open-drain, for 5 V operation with an onboard 4.7 k Ω pull-up resistor. An external, user-provided, pull-up resistor can be added to increase the source current drive up to 8.5 mA per line.



Terminal	Signal
1	GND
2	+5 V
3	P1.7
4	P1.6
5	P1.5
6	P1.4
7	GND
8	GND
9	P2.7
10	P2.6
11	P2.5
12	P2.4
13	P2.3
14	P2.2
15	P2.1
16	P2.0



Terminal	Signal
17	P0.0
18	P0.1
19	P0.2
20	P0.3
21	P0.4
22	P0.5
23	P0.6
24	P0.7
25	GND
26	GND
27	P1.0
28	P1.1
29	P1.2
30	P1.3
31	+5 V
32	GND

Figure 1. USB-6501 Pinout

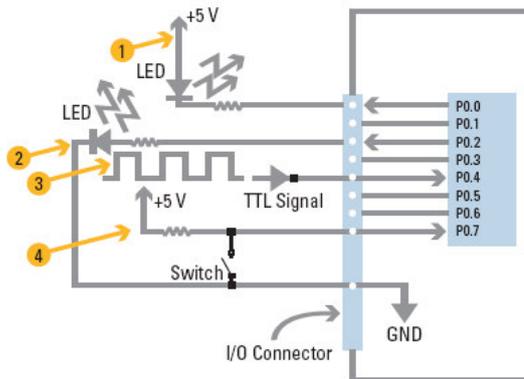


Low-Cost Digital I/O Device for USB

Each DIO signal is protected against overvoltage, undervoltage, and overcurrent conditions, as well as ESD events. At system startup and reset, the hardware sets all DIO lines to high-impedance inputs. The DAQ device does not drive the signal high or low. Each line has a weak pull-up resistor connected to it.

You can configure P2.7 as the source for a 32-bit counter. In this mode, the device counts high to low transitions (falling edges) on P2.7. The counter can be armed and disarmed and the count can be read or reset through software.

The USB-6501 supplies a nominal 5 V from two pins, one on each screw terminal block. The voltage source is provided by the USB host. This source can be used to power external components. The USB-6501 features current limiting short circuit protection for safe use of USB host power.



1. P0.0 configured as an open-drain digital output driving a LED
2. P0.2 configured as a push-pull digital output driving a LED
3. P0.4 configured as a digital input receiving a TTL signal from a gated inverter
4. P0.7 configured as a digital input receiving a 0 V or 5 V signal from a switch

Figure 2. Example of Connecting a Load

Software

The USB-6501 is shipped with NI-DAQmx Base measurement services software, a multiplatform driver with a subset of the NI-DAQmx programming interface. Use it to develop customized DAQ applications with NI LabVIEW or C-based development environments. Examples include an interactive control panel to help you get started with your application quickly.

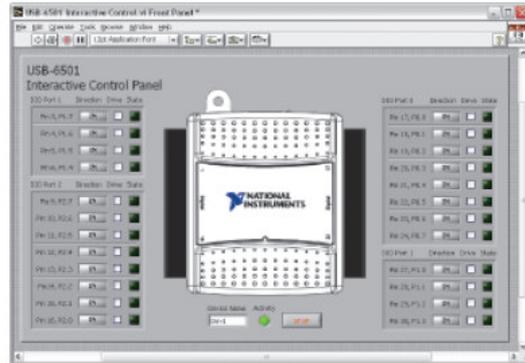


Figure 2. Interactive Control Panel Example Program Shipped with the USB-6501

Recommended Accessories

The USB-6501 has built-in screw terminals for connectivity; no additional accessories are required.

Board-Only Version for OEMs

A board-only version of the USB-6501 is available to OEMs for use in embedded applications. The OEM version offers a 36-pin IDC ribbon cable header for mass termination instead of screw-terminal connectivity. The OEM version can be mounted using standoffs (not included in kit) using your own enclosure. For information on special configurations and pricing, please visit ni.com/oem.

Ordering Information

NI USB-6501	779205-01
Includes NI-DAQmx Base software and a USB cable.	
NI USB-6501 hardware only (for OEM)	192317-50

BUY NOW!

For complete product specifications, pricing, and accessory information, call (800) 813-3693 (U.S. only) or go to ni.com/daq.

Low-Cost Digital I/O Device for USB

Specifications

The following specifications are typical at 25 °C, unless otherwise noted.

Digital I/O

Number of lines	
P0<0.7>	8
P1<0.7>	8
P2<0.7>	8
Direction control	Input or output, software-selectable
Output driver type	Push-pull or open drain, software selectable
Pull-up resistor	4.7 k Ω
Absolute voltage range	-0.5 to 5.8 V with respect to GND
Power-on state	Input (high impedance)

Digital logic levels

Level	Min	Max	Units
Input low voltage	-0.3	0.8	V
Input high voltage	2.0	5.8	V
Input leakage current	-	50	μ A
Output low voltage (I = 8.5 mA)	-	0.8	V
Output high voltage			
Push-pull, I = -8.5 mA	2.0	3.5	V
Open-drain, I = -0.6 mA, nominal	2.0	5.0	V
Open-drain, I = -8.5 mA, with external pull-up resistor	2.0	-	V

Counter

Number of counters	1 (P2.7 can be configured as the counter)
Resolution	32 bits
Counter measurements	Falling edge counting
Maximum input frequency	5 MHz
Minimum high pulse width	100 ns
Minimum low pulse width	100 ns

Bus Interface

USB specification	USB 2.0 full-speed (12 Mb/s)
-------------------	------------------------------

External Voltage

+5 V output	
Voltage	4.10 V min, 5.25 V max
Current	230 mA max

Power Requirements

USB	
4.10 to 5.25 VDC	80 mA typical, 500 mA max
USB Suspend	300 μ A standby mode, 500 μ A max

Physical Characteristics

Dimensions	
Without connectors	6.35 x 8.51 x 2.31 cm (2.50 x 3.35 x 0.91 in.)
With connectors	8.18 x 8.51 x 2.31 cm (3.22 x 3.35 x 0.91 in.)
I/O connectors	USB series B receptacle, (21 16 position (screw terminal) plug headers
Screw-terminal wiring	16 to 28 AWG copper conductor wire with 10 mm (0.39 in.) of insulation stripped from the end
Torque for screw terminals	0.22 to 0.25 N · m (2.0 to 2.2 lb · in.)
Weight	84 g (3 oz)

Safety

Standards

The USB-6501 is designed to meet the requirements of the following standards of safety for electrical equipment for measurement, control, and laboratory use:

- IEC 61010-1, EN 61010-1
- UL 61010-1
- CAN/CSA-C22.2 No. 61010-1

Note: For UL and other safety certifications, refer to the product label, or visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Overvoltage Protection

Connect only voltages that are within these limits.

Channel-to-COM (one channel) \pm 30 V max, Measurement Category I

Channel-to-COM (one port, all channels) \pm 8.9 V max, Measurement Category I

Measurement Category I is for measurements performed on circuits not directly connected to the electrical distribution system referred to as MAINS voltage. MAINS is a hazardous live electrical supply system that powers equipment. This category is for measurements of voltages from specially protected secondary circuits. Such voltage measurements include signal levels, special equipment, limited-energy parts of equipment, circuits powered by regulated low-voltage sources, and electronics.

Caution: Do not use this module for connection to signals or for measurements within Measurement Categories II, III, or IV.

Hazardous Locations

The USB-6501 is not certified for use in hazardous locations.

Environmental

The USB-6501 device is intended for indoor use only.

Operating temperature (IEC 60068-2-1 and IEC 60068-2-2)	0 to 55 °C
Operating humidity (IEC 60068-2-56)	10 to 90% RH, noncondensing
Maximum altitude	2,000 m (at 25 °C ambient temperature)
Storage temperature (IEC 60068-2-1 and IEC 60068-2-2)	-40 to 85 °C
Storage relative humidity (IEC 60068-2-56)	5 to 90%, noncondensing
Pollution Degree (IEC 60664)	2

Electromagnetic Compatibility

Emissions	EN 55011 Class A at 10 m FCC Part 15A above 1 GHz
Immunity	Industrial levels per EN 61326-1:97 + A2:2001, Table 1 CE, C-Tick, and FCC Part 15 (Class A) Compliant

Note: For EMC compliance, operate this device with shielded cabling.

CE Compliance

This product meets the essential requirements of applicable European

Directives, as amended for CE marking, as follows:

Low-Voltage Directive (safety)	73/23/EEC
Electromagnetic Compatibility Directive (EMC)	89/336/EEC

Note: Refer to the Declaration of Conformity (DoC) for this product for any additional regulatory compliance information. To obtain the DoC for this product, visit ni.com/certification, search by model number or product line, and click the appropriate link in the Certification column.

Safety Guidelines

Caution: Operate the hardware only as described in these operating instructions.

The following section contains important safety information that you must follow when installing and using the USB-6501.

Do not operate the USB-6501 in a manner not specified in this document. Misuse of the device can result in a hazard. You can compromise the safety protection built into the device if the device is damaged in any way. If the device is damaged, contact National Instruments for repair.

Do not substitute parts or modify the device except as described in this document. Use the device only with the chassis, modules, accessories, and cables specified in the installation instructions. You must have all covers and filler panels installed during operation of the device.

Do not operate the device in an explosive atmosphere or where there may be flammable gases or fumes. If you must operate the device in such an environment, it must be in a suitably rated enclosure.

If you need to clean the device, use a dry cloth. Make sure that the device is completely dry and free from contaminants before returning it to service. Operate the device only at or below Pollution Degree 2. Pollution is foreign matter in a solid, liquid, or gaseous state that can reduce dielectric strength or surface resistivity. The following is a description of pollution degrees:

- Pollution Degree 1 means no pollution or only dry, nonconductive pollution occurs. The pollution has no influence.
- Pollution Degree 2 means that only nonconductive pollution occurs in most cases. Occasionally, however, a temporary conductivity caused by condensation must be expected.
- Pollution Degree 3 means that conductive pollution occurs, or dry, nonconductive pollution occurs that becomes conductive due to condensation.

You must insulate signal connections for the maximum voltage for which the device is rated. Do not exceed the maximum ratings for the device. Do not install wiring while the device is live with electrical signals. Do not remove or add connector blocks when power is connected to the system. Avoid contact between your body and the connector block signal when hot swapping modules. Remove power from signal lines before connecting them to or disconnecting them from the device.

1.2 Contador programável 82C54 (Intel, USA)



82C54 CHMOS PROGRAMMABLE INTERVAL TIMER

- Compatible with all Intel and most other microprocessors
- High Speed, "Zero Wait State" Operation with 8 MHz 8086/88 and 80186/188
- Handles Inputs from DC — 10 MHz for 82C54-2
- Available in EXPRESS — Standard Temperature Range — Extended Temperature Range
- Three independent 16-bit counters
- Low Power CHMOS — $I_{CC} = 10 \text{ mA @ 8 MHz Count frequency}$
- Completely TTL Compatible
- Six Programmable Counter Modes
- Binary or BCD counting
- Status Read Back Command
- Available in 24-Pin DIP and 28-Pin PLCC

The Intel 82C54 is a high-performance, CHMOS version of the industry standard 8254 counter/timer which is designed to solve the timing control problems common in microcomputer system design. It provides three independent 16-bit counters, each capable of handling clock inputs up to 10 MHz. All modes are software programmable. The 82C54 is pin compatible with the HMOS 8254, and is a superset of the 8253.

Six programmable timer modes allow the 82C54 to be used as an event counter, elapsed time indicator, programmable one-shot, and in many other applications.

The 82C54 is fabricated on Intel's advanced CHMOS III technology which provides low power consumption with performance equal to or greater than the equivalent HMOS product. The 82C54 is available in 24-pin DIP and 28-pin plastic leaded chip carrier (PLCC) packages.

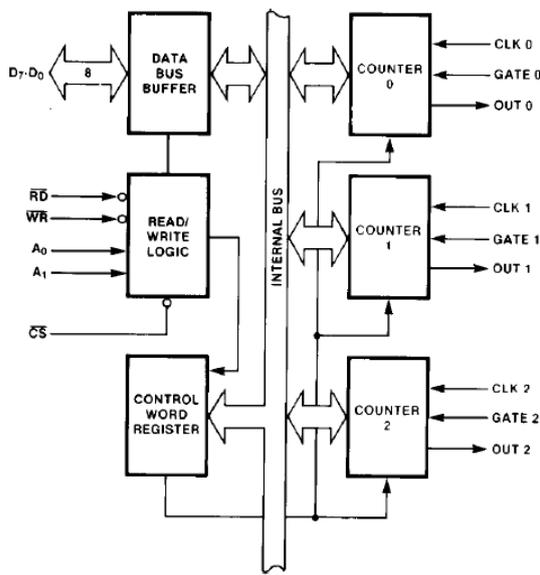
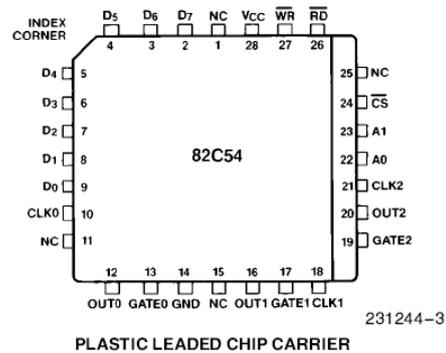
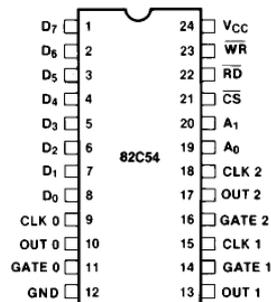


Figure 1. 82C54 Block Diagram



PLASTIC LEADED CHIP CARRIER



Diagrams are for pin reference only. Package sizes are not to scale.

Figure 2. 82C54 Pinout

Table 1. Pin Description

Symbol	Pin Number		Type	Function		
	DIP	PLCC				
D ₇ -D ₀	1-8	2-9	I/O	Data: Bidirectional tri-state data bus lines, connected to system data bus.		
CLK 0	9	10	I	Clock 0: Clock input of Counter 0.		
OUT 0	10	12	O	Output 0: Output of Counter 0.		
GATE 0	11	13	I	Gate 0: Gate input of Counter 0.		
GND	12	14		Ground: Power supply connection.		
OUT 1	13	16	O	Out 1: Output of Counter 1.		
GATE 1	14	17	I	Gate 1: Gate input of Counter 1.		
CLK 1	15	18	I	Clock 1: Clock input of Counter 1.		
GATE 2	16	19	I	Gate 2: Gate input of Counter 2.		
OUT 2	17	20	O	Out 2: Output of Counter 2.		
CLK 2	18	21	I	Clock 2: Clock input of Counter 2.		
A ₁ , A ₀	20-19	23-22	I	Address: Used to select one of the three Counters or the Control Word Register for read or write operations. Normally connected to the system address bus.		
				A₁	A₀	Selects
				0	0	Counter 0
				0	1	Counter 1
1	0	Counter 2				
1	1	Control Word Register				
\overline{CS}	21	24	I	Chip Select: A low on this input enables the 82C54 to respond to \overline{RD} and \overline{WR} signals. \overline{RD} and \overline{WR} are ignored otherwise.		
\overline{RD}	22	26	I	Read Control: This input is low during CPU read operations.		
\overline{WR}	23	27	I	Write Control: This input is low during CPU write operations.		
V _{CC}	24	28		Power: +5V power supply connection.		
NC		1, 11, 15, 25		No Connect		

FUNCTIONAL DESCRIPTION

General

The 82C54 is a programmable interval timer/counter designed for use with Intel microcomputer systems. It is a general purpose, multi-timing element that can be treated as an array of I/O ports in the system software.

The 82C54 solves one of the most common problems in any microcomputer system, the generation of accurate time delays under software control. Instead of setting up timing loops in software, the programmer configures the 82C54 to match his requirements and programs one of the counters for the de-

sired delay. After the desired delay, the 82C54 will interrupt the CPU. Software overhead is minimal and variable length delays can easily be accommodated.

Some of the other counter/timer functions common to microcomputers which can be implemented with the 82C54 are:

- Real time clock
- Even counter
- Digital one-shot
- Programmable rate generator
- Square wave generator
- Binary rate multiplier
- Complex waveform generator
- Complex motor controller

OPERATIONAL DESCRIPTION

General

After power-up, the state of the 82C54 is undefined. The Mode, count value, and output of all Counters are undefined.

How each Counter operates is determined when it is programmed. Each Counter must be programmed before it can be used. Unused counters need not be programmed.

Programming the 82C54

Counters are programmed by writing a Control Word and then an initial count. The control word format is shown in Figure 7.

All Control Words are written into the Control Word Register, which is selected when $A_1, A_0 = 11$. The Control Word itself specifies which Counter is being programmed.

By contrast, initial counts are written into the Counters, not the Control Word Register. The A_1, A_0 inputs are used to select the Counter to be written into. The format of the initial count is determined by the Control Word used.

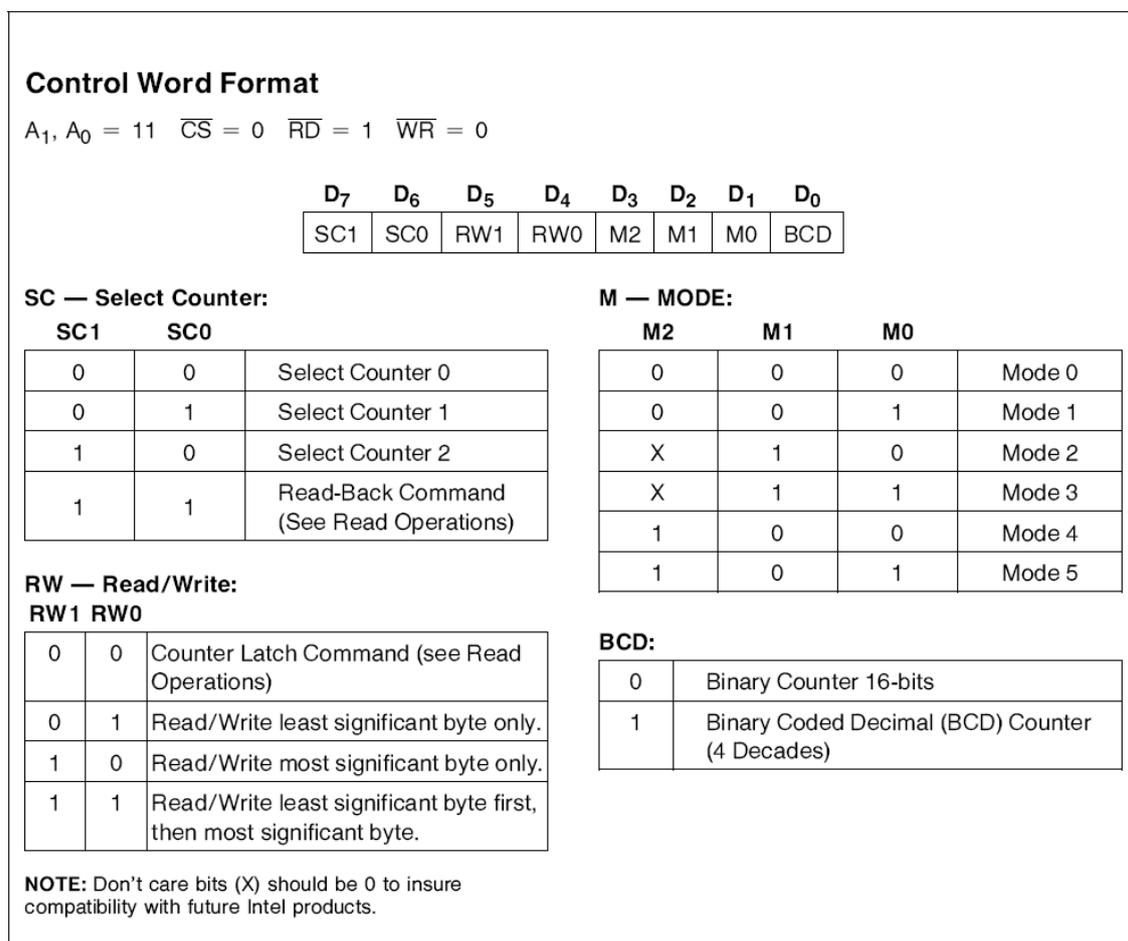


Figure 7. Control Word Format

Write Operations

The programming procedure for the 82C54 is very flexible. Only two conventions need to be remembered:

- 1) For each Counter, the Control Word must be written before the initial count is written.
- 2) The initial count must follow the count format specified in the Control Word (least significant byte only, most significant byte only, or least significant byte and then most significant byte).

Since the Control Word Register and the three Counters have separate addresses (selected by the A₁, A₀ inputs), and each Control Word specifies the Counter it applies to (SC0, SC1 bits), no special in-

struction sequence is required. Any programming sequence that follows the conventions above is acceptable.

A new initial count may be written to a Counter at any time without affecting the Counter's programmed Mode in any way. Counting will be affected as described in the Mode definitions. The new count must follow the programmed count format.

If a Counter is programmed to read/write two-byte counts, the following precaution applies: A program must not transfer control between writing the first and second byte to another routine which also writes into that same Counter. Otherwise, the Counter will be loaded with an incorrect count.

		A₁	A₀			A₁	A₀
Control Word —	Counter 0	1	1	Control Word —	Counter 2	1	1
LSB of count —	Counter 0	0	0	Control Word —	Counter 1	1	1
MSB of count —	Counter 0	0	0	Control Word —	Counter 0	1	1
Control Word —	Counter 1	1	1	LSB of count —	Counter 2	1	0
LSB of count —	Counter 1	0	1	MSB of count —	Counter 2	1	0
MSB of count —	Counter 1	0	1	LSB of count —	Counter 1	0	1
Control Word —	Counter 2	1	1	MSB of count —	Counter 1	0	1
LSB of count —	Counter 2	1	0	LSB of count —	Counter 0	0	0
MSB of count —	Counter 2	1	0	MSB of count —	Counter 0	0	0
		A₁	A₀			A₁	A₀
Control Word —	Counter 0	1	1	Control Word —	Counter 1	1	1
Counter Word —	Counter 1	1	1	Control Word —	Counter 0	1	1
Control Word —	Counter 2	1	1	LSB of count —	Counter 1	0	1
LSB of count —	Counter 2	1	0	Control Word —	Counter 2	1	1
LSB of count —	Counter 1	0	1	LSB of count —	Counter 0	0	0
LSB of count —	Counter 0	0	0	MSB of count —	Counter 1	0	1
MSB of count —	Counter 0	0	0	LSB of count —	Counter 2	1	0
MSB of count —	Counter 1	0	1	MSB of count —	Counter 0	0	0
MSB of count —	Counter 2	1	0	MSB of count —	Counter 2	1	0

NOTE:
In all four examples, all counters are programmed to read/write two-byte counts. These are only four of many possible programming sequences.

Figure 8. A Few Possible Programming Sequences

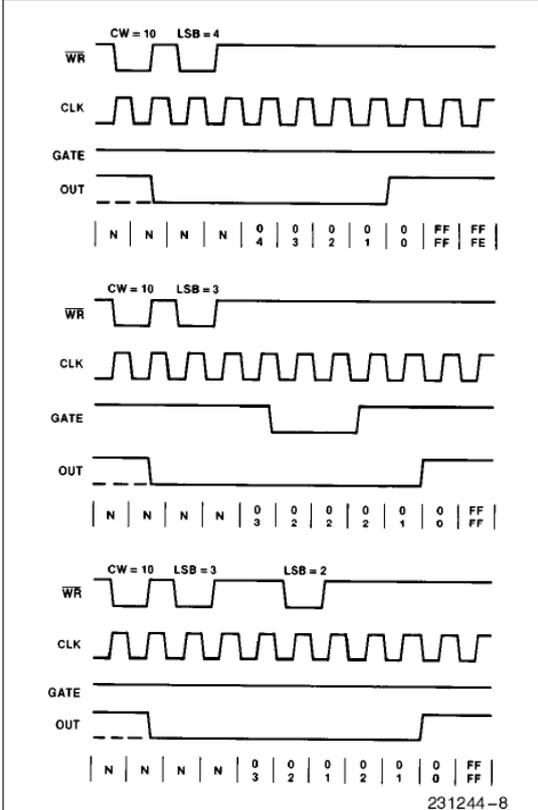
Read Operations

It is often desirable to read the value of a Counter without disturbing the count in progress. This is easily done in the 82C54.

There are three possible methods for reading the counters: a simple read operation, the Counter

Latch Command, and the Read-Back Command. Each is explained below. The first method is to perform a simple read operation. To read the Counter, which is selected with the A₁, A₀ inputs, the CLK input of the selected Counter must be inhibited by using either the GATE input or external logic. Otherwise, the count may be in the process of changing when it is read, giving an undefined result.

If an initial count is written while GATE = 0, it will still be loaded on the next CLK pulse. When GATE goes high, OUT will go high N CLK pulses later; no CLK pulse is needed to load the Counter as this has already been done.



NOTE:
 The Following Conventions Apply To All Mode Timing Diagrams:

1. Counters are programmed for binary (not BCD) counting and for Reading/Writing least significant byte (LSB) only.
2. The counter is always selected (\overline{CS} always low).
3. CW stands for "Control Word"; CW = 10 means a control word of 10, hex is written to the counter.
4. LSB stands for "Least Significant Byte" of count.
5. Numbers below diagrams are count values. The lower number is the least significant byte. The upper number is the most significant byte. Since the counter is programmed to Read/Write LSB only, the most significant byte cannot be read.

N stands for an undefined count.
 Vertical lines show transitions between count values.

Figure 15. Mode 0

MODE 1: HARDWARE RETRIGGERABLE ONE-SHOT

OUT will be initially high. OUT will go low on the CLK pulse following a trigger to begin the one-shot pulse, and will remain low until the Counter reaches zero. OUT will then go high and remain high until the CLK pulse after the next trigger.

After writing the Control Word and initial count, the Counter is armed. A trigger results in loading the Counter and setting OUT low on the next CLK pulse, thus starting the one-shot pulse. An initial count of N will result in a one-shot pulse N CLK cycles in duration. The one-shot is retriggerable, hence OUT will remain low for N CLK pulses after any trigger. The one-shot pulse can be repeated without rewriting the same count into the counter. GATE has no effect on OUT.

If a new count is written to the Counter during a one-shot pulse, the current one-shot is not affected unless the Counter is retriggered. In that case, the Counter is loaded with the new count and the one-shot pulse continues until the new count expires.

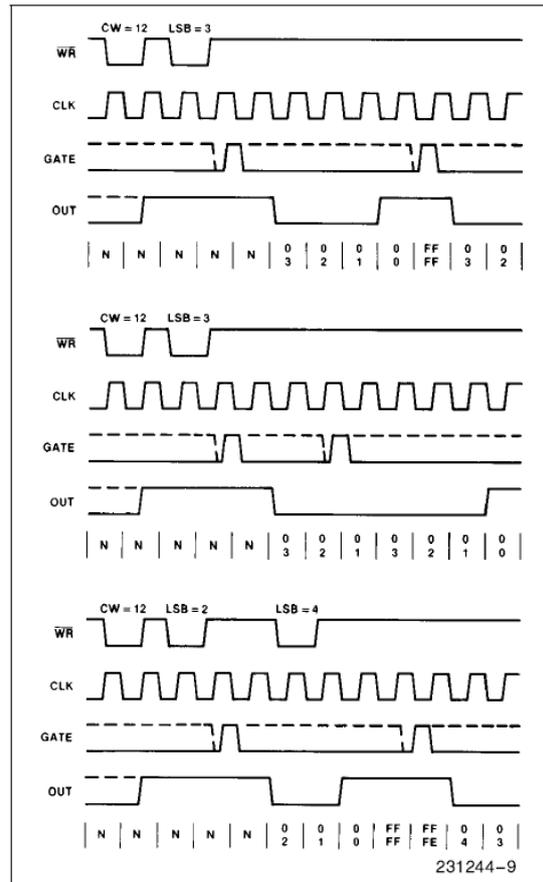


Figure 16. Mode 1

1.3 Registrador de deslocamento de 8 bits de entrada paralela / saída serial - 74HC165 (Philips Semiconductors, USA)

8-bit parallel-in/serial-out shift register

74HC/HCT165

FEATURES

- Asynchronous 8-bit parallel load
- Synchronous serial input
- Output capability: standard
- I_{CC} category: MSI

GENERAL DESCRIPTION

The 74HC/HCT165 are high-speed Si-gate CMOS devices and are pin compatible with low power Schottky TTL (LSTTL). They are specified in compliance with JEDEC standard no. 7A.

The 74HC/HCT165 are 8-bit parallel-load or serial-in shift registers with complementary serial outputs (Q_7 and \overline{Q}_7) available from the last stage. When the parallel load (PL) input is LOW, parallel data from the D₀ to D₇ inputs are loaded into the register asynchronously.

When \overline{PL} is HIGH, data enters the register serially at the D_S input and shifts one place to the right ($Q_0 \rightarrow Q_1 \rightarrow Q_2$, etc.) with each positive-going clock transition. This feature allows parallel-to-serial converter expansion by tying the Q₇ output to the D_S input of the succeeding stage.

The clock input is a gated-OR structure which allows one input to be used as an active LOW clock enable (\overline{CE}) input. The pin assignment for the CP and \overline{CE} inputs is arbitrary and can be reversed for layout convenience. The LOW-to-HIGH transition of input \overline{CE} should only take place while CP HIGH for predictable operation. Either the CP or the \overline{CE} should be HIGH before the LOW-to-HIGH transition of \overline{PL} to prevent shifting the data when \overline{PL} is activated.

APPLICATIONS

- Parallel-to-serial data conversion

QUICK REFERENCE DATA

GND = 0 V; T_{amb} = 25 °C; t_r = t_f = 6 ns

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	TYPICAL		UNIT
			HC	HCT	
t _{PHL} / t _{PLH}	propagation delay	C _L = 15 pF; V _{CC} = 5 V			
	CP to Q ₇ , \overline{Q}_7		16	14	ns
	\overline{PL} to Q ₇ , \overline{Q}_7		15	17	ns
	D ₇ to Q ₇ , \overline{Q}_7		11	11	ns
f _{max}	maximum clock frequency		56	48	MHz
C _I	input capacitance		3.5	3.5	pF
C _{PD}	power dissipation capacitance per package	notes 1 and 2	35	35	pF

Notes

1. C_{PD} is used to determine the dynamic power dissipation (P_D in μW):

$$P_D = C_{PD} \times V_{CC}^2 \times f_i + \sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o) \text{ where:}$$

f_i = input frequency in MHz

f_o = output frequency in MHz

$\sum (C_L \times V_{CC}^2 \times f_o)$ = sum of outputs

C_L = output load capacitance in pF

V_{CC} = supply voltage in V

2. For HC the condition is V_I = GND to V_{CC}
For HCT the condition is V_I = GND to V_{CC} - 1.5 V

ORDERING INFORMATION

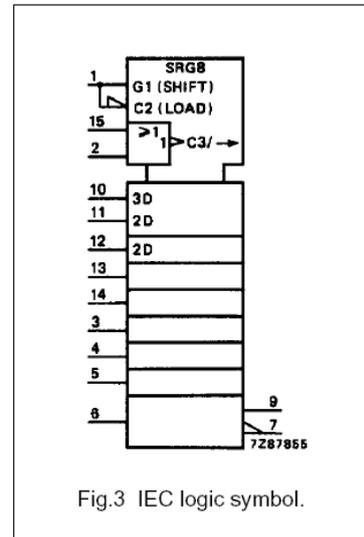
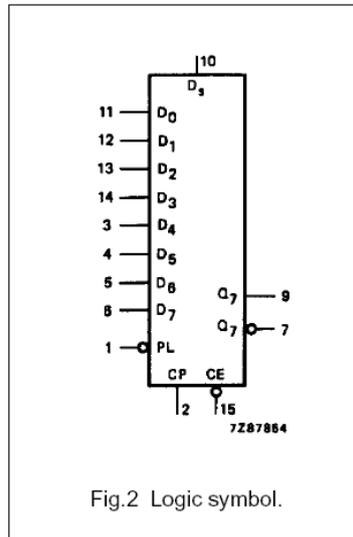
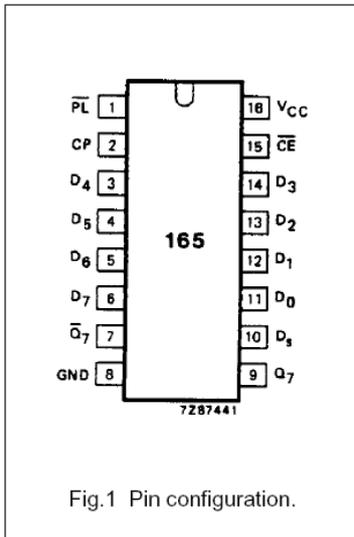
See "74HC/HCT/HCU/HCMOS Logic Package Information".

8-bit parallel-in/serial-out shift register

74HC/HCT165

PIN DESCRIPTION

PIN NO.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
1	\overline{PL}	asynchronous parallel load input (active LOW)
7	$\overline{Q_7}$	complementary output from the last stage
9	Q_7	serial output from the last stage
2	CP	clock input (LOW-to-HIGH edge-triggered)
8	GND	ground (0 V)
10	D_s	serial data input
11, 12, 13, 14, 3, 4, 5, 6	D_0 to D_7	parallel data inputs
15	\overline{CE}	clock enable input (active LOW)
16	V_{CC}	positive supply voltage



8-bit parallel-in/serial-out shift register

74HC/HCT165

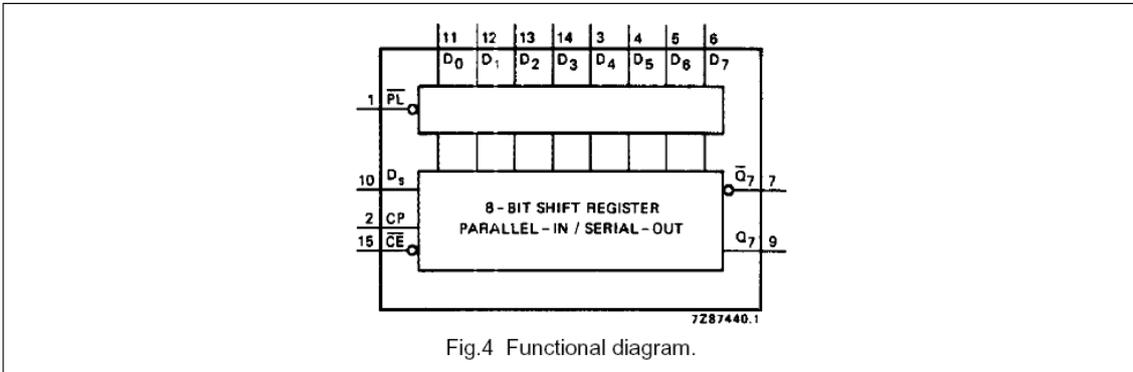


Fig.4 Functional diagram.

FUNCTION TABLE

OPERATING MODES	INPUTS					Q _n REGISTERS		OUTPUTS	
	\overline{PL}	\overline{CE}	CP	D _S	D ₀ -D ₇	Q ₀	Q ₁ -Q ₆	Q ₇	$\overline{Q_7}$
parallel load	L	X	X	X	L	L	L - L	L	H
	L	X	X	X	H	H	H - H	H	L
serial shift	H	L	↑	l	X	L	Q ₀ -Q ₅	Q ₆	$\overline{Q_6}$
	H	L	↑	h	X	H	Q ₀ -Q ₅	Q ₆	Q ₆
hold "do nothing"	H	H	X	X	X	Q ₀	Q ₁ -Q ₆	Q ₇	Q ₇

Note

- H = HIGH voltage level
 h = HIGH voltage level one set-up time prior to the LOW-to-HIGH clock transition
 L = LOW voltage level
 l = LOW voltage level one set-up time prior to the LOW-to-HIGH clock transition
 q = lower case letters indicate the state of the referenced output one set-up time prior to the LOW-to-HIGH clock transition
 X = don't care
 ↑ = LOW-to-HIGH clock transition

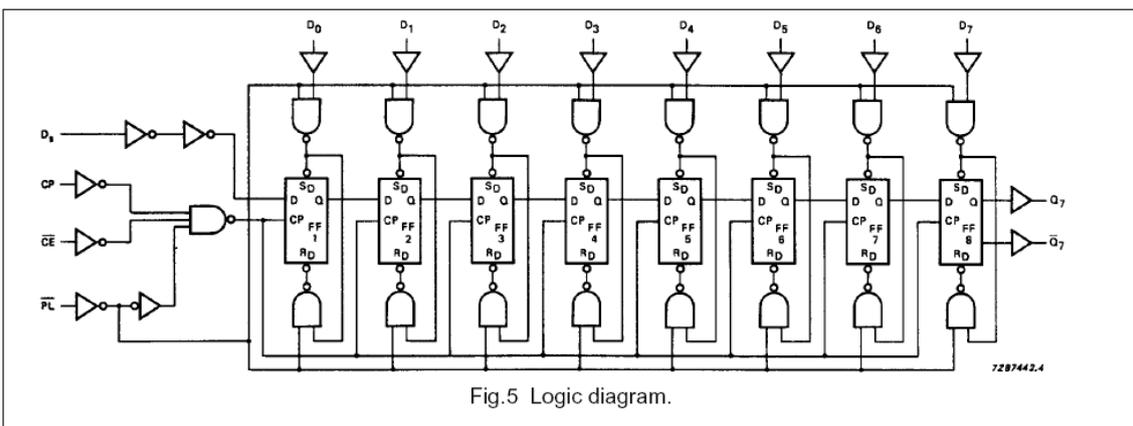


Fig.5 Logic diagram.

1.4 Potenciômetro Digital - AD8402 (AN10) (Analog Devices, USA)



1-/2-/4-Channel Digital Potentiometers

AD8400/AD8402/AD8403

FEATURES

- 256 Position
- Replaces 1, 2 or 4 Potentiometers
- 1 k Ω , 10 k Ω , 50 k Ω , 100 k Ω
- Power Shut Down—Less than 5 μ A
- 3-Wire SPI Compatible Serial Data Input
- 10 MHz Update Data Loading Rate
- +2.7 V to +5.5 V Single-Supply Operation
- Midscale Preset

APPLICATIONS

- Mechanical Potentiometer Replacement
- Programmable Filters, Delays, Time Constants
- Volume Control, Panning
- Line Impedance Matching
- Power Supply Adjustment

GENERAL DESCRIPTION

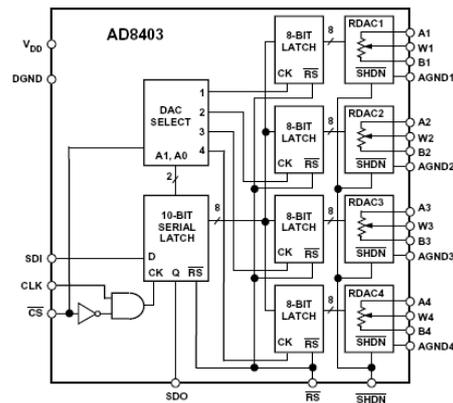
The AD8400/AD8402/AD8403 provide a single, dual or quad channel, 256 position digitally controlled variable resistor (VR) device. These devices perform the same electronic adjustment function as a potentiometer or variable resistor. The AD8400 contains a single variable resistor in the compact SO-8 package. The AD8402 contains two independent variable resistors in space saving SO-14 surface mount package. The AD8403 contains four independent variable resistors in 24-lead PDIP, SOIC and TSSOP packages. Each part contains a fixed resistor with a wiper contact that taps the fixed resistor value at a point determined by a digital code loaded into the controlling serial input register. The resistance between the wiper and either endpoint of the fixed resistor varies linearly with respect to the digital code transferred into the VR latch. Each variable resistor offers a completely programmable value of resistance, between the A terminal and the wiper or the B terminal and the wiper. The fixed A to B terminal resistance of 1 k Ω , 10 k Ω , 50 k Ω or 100 k Ω has a $\pm 1\%$ channel-to-channel matching tolerance with a nominal temperature coefficient of 500 ppm/ $^{\circ}$ C. A unique switching circuit minimizes the high glitch inherent in traditional switched resistor designs avoiding any make-before-break or break-before-make operation.

Each VR has its own VR latch that holds its programmed resistance value. These VR latches are updated from an SPI compatible serial-to-parallel shift register that is loaded from a standard 3-wire serial-input digital interface. Ten data bits make up the data word clocked into the serial input register. The data word is decoded where the first two bits determine the address of the VR latch to be loaded, the last eight bits are data. A serial data output pin at the opposite end of the serial register allows simple daisy-chaining in multiple VR applications without additional external decoding logic.

REV. B

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM



The reset (\overline{RS}) pin forces the wiper to the midscale position by loading 80 $_H$ into the VR latch. The SHDN pin forces the resistor to an end-to-end open circuit condition on the A terminal and shorts the wiper to the B terminal, achieving a microwatt power shutdown state. When SHDN is returned to logic high, the previous latch settings put the wiper in the same resistance setting prior to shutdown. The digital interface is still active in shutdown so that code changes can be made which will produce new wiper positions when the device is taken out of shutdown.

The AD8400 is available in both the SO-8 surface mount and the 8-lead plastic DIP package.

The AD8402 is available in both surface mount (SO-14) and the 14-lead plastic DIP package, while the AD8403 is available in a narrow body 24-lead plastic DIP and the 24-lead surface mount package. The AD8402/AD8403 are also offered in the 1.1 mm thin TSSOP-14/TSSOP-24 package for PCMCIA applications. All parts are guaranteed to operate over the extended industrial temperature range of -40° C to $+85^{\circ}$ C.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 617/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 617/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1997

AD8400/AD8402/AD8403—SPECIFICATIONS

ALL VERSIONS

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{DD} = +3\text{ V} \pm 10\%$ or $+5\text{ V} \pm 10\%$, $V_A = +V_{DD}$, $V_B = 0\text{ V}$, $-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ ¹	Max	Units
SWITCHING CHARACTERISTICS^{2,3}						
Input Clock Pulse Width	t_{CH} , t_{CL}	Clock Level High or Low	10			ns
Data Setup Time	t_{DS}		5			ns
Data Hold Time	t_{DH}		5			ns
CLK to SDO Propagation Delay ⁴	t_{PD}	$R_L = 1\text{ k}\Omega$ to $+5\text{ V}$, $C_L \leq 20\text{ pF}$	1		25	ns
$\overline{\text{CS}}$ Setup Time	t_{CSS}		10			ns
$\overline{\text{CS}}$ High Pulse Width	t_{CSW}		10			ns
Reset Pulse Width	t_{RS}		50			ns
CLK Fall to $\overline{\text{CS}}$ Rise Hold Time	t_{CSH}		0			ns
$\overline{\text{CS}}$ Rise to Clock Rise Setup	t_{CS1}		10			ns

NOTES

¹Typicals represent average readings at $+25^\circ\text{C}$ and $V_{DD} = +5\text{ V}$.

²Guaranteed by design and not subject to production test. Resistor-terminal capacitance tests are measured with 2.5 V bias on the measured terminal. The remaining resistor terminals are left open circuit.

³See timing diagram for location of measured values. All input control voltages are specified with $t_R = t_F = 1\text{ ns}$ (10% to 90% of V_{DD}) and timed from a voltage level of 1.6 V. Switching characteristics are measured using $V_{DD} = +3\text{ V}$ or $+5\text{ V}$. To avoid false clocking a minimum input logic slew rate of $1\text{ V}/\mu\text{s}$ should be maintained.

⁴Propagation Delay depends on value of V_{DD} , R_L and C_L —see applications text.

Specifications subject to change without notice.

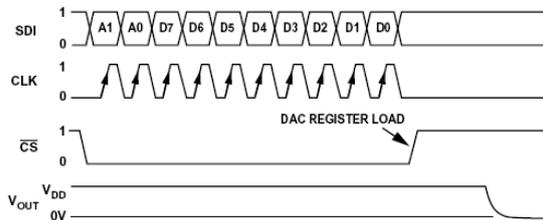


Figure 1a. Timing Diagram

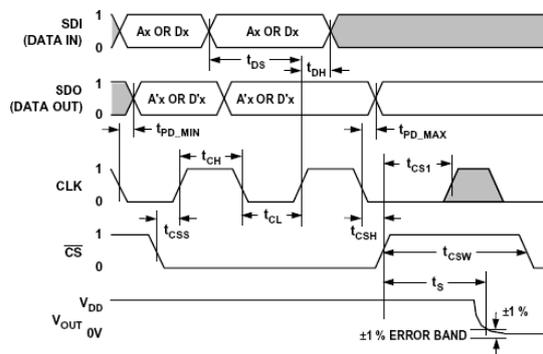


Figure 1b. Detail Timing Diagram

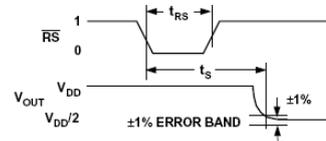


Figure 1c. Reset Timing Diagram

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

($T_A = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted)

V_{DD} to GND	$-0.3\text{ V}, +8\text{ V}$
V_A, V_B, V_W to GND	$0\text{ V}, V_{DD}$
$A_X-B_X, A_X-W_X, B_X-W_X$	$\pm 20\text{ mA}$
Digital Input and Output Voltage to GND	$0\text{ V}, +8\text{ V}$
Operating Temperature Range	-40°C to $+85^\circ\text{C}$
Maximum Junction Temperature (T_J max)	$+150^\circ\text{C}$
Storage Temperature	-65°C to $+150^\circ\text{C}$
Lead Temperature (Soldering, 10 sec)	$+300^\circ\text{C}$
Package Power Dissipation	$(T_J \text{ max} - T_A)/\theta_{JA}$
Thermal Resistance (θ_{JA})	
P-DIP (N-14)	$+83^\circ\text{C}/\text{W}$
P-DIP (N-24)	$+63^\circ\text{C}/\text{W}$
SOIC (SO-14)	$+70^\circ\text{C}/\text{W}$
SOIC (SOL-24)	$+120^\circ\text{C}/\text{W}$
TSSOP-14 (RU-14)	$+180^\circ\text{C}/\text{W}$
TSSOP-24 (RU-24)	$+143^\circ\text{C}/\text{W}$

*Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those listed in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

CAUTION

ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily accumulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. Although the AD8400/AD8402/AD8403 feature proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may occur on devices subjected to high energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.



AD8400/AD8402/AD8403

ORDERING GUIDE

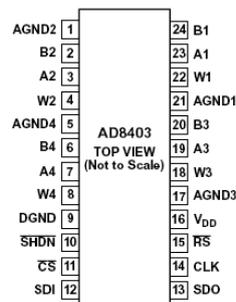
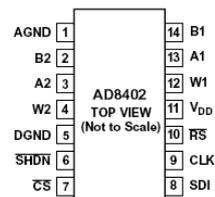
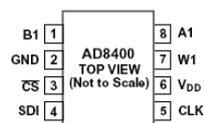
Model	#CHs/ kΩ	Temperature Range	Package Description	Package Option*
AD8400AN10	X1/10	-40°C to +85°C	PDIP-8	N-8
AD8400AR10	X1/10	-40°C to +85°C	SO-8	SO-8
AD8402AN10	X2/10	-40°C to +85°C	PDIP-14	N-14
AD8402AR10	X2/10	-40°C to +85°C	SO-14	SO-14
AD8402ARU10	X2/10	-40°C to +85°C	TSSOP-14	RU-14
AD8403AN10	X4/10	-40°C to +85°C	PDIP-24	N-24
AD8403AR10	X4/10	-40°C to +85°C	SOIC-24	SOL-24
AD8403ARU10	X4/10	-40°C to +85°C	TSSOP-24	RU-24
AD8400AN50	X1/50	-40°C to +85°C	PDIP-8	N-8
AD8400AR50	X1/50	-40°C to +85°C	SO-8	SO-8
AD8402AN50	X2/50	-40°C to +85°C	PDIP-14	N-14
AD8402AR50	X2/50	-40°C to +85°C	SO-14	SO-14
AD8403AN50	X4/50	-40°C to +85°C	PDIP-24	N-24
AD8403AR50	X4/50	-40°C to +85°C	SOIC-24	SOL-24
AD8400AN100	X1/100	-40°C to +85°C	PDIP-8	N-8
AD8400AR100	X1/100	-40°C to +85°C	SO-8	SO-8
AD8402AN100	X2/100	-40°C to +85°C	PDIP-14	N-14
AD8402AR100	X2/100	-40°C to +85°C	SO-14	SO-14
AD8402ARU100	X2/100	-40°C to +85°C	TSSOP-14	RU-14
AD8403AN100	X4/100	-40°C to +85°C	PDIP-24	N-24
AD8403AR100	X4/100	-40°C to +85°C	SOIC-24	SOL-24
AD8403ARU100	X4/100	-40°C to +85°C	TSSOP-24	RU-24
AD8400AN1	X1/1	-40°C to +85°C	PDIP-8	N-8
AD8400AR1	X1/1	-40°C to +85°C	SO-8	SO-8
AD8402AN1	X2/1	-40°C to +85°C	PDIP-14	N-14
AD8402AR1	X2/1	-40°C to +85°C	SO-14	SO-14
AD8403AN1	X4/1	-40°C to +85°C	PDIP-24	N-24
AD8403AR1	X4/1	-40°C to +85°C	SOIC-24	SOL-24
AD8403ARU1	X4/1	-40°C to +85°C	TSSOP-24	RU-24

*N = Plastic DIP; SO = Small Outline; RU = Thin Shrink SO.
The AD8400, AD8402 and the AD8403 contain 720 transistors.

Table I. Serial Data Word Format

ADDR		DATA							
B9	B8	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0
A1	A0	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
MSB	LSB	MSB						LSB	
	2^8	2^7						2^0	

PIN CONFIGURATIONS



AD8400/AD8402/AD8403

AD8400 PIN DESCRIPTIONS

Pin	Name	Description
1	B1	Terminal B RDAC
2	GND	Ground
3	\overline{CS}	Chip Select Input, Active Low. When \overline{CS} returns high data in the serial input register is loaded into the DAC register.
4	SDI	Serial Data Input
5	CLK	Serial Clock Input, positive edge triggered
6	V _{DD}	Positive power supply, specified for operation at both +3 V and +5 V.
7	W1	Wiper RDAC, addr = 00 ₂
8	A1	Terminal A RDAC

AD8402 PIN DESCRIPTIONS

Pin	Name	Description
1	AGND	Analog Ground*
2	B2	Terminal B RDAC #2
3	A2	Terminal A RDAC #2
4	W2	Wiper RDAC #2, Addr = 01 ₂
5	DGND	Digital Ground*
6	\overline{SHDN}	Terminal A open circuit. Shutdown controls Variable Resistors #1 and #2
7	\overline{CS}	Chip Select Input, Active Low. When \overline{CS} returns high data in the serial input register is decoded based on the address bits and loaded into the target DAC register.
8	SDI	Serial Data Input
9	CLK	Serial Clock Input, positive edge triggered
10	\overline{RS}	Active low reset to midscale; sets RDAC registers to 80 _H
11	V _{DD}	Positive power supply, specified for operation at both +3 V and +5 V
12	W1	Wiper RDAC #1, addr = 00 ₂
13	A1	Terminal A RDAC #1
14	B1	Terminal B RDAC #1

*All AGNDs must be connected to DGND.

AD8403 PIN DESCRIPTIONS

Pin	Name	Description
1	AGND2	Analog Ground #2*
2	B2	Terminal B RDAC #2
3	A2	Terminal A RDAC #2
4	W2	Wiper RDAC #2, addr = 01 ₂
5	AGND4	Analog Ground #4*
6	B4	Terminal B RDAC #4
7	A4	Terminal A RDAC #4
8	W4	Wiper RDAC #4, addr = 11 ₂
9	DGND	Digital Ground*
10	\overline{SHDN}	Active Low Input. Terminal A open circuit. Shutdown controls variable resistors #1 through #4
11	\overline{CS}	Chip Select Input, Active Low. When \overline{CS} returns high data in the serial input register is decoded based on the address bits and loaded into the target DAC register.
12	SDI	Serial Data Input
13	SDO	Serial Data Output, Open Drain transistor requires pull-up resistor
14	CLK	Serial Clock Input, positive edge triggered
15	\overline{RS}	Active low reset to midscale; sets RDAC registers to 80 _H
16	V _{DD}	Positive power supply, specified for operation at both +3 V and +5 V
17	AGND3	Analog Ground #3*
18	W3	Wiper RDAC #3, addr = 10 ₂
19	A3	Terminal A RDAC #3
20	B3	Terminal B RDAC #3
21	AGND1	Analog Ground #1*
22	W1	Wiper RDAC #1, addr = 00 ₂
23	A1	Terminal A RDAC #1
24	B1	Terminal B RDAC #1

*All AGNDs must be connected to DGND.

AD8400/AD8402/AD8403

OPERATION

The AD8400/AD8402/AD8403 provide a single, dual and quad channel, 256 position digitally controlled variable resistor (VR) device. Changing the programmed VR settings is accomplished by clocking in a 10-bit serial data word into the SDI (Serial Data Input) pin. The format of this data word is two address bits, MSB first, followed by eight data bits, MSB first. Table I provides the serial register data word format. The AD8400/AD8402/AD8403 has the following address assignments for the ADDR decode, which determines the location of VR latch receiving the serial register data in Bits B7 through B0:

$$VR\# = A1 \times 2 + A0 + 1 \quad \text{Equation 1}$$

The single-channel AD8400 requires $A1 = A0 = 0$. The dual-channel AD8402 requires $A1 = 0$. VR settings can be changed one at a time in random sequence. The serial clock running at 10 MHz makes it possible to load all 4 VRs in under 4 μ s ($10 \times 4 \times 100$ ns) for the AD8403. The exact timing requirements are shown in Figures 1a, 1b and 1c.

The AD8402/AD8403 resets to midscale by asserting the \overline{RS} pin, simplifying initial conditions at power up. Both parts have a power shutdown SHDN pin that places the VR in a zero power consumption state where terminals Ax are open circuited and the wiper Wx is connected to Bx resulting in only leakage currents being consumed in the VR structure. In shutdown mode the VR latch settings are maintained so that returning to operational mode from power shutdown, the VR settings return to their previous resistance values. The digital interface is still active in shutdown, except that SDO is deactivated. Code changes in the registers can be made that will produce new wiper positions when the device is taken out of shutdown.

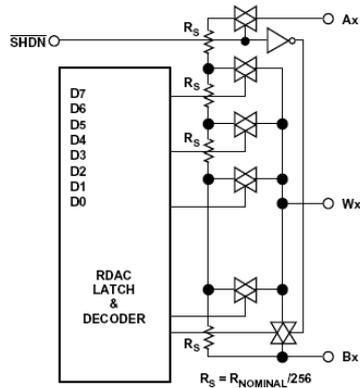


Figure 37. AD8402/AD8403 Equivalent VR (RDAC) Circuit

PROGRAMMING THE VARIABLE RESISTOR

Rheostat Operation

The nominal resistance of the VR (RDAC) between terminals A and B are available with values of 1 k Ω , 10 k Ω , 50 k Ω and 100 k Ω . The final digits of the part number determine the nominal resistance value, e.g., 10 k Ω = 10; 100 k Ω = 100. The nominal resistance (R_{AB}) of the VR has 256 contact points accessed by the wiper terminal, plus the B terminal contact. The 8-bit data word in the RDAC latch is decoded to select one of the 256 possible settings. The wiper's first connection starts at the B terminal for data 00_H. This B terminal connection has a wiper contact resistance of 50 Ω . The second connection (10 k Ω part) is the first tap point located at 89Ω [$= R_{BA}$ (nominal resistance)/256 + R_W = $39 \Omega + 50 \Omega$] for data 01_H. The third connection is the next tap point representing $78 + 50 = 128 \Omega$ for data 02_H. Each LSB data value increase moves the wiper up the resistor ladder until the last tap point is reached at 10011 Ω . The wiper does not directly connect to the B terminal. See Figure 37 for a simplified diagram of the equivalent RDAC circuit.

The AD8400 contains one RDAC, the AD8402 contains two independent RDACs and the AD8403 contains four independent RDACs. The general transfer equation that determines the digitally programmed output resistance between Wx and Bx is:

$$R_{WB}(Dx) = (Dx)/256 \times R_{BA} + R_W \quad \text{Equation 2}$$

where Dx is the data contained in the 8-bit RDAC# latch, and R_{BA} is the nominal end-to-end resistance.

For example, when $V_B = 0$ V and A terminal is open circuit, the following output resistance values will be set for the following RDAC latch codes (applies to 10 k Ω potentiometers):

D (Dec)	R_{WB} (Ω)	Output State
255	10011	Full Scale
128	5050	Midscale ($\overline{RS} = 0$ Condition)
1	89	1 LSB
0	50	Zero-Scale (Wiper Contact Resistance)

Note in the zero-scale condition a finite wiper resistance of 50 Ω is present. Care should be taken to limit the current flow between W and B in this state to a maximum value of 5 mA to avoid degradation or possible destruction of the internal switch contact.

Like the mechanical potentiometer the RDAC replaces, it is totally symmetrical. The resistance between the wiper W and terminal A also produces a digitally controlled resistance R_{WA} . When these terminals are used the B terminal should be tied to the wiper. Setting the resistance value for R_{WA} starts at a maximum value of resistance and decreases as the data loaded in the RDAC latch is increased in value. The general transfer equation for this operation is:

$$R_{WA}(Dx) = (256 - Dx)/256 \times R_{BA} + R_W \quad \text{Equation 3}$$

AD8400/AD8402/AD8403

where D_x is the data contained in the 8-bit RDAC# latch, and R_{BA} is the nominal end-to-end resistance. For example, when $V_A = 0$ V and B terminal is open circuit, the following output resistance values will be set for the following RDAC latch codes (applies to 10 k Ω potentiometers):

D (Dec)	R_{WA} (Ω)	Output State
255	89	Full Scale
128	5050	Midscale ($\overline{RS} = 0$ Condition)
1	10011	1 LSB
0	10050	Zero Scale

The typical distribution of R_{BA} from channel-to-channel matches within $\pm 1\%$. However, device-to-device matching is process lot dependent having a $\pm 20\%$ variation. The change in R_{BA} with temperature has a positive 500 ppm/ $^{\circ}$ C temperature coefficient.

The wiper-to-end-terminal resistance temperature coefficient has the best performance over the 10% to 100% of adjustment range where the internal wiper contact switches do not contribute any significant temperature related errors. The graph in Figure 11 shows the performance of R_{WB} tempco vs. code, using the trimmer with codes below 32 results in the larger temperature coefficients plotted.

PROGRAMMING THE POTENTIOMETER DIVIDER

Voltage Output Operation

The digital potentiometer easily generates an output voltage proportional to the input voltage applied to a given terminal. For example, connecting A terminal to +5 V and B terminal to ground produces an output voltage at the wiper starting at zero volts up to 1 LSB less than +5 V. Each LSB of voltage is equal to the voltage applied across terminal AB divided by the 256 position resolution of the potentiometer divider. The general equation defining the output voltage with respect to ground for any given input voltage applied to terminals AB is:

$$V_W(Dx) = Dx/256 \times V_{AB} + V_B \quad \text{Equation 4}$$

Operation of the digital potentiometer in the divider mode results in more accurate operation over temperature. Here the output voltage is dependent on the ratio of the internal resistors, not the absolute value; therefore, the temperature drift improves to 15 ppm/ $^{\circ}$ C.

At the lower wiper position settings, the potentiometer divider temperature coefficient increases due to the contributions of the CMOS switch wiper resistance becoming an appreciable portion of the total resistance from terminal B to the wiper. See Figure 10 for a plot of potentiometer tempco performance versus code setting.

DIGITAL INTERFACING

The AD8400/AD8402/AD8403 contains a standard SPI compatible three-wire serial input control interface. The three inputs are clock (CLK), \overline{CS} and serial data input (SDI). The positive-edge sensitive CLK input requires clean transitions to avoid clocking incorrect data into the serial input register. For best results use logic transitions faster than 1 V/ μ s. Standard logic families work well. If mechanical switches are used for product evaluation, they should be debounced by a flip-flop or other

suitable means. The Figure 38 block diagrams show more detail of the internal digital circuitry. When \overline{CS} is taken active low, the clock loads data into the 10-bit serial register on each positive clock edge (see Table II).

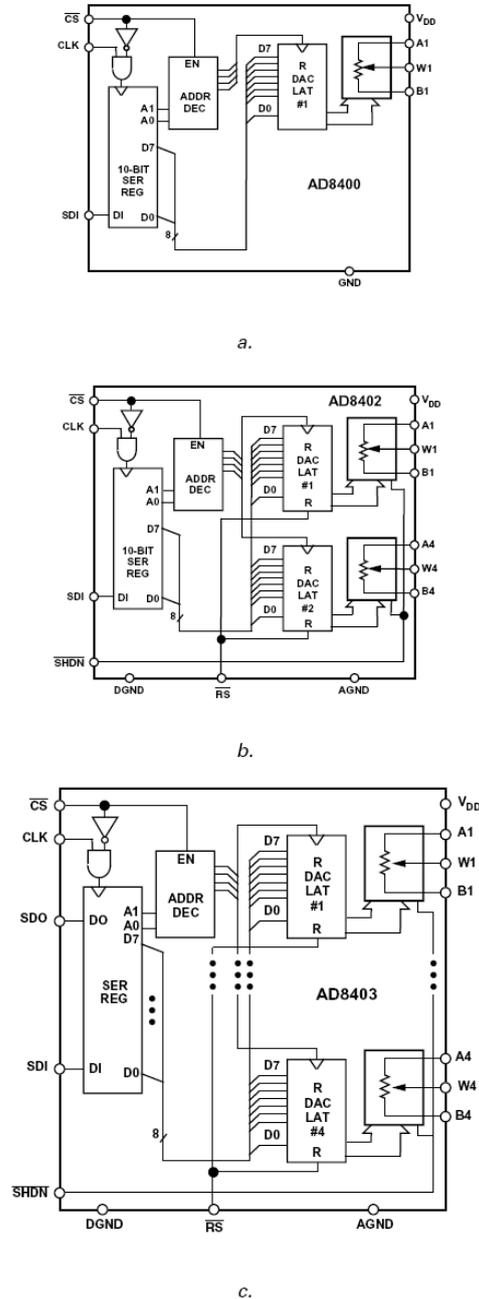


Figure 38. Block Diagrams

AD8400/AD8402/AD8403

Table II. Input Logic Control Truth Table

CLK	\overline{CS}	\overline{RS}	\overline{SHDN}	Register Activity
L	L	H	H	No SR effect, enables SDO pin.
P	L	H	H	Shift One bit in from the SDI pin. The tenth previously entered bit is shifted out of the SDO pin.
X	P	H	H	Load SR data into RDAC latch based on A1, A0 decode (Table III).
X	H	H	H	No Operation.
X	X	L	H	Sets all RDAC latches to midscale, wiper centered, and SDO latch cleared.
X	H	P	H	Latches all RDAC latches to 80 _H .
X	H	H	L	Open circuits all resistor A-terminals, connects W to B, turns off SDO output transistor.

NOTE: P = positive edge, X = don't care, SR = shift register.

The serial data-output (SDO) pin contains an open drain n-channel FET. This output requires a pull-up resistor in order to transfer data to the next package's SDI pin. The pull-up resistor termination voltage may be larger than the V_{DD} supply (but less than max V_{DD} of +8 V) of the AD8403 SDO output device, e.g., the AD8403 could operate at $V_{DD} = 3.3$ V and the pull-up for interface to the next device could be set at +5 V. This allows for daisy chaining several RDACs from a single processor serial data line. The clock period needs to be increased when using a pull-up resistor to the SDI pin of the following device in the series. Capacitive loading at the daisy chain node SDO-SDI between devices must be accounted for to successfully transfer data. When daisy chaining is used, the \overline{CS} should be kept low until all the bits of every package are clocked into their respective serial registers insuring that the address bits and data bits are in the proper decoding location. This would require 20 bits of address and data complying to the word format provided in Table I if two AD8403 four-channel RDACs are daisy chained. Note, only the AD8403 has a SDO pin. During shutdown \overline{SHDN} the SDO output pin is forced to the off (logic high state) to disable power dissipation in the pull up resistor. See Figure 40 for equivalent SDO output circuit schematic.

The data setup and data hold times in the specification table determine the data valid time requirements. The last 10 bits of the data word entered into the serial register are held when \overline{CS} returns high. At the same time \overline{CS} goes high it gates the address decoder, which enables one of the two (AD8402) or four (AD8403) positive edge triggered RDAC latches. See Figure 39 detail and Table III Address Decode Table.

Table III. Address Decode Table

A1	A0	Latch Decoded
0	0	RDAC#1
0	1	RDAC#2
1	0	RDAC#3 AD8403 Only
1	1	RDAC#4 AD8403 Only

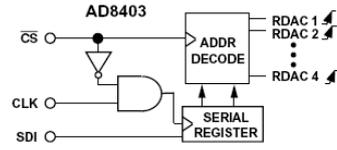


Figure 39. Equivalent Input Control Logic

The target RDAC latch is loaded with the last eight bits of the serial data word completing one DAC update. In the case of the AD8403 four separate 10-bit data words must be clocked in to change all four VR settings.

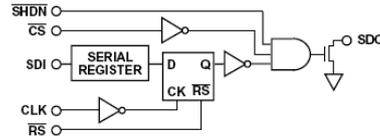


Figure 40. Detail SDO Output Schematic of the AD8403

All digital pins are protected with a series input resistor and parallel Zener ESD structure shown in Figure 41a. This structure applies to digital pins CS, SDI, SDO, RS, \overline{SHDN} , CLK. The digital input ESD protection allows for mixed power supply applications where +5 V CMOS logic can be used to drive an AD8400/AD8402 or AD8403 operating from a +3 V power supply. The analog pins A, B, W are protected with a 20 Ω series resistor and parallel Zener, see Figure 41b.

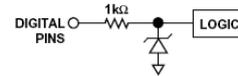


Figure 41a. Equivalent ESD Protection Circuits

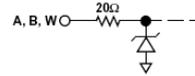


Figure 41b. Equivalent ESD Protection Circuit (Analog Pins)

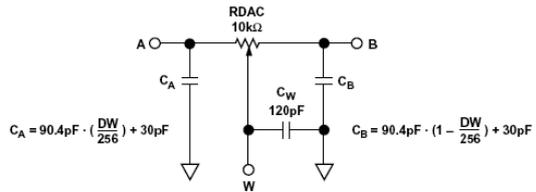


Figure 42. RDAC Circuit Simulation Model for RDAC = 10 k Ω

Anexo 2

Sistema_para_FES.vi

Connector Pane

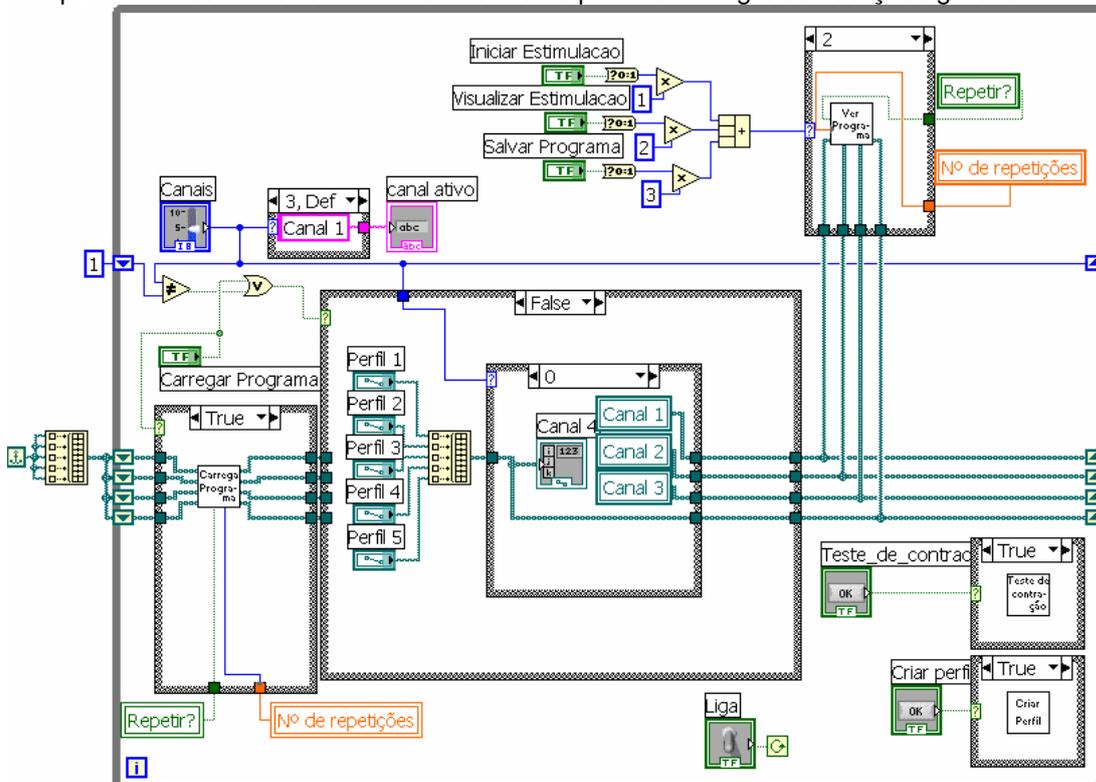


Front Panel

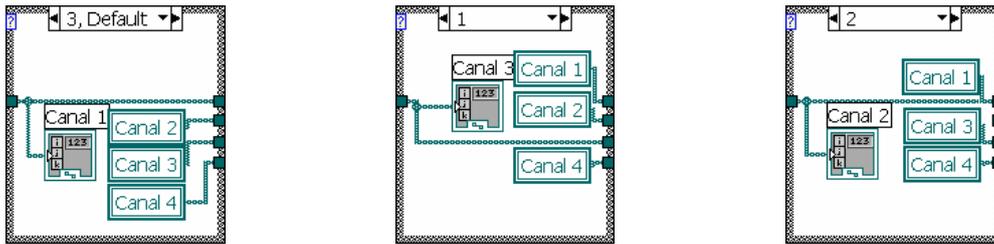


Block Diagram

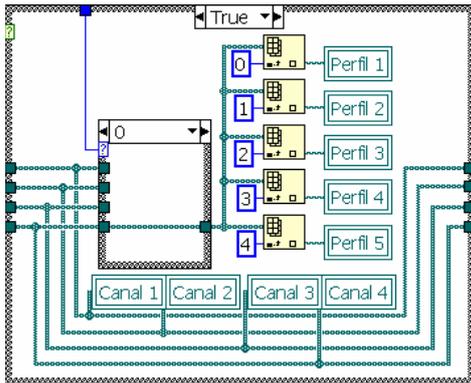
Permanece avaliando o estado dos botões enquanto a chave liga/desliga não for pressionada. Mostra na tela o canal ativo e permite carregar informações gravadas.



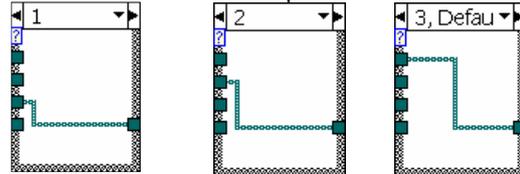
Carrega variáveis locais dos perfis de cada canal



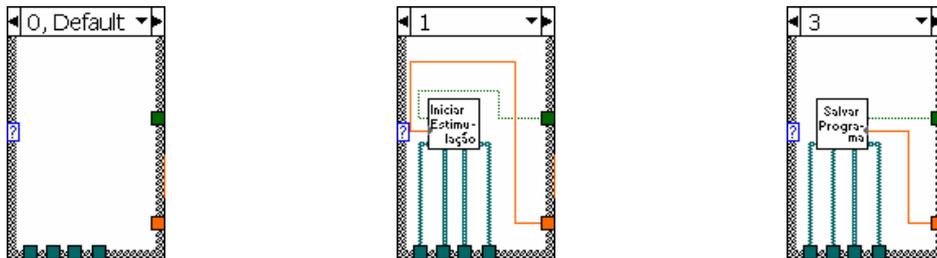
Opção *true* quando um programa é carregado ou o botão canais é modificado



Opções do botão canais para atualizar botões de perfis



Opções de escolha dos botões iniciar estimulação, salvar programa ou visualizar programa



List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information

Criar Perfil	criar_perfil.vi
Carrega Programa	carrega_programa.vi
Salvar Programa	salvar_programa.vi
Ver Programa	visualizar_programa.vi
Iniciar Estimulação	iniciar_estimulacao.vi
Teste de contração	teste_de_contração.vi

VI Revision History

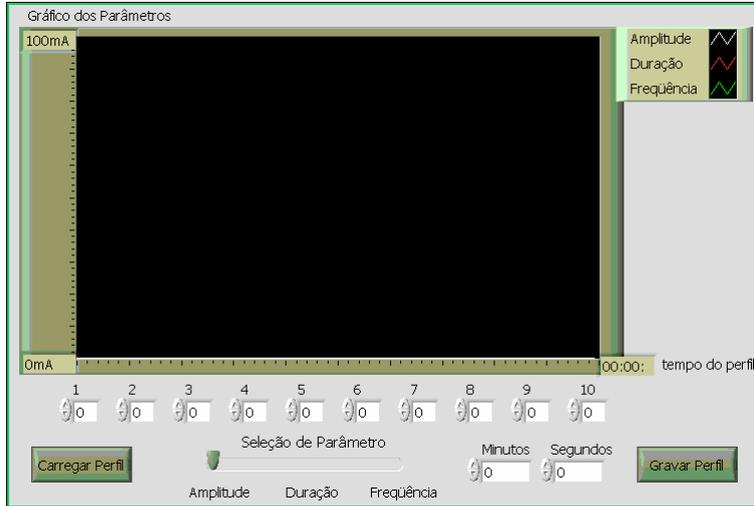
"Sistema_para_FES.vi History"
Current Revision: 104

criar_perfil.vi

Connector Pane

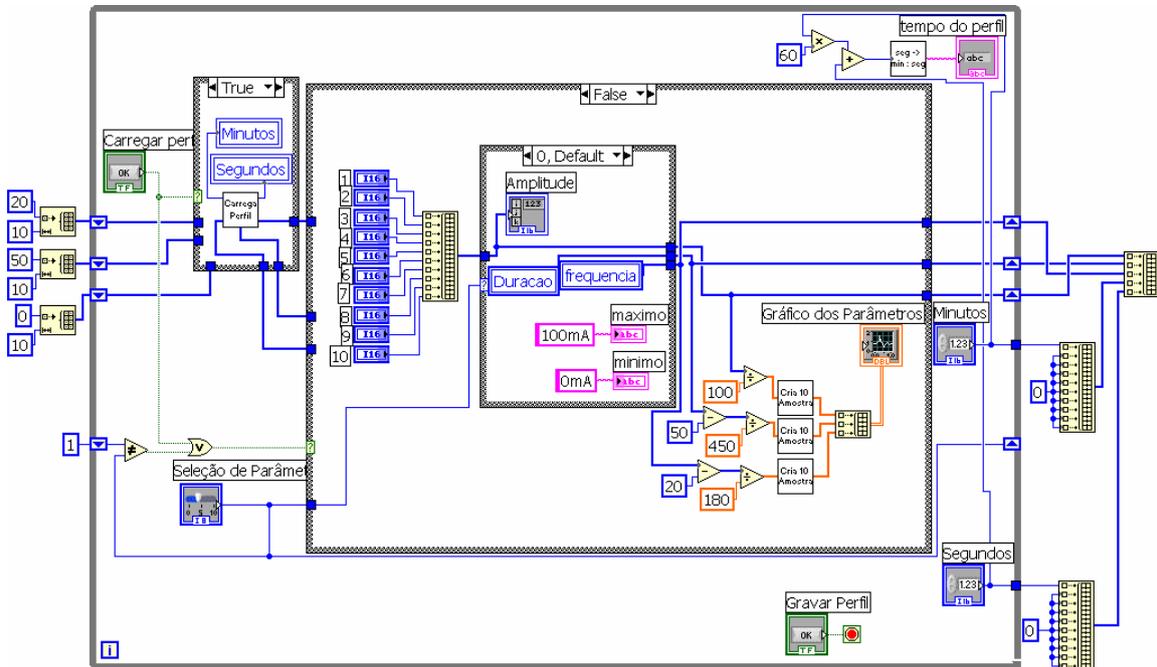


Front Panel

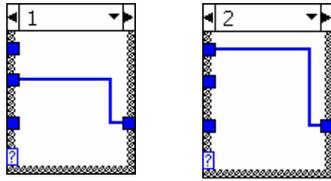


Block Diagram

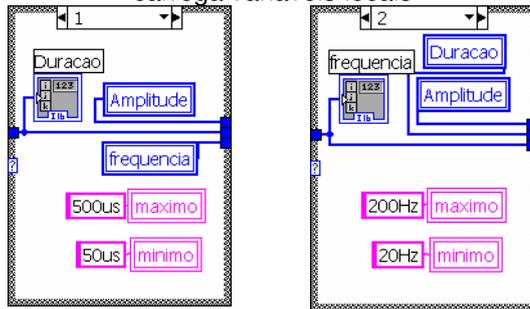
Os valores de cada parâmetro são concatenados em array e, quando pressionado o botão gravar perfil, o array é gravado em arquivo texto.



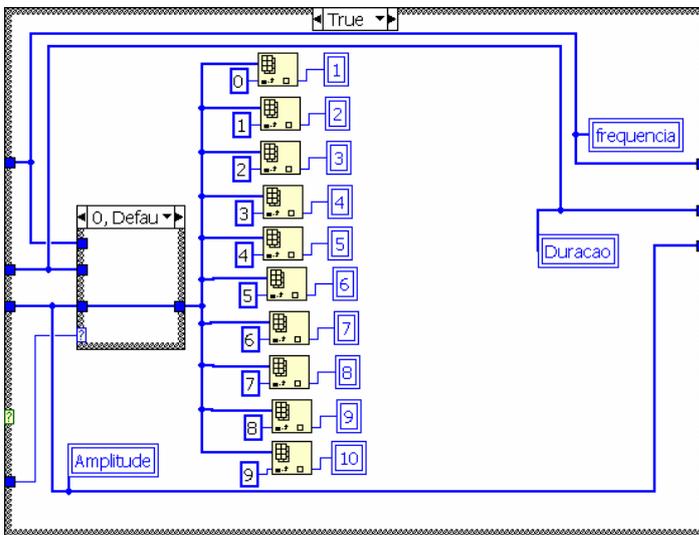
Opções do botão seleção de parâmetros para atualizar botões de valores temporais



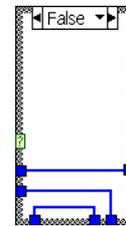
Mostra valores mínimos e máximos do gráfico e carrega variáveis locais



Opção *true* quando um perfil é carregado ou o botão seleção de parâmetros é modificado



Opção *false* do case carrega perfil



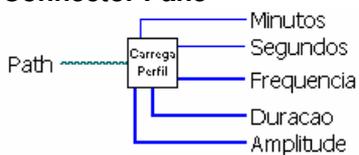
List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information

	Write To Spreadsheet File.vi
	carrega_perfil.vi
	cria_amostras_para_perfil.vi
	transforma_segundos_em_hh_mm_ss.vi

VI Revision History
 "criar_perfil.vi History"
 Current Revision: 102

carrega_perfil.vi

Connector Pane



List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information
Read From Spreadsheet File.vi



VI Revision History

"carrega_perfil.vi History"

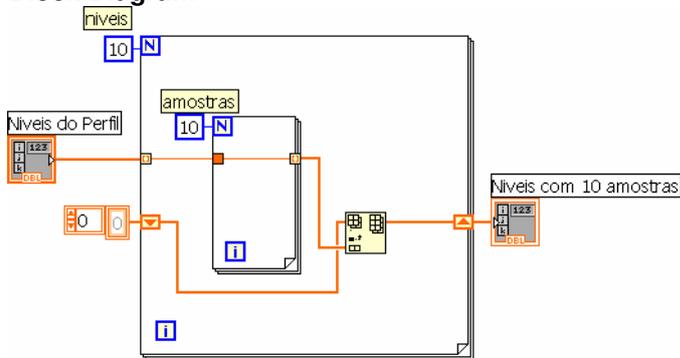
Current Revision: 8

cria_amostras_para_perfil.vi

Connector Pane



Block Diagram



VI Revision History

"cria_amostras_para_perfil.vi History"

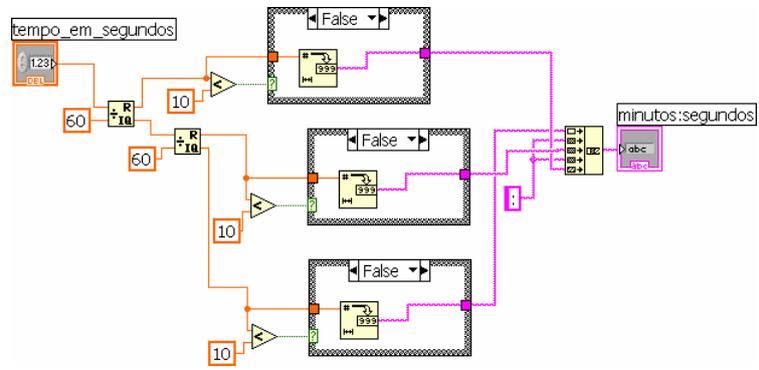
Current Revision: 3

transforma_segundos_em_hh_mm_ss.vi

Connector Pane



Block Diagram



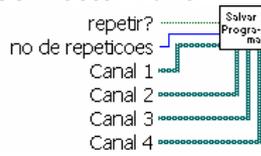
VI Revision History

"transforma_segundos_em_hh_mm_ss.vi History"

Current Revision: 2

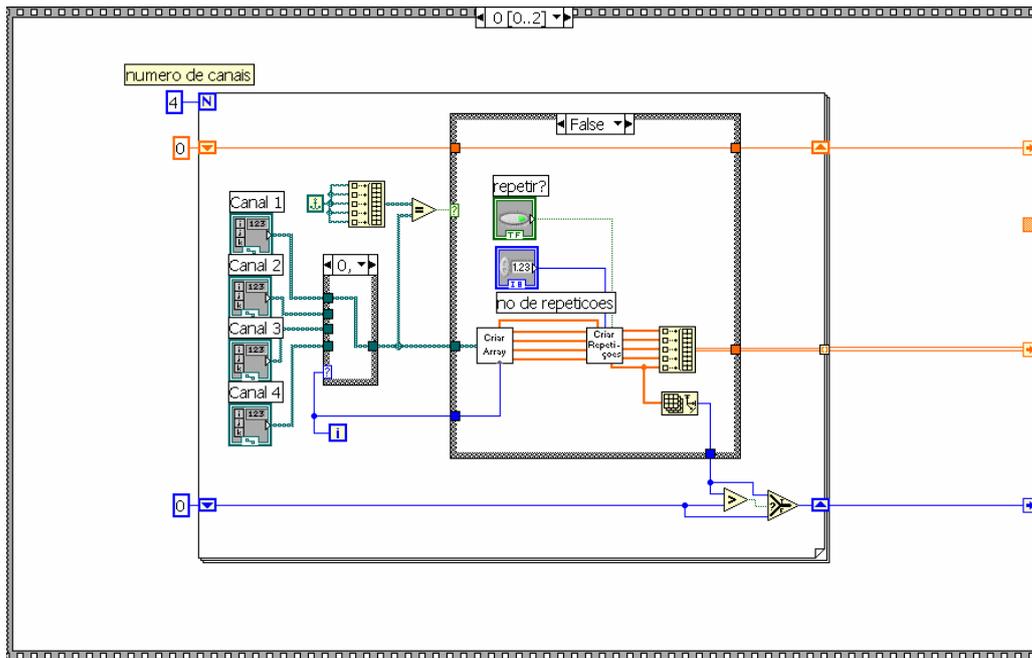
salvar_programa.vi

Connector Pane

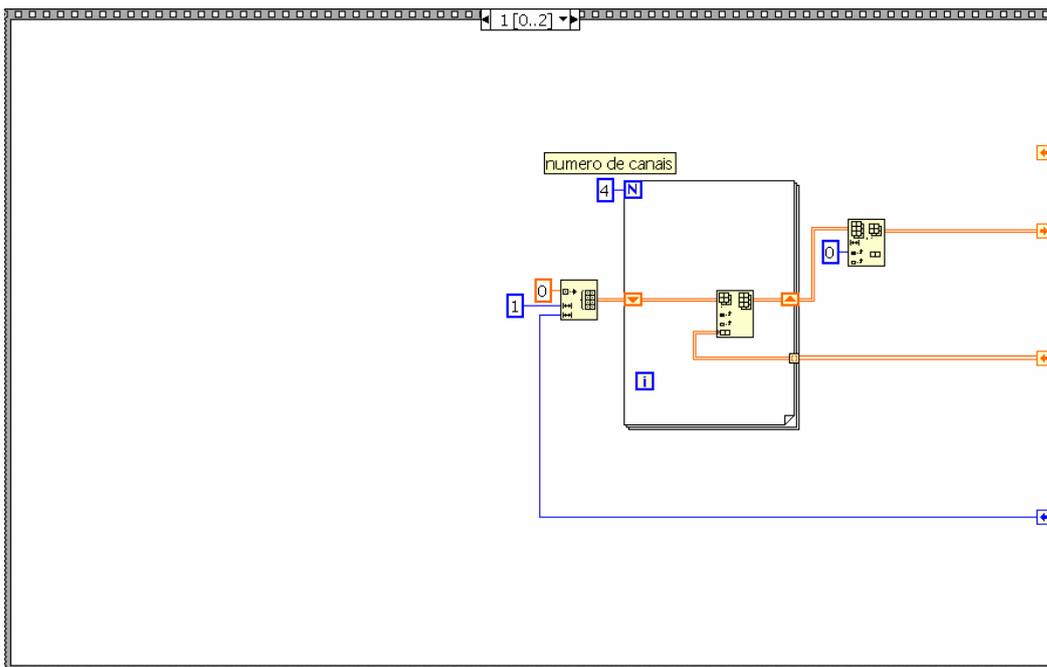


Block Diagram

Monta uma matriz de valores para cada canal com as informações do programa. A opção *true* significa que o canal não está sendo utilizado, retornando matriz vazia.

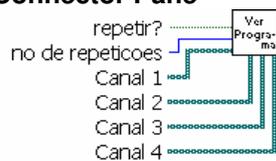


Concatena as matrizes com seus respectivos tempos de estimulação dos 4 canais, gerando um array para gravação no arquivo texto.

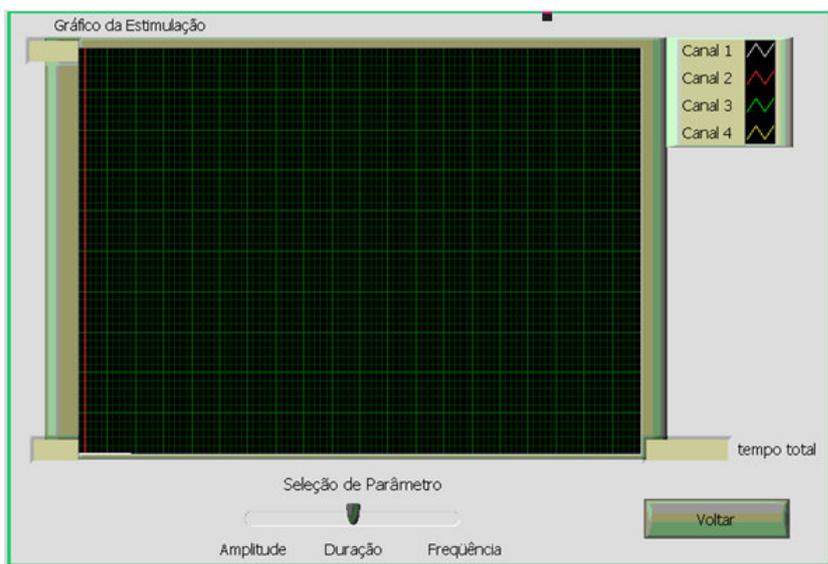


Escreve um arquivo com os valores dos parâmetros de todo o programa de estimulação e

Connector Pane

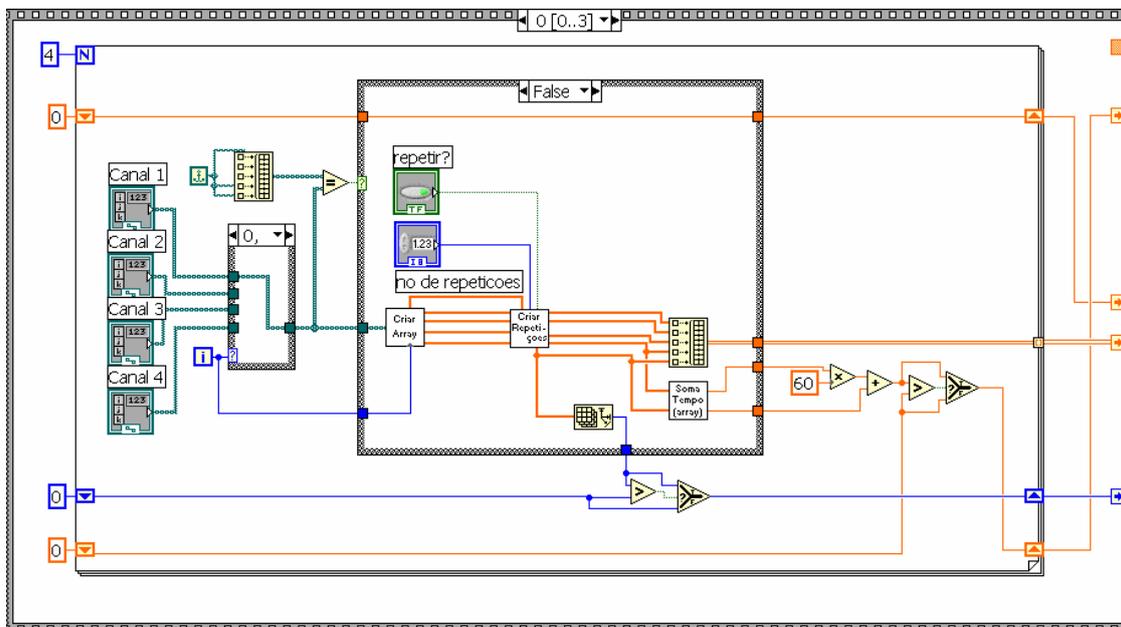


Front Panel

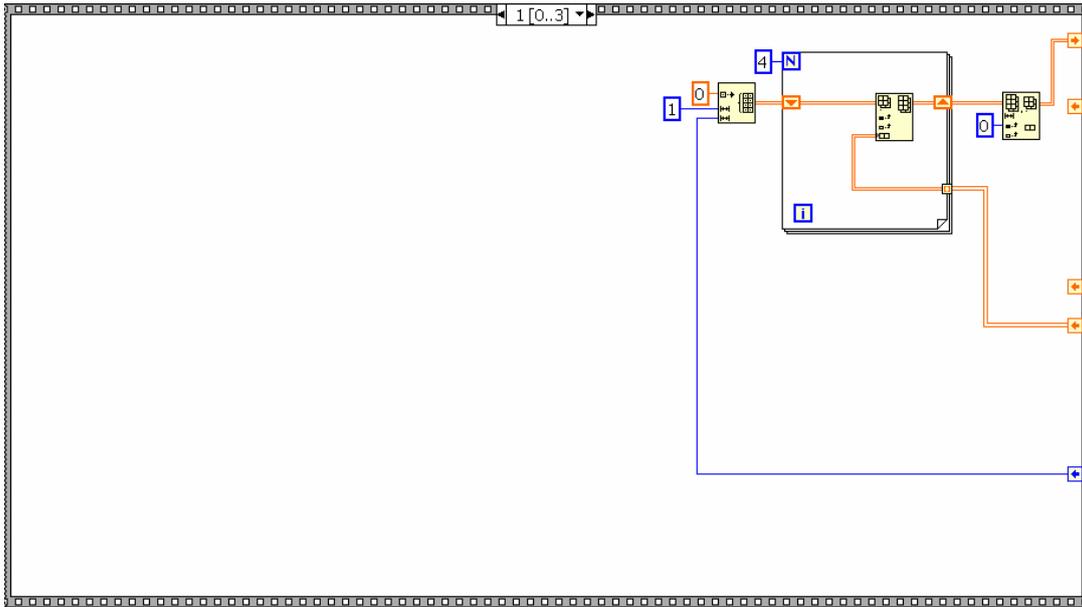


Block Diagram

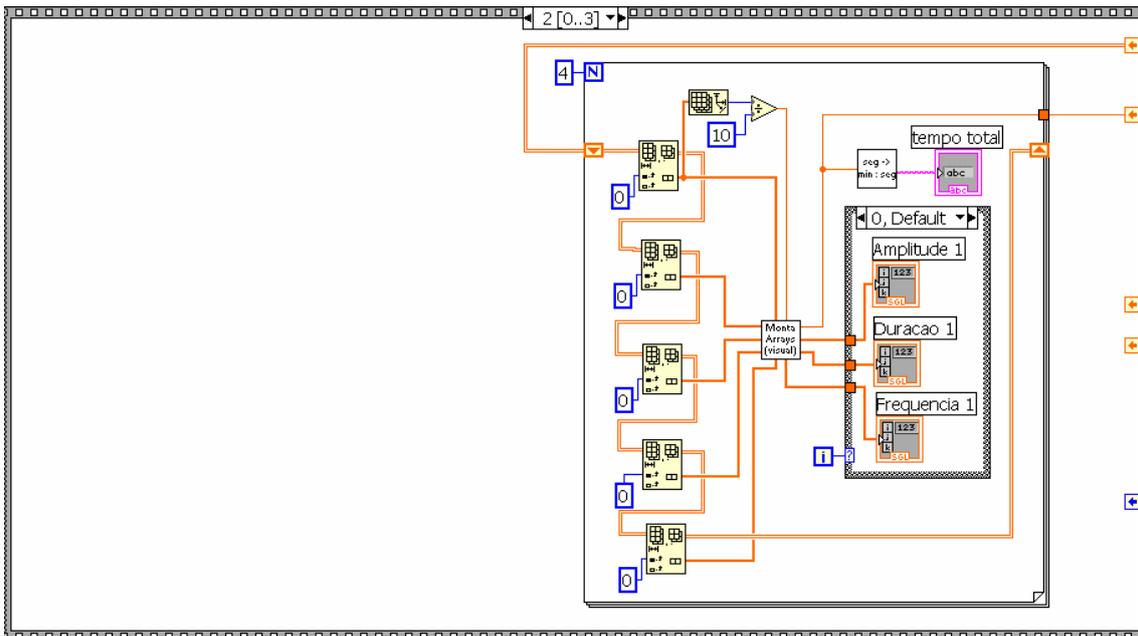
Monta uma matriz de valores para cada canal com as informações do programa. A opção *true* significa que o canal não está sendo utilizado, retornando matriz vazia.



Concatena as matrizes com seus respectivos tempos de estimulação dos 4 canais.

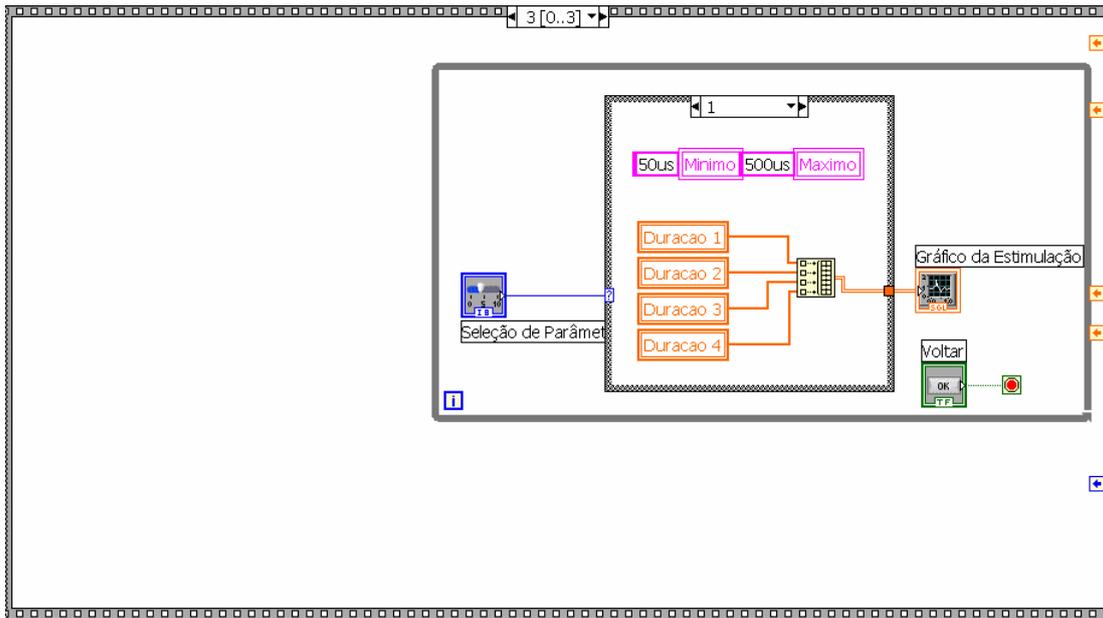


Concatena as matrizes de cada canal, carregando as respectivas variáveis. O case carrega os vetores de cada parâmetro e cada canal.



Envia ao gráfico as informações dos 4 canais do parâmetro definido no botão de seleção.

Escreve a legenda correta no gráfico.



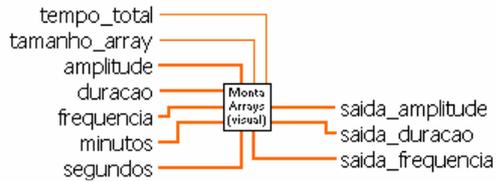
List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information

Criar Array	cria_array_do_canal.vi
Soma Tempo (array)	soma_tempo_array.vi
Criar Repetições	criar_repeticoes.vi
Monta Arrays (visual)	monta_arrays_visualizacao.vi
seg -> min : seg	transforma_segundos_em_hh_mm_ss.vi

VI Revision History
 "visualizar_programa.vi History"
 Current Revision: 191

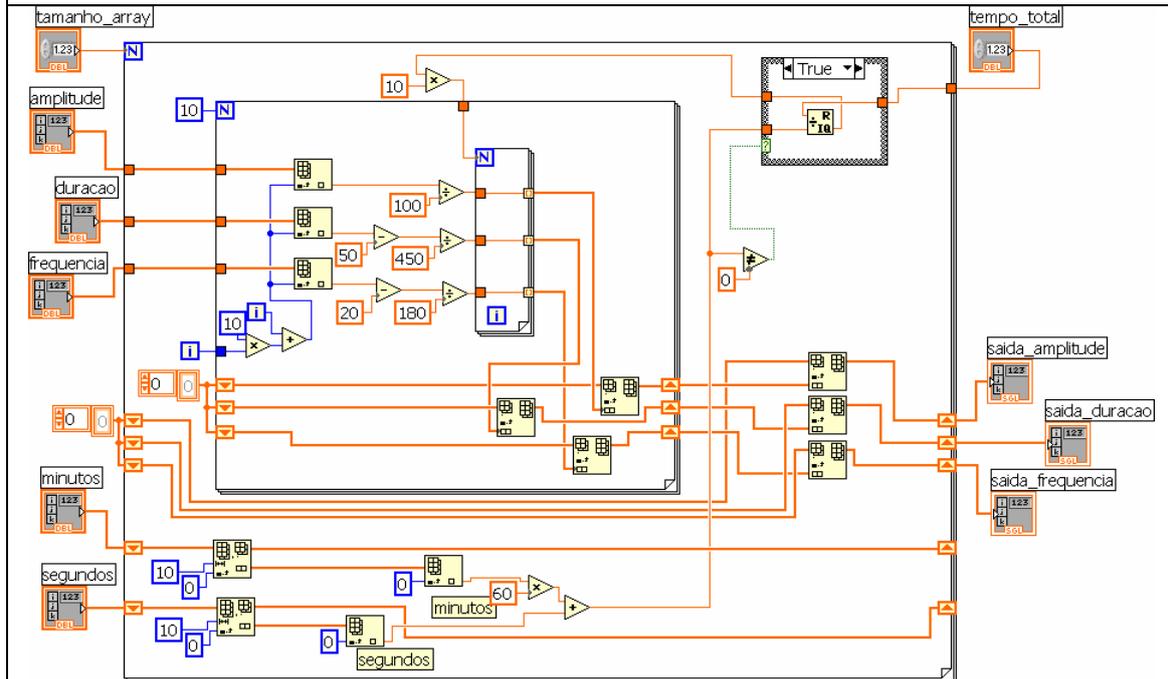
monta_arrays_visualizacao.vi

Connector Pane



Block Diagram

Transforma os valores dos parâmetros em percentagem do maior valor, para poder utilizar o mesmo gráfico. Também gera 10 amostras para cada valor para melhorar a resolução.



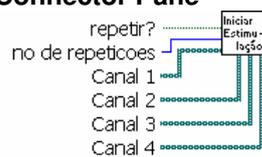
VI Revision History

"monta_arrays_visualizacao.vi History"

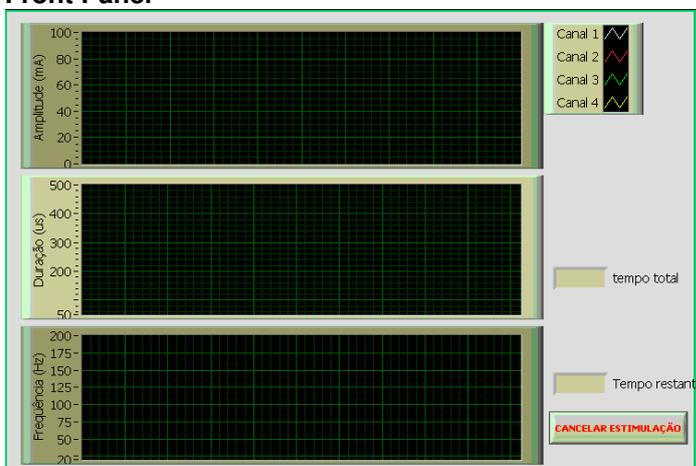
Current Revision: 6

iniciar_estimulacao.vi

Connector Pane

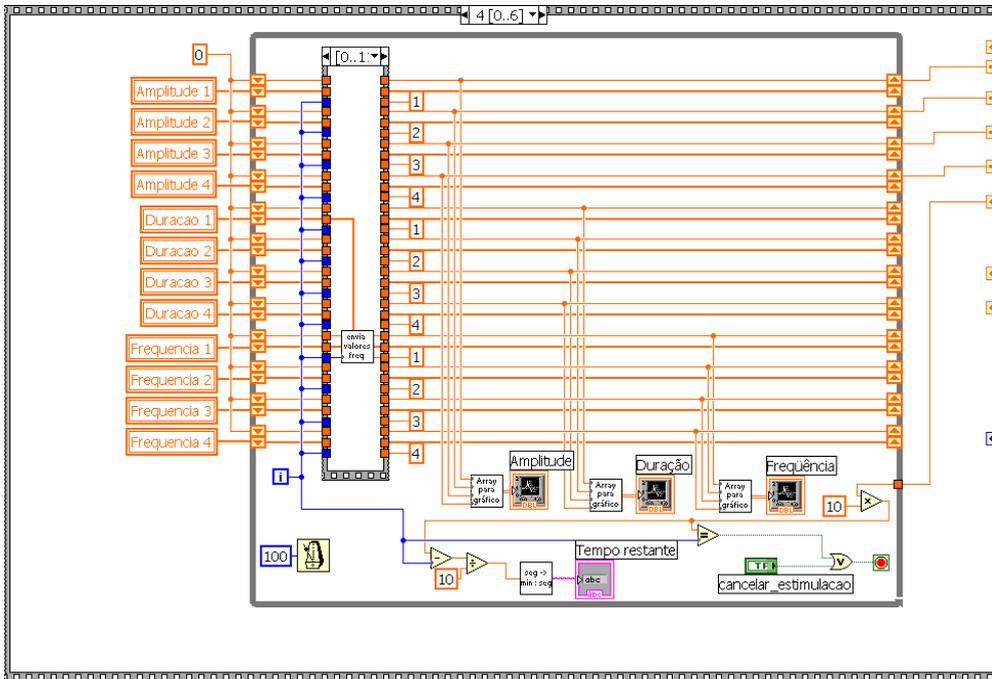


Front Panel



Block Diagram

A seqüência "0" executa o subVI "start_chips". As seqüências "1", "2" e "3" são idênticas as três primeiras seqüências do subVI "iniciar_estimulacao", somente mudando o subVI "monta_array_visualizacao" por "monta_array_inicializacao". A seqüência 4, mostrada a seguir, é o loop executado durante toda a estimulação. As seqüências 5 e 6 executam os subVIs "rampa_down_de_amplitude_para_desligar" e "stop chips", respectivamente.



List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information

Criar Array	cria_array_do_canal.vi
Soma Tempo (array)	soma_tempo_array.vi
Criar Repetições	criar_repeticoes.vi
Monta Arrays (iniciar)	monta_arrays_estimulacao.vi
seg -> min : seg	transforma_segundos_em_hh_mm_ss.vi
envia valores freq	envia_valores_de_alteracao_para_frequencia.vi
envia valores duracao	envia_valores_de_alteracao_para_duracao.vi
Array para gráfico	cria_array_para_grafico.vi
START CHIPS	start_chips.vi
STOP CHIPS	stop_chips.vi
Rampa down desligar	rampa_down_de_amplitude_para_desligar.vi
envia valores ampl	envia_valores_de_alteracao_para_amplitude.vi

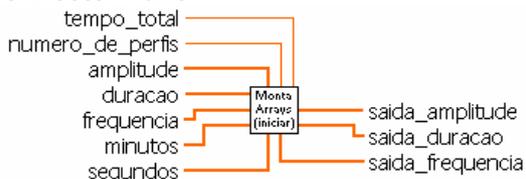
VI Revision History

"iniciar_estimulacao.vi History"

Current Revision: 270

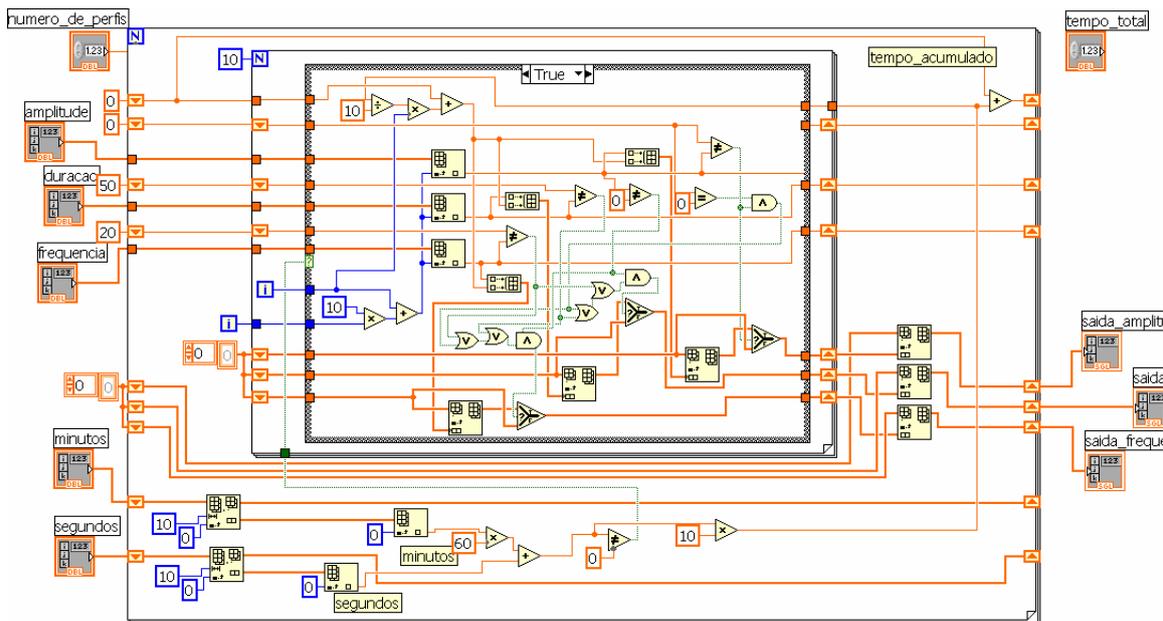
monta_arrays_estimulacao.vi

Connector Pane



Block Diagram

Monta array com as mudanças que serão enviadas ao hardware e seus respectivos tempos.



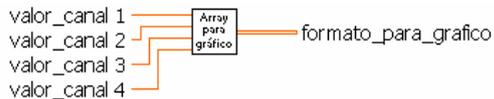
List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information

VI Revision History

"monta_arrays_estimulacao.vi History"
Current Revision: 23

cria_array_para_grafico.vi

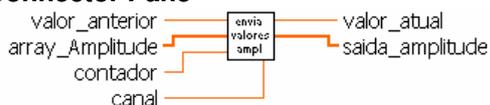
Connector Pane



Transforma os arrays em matriz para enviar ao gráfico.

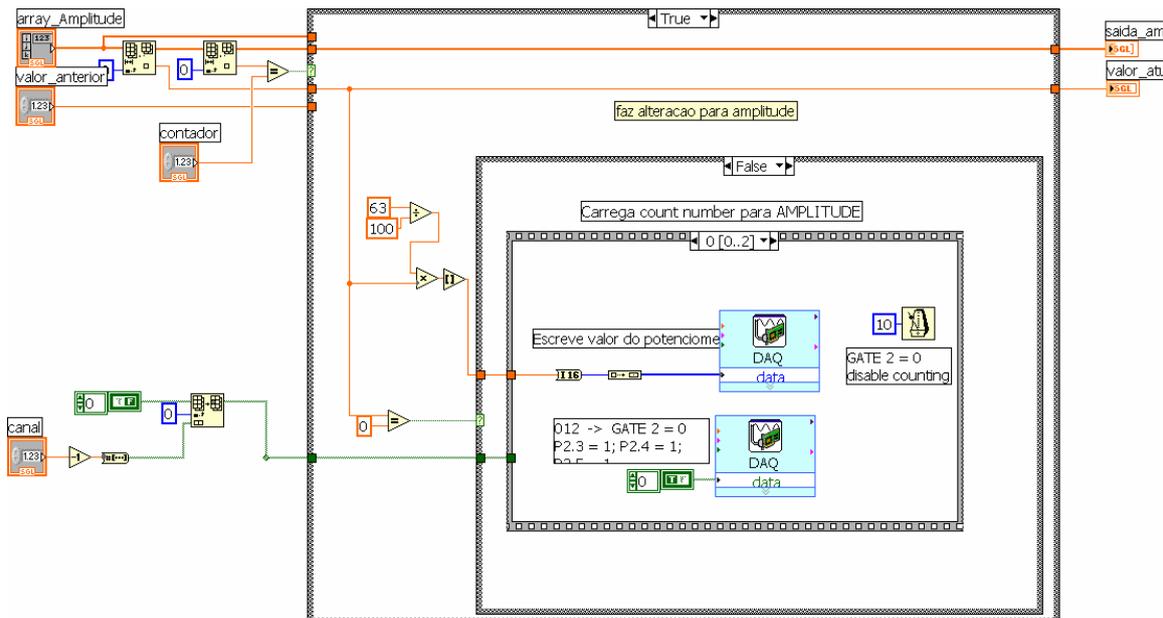
envia_valores_de_alteracao_para_amplitude.vi

Connector Pane

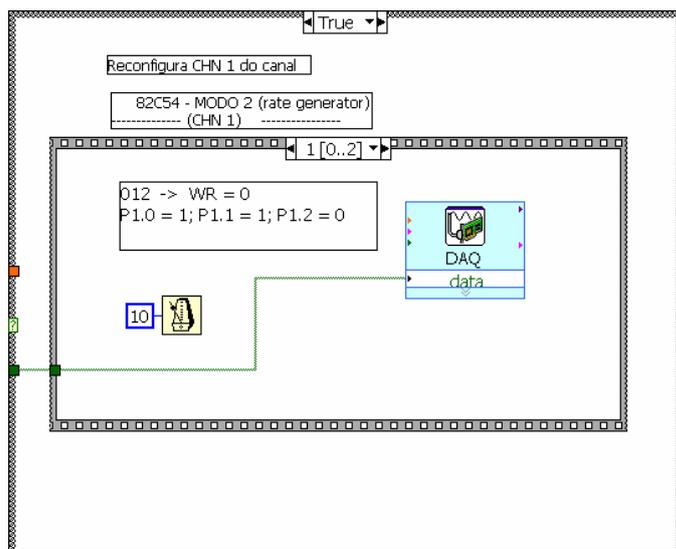


Block Diagram

Envia os bits para a placa USB6501, através do módulo “DAQ assistant”, somente quando o contador de 100ms é igual ao tempo definido para a mudança. Este processo é análogo para duração e frequência



Opção false ocorre quando o valor de amplitude é zero, então o programa envia a palavra para configuração do CI.



List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information



DAQ Assistant

DAQ Assistant

Creates, edits, and runs tasks using NI-DAQmx.

VI Revision History

"envia_valores_de_alteracao_para_amplitude.vi History"

Current Revision: 27

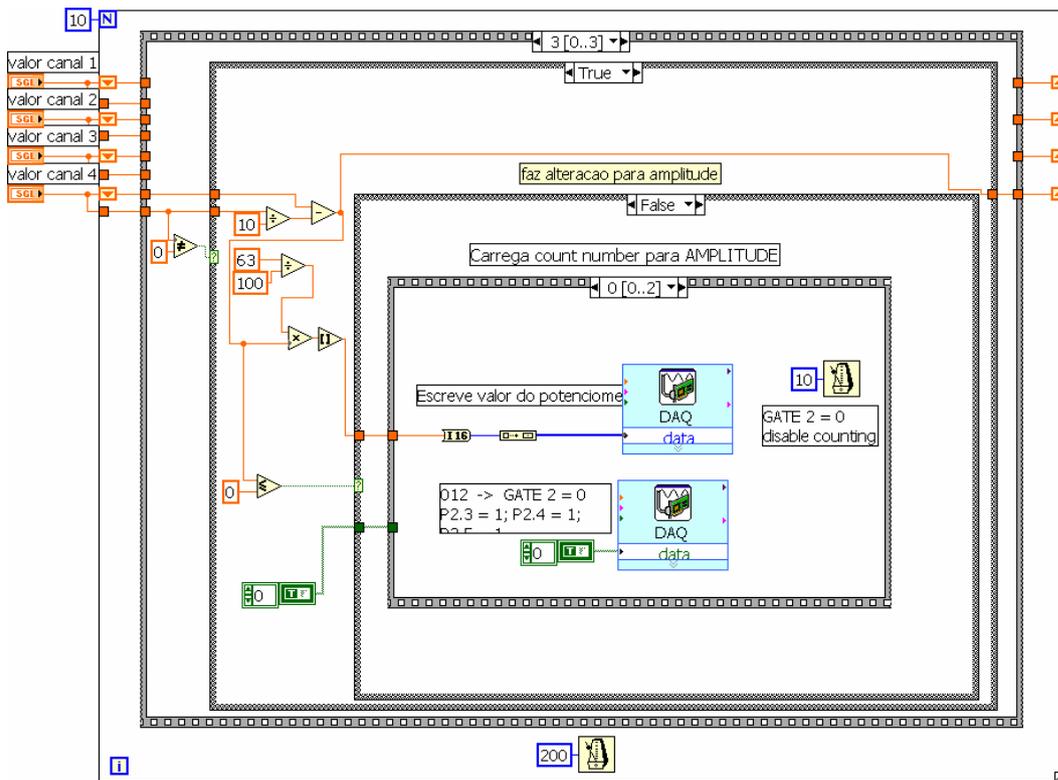
rampa_down_de_amplitude_para_desligar.vi

Connector Pane



Block Diagram

Recebe último valor de cada canal e decrece este valor até o nível zero em 2s.



VI Revision History

"rampa_down_de_amplitude_para_desligar.vi History"

Current Revision: 31

stop_chips.vi

Connector Pane



Envia um bit desativação dos relés.

start_chips.vi

Connector Pane



Block Diagram

Inicializa todos os CIs na seqüência definida.

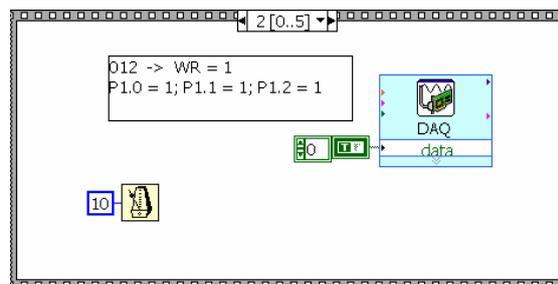
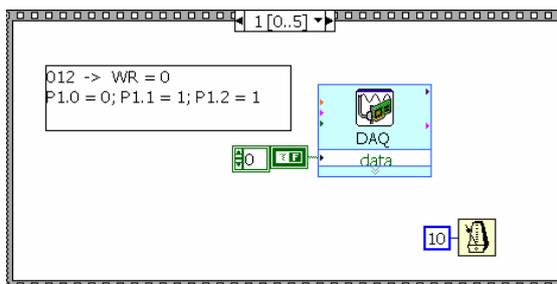
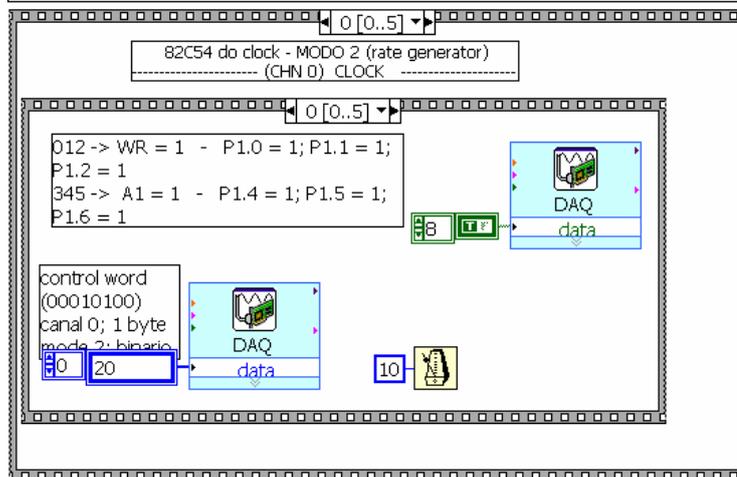
“0” – A1, A0 e WR = 1; “1” WR = 0; “2” WR = 1

(no exemplo para clock temos mais “4” escreve o nº 4 no contador e
“5” WR = 1)

Para gerador de pulso ONE-SHOT, apenas muda-se a palavra de
controle (control word)

INICIALIZAÇÃO DO MODO DE OPERAÇÃO DOS CIs

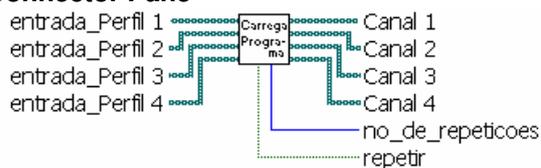
sequence 0 --> clock; sequence 1 --> canal 1; sequence 2 --> canal 2;
sequence 3 --> canal 3; sequence 4 --> canal 4
sequence 5 --> controle dos relés;



Um bit controla o relé (P1.3), então a seqüência “5” envia o bit de ativação dos relés.

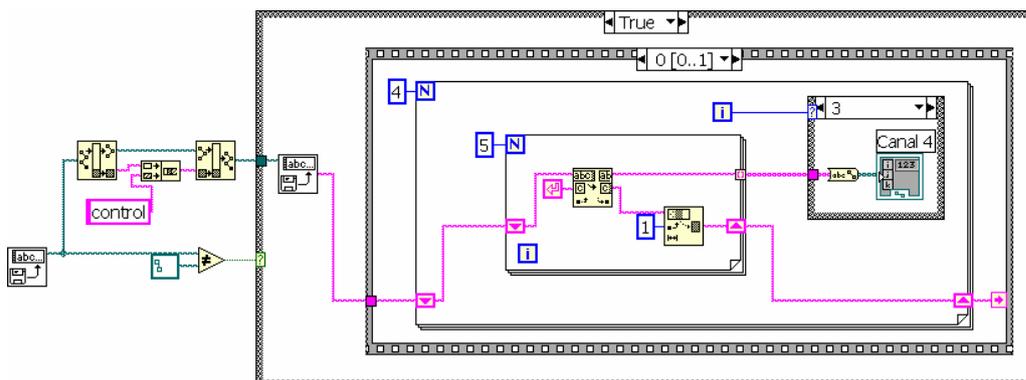
carrega_programa.vi

Connector Pane

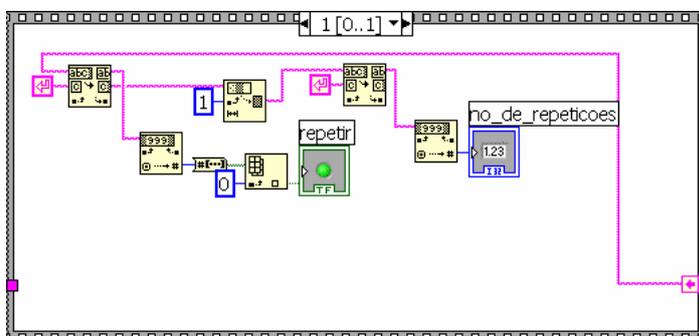


Block Diagram

Carrega os botões dos perfis com os valores dos arquivos. Se não existir o arquivo "control" é porque não é um arquivo de programa padrão. O case carrega as variáveis para cada canal.



Seqüência 2: Carrega os botões de repetição e nº de repetições.



List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information



Read Characters From File.vi

C:\Arquivos de programas\National Instruments\LabVIEW 7.1\vi.lib\Utility\file.llb\Read Characters From File.vi

VI Revision History

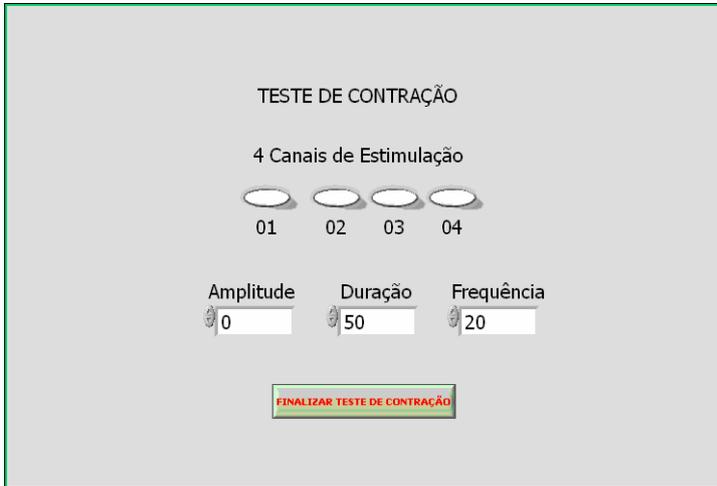
"carrega_programa.vi History"
Current Revision: 59

teste_de_contracao.vi

Connector Pane

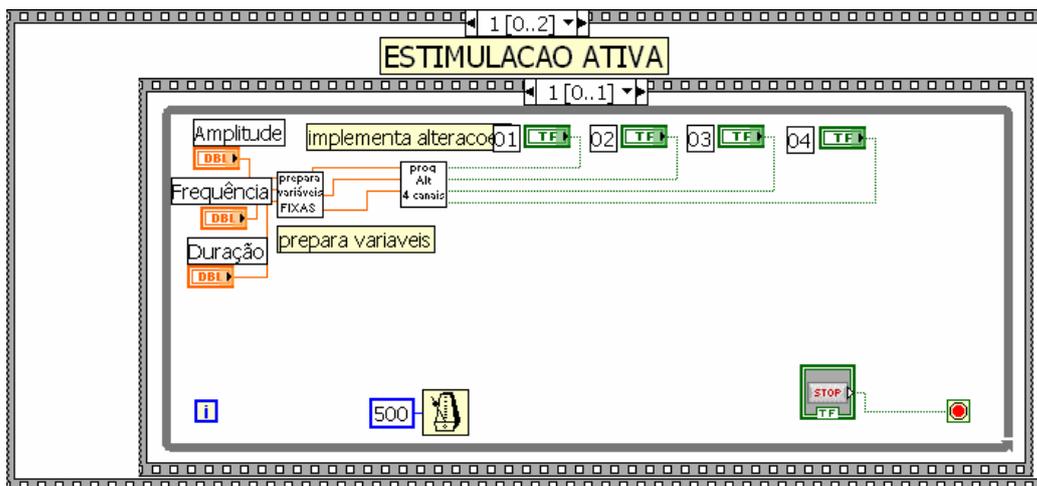


Front Panel



Block Diagram

A seqüência 1 executa o subVI "start_chips". A seqüência 2 envia para placa USB6501 os valores dos parâmetros definidos nos respectivos botões para os 4 canais, sempre atualizado.



List of SubVIs and Express VIs with Configuration Information



prepara
variaveis
FIXAS

DAQ Assistant

prepara_variaveis_fixas.vi



proq
Alt
4 canais

alteracao_4_canais.vi



START
CHIPS

start_chips.vi

VI Revision History

"teste_de_contração.vi History"

Current Revision: 104

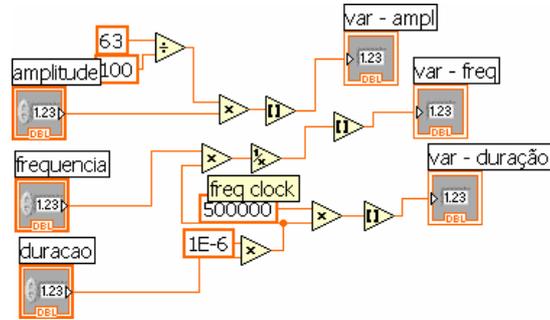
prepara_variaveis_fixas.vi

Connector Pane



Block Diagram

Transforma o valor desejado de cada parâmetro, em número de controle digital para os CIs.



VI Revision History

"prepara_variaveis_fixas.vi History"
Current Revision: 4

Alteracao_4_canais.vi

Connector Pane



Analogamente ao programa "iniciar_estimulacao", faz o controle dos 4 canais de estimulação, porém com o mesmo valor para todos os canais.

Anexo 3

3.1 Teste de segurança elétrica: corrente de fuga para o terra, para o gabinete e para o paciente

Ensaio de Segurança Elétrica																			
Corrente de Fuga para o Terra com revolução	com cabo USB	ligado	14,5	14,5	14,4	14,5	14,5	14,5	14,5	14,5	14,4	14,4	14,4	14,3					
		desligado	15,4	15,5	15,4	15,5	15,4	15	15,4	15,3	15,3	15,3	15,3	15,5					
	sem cabo USB	ligado	10,1	10	10,1	10,1	10,1	10,1	10,1	10,1	10,1	10,1	10,1	10,1					
		desligado	21,3	21,2	21,3	21,2	21,2	21,2	21,2	21,1	21,2	21,3	21,3	21,2					
	sem revolução	com cabo USB	ligado	10,9	10,9	10,9	10,9	10,9	10,9	10,9	11	10,8	10,8	10,9					
		desligado	9,9	9,9	9,8	9,7	9,9	9,8	9,8	9,9	9,8	9,9	9,9	9,7					
	sem cabo USB	ligado	20,8	20,9	20,5	20,9	20,8	20,9	20,8	20,8	20,7	20,8	20,8	20,8					
	desligado	9,9	10	10	10	9,8	9,5	9,9	10	9,9	10	9,9	9,9						
Média de corrente de fuga para o terra (µA): 14,0675			Desvio padrão (µA): 4,493674																
Corrente de Fuga para o Gabinete com revolução	com cabo USB	ligado	5	5,1	5,1	4,9	5,1	4,9	5,1	4,9	5,1	5,2	5,1	5,2					
		desligado	6,1	6,1	6	6,1	6,1	6,1	6,1	6,1	6,1	6	6,1	6,1					
	sem cabo USB	ligado	1,2	1	1	1	1,3	1,1	1,1	1,1	1,1	1	1,2	1,1					
		desligado	12,1	11,9	11,7	11,8	11,5	11,8	11,8	11,6	11,8	11,8	11,3	11,3					
	sem revolução	com cabo USB	ligado	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9					
		desligado	1	0,9	1	0,8	1	1	1	1	1	1	1	1					
	sem cabo USB	ligado	11,9	11,9	11,8	11,9	11,8	12	11,9	11,8	12	11,7	12	12					
	desligado	1,1	1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1	0,9	1,1	1					
Média de corrente de fuga para o gabinete (µA): 4,96625			Desvio padrão (µA): 4,358897																
Corrente de Fuga para a Parte Aplicada ao Paciente com revolução	ligado	1,4	1,5	1,4	1,3	1,6	1,5	1,5	1,3	1,2	1,4	1,4	1,4						
	prog. rodando	1,7	1,4	1,3	1,8	1,5	1,2	2	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5						
	prog. desligado	1,6	1,7	1,4	1,3	1,6	1,5	1,5	1,3	1,2	1,4	1,2	1,4						
	sem revolução	1,2	1,4	1,6	1,1	1,2	1,3	1,4	1,6	1,3	1,4	1,6	1,3	1,5					
Média de corrente de fuga para a parte aplicada (µA): 1,44			Desvio padrão (µA): 0,182293																

3.2 Teste de bancada: medidas para amplitude, duração, frequência, duração x amplitude e quatro canais simultaneamente.

TABELAS DAS TENSÕES PARA CÁLCULO DA AMPLITUDE DA CORRENTE												
Carga 100Ω	Duração (μs)	Frequência (Hz)	Amplitude desejada (mA)			Tensão medida (V)			70	80	90	100
			10	20	30	40	50	60				
50	20	20	1,16	2,36	3,32	4,48	5,68	6,56	7,56	8,96	10,4	10,8
200	20	20	1,2	2,32	3,24	4,16	5,52	6,48	7,68	8,96	10,8	11,8
500	20	20	1,12	2,28	3,16	4,08	5,28	6,24	7,52	8,88	10,64	11,4
50	100	100	1,24	2,4	3,36	4,32	5,76	6,72	7,6	9,04	10,4	11,2
50	200	200	1,12	2,28	3,2	4,2	5,44	6,4	7,28	8,72	10	10,4
200	100	100	1,2	2,32	3,2	4,12	5,44	6,48	7,6 x	x	x	x
Carga 1kΩ												
Duração (μs)	Frequência (Hz)	Amplitude desejada (mA)			Tensão medida (V)			70	80	90	100	
		10	20	30	40	50	60					
50	20	20	10	20,8	30	38,8	50,4	60	69,6	84	92	93,6
200	20	20	10,2	20,6	28,8	37,6	46,8	58,4	68,8	80	96,8	108
500	20	20	10,4	19,8	27,6	36,5	45,6	54,8	67,8	79,2	94,4	98,4
50	100	100	10,4	20,8	29,6	38,8	51,2	59,2	68	84	92	92,8
50	200	200	10,6	21,4	30,4	38,8	49,2	59,2	68	83,2	91,2	91,2
200	100	100	10,4	20,4	28,4	36,4	46,4	57,6	67,2 x	x	x	x
Carga 2k4Ω												
Duração (μs)	Frequência (Hz)	Amplitude desejada (mA)			Tensão medida (V)			70	80	90	100	
		10	20	30	40	50	60					
50	20	20	24,8	49,6	70,4	90,4	104	120	150	162	162	162
200	20	20	22,8	46	66,4	85,6	100	122	144	168	174	174
500	20	20	22,4	44,8	65,6	83,2	98	118	140	160	160	160
50	100	100	23,2	47,6	68	90,4	104	120	148	160	160	160
50	200	200	23,6	47,2	68	89,6	104	118	148	160	160	160
200	100	100	22,4	45,2	66,4	84	100	120 x	148 x	160 x	160 x	160 x

TABELAS DAS DURAÇÕES DOS PULSOS DA CORRENTE

Carga 100Ω												
		Duração desejada (µs)										
		50	100	150	200	250	300	350	400	450	500	
Amplitude (µs)	Frequência (Hz)	Duração medida (µs)										
10	20	62,8	114	163	212	264	314	364	414	462	512	
50	20	90	141	190	242	286	340	388	440	490	538	
100	20	112	162	210	262	308	358	406	454	500	536	
10	100	64	112	162	212	264	314	364	416	464	514	
10	200	64	113	163	214	264	314	362	414	460	508	
50	100	89	140	189	231	274	320	x	x	x	x	
Carga 1kΩ												
		Duração desejada (µs)										
		50	100	150	200	250	300	350	400	450	500	
Amplitude (µs)	Frequência (Hz)	Duração medida (µs)										
10	20	65	113	164	214	262	312	364	412	462	512	
50	20	81	135	181	230	282	328	378	428	478	528	
100	20	100	150	200	247	296	344	396	444	490	538	
10	100	64	113	163	213	262	312	362	412	462	512	
10	200	65	113	163	213	263	314	364	414	460	508	
50	100	82	131	180	227	274	320	x	x	x	x	
Carga 2k4Ω												
		Duração desejada (µs)										
		50	100	150	200	250	300	350	400	450	500	
Amplitude (µs)	Frequência (Hz)	Duração medida (µs)										
10	20	63	112	162	212	262	312	364	414	462	512	
50	20	81	129	178	228	278	326	374	424	474	524	
100	20	92	140	182	232	284	332	380	430	478	528	
10	100	65	112	162	212	262	312	362	410	460	510	
10	200	62	112	162	212	261	312	362	412	460	508	
50	100	82	130	179	226	274	320	x	x	x	x	

TABELAS DAS FREQUÊNCIAS DE REPETIÇÕES DE PULSOS DA CORRENTE

		20		40		60		80		100		120		140		160		180		200	
Carga 100Ω		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)	
Amplitude (mA)	Duração (μs)	10	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
50	50	50	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
100	50	50	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
10	20	500	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
10	500	200	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
50	200	20	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
Carga 1kΩ		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)	
Amplitude (mA)	Duração (μs)	10	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
50	50	50	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
100	50	50	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
10	20	500	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
10	500	200	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
50	200	20	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
Carga 2k4Ω		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)		Frequência desejada (Hz)		Frequência medida (Hz)	
Amplitude (mA)	Duração (μs)	10	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
50	50	50	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
100	50	50	50	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
10	20	500	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
10	500	200	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
50	200	20	20	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40

TABELAS DAS DURAÇÕES EM DIFERENTES AMPLITUDES DA CORRENTE

DURAÇÃO x AMPLITUDE		Amplitude da corrente									
Carga 1kΩ		10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Duração desejada (µs)	Frequência (Hz)	Duração medida (µs)									
50	20	64	73,2	76,8	81,2	83,6	90	91,6	95,2	97,2	98
100	20	114	122	125	129	132	137	139	142	145	147
200	20	214	222	226	230	232	236	238	240	244	246
400	20	412	418	424	426	430	430	432	436	440	440
500	20	510	518	522	526	528	530	532	532	538	538

AMPLITUDE (mA) PARA OS QUATRO CANAIS (simultaneamente)

Carga 1kΩ		Amplitude desejada (mA)									
		10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Canal	Duração (µs)	Amplitude medida (mA)									
1	200	10,2	20,2	28,4	36,4	46	54,8	67,2	78,4	x	x
2	200	9,2	19,4	27,2	35,2	44,4	53,2	65,6	x	x	x
3	200	9	19	26,8	34,8	44,4	53,2	65,6	x	x	x
4	200	9,6	20,2	28,4	36,4	46,4	55,6	68	x	x	x