

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

ESCOLA DE ENGENHARIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELETRÔNICA E DE COMPUTAÇÃO

**ESTIMULADOR ELÉTRICO
MUSCULAR PROGRAMÁVEL**

Autor: _____
José Braconnot Velloso

Orientador: _____
Prof. Marcio Nogueira de Souza

Examinador: _____
Prof. Fernando Antônio Pinto Barúqui

Examinador: _____
Prof. Joarez Bastos Monteiro

DEL
Julho / 2005

i. Dedicatória

A dedicatória deste projeto de tanta importância para mim, não poderia ser diferente desta que vem a seguir, porque eu não teria chegado ao fim, sem a presença e cumplicidade destas pessoas. Dedico este e todos os trabalhos desenvolvidos durante a longa jornada da graduação no curso de engenharia eletrônica a minha família.

Ao meu pai, grande pai, que sempre me deu apoio nas decisões tomadas durante a vida, que segurou a barra quando falava que iria largar o curso. O braço forte da criação, sempre estimulou-nos a resolver nossos problemas sozinhos, correr atrás das coisas que queremos e que neste projeto, esta força se fez presente.

A minha falecida mãe. Que boa hora para fazer meu primeiro agradecimento formal a uma pessoa tão especial e importante na minha vida. Como todas as mães, era ela que bajulava meu ego. Talvez fosse até por causa do meu bom rendimento nas matérias, porque como bom filho, acreditava fielmente em suas palavras. Uma grande perda no meio do curso de graduação, que me fez amadurecer bastante e ver a vida com outros olhos.

À Deí, a senhora que cuidou de mim e meus irmãos desde pequenos. Também criou a minha mãe quando pequena e o fato de sempre deixar claro o tamanho da satisfação que seria para ela ver o terceiro filho se formar, me ajudou bastante a concluir o curso.

À minha mulher, Clarisse, a companheira do dia-a-dia, sempre me falando palavras de incentivo, antes dos longos turnos de trabalho no computador.

Aos meus irmãos Pedro e Marcos que me ajudavam com as dúvidas nos assuntos da faculdade, por serem engenheiros também. Foram também grandes guias para assuntos profissionais e estou no mestrado hoje, certamente pela influência do Pedro, que hoje está fazendo doutorado no exterior.

ii. Agradecimentos

Agradeço ao prof. Antônio Barúqui pela ajuda na parte de simulação com o OTA e na caracterização da bobina do circuito do estimulador original. Aos professores em geral do curso de eletrônica, que durante esses longos anos fizeram o melhor para passar seus conhecimentos para nós. Ao pessoal administrativo, com seu mau humor característico, que depois de longa convivência acabei até acostumando, que resolvia os nossos problemas burocráticos.

Obviamente, um agradecimento especial vai para o prof. Marcio Nogueira de Souza, que me orientou neste projeto final, que me abriu os olhos para ver que meu problema não era com a eletrônica em si e sim com as aplicações que conhecia para a eletrônica. Apresentou-me a Engenharia Biomédica, onde posso empregar os conhecimentos adquiridos na eletrônica, em uma área completamente diferente e muito interessante. No projeto final foi um orientador bastante atencioso e sempre preocupado com o bom andamento do projeto. Com a cobrança necessária, conseguiu fazer com que o projeto chegasse ao fim, no prazo.

iii - Resumo

O estimulador elétrico muscular programável tem como objetivo possibilitar a investigação de técnicas, novas ou já existentes, de estimulação elétrica funcional (FES), onde a corrente de estimulação precisa ser modificada a cada instante. Estudando estas técnicas pode-se, por meio da estimulação elétrica, produzir atividade muscular no paciente para a execução de funções, como por exemplo, levantar um braço ou mesmo levantar-se da cadeira.

O presente projeto tem como objetivo modificar os controles de um estimulador elétrico comercial (CEFAR Dumo) de modo que os parâmetros de amplitude, frequência de repetição de pulsos e modulação da corrente de estimulação possam ser controlados por um computador. Para isto, os potenciômetros dos controles de amplitude e frequência deverão ser substituídos por circuitos que implementam uma resistência controlada por uma certa tensão fornecida pelo computador, por meio do programa desenvolvido. Este programa, que desenvolvido em Labview 6.0i (National Instruments, USA) tornou-se um instrumento virtual, também comanda as chaves controladas por tensão através de saídas digitais, chaves estas que substituem as chaves elétricas que originalmente controlavam, por ação mecânica, a modulação da corrente de estimulação.

O instrumento virtual permite que o usuário configure um perfil temporal de variação para os parâmetros da corrente de estimulação, o tempo total da estimulação, assim como mostra graficamente a evolução desta corrente e o tempo restante de duração do perfil. O programa converte os parâmetros ajustados pelo usuário, na tela de definição do perfil, nas tensões equivalentes para a placa de controle (analógico e digital). Assim, a corrente de saída, que circula pelo tecido biológico e que ativa as fibras musculares, possuirá os valores de seus parâmetros configurados, para cada intervalo de tempo no qual o tempo total de estimulação foi dividido, por comandos programáveis pelo usuário.

As modificações feitas no hardware original do estimulador da CEFAR resultaram no controle esperado e o instrumento virtual converte corretamente os valores e envia-os corretamente para as tensões de controle. Foi verificado que apesar do instrumento resultante realizar a variação temporal dos parâmetros sendo o padrão temporal desejado, a amplitude da corrente de estimulação sofre uma variação lenta indesejável, atribuída ao fato do circuito do estimulador original não ter sido projetado para operar com mudanças contínuas da amplitude, o que acaba fazendo com que o mesmo perca sua calibração. Assim, mesmo com o controle atuando perfeitamente, a amplitude não fica calibrada nos níveis corretos durante longos períodos de tempo. Tais observações sugerem um projeto novo para tal parte do circuito.

iv. Palavras-chave

Estimulação elétrica funcional (FES), instrumento virtual (VI), estimulador elétrico muscular, perfil de estimulação, eletrodo

Índice do texto

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	7
CAPÍTULO 2 - OS PRINCÍPIOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	9
2.1. INTRODUÇÃO	9
2.2. CORRENTES TERAPÊUTICAS	10
2.3. ESTIMULADORES ELÉTRICOS CLÍNICOS	20
2.4. RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS ESTIMULADORES ELÉTRICOS	31
CAPÍTULO 3 - ESTUDO DO ESTIMULADOR ELÉTRICO CEFAR DUMO	33
3.1. CARACTERÍSTICAS DO ESTIMULADOR ELÉTRICO	33
3.1. LEVANTAMENTO DO ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO	35
3.3. CIRCUITO FINAL DO ESTIMULADOR ELÉTRICO CEFAR DUMO.	39
CAPÍTULO 4 - DESENVOLVIMENTO DE HARDWARE	42
4.1. RESISTÊNCIA CONTROLADA (OTA) E O CA3080	42
4.2. CONTROLE DE PICO DE AMPLITUDE DA CORRENTE	44
4.3. CONTROLE DA FREQUÊNCIA DE REPETIÇÃO DE PULSOS	48
4.4. CHAVES CONTROLADAS POR TENSÃO	50
4.5. CAIXA DO ESTIMULADOR ELÉTRICO MUSCULAR PROGRAMÁVEL	52
CAPÍTULO 5 - O INSTRUMENTO VIRTUAL	55
5.1. AQUISIÇÃO E CONTROLE	55
5.3. INTERFACES COM O USUÁRIO	57
5.4. CONVERSÃO FREQUÊNCIA E AMPLITUDE PARA TENSÕES DE CONTROLE DAS PLACAS	59
5.5. A PROGRAMAÇÃO	61
CAPÍTULO 6 - RESULTADOS E DISCUSSÃO	65
6.1. RESULTADOS DE SIMULAÇÃO DOS CIRCUITOS	65
6.2. RESULTADOS EXPERIMENTAIS DE BANCADA	68
CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO	72
8. BIBLIOGRAFIA	73
9. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA	73
10. APÊNDICE	77
10.1. APÊNDICE A - DOCUMENTAÇÃO COMPLETA DO PROGRAMA EM LABVIEW	77
10.2. APÊNDICE B - MANUAIS DOS CIRCUITOS INTEGRADOS	77

Capítulo 1

Introdução

O projeto do estimulador elétrico muscular programável tem como objetivo, possibilitar o controle dos parâmetros principais da corrente de estimulação pelo computador, O intuito deste controle é possibilitar a programação dos perfis temporais de estimulação para tratamentos de FES (*functional electrical stimulation*), que utiliza a estimulação elétrica controlando a atividade muscular para produzir um movimento muscular de ação conhecida, como por exemplo, levantar um braço ou até movimentos mais complexos como levantar da cadeira.

A idéia básica da estimulação elétrica de um músculo para execução de uma função é ilustrada em um modelo bem simplificado da ação de levantar a perna (figura 1).

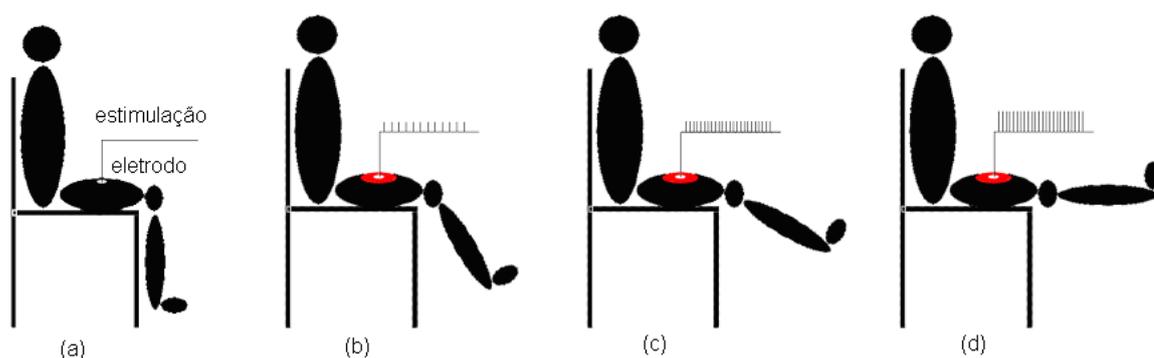


Figura 1: Modelo simplificado da ação de levantar a perna

Neste modelo simplificado (figura 1) vemos que a corrente de estimulação é nula quando a perna está relaxada (a). O músculo começa a se contrair como consequência da estimulação por uma corrente fraca, com amplitude e frequências baixas e a perna começa a subir (b). O peso da perna começa a aumentar, a força exigida no músculo é maior, aumenta-se a força muscular com uma frequência de disparo maior (c). Por fim, o peso da perna é máximo, exigindo do músculo seu pico de força, requerendo um aumento agora da amplitude da corrente para atingir um número maior de unidades motoras (d). Este método consiste em mimetizar-se a atividade dos nervos envolvidos na atividade motora.

A programação do perfil de estimulação disponibilizada ao usuário permite que se possa configurar as variações desejadas na corrente de estimulação, no tempo ideal, para que o resultado final seja a ação desejada.

Conhecendo um pouco de fisiologia e do funcionamento do sistema nervoso, chega-se a conclusão de que levantar uma pessoa que está numa cadeira de roda, por exemplo, por problemas na medula, através de estimulação elétrica é uma tarefa muito complicada e requer uma perfeita sincronia dos pulsos para tentar mimetizar-se os potenciais de ação produzidos pelo córtex motor primário e todas as áreas envolvidas na coordenação dos movimentos (área 6, córtex frontal e parietal, cerebelo, tálamo). Pode-se imaginar, conseqüentemente, o grau de complexidade de tal tarefa. Fabricar um equipamento que consiga produzir o exato efeito de todas estas áreas em conjunto, torna-se então inimaginável. É muito neurônio para um circuito eletrônico substituir! Porém, pode-se construir equipamentos que funcionam apenas para uma determinada finalidade, diminuindo-se assim sensivelmente a complexidade e tornando-o factível. Apesar de viável, existem pessoas descrentes de tal método, por acreditarem ser difícil conseguir-se resultados satisfatórios no controle do movimento e na resistência de músculos controlados eletricamente.

Apesar da corrente dos céticos, pesquisas sobre FES vêm sendo desenvolvidas por todo o mundo. Nos Estados Unidos já existem produtos deste tipo e que funcionam satisfatoriamente. Estes equipamentos de FES podem estimular o paciente com eletrodos internos e onde a emissão da corrente de estimulação é feita via ondas de rádio, emitidas por um aparelho preso na cintura, como se fosse uma polchete. O mais emocionante e estimulante é observar a felicidade nos olhos das pessoas que usavam o aparelho. Os melhores e mais caros equipamentos comerciais de estimulação elétrica funcional conseguem executar ações do tipo: levantar da cadeira e manter o corpo na posição de pé, com um rendimento bastante satisfatório durante 33 minutos, sem fadiga no músculo. Faziam também movimento de andar e de voltar à posição relaxado. Pode-se avaliar o quão benéfico apenas estes poucos movimentos podem ser para uma pessoa que não consegue movimentar as pernas sozinha. Tais sistemas facilitam bastante a vida destas pessoas, uma vez que elas podem sozinhas andar pela casa e fazer suas tarefas diárias. Em muitos casos isto faz com que a auto-estima da pessoa melhore, podendo recuperar parcialmente sua independência. Existem estimuladores elétricos funcionais produzidos no Brasil e segundo o fabricante de um deles, estes conseguem executar o movimento de elevação do braço, até mesmo com carga. Porém, este resultado animador está longe das funções alcançadas pela tecnologia norte americana.

Qualquer projeto grandioso deve ser composto de pequenos passos. Na UFRJ, este projeto é o primeiro passo de uma parceria na área de reabilitação entre o Programa de Engenharia Biomédica da COPPE e a Escola de Educação Física e Desportos, onde o estimulador elétrico muscular programável será utilizado para pesquisas de técnicas de FES.

Capítulo 2

Os Princípios da Estimulação Elétrica

(Nelson, Roger M.; Hayes, Karen W.; Currier, Dean P., 1999)

2.1. 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 e patológicas 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 J. A., Fish D. R., Mendel F. C., 1990), ferimentos que demoram a cicatrizar e úlceras (Baker L. L., Chambers R., DeMuth S. K., Villar F., 1997), atrofia dos músculos, disparidade do controle motor associado a danos ortopédicos (Arvidsson I., Arvidsson H., Eriksson E., 1986) e neurológicos (Baker L. L., Parker K., Sanderson D., 1983), disparidade circulatória (Kaada B., 1982), disfunção no movimento das articulações (Melzak R., Vetere P., Finch L., 1983) 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.

Existem vários tipos de equipamentos clínicos de estimulação: energia elétrica, ondas curtas, microondas, ultrassom, 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 P. J., Shore A., 1994). 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).

2.2. Correntes Terapêuticas

2.2.1. 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), que muitas vezes se confundem com os estimuladores TENS, porque para causar a contração muscular, somente podemos ativar diretamente as fibras de músculos inervados, sendo então, nos outros casos, esta ativação feita através de nervos motores periféricos. Ou seja, apenas em aplicações específicas, um estimulador TMS, não pode ser considerado um estimulador TENS. 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 G., Kantor G., Ho H. S.,

1994). 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 ocorre uma diminuição da pressão do eletrodo na pele, ou da superfície de contato elétrico entre o eletrodo e a pele, ocorre também um aumento na impedância e 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 $4\text{mA}/\text{cm}^2$. 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.

2.2.2. 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.

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 J. P., Drake T. R., Kellog D. L. Jr., 1995).

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).

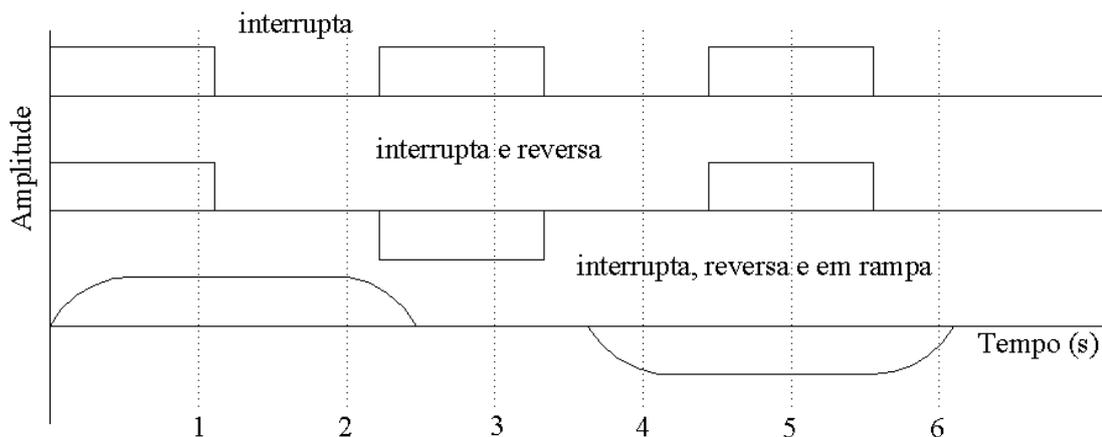


Figura 2: Exemplo de formas de ondas das correntes DC

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

2.2.3. 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 (figura 3), podendo ser, por exemplo, senoidais, triangulares ou quadradas. As ondas simétricas não moduladas e contínuas, que são centradas no zero, possuem formas idênticas dos ciclos negativos e positivos e não apresentam intervalos entre os ciclos, são as mais encontradas em aplicações que utilizam corrente AC.

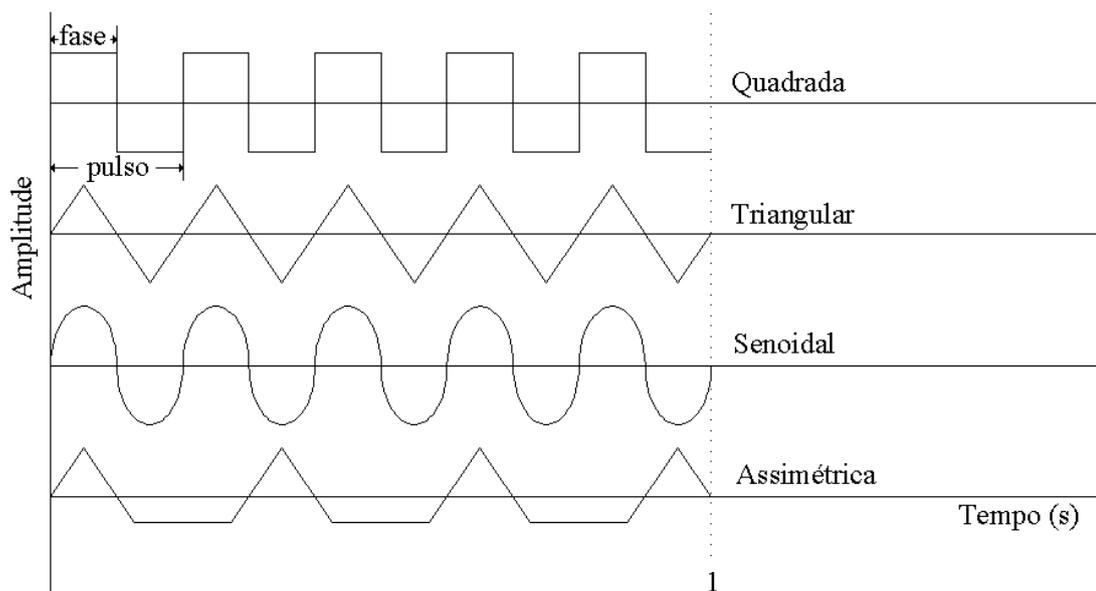


Figura 3: Exemplos de formas de ondas AC

Várias aplicações para as correntes alternadas não intermitentes são encontradas na literatura médica científica. A primeira utilização de correntes deste tipo foi uma corrente senoidal de 60kHz, 5 a 10Vpp, aplicada na regeneração de tecidos ociosos. Outras aplicações bastante importantes da corrente AC aparecem no tratamento de dependentes de drogas e álcool (Pickworth W. B., Fant R. V., Butschky M. F., 1977) e na anestesia local (Mann T. I., Silverstone L. M., 1989) através de corrente elétrica, onde uma amplitude adequada proporciona um efeito anestésico de alguns minutos.

2.2.3.1. Modulação AC

A modulação das correntes alternadas pode ser feita variando-se parâmetros de tempo ou de amplitude do sinal. Na estimulação com corrente alternada não intermitente, o valor RMS_A da corrente é maior do que utilizando-se corrente modulada. Na modulação por tempo, encontramos dois modos de operação: em salvas (*burst*) e interrompido (*interrupted*).

O modo em salvas (figura 4) 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.

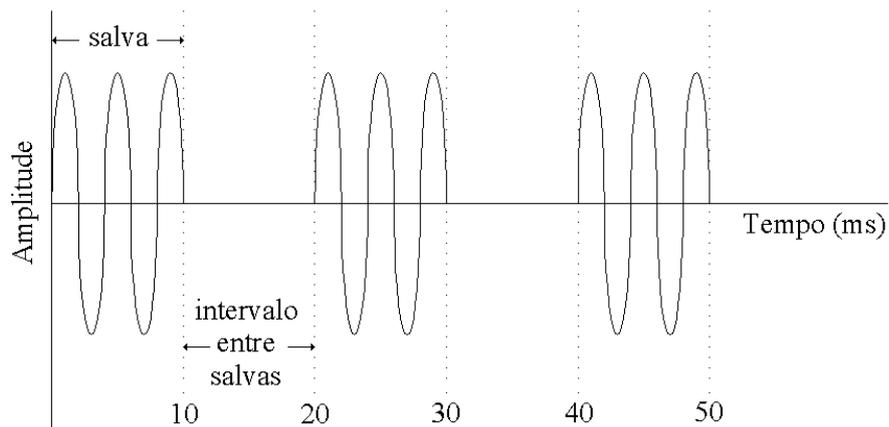


Figura 4: Modulação em salvas

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.

A modulação por amplitude utiliza a soma de dois sinais de frequências diferentes, causando uma interferência entre estes sinais e resultando na estimulação através de um sinal em uma terceira frequência, 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 B. R., Baker L. L., 1985).

2.2.4. 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 milissegundos, 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 (*faradic*), *spike*, *H-wave*, quadrada (*square*), exponencial (*exponential*) e triangular (*triangular*). Apesar de proporcionar as mesmas respostas fisiológicas e, em alguns casos, até possuir formas de ondas semelhantes (Gorman P. H., Mortimer J. T., 1983), as correntes

pulsadas recebem constantemente nomes diferentes, causando confusão no estudo das mesmas.

Os estimuladores elétricos de corrente pulsada podem ser classificados em dois grandes grupos, que pela generalidade, possivelmente enquadrarão os estimuladores PC que vierem a ser criados futuramente. Estes são: *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. 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 B. L., Nutter P. B., 1981), 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. Uma vez determinadas as posições dos mesmos, não faz diferença alguma qual dos dois é o negativo ou qual o positivo, já que a corrente que circulará em ambos os sentidos será idêntica.

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 R., Lawrence P. D., 1979).

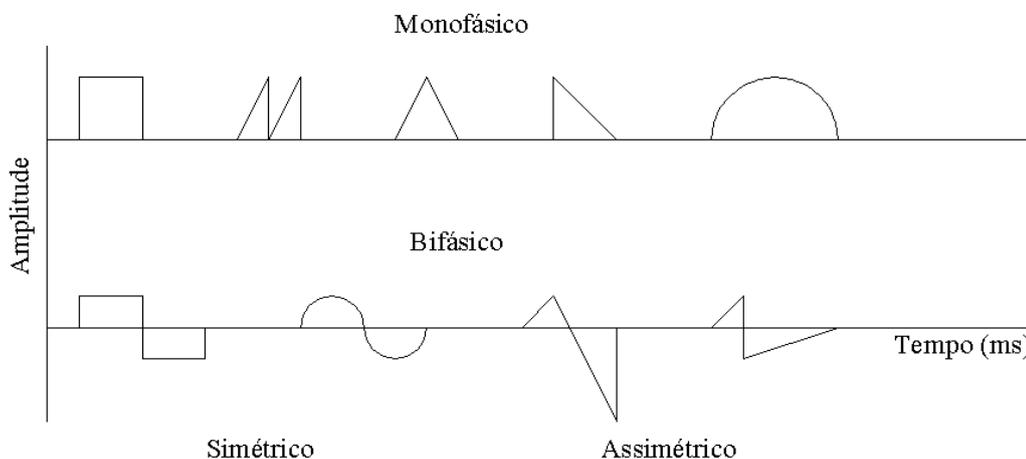


Figura 5: Exemplo de formas de onda das correntes pulsadas

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. Se a duração da fase de um pulso for aumentada e a frequência mantida, necessariamente os intervalos entre pulsos serão menores.

2.2.4.1. Características da corrente pulsada

As correntes pulsadas possuem características que acabaram ocasionando certa confusão quanto ao conceito relacionado aos termos: *fase* e *pulso*. Para se caracterizar uma onda de corrente pulsada, é necessário que se escolha somente uma fase, dentre as diferentes fases que constituem a onda, para ser a unidade básica. Em correntes monofásicas, os termos fase e pulso são sinônimos, porém isto não ocorre nas correntes bifásicas, onde um pulso contém, necessariamente, duas fases. Este fato é agravado nas correntes bifásicas assimétricas, onde cada fase tem características próprias. Por isso, os clínicos, que utilizam preferencialmente somente o termo pulso, encontram dificuldade para descrever estes tipos de onda.

A duração da fase é definida (Reilly P. G., 1992) 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. Nas correntes monofásicas, a duração do pulso é igual à duração da fase e nas bifásicas é a soma da duração das fases negativa e positiva.

Analogamente ao conceito de duração da fase e do pulso, encontra-se a amplitude da fase e do pulso. Os termos utilizados para descrever-se estas amplitudes 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.

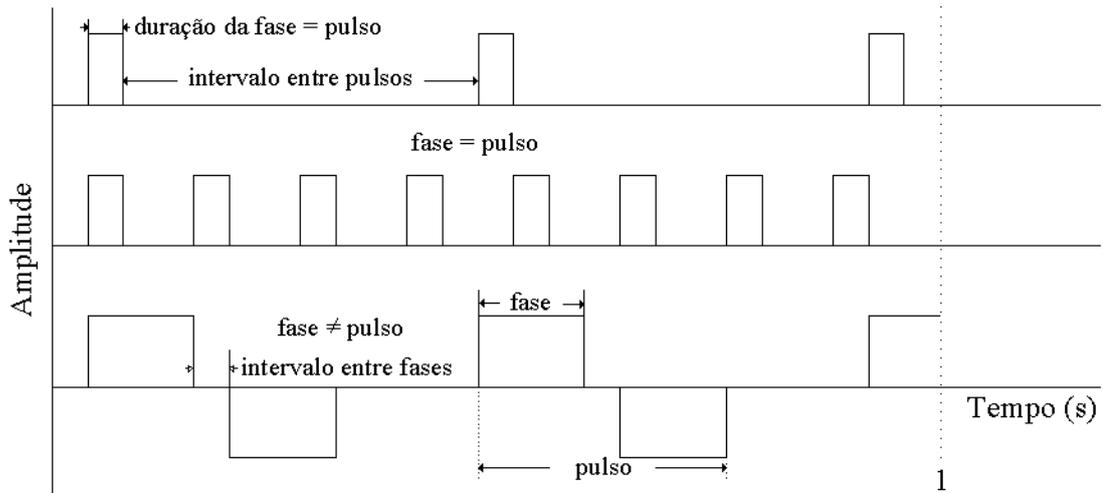


Figura 6: Características das fases e pulsos

Usualmente, em Eletrônica, a amplitude é extraída da diferença das amplitudes dos picos das fases negativa e positiva, resultando em uma unidade de amplitude chamada pico a pico (pp). Clinicamente, em caso de existirem duas fases, dois valores de pico de amplitude são extraídos, referentes às duas diferentes fases.

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 o valor RMS_A da corrente de estimulação abaixo de 12mA, sendo que os estimuladores elétricos de corrente AC modulada em tempo ou amplitude, podem atingir um valor RMS_A de corrente de 100mA.

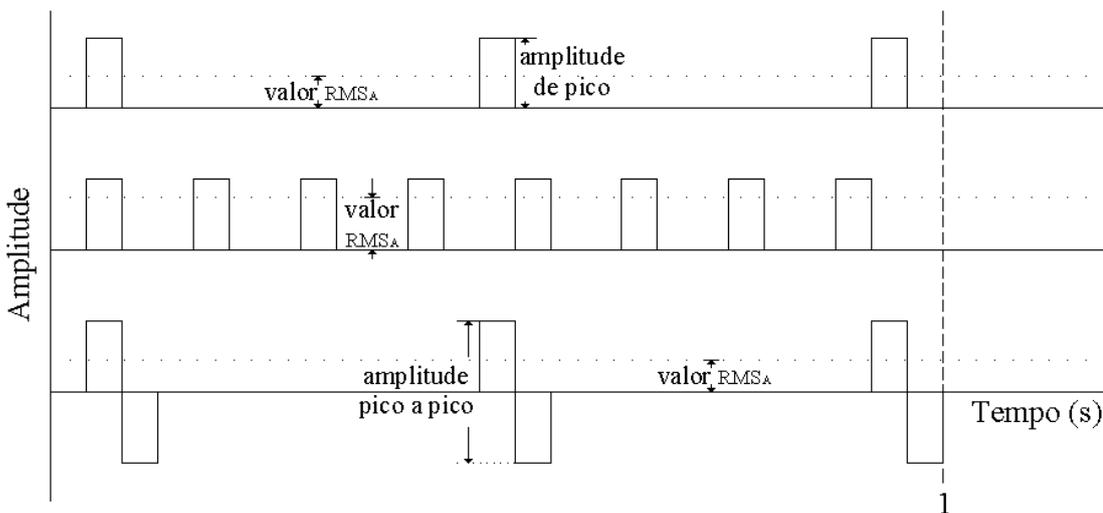


Figura 7: Amplitudes de pico e pico a pico e valores RMS_A das correntes

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]. A quantidade de carga total é extraída somando-se as cargas provenientes de cada fase ou pulso, sendo a carga total de pulsos sempre igual ou maior do que as de fases, pois no caso de correntes bifásicas, cada fase recebe um valor total de carga próprio e o pulso será a soma dos dois totais de carga de fase. 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, ou seja, a fase negativa produzirá um valor negativo de carga no somatório das cargas efetivas, porque esta circula em sentido contrário ao considerado positivo. Portanto, somente correntes monofásicas e algumas bifásicas assimétricas possuem valores de carga efetiva diferentes de zero, uma vez que a simetria da forma de onda da corrente resulta em carga efetiva igual a zero (*zero net charge - ZNC*).

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 G., Alon G., Ho H. S., 1994).

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 o tamanho do pulso, sem afetar a frequência e vice-versa. É interessante notar que surgiram nas clínicas e aparelhos especializados, valores de frequência tais como: baixa, média e alta frequência. Estes fatores são meramente relativos e muitas vezes não se pode nem saber a que estão relacionados. Algumas vezes, consideram até padrões pessoais do

operador, que considera 40 a 100 pps uma baixa frequência, enquanto que um outro fisioterapeuta assume a baixa frequência estando entre 2 a 5 pps.

Os pulsos ou as fases de uma corrente pulsada podem ser modificados automaticamente, através de fatores pré-estabelecidos, tal como por exemplo, pela multiplicação do sinal de corrente original por outro trem de pulsos organizados, e calculados afim de originar-se o efeito desejado. Esta forma de estimulação é denominada de modulação de fase (*phase modulation*) ou modulação de pulso (*pulse modulation*), dependendo de onde as modificações atuam, seja na fase ou no pulso, sendo um dos seus objetivos retardar o efeito chamado de acomodação do músculo à estimulação, embora este pequeno retardo tenha sido relatado de pouca eficácia no tratamento (Leo K., 1984). Até o momento, nenhuma vantagem clínica foi apresentada pelo uso de modulações na corrente pulsada, apesar de efeitos elétricos serem utilizados e dos fabricantes prometerem melhores resultados com seu uso. A corrente pulsada sem modulação alguma recebe o nome de trem de pulsos não interrompido (*uninterrupted train of pulses*) ou pulsos contínuos (*continuous pulses*).

A modulação de corrente ocorre quando não somente as características da fase ou do pulso são alteradas, e sim da forma de onda da corrente como um todo. Três modos de modulação são utilizados: modulação em salvas (*bursts*), interrompida (*interrupted*) e em rampa (*ramped*). Estes modos utilizam exatamente os mesmos conceitos discutidos nas modulações AC, para os modos em salva e interrompida e correntes DC em rampa, para a modulação em rampa, mas, obviamente, incorporando as propriedades das correntes pulsadas, ou seja, onde eram encontradas correntes AC ou DC, neste caso serão correntes PC (Figura 8).

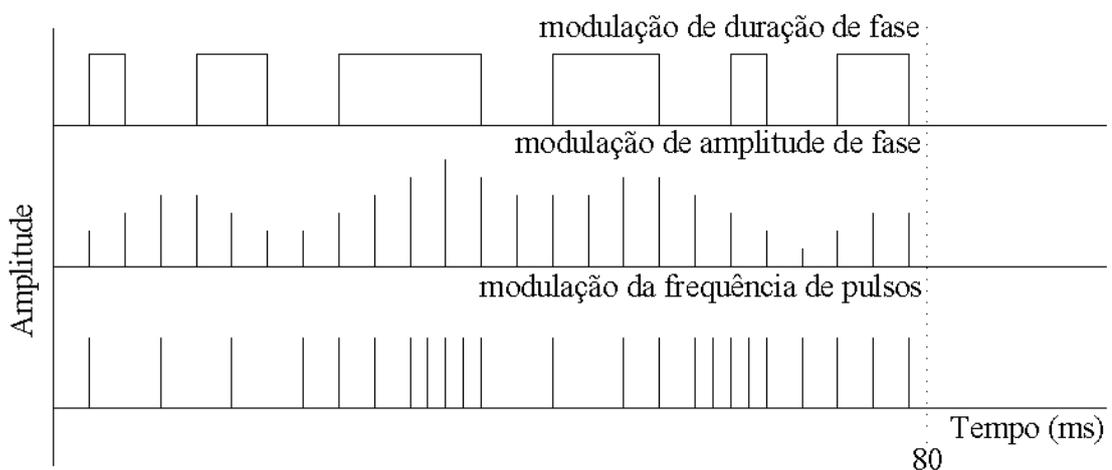


Figura 8: Exemplos de modulações de corrente

A estimulação elétrica que utiliza correntes pulsadas moduladas em salvas não apresenta vantagens clínicas perante as correntes pulsadas sem modulação (Johnson R. M., Kasper S., 1986). Porém, utilizando-se a modulação interrupta, 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 A., McKowen J. M., McCarthy J. A., 1998). A modulação em rampa, apesar de trazer efeitos negativos quando associada à modulação interrupta, 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. A corrente de estimulação elétrica pulsada pode receber uma modulação de fase ou pulso, considerando cada fase ou pulso da onda e, para produzir melhores efeitos fisiológicos, em associação a esta modulação pode-se incluir a modulação interrupta. A modulação em rampa pode ainda ser aplicada à forma de onda da corrente resultante e nos melhores estimuladores, esta possui um ajuste próprio do intervalo de subida e descida da rampa, independente do intervalo de estimulação e interrupção da corrente, produzindo assim melhores efeitos da combinação destas duas modulações, haja vista que esta combinação é bastante utilizada nos tratamentos fisioterapêuticos por estimulação elétrica.

2.3. 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. Um bom exemplo desta situação é a nova aplicação de estimuladores TES (*transcutaneous electrical stimulators*), surgida há alguns anos atrás, que originou uma nova categoria, chamada TES não perceptível (*subliminal or nonperceived TES*). Os fabricantes destes estimuladores, sem se aterem às propriedades físicas ou clínicas, com objetivos puramente comerciais, deram os nomes mais variados possíveis: Microcurrent, MENS Therapy, Eletro-Acuscope, Myopulse,

MENS-O-MATIC, entre muitos outros, causando muita confusão e até o uso desapropriado do aparelho.

Portanto, para uma boa decisão sobre qual estimulador utilizar, o fisioterapeuta ou o médico tem de analisar as características físicas e avaliar sua adequação às necessidades do tratamento. Alguns aparelhos tornam-se mais versáteis por permitirem a configuração de várias seqüências de estimulação no tratamento, permitindo seu uso em várias aplicações diferentes, mas cada aparelho possui sua especialidade.

2.3.1. Estimuladores de baixa voltagem (*Low-voltage stimulators*)

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

2.3.1.1. Estimuladores de corrente contínua (Galvânico)

Os estimuladores galvânicos possuem as propriedades básicas dos estimuladores DC, com a corrente de estimulação podendo ser reversa, interrupta ou em rampa. Os estimuladores galvânicos mais antigos não permitem a configuração da corrente reversa, interrupta, nem em rampa. Em alguns, a interrupção da circulação da corrente de estimulação é feita manualmente pelo fisioterapeuta e nos mais sofisticados, os intervalos de interrupção, reversão da polaridade e do tempo de subida e descida da rampa podem ser configurados previamente e serão atribuídos à corrente de estimulação automaticamente durante o tratamento.

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 J. P., Drake T. R., Kellog D. L. Jr., 1995). 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 a estimulação limitam 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 (Cicccone C. D., Robinson A. J., Snyder-Mackler L., 1995). Quando o tratamento é extremamente superficial, o estimulador DC pode ser considerado, caso contrário, somente em último caso este deve ser utilizado. Assim mesmo, devido ao alto valor de densidade e RMS_A de intensidade das correntes DC, deve-se estar bastante atento aos ajustes de amplitude da corrente e tempo do tratamento, para não causar queimaduras na pele do paciente. O uso da corrente DC reversa, com configuração automática de reversão a cada 60 segundos, pode minimizar este efeito nocivo, mas na maioria dos tratamentos, as correntes pulsadas substituem as correntes DC, proporcionando um tratamento mais confortável ao paciente e com melhores resultados clínicos. Vários estudos foram feitos na utilização da corrente elétrica para injetar remédios através da pele (Siddiqui O., Sun Y., Liu J-C., Chien J. W., 1987), inclusive utilizando-se correntes DC reversas.

2.3.1.2. Estimuladores de correntes farádicas (*faradic current*)

As correntes farádicas (figura 9) são formadas por pulsos bifásicos assimétricos (Figura 5) 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 a duração e não com a forma de onda da fase da corrente de estimulação. Então, o maior conforto percebido pela corrente farádica é atribuído ao 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 (μs), 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.

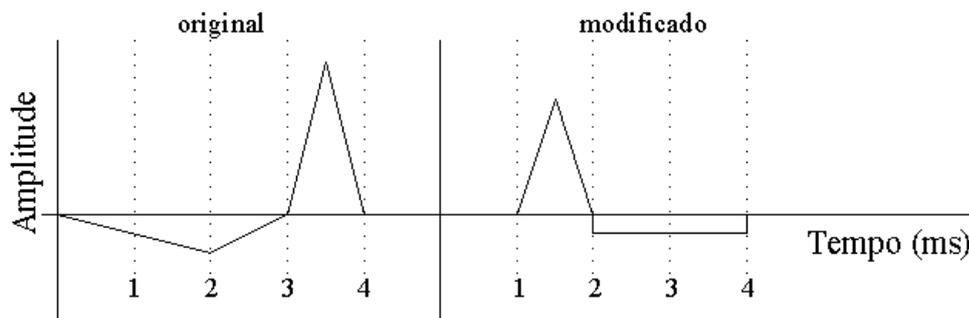


Figura 9: Exemplo de formas de ondas das correntes farádicas

Os pulsos assimétricos, como já discutido anteriormente, não possuem nenhuma vantagem, seja fisiológica, clínica e até de engenharia. Em compensação, ainda possuem uma desvantagem bastante grande por necessitarem de uma adequação da polaridade dos eletrodos à aplicação desejada e não permitirem seu uso em aplicações que demandam polaridade independente (Bowman B. R., Baker L. L., 1985). Os estimuladores farádicos, em sua maioria, disponibilizam um ajuste da freqüência de pulsos, normalmente variável entre 1 a 60 pps, mas não permitem ajuste da duração da fase da corrente de estimulação. Alguns aparelhos incorporam a modulação em rampa, mas nenhum apresenta a modulação interrompida, fatores estes que tornam os aparelhos de estimulação elétrica por corrente farádica, bastante limitados na adequação às diferentes formas de tratamentos clínicos.

2.3.1.3. 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. A duração das fases é de 50ms, que é igual ao intervalo entre pulsos.

As correntes diadinâmicas apresentam ainda duas modulações possíveis. A modulação em curtos períodos (*en courtes periodes* - CP), alterna ciclos de ondas MF e DF a cada 1s e na modulação em longos períodos (*en longues periodes* - LP), a corrente é modulada em rampa,

subindo e descendo a cada 5s a 7s. Nenhuma das duas modulações apresenta significância em se tratando de resultados clínicos, que é o objetivo final de qualquer aplicação de estimuladores elétricos.

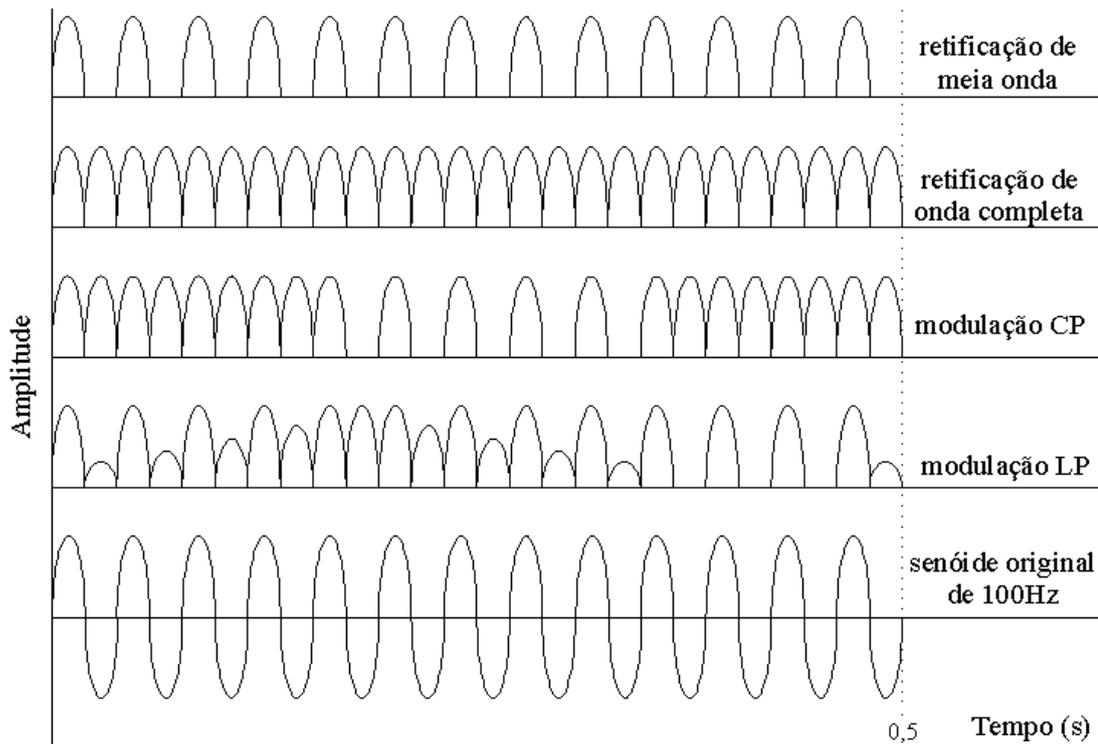


Figura 10: Exemplos de formas de ondas das correntes diadinâmicas

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.

2.3.2. 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 J. S., Lampe G. N., 1984). Portanto, 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 geralmente não possuem modulação de corrente, sendo a corrente de estimulação sempre um trem de pulsos.

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. Além de mais potentes, os aparelhos NMES são mais versáteis e admitem também a modulação interrupta.

Tanto os estimuladores TENS, quanto os NMES produzem excitação das fibras nervosas sensoras, motoras e condutoras da sensação de dor. Aqueles que objetivam a redução da dor (TENS), produzem uma confortável excitação dos nervos sensores, porém causando uma pequena excitação nos nervos motores. Em contra-partida, os estimuladores neuromusculares (NMES) são igualmente confortáveis em níveis mais baixos de estimulação e produzem uma excitação consideravelmente maior nos nervos motores, já que para proporcionar uma contração em grandes grupos musculares é necessária uma carga mínima de 20 a 25 μ C (Synder-Macklar L., Delitto A., Stralka S. W., Bailey S. L., 1994).

2.3.2.1. 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 frequência. Esta interferência resulta em uma onda que oscila em uma frequência igual a diferença das duas frequências originais e possui uma envoltória na chamada frequência 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 11). Este fenômeno originou o termo conhecido por corrente alternada modulada em amplitude (*amplitude-modulate AC*) (Alon G., 1992).

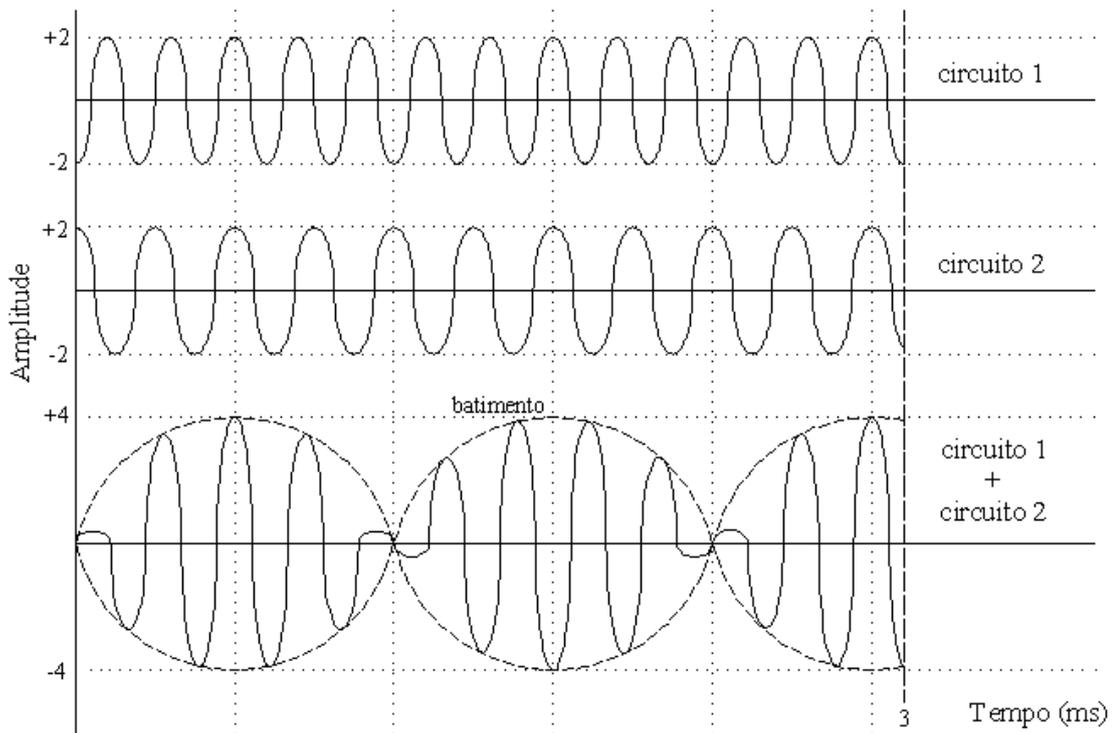


Figura 11: Formação da corrente de interferência

As respostas fisiológicas provenientes da estimulação elétrica por corrente de interferência, levaram os clínicos e pesquisadores a considerar estes estimuladores como sendo apenas mais um método eletrônico para se alcançar os mesmos resultados clínicos proporcionados pelos demais estimuladores TENS. 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 K., Newton R. A., Personius W., 1987). Tentaram modificar o meio de interferência das duas senóides colocando-se quatro eletrodos (quadripolar), dois para cada senóide de saída, para que a interferência ocorra dentro do organismo, mas este método não proporcionou vantagens nem mesmo perante o modo clássico de dois eletrodos (bipolar), onde a interferência das duas ondas é feita no circuito de saída do aparelho (Laycock J., Jerwood D., 1993). Na realidade, a corrente de interferência é menos eficiente que as demais correntes, por causa do desnecessariamente alto valor RMS_A , que atinge um máximo de 50 e 90mA, quando

estimuladores PC bifásicos chegam apenas de 3 a 12mA, ou seja, há um gasto de energia absurdamente desnecessário (Kantor G., Alon G., Ho H. S., 1994). Para um aparelho que será utilizado quase todo dia, na maioria das vezes em tratamentos longos, esta diferença pode ser crucial.

Os estimuladores IFC possuem algumas aplicações em tratamentos clínicos, como redução da dor. Alguns aparelhos, em que a modulação interrompida é disponibilizada, podem ser utilizados para retomada da força muscular e redução de edemas crônicos. Porém não é aplicável em nenhuma das aplicações que requerem polaridade dos eletrodos, como tratamento de ferimentos de difícil cicatrização, e também não se pode utilizar eletrodos de tamanho reduzido, por causa do alto valor RMS_A da corrente.

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. Lançam no mercado um aparelho com quatro eletrodos, vendendo-o como a oitava maravilha do mundo, mas que na verdade, é inferior ao produto mais antigo.

2.3.2.2. Estimuladores do tipo corrente russa (*russian current*)

A *russian current* é definida com uma senóide não intermitente de 2500 a 5000 Hz, modulada com 50 salvas por segundo, com intervalo entre salvas de 10ms. Sendo cada salva, na verdade um pulso polifásico (Alon G., 1992), 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 A. R., 1980).

A modulação por tempo foi introduzida na corrente alternada original, através da inserção de intervalos entre salvas de 10ms, fazendo com que estas sejam formadas por apenas um pulso. Isto encaixou os pulsos na faixa de duração considerada confortável, com 400 μ s de duração e gerou uma queda considerável no valor RMS_A , permitindo que a amplitude de pico e carga de fase da senóide possa ser elevada e assim possibilitando uma estimulação bastante forte nos músculos motores. Mesmo com esta diminuição, o valor RMS_A da corrente continua bastante elevado em comparação com os demais aparelhos, variando entre 50 a 100mA e causando os mesmos problemas que as correntes de interferência.

Os aparelhos do tipo *russian current* possuem sua aplicação extremamente limitada devido à frequência de pulsos e duração de fase serem fixas, sendo que esta última impossibilita o ajuste individual de conforto de cada paciente, cujas características fisiológicas são diferentes (Protas E. G., Dupny T., Gardea R., 1984). Apenas nos aparelhos recentemente desenvolvidos, os fabricantes preocuparam-se em resolver tais problemas, disponibilizando ajuste de duração de fase, taxa de pulsos por segundo, provendo ainda a modulação interrupta. Em alguns modelos, o problema do tamanho dos eletrodos, discutido na sessão anterior e também apresentado por estes estimuladores, foi amenizado pela substituição do modelo de corrente constante para voltagem constante, impedindo assim o aumento da voltagem por uso de eletrodos com superfícies menores.

As aplicações, limitações e os resultados clínicos proporcionados pelos estimuladores de *russian current*, com os modelos mais avançados, 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.

2.3.2.3. 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 12). 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 G., Alon G., Ho H S., 1994). 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.

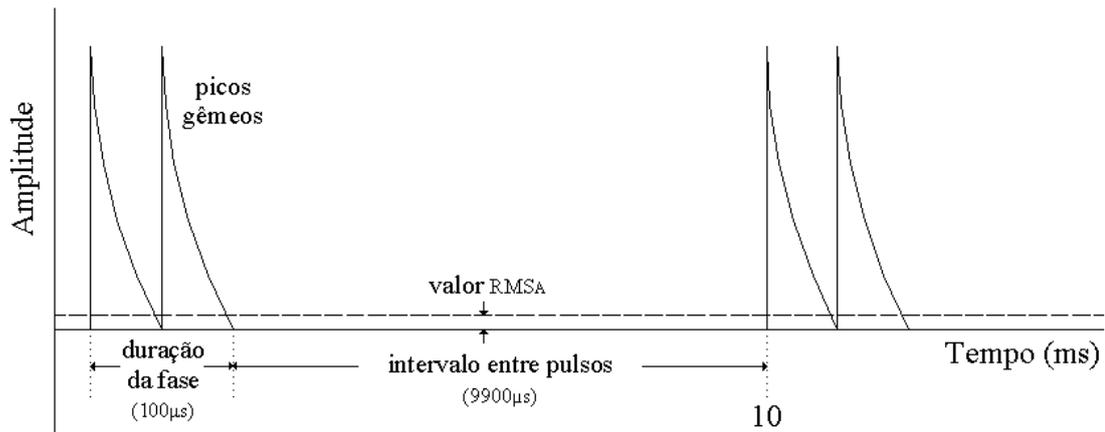


Figura 12: Forma de onda das correntes de alta voltagem

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 G., DeDomenico G., 1987). 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. Alguns modelos dispõem de modulação interrompida tornando-os ainda mais completos. Mas isso não quer dizer que este seja um aparelho sem limitações de utilização. Por serem “fracos”, não são apropriados para estimulação de grandes grupos musculares (Alon G., 1985) e tratamentos afins. Também proporcionam uma estimulação menos confortável que os aparelhos do tipo russian current, corrente de interferência ou pulsada bifásica simétrica (Baker L. L., Bowman B. R., 1988).

2.3.2.3. Estimuladores subliminares (*subliminal stimulation*)

Também chamados de TES subsensores, 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.

As especificações destes aparelhos ainda não foram disponibilizadas e o material de suporte para pesquisas dos mesmos é escasso (Barron J. J., Jacobson W. E., Tidd G., 1985). Então existem várias hipóteses sobre as respostas fisiológicas proporcionadas por estas pequenas correntes de estimulação. Alguns fabricantes afirmam que estes aparelhos detectam

alguma condutividade bioelétrica anormal no organismo e agem curando células e tecidos que apresentam alguma disfunção e que isto reflete numa melhora do paciente. Outra hipótese é de que esta pequena corrente pode auxiliar os atletas, suplementando-os com a energia necessária para as contrações musculares (Matteson J. H., 1984).

Como não existe sensação durante esta estimulação, torna-se necessário o experimento através de placebos. Estudos foram feitos com atletas, colocando-os sobre tratamento de estimulação elétrica de corrente subliminar, por seis sessões de 30 minutos e medindo quanto peso eles conseguiam levantar antes e depois das sessões. Porém, este estudo não é considerado, porque não existem parâmetros para medir-se os efeitos da estimulação em si, haja vista que muitos outros fatores podem influenciar em um levantamento de carga (Lerner F. N., Kirsch D. L., 1981). O único estudo clínico publicado, onde se observou eficácia no uso de estimuladores subliminares perante o placebo, necessitou de um tratamento extremamente longo, de nove horas diárias, durante quatro semanas (Zizic T. M., Hoffman K. C., Holt P. A., 1995).

2.3.3 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 D. N., Lee C. T., Katims J. J., Ng L. K. T., 1989).

Vários benefícios clínicos da estimulação transcraniana foram reportados, como em tratamentos de dor de cabeça (Solomon S., Guglielmo K. M., 1985), ansiedade e insônia (Philip P., Demotes-Mainard J., Bourgeois M., Vincent J. D., 1991), disfunções cerebrais associados ao uso de álcool ou drogas e até estresse no trabalho. Porém, a comunidade médica ainda não aceitou o tratamento com estimuladores TCES, acreditando ser um método relativamente novo e assim, necessitando de estudos com relação às suas características e aplicações.

2.4. Resumo das características gerais dos estimuladores elétricos

As formas de onda de corrente de estimulação utilizadas pelos estimuladores elétricos foram caracterizadas nas sessões anteriores e amplamente discutidas, mas, na verdade, os fatores mais importantes a serem considerados no uso clínico dos estimuladores, não estão presentes na forma de onda da corrente de estimulação e sim nos parâmetros que a esta podem ser incorporados ou modificados, tais como, os exemplificados na tabela 1:

Tabela 1 – característica apresentadas pelos estimuladores elétricos mais comuns

	Farádico baixa voltagem	Alta Voltagem	Russian Current	Interferênci a	Diadinâmica	Subliminar
Nº de canais	1	1 - 2	2 - 4	2 - 4	1 - 4	1 - 2
Modulações	Em rampa	IntERRUPTA	IntERRUPTA e em rampa	-	-	-
Forma de onda	Assimétrica bifásica	Monofásica	Alternada (AC) modulada por tempo	Alternada (AC) modulada por amplitude	Monofásica	Monofásica e DC reversa
Duração de fase	1000µs (fixo)	5 - 20µs (fixo)	50 - 200µs (variável)	125µs (fixo)	5ms (fixo)	1,5 – 500ms (variável)
Máx. carga de fase	60µs	12 - 14µs	30µs	20 - 25µs	50µs	0,9 - 300µs
Frequência de pulsos	1 – 60pps	1 – 200pps	1 – 100pps	1 – 200pps	50 – 100pps	0,3 – 320pps (ajustável)
RMS _A	5 – 6mA/cm ²	1,5mA/cm ²	50 – 100mA/cm ²	50 – 80mA/cm ²	25 – 50mA/cm ²	25 - 600µA/cm ² (ajustável)
Polaridade	Pode possuir nas ondas assimétricas	Sim	Não	Não	Sim	Sim

O gráfico da figura 13 mostra a relação entre a amplitude de pico e a duração de fase da corrente de estimulação, definindo os níveis de excitação do nervo periférico (Reilly J. P., 1992) e com auxílio da Tabela 1, pode-se observar o nível de estimulação proporcionada por cada tipo de aparelho.

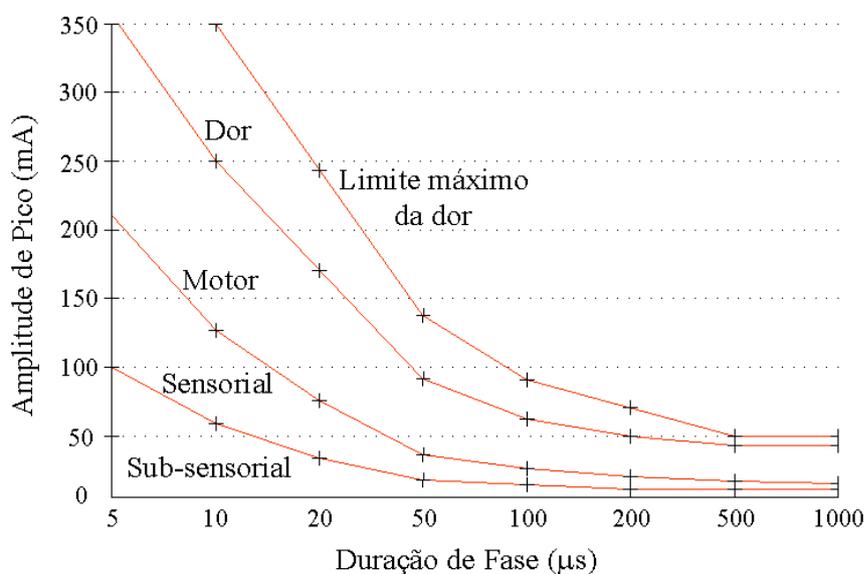


Figura 13: Relação entre amplitude de pico e a duração de fase

Capítulo 3

Estudo do Estimulador Elétrico CEFAR dumo

3.1. Características do Estimulador Elétrico

O estimulador elétrico utilizado como base do projeto foi um CEFAR dumo – *transcutaneous electrical nerve stimulator*. Na figura 14 mostra-se uma vista frontal do aparelho e na figura 15, uma vista da lateral onde estão os potenciômetros de amplitude.

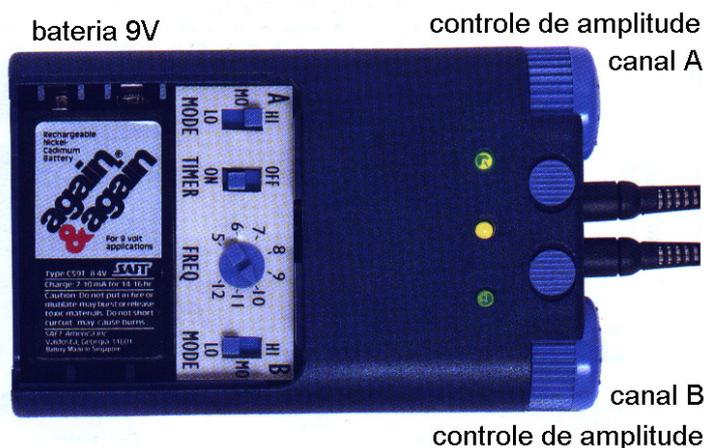


Figura 14: Vista frontal do estimulador elétrico CEFAR dumo

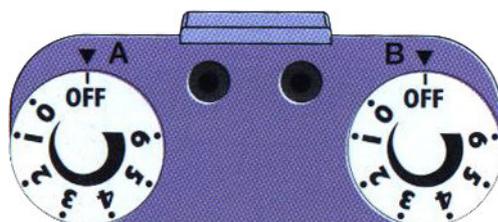


Figura 15: Vista lateral

O primeiro procedimento tomado antes de fazer qualquer alteração no hardware do estimulador elétrico foi fazer o levantamento de todas as suas características de funcionamento, para se ter informações suficientes para posteriormente avaliar se as intervenções executadas no hardware tiveram êxito.

O manual do estimulador elétrico CEFAR dumo apresenta o produto, trazendo as informações de utilização e características físicas. Trata-se de um estimulador de corrente

constante, ou seja, a corrente deverá permanecer no valor regulado pelo usuário nos potenciômetros de amplitude, independentemente da impedância nos eletrodos. Na prática, o estimulador define o valor de corrente aplicado à carga de $2,4k\Omega$ e apresenta uma variação de 5% na corrente máxima, para cargas de até 100Ω . A corrente de estimulação é pulsada, com ajuste de amplitude de pico de corrente através de potenciômetro até o limite de 60mA (com variação de 10mA por cada divisão do potenciômetro) e ajuste da frequência de repetição de pulsos, por um potenciômetro até o limite de 120Hz (variação de 10Hz por cada divisão do potenciômetro e com sua faixa de variação indicada no aparelho, começando em 50Hz). A excursão da frequência foi medida, apresentando os seguintes valores: 59,3Hz a 142,8Hz. A duração de fase dos pulsos é de $175\mu s$ e apresenta uma modulação em rampa, de subida e descida, nos extremos dos pulsos.

O estimulador possui dois canais de saída, A e B, com controle de amplitude independentes, através dos potenciômetros de amplitude, que apresentam chaves liga/desliga acopladas. A faixa de excursão de amplitude foi medida para os dois canais:

Canal A: 0mA (posição desligada) a 60mA.

Canal B: 0mA (posição desligada) a 61mA.

Os limites superiores são fixos, independentes da excursão dos potenciômetros. Existe um ajuste deste limite superior de amplitude, através de trimpots, que não é disponível ao usuário, ficando na placa do circuito, onde se pode aumentar ou diminuir este limite.

Existem três modos diferentes de operação, independentes para cada canal, chamados: HI, MO, LO. O modo HI corresponde à estimulação através de corrente pulsada sem modulação e com frequência de repetição de pulsos ajustável pelo potenciômetro. O modo MO inclui à forma de onda da corrente do modo HI uma modulação de duração de fase, que varia a duração da fase de cada pulso uniformemente para o pulso subsequente. A duração de fase varia em uma excursão de $50\mu s$ a $200\mu s$, ininterruptamente durante a estimulação. O modo LO introduz uma modulação em salvas, com frequência de repetição de salvas (trens de pulsos) de 1,47pps.

Com os valores de duração de fase apresentados nas diferentes modulações e a faixa de excursão de pico da amplitude, podemos através da figura 13 (pg 32) analisar o nível de estimulação do nervo periférico proporcionada pelo aparelho. No modo HI e LO, a duração de fase é fixa e igual a $175\mu s$ e com a excursão máxima de pico de corrente igual a 60mA, a estimulação pode atingir os níveis de estimulação sub-sensorial, sensorial e motor, sendo que pode excitar ao máximo o nervo motor, alcançando a curva do nível da dor na excitação do

nervo periférico, com a excursão máxima de 60mA. É importante lembrar que o nível máximo de excitação do nervo periférico apresentou-se longe do limite máximo da dor. No modo MO, a duração de fase varia de 50 μ s a 200 μ s e com a mesma excursão de pico de amplitude apresentada nos demais modos. Repetindo a análise da Figura 13, encontramos os níveis de estimulação sub-sensorial, sensorial, motor e dor, sendo que a variação da duração de fase com o tempo pode proporcionar breves intervalos de excitação em um nível, intercalados com intervalos de nível acima ou abaixo. Por exemplo, ajustando-se o pico de amplitude para 25mA, a estimulação irá excitar o nervo sensorial nos pulsos onde a duração de fase encontrar-se abaixo de 100 μ s e excitar o nervo motor, quando a duração de fase for maior que 100 μ s. Nesta modulação, para a máxima excursão de 60mA de pico de corrente, observa-se que em pequenos intervalos da estimulação, os pulsos proporcionarão uma excitação dos nervos periféricos acima da curva da dor, porém esta modulação proporciona uma estimulação menos dolorosa, pelo fato de ir aumentando gradativamente o nível de excitação. Este modo também mantém a estimulação abaixo do limite máximo da dor.

O estimulador ainda dispõe de um temporizador, que interrompe a circulação da corrente de estimulação 30 minutos após o ligamento da chave do temporizador (“timer” - posição ON).

3.1. Levantamento do esquemático do circuito

Esta segunda fase de caracterização do aparelho iniciou-se pela primeira intervenção direta no hardware do estimulador. O circuito é composto de duas placas sobrepostas (Figura 16), o que dificultaria extremamente o levantamento do esquemático do circuito. Analisando a montagem destas placas sobrepostas, observou-se que estas eram interligadas pelos doze conectores laterais, seis em cada lado da placa superior e que se poderia separar as placas, soltando estes conectores e soldar um soquete de seis pinos em cada lado, para que se pudesse retirar e recolocar a placa superior, quando houvesse necessidade.

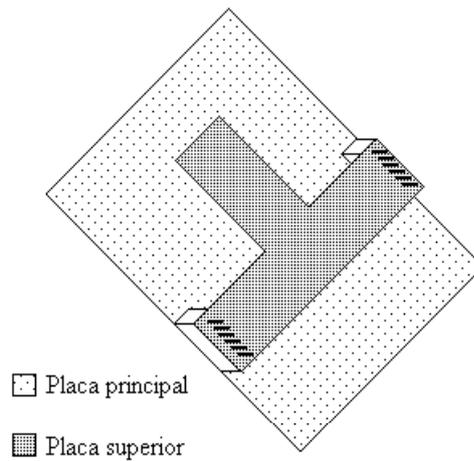


Figura 16: Placas do estimulador elétrico CEFAR dumo

Isto foi feito, possibilitando o levantamento do circuito do estimulador e as doze entradas e saídas, correspondentes aos conectores da placa superior e placa principal, respectivamente, são numeradas para possibilitar a identificação das interconecções entre as placas (Figura 17).

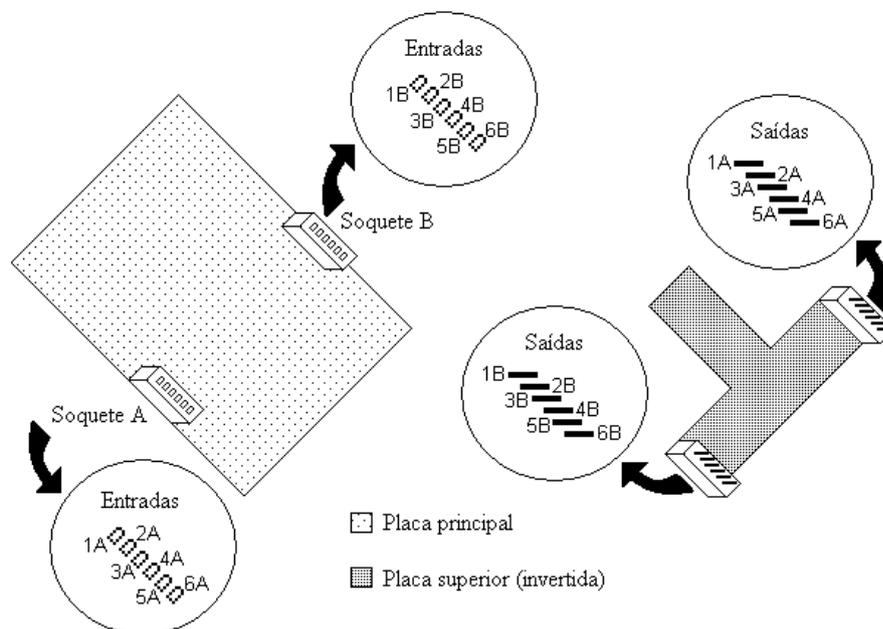


Figura 17: Disposição das placas após modificações

O esquemático foi dividido em partes para o melhor entendimento do mesmo (Figuras 18, 19 e 20).

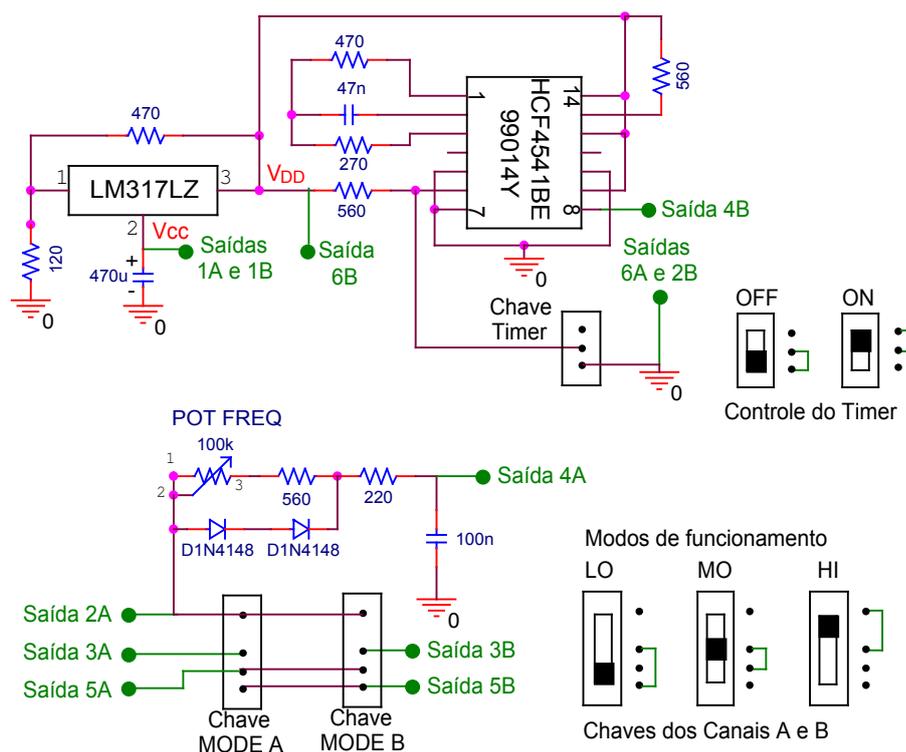


Figura 18: Esquemático da placa superior

Esta parte do esquemático é composta de: um circuito regulador de tensão, que utiliza o regulador LM317 LZ e fornece uma tensão de 5V (V_{DD}), para alimentar todos os circuitos integrados e também fornece a tensão de referência para o nível lógico "1", a ser utilizada na parte dos circuitos lógicos e um temporizador programável, projetado para fornecer um pulso de 30 minutos de duração, quando a chave do “timer” encontra-se na posição ON e manter a tensão de saída em nível lógico "1", quando a chave encontra-se na posição OFF. Após o término da temporização, a saída permanece em nível lógico “zero” e a chave precisa ser recolocada na posição OFF, para que o circuito volte a funcionar. No esquemático, encontramos também as ligações das chaves dos modos de operação dos canais A e B e o circuito que regula a frequência de repetição de pulsos, que será explicado na parte do circuito final.

O esquemático da placa principal será apenas apresentado nesta seção, deixando a explicação do seu funcionamento, para a próxima seção, onde este será melhor apresentado.

3.3. Circuito Final do Estimulador Elétrico CEFAR dumo.

Estudando a especificação de cada circuito integrado, com o auxílio de seus datasheets, anexados ao final do trabalho, o circuito final de estimulador pode ser redesenhado, separando os elementos integrantes de cada circuito integrado e refazendo as interconecções entre as placas (Figura 21). O esquemático da placa superior não é representado neste circuito final, porque apenas gera a tensão V_{DD} igual a 5V e o pulso de saída do timer, ficando portanto, somente indicados os locais de entrada destes sinais.

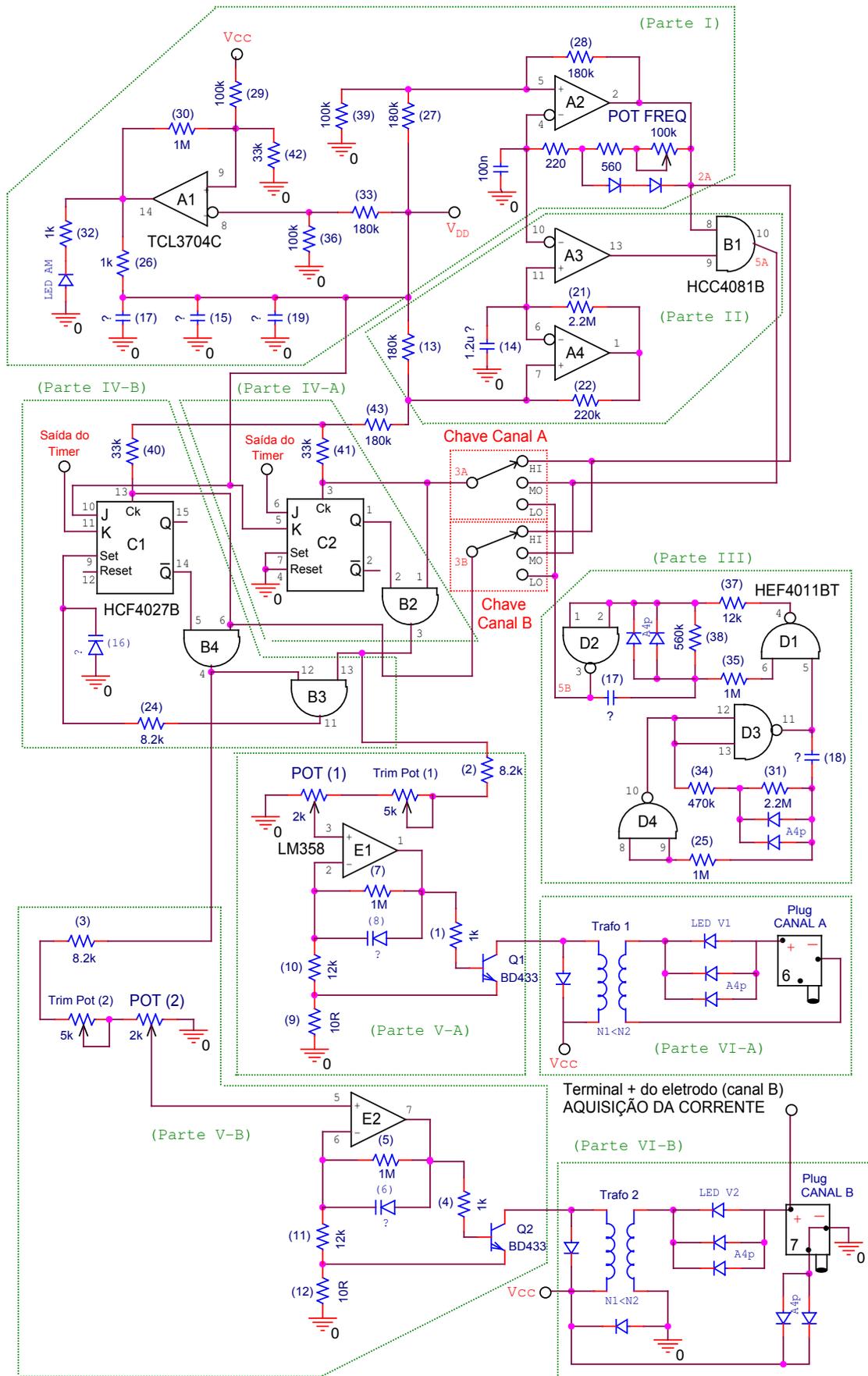


Figura 21: Circuito final do estimulador elétrico CEFAR dumo

O circuito final do estimulador foi dividido em seis partes:

Parte I – Circuito gerador de clock. Gera uma onda pulsátil, que tem a mesma forma de onda da saída do estimulador no modo HI. O potenciômetro POT FREQ altera a frequência de repetição de pulsos desta onda.

Parte II – Circuito modulador de largura de pulso. Produz juntamente com o clock gerado pelo bloco anterior, a forma de onda de saída no modo MO.

Parte III – Circuito de modulação interrupta. Produz a onda de saída no modo LO.

As saídas dos blocos acima serão usadas também como clock para os flip-flops tipo JK, haja visto que apenas necessitam de uma transição e assim independem da forma de onda do clock. No modo LO, por exemplo, o máximo atraso que a forma de onda pode proporcionar é 0,66s, que em um tempo total de 30 minutos é totalmente desprezível.

Parte IV (A e B) – Circuito que provoca a interrupção da corrente nos canais A e B, quando o pulso de timer chega ao final, indo para o nível lógico “zero”. A porta AND recebendo uma entrada em nível lógico “zero”, leva a forma de onda da saída para “zero”, até que a saída do timer volte ao nível lógico “1”.

Parte V (A e B) – Circuito para transformar a forma de onda de tensão para corrente e manter esta corrente de saída dos canais A e B constante e no valor determinado pelo usuário, através do posicionamento adequado dos potenciômetros de amplitude (Pot (1) e Pot (2)).

Parte VI (A e B) – Circuito amplificador de corrente dos canais A e B, através dos trafos correspondentes, que possuem relação de espiras bastante elevada (N_2/N_1). Nas saídas dos canais A e B, juntamente com os plugs A e B, encontram-se leds verdes, que acendem na frequência da forma de onda da saída e na modulação MO, mudam de intensidade de acordo com a variação da duração de fase de cada pulso.

Capítulo 4

Desenvolvimento de hardware

Após entender o funcionamento do circuito do estimulador, iniciou-se a fase de desenvolvimento do hardware necessário para fazer o transporte dos controles desejados, que eram executados por potenciômetros e chaves, para serem controlados pelo programa em LabView. Cada controle foi projetado, simulado no software OrCAD, versão 9.2 para validar a execução do circuito projetado e assim implementado em placa de circuito impresso. A placa montada do circuito do controle foi testada para verificar seu funcionamento e somente após a aprovação, foi retirado o controle original do circuito do estimulador e colocada a placa de controle desenvolvida.

O objetivo do projeto é controlar os parâmetros desejados, através de um programa de computador, escrito em LabView, versão 6i (National Instruments), que controlará uma placa de aquisição (PCI 6014–NI) que contém um conversor D/A de 12 bits, assim como 8 linhas de controle digital. Assim, para substituir os controles originalmente executados através de potenciômetros, foi realizado o projeto de uma resistência controlada por tensão, apresentando uma excursão de resistência equivalente, para obtermos a variação inicial do parâmetro desejado. No estimulador elétrico em questão, dois controles são efetuados através de potenciômetros, são eles: o controle da frequência de repetição de pulsos e controle de amplitude de pico da corrente.

4.1. Resistência controlada (OTA) e o CA3080

O circuito integrado CA3080 é um amplificador operacional de transcondutância (OTA) que pode ser usado para obtenção de resistências controladas por tensão. Como o simulador utilizado, OrCAD, versão 9.2 não apresentava a implementação do CA3080, apenas disponibilizando o layout do mesmo para uso apenas nos esquemáticos, foi preciso fazer a implementação de uma fonte de corrente controlada por tensão, que será utilizado nas simulações como sendo o integrado CA3080. Com a ajuda do Prof. Fernando Barúqui (DEL/UFRJ), chegou-se ao seguinte circuito (Figura 22):

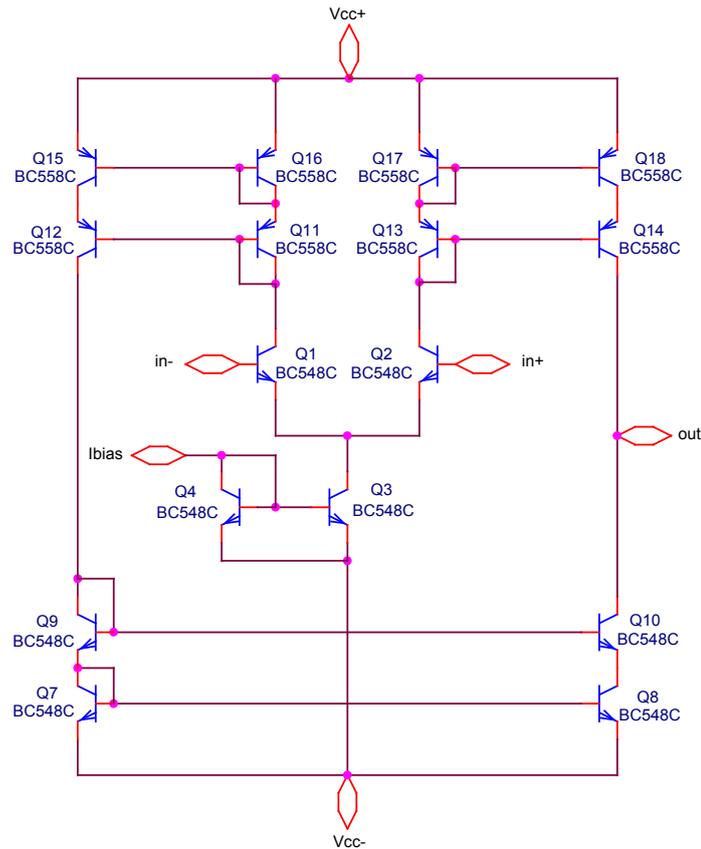


Figura 22: Topologia da fonte de corrente controlada por tensão usada nas simulações no lugar do OTA CA3080

Os pinos in+, in-, Vcc+, Vcc- e I_{bias} representam as entradas e o pino out, a saída do OTA da simulação, que são análogas às entradas do CA3080 a ser utilizado na montagem do circuito. Os pinos do OTA são representados no layout do componente (Figura 23).

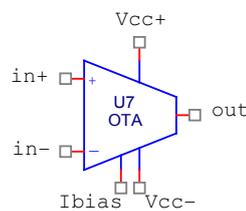


Figura 23: Layout do componente OTA

A resistência controlada implementada com OTA funciona como um resistor, produzindo uma diferença de potencial nas portas in+ e in- (V), proporcional à corrente I_{bias} e conduzindo uma corrente I_{out} na saída, proporcional ao potencial gerado.

$$I_{out} = (I_{n(-)} - I_{n(+)}) \times gm = V \times gm \quad (1)$$

$$gm = 19,2 \times I_{bias}$$

$$R_{eq} = \frac{V}{I_{out}} = \frac{1}{gm} = \frac{1}{19,2 \times I_{bias}} \quad (2)$$

4.2. Controle de pico de amplitude da corrente

Os picos de amplitude das correntes de estimulação dos canais A e B são controlados através de dois potenciômetros de $2k\Omega$ (POT (1) e POT (2) – figura 20), encontram-se ligados em série com um trimpot, que faz o ajuste da amplitude máxima dos picos da corrente. Ou seja, com o potenciômetro varia-se diretamente a amplitude da corrente. Com este no máximo de sua excursão, pode-se variar o trimpot para ajuste do valor deste máximo. Como a outra extremidade do potenciômetro de amplitude está aterrada e a corrente não circula para o cursor, por causa da alta impedância do amplificador ao qual está conectado, basta a implementação de uma resistência controlada por tensão aterrada para substituir este potenciômetro e assim controlar a amplitude da corrente através de uma tensão (sinal analógico) proveniente da saída analógica da placa de aquisição. A excursão desta resistência deverá ser do mínimo valor possível, que seria análogo ao potenciômetro no mínimo, até o seu valor nominal, $2k\Omega$. Seguindo este método, poder-se-ia ter controles individuais para os picos de amplitude das correntes nos dois canais, como era originalmente no estimulador. Porém, a placa de aquisição a ser utilizada possui apenas duas saídas analógicas e uma irá ser utilizada para o controle da frequência de repetição de pulsos, ou seja, restando somente uma saída analógica para o controle de amplitude dos dois canais. Assim sendo, o controle de pico de amplitude da corrente será um só e controlará os dois canais ao mesmo tempo.

O circuito da resistência controlada por tensão pode ser visto na figura 24:

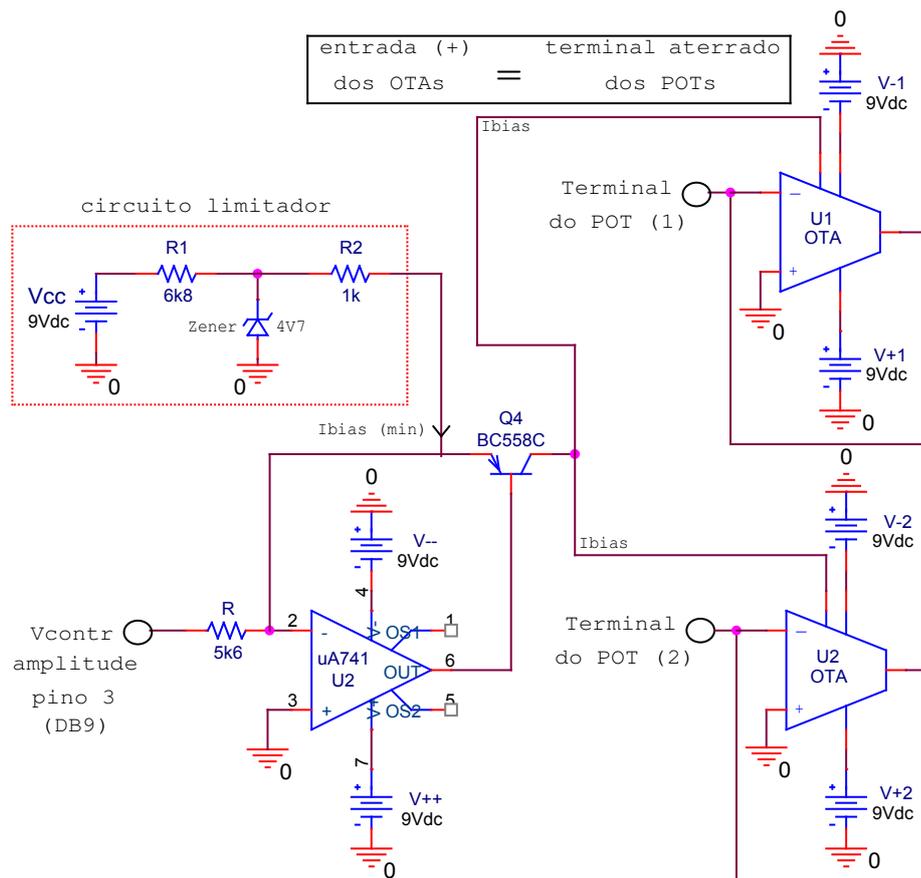


Figura 24: Circuito do controle do pico de amplitude de corrente

Como a corrente de polarização (I_{bias}) é dada pela equação 3:

$$I_{bias} = \frac{V_{contr}}{R} \quad (3)$$

Então, para uma tensão de entrada proveniente do conversor D/A (V_{contr}) e a equação 2, temos que:

$$Re q = \frac{1}{19,2 \times I_{bias}} = \frac{R}{19,2 \times V_{contr}} \quad (4)$$

Então, para obtermos a excursão mínima, devemos gerar uma corrente I_{bias} o maior possível. Mas, esta é limitada pelas especificações do CA3080, num máximo valor de 2mA. Assim temos que $Re q$ e R mínimos devem ser expressos por:

$$Re q_{min} = \frac{1}{19,2 \times I_{bias_{max}}} = \frac{1}{19,2 \times (2 \times 10^{-3})} = 26\Omega \quad (5)$$

$$R_{min} = Re q_{min} \times 19,2 \times V_{contr_{max}} = 26 \times 19,2 \times 10 = 5k\Omega$$

O resistor comercial mais próximo do R_{\min} é $5k6\Omega$ e este resistor foi utilizado no circuito. Como a corrente I_{bias} divide-se para alimentar os dois OTAs, temos $I_{\text{bias}}/2$ nas equações acima e assim ficamos com:

$$R_{eq} = 58\Omega$$

A excursão máxima de $2k\Omega$ tem que ser garantida pela menor tensão fornecida pela saída do D/A:

$$Saída\ D/A_{\min} = \frac{Saída\ D/A_{\max}}{2^{(n^{\circ}\ de\ bits - 1)}} = \frac{10}{2048} = 4,9mV \quad (6)$$

Calculando a entrada necessária para gerar um resistor de $2k\Omega$:

$$V_{contr} = \frac{2 \times R}{19,2 \times R_{eq}} = \frac{2 \times 5,6 \times 10^3}{19,2 \times 2 \times 10^3} = 291,7mV \quad (7)$$

Logo o Conversor D/A poderá gerar o potencial necessário para excursão original da amplitude da corrente.

O circuito do controle de amplitude de corrente apresenta um inconveniente. Se a tensão de controle (V_{contr}), proveniente do conversor D/A, possuir módulo menor do que $200mV$ (pela simulação), a resistência controlada será maior que $2k\Omega$, que é a maior excursão do potenciômetro do controle original. Tal fato produziria uma corrente com picos de amplitude maiores do que o limite máximo de $60mA$. Pior ainda seria se não houvesse tensão na entrada, por rompimento do fio ou até por queda da energia elétrica que alimenta o computador, já que o estimulador é alimentado por baterias e o computador pela rede elétrica. Neste caso, a resistência controlada por tensão seria um circuito aberto, porque a corrente I_{bias} tenderia para zero.

O circuito do limitador de tensão, destacado na figura 22, foi projetado para que forneça um I_{biasmin} , que é a corrente I_{bias} que proporciona a maior excursão da resistência desejada para o circuito. Desta forma, sempre haverá pelo menos I_{biasmin} entrando no circuito, impedindo assim que a resistência controlada assuma valores acima do desejado.

O resistor $R1$ é calculado para que forneça corrente suficiente para polarizar o diodo zener. Estipulando-se uma corrente de polarização de $3mA$ para o diodo zener, somada à corrente I_{biasmin} ($764\mu A$), o resistor $R1$ pode ser calculado como:

$$R1 = \frac{9 - 4,7}{(3 + 0,76) \times 10^{-3}} = 6,18k\Omega \quad (\text{comercial}) \quad \Rightarrow \quad R1 = 6k8\Omega$$

O circuito limitou os picos de amplitude das correntes nos canais A e B, em valores próximos a 60mA. Como cada canal possui um trimpot para o ajuste do máximo da excursão, foi possível ajustar o máximo pico de amplitude para 60mA, nos dois canais. Quando este pico vai se aproximando do seu valor máximo, ou seja, a corrente I_{bias} se aproximando do seu menor valor ($I_{biasmin}$), a forma de onda da corrente de estimulação apresenta uma diminuição de cerca de 20% na duração de fase. Isto acontece porque as baterias não conseguem fornecer a corrente necessária para manter o pico no máximo. Quando o estimulador é alimentado por uma fonte de alimentação DC, este fato não ocorre. Como a excursão máxima de 60mA proporciona um grau de estimulação bastante potente, que dificilmente algum perfil de estimulação irá precisar, não será prejudicial esta perda de 20% na duração de fase, no caso extremo de pico máximo de corrente.

4.2.3. Montagem em placa de circuito impresso

Placas de circuito impresso convencionais foram utilizadas na confecção das placas dos controles. O desenho das trilhas de cobre foi feito à mão, sem o auxílio de software de desenvolvimento de circuitos impressos (Figura 25). O software OrCAD, versão 9.2 utilizado nas simulações possuem uma função que desenha as trilhas de cobre a partir do esquemático do circuito, mas como não existia a implementação do CA3080, também não havia o design para circuitos impressos. Como as placas de controle possuem circuitos bem simples, o método antiquado de desenho à mão livre com caneta de transparência, tornou-se mais rápido e tão eficiente quanto os métodos modernos com uso de softwares apropriados.

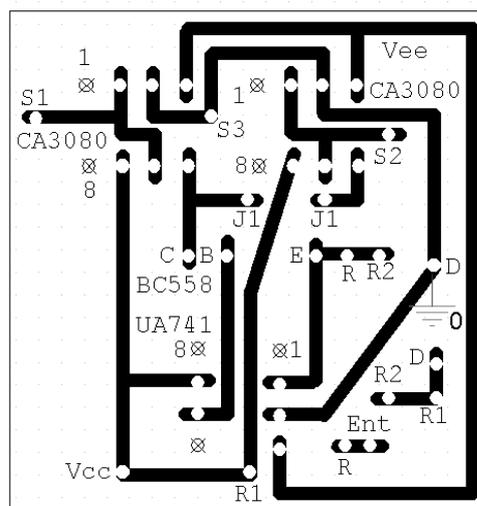


Figura 25: Desenho das trilhas de cobre da placa de controle de amplitude

4.3. Controle da frequência de repetição de pulsos

A frequência de pulsos da corrente de estimulação é controlada por um potenciômetro de 100k Ω . Variando-se este potenciômetro em toda sua excursão, as frequências variam de 59,3Hz a 142,8Hz. Como este potenciômetro está conectado em série a um resistor de 560 Ω no circuito do estimulador, a excursão mínima da resistência controlada, pode ser igual a 56 Ω , porque valores menores que este, fariam com que a associação série tendesse para o resistor de 560 Ω de qualquer forma. A excursão máxima deverá ser igual ao valor nominal do potenciômetro, ou seja, 100k Ω . A outra extremidade do potenciômetro está conectada a saída de um comparador de tensão, ou seja, será necessária a substituição por uma resistência suspensa controlada por tensão.

A resistência suspensa precisa gerar corrente para as duas extremidades às quais está conectada e isto não pode ser feito com uma OTA somente, porque na implementação do OTA aterrado, uma das entradas (in+) estava conectada ao terra. Por isso iremos usar dois OTAs, um para gerar a corrente que entra no nó e outra para que sai (Figura 26).

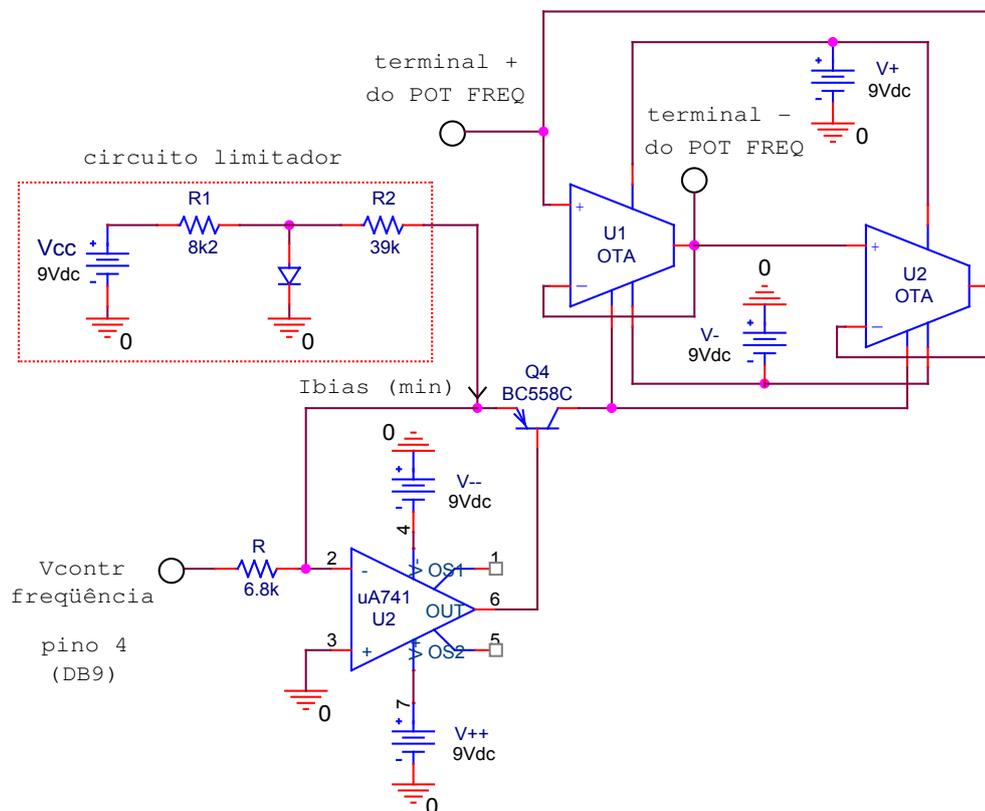


Figura 26: Circuito do controle da frequência de repetição de pulsos

O cálculo do R a ser utilizado no circuito segue o mesmo procedimento utilizado para a resistência aterrada, porque utilizamos dois controles no mesmo circuito, então o I_{bias} se divide em dois para alimentar os dois OTAs, como neste circuito. Então para:

$$R_{eq\ min} = \frac{2R}{19,2 \times V_{contr\ max}} = \frac{2R}{19,2 \times 10} = 56\Omega \quad (8)$$

Temos que, $R = 5,4k\Omega \xrightarrow{(comercial)} R = 6k8\Omega$

O R comercial escolhido foi 6k8 Ω , por apresentar resultados mais próximos dos desejados na montagem em protoboard.

Como no circuito do controle de amplitude, neste caso também há a necessidade de se limitar a corrente $I_{bias\ min}$ para limitar a frequência mínima de repetição dos pulsos de estimulação. O circuito limitador foi projetado de forma totalmente análoga e utilizando o mesmo circuito e os mesmos procedimentos adotados no circuito limitador de amplitude. Com isso, o resistor R1 (8k2 Ω) é calculado para polarizar o diodo com uma corrente de 1mA e o resistor R2 é calculado como:

$$I_{bias\ min} = \frac{V_{c\ min}}{R} = \frac{128mV}{6,8 \times 10^3} = 18,82\mu A$$

$$R2 = \frac{0,7}{I_{bias\ min}} = 37,2k\Omega \xrightarrow{(comercial)} R2 = 39k\Omega$$

A inserção do circuito limitou a frequência de repetição de pulsos em 40Hz.

4.3.3. Montagem em placa de circuito impresso

A montagem da placa de controle de frequência foi feita seguindo os mesmos procedimentos da placa de controle de amplitude e ainda pode-se aproveitar o layout das trilhas, apenas alterando algumas delas (Figura 27).

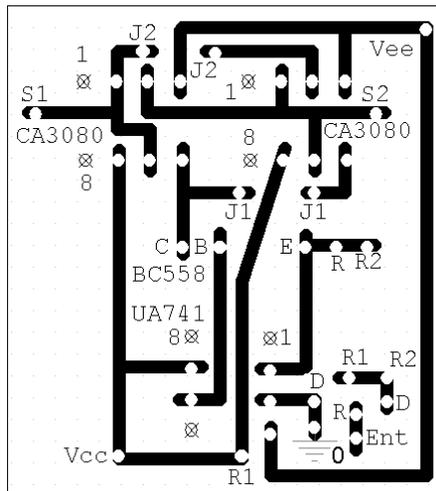


Figura 27: Desenho das trilhas de cobre da placa de controle de frequência

4.4. Chaves controladas por tensão

As chaves que controlam o modo de operação dos canais A e B foram primeiramente substituídas por chaves analógicas, que são controladas pelo computador. Nesta primeira tentativa, utilizou-se o circuito integrado CD4052, que possui um multiplexador de duas entradas (MUX) para dois demultiplexadores (DEMUX) de quatro saídas, ou seja, de acordo com a entrada do MUX, o circuito faz a ligação da entrada com uma das quatro saídas. Conectando-se as entradas 3A e 3B nas entradas do CD4052, para os canais A e B respectivamente, e as entradas 2A, 5A e 5B nas saídas, pode-se controlar qual saída estará conectada a entrada 3 (A e B), reproduzindo assim o controle das chaves mecânicas, por uma chave analógica controlada pela combinação de dois bits. Este circuito funcionou durante um tempo, porém começou a interferir na frequência da corrente da estimulação, causando uma instabilidade que impedia que a frequência se mantivesse no valor ajustado pela tensão de controle. Isto foi verificado após desconectar placa por placa para detectar o causador da instabilidade e justamente a placa das chaves analógicas sozinha causava o problema. A chave analógica possui uma impedância, quando fechada, de 40Ω e acredita-se que esta característica física pode ter sido a causa da interferência, porém não conhecendo a filosofia do circuito do estimulador comercial utilizado, não podemos ter certeza absoluta da real causa do problema.

A segunda solução encontrada para a finalidade de substituir as chaves mecânicas por chaves controladas por saídas digitais da placa de aquisição, foi utilizando relés, que possuem resistência próxima de 0Ω , quando fechados. O circuito projetado para a placa das chaves

controladas por tensão é mostrado na figura 28, representando somente a posição HI, devido ao fato de que é utilizado o mesmo circuito para as outras posições.

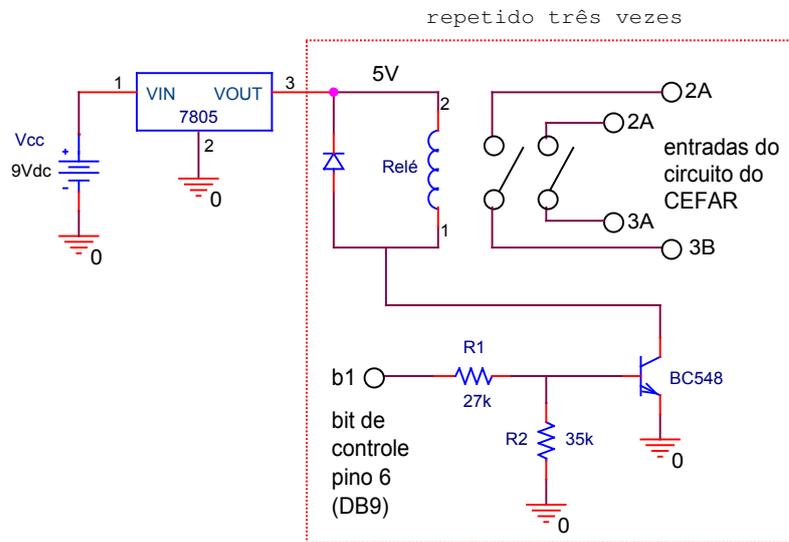


Figura 28: Circuito da placa das chaves controladas por tensão

A corrente medida no relé quando fechado foi 30mA, sendo este o valor escolhido para a corrente de polarização do circuito. O amplificador em emissor comum foi inserido no circuito para diminuir a corrente fornecida pela saída digital de controle e R1 e R2 foram calculados para fornecer a corrente necessária para o relé funcionar. Os valores encontrados foram:

$$R_1 = 24k\Omega \xrightarrow{\text{comercial}} 27k\Omega$$

$$R_2 = 35k\Omega$$

O diodo entrou em paralelo com a bobina do relé para evitar que a força contraeletromotriz de grande valor, produzida pelo indutor no momento da comutação do transistor, danifique o próprio transistor, fazendo o circuito parar de funcionar.

A parte demarcada no circuito da figura 28 representa o circuito utilizado para produzir cada posição da chave mecânica (três posições; HI, MO, LO). O circuito é idêntico para cada posição, alterando-se somente as entradas b1 e 2A que serão alteradas para; b2 e 5A para posição MO e b3 e 5B para posição LO. Cada circuito executará a função de uma posição das chaves mecânicas dos dois canais, ou seja, a corrente de estimulação de ambos os canais A e B receberão a mesma modulação especificada no programa do computador.

O circuito impresso da placa das chaves controladas por tensão é mostrado na figura 29:

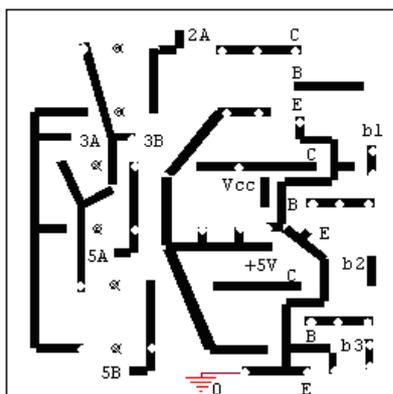


Figura 29: Desenho das trilhas de cobre da placa das chaves controladas por tensão

4.5. Caixa do estimulador elétrico muscular programável

A última etapa desta fase de desenvolvimento de hardware, que somente pode ser iniciada após o teste geral de funcionamento do estimulador elétrico com as intervenções no circuito, consiste em fornecer ao produto final, uma estrutura de acomodação sem trepidação, prática no uso diário e resistente. O tamanho desta estrutura não será um fator determinante, haja visto que este deverá ser utilizado juntamente com um microcomputador.

A caixa do estimulador é de ferro e possui 6cm de altura, 15cm de comprimento e 13cm de largura. A placa do circuito original do estimulador elétrico foi fixada ao fundo da caixa, com as placas de controle, fixadas ao lado. As baterias ficam lado a lado na parte inferior da caixa, presas ao fundo com um velcro, que impede que saiam da posição e facilita a colocação dentro da caixa (Figura 30).

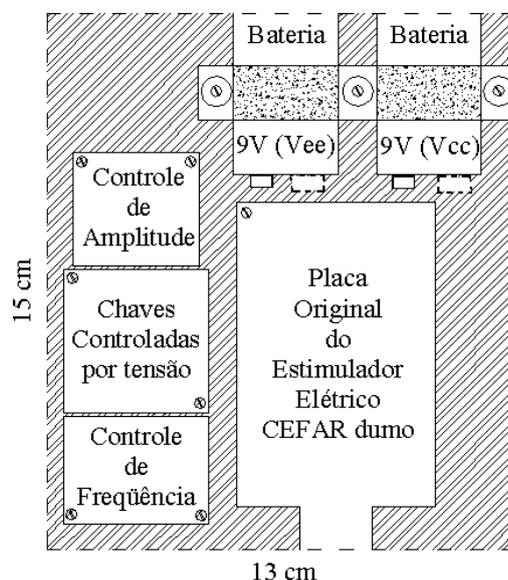


Figura 30: Vista superior da caixa do estimulador elétrico programável

Os sinais de controle provenientes do computador possuem uma interface com o circuito por meio de um conector DB 09 (Figura 31) e a pinagem adotada, encontra-se na Tabela 2.

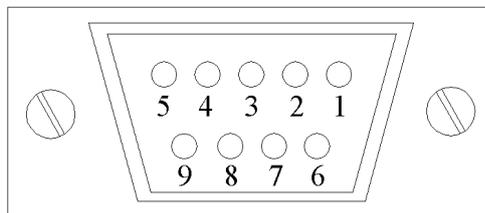


Figura 31: Interface entre o computador e o estimulador - Conector DB 09

Tabela 2: Pinagem adotada para o Conector DB 09

Pino do conector	Entrada
1	Terra (0V) para saídas e entradas analógicas
2	Terra (0V) para saídas digitais
3	Tensão de controle (V_{contr}) Para placa de freqüência
4	Tensão de controle (V_{contr}) Para placa de amplitude
5	Terminal + do eletrodo (canal B) (sinal da corrente)
6	Bit 1 (b1) do controle do modo de operação do LO
7	Bit 2 (b2) do controle do modo de operação do MO
8	Bit 3 (b3) do controle do modo de operação do HI
9	N.C.

A frente da caixa (Figura 32) foi desenhada e furada para acomodar o conector de entrada do computador, a chave liga/desliga os Leds de sinalização, amarelo e verdes e os plugs de entrada do eletrodos.

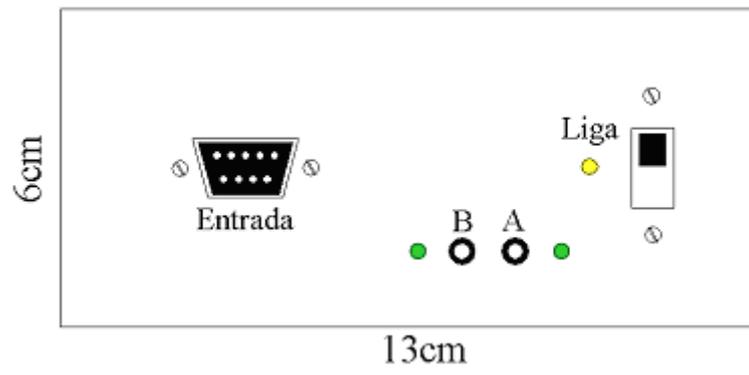


Figura 32: Vista frontal de caixa do estimulador elétrico programável

Capítulo 5

O Instrumento virtual

Esta última etapa do projeto consiste no desenvolvimento de um programa, também chamada de instrumento virtual, em linguagem visual G, utilizando o software LabView versão 6i. (*Nacional Instruments*, USA). A linguagem G, que é baseada no uso de blocos funcionais que são ligados por meio de fios, tem sua grande vantagem em aplicações práticas, principalmente construindo os chamados instrumentos virtuais. Os instrumentos virtuais são aqueles que se assemelham no painel e nas funções aos instrumentos convencionais, mas onde todo o processamento, inclusive os meios de interação com o usuário (botões, chaves, potenciômetros, entre outros) são feito por software. Em Labview existem muitos blocos prontos, para funções as mais básicas, como soma, subtração até funções específicas para processamento de sinais, como filtros digitais. Outra grande vantagem deste software é o sistema de aquisição de dados e controle, implementado por meio de uma placa de aquisição, que instalada apropriadamente permite a aquisição de sinais analógicos e controle por meio de sinais analógicos e digitais.

O programa desenvolvido tem como objetivo ajustar os potenciais de controle das placas de amplitude e frequência (saídas analógicas da placa de aquisição) e os bits do modo de operação, assim como, fazer a aquisição do sinal da corrente de estimulação, de modo a informar ao operador se o perfil programado para a aquisição está sendo executado.

5.1. Aquisição e controle

A placa de aquisição DAQCard PCI 6014 (*Nacional Instruments*, USA) foi utilizada para fazer a aquisição do sinal da corrente de estimulação e para controlar as entradas das placas de amplitude, frequência e modulação. A comunicação com as saídas e entradas desta placa foi feita com o uso de uma borneira, contendo conectores para se aparafusar os fios oriundos do hardware e um conector para a placa de aquisição. As entradas e saídas (portas) da borneira utilizadas são listadas na tabela 3, juntamente com a descrição da função desempenhada.

Tabela 3: Configuração das entradas e saídas da borneira

Número da porta	Denominação	Pino do conector	Função
34	ACH0	5	Sinal do eletrodo +
68	ACH8	1	Sinal do eletrodo – (Terra)
67	AIGND	1	Terra (0V) para entradas analógicas
22	DAC0OUT	3	Saída analógica para controle da tensão (V_{contr}) da placa de freqüência
21	DAC1OUT	4	Saída analógica para controle da tensão (V_{contr}) da placa de amplitude
55	AOGND	1	Terra (0V) para saídas analógicas
17	DIO1	6	Saída digital para controle do Bit 3 (b1) do modo de operação LO
49	DIO2	7	Saída digital para controle do Bit 2 (b2) do modo de operação MO
47	DIO3	8	Saída digital para controle do Bit 3 (b3) do modo de operação HI
50	DGND	2	Terra (0V) para saídas digitais

A configuração utilizada para aquisição de sinais pelas entradas analógicas da placa de aquisição foi a diferencial, onde as entradas ACH0 .. ACH7 são entradas positivas de um amplificador diferencial e suas complementares ACH8 .. ACH15 são as negativas. Dois resistores tornaram-se necessários para implementação desta configuração (figura 33).

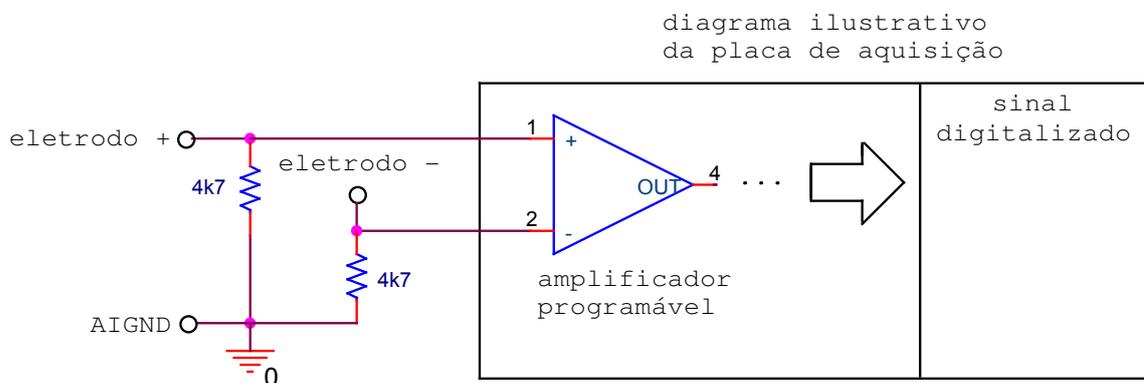


Figura 33: Configuração da entrada diferencial

5.3. Interfaces com o usuário

As interfaces do programa foram desenvolvidas seguindo as técnicas de engenharia de software, que prezam pela boa relação entre a máquina e seu operador. O objetivo do instrumento virtual é permitir que o usuário estabeleça um perfil de estimulação, execute-o no paciente quando este estiver pronto e também o de observar na tela o sinal de estimulação resultante do perfil estipulado. Estas funções foram disponibilizadas em duas telas diferentes, com o objetivo de organizar as etapas e tornar fácil a utilização do programa, através de interfaces limpas e com funções bem definidas.

A tela inicial (figura 34) contém:

- ❑ **gráfico** para visualização do sinal da corrente de estimulação, que para representar melhor as características do sinal, não o apresenta em tempo real, mostrando o sinal em uma base de tempo mais adequada
- ❑ **botão para definir perfil de estimulação**, que abre a janela apropriada para a função (figura 34). Quando a estimulação está ativa, este botão está desativado
- ❑ **botão para cancelar a estimulação**. Quando não há estimulação ativa, este botão está desativado
- ❑ **LED** para sinalização de **estimulação ativa**
- ❑ **contador do tempo restante** para o término da estimulação
- ❑ **botão liga / desliga**, para desligar o instrumento virtual



Figura 34: Tela principal do instrumento virtual

A tela de definição do perfil de estimulação (figura 34) contém:

- ❑ **30 botões** deslizantes (*sliders*) para definição das **amplitudes** dos pulsos da corrente de estimulações ao longo do tempo
- ❑ **30 botões** deslizantes para definição da **freqüência** de repetição dos pulsos ao longo da estimulação
- ❑ **10 botões** de escolha para especificação das **modulações (HI, MO e LO)** empregadas durante o perfil de estimulação
- ❑ **caixas de controle** para definição do tempo requerido para o perfil em **minutos e segundos** (máximo de 15 minutos)
- ❑ **botão para iniciar a estimulação**, que quando acionado faz o usuário retornar a tela principal, iniciando a estimulação com o perfil configurado

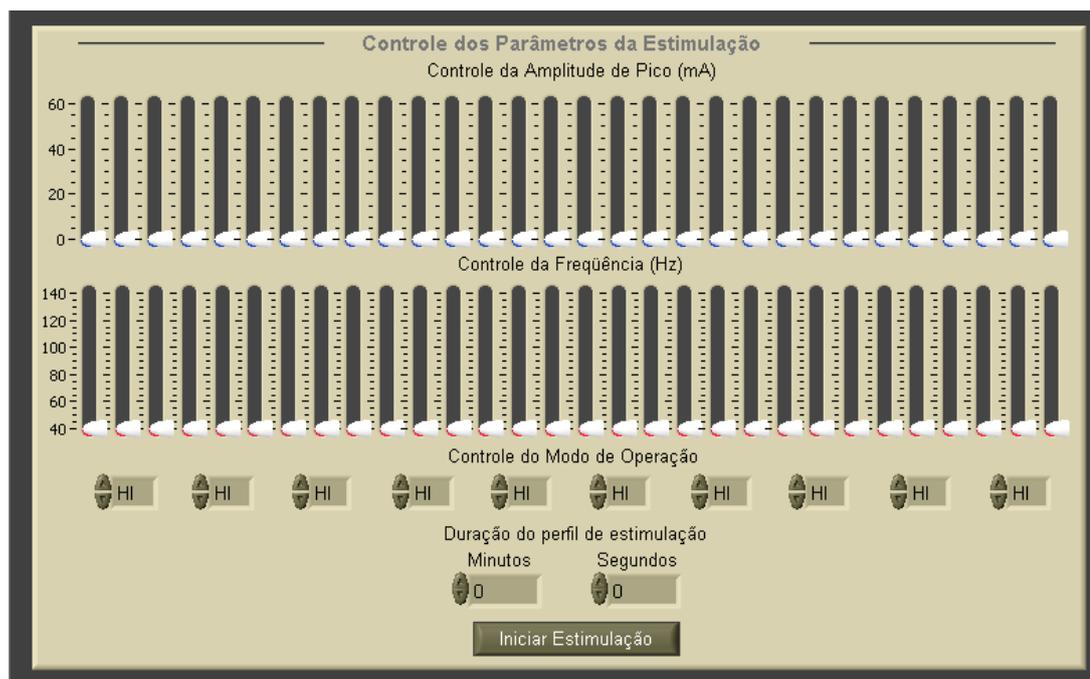


Figura 35: Tela de definição do perfil de estimulação

O perfil definido pelo operador será executado durante o tempo determinado e as amplitudes dos picos e a freqüência da corrente de estimulação serão ajustadas pelo programa com o valor especificado em cada controle, com uma duração igual ao tempo total dividido por 30 controles. Os controles de modulação atuam em um décimo do tempo total e assim, a corrente de estimulação varia de acordo com as especificações do perfil.

5.4. Conversão frequência e amplitude para tensões de controle das placas

Na tela de definição do perfil, o usuário define o valor das amplitudes e frequências do perfil de estimulação desejado e os valores são referentes às suas unidades mA e Hz. Lembrando o funcionamento do circuito do estimulador (figura 24), a impedância do OTA no circuito é controlada pelas saídas analógicas da placa de aquisição e o OTA substituiu os potenciômetros originais para ajuste manual. Assim os valores de amplitude e frequência possuem uma tensão equivalente, então foram registrados estes valores para amplitudes de 0 a 60mA, em intervalos de 5mA e para frequências de 40 a 140Hz, de 5 em 5Hz. Com isso, a função que melhor pode converter os valores de tensão para as devidas unidades foi calculada. Para tal foi utilizado o programa Matlab, versão 6.0, mais especificamente a função $\text{polyfit}(x,y,3)$ que calcula o polinômio do terceiro grau que mais se ajusta aos pontos obtidos num gráfico de tensão por amplitude ou frequência, utilizando-se tal polinômio na conversão dos valores equivalentes.

Um imprevisto ocorreu na calibração dos parâmetros. Os canais A e B de saída do estimulador elétrico respondiam de forma diferente à tensão de controle, resultando na necessidade de duas calibrações diferentes (figura 36). Este fato pode ser atribuído às diferenças nos circuitos de saída do estimulador CEFAR.

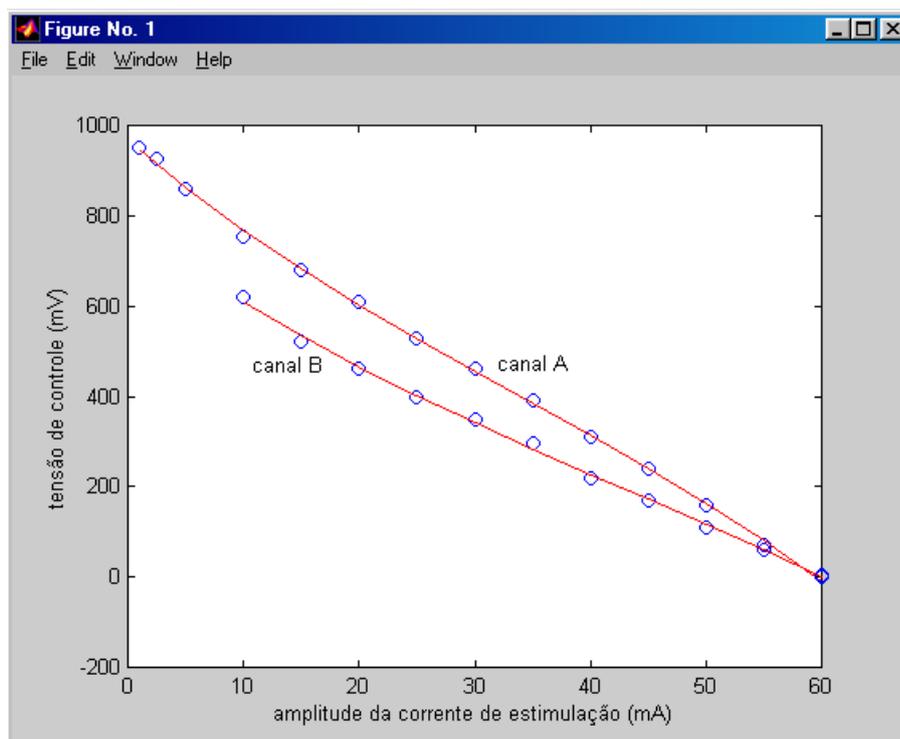


Figura 36: Pontos e polinômios da conversão da amplitude

A tensão de controle gera a mesma resistência para os dois canais porque as correntes I_{bias} dos OTA é dividida igualmente para ambos (figura 24). Assim uma opção seria dividir esta corrente de forma inversamente proporcional às sensibilidades estáticas dos dois canais, que são medidas como as inclinações das retas no gráfico de tensão por amplitude (figura 36). Calculando-se a média da razão entre os vetores de tensões de controle, chegou-se ao valor 1,32, que será a razão inversa dos resistores que colocados em paralelo e com o menor resistor ligado a entrada do I_{bias} correspondente ao canal com maior sensibilidade estática. A melhor combinação de resistores que melhor reproduzia a razão encontrada foi $1k5\Omega$ em série com 820Ω para o canal A e $1k2\Omega$ para o canal B. Esta solução foi implementada, porém as correntes não se dividiram seguindo a lei de ohm aplicada ao paralelo dos resistores. Após certa investigação, a razão de tal discrepância foi encontrada no circuito interno do OTA utilizado, o CA3080, onde se pode observar que há um caminho da entrada do I_{bias} para $-V_{cc}$ através da junção base-emissor do transistor Q3. Por isso, a impedância da junção (r_{π}) entra em série com os resistores acoplados no cálculo da razão das correntes e por serem maiores, aqueles prevalecem na ligação em série, modificando a razão resultante.

Os valores dos resistores acoplados foram aumentados em escala de 100, para minimizar a influência da impedância da junção, porém com valores bastante elevados, a queda de potencial nos mesmo tornava-se elevada demais para que a corrente tivesse que ser mantida, assim saturando o transistor do conversor de corrente. Uma terceira alternativa consistiu de conseguir valores intermediários de resistores de acoplamento em que os efeitos acima fossem anulados. Mesmo encontrando matematicamente uma faixa entre 20 e $30k\Omega$, através do máximo valor de queda de tensão permitida e máxima frequência de I_{bias} , em que a divisão da corrente deveria funcionar, aplicando no circuito o resultado também não foi positivo.

Partindo para uma solução mais drástica de produção de uma nova placa com tensões de controle separadas, ocorreu um problema em que, num erro cometido enquanto se testava o circuito da nova placa na protoboard, a saída do canal A parou de funcionar. A aquisição do sinal de corrente é feita através do canal B, por isso não foi prejudicada.

Na conversão da frequência em tensão de controle, o mesmo método utilizado para a amplitude foi empregado novamente e como ambos os canais possuem originalmente o mesmo controle, a função da figura 37 pode ser utilizada sem problemas.

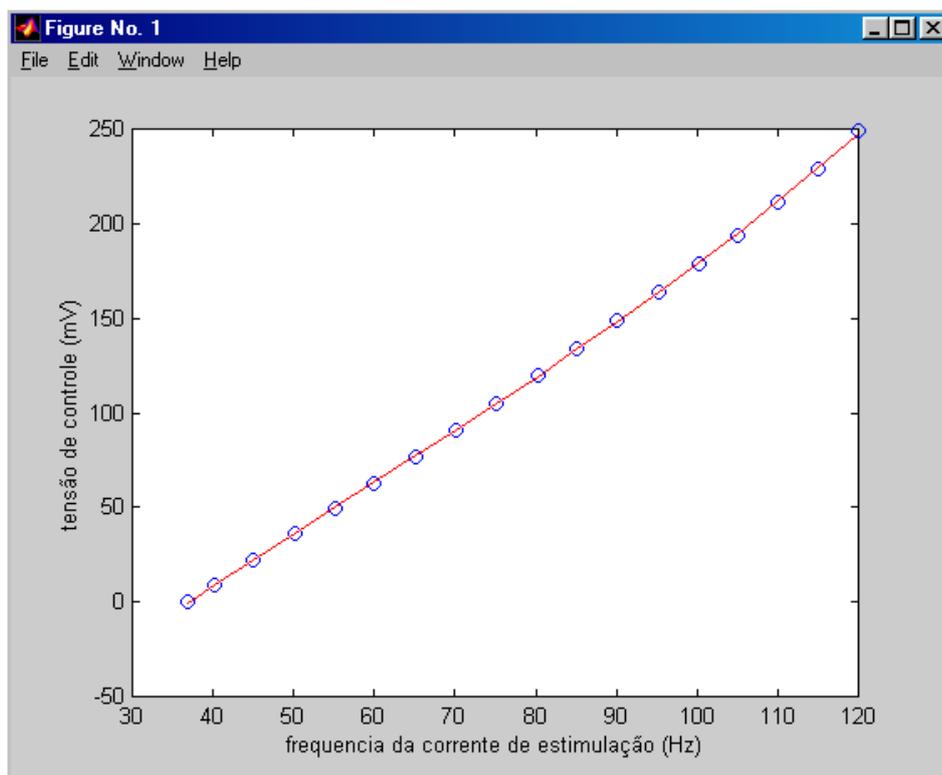


Figura 37: Pontos e polinômios da conversão da frequência

5.5. A programação

O programa principal é chamado VI (*Virtual Instrument* - instrumento virtual) e subVI é um VI construído para ser utilizado dentro do diagrama de outro VI como uma rotina. A melhor forma de se analisar o diagrama do programa principal é dividindo-o em partes, onde cada parte constituinte possui uma função bem definida. As partes de controle serão explicadas textualmente, porque não ficaria inteligível a representação gráfica destes controles.

O controle liga/desliga comanda todas as estruturas de repetição do programa, fazendo com que a alteração do seu valor para *false* (desligado), interrompa a execução e termine o programa. O controle de definição do perfil de estimulação determina qual sinal irá para as saídas da placa de aquisição. Se o perfil não foi definido, o programa envia tensões de controle para as placas fazendo com que a amplitude da corrente de estimulação seja zero, para que o usuário possa conectar os eletrodos no paciente sem problemas. Quando acionado o botão *Definir Perfil de Estimulação* o programa executa o subVI do perfil de estimulação e aguarda a finalização do mesmo, pelo botão *Iniciar Estimulação*. Com o perfil definido, o programa envia repetidamente os sinais de controle para as saídas da placa de aquisição,

executando assim o perfil definido enquanto o tempo estipulado não se encerra ou os botões liga / desliga e cancelar estimulação não forem acionados.

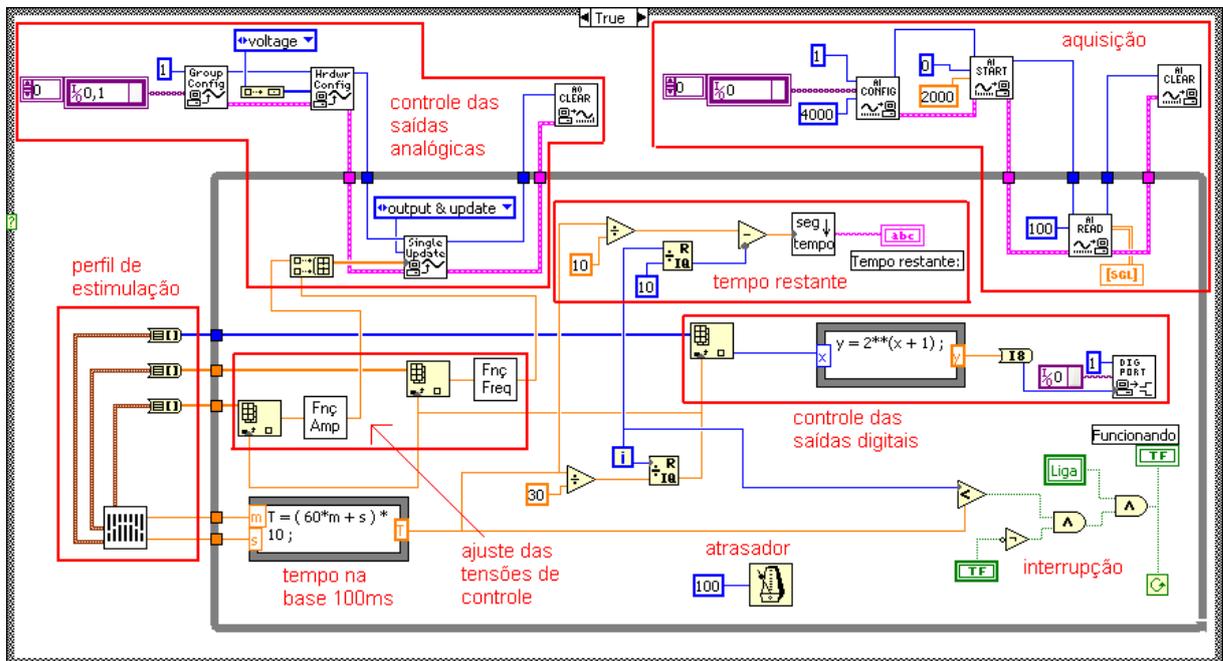


Figura 38: Diagrama do programa na parte da estimulação

O diagrama inteiro do programa é composto pela implementação dos controles citados, por meio de estruturas de repetição, e pela estrutura responsável pelo controle das saídas da placa de aquisição para corrente de estimulação execute o perfil definido e por mostrar esta corrente no gráfico (figura 38). O diagrama da figura 38 foi dividido em partes, demarcadas no diagrama e com suas funções. Cada parte é descrita a seguir:

5.5.1. Perfil de estimulação

O bloco na parte posterior da área demarcada é um programa (VI) e está sendo usado dentro do programa principal, como um bloco funcional denominado subVI. Este subVI está configurado para abrir sua tela principal quando ativado, sendo então este bloco o VI do tela de definição do perfil de estimulação (figura 35). Assim o usuário configura o perfil temporal nos controles deste subVI, definindo as amplitudes, frequências e modulações desejadas para a corrente de estimulação e o tempo total de estimulação. Quando o usuário pressiona o botão *iniciar estimulação* o subVI termina sua execução, retornando um vetor com as informações dos controles para o programa principal.

5.5.2. Estruturas de controles das saídas

A cada interação da estrutura de repetição (*while*), os blocos Fnç Amp e Fnç Freq presentes na parte de ajuste das tensões de controle recebem uma célula do array montado, com o valor de amplitude e frequência definidos para aquele intervalo da estimulação. Este valor é então convertido por estes blocos para a tensão da saída analógica equivalente à amplitude requerida. O mesmo ocorre com o controle das saídas digitais, que apesar de possuir apenas 10 controles, os valores de cada um preenchem três células do array, que fica com o mesmo tamanho dos outros e assim com a mesma resolução temporal. Os valores dos controles são convertidos para o número binário equivalente a modulação desejada (LO – 0010, MO – 0100, HI – 1000) e envia ao bloco funcional chamado DIG PORT que implementa o número nas saídas digitais.

5.5.3. Controle das saídas analógicas

Esta parte é responsável pela configuração da placa de aquisição, definindo o hardware utilizado, caso exista mais de uma placa de aquisição instalada no computador e os canais escolhidos para as saídas analógicas. O bloco *single update* atualiza as saídas analógicas com os valores da conversão feita pelos blocos Fnç Amp e Fnç Freq. Quando não há corrente de estimulação, o programa executa somente esta estrutura de atualizar as saídas analógicas, deixando-a estável em 10V, para que a amplitude da corrente de estimulação seja zero.

5.5.4. Aquisição

A parte denominada aquisição engloba toda a estrutura necessária para a aquisição do sinal da corrente de estimulação. Configura-se o canal utilizado, a frequência de amostragem desejada, o tamanho do buffer utilizado para armazenar as amostras e o número de amostras que são enviadas ao gráfico a cada interação. Estes valores foram definidos empiricamente, ajustando-se estas configurações para a melhor visualização da corrente. Os pulsos da corrente de estimulação são estreitos, por isso a frequência de amostragem tem que ser elevada, para assegurar que a amplitude de todos os pulsos será amostrada corretamente, sendo usada uma frequência de 2,0kHz..

5.5.5. Estruturas de ajuste do tempo

O bloco de função que recebe os parâmetros dos minutos e segundos, calcula o valor do tempo total na base 100ms, que é o tempo definido no atrasador. Isto foi feito para que o programa possa interromper a execução no instante que o usuário desejar. A parte denominada tempo restante calcula o tempo retroativo da estimulação, mostrando-o em um indicador no painel frontal. A estrutura chamada *interrupção* é responsável pelo controle da estrutura de repetição e assim por parar a execução, caso o botão liga / desliga ou o de cancelar a estimulação for ativado, e por comandar o LED indicador de estimulação funcionando.

Capítulo 6

Resultados e discussão

6.1. Resultados de simulação dos circuitos

Os primeiros resultados a serem apresentados serão aqueles que corroboram o projeto, no tocante a escolha das topologias e aos cálculos dos componentes.

6.1.2. Circuito de controle da amplitude

O circuito da Figura 24 foi simulado, retirando-se o circuito limitador e conectando-se resistores ($R_{\text{conhecido}}$) aos terminais dos OTAs e uma fonte DC para simular a tensão de controle ($V_{\text{referência}}$). A resposta em frequência do circuito simulado correspondeu ao esperado, mantendo o valor da resistência equivalente em frequências até aproximadamente 100kHz (figura 39). A faixa de frequências utilizada pelo estimulador encontra-se marcada no gráfico, mostrando que a não linearidade devido às capacitâncias parasitas dos transistores que compõem o CA3080, não interferirá nas frequências de trabalho.

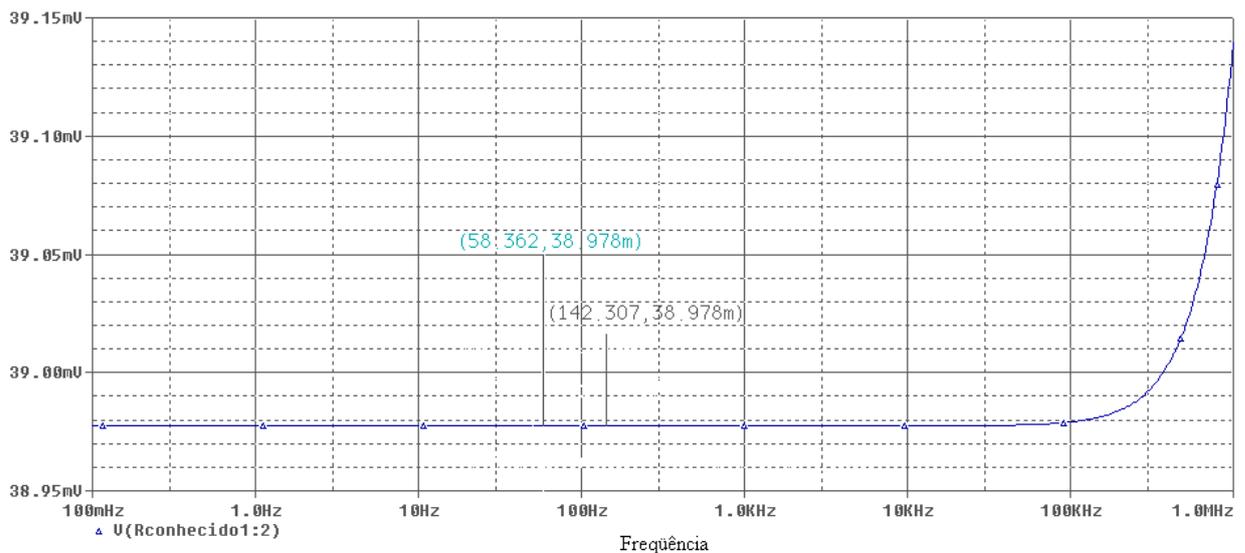


Figura 39: Resposta em frequência do controle de pico de amplitude de corrente

Como resultado da simulação (Tabela 4), foram calculados os R_{eq} desejados, observando-se o $V_{referência}$ correspondente. O R_{eq} é calculado a partir da seguinte relação:

$$A = \frac{V(in+)}{Vreferência} = \frac{R_{eq}}{R_{eq} + R_{conhecido}} \quad (8)$$

$$R_{eq} = R_{conhecido} \times \frac{A}{(1 - A)} \quad (9)$$

Tabela 4: Resultados da simulação do controle de amplitude

$V_{referência}$	Ganho	R_{eq}
10V	$38,9 \times 10^{-3}$	$40,5\Omega$
Menor resistência produzida pelo circuito		
5V	$74,8 \times 10^{-3}$	$80,8\Omega$
200mV	$668,9 \times 10^{-3}$	$2,0k\Omega$
Maior resistência desejada no circuito		
4,9mV	$989,2 \times 10^{-3}$	$92,0k\Omega$
Maior resistência produzida pelo circuito		

Verificamos que a faixa de valores de resistência que o circuito produz contém o intervalo de valores desejado, que é de 0 a $2k\Omega$. A discrepância apresentada na menor resistência não influencia o resultado final, uma vez que apenas desloca o limite superior da excursão da amplitude da corrente de estimulação.

6.1.2 Circuito de controle da frequência

O circuito de controle da frequência de repetição de pulsos (figura 40) foi simulado utilizando o circuito sem o limitador, com fonte DC para tensão de controle $V_{referência}$ e com um resistor $R_{conhecido}$ entre os terminais (+) dos OTAs. A resposta em frequência mostrou que o circuito projetado está adequado a sua finalidade, apresentando um ganho plano na faixa de frequência do sinal de estimulação.

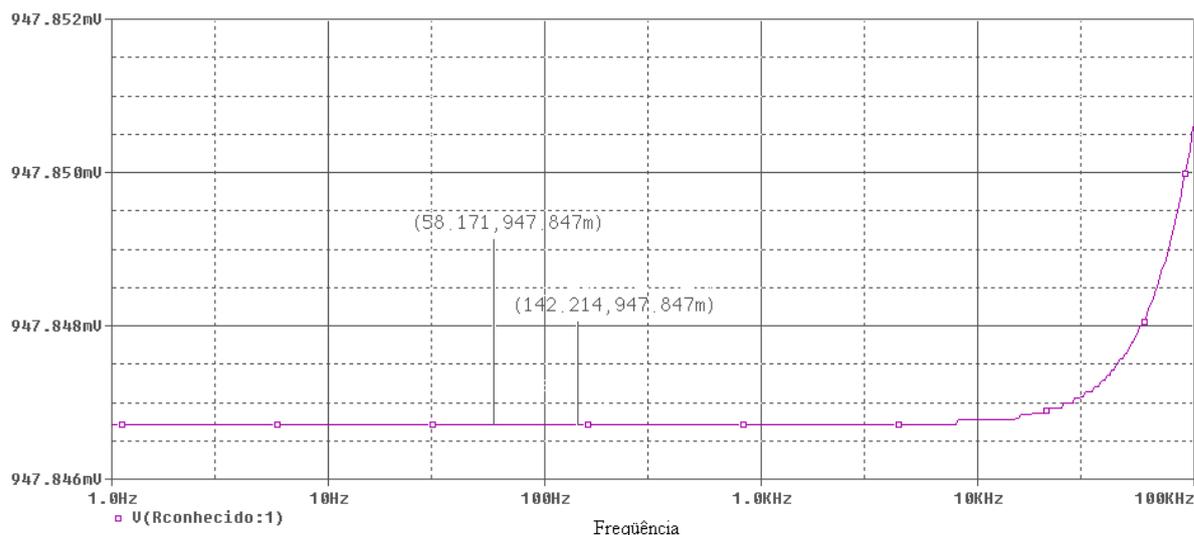


Figura 40: Resposta em frequência do controle da frequência de repetição de pulsos

Como resultado da simulação (Tabela 5), foram calculados os R_{eq} desejados, observando-se o $V_{referência}$ correspondente. O R_{eq} é calculado a partir da seguinte relação:

$$A = \frac{V_{(in+)(OTA2)}}{V_{referência}} = \frac{R_{conhecido}}{R_{eq} + R_{conhecido}} \quad (10)$$

$$R_{eq} = R_{conhecido} \times \frac{(1 - A)}{A} \quad (11)$$

Tabela 5: Resultados da simulação do controle de amplitude

$V_{referência}$	Ganho	R_{eq}
10V	$947,8 \times 10^{-3}$	$55,0\Omega$
Menor resistência produzida pelo circuito		
5V	$901,1 \times 10^{-3}$	$109,7\Omega$
6,2mV	$10,0 \times 10^{-3}$	$99,3k\Omega$
Maior resistência desejada no circuito		
4,9mV	$7,7 \times 10^{-3}$	$129,5k\Omega$
Maior resistência produzida pelo circuito		

Como no circuito de controle de amplitude, a faixa de valores de resistência que o circuito produz contém o intervalo de valores desejado, que é de 0 a 100k Ω .

6.2. Resultados experimentais de bancada

Com o estimulador elétrico modificado e o instrumento virtual prontos, testes de implementação foram executados com um resistor de 100Ω ligado aos terminais do eletrodo, para simular a passagem da corrente pelo tecido biológico. Alguns perfis de estimulação foram configurados para o registro do funcionamento correto do projeto e a corrente de estimulação resultante é registrada no osciloscópio.

Para a impressão através do osciloscópio, deve-se ajustar a frequência de varredura em uma escala onde se possa visualizar a evolução do perfil durante o período de duração da estimulação. Por isso, a frequência de varredura tem que ser baixa para que o perfil inteiro apareça na tela do osciloscópio, assim tornando ruim a representação da variação da frequência e impossibilitando a representação da diferença entre as modulações. Os testes 1 e 2 visam exemplificar a execução do perfil em relação à amplitude da corrente e o teste 3 tenta mostrar as diferenças entre as frequências.

Nestes testes pode-se verificar que as amplitudes dos pulsos da corrente não estão corretamente calibradas (figuras 41b, 42b e 43b) para o correspondente configurado no perfil de estimulação (figuras 41a, 42a e 43a). Como o circuito do estimulador original é em malha aberta, este não possui um ajuste da amplitude da corrente de saída. Quando uma variação contínua desta amplitude é produzida na saída, esta perde a calibração feita previamente. Estes resultados mostram que ainda que estejam com a amplitude menor do que o desejado, a forma do perfil é mantida.

Nos testes 1 e 2 (figuras 41 e 42), a “frequência alta” visualmente apresentou melhores resultados, haja visto que a frequência de varredura do osciloscópio não pode ser modificada. No teste 3, colocou-se uma amplitude constante em 40mA e foram configuradas três frequências diferentes no perfil. A frequência intermediária produziu uma perda de sincronismo no osciloscópio, perda esta que aparece na tela entre os segundos 3 e 6 da estimulação (figura 43), onde alguns pulsos não foram registrados.

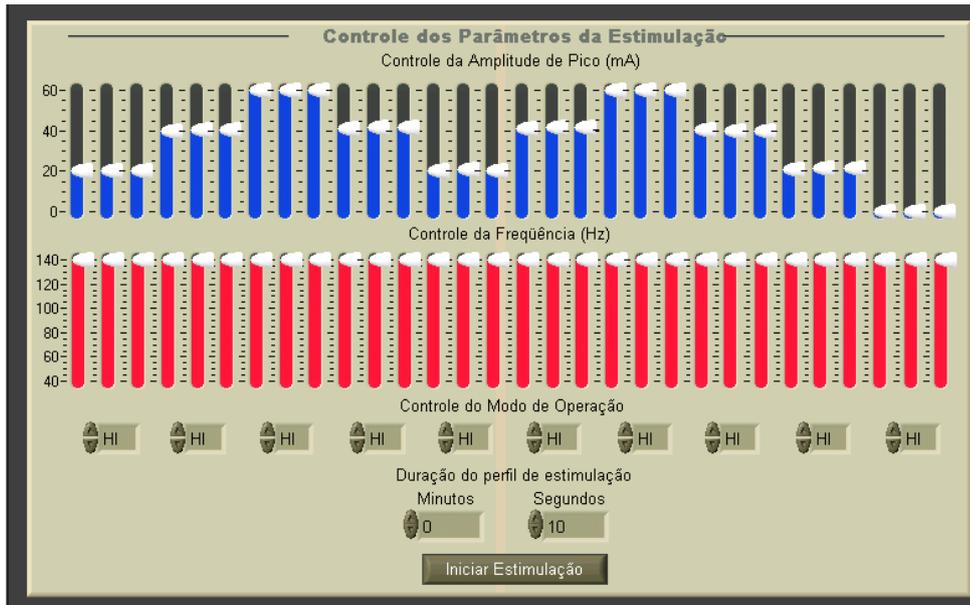


Figura 41a: Perfil de estimulação do teste 1

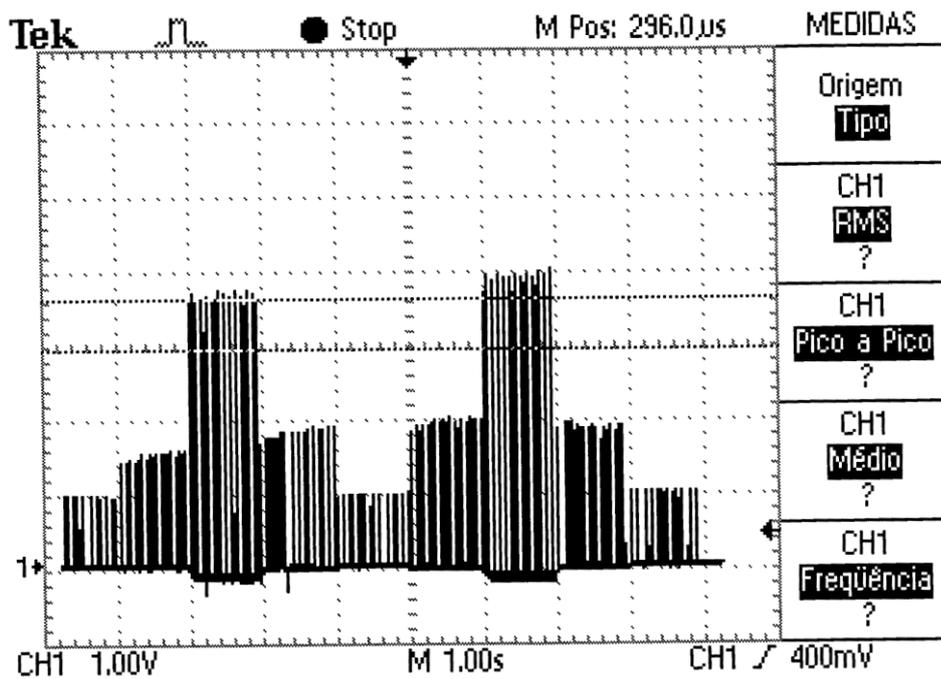


Figura 41b: Corrente de estimulação do perfil 1

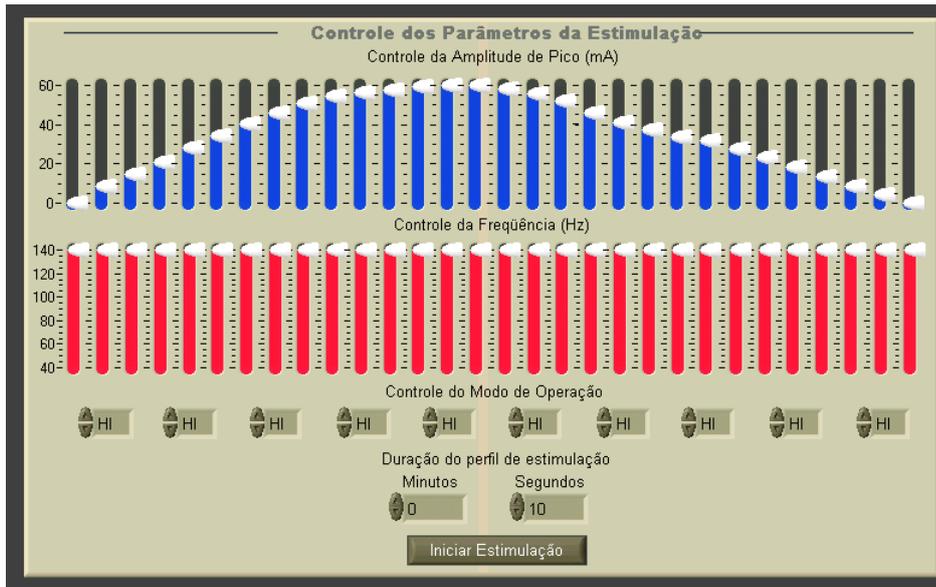


Figura 42a: Perfil de estimulação do teste 2

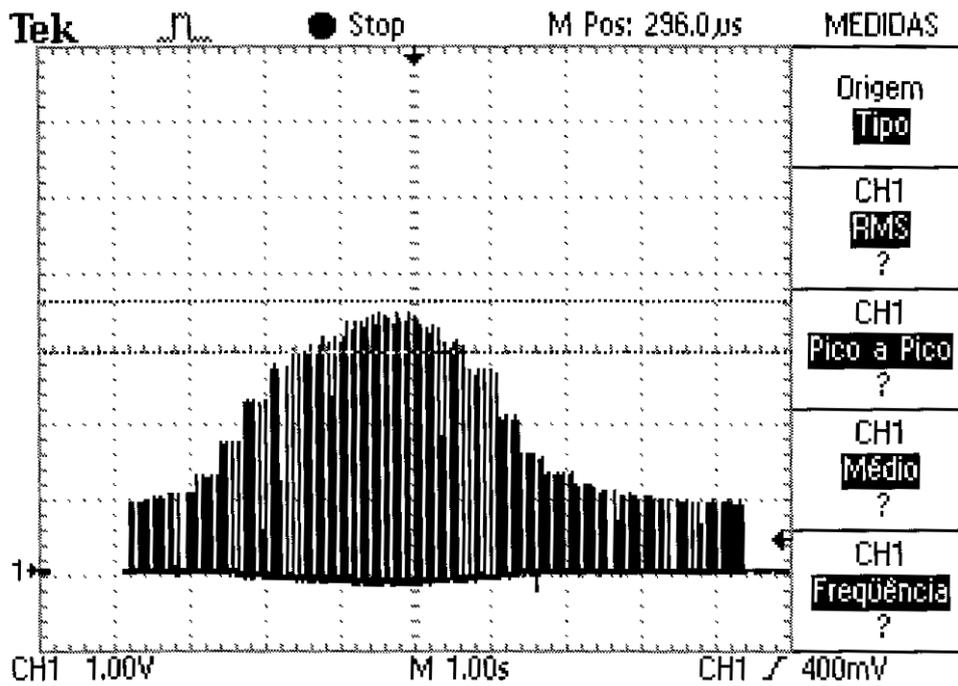


Figura 42b: Corrente de estimulação do perfil 2

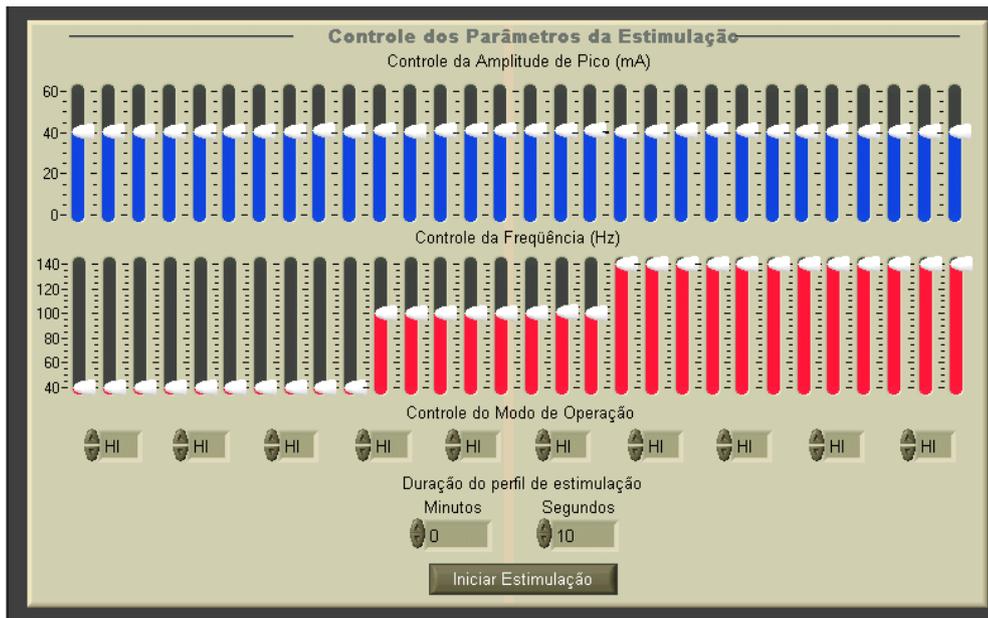


Figura 43a: Perfil de estimulação do teste 3

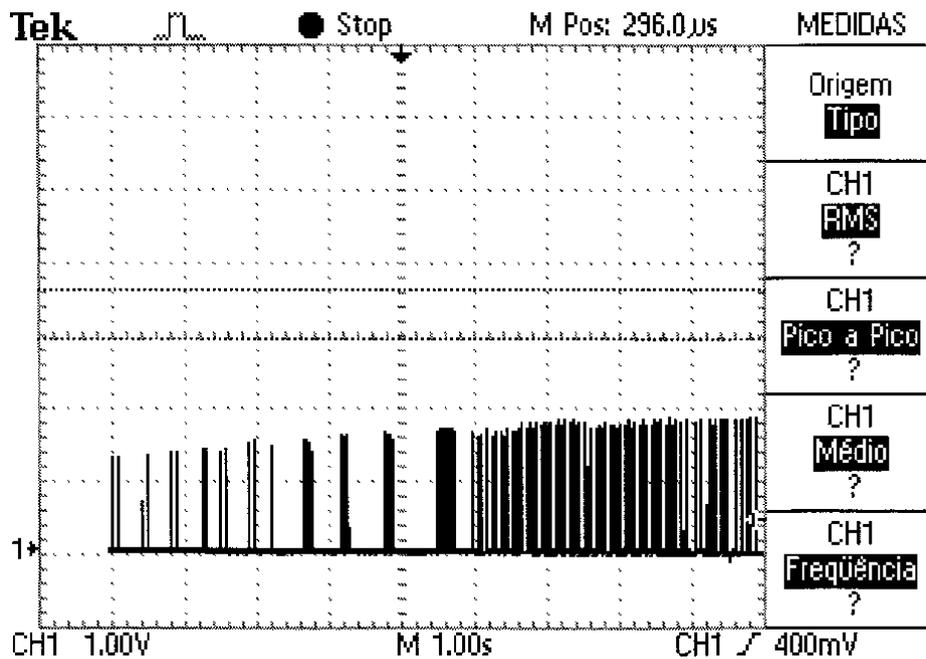


Figura 43b: Corrente de estimulação do perfil 3

Os resultados apresentados confirmaram que as intervenções feitas no hardware possibilitaram o controle do mesmo pelo computador e que o instrumento virtual consegue modular a corrente de estimulação de acordo com a configuração. As discrepâncias de amplitude são devidas ao hardware utilizado e não à conversão da amplitude em tensão de controle.

Capítulo 7

Conclusão

O estimulador elétrico comercial CEFAR foi se tornando, com o passar do tempo de desenvolvimento, a principal fonte de problemas do projeto. Antes do início deste projeto final, ainda não se havia aberto sequer a caixa do produto, muito menos se conhecia o circuito do mesmo. Assim, os problemas de interação entre as placas de controle e o hardware do estimulador foram aparecendo e tendo que ser resolvidos. O último problema encontrado realmente foi frustrante, porque é um problema intrínseco do estimulador comercial e um conhecimento profundo do circuito do estimulador seria necessário para solucioná-lo, mesmo assim, por possuir uma montagem com componentes SMD, as intervenções na placa seriam bastante complicadas.

Este projeto final acabou levando muito mais tempo para ser concluído do que o imaginado. Também exigiu muito mais conhecimento de eletrônica e principalmente muita paciência e calma no desenvolvimento. O aprendizado maior deste projeto encontra-se justamente neste atributo do ser: a paciência. Alguns problemas dos que apareceram, forçaram a voltar a intervir em etapas dadas como concluídas no projeto. Outro fator de importante influência foi a calma, que era necessária em todas as tarefas envolvendo o hardware do estimulador, porque era sabido que qualquer dano neste circuito seria complicado de consertar, como o ocorrido com o canal A.

A experiência adquirida com este projeto será bastante útil para um novo projeto de um estimulador elétrico muscular para FES, para o qual são feitas as seguintes sugestões:

- modificação no circuito de saída do sinal de estimulação, criando-se um circuito realimentado que não apresente os problemas de instabilidade observados no eletro-estimulador CEFAR Dumo;
- possibilidade de programação de formas de onda mais genéricas que as disponíveis no equipamento da CEFAR;
- ampliação do número de canais, pois grande parte das aplicações voltadas para reabilitação necessitam de pelo menos quatro canais.

8. Bibliografia

Nelson, Roger M., Hayes, Karen W. and Currier, Dean P. (1999), *Clinical Electrotherapy* Appleton & Lange. Stanford, Connecticut. Third edition

9. Referência bibliográfica

Alon G. (1985), “High voltage stimulation: Effects of electrode size on basic excitatory responses”, *Phys Ther*, vol 65, pg 890-895.

Alon G. (1992), “Eletrotherapy, Physical Therapy Practice”, Andover Publication, Vol I, N° 2, pg 1-71.

Alon G., DeDomenico G. (1987), “High Voltage Stimulation: An Integrated Approach to Clinical Eletrotherapy”, Chattanooga, TN, Chattanooga Corporation.

Alon G., Kantor G., Ho H. S. (1994), “Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters”, *J. Orth Sports Phys Ther*, vol 20, pg 29-35.

American Physical Therapy Association (1990), “Section on Clinical Eletrophysiology. Eletrotherapeutic Terminology in Physical Therapy”, Alexandria, VA.

Arvidsson I., Arvidsson H., Eriksson E. et al (1986), “Preventionquadriceps wasting after immobilization – An evaluation of the effect of electrical stimulation”, *Orthopaedics*, vol 9, pg 1519-1528

Baker L. L., Bowman B. R., McNeal D. R. (1988), “Effects of waveform on comfort during neuromuscular electrical stimulation”, *Clin Orthop*, vol 233, pg 75-85.

Baker L. L., Chambers R., DeMuth S. K., Villar F. (1997), “Effects os electrical stimulation on wound healing in patients with diabetic ulcers”, *Diabetes Care*, vol 20, pg 405-412

Baker L. L., Parker K., Sanderson D. (1983), "Neuromuscular electrical stimulation for the head-injured patient", *Phys Ther*, vol 66, pg 1967-1974

Barron J. J., Jacobson W. E., Tidd G. (1985), "Treatment of decubitus ulcers-A new approach", *Minn Med*, vol 68, pg 103-106.

Bettany J. A., Fish D. R., Mendel F. C. (1990), "Influence of cathodal high voltage pulsed current on acute edema", *J Clin Electrophysiol*, vol 2, pg 5-8.

Bowman B. R., Baker L. L. (1985), "Effects of wave form parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation", *Ann Biomed Eng*, vol 13, pg 58-66.

Butikofer R., Lawrence P. D. (1979), "Electrocutaneous nerve stimulation-I: Model and experiment", *IEEE Bio Med Eng*, vol 26, pg 69-77.

Ciccione C. D. (1995) "Iontophoresis" em Robinson A. J., Snyder-Mackler L., "Clinical Electrophysiology", Baltimore, MD, Williams & Wilkins, pg 347-354.

Dellito A., McKowen J. N., McCarthy J. A. et al (1988), "Electrically elicited co-contraction of thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery", *Phys Ther*, vol 68, pg 45-50.

Gordman P. H., Mortimer J. T. (1983), "The effect of stimulus parameters on the recruitment characteristics of direct nerve stimulation", *IEEE Bio Med Eng*, vol 30, pg 407-414.

Howard J. P., Drake T. R., Kellogg D. L. Jr. (1995), "Effects of alternating current iontophoresis on drug delivery", *Arch Phys Med Rehabil*, vol 76, pg 463-466.

Johnson R. M., Kasper S. (1986), "Compound nerve action potentials produced by signals from clinical stimulators", *Phys Ther*, vol 66, pg 85.

Kaada B. (1982), "Vasodilation induced by transcutaneous nerve in peripheral ischemia (Raynaud's phenomenon and diabetics polyneuropathy)", *Euro Heart J*, vol 3, pg 303-314.

Kantor G., Alon G., Ho H. S. (1994), "The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds", *Phys Ther*, vol 74, pg 951-962.

Laycock J., Jerwood D. (1993), "Does pre-modulated interferential therapy cure genuine stress incontinence?" *Physiotherapy*, vol 79, pg 553-559.

Leo K. (1984), "Perceived comfort levels of modulated versus conventional TENS current", *Phys Ther*, vol 64, pg 745.

Lerner F. N., Kirsch D. L. (1981), "Microstimulation and placebo effect", *J. Chiropr*, vol 15, pg 101-106.

Mann T. I., Silverstone L. M. (1989), "Clinical use of a new electronic dental anesthesia device", *J. Dental Research*, vol 68, pg 1027-1029.

Mannheimer J. S., Lampe G. N. (1984), "Clinical Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation", Philadelphia, PA, FA Davis, pg 199-218.

Matteson J. H. (1984), "Cybernetic technology and high-performance athletic training", *Nat Strength Condit Assoc. J.*, vol 6, pg 32-33.

Melzak R., Vetere P., Finch L. (1983), "A comparison of TENS and massage for pain and range of motion", *Phys Ther*, vol 63, pg 489-493.

Pickworth W. B., Fant R. V., Butschky M. F. (1977), "Evaluation of cranial electrostimulation therapy on short-term smoking cessation", *Bio Psychiatry*, vol 42, pg 116-121.

Philip P., Demotes-Mainard J., Bourgeois M., Vincent J. D. (1991), "Efficiency of transcranial electrostimulation on anxiety and insomnia symptoms during a washout period in depressed patients; a double-blind study", *Biol. Psychiatry*, vol 29, pg 451-456.

Plevney B. L., Nutter P. B. (1981), "Comparison of subject comfort using three electrical stimulation systems. Research project submitted to the department of physical therapy in partial fulfillment of the requirements for the master of science degree", University of Southern California.

Protas E. G., Dupny T., Gardea R. (1984), "Electrical stimulation for strength training", *Phys Ther*, vol 64, pg 751-752.

Reilly J. P. (1992), "Electrical Stimulation and Electropathology", New York, NY, Cambridge University Press, pg 95-132.

Rush P. J., Shore A. (1994), "Physician perception of the value of physical modalities in the treatment of musculoskeletal disease", *Br J. Rheumatol*, vol 33, pg 566-568.

Siddiqui O., Sun Y., Liu J-C., Chien J. W. (1987), "Facilitated transdermal transport of insulin", *J. Pharm Sci*, vol 76, pg 341-345.

Synder-Macklar L., Dellito A., Stralka S. W., Bailey S. L. (1994), "Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction", *Phys Ther*, vol 74, pg 901-907.

Solomon S., Guglielmo K. M. (1985), "Treatment of headache by transcutaneous electrical stimulation", *Headache*, vol 25, pg 12-15.

Taylor D. N., Lee C. T., Katims J. J., Ng L. K. T. (1989), "Effects of cranial transcutaneous electrical nerve stimulation on measures of autonomic, somatic and cognitive activity", *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research*, vol 14, pg 29-42.

Taylor K., Newton R. A., Personius W. (1987), "Effects of interferential current stimulation for treatment of subjects with recurrent jaw pain", *Phys Ther*, vol 67, pg 346-350.

Ward A. R. (1980), "Electricity Fields and Waves in Therapy", Marickville, Australia Science Press, pg 17-33.

Zizic T. M., Hoffman K. C., Holt P. A. (1995), "The treatment of osteoarthritis of the knee with pulsed electrical stimulation", J. Rheumatol, vol 22, pg 1757-1761.

10. Apêndice

10.1. Apêndice A - Documentação completa do programa em Labview

Nesta seção é apresentada a documentação completa do programa desenvolvido no software LabView, versão 6i.

10.2. Apêndice B - Manuais dos circuitos integrados

Os manuais dos circuitos integrados e outros componentes presentes na documentação estão incluídos nesta seção de anexos, por ser informação de apoio para o entendimento dos circuitos que os utilizam. Os CI 741 e CA3080 foram usados nas placas de controle e os demais componentes apresentados foram identificados no circuito original do estimulador elétrico CEFAR dumo.