

# NEURODYN V2.0

## Manual de Operação



5<sup>a</sup> edição  
(07/2009)

**Aparelho de Terapia para Estimulação Elétrica  
Nervosa Trascutânea  
(Registro Anvisa nº 10360310001)**

**ATENÇÃO:**

ESTE MANUAL DE INSTRUÇÕES FAZ MENÇÃO AO EQUIPAMENTO **NEURODYN V2.0** FABRICADO PELA IBRAMED.



***SOLICITAMOS QUE SE LEIA CUIDADOSAMENTE ESTE MANUAL DE INSTRUÇÕES ANTES DE UTILIZAR O APARELHO E QUE SE FAÇA REFERÊNCIA AO MESMO SEMPRE QUE SURGIREM DIFICULDADES. MANTENHA-O SEMPRE AO SEU ALCANCE.***

## ÍNDICE

Cuidados Gerais com o Equipamento-----	5
Explicação dos símbolos utilizados-----	6
Observações Preliminares-----	8
Descrição do <b>NEURODYN V2.0</b> -----	8
<b>NEURODYN V2.0</b> – Desempenho Essencial-----	8
<b>NEURODYN V2.0</b> - Alimentação Elétrica-----	27
<b>NEURODYN V2.0</b> – Controles, indicadores e instruções de uso-----	28
Aprendendo a usar o NEURODYN V2.0-----	30
Informações adicionais sobre a tecla PROG/MENU – Protocolos Pré-Programados--	38
Corrente TENS-----	49
Corrente FES-----	52
Corrente AUSSIE (corrente AUTRALIANA)-----	55
Correntes INTERFERENCIAIS-----	64
Corrente RUSSA-----	72
MICRO CORRENTE-----	81
Corrente POLARIZADA-----	105
Eletro estimulação - Cuidados e contra indicações-----	108
Colocação dos eletrodos-----	109
Eletrodos – Recomendações-----	111
Eletrodos – Biocompatibilidade-----	112
Proteção ambiental-----	112
Limpeza dos eletrodos, Manutenção-----	113
Garantia e Assistência Técnica-----	113
Localização de Defeitos-----	114
Termo de Garantia-----	115
Acessórios que acompanham o Neurodyn V2.0-----	117

NEURODYN V2.0 - Características técnicas-----	118
Referências Bibliográficas-----	123
Compatibilidade Eletromagnética-----	126



**ATENÇÃO**  
RISCO DE CHOQUE ELÉTRICO  
NÃO ABRIR



O símbolo de um raio dentro de um triângulo é um aviso ao usuário sobre a presença de "tensões perigosas", sem isolamento na parte interna do aparelho que pode ser forte o suficiente a ponto de constituir um risco de choque elétrico.



Um ponto de exclamação dentro de um triângulo alerta o usuário sobre a existência de importantes instruções de operação e de manutenção (serviço técnico) no manual de instruções que acompanha o aparelho.

**ATENÇÃO:** Para prevenir choques elétricos, não utilizar o plugue do aparelho com um cabo de extensão, ou outros tipos de tomada a não ser que os terminais se encaixem completamente no receptáculo. Desconecte o plugue de alimentação da tomada quando não utilizar o aparelho por longos períodos.

## Cuidados Gerais com o Equipamento:

O NEURODYN V2.0 não necessita de providências ou cuidados especiais de instalação. Sugerimos apenas alguns cuidados gerais:

- ◆ Evite locais sujeitos às vibrações.
  
- ◆ Instale o aparelho sobre uma superfície firme e horizontal, em local com perfeita ventilação.
  
- ◆ Em caso de armário embutido, certifique-se de que não haja impedimento à livre circulação de ar na parte traseira do aparelho.
  
- ◆ Não apóie sobre tapetes, almofadas ou outras superfícies fofas que obstruam a ventilação.
  
- ◆ Evite locais úmidos, quentes e com poeira.
  
- ◆ Posicione o cabo de rede de modo que fique livre, fora de locais onde possa ser pisoteado, e não coloque qualquer móvel sobre ele.
  
- ◆ Não introduza objetos nos orifícios do aparelho e não apóie recipientes com líquido.
  
- ◆ Não use substâncias voláteis (benzina, álcool, thinner e solventes em geral) para limpar o gabinete, pois elas podem danificar o acabamento. Use apenas pano macio, seco e limpo.

## Explicação dos símbolos utilizados:

 - **ATENÇÃO!** Consultar e observar exatamente as instruções de uso contidas no manual de operação.

 - Equipamento CLASSE II. Equipamento no qual a proteção contra choque elétrico não se fundamenta apenas na isolação básica, mas incorpora ainda precauções de segurança adicionais, como isolação dupla ou reforçada, não comportando recursos de aterramento para proteção, nem dependendo de condições de instalação.

 - Equipamento com parte aplicada de tipo BF.

 - Risco de choque elétrico.

**IPX0** - Equipamento não protegido contra penetração nociva de água.

 - Indica sensibilidade à descarga eletrostática

 - Indica início da ação (START)

 - Indica término da ação (STOP)

 - Indica: Desligado (sem tensão elétrica de alimentação)

 - Indica: Ligado (com tensão elétrica de alimentação)

V~ - Volts em corrente alternada

~ **line** - Rede elétrica de corrente alternada

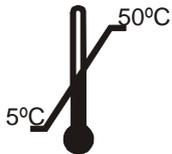
## Na Caixa de Transporte:



-FRÁGIL: O conteúdo nesta embalagem é frágil e deve ser transportado com cuidado.



-ESTE LADO PARA CIMA: Indica a correta posição para transporte da embalagem.



-LIMITES DE TEMPERATURA: Indica as temperaturas limites para transporte e armazenagem da embalagem.



- MANTENHA LONGE DA CHUVA: A embalagem não deve ser transportada na chuva.



- EMPILHAMENTO MÁXIMO: Número máximo de embalagens idênticas que podem ser empilhadas umas sobre as outras. Neste equipamento, o número limite de empilhamento é são 5 unidades.

## Observações Preliminares:

O **NEURODYN V2.0** é um estimulador transcutâneo neuromuscular utilizado nas terapias por correntes: **RUSSA** (média frequência modulada em bursts), **FES** (Estimulação Elétrica Funcional), **TENS** (Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea), **AUSSIE** (média frequência modulada em bursts), **INTERFERENCIAL** (média frequência modulada em amplitude), **POLARIZADA** e **MICROCORRENTE**. Trata-se de técnica não invasiva, sem efeitos sistêmicos, não causa dependência e não tem efeitos colaterais indesejáveis.

Quanto ao tipo e o grau de proteção contra choque elétrico, o **NEURODYN V2.0** corresponde a EQUIPAMENTO DE **CLASSE II** com parte aplicada de tipo **BF** de segurança e proteção. Deve ser operado somente por profissionais qualificados e dentro dos departamentos médicos devidamente credenciados. *Não está previsto o uso destas unidades em locais onde exista risco de explosão, tais como departamentos de anestesia, ou na presença de uma mistura anestésica inflamável com ar, oxigênio ou óxido nitroso.*

**INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA POTENCIAL:** *Quanto aos limites para perturbação eletromagnética, o NEURODYN V2.0 é um equipamento eletro-médico que pertence ao Grupo 1 Classe A. A conexão simultânea do paciente ao estimulador NEURODYN V2.0 e a um equipamento cirúrgico de alta frequência podem resultar em queimaduras no local de aplicação dos eletrodos e possível dano ao estimulador. A operação a curta distância (1 metro, por exemplo) de um equipamento de terapia por ondas curtas ou micro ondas pode produzir instabilidade na saída do aparelho. Para prevenir interferências eletromagnéticas, sugerimos que se utilize um grupo da rede elétrica para o NEURODYN V2.0 e um outro grupo separado para os equipamentos de ondas curtas ou micro ondas. Sugerimos ainda que o paciente, o NEURODYN V2.0 e cabos de conexão sejam instalados a pelo menos 3 metros dos equipamentos de terapia por ondas curtas ou micro ondas.*

*Equipamentos de comunicação por radio frequência, móveis ou portáteis, podem causar interferência e afetar o funcionamento do NEURODYN V2.0.*

## Descrição do NEURODYN V2.0:

O **NEURODYN V2.0** foi projetado seguindo as normas técnicas existentes de construção de aparelhos médicos (NBR IEC 60601-1 NBR IEC 60601-1-2 e NBR IEC 60601-2-10).

**DESEMPENHO ESSENCIAL:** O Neurodyn V2.0 é um equipamento para aplicação de corrente elétrica via eletrodos em contato direto com o paciente. Trata-se de um estimulador transcutâneo neuromuscular que utiliza tecnologia de microcomputadores, ou seja, é **microcontrolado**.

O estimulador Neurodyn V2.0 produz correntes:

RUSSA – portadora (carrier) com média frequência de 2.500Hz modulada por baixa frequência variável de 1Hz a 100Hz.

TENS – baixa frequência com duração de pulso (T) variável de 50uS a 500uS e frequência de repetição do pulso (R) variável de 0,5Hz a 250Hz.

FES - baixa frequência com duração de pulso (T) variável de 50uS a 500uS, frequência de repetição do pulso (R) variável de 0,5Hz a 250Hz modulados em rampas (rise, on, off e decay).

INTERFERENCIAL - portadora (carrier) com média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz modulada em amplitude por baixa frequência variável de 1Hz a 100Hz.

MICRO CORRENTE - portadora (carrier) com média frequência de 15.000Hz modulada por baixa frequência variável de 0,1Hz a 500Hz.

AUSSIE (também chamada Corrente Australiana) - uma “nova geração” de corrente elétrica para estimulação, com portadora (carrier) de média frequência de 1.000Hz ou 4.000Hz modulada em bursts de baixa frequência variável de 1Hz a 120Hz e duração de 2mS ou 4mS.

POLARIZADA – média frequência de 15.000Hz.

A técnica é não invasiva, sem efeitos sistêmicos, não causa dependência e não tem efeitos colaterais indesejáveis. A intensidade de corrente necessária ao tratamento depende do tipo de disfunção a ser tratada bem como dos limiares de cada paciente. Sendo assim, o tratamento deverá ser iniciado com níveis de intensidade mínimos (bem baixos), aumentando-se cuidadosamente até se conseguir os efeitos adequados ao procedimento e de acordo com as respostas sensorial, motora e dolorosa de cada paciente.

Quando uma pessoa é submetida a uma estimulação elétrica, ela irá sentir uma sensação de formigamento no local da estimulação ou nas áreas entre os eletrodos. Essa sensação é normalmente confortável para a maioria dessas pessoas. O grau de sensação é controlado pelo ajuste dos parâmetros (controles) do equipamento.

Devido à tecnologia utilizada ser a mesma dos microcomputadores, esses controles opera via teclado de toque. Todas as informações referentes aos parâmetros escolhidos pelo profissional terapeuta serão mostradas em visor de cristal líquido alfanumérico.

O NEURODYN V2.0 possibilita os seguintes modos de estimulação:

**Corrente RUSSA:**

- MODO CONTÍNUO
- MODO SINCRONIZADO
- MODO RECÍPROCO
- MODO SEQUENCIAL

**Corrente FES:**

- MODO SINCRONIZADO
- MODO SINCRONIZADO VIF (variação de frequência e intensidade)
- MODO RECÍPROCO
- MODO RECÍPROCO VIF (variação de frequência e intensidade)
- MODO SEQUENCIAL
- MODO SEQUENCIAL VIF (variação de frequência e intensidade)

**Corrente TENS:**

- MODO NORMAL (tens: convencional, acupuntura, breve e intensa)
- MODO BURST (modulação em trens de pulso)
- MODO V.I.F. (variação de frequência e intensidade)

**Corrente AUSSIE:**

- MODO CONTÍNUO
- MODO SINCRONIZADO
- MODO RECÍPROCO
- MODO SEQUENCIAL

**Corrente INTERFERENCIAL:**

- MODO TETRAPOLAR NORMAL (vetor manual)
- MODO TETRAPOLAR AUTOMÁTICO (vetor automático)
- MODO BIPOLAR CONTÍNUO
- MODO BIPOLAR SINCRONIZADO
- MODO BIPOLAR RECÍPROCO
- MODO BIPOLAR SEQUENCIAL

**Corrente POLARIZADA:**

- MODO POSITIVO P+
- MODO NEGATIVO P- (inversão de polaridade)

**Corrente MICRO CORRENTE:**

- MODO CONTÍNUO

O aparelho permite a escolha dos seguintes parâmetros:

**CHANNEL 1** - regula a intensidade de corrente do canal 1.

**CHANNEL 2** - regula a intensidade de corrente do canal 2.

**CHANNEL 3** - regula a intensidade de corrente do canal 3.

**CHANNEL 4** - regula a intensidade de corrente do canal 4.

**TIMER** - permite seleccionar o tempo de aplicação de 1 a 60 minutos. Ao término do tempo escolhido, soará um sinal sonoro e cessará a passagem de corrente para o paciente. O valor seleccionado irá decrescendo conforme este tempo for se esgotando.

**Tipo de corrente:**

**TNS (TENS) - Modo de estimulação: NML (normal)**

**R** (frequência de repetição dos pulsos) - variável de 0,5 Hz a 250 Hz em “steps” de 1 Hz.

**T** (duração do pulso) - variável de 50 useg a 500 useg em “steps” de 25 useg.

**TNS (TENS) - Modo de estimulação: BST (Burst - trens de pulso)**

**R** (frequência de repetição do pulso) - neste caso o equipamento escolhe automaticamente a frequência mais alta (250 Hz) e executará uma modulação de baixa frequência (2 Hz). Portanto uma portadora alta de 250 Hz com envoltória baixa de 2 Hz. Sendo assim, quando em tens burst, não é possível alterar este parâmetro R, somente T.

**T** (duração do pulso) - variável de 50 useg a 500 useg em “steps” de 25 useg.

**TNS (TENS) - Modo de estimulação: VIF (intensidade e frequência variáveis)**

**R** (frequência de repetição do pulso) - varredura automática; decrescendo de 247 Hz a 1 Hz e crescendo de 1 Hz a 247 Hz passando por todas as frequências intermediárias.

**T** (duração do pulso) - varredura automática; crescendo de 50 useg a 500 useg e decrescendo de 500 useg. a 50 useg., passando por todas as larguras de pulso intermediárias.

**FES (FES) - Modo de estimulação: SIN (sincronizado)**

**R** (frequência de repetição dos pulsos) - variável de 0,5 Hz a 250 Hz em “steps” de 1 Hz.

**T** (duração do pulso) - variável de 50 useg a 500 useg em “steps” de 25 useg.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**FES (FES) - Modo de estimulação: REC (recíproco)**

**R** (frequência de repetição dos pulsos) - variável de 0,5 Hz a 250 Hz em “steps” de 1 Hz.

**T** (duração do pulso) - variável de 50 useg a 500 useg em “steps” de 25 useg.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**FES (FES) - Modo de estimulação: SEQ (SEQUENCIAL)**

**R** (frequência de repetição dos pulsos) - variável de 0,5 Hz a 250 Hz em “steps” de 1 Hz.

**T** (duração do pulso) - variável de 50 useg a 500 useg em “steps” de 25 useg.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos pequenos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**FES (FES) - Modo de estimulação: SVF (sincronizado com VIF)**

**R** (frequência de repetição do pulso) - varredura automática; decrescendo de 247 Hz a 1 Hz e crescendo de 1 Hz a 247 Hz passando por todas as frequências intermediárias

**T** (duração do pulso) - varredura automática; crescendo de 50 useg a 500 useg e decrescendo de 500 useg. a 50 useg., passando por todas as larguras de pulso intermediárias.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos pequenos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**FES (FES)** - Modo de estimulação: **RVF** (recíproco com VIF)

**R** (frequência de repetição do pulso) - varredura automática; decrescendo de 247 Hz a 1 Hz e crescendo de 1 Hz a 247 Hz passando por todas as frequências intermediárias

**T** (duração do pulso) - varredura automática; crescendo de 50 useg a 500 useg e decrescendo de 500 useg. a 50 useg., passando por todas as larguras de pulso intermediárias.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a

máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**FES (FES)** - Modo de estimulação: **QVF (SEQUENCIAL com VIF)**

**R** (frequência de repetição do pulso) - varredura automática; decrescendo de 247 Hz a 1 Hz e crescendo de 1 Hz a 247 Hz passando por todas as frequências intermediárias

**T** (duração do pulso) - varredura automática; crescendo de 50 useg a 500 useg e decrescendo de 500 useg. a 50 useg., passando por todas as larguras de pulso intermediárias.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

### Observações:

Quando selecionado o **FES SIN** (FES SINCRONIZADO) ou **FES SVF** (FES SINCRONIZADO COM VIF) os quatro canais funcionam juntos, ao mesmo tempo, ou seja, todos os canais executam simultaneamente o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

Quando selecionado o **FES REC** (FES RECÍPROCO) ou **FES RVF** (FES RECÍPROCO COM VIF), os canais **1 e 3, 2 e 4**, funcionam alternadamente, ou seja, enquanto os canais 1 e 3 executam o tempo de Rise e On, os outros, 2 e 4, executam o tempo de Decay e Off .

Quando selecionado o **FES SEQ** (FES SEQUENCAL) ou **FES QVF** (FES SEQUENCIAL COM VIF) os quatro canais funcionam de maneira SEQUENCIAL, ou seja, primeiro o canal 1 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal dois executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal três executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off e finalmente, o canal quatro executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

No modo sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL uma seta indica qual rampa (tempo Rise, On, Decay e Off) está sendo executada.

#### **RUS (RUSSA) - Modo de estimulação: CNT (contínuo)**

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento passa a operar em média frequência (2500 Hz) e executará uma modulação de baixa frequência (1 a 100 Hz). Portanto uma portadora alta de 2500 Hz com envoltória baixa na faixa de 1 Hz a 100 Hz.

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - variável de 10%, 30% ou 50%, ou seja:

10% = 2 milissegundos On (ligado) por 18 milissegundos Off (desligado).

30% = 6 milissegundos On (ligado) por 14 milissegundos Off (desligado).

50% = 10 milissegundos On (ligado) por 10 milissegundos Off (desligado).

#### **RUS (RUSSA) - Modo de estimulação: SIN (sincronizado)**

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento passa a operar em média frequência (2500 Hz) e executará uma modulação de baixa frequência (1 a 100 Hz). Portanto uma portadora alta de 2500 Hz com envoltória baixa na faixa de 1 Hz a 100 Hz.

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - variável de 10%, 30% ou 50%, ou seja:

10% = 2 milissegundos On (ligado) por 18 milissegundos Off (desligado).

30% = 6 milissegundos On (ligado) por 14 milissegundos Off (desligado).

50% = 10 milissegundos On (ligado) por 10 milissegundos Off (desligado).

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos pequenos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**RUS (RUSSA) - Modo de estimulação: REC (recíproco)**

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento passa a operar em média frequência (2500 Hz) e executará uma modulação de baixa frequência (1 a 100 Hz). Portanto uma portadora alta de 2500 Hz com envoltória baixa na faixa de 1 Hz a 100 Hz.

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - variável de 10%, 30% ou 50%, ou seja:

10% = 2 milisegundos On (ligado) por 18 milisegundos Off (desligado).

30% = 6 milisegundos On (ligado) por 14 milisegundos Off (desligado).

50% = 10 milisegundos On (ligado) por 10 milisegundos Off (desligado).

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**RUS (RUSSA) - Modo de estimulação: SEQ (SEQUENCIAL)**

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento passa a operar em média frequência (2500 Hz) e executará uma modulação de baixa frequência (1 a 100 Hz). Portanto uma portadora alta de 2500 Hz com envoltória baixa na faixa de 1 Hz a 100 Hz.

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - variável de 10%, 30% ou 50%, ou seja:

10% = 2 milisegundos On (ligado) por 18 milisegundos Off (desligado).

30% = 6 milisegundos On (ligado) por 14 milisegundos Off (desligado).

50% = 10 milisegundos On (ligado) por 10 milisegundos Off (desligado).

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos pequenos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**Observações:**

Quando selecionado RUS (RUSSA) **CNT** (contínuo), os parâmetros Rise, On, Decay e Off serão desativados. Portanto teremos uma estimulação continuada, constante.

Quando selecionado o RUS (RUSSA) **SIN** (sincronizado) os quatro canais funcionam juntos, ao mesmo tempo, ou seja, todos os canais executam simultaneamente o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

Quando selecionado RUS (RUSSA) **REC** (recíproco), os canais **1 e 3, 2 e 4** funcionam alternadamente, ou seja, enquanto os canais 1 e 3 executam o tempo de Rise e On, os outros, 2 e 4, executam o tempo de Decay e Off .

Quando selecionado o RUS (RUSSA) **SEQ** (SEQUENCIAL) os quatro canais funcionam de maneira SEQUENCIAL, ou seja, primeiro o canal 1 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal dois executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal três executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off e finalmente, o canal quatro executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

No modo sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL uma seta indica qual rampa (tempo Rise, On, Decay e Off) está sendo executada.

**AUS (AUSSIE) - Modo de estimulação: CNT (contínuo)**

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência com duração de 2mS ou 4mS.

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência na faixa de 1 a 120Hz.

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 1.000Hz ou 4.000Hz.

**AUS (AUSSIE) - Modo de estimulação: SIN (sincronizado)**

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência com duração de 2mS ou 4mS.

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência na faixa de 1 a 120Hz.

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 1.000Hz ou 4.000Hz.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos altos produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**AUS (AUSSIE)** - Modo de estimulação: **REC** (recíproco)

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência com duração de 2mS ou 4mS.

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência na faixa de 1 a 120Hz.

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 1.000Hz ou 4.000Hz.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos altos produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**AUS (AUSSIE) - Modo de estimulação: SEQ (SEQUENCIAL)**

**BURST DURATION** (duração ou largura de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência com duração de 2mS ou 4mS.

**BURST FREQ** (frequência de repetição de burst) - neste caso o equipamento gera uma portadora (Carrier) de média frequência modulada em bursts de baixa frequência na faixa de 1 a 120Hz.

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 1.000Hz ou 4.000Hz.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos altos produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

### **Observações:**

Quando selecionado AUS (AUSSIE) **CNT** (contínuo), os parâmetros Rise, On, Decay e Off serão desativados. Portanto teremos uma estimulação continuada, constante.

Quando selecionado o AUS (AUSSIE) **SIN** (sincronizado) os quatro canais funcionam juntos, ao mesmo tempo, ou seja, todos os canais executam simultaneamente o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

Quando selecionado AUS (AUSSIE) **REC** (recíproco), os canais **1 e 3, 2 e 4** funcionam alternadamente, ou seja, enquanto os canais 1 e 3 executam o tempo de Rise e On, os outros, 2 e 4, executam o tempo de Decay e Off .

Quando selecionado o AUS (AUSSIE) **SEQ** (SEQUENCIAL) os quatro canais funcionam de maneira SEQUENCIAL, ou seja, primeiro o canal 1 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal 2 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal 3 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off e finalmente, o canal 4 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

No modo sincronizado, recíproco ou SEQUENCIAL uma seta indica qual rampa (tempo Rise, On, Decay e Off) está sendo executada.

**ITP** (INTERFERENCIAL TETRAPOLAR) – Modo de estimulação: **NML** (normal)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz.

**AMF** (frequência de modulação ou frequência de batimento) - variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**SWEEP MODE** – modo de varredura: **DES**, ,  ou 

**SWEEP FREQ.** ( $\Delta$ AMF) – faixa de varredura da AMF: variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**VETOR “ROTACIONAL” ou “DINÂMICO”** – possibilidade de rotação manual do campo interferencial.

**ITP** (INTERFERENCIAL TETRAPOLAR) – Modo de estimulação: **AUT** (automático)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz.

**AMF** (frequência de modulação ou frequência de batimento) - variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**SWEEP MODE** – modo de varredura: **DES**, ,  ou 

**SWEEP FREQ.** ( $\Delta$ AMF) – faixa de varredura da AMF: variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**VETOR “ROTACIONAL” ou “DINÂMICO”** – possibilidade de rotação automática do campo interferencial (vetor automático).

**IBP** (INTERFERENCIAL BIPOLAR ou PRÉ-MODULADO) – Modo de estimulação: **CNT** (contínuo)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz.

**AMF** (frequência de modulação ou frequência de batimento) - variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**SWEEP MODE** – modo de varredura: **DES**, ,  ou 

**SWEEP FREQ.** ( $\Delta$ AMF) – faixa de varredura da AMF: variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**IBP** (INTERFERENCIAL BIPOLAR ou PRÉ-MODULADO) – Modo de estimulação: **SIN** (sincronizado ou surge)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz.

**AMF** (frequência de modulação ou frequência de batimento) - variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**SWEEP MODE** – modo de varredura: **DES**, ,  ou 

**SWEEP FREQ.** ( $\Delta$ AMF) – faixa de varredura da AMF: variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos altos produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**IBP (INTERFERENCIAL BIPOLAR ou PRÉ-MODULADO)** – Modo de estimulação: **REC** (recíproco)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz.

**AMF** (frequência de modulação ou frequência de batimento) - variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**SWEEP MODE** – modo de varredura: **DES**, ,  ou 

**SWEEP FREQ.** ( $\Delta$ AMF) – faixa de varredura da AMF: variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos altos produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

**IBP (INTERFERENCIAL BIPOLAR ou PRÉ-MODULADO)** – Modo de estimulação: **SEQ** (SEQUENCIAL)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora de média frequência de 2.000Hz, 4.000Hz ou 8.000Hz.

**AMF** (frequência de modulação ou frequência de batimento) - variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**SWEEP MODE** – modo de varredura: **DES**, ,  ou 

**SWEEP FREQ.** ( $\Delta$ AMF) – faixa de varredura da AMF: variável de 1 Hz a 100 Hz em “steps” de 1 Hz.

**RISE** (rampa de subida do pulso) - tempo de subida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade da contração, ou seja, o tempo desde o começo até a máxima contração muscular. Tempos altos produzem uma lenta, mas gradual contração. Tempos baixos produzem uma contração mais repentina (súbita).

**DECAY** (rampa de descida do pulso) - tempo de descida do pulso, variável de 1 a 9 segundos. Regula a velocidade com que a contração diminui, ou seja, o tempo desde a máxima contração até o relaxamento muscular. Tempos alto produzem um relaxamento lento. Tempos baixos produzem um relaxamento repentino (súbito).

**ON TIME** (tempo ligado) - tempo de máxima contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente circula pelos eletrodos durante cada ciclo de estimulação.

**OFF TIME** (tempo desligado) - tempo de repouso da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Regula o tempo que a corrente não circula pelos eletrodos durante cada ciclo.

### Observações:

Quando selecionado IBP (INTERFERENCIAL BIPOLAR) **CNT** (contínuo), os parâmetros Rise, On, Decay e Off serão desativados. Portanto teremos uma estimulação continuada, constante.

Quando selecionado o IBP (INTERFERENCIAL BIPOLAR) **SIN** (sincronizado) os quatro canais funcionam juntos, ao mesmo tempo, ou seja, todos os canais executam simultaneamente o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

Quando selecionado IBP (INTERFERENCIAL BIPOLAR) **REC** (recíproco), os canais **1 e 3, 2 e 4** funcionam alternadamente, ou seja, enquanto os canais 1 e 3 executam o tempo de Rise e On, os outros, 2 e 4, executam o tempo de Decay e Off .

Quando selecionado o IBP (INTERFERENCIAL BIPOLAR) **SEQ** (SEQUENCIAL) os quatro canais funcionam de maneira SEQUENCIAL, ou seja, primeiro o canal 1 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal 2 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off, depois o canal 3 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off e finalmente, o canal 4 executa o tempo escolhido de Rise, On, Decay e Off.

No modo sincronizado, recíproco ou SEQUENCIAL uma seta indica qual rampa (tempo Rise, On, Decay e Off) está sendo executada.

**POL** (POLARIZADA) – Modo de estimulação **P+** (positivo)

**CARRIER** (portadora) - neste caso o equipamento gera uma portadora fixa de média frequência de 15.000Hz.

**POLARIDADE P+:** Este símbolo (P+) indica a polaridade da corrente que no momento é positiva. Os cabos de conexão dos eletrodos que serão colocados no paciente utilizados para aplicação de corrente polarizada têm garras - jacaré nas pontas. Uma garra é vermelha e a outra é preta. Quando a polaridade é P+ (positiva), o fio com garra vermelha é positivo e o fio com garra preta é negativo.

**POLARIDADE P-:** Este símbolo (P-) indica a polaridade da corrente que no momento é negativa. Os cabos de conexão dos eletrodos que serão colocados no paciente utilizados para aplicação de corrente polarizada têm garras jacaré nas pontas. Uma garra é vermelha e a outra é preta. Quando a polaridade é P- (negativa), o fio com garra vermelha é negativo e o fio com garra preta é positivo. Portanto houve uma inversão de polaridade.

**uC** (micro corrente) – modo de estimulação **CNT** (contínuo)

**R** (frequência de repetição dos pulsos) - neste caso o equipamento passa a operar em média frequência (15.000 Hz) e executará uma modulação de baixa frequência (0,1 a 500 Hz), com inversão de polaridade (positiva e negativa) a cada 3 segundos.

- *Os valores das Durações dos pulsos, Frequências de repetições dos pulsos, Carrier, Duração de Burst, Frequência de Burst aqui descritos foram medidos a 50% da amplitude máxima de saída.*

## NEURODYN V2.0 - ALIMENTAÇÃO ELÉTRICA



O NEURODYN V2.0 é um equipamento monofásico de CLASSE II com parte aplicada de tipo BF de segurança e proteção. O Neurodyn V2.0 funciona em tensões de rede na faixa de 100 - 240 volts 50/60 Hz. Basta ligar o aparelho na “tomada de força” e ele fará a seleção de tensão de rede automaticamente. O cabo de ligação à rede elétrica é destacável.

O equipamento utiliza o plugue de rede como recurso para separar eletricamente seus circuitos em relação à rede elétrica em todos os pólos.

### ATENÇÃO :



Na parte traseira do NEURODYN V2.0 encontra-se o fusível de proteção. Para trocá-lo, *desligue o aparelho da tomada de rede*, e com auxílio de uma chave de fenda pequena, remova a tampa protetora, desconecte o fusível, faça a substituição e recoloca a tampa no lugar.

Colocar somente fusíveis indicados pela IBRAMED:

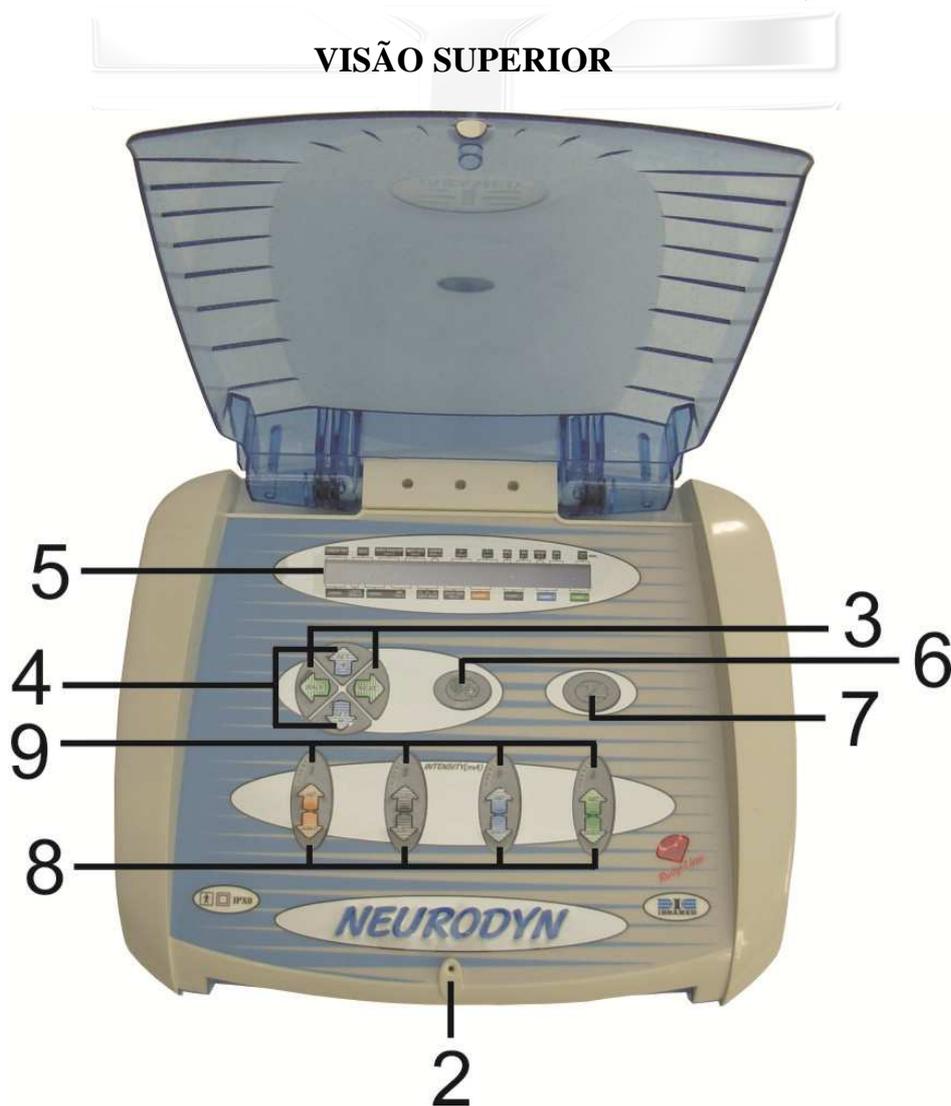
**Usar fusível para corrente nominal de 5.0A, tensão de operação 250V~ e ação rápida modelo 20AG (corrente de ruptura de 50A).**

*RISCOS DE SEGURANÇA PODERÃO OCORRER SE O EQUIPAMENTO NÃO FOR DEVIDAMENTE INSTALADO.*

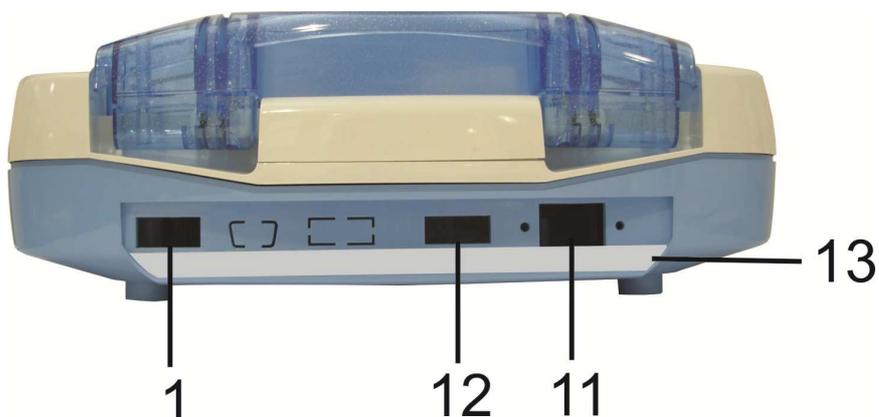
OBS.:

- Dentro do equipamento, existem tensões perigosas. *Nunca abra o equipamento.*
- *Atenção: A aplicação dos eletrodos próximos ao tórax pode aumentar o risco de fibrilação cardíaca.*

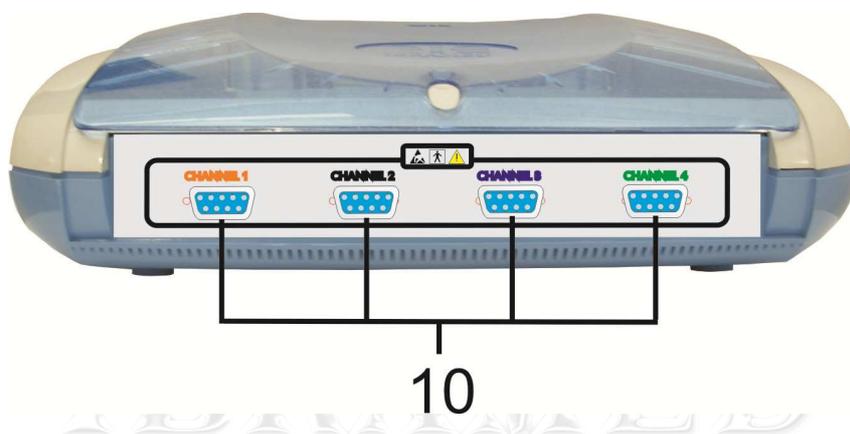
### NEURODYN V2.0 - Controles, indicadores e instruções de uso.



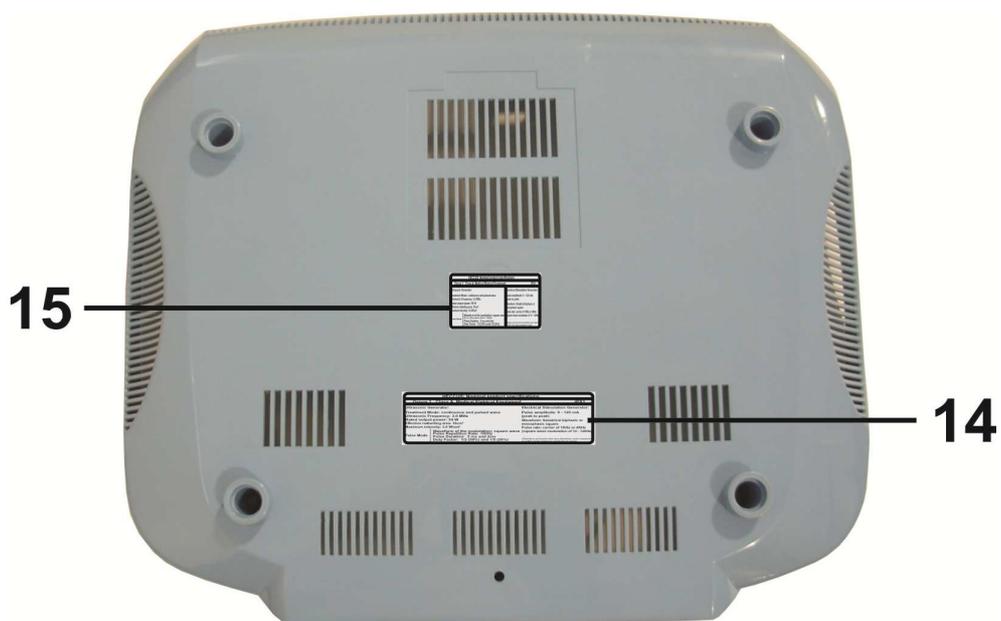
## VISÃO TRASEIRA



## VISÃO FRONTAL



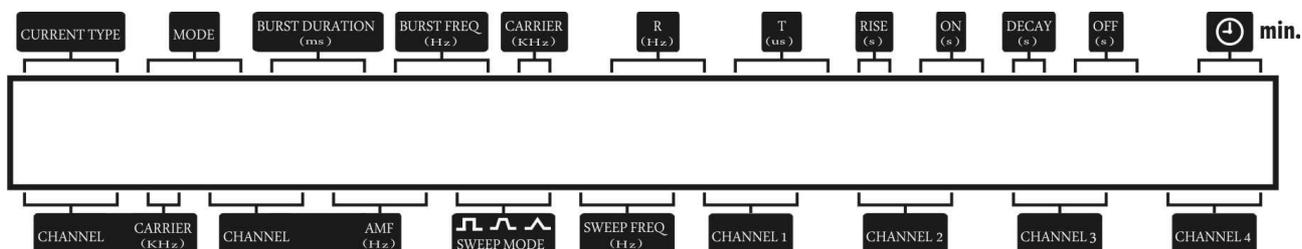
## VISÃO INFERIOR



- 1- Chave liga-desliga.
- 2- Indicador luminoso da condição “equipamento ligado”.
- 3- Teclas de controle **BACK** e **NEXT**.
- 4- Teclas de controle **SET+** e **SET-**.
- 5- **Visor** de cristal líquido alfanumérico.
- 6- Tecla de controle **START / STOP**. A mesma tecla tem duas funções: **START** - iniciar o tratamento. **STOP** - parar o tratamento.
- 7- Teclas de controle **PROG/MENU** – Esta tecla tem duas funções: *seleção de programas (protocolos de tratamento) e menu*. Portanto, de acordo com a função, podemos chamá-la de tecla **PROG**. ou tecla **MENU**.
- 8- Teclas de controle **UP** e **DOWN** – intensidade do canal 1 ao canal 4.
- 9- Indicadores luminosos (amarelo) do canal 1, canal 2, canal 3 e canal 4 da presença de uma intensidade de corrente de saída para o paciente que possa entregar para uma resistência de carga de 1000 ohms uma tensão maior que 10 V ou uma corrente maior que 10 mA eficazes. Sempre que o aparelho estiver com intensidade e no modo de estimulação contínuo, este indicador ficará continuamente aceso. Quando o modo de estimulação for sincronizado ou recíproco este indicador “pisará” de acordo com os tempos On Time e OFF Time. Sugerimos aumentar a intensidade sempre durante o ciclo On Time, indicador aceso (máxima contração).
- 10- Conexões dos cabos do paciente (canal 1 - cor laranja, canal 2 – cor preta, canal 3 – cor azul e canal 4 – cor verde).
- 11- Conexão do cabo de força a ser ligado na rede elétrica local. Ver capítulo Neurodyn V2.0 – Alimentação elétrica.
- 12-  Porta fusível - Ver capítulo Neurodyn V2.0 – Alimentação elétrica.
- 13- Placa de características de tensão de rede.
- 14- Etiqueta com as características da corrente de saída do NEURODYN V2.0.
- 15- Etiqueta de características gerais.

## Aprendendo a usar o Neurodyn V2.0:

Todos os parâmetros são programados por teclado de toque e indicados em visor de cristal líquido. Segue abaixo a descrição e os passos necessários para se operar o equipamento.



### CURRENT TYPE

Campo destinado à escolha do parâmetro **TIPO de CORRENTE**: **TNS** – Corrente TENS, **FES** – Corrente FES, **RUS** – Corrente RUSSA, **AUS** – Corrente AUSSIE, **ITP** – Corrente INTERFERENCIAL TETRAPOLAR, **IBP** – Corrente INTERFERENCIAL BIPOLAR, **POL** – Corrente POLARIZADA e **uC** – MICRO CORRENTE

### MODE

Campo destinado à escolha do parâmetro **MODO de Estimulação**: **NML** – NORMAL, **BST** – BURST, **VIF** – VIF (Variação de Intensidade e Frequência), **CNT** – CONTÍNUO, **SIN** – SICRONIZADO, **REC** – RECÍPROCO, **SEQ** - SEQUENCIAL, **SVF** - SINCRONIZADO com VIF, **RVF** – RECÍPROCO com VIF, **QVF** – SEQUENCIAL com VIF, **AUT** – vetor AUTOMÁTICO, **P+** - polaridade POSITIVA e **P-** - polaridade NEGATIVA (invertida)

### BURST DURATION (ms)

Campo destinado à escolha do parâmetro **DURAÇÃO de BURST** (Largura de Burst): Quando em corrente AUSSIE selecionável de **2ms** ou **4ms**. Quando em corrente RUSSA selecionável de 50%, 30% ou 10%.

### BURST FREQ (Hz)

Campo destinado à escolha do parâmetro **FREQUÊNCIA de BURST** (Frequência de repetição de burst): Quando em corrente AUSSIE variável de **1Hz a 120Hz**. Quando em corrente RUSSA variável de **1Hz a 100Hz**.

### CARRIER (KHz)

Campo destinado à seleção do parâmetro **FREQUÊNCIA da PORTADORA**: **1KHz** (1.000 Hz) ou **4KHz** (4.000 Hz). Habilitado apenas quando o Tipo de Corrente for AUSSIE.

**R**  
(Hz)

Campo destinado à escolha do parâmetro **R(Hz)** - frequência de repetição dos pulsos. Habilitado apenas quando o tipo de corrente for TENS, FES, ou MICRO CORRENTE. Variável de 0,5 Hz a 250 Hz quando o tipo de corrente for TENS ou FES. Quando o tipo de corrente for MICRO CORRENTE variável de 0,1 Hz a 500 Hz.

**T**  
(us)

Campo destinado a escolha do parâmetro **T(us)** - duração do pulso variável de 50 useg a 500 useg. Habilitado apenas quando o tipo de corrente for TENS ou FES.

**RISE**  
(s)

Campo destinado a escolha do parâmetro **TEMPO de SUBIDA do PULSO** (tempo para ir do repouso a contração máxima - rampa de subida do pulso), variável de 1 a 9 segundos. Habilitado apenas quando o Tipo de Corrente for FES Sincronizado, recíproco, SEQUENCIAL, sincronizado com VIF, recíproco com VIF e SEQUENCIAL com VIF, RUSSA Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, AUSSIE Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, INTERFERENCIAL BIPOLAR Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL.

**ON**  
(s)

Campo destinado a escolha do parâmetro **TEMPO LIGADO** (tempo de sustentação da máxima contração muscular), variável de 1 a 60 segundos. Habilitado apenas quando o Tipo de Corrente for FES Sincronizado, recíproco, SEQUENCIAL, sincronizado com VIF, recíproco com VIF e SEQUENCIAL com VIF, RUSSA Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, AUSSIE Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, INTERFERENCIAL BIPOLAR Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL.

**DECAY**  
(s)

Campo destinado a escolha do parâmetro **TEMPO de DESCIDA do PULSO** (tempo para ir da contração máxima ao repouso - rampa de descida do pulso), variável de 1 a 9 segundos. Habilitado apenas quando o Tipo de Corrente for FES Sincronizado, recíproco, SEQUENCIAL, sincronizado com VIF, recíproco com VIF e SEQUENCIAL com VIF, RUSSA Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, AUSSIE Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, INTERFERENCIAL BIPOLAR Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL.

**OFF**  
(s)

Campo destinado a escolha do parâmetro **TEMPO de REPOUSO** da contração muscular, variável de 1 a 60 segundos. Habilitado apenas quando o Tipo de Corrente for FES Sincronizado, recíproco, SEQUENCIAL, sincronizado com VIF, recíproco com VIF e SEQUENCIAL com VIF, RUSSA Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, AUSSIE Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL, INTERFERENCIAL BIPOLAR Sincronizado, recíproco e SEQUENCIAL.



Campo destinado a escolha do parâmetro **TEMPO de APLICAÇÃO (TIMER)**. Permite selecionar o tempo de aplicação de 1 a 60 minutos.

**CHANNEL CARRIER**  
(KHz)

**CHANNEL** - Campo destinado a escolha dos canais para a terapia Interferencial. Quando no modo ITP (Interferencial Tetrapolar) for escolhido **CHANNEL 1**, a interferência será feita entre o canal 1 e canal 2 (endógeno). Quando escolhido **CHANNEL 3**, a interferência será feita entre canal 3 e canal 4 (endógeno).

Quando no modo IBP (Interferencial Bipolar) os quatro canais funcionam igualmente (Heteródino).

**CARRIER** - Campo destinado a escolha da frequência da portadora. Quando no modo ITP (Interferencial Tetrapolar) ou IBP (Interferencial Bipolar) poderemos selecionar independentemente frequências de portadora de 2 KHz (2.000 Hz), 4 KHz (4.000 Hz) ou 8 KHz (8.000 Hz) para canal 1 e 3 (ITP) e para canal 1 a 4 (IBP).

**CHANNEL AMF**  
(Hz)

**CHANNEL** - Campo destinado a indicar o canal no qual será escolhido um valor para a AMF.

**AMF** - Campo destinado a escolha da frequência de modulação (frequência de batimento): 1 a 100Hz.

  
**SWEEP MODE**

Campo destinado a escolha do modo de varredura de SWEEP .

**SWEEP FREQ**  
(Hz)

Campo destinado a escolha da faixa de frequência de varredura de SWEEP (▲AMF) 1 a 100Hz.

**CHANNEL 1**

Campo destinado a escolha e indicação da intensidade de corrente do canal 1.

**CHANNEL 2**

Campo destinado a escolha e indicação da intensidade de corrente do canal 2.

**CHANNEL 3**

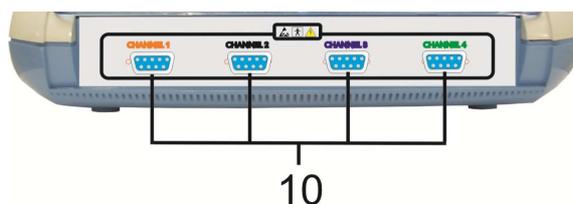
Campo destinado a escolha e indicação da intensidade de corrente do canal 3.

**CHANNEL 4**

Campo destinado a escolha e indicação da intensidade de corrente do canal 4.

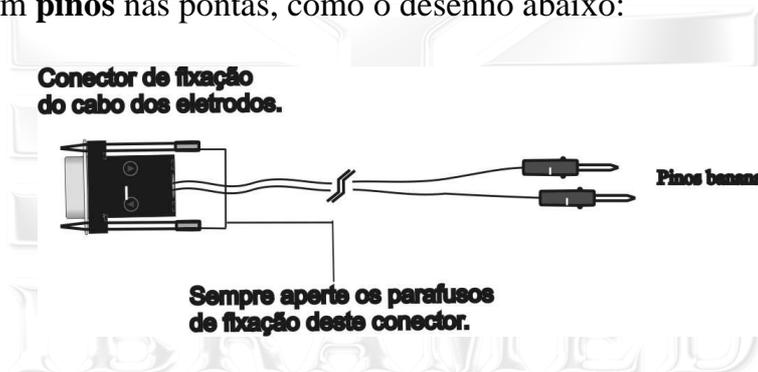
**1º passo:** Retirar o equipamento da caixa de transporte e do saco plástico de proteção. Conectar o cabo de força destacável (11) e ligar o equipamento na tomada de rede elétrica local.

**2º passo:** Colocar os cabos de conexão ao paciente no conector de saída (10) localizado na parte frontal do equipamento. O cabo laranja é o canal 1, o cabo preto é o canal 2, o cabo azul é o canal 3 e o cabo verde é o canal 4.



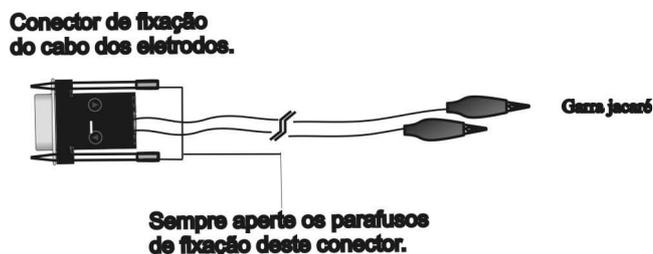
**3º passo:** Colocar os eletrodos de borracha de silicone condutiva nos pinos banana localizados na extremidade do cabo de conexão ao paciente.

Os cabos utilizados para corrente TENS, FES, Russa, Aussie, Interferencial e Micro Corrente possuem **pinos** nas pontas, como o desenho abaixo:



Obs.: São quatro cabos com dois fios com pinos nas pontas para serem usados com eletrodo de borracha de silicone condutiva. Foram feitos para serem utilizados do canal 1 ao canal 4 (de acordo com as cores no painel do equipamento), e, somente para corrente TENS, FES, Russa, Aussie, Interferencial e Micro Corrente.

Os cabos utilizados em corrente Polarizada possuem **garras jacaré** nas pontas, como o desenho abaixo:



Obs.: São quatro cabos com dois fios com garras jacaré nas pontas para serem usados com eletrodo de alumínio envolto em saco de chamex (espuma vegetal).

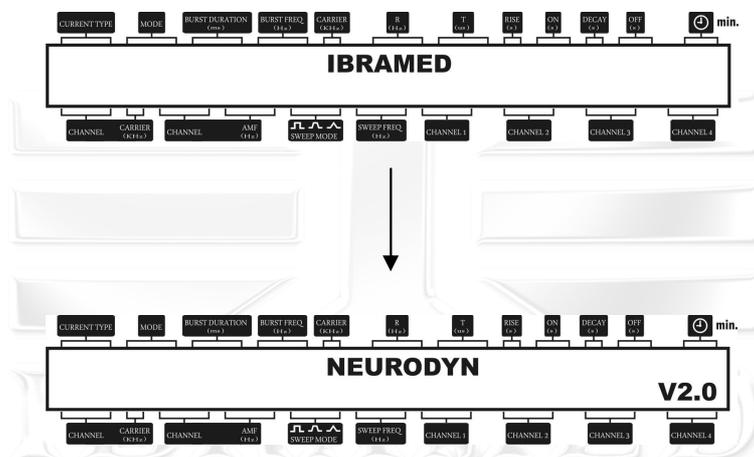
Foram feitos para serem utilizados do canal 1 ao canal 4 (de acordo com as cores no painel do equipamento), e, somente para corrente Polarizada.

Atenção:

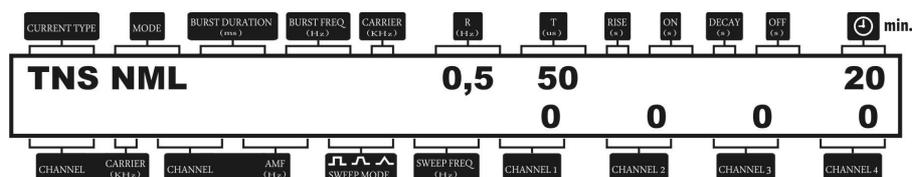
1- O conector de fixação do cabo dos eletrodos possui parafusos que devem ser fixados no conector de saída (10) localizado no painel do aparelho. *Para perfeita eletro estimulação, sempre aperte os parafusos de fixação deste conector.*

2- Para retirar os pinos bananas dos eletrodos, basta puxá-los pela sua capa protetora. *Nunca puxar pelo cabo.*

**4º passo:** Chave **liga-desliga (1)**. Ao ligar o equipamento, o visor de cristal líquido (5) mostrará durante alguns segundos as seguintes mensagens de apresentação:



Após esta apresentação, o visor (5) entrará em operação indicando a página “default” de programação do equipamento:

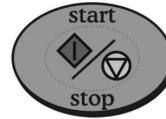


Note que o campo do parâmetro **CURRENT TYPE** está com um cursor piscando em cima da letra **T** da palavra **TNS**. Este é o cursor de seleção dos parâmetros. Ele estará presente sempre que o aparelho estiver sendo programado.

**5º passo:** Teclas de controle **BACK e NEXT (3)**: Estas teclas servem para selecionar os parâmetros necessários ao tratamento. Ao apertar a tecla **NEXT** você estará avançando para outro parâmetro. Ao apertar a tecla **BACK** você estará retrocedendo para o parâmetro anterior. Note que a cada seleção feita através das teclas **BACK** e **NEXT**, o parâmetro escolhido ficará piscando.

**6º passo:** Teclas de controle **SET +** e **SET -** (4): Estas teclas servem para você escolher os valores de cada parâmetro necessários à terapia.

SET + → valores crescentes.      SET - → valores decrescentes.



**7º passo:** Tecla de controle **START / STOP** (6)

Uma vez selecionado e escolhido respectivamente os parâmetros e seus valores, pressione a tecla **START**. Note agora que o cursor de seleção de parâmetro para de piscar.

A programação estará neste momento em execução. Escolha agora a intensidade de corrente necessária ao tratamento. Se você quiser interromper a aplicação basta agora apertar a tecla **STOP**. A emissão de corrente será interrompida e os parâmetros volta-

rão a piscar para poder ser feita nova programação. Ao término do tempo programado, será ouvido um sinal sonoro (vários "bips") e a emissão de corrente será interrompida. Aperte a tecla **STOP** para que o sinal sonoro seja desligado e o equipamento volte à condição de programação. Como você notou, a mesma tecla tem duas funções. **START** - iniciar o tratamento. **STOP** - parar o tratamento.

Obs.: Sempre pressione no centro desta tecla.

**8º passo:** Teclas de controle **UP / DOWN** (8) canal 1 a canal 4 - **INTENSITY**; uma vez pressionada a tecla **START**, o equipamento passa a executar os parâmetros escolhidos pelo operador. Neste momento estas teclas **UP/DOWN** passam a operar aumentando ou diminuindo a intensidade de corrente dos canais 1, 2, 3 e 4.

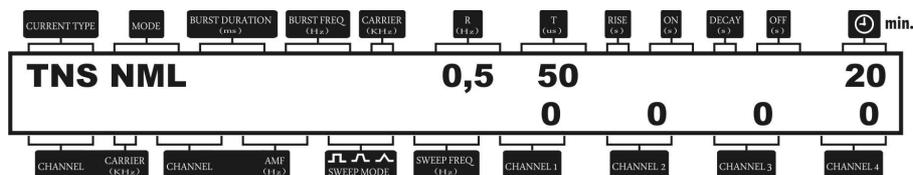
Como visto até aqui, o painel do Neurodyn V2.0 é auto-explicativo, bastando alguns minutos de manuseio para se familiarizar com a maneira de programá-lo.

**OBS.: Sugerimos que os procedimentos de preparo do paciente e colocação dos eletrodos sejam feitos antes de se ligar e programar o aparelho.**

Exemplo 1: Vamos supor que a prática clínica ou literatura existente sugira para determinada patologia o tipo de corrente Aussie sincronizado com os seguintes parâmetros:

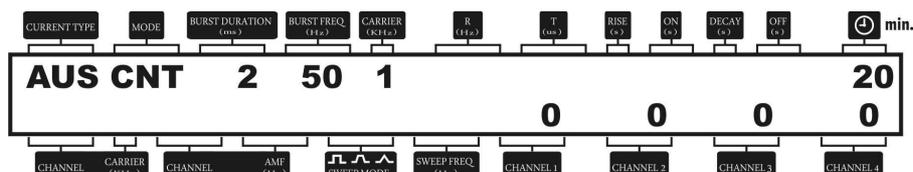
- frequência de portadora = 4 KHz
- frequência de repetição de Burst = 20 Hz
- duração de Burst = 4ms
- rise = 2 segundos
- on = 5 segundos
- decay = 2 segundos
- off = 10 segundos
- tempo de tratamento = 15 minutos

Ligue o equipamento e a programação “default”, descrita na página anterior será executada. Note o cursor piscando no campo CURRENT TYPE:



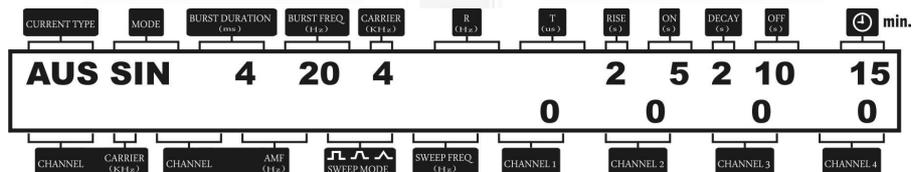
1- Escolhendo o modo de estimulação sincronizado:

Pressione a tecla SET+ até que no campo CURRENT TYPE seja exibido AUS (AUSSIE). Neste momento o visor de cristal líquido passa a indicar:



2- Através das teclas NEXT/BACK e SET+/SET- percorra os demais parâmetros escolhendo os valores indicados no exemplo acima.

Muito bem, se a programação de todos os parâmetros necessários foi escolhida, o visor de cristal líquido exibirá:



Pressione agora a tecla START para início e execução da programação que foi feita.

Note que o cursor “piscante” desaparece e o visor de cristal líquido passa a indicar a rampa (Rise< On, Decay e Off) em execução (seta lateral).

Pressione agora as teclas UP ou DOWN do canal que estiver sendo usado para selecionar a intensidade de corrente necessária ao tratamento.

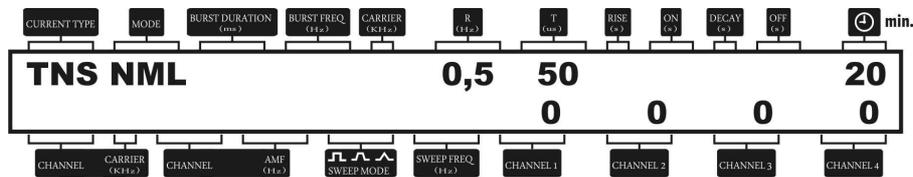
Ao final do tempo programado, a emissão de corrente será interrompida e um alarme sonoro indicará final de tratamento.

Pressione a tecla STOP para parar o alarme. Neste momento o equipamento poderá ser desligado ou estará pronto para repetir a programação feita ou fazer nova programação.

Exemplo 2: Vamos supor que a prática clínica ou literatura existente sugira para determinada patologia o tipo de corrente Interferencial Tetrapolar Normal (vetor manual) com os seguintes parâmetros:

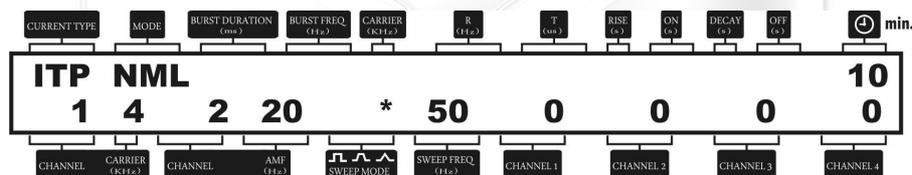
- frequência de portadora = 4 KHz
- frequência de modulação (AMF) = 20 Hz
- modo de varredura (sweep mode) = 
- faixa de frequência de varredura (sweep freq. ou ▲ AMF) = 50 Hz
- tempo de tratamento = 10 minutos

Ligue o equipamento e a programação “default”, descrita na página anterior será executada. Note o cursor piscando no campo CURRENTE TYPE:



1- Quando o tipo de corrente é a Interferencial Tetrapolar, o equipamento permite fazer a interferência no canal 1 e 2 ou canal 3 e 4. Na verdade, funciona como se fosse dois aparelhos de terapia interferencial num só. Através das teclas NEXT/BACK e SET+/SET- percorra os parâmetros escolhendo CURRENTE TYPE = ITP, MODO = NML, CHANNEL 1, SWEEP MODE (asterisco em cima do símbolo  $\wedge$ ), etc., enfim, todos os valores indicados no exemplo acima.

Muito bem, se a programação de todos os parâmetros necessários foi escolhida, o visor de cristal líquido exibirá:

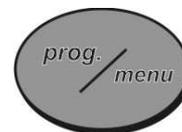


Pressione agora a tecla START para início e execução da programação que foi feita.

Note que o cursor “piscante” desaparece. Pressione agora as teclas UP ou DOWN do canal 1 e canal 2 para selecionar a intensidade de corrente necessária ao tratamento.

Ao final do tempo programado, a emissão de corrente será interrompida e um alarme sonoro indicará final de tratamento. Pressione a tecla STOP para parar o alarme. Neste momento o equipamento poderá ser desligado ou estará pronto para repetir a programação feita ou fazer nova programação.

### Informações adicionais sobre a tecla **PROG./MENU**



A tecla de controle **PROG./MENU** tem duas funções: *seleção de programas (protocolos de tratamento) e menu*. Portanto, de acordo com a função, podemos chamá-la de tecla PROG. ou tecla MENU.

1- *Funcionando como tecla PROG.:* Esta tecla PROG serve para selecionarmos protocolos de tratamento, ou seja, programas prontos que estão memorizados dentro do equipamento.

Ligue seu equipamento como descrito em parágrafos anteriores. Pressione rapidamente a tecla PROG. O visor de cristal líquido passará a indicar protocolos de tratamento pré-programados. Através da tecla SET+/SET- você poderá selecionar 40 programas prontos de tratamento (protocolos) ou criar e gravar mais 10 programas (protocolos) particulares. A seguir tem-se a descrição dos 39 programas prontos (protocolos):

**Prog: 1 -> TNS**

**Red. dor PGs**

**Redução da Dor Pontos Gatilhos** (Redução da dor em pontos gatilhos): F=10Hz T=500 $\mu$ s. Deve ser utilizado um único canal de eletrodos sendo um eletrodo posicionado diretamente sobre o ponto gatilho muscular e o outro eletrodo a uma distância de 7cm do eletrodo principal. O tempo de tratamento deve ser igual a 2 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação sensorial intensa.

**Prog: 2 -> TNS**

**Dor aguda**

**Dor aguda** (Protocolo para dor aguda): T= 50us, f=170hz. O posicionamento dos eletrodos deve considerar o local da dor bastando o uso de apenas um canal para o procedimento. A intensidade utilizada deve ser a estimulação sensorial intensa e o tempo de tratamento deve ser o mesmo de uma segunda intervenção terapêutica utilizada simultaneamente, como por exemplo, uma mobilização funcional de tecido mole.

**Prog: 3 -> TNS**

**Dor crônica**

**Dor crônica** (Protocolo para dor crônica): F=40Hz T= 150 $\mu$ s. Para esse tipo de terapia a intensidade de tratamento utilizada deve ser igual a estimulação sensorial intensa sendo que um canal de eletrodos, ou seja, dois eletrodos, devem estar posicionados no dermatomo correspondente a dor a uma distância máxima de 7 cm entre eles. O segundo canal de eletrodos, ou seja, os outros dois eletrodos, devem estar posicionados na raiz nervosa correspondente ao dermatomo em que a dor se localiza.

**Exemplo:** na modulação da dor de um paciente portador de uma epicondilite lateral dois eletrodos (canal 1) devem estar posicionados de maneira a englobar o epicôndilo lateral e os outros dois eletrodos (canal 2) devem estar posicionados na região paravertebral do mesmo lado do membro superior acometido englobando a raiz nervosa medular de C6, a qual corresponde a inervação dermalgica da região do epicôndilo lateral. O tempo de estimulação deve ser igual a 20 minutos. A estimulação deve ser realizada preferencialmente no final da sessão de tratamento, pois o efeito residual da liberação de endorfina pode durar de 2 a 3 horas após o término da intervenção. Deve-se evitar o uso da crioterapia dentro da mesma sessão de tratamento caso o T.E.N.S. acupuntura seja o recurso eleito para a modulação da dor do paciente.

Para o uso correto da técnica de aplicação do recurso, dois canais de eletrodos devem ser utilizados da seguinte maneira: um canal, ou seja, dois eletrodos devem englobar o local da dor. Os outros dois eletrodos devem ser posicionados na raiz nervosa correspondente ao dermatômo da dor. Por exemplo, se a queixa do paciente for dor e ou desconforto na região anterior do ombro próximo ao músculo deltóide anterior, deve-se posicionar um canal englobando a região da queixa de dor e o segundo canal na região paravertebral homolateral à dor exatamente nas raízes nervosas de C5 e C6. O tempo de tratamento nessa situação deve ser igual a 20 minutos. A intensidade utilizada deve ser a estimulação sensorial intensa, sendo que durante a terapia não é incomum e nem incorreto a presença de contrações musculares abaixo dos eletrodos, principalmente se o canal posicionado no local da dor apresentar correlação anatômica com um ou mais músculos volumosos. As fibras nervosas a serem estimuladas para que o efeito modulatório possa ocorrer são as A-delta.

#### **Prog: 4 -> FES**

##### **Rec funcional PC**

**Recuperação Funcional no Pós-cirúrgico** (Protocolo para Recuperação funcional em pós-cirúrgico). T= 250us, F=50Hz, modulação em rampa de 3s de subida, 8s de manutenção, 1s de descida e 8s de repouso. Intensidade será uma estimulação motora. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 25 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

#### **Prog: 5 -> FES**

##### **Aumento força muscular atletas 1**

**Aumento FM Atletas – 1** (Aumento da força muscular em atletas / músculo condicionado - fase inicial): F=60Hz, T=350µs,  $T_{on} = 12$  segundos, Rise = 3 segundos, decay = 1 segundo e  $toff = 20$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 25 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

#### **Prog: 6 -> FES**

##### **Aumento força muscular atletas 2**

**Aumento FM Atletas – 2** (Aumento da força muscular em atletas / músculo condicionado - fase intermediária): F=60Hz, T=350µs,  $T_{on} = 15$  segundos, Rise = 3 segundos,

decay = 1 segundo e  $toff = 15$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 25 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

#### **Prog: 7 -> FES**

##### **Aumento força muscular atletas 3**

**Aumento FM Atletas – 3** (Aumento da força muscular em atletas / músculo condicionado - fase avançada). F=60Hz, T=350µs,  $T_{on} = 18$  segundos, rise = 3 segundos, Decay = 1 segundo e  $toff = 18$  segundos.

Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 25 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

**Prog: 8 -> FES**

**Aumento força muscular lesão LCA 1**

**Aumento FM pós lesão do LCA – 1** (Aumento da força muscular em pacientes com lesão do LCA com ou sem ligamentoplastia / fase inicial): F=50Hz, T=250 $\mu$ s, Ton = 6 segundos, Rise = 3 segundos, Decay = 1 segundo e toff = 12 segundos. Eletrodos posicionados no ventre ou ponto motor dos músculos reto femoral, vasto lateral longo, vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo. Tempo de tratamento 25 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

**Prog: 9 -> FES**

**Aumento força muscular lesão LCA 2**

**Aumento FM pós lesão do LCA – 2** (Aumento da força muscular em pacientes com lesão do LCA com ou sem ligamentoplastia / fase intermediária): F=50Hz, T=250 $\mu$ s, Ton = 10 segundos, rise = 3 segundos, Decau = 1 segundo e toff = 15 segundos. Eletrodos posicionados no ventre ou ponto motor dos músculos reto femoral, vasto lateral longo, vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo. Tempo de tratamento 25 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

**Prog: 10 -> FES**

**Aumento força muscular lesão LCA 3**

**Aumento FM pós lesão do LCA – 3** (Aumento da força muscular em pacientes com lesão do LCA com ou sem ligamentoplastia / fase avançada): F=60Hz, T=300 $\mu$ s, Ton = 15 segundos, Rise = 3 segundos, decay = 1 segundo e toff = 15 segundos. Eletrodos posicionados no ventre ou ponto motor dos músculos reto femoral, vasto lateral longo, vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo. Tempo de tratamento 25 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação motora forte e deve ser elevada dentro da mesma sessão e a cada sessão de tratamento.

**Prog: 11 -> FES**

**Aum. força muscular endoprótese joelho 1**

**Aumento FM endoprótese joelho – 1** (Aumento da força muscular em pacientes submetidos à cirurgia para colocação de prótese de joelho / fase inicial): F=40Hz, T=250 $\mu$ s, Ton = 6 segundos, Rise = 5 segundos, Decay = 2 segundos e toff = 15 segundos. Eletrodos posicionados no ventre ou pontos motor dos músculos reto femoral, vasto lateral longo, vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo. Tempo de tratamento 35 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação motora leve e deve ser elevada no decorrer da mesma sessão de tratamento.

**Prog: 12 -> FES****Aum. força muscular endoprótese joelho 2**

**Aumento FM endoprótese joelho – 2** (Aumento da força muscular em pacientes submetidos à cirurgia para colocação de prótese de joelho / fase intermediária): F=40Hz, T=250 $\mu$ s, *Ton* = 10 segundos, Rise = 5 segundos, Decay = 2 segundos e *toff* = 15 segundos. Eletrodos posicionados no ventre ou pontos motor dos músculos reto femoral, vasto lateral longo, vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo. Tempo de tratamento 35 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação motora leve e deve ser elevada no decorrer da mesma sessão de tratamento.

**Prog: 13 -> FES****Aum. força muscular endoprótese joelho 3**

**Aumento FM endoprótese joelho – 3** (Aumento da força muscular em pacientes submetidos à cirurgia para colocação de prótese de joelho / fase avançada): F=40Hz, T=250 $\mu$ s, *Ton* = 15 segundos, Rise = 5 segundos, Decay = 2 segundos e *toff* = 15 segundos. Eletrodos posicionados no ventre ou pontos motor dos músculos reto femoral, vasto lateral longo, vasto lateral oblíquo e vasto medial oblíquo. Tempo de tratamento 35 minutos. A intensidade deve ser uma estimulação motora leve e deve ser elevada no decorrer da mesma sessão de tratamento.

**Prog: 14 -> FES****Aumento força muscular pos LNP 1**

**Aumento FM pós LNP – 1** (Aumento da força muscular em pacientes portadores de lesões nervosas periféricas / fase inicial): F=65Hz, T=300 $\mu$ s, *Ton* = 3 segundos, Rise = 5 segundos, Decay = 2 segundos e *toff* = 20 segundos por 30 minutos. Eletrodos posicionados no ventre muscular dos músculos desnervados. Intensidade deve ser uma estimulação motora leve incrementada durante as sessões. A frequência de tratamento deve ser de 5 a 6 vezes por semana.

**Prog: 15 -> FES****Aumento força muscular pos LNP 2**

**Aumento FM pós LNP – 2** (Aumento da força muscular em pacientes portadores de lesões nervosas periféricas / fase intermediária): F=65Hz, T=300 $\mu$ s, *Ton* = 6 segundos, Rise = 5 segundos, Decay = 2 segundos e *toff* = 18 segundos por trinta minutos. Eletrodos posicionados no ventre muscular dos músculos desnervados.

A intensidade deve ser uma estimulação motora leve incrementada durante as sessões. A frequência de tratamento deve ser de 5 a 6 vezes por semana.

**Prog: 16 -> FES****Aumento força muscular pos LNP 3**

**Aumento FM pós LNP – 3** (Aumento da força muscular em pacientes portadores de lesões nervosas periféricas / fase avançada). F=65Hz, T=300 $\mu$ s, *Ton* = 10 segundos, Rise = 5 segundos, Decay = 2 segundos e *toff* = 18 segundos por trinta minutos. Eletrodos posicionados no ventre muscular dos músculos desnervados.

Intensidade deve ser uma estimulação motora leve incrementada durante as sessões. A frequência de tratamento deve ser de 5 a 6 vezes por semana.

**Prog: 17 -> FES**

**AVC ombro subluxado 1**

**Aumento FM AVC para tto. de ombro subluxado – 1** (Aumento da força muscular e facilitação muscular em pacientes portadores de lesão nervosa central (AVC) / fase inicial): Ideal para o uso em ombro subluxado.  $F=40\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $T_{on} = 8$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 18$  segundos por trinta minutos. Eletrodos posicionados nos ventres dos músculos supraespinhal e deltóide fibras médias ou nos ventres musculares dos músculos a serem facilitados durante a atividade funcional. Intensidade deve ser a estimulação motora. O tempo de estimulação deve ser o mesmo do tempo de contração muscular voluntária produzida durante a atividade funcional.

**Prog: 18 -> FES**

**AVC ombro subluxado 2**

**Aumento FM AVC para tto. de ombro subluxado – 2** (Aumento da força muscular e facilitação muscular em pacientes portadores de lesão nervosa central (AVC) / fase intermediária): Ideal para o uso em ombro subluxado.  $F=40\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $T_{on} = 10$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 18$  segundos por trinta minutos. Eletrodos posicionados nos ventres dos músculos a serem facilitados durante a atividade funcional. Intensidade deve ser acima do limiar motor. O tempo de estimulação deve ser o mesmo do tempo de contração muscular voluntária produzida durante a atividade funcional.

**Prog: 19 -> FES**

**AVC ombro subluxado 3**

**Aumento FM AVC para tto. de ombro subluxado – 3** (Aumento da força muscular e facilitação muscular em pacientes portadores de lesão nervosa central (AVC) / fase avançada). Ideal para o uso em ombro subluxado.  $F=40\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $T_{on} = 12$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 18$  segundos por trinta minutos. Eletrodos posicionados nos ventres dos músculos a serem facilitados durante a atividade funcional. Intensidade deve ser acima do limiar motor. O tempo de estimulação deve ser o mesmo do tempo de contração muscular voluntária produzida durante a atividade funcional.

**Prog: 20 -> FES**

**Controle espasticidade 1**

**Controle da espasticidade – 1** (Redução da espasticidade muscular em pacientes portadores de lesões no sistema nervoso central / motoneurônio superior – fase inicial).  $F=50\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $T_{on} = 12$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay= 2$  segundos e  $toff = 17$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular do antagonista ao músculo espástico. Tempo de tratamento igual a 15 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora média e deve ser elevada dentro da mesma sessão de tratamento.

**Prog: 21 -> FES****Controle espasticidade 2**

**Controle da espasticidade – 2** (Redução da espasticidade muscular em pacientes portadores de lesões no sistema nervoso central / motoneurônio superior – fase intermediária):  $F=50\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $Ton = 15$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 17$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular do antagonista ao músculo espástico. Tempo de tratamento igual a 15 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora média e deve ser elevada dentro da mesma sessão de tratamento.

**Prog: 22 -> FES****Controle espasticidade 3**

**Controle da espasticidade – 3** (Redução da espasticidade muscular em pacientes portadores de lesões no sistema nervoso central / motoneurônio superior – fase avançada).  $F=50\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $Ton = 17$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 17$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular do antagonista ao músculo espástico. Tempo de tratamento igual a 15 minutos ou o número de contrações musculares desejadas. A intensidade deve ser uma estimulação motora média e deve ser elevada dentro da mesma sessão de tratamento.

**Prog: 23 -> FES****Aumento da resistência muscular local 1**

**Aumento da Resistência Muscular local – 1** (Aumento da resistência muscular localizada / fase inicial).  $F=20\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $Ton = 25$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 45$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 40 minutos, 3 vezes ao dia. A intensidade deve ser uma estimulação motora leve e deve ser elevada a cada sessão de tratamento em dias diferentes. Modulação em rampa.

**Prog: 24 -> FES****Aumento da resistência muscular local 2**

**Aumento da Resistência Muscular local – 2** (Aumento da resistência muscular localizada / fase intermediária).  $F=20\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $Ton = 35$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 50$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 40 minutos, 3 vezes ao dia. A intensidade deve ser uma estimulação motora leve e deve ser elevada a cada sessão de tratamento em dias diferentes.

**Prog: 25 -> FES****Aumento da resistência muscular local 3**

**Aumento da Resistência Muscular local – 3** (Aumento da resistência muscular localizada / fase avançada).  $F=20\text{Hz}$ ,  $T=300\mu\text{s}$ ,  $Ton = 40$  segundos,  $Rise = 5$  segundos,  $Decay = 2$  segundos e  $toff = 55$  segundos. Eletrodos posicionados no ventre muscular ou no ponto motor muscular. Tempo de tratamento igual a 40 minutos, 3 vezes ao dia. A intensidade deve ser uma estimulação motora leve e deve ser elevada a cada sessão de tratamento em dias diferentes.

**Prog: 26 -> IBP****Tratamento de edema P.O. Imediato**

**Controle e redução de edema em pós-cirúrgico imediato.** O tempo total de terapia será de 20 minutos; frequência portadora  $F=4\text{kHz}$ , AMF 5Hz,  $\Delta\text{AMF}$  5Hz, Sweep 6/6. A intensidade deve ser a estimulação sensorial forte. A técnica utilizada pode ser a bipolar ou tetrapolar sendo que os eletrodos devem ser posicionados sobre a região do edema.

**Prog: 27 -> IBP****Mod. Dor aguda p/ movimentação func.**

**Modulação da dor aguda para a facilitação do movimento funcional** (O tempo de terapia será igual ao tempo necessário para a realização da técnica terapêutica voltada à facilitação do movimento funcional, como por exemplo, aumento da amplitude de movimento após período de imobilização): frequência portadora  $F=2\text{KHz}$ , AMF 75Hz,  $\Delta\text{AMF}$  75Hz, Sweep 6/6. A intensidade deve ser a estimulação sensorial forte. A técnica de posicionamento a ser utilizada pode ser a bipolar ou tetrapolar e o dermatomo da dor deve ser o ponto para a fixação dos eletrodos.

*Obs: O mecanismo ativado nesse caso é a teoria da comporta de dor por meio da estimulação das fibras  $\alpha$ .*

**Prog: 28 -> IBP****Modulação da dor crônica**

**Modulação da dor crônica:**  $F=2,4$  ou  $8\text{KHz}$ , AMF 5Hz,  $\Delta\text{AMF}$  20Hz, Sweep 6/6. A intensidade deve ser a estimulação sensorial forte. A técnica de posicionamento a ser utilizada pode ser a bipolar ou tetrapolar e o dermatomo da dor deve ser o ponto para a fixação dos eletrodos. A intensidade deve ser a estimulação sensorial forte e o tempo de tratamento igual a 20 minutos. *Obs.: O mecanismo ativado nesse caso é a produção de opióides endógenos por meio da estimulação das fibras  $\alpha$ .*

**Prog: 29 -> IBP****Rec. Func. Musculos fibras tipo I**

**Recuperação funcional para músculos com predominância de fibras tipo I** (RF músculos pred. tipo I): portadora 2KHz, AMF 5Hz e  $\Delta\text{AMF}$  7Hz, Sweep 1/1, pré-modulado, intensidade acima do limiar motor tempo igual a 20 minutos ou o número de contrações desejadas. A modulação em rampa deve ser de 3 segundo de subida, 25 segundos de contração, 3 segundo de descida e 50 segundos de tempo repouso.

**Prog: 30 -> IBP****Rec. Func. Musculos fibras tipo IIa**

**Recuperação funcional para músculos mistos IIa e IIb** ( RF músculos mistos IIa e IIb): portadora 2KHz, AMF 35Hz e  $\Delta\text{AMF}$  15Hz, Sweep 1/1, pré-modulado, intensidade acima do limiar motor tempo igual a 20 minutos ou o número de contrações desejadas. A modulação em rampa deve ser de 3 segundo de subida, 8 segundos de contração, 3 segundo de descida e 20 segundos de tempo repouso.

**Prog: 31 -> IBP****Rec. Func. Musculos fibras tipo IIb**

**Recuperação funcional para músculos com predominância de fibras tipo IIb** (RF músculos pred. tipo II b): portadora 2KHz, AMF 50Hz e  $\Delta$ AMF 20Hz, Sweep 1/1, pré-modulado, intensidade acima do limiar motor tempo igual a 20 minutos ou o número de contrações desejadas. A modulação em rampa deve ser de 3 segundo de subida, 8 segundos de contração, 3 segundo de descida e 20 segundos de tempo repouso.

**Prog: 32 -> AUS****Fortalecimento muscular em atletas**

**Fortalecimento muscular em atletas:** O objetivo desse programa é proporcionar o aumento da força muscular em indivíduos normais, ou seja, sem disfunção do sistema neuro-osteomioarticular. Os parâmetros para a estimulação são corrente alternada de frequência igual a 1kHz com duração de *Burst* igual a 2 ms. A frequência dos *Bursts* deve ser igual a 50 Hz. Assim, sera produzida a contração muscular maxima. A modulação em rampa deve ser de 1 segundo de subida, 9 segundos de contração, 1 segundo de descida e 50 segundos de tempo repouso. A rampa é similar a utilizada na corrente Russa, mas a produção de torque é maior e a fadiga muscular menor. O posicionamento dos eletrodos deve ser feito sobre o ponto motor e a intensidade deve ser a estimulação motora suportável pelo paciente. A estimulação pode ser feita diariamente durante 20 minutos ou pelo número de contrações desejadas. É importante que a estimulação seja combinada com exercícios voluntários.

**Prog: 33 -> AUS****Reeducação motora**

**Reeducação motora:** Esse programa deve ser utilizado com o objetivo de facilitação motora e reaprendizado de motor. Para estimulação utiliza-se frequência portadora de 4 kHz com duração de *Burst* igual a 4ms. A frequência dos *Bursts* deve ser igual a 50 Hz. Utiliza-se rampa com 1 segundo de tempo de subida, 3 segundos de contração, 1 segundo de descida e 3 segundos de tempo de repouso ou tempo *off*. Para a estimulação os eletrodos devem ser posicionados nos pontos motores musculares ou no ventre dos músculos esqueléticos. A estimulação deve ser forte o suficiente para provocar a contração muscular, ou seja, o estímulo deve ser dado acima do limiar motor. A frequência de estimulação pode ser diária e o tempo de duração de cada sessão pode variar de 10 a 15 minutos.

Com o programa de reeducação por meio da corrente *AUSSIE*, haverá a ativação confortável dos músculos esqueléticos bem como a propagação de estímulos aferentes promovendo *inputs* sensoriais ao sistema nervoso central. Quando há a presença de dor por lesão tecidual, automaticamente o sistema nervoso central inibe um músculo ou um grupo muscular em particular. Após a recuperação da estrutura, caso a inibição persista, há a necessidade do uso da estimulação elétrica por meio da corrente *Aussie* para que as atividades motoras funcionais possam voltar a acontecer normalmente. A fadiga muscular pode acontecer com facilidade, assim, sessões curtas de tratamento devem ser priorizadas.

Para auxiliar no treinamento o paciente deve manter a concentração na visualização da tarefa motora, dessa forma o envolvimento voluntário passa a ser indispensável para o sucesso do tratamento.

**Prog: 34 -> AUS**

**Fortalecimento após atrofia por desuso**

**Fortalecimento após atrofia por desuso:** Esse protocolo deve ser utilizado em pacientes que apresentam quadros de atrofia muscular por desuso. Os parâmetros de frequência utilizados são 1 kHz de frequência com *Bursts* com duração de 4 ms e frequência igual a 15 Hz. A modulação em rampa deve ser construída com tempo de subida igual a 1 segundo seguido de 9 segundos de contração, tempo de descida de 1 segundo e repouso de 9 segundos. Os eletrodos devem ser posicionados nos pontos motores musculares ou sobre o ventre muscular e a intensidade deve ser acima do limiar motor mas tolerável pelo paciente. O tratamento pode ser ofertado diariamente respeitando-se os níveis de fadiga muscular gerado por cada sessão de estimulação individual e o tempo de duração de cada sessão deve ser de 20 minutos. Torna-se importante ressaltar que a frequência de *Bursts* escolhida (15 Hz) é recomendada para estimular os motoneurônios de fibras musculares resistentes a fadiga. Esse padrão de estimulação consegue reverter as mudanças metabólicas e estruturais que acontecem nos músculos esqueléticos em decorrência do desuso (I para IIA) frequências de *Bursts* acima de 20 Hz podem fortalecer os músculos mas não reverterem a transformação dos tipos de fibras musculares. A baixa frequência de *Bursts* (15 Hz) permite que a modulação em rampa tenha um tempo total curto sem que o risco de fadiga aumente, e assim, o músculo é estimulado por um período maior de tempo durante a sessão de tratamento.

**Prog: 35 -> AUS**

**FES após AVC**

**Estimulação Elétrica Funcional Após Acidente Vascular Cerebral (AVC):** Esse programa deve ser utilizado para prevenir a atrofia muscular por desuso, prevenir a sub-luxação do ombro após episódios de AVC e também para facilitar o reaprendizado motor. Para a estimulação a frequência portadora deve ser de 4 kHz, com duração de *Bursts* de 4 ms. Esses parâmetros de estimulação proporcionarão uma estimulação mais confortável ao paciente. A frequência dos *Bursts* deve ser igual a 15 Hz. A intensidade do estímulo deve ser a estimulação motora e a modulação em rampa deve apresentar tempo de subida de 1 segundo, tempo de contração de 9 segundos, descida igual a 1 segundo e repouso de 9 segundos. A frequência baixa de *Bursts* permite que o período *off* seja curto mas o risco de fadiga é baixo devido aos parâmetros de corrente portadora e duração de *Bursts*. Para a realização da estimulação os eletrodos devem ser posicionados nos pontos motores musculares ou nos ventres dos músculos disfuncionais. O tempo de estimulação é de 15 minutos. A frequência dos *Bursts* pode ser modificada pelo terapeuta. Frequências de 10 Hz podem ser adotadas caso o fisioterapeuta perceba que há contração muscular funcional com o valpor de 15 Hz. Caso os mesmos 15 Hz não consigam elicitar contrações musculares, a frequência deve ser elevada para 20 Hz.

Valores superiores a 20 devem ser evitados eles podem diminuir a conversão entre os tipos de fibras musculares em pacientes portadores de AVC ou pacientes que apresentem lesões medulares.

**Prog: 36 -> AUS**

**Redução de edema e drenagem linfática**

**Redução de edema e drenagem linfática:** Esse protocolo de uso da corrente AUSSIE deve ser utilizado com a finalidade de controle e redução de edema bem como para procedimentos de drenagem linfática. A estimulação promoverá uma contração muscular sutil e repetitiva produzindo ação de bombeamento muscular. Para estimulação deve-se utilizar a corrente AUSSIE com a frequência de 4kHz com *Bursts* de duração igual a 4 ms. A frequência de modulação dos *Bursts* deve ser igual a 35 Hz. Como a intensidade de contração muscular será baixa, a fadiga causada ao músculo não será significativa. A modulação em rampa deve ser feita com tempo de subida igual a 1, tempo de contração igual a 5 segundos, tempo de descida igual a 1 segundo e tempo de repouso igual a 4 segundos. Dessa forma, a ação de bombeamento muscular será otimizada. Os eletrodos para estimulação devem ser posicionados no ventre dos músculos esqueléticos que se correlaciona diretamente com o edema, por exemplo, se o edema estiver localizado na região lateral do tornozelo, um canal de eletrodos deve ser posicionado nos gastrocnêmios medial e lateral. A intensidade de estimulação deve ser a contração muscular leve. As sessões devem ter duração máxima de 20 minutos. Quanto menor a frequência de estimulação, maiores as chances de ativação das fibras musculares de contração lenta.

**Prog: 37 -> AUS**

**Mod. Da dor pelo mecanismo ascendente**

**Modulação da dor por ativação do mecanismo ascendente:** O objetivo do uso desse protocolo é promover analgesia pela ativação da comporta de dor. Para a estimulação utiliza-se a frequência de 4kHz com duração de *Bursts* igual a 4 ms. A frequência dos *Bursts* deve ser igual a 100 Hz e a estimulação deve ser aplicada de forma constante, ou seja, sem a modulação em rampa. O posicionamento dos eletrodos deve ser feito no dermatomo relacionado à dor referida e a intensidade de estimulação deve ser a sensorial intensa. A duração do tratamento deve ser curta e preferencialmente igual ao tempo de uma segunda intervenção realizada junto ao paciente, como por exemplo, exercícios de cinesioterapia. Os parâmetros de estimulação devem ser escolhido de maneira a ativar as fibras neurais A-beta. O objetivo é produzir o efeito de portão na dor como descrito a muitos anos por *Melzac & Wall* (1965). O mecanismo da comporta de dor envolve a ativação de fibras sensoriais de condução rápida as quais ativam os interneurônios inibitórios no nível da medula espinhal inibindo a transmissão dos estímulos nociceptivos em direção ao sistema nervoso central. Esses estímulos são conduzidos por fibras A Delta e C.

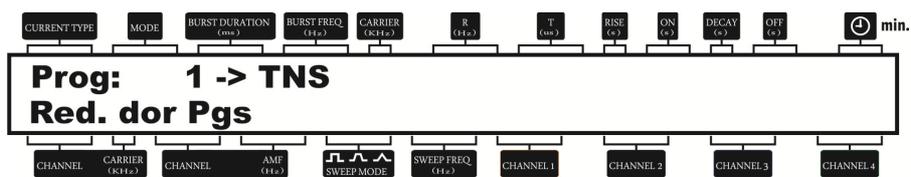
**Prog: 38 -> AUS****Mod. Da dor pelo mecanismo descendente**

**Modulação da dor por ativação do mecanismo descendente:** Esse protocolo tem a capacidade de promover a analgesia pela estimulação do mecanismo descendente relacionado à liberação de endorfinas. Para isso, utiliza-se a corrente Aussie na Frequência de 1kHz, com duração de *Bursts* igual a 2 ms, a frequência de *Bursts* deve ser igual a 100 Hz. A estimulação deve ser aplicada de maneira constante, ou seja, não há a necessidade de modulação em rampa. Deve-se utilizar para a estimulação dois canais de eletrodos, sendo um par de eletrodos posicionado no ponto de dor e o outro par de eletrodos na raiz neural correspondente ao ponto de dor. A intensidade de estimulação deve ser a sensorial intensa. A teoria rege que a estimulação seja capaz de ativar interneurônios encefalinérgicos na substância cinzenta medular, fazendo com que esses liberem encefalinas em lâminas específicas da substância cinzenta da medula espinhal, impedindo assim, a passagem dos impulsos nociceptivos ao SNC. O tempo de estimulação deve ser de 20 minutos e os efeitos da analgesia podem prevalecer por duas horas após o término da estimulação.

**Prog: 39 -> RUS****RUSSA ORIGINAL**

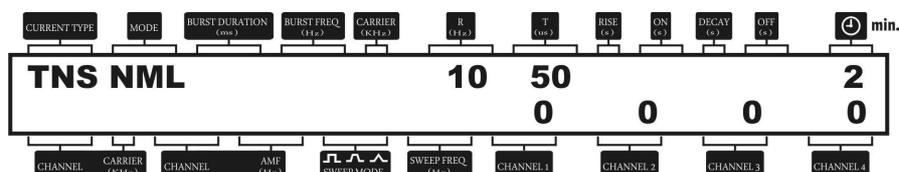
**Estimulação muscular por meio da corrente Russa:** frequência portadora de 2500Hz, duração dos *bursts* igual a 10ms, frequência dos *bursts* igual a 50Hz, modo sincronizado com modulação em rampa de 3 segundo de subida, 8 segundos de contração, 3 segundo de descida e 16 segundos de tempo repouso.. O posicionamento dos eletrodos deve ser feito localizando-se o ponto motor dos músculos ou no ventre dos músculos a serem estimulados. O tempo de terapia é de 25 minutos.

Exemplo de seleção de um protocolo: Ligue o equipamento como descrito em parágrafos anteriores. Pressione rapidamente a tecla PROG. A seguinte informação aparecerá no visor do aparelho:



Este é o primeiro protocolo de tratamento que está na memória do equipamento. Através das teclas SET+/SET- você pode escolher outro. Supondo que este seja o protocolo escolhido. Pressione mais uma vez a tecla PROG.

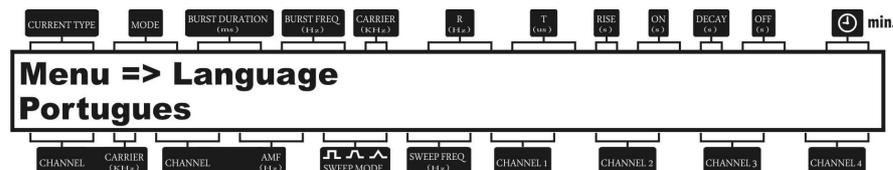
O visor do equipamento passará a indicar parâmetros já prontos para o tratamento em questão.



Basta agora pressionar a tecla START para que o programa selecionado seja executado. Basta agora selecionar a intensidade de corrente desejada.

OBS.: A maneira de se escolher qualquer um dos 40 protocolos é a mesma. Basta seguir os passos indicados anteriormente.

2- *Funcionando como tecla MENU*: Esta tecla MENU serve para selecionarmos a linguagem do texto (idioma) indicado no visor de cristal líquido. São três opções de línguas: Português, Inglês e Espanhol. Para acessar o menu de línguas, pressione a tecla menu por alguns segundos até se ouvir 3 “beeps”. O visor de cristal líquido indicará, por exemplo:



Através das teclas Set + / Set – selecione o idioma mais adequado. Pressione rapidamente a tecla Menu para que o idioma escolhido seja gravado. Sempre que o equipamento for ligado, será executado o último idioma escolhido.

## CORRENTE TENS -

A **Estimulação Elétrica Nervosa Transcutânea (TENS)**, sozinha ou em combinação com analgésicos, alivia as dores agudas e crônicas. Trata-se de uma estimulação elétrica suave em áreas corporais afetadas pela dor. Esta estimulação é feita através de eletrodos que produzem um bloqueio da mensagem dolorosa dessas áreas ao sistema nervoso central.

**Princípios de Operação** - A “Teoria das Comportas” proposta pelos Drs. Ronald Melzack e Patrick D. Wall em 1965, dizia resumidamente, que a transmissão de sensação é controlada por um balanço do número de impulsos através das fibras sensoriais de pequeno diâmetro e as fibras de largo diâmetro. Levando em consideração dados demonstrados em experiências com animais, existem efeitos diferenciais em axônios colaterais de fibras aferentes de largo diâmetro, mediadoras de tato e pressão, e nas fibras aferentes de pequeno diâmetro, que conduzem estímulos nociceptivos aos interneurônios da substância gelatinosa. Esses interneurônios podem ser facilitados através de impulsos aferentes dos colaterais de grosso diâmetro e inibidos através de axônios colaterais do sistema de pequeno diâmetro. Em adição, o interneurônio é inibitório para as terminações de ambas as classes de fibras aferentes.

Conseqüentemente, quando as fibras aferentes de grosso diâmetro têm maior frequência de intensidade do que os impulsos das fibras de menor diâmetro, os interneurônios inibitórios são ativados para inibir de forma pré-sináptica a transmissão central dos estímulos, tanto nócicos como não nócicos.

A comporta seria fechada. Fica claro que o contrário deve acontecer, caso a maior transmissão ocorra através do sistema de pequeno diâmetro.

A estrutura fundamental desta teoria conforma a base para muitas explicações mais contemporâneas do alívio da dor pelo TENS. O que chamou a atenção de cientistas e clínicos no modelo de Melzack-Wall foi, especificamente, o reconhecimento de que a percepção da dor pode ser modulada em algum lugar do neuroeixo.

### **Aplicações da TENS**

- Dores Pós-Operatórias
- Dores Cervicais, Cervicobraquialgias
- Dores Lombares, Ciatalgias
- Dores de Cabeça, Face, Dentais e de ATM
- Dores Articulares, Artrites, Bursites, Luxações e Entorses
- Dores Musculares, Contusões, Miosites, Tendinites, Miofaciais
- Dores de Câncer
- Dores Viscerais Abdominais
- Dores nas Costas e Torácicas
- Dores no Coto de Amputação e em Membros Fantasma
- Dores Talâmicas e das Lesões Medulares
- Neuropatias e Neurites, Occipital, Pós-Herpética, Trigeminal, Diabética e Traumática
- Distrofias Simpático Reflexas, Causalgias

### **PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO**

Existem fundamentalmente cinco formas principais de estimulação com a TENS:

- |                         |                          |
|-------------------------|--------------------------|
| - Convencional (Normal) | - TENS-Acupuntura        |
| - TENS Breve e Intensa  | - Trens de pulso (Burst) |
| - TENS VIF              |                          |

### **Ação Neurofisiológica da TENS e Parâmetros:**

#### **TENS CONVENCIONAL:**

FREQUÊNCIA do PULSO:- Alta / aproximadamente 50-100Hz

TEMPO de PULSO:- Estreito / aproximadamente 45-80 useg.

INTENSIDADE:- Perceptível, parestesia alta mas sem causar fasciculação ou contração muscular significativa.

**SÍTIO ANALGÉSICO:**- Segmental, no corno posterior da medula.

**REVERSIBILIDADE:**- Não reversível por antagonistas neuro-humorais.

**MECANISMOS:**- Teoria da Comportas; contra irritação; Teoria do envolvimento cortical inibitório; Rompimento do padrão talâmico de dor.

### **TENS ACUPUNTURA:**

**FREQUÊNCIA do PULSO:**- Baixa / aproximadamente 10-20 Hz

**TEMPO do PULSO:**- Largo / aproximadamente 150-250 useg.

**INTENSIDADE:**- Alta, no limite do suportável; com contrações musculares ritmadas fortes.

**SÍTIO ANALGÉSICO:**- Segmental e extrasegmental supraespinhal e no corno dorsal da medula.

**REVERSIBILIDADE:**- Reversível pelo naloxone.

**MECANISMOS:**- Neuro-humoral serotoninérgico.

### **TENS BREVE E INTENSA:**

**FREQUÊNCIA do PULSO:**- Alta / aproximadamente 100-150 Hz

**TEMPO de PULSO:**- Largo / aproximadamente 150-250 useg.

**INTENSIDADE:**- Alta, no limite do suportável; pode causar contrações musculares tetonizantes ou fasciculações não ritmadas.

**SÍTIO ANALGÉSICO:**- Segmental e extrasegmental, no corno posterior da medula (DNIC), nervo periférico e mesencéfalo.

**REVERSIBILIDADE:**- Reversível por antagonistas à serotonina.

**MECANISMOS:**- Bloqueio da condução química, isquêmica ou anódica; contra irritação; Teoria do envolvimento cortical inibitório; rompimento do padrão talâmico de dor; Serotoninérgico.

### **TRENS DE PULSO ( BURST ):**

**FREQUÊNCIA DE PULSO:**- Portadora alta ou baixa / aproximadamente 50-160 Hz; envoltória baixa / aproximadamente 2 Hz.

**TEMPO de PULSO:**- Largo / aproximadamente 100-200 useg.

**INTENSIDADE:**- Alta, no limite do suportável; com contrações musculares ritmadas fortes além da parestesia.

**SÍTIO ANALGÉSICO:**- Segmental e extrasegmental supraespinhal e no corno dorsal da medula.

**REVERSIBILIDADE:**- Reversível pelo naloxona.

**MECANISMOS:**- Neuro-humoral serotoninérgico; Teoria do envolvimento cortical inibitório; rompimento do padrão talâmico da dor.

### **TENS VIF:**

**R** (frequência de repetição do pulso) - varredura automática; decrescendo de 247 Hz a 1 Hz e crescendo de 1 Hz a 247 Hz passando por todas as frequências intermediárias

**T** (duração do pulso) - varredura automática; crescendo de 50 useg a 500 useg e decrescendo de 500 useg. a 50 useg., passando por todas as larguras de pulso intermediárias.

**INTENSIDADE**:- Alta, no limite do suportável; pode causar contrações musculares tontônicas ou fasciculações não ritmadas.

**SÍTIO ANALGÉSICO**:- Segmental e extrasegmental, no corno posterior da medula (DNIC), nervo periférico e mesencéfalo.

**REVERSIBILIDADE**:- Reversível por antagonistas à serotonina.

**MECANISMOS**:- Bloqueio da condução química, isquêmica ou anódica; contra irritação; Teoria do envolvimento cortical inibitório; rompimento do padrão talâmico de dor; Serotoninérgico. Recrutamento de ampla faixa de fibras musculares evitando-se também acomodação da musculatura devido à estimulação elétrica.

## **CORRENTE FES -**

A estimulação elétrica há muito tempo é utilizada para tratar as atrofia por desuso, especialmente as causadas por longos períodos de imobilização. Nos pacientes imobilizados a FES pode ajudar a retardar e tratar as atrofia por desuso, a manter ou ganhar a amplitude dos movimentos articulares e combater as contraturas, reduzindo assim, o tempo de recuperação funcional do indivíduo. Nos hemiplégicos e lesados medulares, um programa de estimulação elétrica neuromuscular diário, pode ajudar a minimizar a degeneração neuronal e muscular. Contribui com a facilitação neuromuscular e auxilia no controle da espasticidade. Em todos os casos a Estimulação Elétrica Funcional ( FES ) é um recurso auxiliar no fortalecimento dos músculos, aumento do fluxo circulatório loco-regional e diminuição da fadigabilidade muscular.

## **INDICAÇÕES**

- Facilitação Neuromuscular
- Fortalecimento Muscular
- Ganhar ou manter amplitude de movimento articular
- Combater contraturas e tecidos moles
- Controlar a Espasticidade
- Para uso como uma Órtese

Principais indicações - estimulação facilitatória para o treino de marcha precoce em pacientes hemiplégicos, nos portadores de seqüelas de lesões medulares e em lesões nervosas periféricas neuropráticas. Para manter o alinhamento funcional de um ombro sub-luxado.

Objetivos - substituir as órteses mais convencionais, principalmente como recurso terapêutico clínico, e também podendo ser usada como auxílio funcional permanente.

Características de estimulação - depende do tipo de assistência ortótica desejada; se estabilizadora ou para facilitação de algum movimento específico.

## **PROGRAMAS GERAIS USANDO FES**

### **FACILITAÇÃO NEUROMUSCULAR**

Objetivo: aumentar o movimento e facilitar a reaprendizagem motora.

Intensidade: suficiente para produzir um estímulo “gatilho”, para auxiliar o início do movimento ou para completar seu arco total, amplificando o esforço voluntário do paciente.

Tempo de ON: variável em forma de “gatilho”. Pode ser disparado manualmente pelo fisioterapeuta ou paciente, de forma a se conseguir iniciar ou completar o movimento.

Tempo de OFF: suficientemente grande para permitir uma nova participação ativa do paciente.

Duração (sessão): curta, varias vezes ao dia (máximo de 15 minutos).

Colocação dos Eletrodos: nos músculos paréticos agonistas do movimento que se quer facilitar.

Indicações: pacientes hemiplégicos; pacientes com traumatismo craniano; pacientes com traumas raqui-medulares incompletos; pacientes com lesões nervosas periféricas, sem reação de degeneração; pacientes ortopédicos que tiveram sua musculatura submetida a desuso prolongado.

O paciente deve visualizar a ação muscular, pois sua cooperação ativa é obrigatória e determinante no tratamento.

### **AMPLITUDE DE MOVIMENTOS E CONTRATURAS:**

Objetivo: permitir que uma articulação seja mobilizada em toda sua excursão disponível.

Intensidade: suficiente para produzir uma contração ampla e uniforme do músculo, que movimente a articulação em todo seu arco disponível.

Frequência: maior que 20 Hz.

Tempo de ON: aproximadamente 6 segundos.

Tempo de OFF: aproximadamente 12 segundos.

Relação ON/OFF: ½ (50%)

Duração (sessão): para manter ADM - 30 à 60 minutos; para ganhar ADM - 1 à 2 horas, realizadas em várias sessões curtas, durante o dia ( 15 à 30 minutos ).

Colocação dos eletrodos : nos músculos agonistas ao movimento limitado.

Indicações: limitações e contraturas articulares de qualquer natureza.

Cuidados: evitar produzir contração excessiva, nos limites funcionais da articulação. Pode provocar inflamação, edema e dor articular.

A técnica não necessita da cooperação ativa do paciente e as articulações que melhor respondem a esta técnica são o cotovelo e o joelho.

## FORTALECIMENTO MUSCULAR:

Objetivo: fortalecer um músculo ou grupo muscular debilitado por desuso.

Intensidade: suficiente para vencer uma carga adequada.

Frequência: entre 20 e 50 Hz.

Tempo de ON: aproximadamente 4 à 6 segundos.

Tempo de OFF: aproximadamente 12 à 18 segundos.

Relação ON/OFF: 1/3

Duração (sessão): 30 à 60 minutos, duas vezes ao dia.

Colocação dos eletrodos: Próximo aos pontos motores dos músculos.

Indicações: Atrofias por desuso causadas por problemas ortopédicos, incluindo artrites, lesões antigas do motoneurônio superior, lesões com reinervação dos nervos periféricos, lesões medulares incompletas.

Cuidados: evitar fadiga muscular. Os resultados aparecem em 2 à 10 semanas, dependendo da causa e importância da atrofia. A cooperação ativa do paciente pode ser mínima. Pode-se intercalar 30 minutos de estimulação com 30 minutos de exercitação ativa; aumentando-se este tempo para até 60 minutos se não houver sinais de fadiga. Na seqüência do tratamento, o ciclo on pode ser alterado para até 16 segundos e o ciclo off para 4 segundos, estabelecendo uma relação on/off de 4/1.

## CONTROLE DA ESPASTICIDADE:

Objetivo: controlar a espasticidade, ainda que temporariamente, permitindo a realização de programas de treinamento funcional, facilitação e fortalecimento muscular.

Intensidade: moderada.

Tempo de On: de 10 à 15 segundos, mobilizando a articulação em todo o seu arco.

Tempo de OFF: 40 à 60 segundos, para evitar a fadiga.

Relação aproximada ON/OFF : 1/5.

Duração (sessão): 30 minutos, 3 vezes ao dia durante um mes.

Indicações: pacientes hemiplégicos espásticos.

Cuidados: interromper tratamento se for observada resposta paradoxal (desencadear movimentos antagônicos ao grupo muscular estimulado).

Os resultados aparecem durante o tratamento, podendo persistir por um tempo variável após sua interrupção.

Os relatos sobre o controle da espasticidade ainda são muito pobres e dispersos. Mais pesquisas são necessárias antes que uma afirmação definitiva sobre a efetividade da estimulação sobre a espasticidade possa ser feita.

## CORRENTE AUSSIE (CORRENTE AUSTRALIANA) -

Nos últimos anos o uso de correntes elétricas para o tratamento de diversas disfunções teciduais e seus sintomas tem sido bastante intenso.

Os quadros inflamatórios podem ser controlados e reduzidos, as dores podem ser moduladas até que a causa da algia seja eliminada, o reparo tecidual pode ser alcançado de maneira rápida e a função muscular pode ser recuperada. Relatos do uso das correntes excitomotoras em atletas profissionais têm sido feitos e o aumento da *performance* bem como alterações neurofisiológicas, morfológicas e bioquímicas relacionadas por pesquisadores.

Comercialmente as correntes, RUSSA, Interferencial e FES (*Functional Electrical Stimulation*) são clássicas, porém até o momento não houve a preocupação intensa em se desenvolver e produzir novas opções de tratamentos utilizando-se correntes elétricas que proporcionem uma estimulação sensorial confortável sem comprometer a eficiência eletrofisiológica bem como uma estimulação motora potente sem que o limiar doloroso seja alcançado e assim, a evolução do treinamento elétrico neuromuscular limitado em função da presença de dor.

Recentemente, pesquisas sugerem que correntes elétricas alternadas moduladas em *Bursts* de longa duração produzidos por correntes tradicionais como Russa e Interferencial não são as melhores para se minimizar o desconforto durante estimulações sensoriais e produzir níveis de elevados de torque muscular durante estimulações motoras.

A frequência de 4.000Hz (4kHz) de correntes alternadas modulada em *Bursts* de curta duração oferece um menor desconforto durante a estimulação sensorial. A terapia interferencial utiliza esse valor de corrente portadora, porém, sua modulação em *Bursts* é bastante longa.

A **corrente Aussie** ou **corrente Australiana** tem a capacidade de realizar uma estimulação sensorial com desconforto mínimo por se tratar também de uma corrente de média frequência de 4.000Hz (4kHz) e também em função de utilizar a modulação em *Burst* de curta duração, se tornando assim, ainda mais confortável quando comparada à terapia interferencial e corrente Russa.

Estudos sugerem também, que para uma estimulação motora intensa e eficiente e com desconforto mínimo a frequência de 1.000 Hz (1kHz) deve ser utilizada combinada com a modulação em *Bursts* com duração de 2 ms. Essa é a **corrente Aussie** ou **corrente Australiana** para recuperação funcional dos músculos esqueléticos.

Estudos comparativos sugerem maior produção de torque da Corrente Aussie ou corrente Australiana quando comparada as estimulações RUSSA e realizadas por meio da FES.

A explicação do porque de a modulação em *Bursts* de curta duração em correntes alternadas de média frequência proporcionar maior eficiência tanto para a estimulação sensorial quanto motora está baseada no princípio proposto por Gildemeister, conhecido também como '*Gildemeister effect*'.

Na década de 40, Gildemeister relatou que quando **Bursts** de corrente alternada são usados para estimulação, o limiar de disparo das fibras nervosas diminui de maneira diretamente proporcional ao aumento da duração dos **Bursts**.

Gildemeister explicou que isso ocorre em função de um fenômeno conhecido como somação de despolarizações sub-limiais.

Nesse fenômeno, em cada pulso de corrente alternada modulada em **Bursts** a fibra nervosa é parcialmente despolarizada e se aproxima do limiar de despolarização, porém a despolarização somente acontecerá após um número suficiente de pulsos. Assim, se a duração dos **Bursts** for longa demais, um estímulo de baixa intensidade será necessário necessitando da ocorrência de mais somação para que o limiar possa ser alcançado.

Todavia Gildemeister sugere que existe um valor de duração máxima de pulsos na qual a somação pode ocorrer e Gildemeister chamou esse fenômeno de tempo de utilização da fibra nervosa.

Pesquisas recentes sugerem que o tempo de utilização é maior para fibras nervosas de tamanhos menores. Fibras nervosas de grande diâmetro como os motoneurônios Alfa (motora) e A Beta (sensorial) apresentam curtos períodos de utilização e o fenômeno de somação ocorre rapidamente enquanto as fibras de pequeno diâmetro A Delta e C (dor) apresentam períodos de somação mais lentos. Isso explica o fato da Corrente Australiana ser mais confortável para o uso clínico quando comparada a outras correntes como a Russa, Terapia Interferencial e FES. Assim, se **Bursts** de curta duração de uma corrente alternada de média frequência forem utilizados, as fibras nervosas de diâmetros menores não têm tempo para o fenômeno de somação completo, porém, as fibras de maiores diâmetros têm. Dessa forma, haverá uma menor ativação de fibras nociceptivas em detrimento a uma maior ativação de fibras sensoriais com o uso da Corrente Aussie (corrente Australiana). Isso também explica o fato de se conseguir por meio da Corrente Aussie (corrente Australiana) uma maior, porém, mais confortável, estimulação motora. Os motoneurônios Alfa são preferencialmente recrutados pela Corrente Aussie (corrente Australiana) em detrimento às fibras A delta e fibras C. Assim, se correntes alternadas de frequência de kHz forem moduladas em **Bursts** de longa duração haverá uma maior ativação de fibras nervosas nociceptivas. Sabe-se que tradicionalmente a corrente Russa e a corrente Interferencial trabalham com **Bursts** de longa duração, o contrário não ocorre com a Corrente Aussie (corrente Australiana), tornando-a mais confortável em relação às primeiras.

**Resistência à Fadiga** - A resistência à fadiga muscular é um fator de extrema importância dentro de procedimentos de reabilitação envolvendo a recuperação dos músculos esqueléticos, particularmente quando se faz opção de uso de uma corrente excitomotora (FES, Russa, Interferencial). Para a FES, torna-se importante a minimização da fadiga muscular. A somação pode se tornar um problema quando se utiliza correntes alternadas de média frequência, principalmente se a modulação em **Burst** for longa. Nesse caso, as fibras nervosas podem sofrer somação e alcançar o limiar e após isso sofrer repolarização e despolarização novamente durante o mesmo **Burst**.

Assim, a somação pode resultar em despolarização da fibra neural no início do **Burst** e a fibra nervosa pode então não se recuperar o suficiente e disparar novamente. Se os **Bursts** apresentarem longa duração haverá um grande potencial para que a fibra nervosa sofra vários disparos dentro do mesmo **Burst**. Dessa forma, se os **Bursts** forem longos demais como ocorre na Terapia Interferencial e corrente Russa, existe um risco grande de ocorrerem vários disparos ou despolarizações dos motoneurônios Alfa dentro de um mesmo **Burst**. Sugere-se então, frequências de modulação em **Bursts** de 40Hz. Valores superiores podem levar à fadiga muscular precoce.

O uso da Corrente Aussie (corrente Australiana) para a estimulação motora permite níveis maiores de torque muscular e ainda menor ocorrência de fadiga muscular. A duração dos **Bursts** é mantida curta a fim de se evitar múltiplos disparos dos motoneurônios Alfa.

### *Densidade de Corrente*

Quando se utiliza como estímulo uma corrente de média frequência (kHz) há o risco de irritações ou outras complicações cutâneas se a densidade de corrente média for elevada. Quando falamos de correntes pulsadas como T.E.N.S. e FES, o risco é menor já que os pulsos são curtos e separados por intervalos de tempo maiores, assim a média de corrente elétrica utilizada durante os tratamentos é menor.

Quando a corrente Interferencial em sua forma quadripolar é utilizada os eletrodos transcutâneos fazem a entrega dos pulsos de maneira constante, fazendo assim, com que a média de densidade de corrente elétrica torne-se elevada havendo certo risco de irritação cutânea

Esse risco pode ser minimizado por meio do uso de eletrodos maiores o que automaticamente provoca a redução na densidade de corrente local.

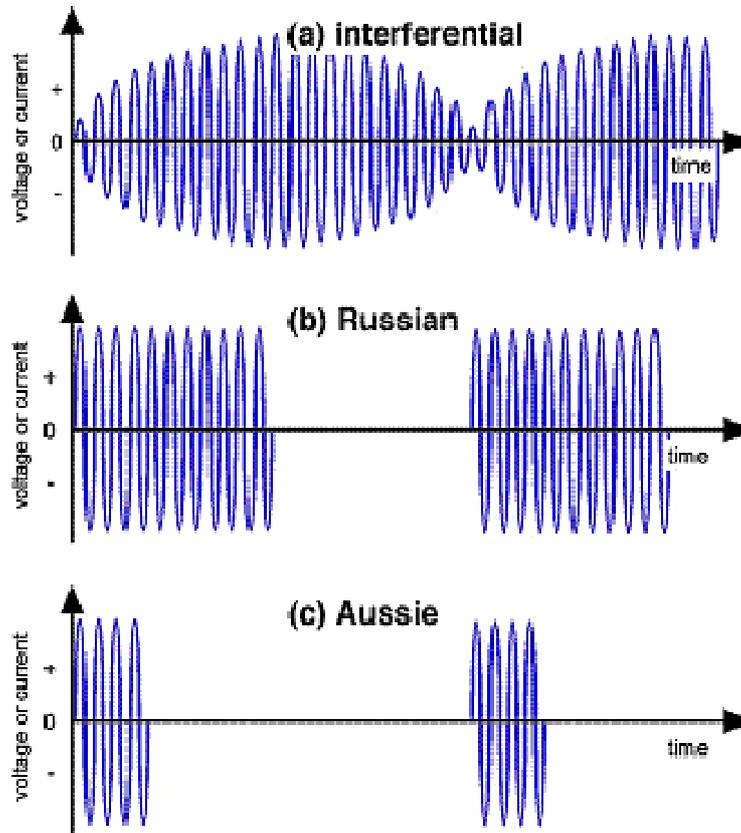
A densidade de corrente é mensurada em mA por centímetro de área, assim, se a área aumenta automaticamente a densidade de corrente é reduzida.

A Corrente Aussie (corrente Australiana) é estruturada por **Bursts** de curta duração, separados por intervalos de tempo longos e dessa forma os riscos de irritações cutâneas são pequenos, pois, a densidade de corrente elétrica é reduzida. De qualquer maneira, eletrodos maiores são ideais em função de proporcionarem menor desconforto por meio da redução da densidade de corrente elétrica e menor estimulação nociceptiva.

### *O que realmente é a Corrente Aussie (Corrente Australiana)?*

A corrente Aussie (corrente Australiana) é uma corrente elétrica terapêutica alternada com frequência na faixa de kHz com alguma semelhança em relação à terapia Interferencial e corrente Russa. A diferença está no valor da corrente de kHz utilizada bem como no formato de onda. Tradicionalmente, a Terapia Interferencial é modulada em amplitude em forma senoidal (figura 1a) e a corrente Russa é formada a partir de **Bursts** com 50% de ciclo de trabalho (tempo 'on' e 'off' – figura 1b).

Já a corrente Aussie (corrente Australiana) apresenta duração de pulso curta (figura 1c) e é exatamente esse fato que faz com que a estimulação proporcionada pela Corrente Aussie (corrente Australiana) seja mais eficiente em comparação às outras correntes elétricas terapêuticas.



**Figura 1** – Forma de onda dos estímulos proporcionados pela (a) Corrente Interferencial, (b) Corrente Russa e (c) Corrente Aussie (corrente Australiana), ilustrando as diferentes durações de *Bursts*.

Clinicamente é bem aceito o fato de que a Corrente Interferencial é bastante confortável e bem tolerável pelos pacientes. A Corrente Russa também se apresenta como uma corrente confortável e capaz de produzir contrações musculares potentes podendo dessa forma, ser utilizada para redução da atrofia muscular por desuso e fortalecimento muscular geral. Tanto a Corrente Interferencial quanto a Corrente Russa apresentam-se como sendo mais eficiente quando comparadas às correntes pulsadas de baixa frequência (T.E.N.S. e FES). Até o presente momento, a T.E.N.S. ou Corrente Interferencial são as modalidades terapêuticas de eleição para a modulação da dor enquanto que a Corrente Russa em geral é a opção quando o objetivo é a recuperação funcional dos músculos esqueléticos. Até agora existe pouca quantidade de evidências científicas contra essas opções ou escolhas de tratamento envolvendo o uso de correntes elétricas terapêuticas.

As pesquisas científicas realizadas ao longo dos anos, principalmente ao longo das últimas duas décadas, têm comparado a Corrente Interferencial, Russa e Corrente Pulsada como o T.E.N.S. em relação à estimulação em termos de conforto, força de contração muscular e eficiência em procedimentos de analgesia. Os resultados encontrados sugerem que todas as correntes apresentam as suas vantagens e desvantagens, porém, nenhuma delas deve ser considerada ótima para o que se propõem a fazer. Fortes evidências científicas apontam que a corrente alternada de frequência na faixa de kHz modulada em *Bursts* de curta duração, ou seja, a Corrente Aussie (corrente Australiana) é mais confortável e eficiente na produção de torque muscular e analgesia.

A curta duração de pulso da Corrente Aussie (corrente Australiana) proporciona uma estimulação que:

- É mais eficiente do que a FES, Corrente Interferencial e Corrente Russa para eliciar a contração muscular;

- É tão eficiente quanto a T.E.N.S. e Corrente Interferencial para o controle e modulação da dor.

#### *Histórico da estimulação por meio de correntes alternadas*

D'Arsonval em 1894 foi o primeiro a relatar os efeitos da estimulação transcutânea por meio de correntes elétricas alternadas no corpo humano. O pesquisador utilizou correntes alternadas na faixa de frequência variável de 1kHz a 5kHz e observou que a tetania era alcançada entre frequências de 10 a 15 Hz, que a excitação neuromuscular se tornava intensa com frequências entre 1.250 – 1.500 Hz, constante com frequências entre 1.500 e 2.500 Hz e por fim diminuindo com valores de frequência de 5000 Hz (maior valor que seu aparelho podia gerar). D'Arsonval também notou que a corrente com frequência de 1.500 Hz foi mais desconfortável quando comparada a corrente com valor de frequência igual a 5.000 Hz, porém, a mesma frequência de 1.500 Hz foi mais confortável quando comparada a uma corrente de 1.000 Hz. Assim, foram os seus estudos que nos trouxeram base teórica e científica para que o uso das correntes alternadas com frequência de kHz pudesse ser utilizado na prática clínica diária. Sua conclusão foi que as correntes alternadas na faixa de kHz poderiam produzir maior nível de estimulação com menor desconforto a partir da eleição adequada da frequência da corrente de kHz.

Na década de 50, Nemeç propôs o uso terapêutico da Corrente Interferencial. A base utilizada por Nemeç foi a deixada por D'Arsonval.

Porém, na época, parece que o maior interesse dos estudiosos estava concentrado em uma estimulação sensorial confortável com pouca preocupação relacionada à ativação e recrutamento dos músculos esqueléticos, pois para isso, frequências mais baixas como 1.5 kHz a 2.5 kHz são necessárias.

Para a criação da corrente Interferencial Nemeç argumentou que se duas correntes alternadas na faixa de frequência de kHz com uma pequena diferença entre as suas portadoras forem aplicadas usando-se dois pares de eletrodos, essas irão sofrer interferência no tecido, produzindo uma estimulação máxima na região de intersecção dos -

dois pares de eletrodos, sendo o resultado disso, uma maior profundidade de estimulação e a presença de uma modulação em amplitude com uma frequência de batimentos igual à diferença entre os valores das duas correntes portadoras na faixa de kHz.

Já a Corrente Interferencial pré-modulada é uma corrente elétrica terapêutica já modulada e por isso, pode ser utilizada com apenas um par de eletrodos.

Na década de 70, Kots sugeriu pela primeira vez o uso de uma corrente alternada com frequência na faixa de 2,5kHz aplicada em **Bursts** retangulares de 10ms com frequência de 50Hz. Kots reportou com o uso da corrente elétrica, ganho de força superior a 40% em atletas de elite Russos.

O protocolo sugerido apresentava período 'on' de 10 segundos e período 'off' igual a 50 segundos durante o período de tempo de 10 minutos. O treinamento por meio da corrente elétrica foi realizado durante algumas semanas consecutivas. Kots e colaboradores compararam a corrente alterna constante e 10 ms, 50 Hz de **Bursts** com frequência variando de 100Hz a 5 KHz e reportaram a produção máxima de torque a 1 kHz quando os eletrodos foram posicionados acima do tronco nervoso e a 2,5 kHz quando os eletrodos foram posicionados sobre o ventre muscular. Os achados de Kots também sugerem que apesar de pequenas, há uma maior produção de torque com **Bursts** de corrente alternada quando comparada a outras formas de correntes alternadas. Assim, a estimulação com **Bursts** de 10 ms é mais eficiente em comparação à estimulação por meio de correntes alternadas constantes. Na época os pesquisadores não compararam a corrente a outras com **Bursts** de curta duração.

Como apresentado na figura 1, a corrente interferencial apresenta uma modulação em **Bursts** de longa duração. Já a corrente Russa apresenta a duração de seus **Bursts** com duração menor quando comparada à terapia interferencial e por fim, a Corrente Aussie (corrente Australiana), dentro do universo das correntes alternadas com faixa de frequência em kHz é a que apresenta os **Bursts** com menor duração. Na década de 80 um cientista Russo chamado Bankov, comparou em estudo realizado a corrente interferencial pré-modulada com **Bursts** de corrente alternada com um período de repouso entre si.

O pesquisador encontrou que a modulação em **Bursts** com um período de repouso entre si foi mais confortável durante a produção de contrações musculares.

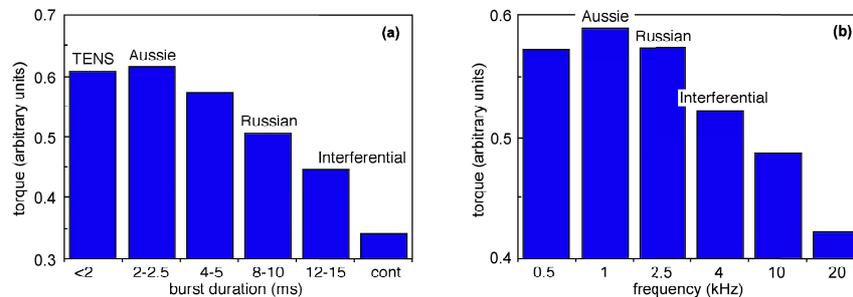
Em relação ao formato de onda dos **Bursts** o pesquisador sugeriu ainda que o formato retangular dos **Bursts** seria mais confortável quando comparado a **Bursts** de formato sinusoidal.

#### *Evidências recentes sobre a corrente Aussie (corrente Australiana):*

Mais recentemente Ward et al. (2004) mensuraram a produção de torque bem como o desconforto produzido por correntes alternadas de frequência de kHz (500 Hz a 20 kHz). Os autores também compararam variações de **Bursts** para ciclos de pulsos individuais de corrente alternada (corrente pulsada bifásica) com **Bursts** de duração máxima (corrente alternada constante).

Os autores encontraram que para a produção de torque máximo, a frequência de pulso de 1kHz e a duração de **Bursts** de 2-2,5ms foram as melhores.

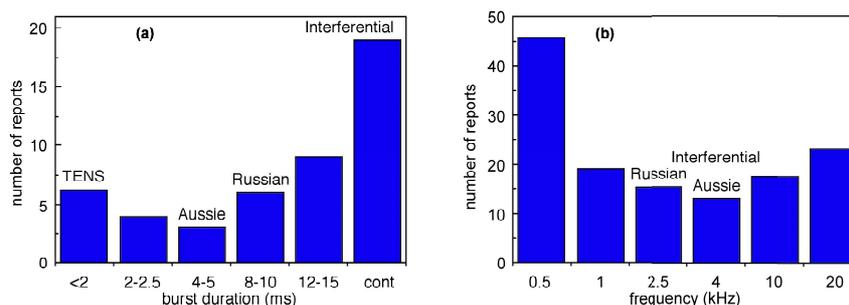
Os resultados estão apresentados na figura 2.



**Figura 2** – (a) duração de **Bursts** e (b) frequência ideal para a produção de torque. As correntes utilizadas no experimento foram T.E.N.S., corrente australiana (AUSSIE), corrente Russa e corrente Interferencial. A corrente Aussie (corrente Australiana) foi a mais eficiente.

Assim, a Corrente Aussie (corrente Australiana) utiliza frequência de 1kHz combinada com **Bursts** de duração igual a 2 ms. Dessa forma, a produção de torque é máxima. A modulação em rampa deve ser utilizada com o objetivo de se evitar a fadiga muscular precoce.

Ward et al. (2007) também encontraram após pesquisas que para um desconforto mínimo, a frequência de 4kHz com duração de **Bursts** de 4-5 ms são os melhores parâmetros. A figura 3 apresenta o número de reclamações de desconforto referidas durante a estimulação. Torna-se importante notar que o desconforto referido depende essencialmente da duração de **Bursts** e frequência da corrente.



**Figura 3** – (a) duração de **Bursts** e (b) frequência ideal para a estimulação confortável. As correntes utilizadas no experimento foram T.E.N.S., corrente Australiana (corrente Aussie), corrente Russa e corrente Interferencial. A corrente Australiana foi a mais eficiente.

Assim, pode-se notar que a Corrente Aussie (corrente Australiana) deve ser utilizada quando os objetivos terapêuticos forem a estimulação sensorial e nesse caso a modulação da dor pode ser alcançada bem como para se conseguir a estimulação motora eficiente por meio da ativação dos motoneurônios. Para a estimulação sensorial a frequência de 4 kHz e modulação em **Bursts** com duração de 4 ms devem ser utilizadas.

Já para a estimulação motora a frequência de 1 kHz e modulação em **Bursts** com duração de 2 ms deve ser eleita.

É importante notar que a frequência utilizada pela terapia interferencial (4 kHz) também é utilizada para a estimulação sensorial com o objetivo principal de redução do desconforto durante a estimulação. Porém, a eficiência nesse tipo de estimulação não é máxima devido à longa duração da modulação em **Bursts**.

Em relação à estimulação por meio da corrente Russa, também devemos ser críticos em perceber que a corrente alternada de frequência na faixa de kHz não apresenta frequência ótima para estimulação motora. Em adição, a corrente Russa apresenta a modulação em **Bursts** de duração muito longa, o que a torna ineficiente para a produção do torque máximo e ainda relativamente desconfortável no aspecto sensorial.

As duas formas de se utilizar a Corrente Aussie (corrente Australiana) são extremamente eficientes e fiéis ao que se propõem a fazer. Para a produção de torque máximo a corrente Australiana com frequência de 1 kHz e modulação em **Bursts** com duração de 2 ms deve ser utilizada. Já para a estimulação sensorial com desconforto mínimo, e conseqüentemente, maior aceitação por parte do paciente deve se utilizar a corrente Aussie (corrente Australiana) com frequência de 4 kHz com modulação em **Bursts** de duração igual a 4 ms.

#### *Corrente Australiana para a modulação da dor*

Tradicionalmente, a modalidade terapêutica eleita para trabalhos de modulação da dor são as T.E.N.S. com frequências de pulso que podem variar de 10 a 180 Hz, tradicionalmente opta-se por frequências de 100 Hz, e duração de pulso curtas de valores máximos entre 100 e 150  $\mu$ s. A corrente interferencial de 4.000 Hz também pode ser eleita como opção de tratamento. Um estudo de Shanahan et al. (2006) comparou o efeito hipoalgésico da corrente interferencial com uma corrente pulsada de baixa frequência (T.E.N.S.).

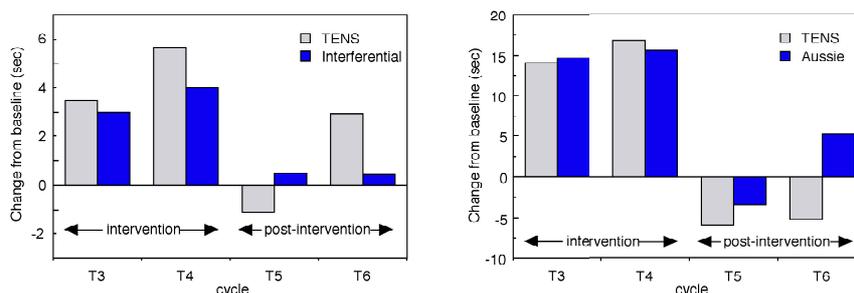
De acordo com os resultados obtidos as duas correntes utilizadas apresentaram efeitos positivos, mas a corrente interferencial parece ser mais confortável quando comparada ao T.E.N.S.

Um estudo mais recente de McCarthy (2007) comparou a Corrente Aussie (corrente Australiana) com uma corrente pulsada e encontrou que a primeira foi mais confortável e também mais eficiente. A pequena duração dos **Bursts** da Corrente Aussie (corrente Australiana) resulta em eficiência elevada durante procedimentos de analgesia sem comprometer a sensação mais agradável durante a terapia.

Um estudo similar realizado por Ward e Oliver (2007), comparou a corrente pulsada de baixa frequência com a Corrente Australiana para analgesia e mais uma vez encontrou maior eficiência com menor desconforto da Corrente Australiana em relação ao T.E.N.S. (figura 4b).

Assim, as evidências apontam que quando se utiliza uma corrente alternada com frequência na faixa de kHz modulada em *Bursts* de curta duração, o efeito de analgesia é melhor quando se compara em relação a um T.E.N.S..

A estimulação é mais confortável e o nível de tolerância por parte do paciente aumenta bastante, o que torna o tratamento mais eficiente.



**Figura 4** – Mudança no tempo de tolerância da dor (tempo em que o voluntário suporta imersão de sua mão na água fria). Os ciclos T1 e T2 apontam o período pré-intervenção. Os ciclos T3 e T4 durante a intervenção e T5 e T6 logo após a intervenção.

Frente ao apresentado nos parágrafos acima, podemos notar que a Corrente Aussie (corrente Australiana) é um recurso físico terapêutico que nasce para agregar valor clínico aos atendimentos prestados a pacientes que necessitam de reabilitação física em diversas áreas de especialidade da Fisioterapia.

Torna-se importante ressaltar que dezenas de publicações científicas dão suporte incontestável à eficiência do uso da Corrente Aussie (corrente Australiana), situação que não se verificou durante a concepção de outros recursos eletroterapêuticos ao longo dos anos. Todos os valores físicos atribuídos à Corrente Aussie (corrente Australiana) tanto para reforço muscular quanto para a estimulação sensorial têm por trás de seus valores um vasto embasamento científico e assim, para essa modalidade terapêutica a prática baseada em evidências é uma realidade incontestável.

## CORRENTES INTERFERENCIAIS:

“Corrente Interferencial” é o fenômeno que ocorre quando duas ou mais oscilações são aplicadas simultaneamente em um mesmo ponto.

Na terapia interferencial, dois estímulos de corrente alternada de frequência média (por exemplo: 4.000 Hz a 4.100 Hz), são aplicados ao mesmo tempo num mesmo ponto.

Um destes estímulos de corrente alternada é fixado em 4.000 Hz, enquanto que o outro estímulo pode ser escolhido de 4.001 Hz a 4.100 Hz. Uma terceira frequência chamada de “Frequência de Batimento” ou “Frequência de Amplitude Modulada (AMF)” é criada onde estes dois estímulos de frequência média se cruzam.

Por exemplo: Um equipamento de correntes interferenciais possui dois canais de saída. O canal 1 é fixo em 4.000 Hz e o canal 2 é variável de 4.001 Hz a 4.100 Hz, ou seja, esta frequência do canal 2 é escolhida pelo operador dentro desta faixa de 4.001 Hz a 4.100 Hz.

Então supondo que a frequência escolhida no canal 2 é 4.050 Hz e como a frequência do canal 1 é fixa em 4.000 Hz, uma terceira frequência (AMF) de 50 Hz será gerada no ponto de intercessão destas duas correntes geradas em cada canal. Na terapia interferencial a AMF (frequência de tratamento) corresponde às frequências normalmente utilizadas na eletroterapia por baixa frequência. Portanto, temos as vantagens das frequências de média frequência (4.000 Hz - resistência da pele baixa), e estamos dentro da faixa biológica 0,1 a 200 Hz (AMF).

$$\text{AMF} = f_2 - f_1$$

$$f_2 = 4.050 \text{ Hz} \quad \text{e} \quad f_1 = 4.000 \text{ Hz}$$

$$\text{AMF} = 4.050 - 4.000 = 50 \text{ Hz (frequência de tratamento)}$$

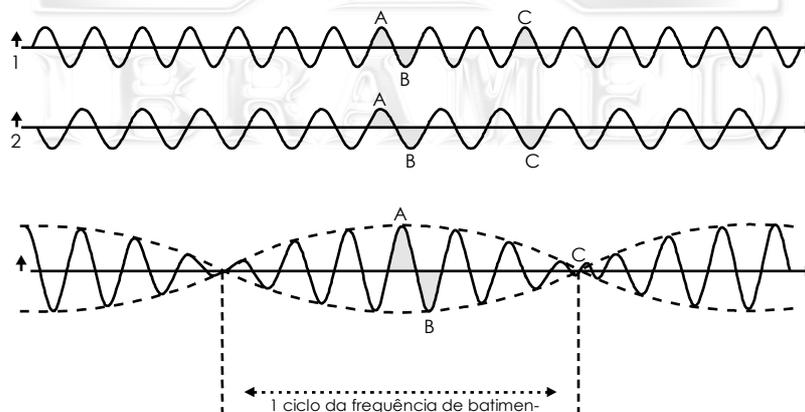


Figura 1 - Nos diagramas acima, 1 é o canal fixo em 4.000Hz e 2 é o canal onde a frequência foi escolhida de 4.050Hz. Em certos pontos as duas fases serão idênticas (A e B) e em tais situações a soma resultante produzirá um aumento total da amplitude. No ponto ( C ) as duas correntes são iguais e opostas, cancelando-se mutuamente. O "envelope" (linha pontilhada) mostra a forma do ciclo da frequência de batimento. O número de envelopes por segundo representa a AMF, ou seja, 4.050Hz - 4.000Hz = 50Hz (frequência de tratamento).

## CAMPO INTERFERENCIAL ESTÁTICO (Tetrapolar normal ou estandar)

No tratamento interferencial conhecido como tetrapolar normal ou estandar, são necessários quatro eletrodos (dois por canal). Estes quatro eletrodos são usualmente aplicados no paciente da maneira vista na figura 2.

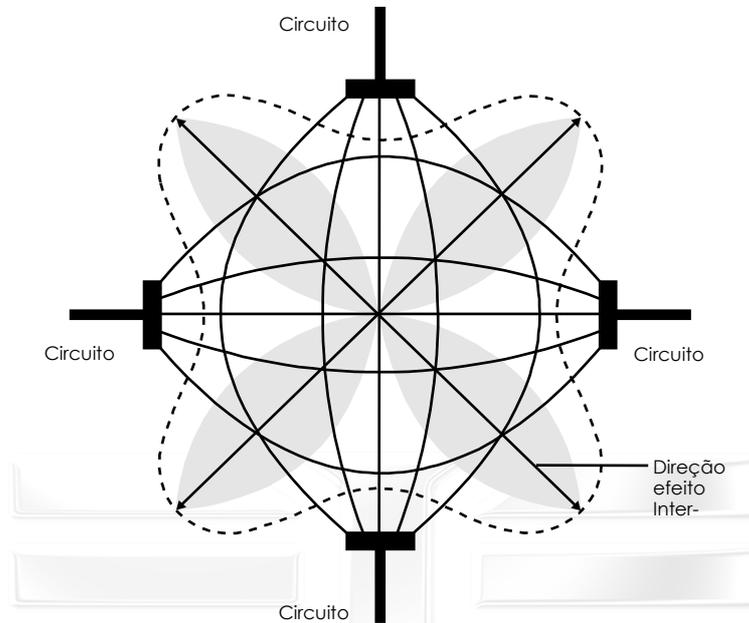


Figura 2 - Os dois circuitos são colocados na diagonal da melhor maneira possível. O efeito da interferência ocorre somente nas áreas sombreadas. No entanto, as áreas sombreadas na figura são aplicadas somente para tecidos homogêneos.

Na maioria das situações clínicas os tecidos dos pacientes não são homogêneos e a área representada na figura provavelmente será modificada.

O campo visto na figura 2 é conhecido como ***Campo Interferencial Estático***. Neste ponto é importante fazer algumas considerações a respeito da aplicação dos eletrodos na terapia interferencial. Um tratamento efetivo somente ocorre quando o paciente percebe uma sensação dominante concentrada na área onde o problema se encontra. Em outras palavras, o paciente irá sentir uma significativa sensação de formigamento ao redor e na área onde o problema se encontra.

Um ajuste da posição dos eletrodos na pele é importante para se conseguir os melhores resultados. Uma das razões encontradas quando o resultado não é satisfatório na terapia interferencial é a posição inadequada dos eletrodos. O paciente deve experimentar uma sensação de formigamento de preferência agradável (como “delicadas agulhadas”). É possível para o paciente experimentar a sensação debaixo do eletrodo; mas deve também sempre que possível sentir este “formigamento” na área onde o problema se localiza.

O modelo em “forma de folha” mostrado na figura 2 representa o chamado ***Campo Interferencial Estático*** e é comumente utilizado para descrever a área de efeito da interferência.

Porém, existem outros aspectos na forma e distribuição deste campo. Desde que não existe maneira prática de se medir a área de efeito da interferência, o profissional tem que contar com a reportagem do paciente da área e extensão da estimulação.

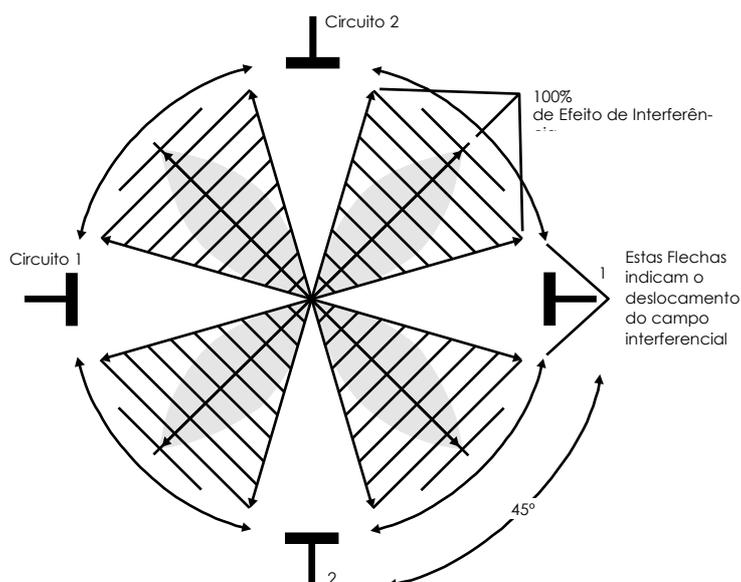
É relativamente fácil localizar o efeito quando os quatro eletrodos estão pertos um do outro; mas isto serve para uma comparação superficial do tratamento. Existem métodos matemáticos para descrever o efeito da interferência e sua distribuição, mas o seu uso é clinicamente limitado devido a determinadas situações que se encontra o paciente.

### CAMPO INTERFERENCIAL DINÂMICO (Tetrapolar com vetor manual ou automático)

O Campo Interferencial Estático descrito representa o modo tetrapolar-normal ou estandar de aplicação de correntes interferenciais. Através dos anos, este processo básico sofreu interessantes desenvolvimentos. O maior deles foi o chamado "Vetor Manual" e "Vetor Automático". Este modo Vetor Manual ou Automático nada mais é que o fluxo de corrente produzido acrescentando-se vetorialmente os dois circuitos (canais) juntos. Uma descrição técnica melhor colocada seria o conceito de sistema de **vetor "rotacional" ou "dinâmico"**. O conceito de sistema de vetor "dinâmico" é basicamente simples, ou seja, implica numa rotação do Campo Interferencial Estático de zero a aproximadamente 45 graus retornando novamente para zero. A área de influência do campo no tecido passa a ser mais extensa do que no Campo Interferencial Estático.

Este "movimento" é produzido ritmicamente pelo desequilíbrio das correntes, alterando a posição da área de máxima estimulação.

A figura 3 abaixo ilustra este princípio.



No caso onde o paciente apresente sintomas não bem localizados, o sistema de vetor dinâmico (vetor automático) pode ser um meio útil para este problema. No entanto, deve-se entender que, como o campo de influência esta “varrendo” os tecidos, uma parte do tempo de tratamento pode não ser gasto sobre a lesão.

O sistema de “vetor automático” (vetor dinâmico) não deve ser visto como um atalho a fim de permitir o terapeuta tratar o problema sem localizá-lo corretamente. Estando os eletrodos bem colocados antes de iniciar o tratamento, os sistemas de vetor dinâmico poderão aumentar a eficácia do tratamento. Portanto esta eficácia de tratamento depende muito da correta colocação dos eletrodos. Vale enfatizar aqui que os efeitos vistos na figura 3 ocorrem num meio homogêneo. É difícil e quase impossível prever com exatidão o padrão de efeito interferencial num paciente submetido a campos interferenciais estáticos ou dinâmicos. Não existe uma evidência segura de que o modo “vetor manual ou automático” seja significativamente melhor do que o modo “normal ou estandar”.

### **EQUILÍBRIO DOS CIRCUITOS (“BALANÇO DOS CANAIS”)**

O "Balanço dos Canais" é utilizado no modo Interferencial Tetrapolar (campo interferencial estático). Para se conseguir um máximo efeito terapêutico, é necessário assegurar que a corrente que flui pelos dois canais sejam iguais. Desde que os tecidos do corpo não são homogêneos, é necessário ajustar a corrente dos canais de maneira a ficarem equilibradas (“balanceadas”). Alguns equipamentos realizam este “balanço” automaticamente; outros o ajuste deve ser feito externamente pelo terapeuta através de um controle denominado balanço ou ajustando-se a mesma corrente nos dois canais.

O Neurodyn V 2.0 utiliza tecnologia de corrente constante de saída para o paciente. Sendo assim o balanço é conseguido colocando-se a mesma corrente (mA) nos dois canais. Vale lembrar que o nível de corrente a ser aplicado pode ser diferente para cada paciente. Portanto a intensidade deve ser “sentida”, porém, agradável ao paciente.

Ainda no modo Tetrapolar, o Neurodyn V 2.0 permite realizar exploração manual (VETOR MANUAL), onde o terapeuta rotaciona manualmente o campo interferencial "procurando localizar", de acordo com a reportagem do paciente, o exato local do problema.

Para isso, basta desequilibrar (desbalancear) os canais, ou seja, deixar um canal com corrente menor ou maior que o outro. Por exemplo: Supondo que você está com uma intensidade de corrente de 30 mA no canal 1 e 30 mA no canal 2 (circuito equilibrado, balanceado). Se você diminuir ou aumentar somente o canal 2, você estará “rotacionando” o vetor. No Neurodyn V 2.0 você pode ainda selecionar o modo de estimulação vetor automático, onde o equipamento estará fazendo a “rotação do vetor” automaticamente. Lembre-se que a técnica de “vetor manual” ou “vetor automático” é válida apenas no modo Interferencial Tetrapolar.

## CORRENTES INTERFERENCIAIS BIPOLAR (pré-modulada)

É possível emitir correntes interferenciais ao paciente utilizando dois eletrodos em vez dos quatro convencionais. Neste sistema, as duas correntes são mixadas dentro do aparelho e transmitidas ao paciente por dois eletrodos. Existe uma significativa diferença entre esta técnica e o modo tetrapolar que usa quatro eletrodos. No modo convencional (tetrapolar) a corrente interferencial é produzida endogenamente (dentro, profundamente) no paciente. No modo bipolar (pré-modulado) a corrente interferencial é aplicada através dos eletrodos para a pele do paciente. É pouco provável que haja uma diferença clínica entre os dois métodos, a não ser a óbvia facilidade de aplicação do modo pré-modulado. Para muitas situações, o modo pré-modulado é o mais escolhido, por exemplo: na estimulação do músculo.

Os equipamentos que possuem o modo Bipolar (pré-modulado), normalmente requerem o uso de somente um dos canais. Os termos “dois pólos” ou “bipolar” podem ser enganosos, pois eles podem implicar em dois pólos diferentes. Como na terapia interferencial são usadas correntes alternadas (sem polaridade fixa) o termo “pré-modulado” ou “pré-mixado” descreve com maior clareza a técnica de aplicação.

## CONTROLE DA AMF - Frequência de tratamento (frequência de batimento)

A AMF, conhecida também por frequência de batimento ou frequência de tratamento, pode ser controlada de duas maneiras básicas, sendo conhecidas como modo "Contínuo" (constante) e modo "Sweep" ( $\Delta$ AMF). No modo Contínuo (constante), o equipamento gera uma única frequência de batimento que pode ser selecionada pelo operador. Neste método, o aparelho gera uma diferença constante na frequência entre os dois canais.

**Exemplo:** como já mencionado a frequência de um canal é 4.000 Hz; e a frequência do outro o canal varia de 4.001 Hz a 4.100 Hz. No modo Contínuo (constante) se o operador escolher uma frequência de 4.050 Hz, o equipamento gera a diferença entre os dois canais (4.050 - 4.000), ou seja, uma frequência de tratamento - AMF (frequência de batimento) fixa de 50 Hz.

Um método mais útil de se controlar a frequência de batimento é o modo “Sweep” ( $\Delta$  AMF). Neste caso, o equipamento gera automaticamente a frequência de batimento dentro de uma faixa pré-selecionada. Esta faixa pré-selecionada é conhecida como “extensão da frequência”. A palavra extensão pode ser interpretada como sendo a faixa da frequência de tratamento. Esta faixa de frequência é automaticamente e rítmicamente aumentada e diminuída dentro de uma faixa de AMF pré-estabelecida.

**Exemplo:** Uma AMF (frequência básica de tratamento) de 20 Hz é escolhida e uma extensão (faixa), ou seja, Sweep ( $\Delta$  AMF) de 50 Hz é requerida. A corrente liberada ao paciente começa com uma AMF (frequência de tratamento) de 20 Hz e (com uma extensão de 50 Hz) passa sucessivamente através das outras frequências até alcançar a-

frequência de 70 Hz, depois decrescendo gradualmente até 20 Hz. Este processo é repetido automaticamente.

O modo "SWEEP" é muito utilizado para se evitar a acomodação. Uma "larga" extensão vai prevenir acomodações mais eficientemente do que uma "estreita" extensão. Usando uma extensão larga de frequência, notáveis sensações e ou contrações ocorrerão.

**Escolha da AMF ou Frequência de Tratamento:** A escolha da AMF depende da natureza, estágio, gravidade e do local do problema. As sensações experimentadas pelo paciente nas diversas AMF devem ser consideradas. Frequências altas são sentidas como "agradáveis e mais leves". AMF altas (75 Hz a 100 Hz) são sugeridas para problemas agudos, grande dor, hipersensitividade. Quando o paciente demonstra certo receio à estimulação elétrica, uma AMF alta deve ser usada no início do tratamento. Em frequências baixas a sensação é mais "áspera e pesada". Frequências entre 25 Hz e 50 Hz tendem a produzir contrações (tetânicas). Nas contrações musculares, problemas crônicos ou sub-agudos, uma AMF baixa é bem adequada. Frequências abaixo de 50 Hz produzem contrações pulsadas e fibriladas.

**Modo de Interferência Bipolar:**

**Sweep** ou  $\Delta$  AMF (faixa de varredura da AMF) - Com o passar do tempo, um paciente submetido à estimulação elétrica, irá aos poucos senti-la com menos intensidade, podendo até mesmo parar de sentir a sensação provocada por aquela corrente. Este processo é chamado de "acomodação" e ocorre porque os sensores estimulados passam informações relativas às mudanças externas em grau decrescente. A acomodação pode ser evitada pela variação da AMF (frequência de tratamento).

**Modo de varredura de SWEEP ( $\Delta$  AMF):**



A AMF permanece na frequência básica por um segundo e então muda abruptamente para a frequência mais alta, na qual permanece também por um segundo. Isto se repete automaticamente. Esta forma de tratamento tem um efeito agressivo e torna-se mais agressivo ainda se for escolhida uma extensão "larga" de varredura da AMF. Um efeito que pode ser observado logo depois do tratamento com este tipo de programa é uma hiperemia superficial. Este programa é recomendado para problemas crônicos e subagudos.

**Exemplo:** Se a AMF básica escolhida for 20 Hz e a extensão escolhida (sweep) for 50 Hz, então usando este programa, a AMF permanece um segundo em 20 Hz, muda abruptamente para 70 Hz, permanece um segundo em 70 Hz, muda abruptamente para 20 Hz e recomeça novo ciclo.

 A AMF permanece na frequência básica por cinco segundos, passa por todas as outras frequências (dentro da extensão escolhida) em um segundo até alcançar a frequência mais alta, na qual permanece também cinco segundos. Isto se repete automaticamente. Esta forma de tratamento possui características mais brandas e bastante toleradas pelo paciente nas desordens agudas.

**Exemplo:** Se a AMF básica escolhida for 20 Hz e a extensão escolhida for 50 Hz, então usando este programa, a AMF permanece por cinco segundos em 20 Hz, passa por todas as frequências dentro da extensão escolhida (21 a 69 Hz) em um segundo até alcançar a frequência de 70 Hz, permanece cinco segundos em 70 Hz, volta por todas as frequências novamente (69 a 21 Hz) em um segundo até chegar novamente em 20 Hz e recomeça novo ciclo.

 A AMF nunca está “parada” como nos outros programas. Ela esta continuamente variando, ou seja, nos primeiros seis segundos ela cresce passando por todas as frequências dentro da extensão escolhida até alcançar a frequência mais alta, e decresce imediatamente nos próximos seis segundos. Isto se repete automaticamente. Dos três tipos de programas, este é o mais agradável de todos. Este modo é bastante utilizado para se evitar a acomodação.

**Exemplo:** Se a AMF básica escolhida for 20 Hz, e a extensão escolhida for 50Hz, então usando este programa, a “varredura” da frequência começa em 20 Hz crescendo e passando por todas as frequências dentro da extensão em seis segundos até a frequência mais alta 70 Hz e decresce imediatamente em mais seis segundos passando novamente por todas as frequências até 20 Hz e recomeça novo ciclo.

Interferência **Bipolar: MODE** (Modo de estimulação):

**CNT** (Contínuo) - AMF constante: o equipamento gera uma única frequência de batimento que pode ser selecionada pelo operador. Neste método, o aparelho gera uma diferença constante na frequência entre os dois canais. Neste modo de estimulação (contínuo) você pode ainda utilizar os programas de Sweep.

**SIN** (Sincronizado) - Uma vez escolhido a AMF e/ou SWEEP, quando no modo de estimulação SIN o equipamento introduz as conhecidas "rampas" rise, on, decay e off .

**REC** (Recíproco) - Uma vez escolhido a AMF e/ou SWEEP, quando no modo de estimulação REC o equipamento introduz as conhecidas "rampas" rise, on, decay e off , alternando canal 1 e 3 com canal 2 e 4.

**SEQ** (SEQUENCIAL) - Uma vez escolhido a AMF e/ou SWEEP, quando no modo de estimulação SEQ o equipamento introduz as conhecidas "rampas" rise, on, decay e off , de maneira SEQUENCIAL (primeiro canal 1, depois canal 2, depois canal 3 e finalmente canal 4)

Obs.: Vale à pena lembrar que o modo Contínuo, Sincronizado, Recíproco e SEQUENCIAL funciona somente na técnica com dois eletrodos (Bipolar) e é geralmente utilizado para fortalecimento muscular.

**Carrier** - Frequência de portadora:

Podem ser escolhidas as frequências de 2KHz, 4KHz e 8KHz. O uso clínico tem demonstrado que as frequências aproximadas a 2.000Hz produzem maior atividade motora. A corrente é menos suave e produz máxima estimulação a nível muscular. A frequência de 2KHz deve ser utilizado somente nas condições não dolorosas. De maneira geral, todas outras aplicações se utiliza a frequência de 4KHz (4.000Hz) ou 8KHz (8.000Hz).

Interferência **Tetrapolar**:

- **AMF** e **Sweep** ( $\Delta$ AMF) igual ao modo bipolar.

Interferência **Tetrapolar**: **MODE** (Modo de estimulação):

**NML** (normal): para campo interferencial estático ou dinâmico com vetor manual.

**AUT** (automático): para campo interferencial dinâmico com vetor automático.

Anotações: Lembre-se que para executar o modo Tetrapolar com Vetor Manual, você tem que desbalancear os canais (intensidades de corrente diferentes). É a intensidade de corrente diferente nos canais que "rotaciona" o vetor. Para executar o modo Tetrapolar com Vetor Automático, você tem que balancear os canais (intensidades de corrente iguais)

Na terapia por correntes interferenciais o modo bipolar é preferencial, pois neste caso a modulação em profundidade é sempre 100%. No modo tetrapolar a modulação em profundidade pode variar de 100% a 45%. Na terapia interferencial, 100% de modulação em profundidade é muito importante, pois garante um ótimo efeito de estimulação. Na prática é mais fácil a colocação de dois eletrodos do que quatro. Por essas razões o método bipolar é preferido.

O método tetrapolar é usado para grandes áreas. A técnica do vetor produz uma estimulação efetiva dentro de uma grande área. Se a localização do problema for clara, o método de vetor manual é preferido. Usa-se desta maneira o desbalancear de canais para conseguirmos uma modulação em profundidade de 100% no local em questão. Não havendo uma localização perfeita, usa-se o método de vetor automático, que ficará "passando" pelo local em questão.

## CORRENTE RUSSA:

Anteriormente à década de 70 a estimulação elétrica era utilizada predominantemente na recuperação do músculo esquelético de pacientes portadores de afecções neurológicas. Já nos anos 70 a estimulação do músculo esquelético passou a ser utilizada para a melhora da *performance* relacionada ao aumento da força muscular tanto em indivíduos saudáveis e atletas quanto em pacientes com perda funcional importante do sistema muscular.

A corrente RUSSA é uma modalidade eletroterapêutica utilizada frequentemente nos regimes de reabilitação em diferentes áreas da fisioterapia com o objetivo de recuperar e/ou aumentar a função do músculo esquelético. Tal recurso foi introduzido no meio terapêutico na década de 70 pelo cientista russo Yakov Kots, o qual foi responsável também pelos primeiros experimentos envolvendo o uso da RUSSA. Porém, o material produzido por Kots tem a sua divulgação restrita em função principalmente das dificuldades de entendimento do idioma russo já que as informações não foram traduzidas para outros idiomas como o inglês. Assim, este material visa apontar informações da literatura científica que suportem o uso da corrente Russa a partir dos achados dos experimentos originais realizados pelo grupo de Yakov Kots e traduzidos para outros idiomas de acesso menos restrito.

### Indicações de uso da corrente RUSSA

- Fortalecimento do músculo esquelético melhorando de maneira significativa tanto o controle motor quanto a morfologia das células musculares por meio do aumento da área de secção transversa das fibras do músculo esquelético.

### Características originais da corrente RUSSA

- corrente alternada
  - frequência de 2.5kHz
  - modulação em *Burst* em 50 Hz
  - ciclo de trabalho de 50%
- regime de oferta dos pulsos 10/50/10 – 10 segundos “on”, 50 segundos “off” por um período de 10 minutos por sessão.

### Técnica para o posicionamento dos eletrodos

Ponto motor: pode ser localizado por meio de um estímulo elétrico de parâmetros excitatórios (T e f) fornecido ao músculo do paciente, é o ponto na superfície da pele no qual o ramo motor do nervo penetra no músculo. Este ponto é considerado o de menor resistência a passagem da corrente elétrica permitindo assim, a maior excitabilidade do músculo.

Ventre muscular: localiza-se o ventre muscular visualmente solicitando-se do paciente, por exemplo, uma contração isométrica sendo que a região central e de maior volume percebida corresponde ao ventre muscular que se deseja estimular por meio da corrente Russa.

### **Contra indicações para o uso do recurso**

- pacientes portadores de dores musculares de etiologia desconhecida.
- pacientes portadores de lesões musculares agudas.
- pacientes portadores de distrofia muscular independente do tipo.
- pacientes com alterações cognitivas importantes e incapazes de fornecer *feedback* de intensidade de corrente prescrita durante o tratamento.
- pacientes portadores de cardiopatias de condução graves.

Selkowitz (1989) revisou evidências experimentais que sugerem a efetividade do uso da corrente Russa no aumento da força muscular. O autor concluiu haver contundentes evidências que mostram o aumento da força muscular após treinamento com a corrente Russa, porém, é importante ressaltar que segundo o autor, o aumento da força muscular conseguido por meio do treinamento com a corrente não foi superior ao aumento produzido pelo treinamento por meio dos exercícios voluntários ou a combinação das duas técnicas, ou seja, exercício voluntário mais estimulação elétrica Russa.

Algumas situações terapêuticas impossibilitam o uso da cinesioterapia por meio de exercícios resistidos. Assim, uma estratégia terapêutica a ser utilizada seria o uso da contração muscular induzida por meio da estimulação Russa. Pacientes em situações de pós cirúrgico de lesões do sistema osteomioarticular, lesões neurológicas centrais e periféricas, após procedimentos cirúrgicos estéticos como lipoaspiração são possíveis candidatos a serem submetidos a sessões de treinamento por meio da corrente Russa.

Delitto et al. (1989), compararam o ganho de força muscular produzido pela estimulação elétrica por meio da corrente Russa com o ganho produzido pelo exercício voluntário em pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior. Segundo os autores, o grupo submetido ao treinamento por meio da corrente Russa apresentou maior ganho de força muscular quando comparados ao grupo treinado voluntariamente.

SNYDER-MACKLER et al. (1989), compararam os valores de torque máximo induzido eletricamente por meio de 3 correntes diferentes: Russa, interferencial a 4kHz e uma corrente bifásica pulsada e de baixa frequência. O maior torque produzido foi atribuído à corrente Russa, porém, a diferença não foi estatisticamente significativa quando comparada à corrente de baixa frequência. Já Ward & Robertson, (1998), compararam os torques máximos gerados eletricamente por correntes moduladas em 50Hz com faixas de frequências variando entre 1 a 15kHz. O torque máximo gerado foi obtido quando a frequência de 1kHz foi utilizada sendo que neste experimento os autores não usaram correntes pulsadas monofásicas e de baixa frequência para comparação. A limitação do estudo ocorreu quando não foram feitas comparações diretas com a corrente Russa.

LAUFER et al. (2001) compararam os torques máximos gerados eletricamente usando-se a Russa, uma corrente pulsada monofásica a 50Hz e uma corrente pulsada bifásica também a 50Hz. A única diferença apontada pelos autores foi entre a corrente pulsada bifásica e a Russa sendo o torque gerado pela primeira superior ao conseguido pela estimulação Russa.

Outros estudos científicos Snyder-mackler et al. (1994, 1995) ratificam os achados de Delitto et al. (1988), e ainda estabelecem correlações positivas entre as altas intensidades de treinamento e a porcentagem de melhora da força muscular.

Em relação à intensidade de estimulação dada em miliamperes (mA), esta deve ser preferencialmente incrementada a cada 3 a 5 minutos dentro da mesma sessão de treinamento para que as adaptações musculares ocorram e conseqüentemente ocorra também o aumento da força muscular após o treinamento com corrente Russa.

### A popularidade da corrente Russa

Dr. Yakov Kots no ano de 1977 em uma conferência, destacou haver conseguido aumento de 40% na força muscular isométrica voluntária máxima de atletas de elite. Tal fato não foi documentado de maneira escrita e em função disso algumas dúvidas ainda restam a cerca do tema.

Um grupo canadense (St PIERRE et al. 1986) junto a Yakov Kots realizaram um estudo com atletas universitários. Neste estudo não foi verificado a presença de nenhuma referência anterior produzida por Kots, porém a biblioteca inglesa possuía na época do estudo, um manuscrito no idioma russo publicado pelo cientista. Os primeiros experimentos que levaram à criação da corrente Russa serão relatados a seguir.

Os parâmetros de corrente utilizados foram corrente alternada com frequência de 2.5kHz, modulada em *Bursts* com frequência de 50 Hz e ciclo de trabalho de 50%. O regime de oferta dos pulsos foi de 10/50/10, ou seja, 10 segundos - "on", 50 segundos "off" por um período de 10 minutos por sessão.

O regime "10/50/10" foi obtido por Kots a partir de um estudo no qual os autores utilizaram uma corrente pulsada de T= 1 milissegundo, forma de onda retangular e frequência de 50 Hz. O segundo passo dos experimentos foi determinar se as sessões seriam feitas diariamente ou em dias alternados por 9 ou 19 dias de tratamento. Para isso, os autores utilizaram para os experimentos 37 atletas jovens 15 a 17 anos divididos em 4 grupos. 3 grupos receberam a estimulação elétrica no músculo bíceps braquial e o grupo 4 recebeu a corrente no músculo tríceps sural. O torque máximo gerado pela corrente foi mensurado por meio de célula de carga durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM). O nível de contração muscular também foi mensurado por meio de um dispositivo desenvolvido para tal, apenas nos grupos que receberam estimulação elétrica no músculo bíceps braquial.

Na primeira parte de seus experimentos, Kots & Xvilon aplicaram *trens* de pulso a 50Hz por um tempo de 15 segundos e o torque muscular evocado foi monitorizado.

Após isso, os autores comparam tempos maiores de estimulação ao tempo de 10 segundos e não observaram redução no torque gerado. Porém, os autores observaram a ocorrência de fadiga induzida eletricamente, ou seja, em decorrência do uso da corrente no tempo de 12.5 segundos. Com base nestas observações os autores concluíram que 10 segundos seria um tempo adequado de estimulação para que a fadiga do músculo fosse evitada.

Quanto à envoltória, a determinação do tempo “on” havia sido feita pelos autores (Kots & Xvilon), assim, o tempo “off” deveria ser determinado para que a fadiga muscular fosse evitada entre cada *tren* de pulso oferecido durante os tratamentos. Os autores definiram como fadiga muscular uma queda visível no torque muscular entre 2 *trens* de pulso consecutivos de 10 segundos cada. Foram comparados pelos autores os seguintes tempos “off”: 10, 20, 30, 40 e 50 segundos. Foi reportado após experimentos que tempos “off” menores ou iguais a 30 segundos reduziam a média do torque gerado pelo músculo no segundo *tren* de pulso.

Kots & Xvilon concluíram que o tempo “off” deveria estar entre 40 e 50 segundos. A partir daí os autores mensuraram a variação do torque por 10 *trens* de pulsos consecutivos de 10 segundos cada e acharam que o tempo “off” de 40 segundos favorecia a ocorrência da fadiga muscular particularmente nos últimos *trens* da estimulação. Quando utilizado o tempo “off” igual a 50 segundos, a fadiga muscular não se manifestou durante os 10 *trens* de pulsos consecutivos de 10 segundos cada.

Assim o regime terapêutico estava pronto: 10 segundos “on”, 50 segundos “off” por 10 *trens* de pulsos. Após pronto o protocolo desenvolvido por Kots e Xvilon este deveria ser colocado em teste: Os autores selecionaram dois grupos de voluntários e aplicaram o regime 10/50/10 diariamente para um dos grupos e em dias alternados para o outro grupo e realizaram a avaliação do torque muscular após 9 e 19 dias. A avaliação do torque foi feita por meio da CIVM. A perimetria do membro inferior estimulado também foi realizada.

Os autores concluíram baseados em suas observações que a corrente Russa produzira um aumento na força muscular nos músculos excitados em comparação à contração muscular voluntária. Outra observação importante feita pelos autores foi que todos os voluntários estimulados toleraram intensidades progressivas de estimulação tanto no grupo de 9 quanto no de 19 dias de estimulação Russa. O aumento da circunferência do membro inferior estimulado também foi verificado. Em relação a realização de sessões diárias por 9 dias ou alternadas por 19 dias, os autores não observaram diferenças nas variáveis avaliadas.

### **Prováveis mecanismos que levam ao aumento da força muscular em função do uso da corrente Russa**

Kots & Xvilon utilizaram um grupo controle que realizou CIVM, 6 vezes ao dia por 19 dias. Os autores não observaram aumentos significativos da força muscular pré e pós o período de treinamento.

O mesmo grupo russo como descrito em referência acima, reportou o uso de correntes elétricas na faixa de frequência de kilohertz para aumentar a força muscular. As correntes utilizadas para os treinamentos foram uma alternada e constante sem modulações e a outra, uma corrente alternada modulada em tempo ou *bursts* a 50 Hz 10ms “on” e 10ms “off”. Os autores observaram os efeitos da estimulação direta, ou seja, feita no ventre muscular e indireta aonde foi realizada a estimulação do nervo periférico correspondente ao músculo que se objetivava treinar.

Os músculos estimulados foram os flexores de punho e dedos bem como gastrocnêmio medial e lateral. Para os músculos flexores de punho e dedos, a estimulação direta foi feita por meio de eletrodos convencionais de medidas conhecidas e a indireta por meio de eletrodo percutâneo implantado abaixo do cotovelo. Os mesmos tamanhos de eletrodos foram utilizados para estimulação do gastrocnêmio, porém detalhes do posicionamento não são apontados no manuscrito. O estudo foi dividido em quatro partes distintas sendo que para cada parte do estudo o número de voluntários variou de 7 a 10.

Para a primeira parte do estudo Adrianova et al. (1971) utilizaram a corrente alternada e sem modulação com frequências de 100, 500, 1000, 2500, 3000 e 5000Hz para estimular os músculos flexores de punho e dedos. Os autores mensuraram para cada frequência utilizada o limiar motor, a corrente máxima tolerada e a voltagem necessária para desencadear 60% do torque elétrico induzido.

Os autores sugerem que a medida que se aumenta a frequência de corrente, aumenta-se também o nível de estimulação, porém, o desconforto acarretado pelo uso da estimulação elétrica diminui. Os autores não mensuraram de maneira quantitativa o desconforto e desta forma parece que estas observações foram de caráter empírico e não científico.

Apesar disso, atualmente a literatura já oferece indícios que realmente comprovam a maior confortabilidade para os pacientes com o uso de correntes de média frequência (GUIRRO et al. 2000).

De volta ao manuscrito de Adrianova et al. (1971), os autores observaram que para a estimulação direta dos músculos gastrocnêmios a força máxima de 92.5kg ou aproximadamente 70% da contração isométrica voluntária máxima foi conseguida com 2.5Hz de frequência de corrente. Já para estimulação indireta dos músculos flexores de punho e dedos a força máxima elicitada foi a 1kHz. Acima deste valor de frequência a fadiga muscular apareceu rapidamente.

A segunda parte do estudo de Adrianova et al. (1971), objetivou a mensuração da força muscular com as diferentes correntes e frequências utilizadas e descritas anteriormente. De acordo com os autores, a estimulação indireta com corrente de frequência igual a 1kHz foi mais eficiente em proporcionar o aumento da força muscular independente da corrente utilizada (sem modulação ou modulada em *bursts* a 50Hz). Já para a estimulação direta, a corrente de 2500Hz alternada conseguiu promover um maior aumento da força muscular quando comparada às outras frequências testadas. Curiosamente os autores não testaram a corrente alternada modulada em *bursts*, a qual mais se aproxima da Russa proposta pelo próprio grupo.

Na terceira parte do estudo os autores decidiram então comparar as frequências de 1kHz e 2500 kHz já que a primeira foi mais efetiva na estimulação indireta e a segunda na estimulação direta. Os resultados novamente se repetiram como na segunda parte do estudo, porém novamente a corrente modulada em *bursts* não foi utilizada pelos autores.

Os autores ainda mencionam que o nível de força muscular gerado pelas duas frequências (1kHz e 2500 kHz) foi bastante similar, o que sugere em teoria, que a estimulação direta do músculo possa favorecer o recrutamento de fibras musculares mais profundas fato descartado pela maioria das literaturas que abordam o assunto. A literatura sugere que as correntes excitomotoras conseguiriam estimular apenas as fibras superficiais.

### A modulação em BURSTS

Sem apresentar fundamentação científica consistente, Adrianova et al. (1971) concluíram que quando a corrente de 2500 Hz é aplicada de maneira contínua ou em 10 ms e com *bursts* de 50 Hz a força máxima conseguida após estimulação não é afetada. O estudo de Soloviev E.N., (1963), também apóia os achados de Adrianova et al. (1971) o qual recomenda a modulação em *bursts* a 50Hz em função de tal modulação proporcionar a interrupção da corrente oferecida ao paciente o que poderia retardar a fadiga muscular do paciente durante o treinamento.

O estudo recente de Ward & Robertson (2002) sustenta a hipótese levantada por Adrianova et al. (1971) e Soloviev (1963). Os autores avaliaram o limiar motor em frequências que variaram de 1 a 25kHz e pouca diferença foi encontrada entre os estímulos oferecidos de maneira contínua e modulados em *bursts*.

Na quarta parte de seu estudo Adrianova et al. (1971) investigaram a capacidade da modulação em *bursts* a 50Hz em evitar uma possível situação de fadiga muscular sem reduzir o torque gerado eletricamente pela corrente.

Os autores compararam a estimulação contínua ou constante em relação à estimulação modulada em *bursts* por meio da estimulação direta dos músculos gastrocnêmio e indireta dos flexores de punho e dedos. Os resultados observados suportam a hipótese de que a modulação em *bursts* a 50Hz e o ciclo de trabalho de 50% não reduzem o torque gerado eletricamente.

No mesmo estudo, Adrianova et al. (1971) apontaram o ganho de força muscular em dois diferentes grupos de voluntários. O primeiro grupo recebeu a corrente nos músculos gastrocnêmios a frequência de 2500Hz uma vez ao dia por 18 dias. A contração voluntária máxima a circunferência do membro bem como a altura de saltos realizados foram mensurados.

Metade do segundo grupo recebeu estimulação elétrica no músculo tibial anterior a 2500Hz e a outra metade recebeu a corrente no mesmo músculo com a frequência igual a 1000Hz. Para os dois grupos estimulados, o regime utilizado foi o mesmo (10/50/10) modulação em *bursts* a 50Hz e com ciclo de trabalho igual a 50% aplicada na intensidade máxima tolerada pelo voluntário.

Os ganhos de força observados foram maiores para o grupo 1 (aumento de 45%). O ganho de força muscular foi acompanhado de um aumento na circunferência do membro de 3% e ainda um aumento na altura dos saltos de 15%.

É importante ressaltarmos que não foram apenas nos estudos produzidos por Kots e seu grupo que se verificou aumento da força muscular após o uso da corrente Russa, outros grupos menos interessados no *Marketing* do que o nome “Russa” traz, também apontam a efetividade do recurso em diversas populações. Uma dúvida apontada por cientistas de áreas correlatas seria em relação aos grupos controles utilizados por Kots e colaboradores, porém o resultado de outras pesquisas como mencionado aliviam esta preocupação.

Não existe na literatura grande quantidade de estudos que apontem a evidência de que a corrente Russa seja mais efetiva em detrimento ao exercício voluntário no aumento da força do músculo esquelético. O contrário também é verdadeiro, ou seja, o exercício voluntário não parece ser mais efetivo em relação à corrente no aumento da força do músculo esquelético. Assim, quando possível, sugere-se a combinação de ambos os recursos quando o objetivo for o fortalecimento muscular.

O uso da combinação do exercício voluntário mais a corrente Russa deve-se ao fato dos diferentes padrões de recrutamento muscular conseguidos pelos dois diferentes recursos pois, sabe-se que, o exercício voluntário recruta preferencialmente as fibras musculares de contração lenta (tipo I) enquanto que a estimulação Russa recrutaria de maneira inversa, ou seja, primeiramente as fibras musculares de contração rápida (tipo II) as quais respondem mais efetivamente ao treinamento de força muscular e que são inervadas por motoneurônios de grande diâmetro

É importante observarmos que a maioria dos experimentos conduzidos pelos russos para a verificação da efetividade da corrente em questão foi embasado na observação da aplicação da corrente Russa com variação nos parâmetros originais e subsequente observação das respostas de fadiga e geração de força muscular após treinamento muscular.

Uma segunda justificativa para se evitar o uso isolado da contração muscular voluntária seria que esta favorece o risco de aumentar a capacidade de geração de força muscular, sem, no entanto, conseguir grandes modificações na velocidade de contração muscular, o que influenciaria negativamente e de maneira direta a capacidade do músculo esquelético em gerar potência muscular.

Sabe-se que em determinadas situações a movimentação articular torna-se inviável em função de problemas como redução da força muscular, edema e a própria limitação de movimento articular e nessas situações a estimulação elétrica por meio da corrente Russa deve ser utilizada isoladamente.

O material desenvolvido por Kots & Xvilon justifica de maneira fisiológica o uso do regime 10/50/10 (KOTS Y.M., XVILON V.A., 1971, *Trenirovka mishechnoj sili metodom elektrostimuliastsii: soobschenie 2, trenirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. Teor. Pract. Fis. Cult .*, 4: 66 – 72.) pois, para os autores a corrente Russa para provocar o aumento da força muscular não poderia de forma nenhuma levar à ocorrência da fadiga do músculo esquelético pois caso isso ocorresse haveria imediatamente durante o treinamento uma redução da capacidade de trabalho muscular e em decorrência disto as adaptações ao treinamento seriam de pequena magnitude.

A observação dos autores a respeito do declínio da força usando-se a corrente pulsada monofásica a 50Hz com diferentes períodos “on” e “off” durante 10 minutos foi a evidência de que o estímulo não levaria à fadiga muscular.

Segundo os autores, para a frequência de 50 Hz o mecanismo dominante da ocorrência da fadiga muscular estaria relacionado à depletação de neurotransmissores bem como na falha da propagação dos impulsos de despolarização pelas fibras musculares mais especificamente pelos túbulos “T”. Estes achados são sustentados por literaturas mais recentes : JONES D.A.,1996, High and low-frequency fatigue revisited. *Acta. Physiol. Scand.*, 156:265 – 270. Assim, o tempo de 10 minutos no regime de treinamento parece ser importante.

É muito importante ressaltar que Kots & Xvilon (1971) não utilizaram uma corrente alternada para os testes e sim uma monofásica pulsada!. Assim, não se pode ignorar o fato de alguns autores que discordem deste regime de tratamento.

Quanto a frequência de 2500Hz utilizada na estimulação Russa, esta também parece não ser um consenso na literatura científica. Nos experimentos feitos por Adrianova et al. (1971) os autores utilizaram apenas a estimulação indireta, ou seja, a do nervo periférico em frequências que variaram de 100Hz A 5kHz. Ward & Robertson (1998) examinaram faixas de frequências e 1 a 15kHz, moduladas em *bursts* a frequência de 50Hz e encontraram que o torque máximo encontrado para os extensores de punho foi a uma frequência de 1kHz. A estimulação realizada pelos autores foi direta e indireta.

Segundo Delitto (2002), os dados existentes na literatura a respeito da frequência de 2500Hz modulada em *Bursts* a 50Hz utilizada na estimulação Russa é a mais adequada porém esta conclusão é baseada mais em inferências do que em mensurações experimentais muito bem controladas. O autor sugere que esta hipótese seja testada de maneira experimental para que outras perspectivas terapêuticas seja alcançadas.

Adrianova et al. (1971), estudaram dois tipos de correntes elétricas distintas sendo uma alternada e modulada em *bursts* e a outra pulsada e de frequência mais baixa. Os autores concluíram que a corrente de 2500Hz deve ser utilizada em função de oferecer uma maior agradabilidade de estimulação ao paciente.

D'ARSONVAL A., (1981) sugere após experimentos que a corrente alternada com voltagem fixa conseguiu promover uma excitação neuromuscular mais intensa nas frequências de 1250 a 1500Hz, tornando-se a contração mais estável na frequência de 2500Hz. De 2500Hz a 5000Hz, os níveis de contração muscular diminuíram exponencialmente.

O autor sugere ainda que os pacientes submetidos ao treinamento relataram maior agradabilidade durante as sessões de estimulação quando as correntes aplicadas apresentavam maiores frequências de pulsos.

Assim, em função das informações descritas acima se pode concluir que:

- Os estudos apresentados no material de Kots & Xvilon e Adrianova, suportam o uso com eficiência da corrente Russa
- Adrianova et al. (1971) concluíram que a frequência de 1kHz em relação a de 2.5kHz deve ser preferencialmente usada para maior produção de força quando os músculos forem estimulados de maneira indireta, ou seja, estimulação do nervo periférico. Esta hipótese é suportada no estudo recente de Ward & Robertson (1998)
- Para a estimulação direta a frequência de 2.5kHz deve ser utilizada.
- A questão de o quanto a corrente alternada modulada em *bursts* que da origem a corrente Russa é mais efetiva para a produção de força muscular em relação à corrente pulsada de baixa frequência ainda continua em aberto aguardando novas investigações.
- O regime 10/50/10 característico da corrente Russa foi elaborado a partir do uso de uma corrente pulsada monofásica de baixa frequência e não a partir de uma corrente alternada modulada em *bursts* e de média frequência a qual sustenta a estimulação Russa.
- O regime 10/50/10 foi escolhido para a estimulação elétrica por meio da corrente Russa em função de não provocar redução da força muscular durante os 10 minutos de estimulação.
- Os estudos iniciais utilizando-se a corrente Russa suportam o uso do recurso, porém mais estudos se fazem necessários para que algumas dúvidas sejam elucidadas completamente.
- Em relação à frequência de tratamentos por semana não nos parece adequado levar em consideração o que foi proposto pelos autores criadores da estimulação Russa pois a necessidade do número de sessões varia de paciente para paciente dependendo do tipo de patologia a ser tratada.

## **MENS** (Microcurrent Electrical Neuromuscular Stimulation ) ou, simplesmente, **MICRO CORRENTES**:

Becker e Nordenström forneceram uma base racional para uma forma nova e amplamente mais eficaz de intervenção médica para a qual Joseph M. Mercola e Daniel L. Kirsch, Ph.D. (1995) chamaram “terapia elétrica por micro corrente” (MENS). Um corpo crescente de pesquisas mostra a eficácia da MENS em acelerar e mesmo induzir a cura.

Quando uma ferida está seca, seu fluxo de corrente bio-elétrica é interrompido. Eaglstein e Mertz (1978) mostraram que as feridas úmidas renovam sua superfície 40% mais rapidamente que as feridas expostas ao ar. Falanga (1988) descobriu que certos tipos de ataduras oclusivas, como Duoderm, aceleram a cura das feridas. É provável que estas ataduras consigam seus efeitos proporcionando um ambiente úmido (Kulig, Jarsky & Drewek, 1991). A umidade pode permitir o fluxo de corrente da lesão, facilitando assim a cura da ferida.

O estímulo elétrico da ferida tende também a aumentar a quantidade de receptores do fator de crescimento, que aumenta a quantidade de colagênio formado (Falanga, 1987). A eletricidade foi utilizada pela primeira vez para tratar de feridas superficiais há mais de 300 anos, quando foi descoberto que lâminas de ouro preveniam cicatrizes da varíola (Robinson, 1925). Há diversos estudos recentes sustentando os efeitos benéficos do tratamento de feridas com uma corrente artificial de lesão (Goldin, 1981; Jeran, 1987; Ieran, 1990; Mulder, 1991). Modelos experimentais de feridas em animais, na década de 1960, demonstraram que a intervenção elétrica pode resultar em uma cura acelerada, com recuperação superficial mais rápida das feridas, e com formação mais intensa do tecido cicatricial. (Carey & Lapley, 1962; Assimacopoulos, 1968).

Assimacopoulos (1968) publicou o primeiro estudo humano utilizando corrente elétrica contínua para cura. Ele documentou cura completa em três pacientes com úlceras crônicas nas pernas devido a estase venosa depois de 5 dias de terapia elétrica. Um ano mais tarde o estudo mais citado com frequência na história da cura elétrica de feridas foi publicado por Wolcott e Wheeler (1969).

Eles utilizaram correntes contínuas de 200-1.000 microamperes em 67 pacientes. Gault e Gatesn (1976) repetiram o protocolo de Wolcott e Wheeler em 76 pacientes adicionais, com 106 úlceras isquêmicas da pele. Rowley e outros (1974) estudaram um grupo de pacientes que tinham 250 úlceras isquêmicas de vários tipos. Estas incluíam 14 úlceras de controle simétrico. As úlceras estimuladas eletricamente tinham uma resposta quatro vezes maior à cura, quando comparada as de controles. Carey e Wainapel (1985) realizaram um dos únicos estudos sobre este assunto, publicado com grupos ativos e de controle, iguais e randomizados. Todos estes estudos documentaram uma cura acelerada significativa a partir de estímulo elétrico.

Uma observação adicional consistente, nestes estudos, foi o inverso da contaminação da ferida. As feridas que haviam sido contaminadas inicialmente com *Pseudomonas* e/ ou *Proteus* ficavam normalmente esterilizadas depois de vários dias de MENS.

Outros pesquisadores também observaram melhoras semelhantes e encorajaram o uso desta terapia como tratamento preferido para úlceras sem dor (Kaada, Flatheim & Woie, 1991; Barron & Jacobson, 1985; Lundeberg, Eriksson & Malm, 1992; Alvarez e outros, 1983). Além disso, não foram documentados efeitos contrários significativos, resultando da eletroterapia em feridas (Weiss, 1990). Uma resenha da literatura, por parte de Dayton e Palladino, indica que aquela terapia elétrica por micro corrente é claramente um suplemento eficaz e seguro para o gerenciamento não-cirúrgico de úlceras recalcitrantes das pernas.

Como mencionado anteriormente, na década de 1960, o Dr. Becker demonstrou que uma corrente elétrica é o gatilho que estimula a cura, o crescimento e a regeneração, em todos os organismos vivos. Ele descobriu que o reparo de uma lesão ocorre em reação aos sinais que provêm de um controle elétrico do sistema, e sugeriu que este sistema torna-se menos eficiente quando envelhecemos

O Dr. Becker (1985) desenvolveu esta teoria dos sistemas de controle biológico a partir de conceitos da física, da eletrônica e da biologia. Ele partiu da premissa de que os primeiros organismos vivos devem ter sido capazes de auto-reparação, de outra forma nunca teriam sobrevivido. O processo de reparação exige um sistema em circuito fechado. Um sinal específico é gerado, que faz com que um outro sinal inicie o reparo. O sinal da lesão diminui gradualmente ao longo do tempo, com o processo de reparação, até que este cessa finalmente, quando o reparo ficar completado. Um tal sistema primitivo não exige conscientização ou inteligência demonstráveis. Efetivamente muitos animais possuem realmente uma capacidade de cura maior que a dos seres humanos.

A ciência reuniu uma grande quantidade de informações de como funcionam o cérebro e o sistema nervoso. A maioria destas pesquisas se relaciona com o potencial eletromotor da corrente alternada, como o único mecanismo do impulso nervoso. Este é um sistema muito sofisticado e complexo para a transferência da informação. É útil comparar este processo correntemente aceito do sistema nervoso, com um computador.

O sinal fundamental, tanto no computador como no sistema nervoso, é do tipo digital. Os dois sistemas transferem a informação, representada pelo número de impulsos por unidade de tempo. A informação é também codificada conforme o local para o qual seguem os impulsos, e conforme haja ou não mais de um canal de impulsos alimentando uma área. Todos os nossos sentidos (p. ex. o olfato, o paladar, o ouvido, a vista e o tacto) estão baseados neste sistema de impulsos. Como um computador, o sistema nervoso opera com notável rapidez, e pode transferir grandes quantidades de informação sob a forma de dados digitais, **ligado e desligado**.

É improvável que os primeiros organismos vivos tivessem tal sistema sofisticado. Becker acredita que eles devem ter tido um mecanismo muito mais simples para comunicar a informação, porque eles não precisavam transmitir grandes quantidades de dados sofisticados. Em consequência, eles utilizavam provavelmente um sistema *analógico*. Um sistema analógico trabalha por meio de simples correntes contínuas.

A informação em um sistema analógico é representada pela intensidade da corrente, sua direção de fluxo, e as curtas variações em seu valor do comprimento de onda. Este é um sistema muito mais lento que o modelo digital. Entretanto, o sistema analógico é extremamente preciso e funciona bem para a finalidade pretendida.

Becker teoriza que os primeiros organismos vivos tenham utilizado para o reparo este sistema analógico de transmissão de dados e de controle. Ele estabelece a premissa de que nós ainda temos este sistema nervoso primitivo nas células perineurais do sistema nervoso central. Estas células abrangem 90% do sistema nervoso. As células perineurais apresentam propriedades semicondutoras que lhes permitem produzir e transmitir sinais de corrente contínua, que não se propagam. Este sistema funciona de forma tão diferente da lei “tudo ou nada” de propagação dos potenciais eletromotores em corrente alternada, que Becker chamou o mesmo de quarto sistema nervoso.

Este sistema analógico sente a lesão e controla o reparo. Ele controla a atividade das células produzindo ambiências elétricas em sua vizinhança.

Também parece ser o sistema primitivo inicial do cérebro, controlando a ação dos neurônios, em sua geração e seu recebimento de impulsos nervosos. Em consequência, enquanto o conhecimento deste aspecto do nosso sistema nervoso permanecer oculto, o mistério da fisiologia do cérebro pode ser explicado, incluindo a regulação dos processos de nossa consciência e da tomada de decisão. Assumida esta compreensão, a aplicação da forma correta de intervenção elétrica é uma poderosa ferramenta para o tratamento da dor, o início dos mecanismos endógenos para a cura e a alteração dos estados de consciência.

Chang (1982) propôs outro mecanismo para a MENS. Sua pesquisa mostrou que o estímulo por micro corrente aumentava a geração de trifosfato de adenosina (ATP) em quase 500%. O aumento do nível de corrente realmente diminuiu os resultados. Foi mostrado também que a micro corrente melhorava o transporte do aminoácido e a síntese proteína.

Teria sido de ajuda passar em resenha a natureza celular de uma lesão para apreciar-se inteiramente a importância da pesquisa de Chang.

Becker (1985) mostrou que o trauma vai afetar o potencial elétrico das células nos tecidos danificados. Inicialmente o local da lesão apresenta uma resistência muito superior àquela dos tecidos circunvizinhos. A física fundamental estabelece que a eletricidade tende para o caminho de resistência mínima. Por isso a bioeletricidade endógena evita áreas de resistência elevada e toma o caminho mais fácil, geralmente ao redor da lesão. O fluxo elétrico diminuído, atravessando a área lesionada, diminuiu a capacidade elétrica celular (Windsor, 1993). Como resultado, a cura fica realmente prejudicada. Esta pode ser uma das razões das reações inflamatórias. A dor, o calor, o suor e a vermelhidão são as características dos tecidos inflamados. A eletricidade flui mais prontamente através destes fluidos quentes inflamatórios.

A aplicação correta de micro corrente a um local lesionado aumenta o fluxo endógeno de corrente. Isto permite que a área traumatizada recupere sua capacidade elétrica. A resistência do tecido lesionado fica então reduzida, permitindo que a bioeletricidade entre na área, restabelecendo a homeostasia. Assim a terapia elétrica por micro corrente pode ser encarada como uma catálise que auxilia o início e a perpetuação das numerosas reações químicas e elétricas que ocorrem no processo de cura.

O trifosfato de adenosina é um fator essencial no processo de cura. Grandes quantidades de ATP, a fonte principal de energia da célula, são exigidas para controlar funções primárias, tais como o movimento de minerais vitais como o sódio, o potássio, o magnésio e o cálcio, para dentro e para fora da célula. Isto também sustenta o movimento dos detritos para fora da célula. Tecidos lesionados são deficientes em ATP.

À medida que a MENS aumenta a produção de ATP, os nutrientes podem fluir novamente para dentro das células lesionadas e os produtos residuais podem efluir. O ATP também fornece a energia de que os tecidos necessitam para aumentar a síntese de proteínas e aumentar o transporte de íons via membrana.

### Efeitos da Estimulação Elétrica por micro corrente (MENS):

- 1- Aumento da produção de ATP em até 500%
- 2- Aumento da síntese de proteínas
- 3- Aumento da captação de O<sub>2</sub> no local em questão
- 4- Aumento do transporte de aminoácidos
- 5- Aumento do transporte de membranas
- 6- etc

O tratamento por micro corrente é um método não invasivo, sub-sensorial, não causando desconforto ao paciente. É biologicamente compatível, pois o sinal elétrico é nivelado ao do organismo.

### Envelhecimento Facial:

Podemos dizer que passamos por 5 fases de envelhecimento facial:

- 1- *Diminuição da Circulação* – com a idade, decrescem o número e a dimensão dos capilares que levam oxigênio e substâncias nutritivas para a derme e epiderme. A função dos vasos linfáticos é diminuída provocando insuficiência na eliminação de resíduos celulares. Com o decrescimento da vitalidade celular, todas as demais funções internas da célula, tais como, completa eliminação de - toxinas e aporte de produtos nutritivos se tornam lentas. Isso faz com que as células da pele se atrofiem progressivamente.
- 2- *Insuficiência Intracelular* – a não eliminação completa de toxinas juntamente com a falta de oxigenação adequada irão refletir numa transformação do aspecto exterior da célula da pele, podendo inclusive ocasionar anormalidades patológicas.
- 3- *Atrofia Muscular* – um tecido muscular facial bem tonificado projeta um rosto jovem. Agora, como já visto, uma má circulação e nutrição inadequada da célula, ocasionam atrofia muscular. Esta atrofia provocará o aparecimento das linhas de expressão acentuadas, papadas, olheiras e outras características causadas pela idade.
- 4- *Marcas de Expressão* – as marcas de expressão facial se geram também devido à região, cultura e tendências naturais da pessoa. A frequência que repetimos, com o passar dos anos estas expressões faciais, forma o que chamamos de “linhas de caráter”. Sua formação é precedida pela contração de um músculo ou grupo de músculos e pela relaxação simultânea de um músculo ou grupo de músculos opostos. Desta maneira, haverá uma tensão e a pele se debilita provocando uma prega ou ruga.

- 5- *Transformações devidas a regiões e comportamento social diferente* – estas transformações podem alterar consideravelmente o estado dos tecidos faciais. Em algumas regiões os raios ultravioletas emitidos pelos raios solares podem ocasionar modificações permanentes no funcionamento celular, afetando a produção de pigmentos. Uma exposição prolongada a ventos poderá formar calosidades, endurecimento e secura da pele, aparecendo rugas. Deve-se ainda levar em consideração a má alimentação. Um regime alimentício incorreto poderá acelerar o envelhecimento, reduzindo a função celular e a regeneração dos tecidos.

### Rejuvenescimento por Micro corrente:

O universo se originou a partir de campos eletromagnéticos com forma, amplitudes e frequências variadas, que possuem características de voltagem e amperagem.

Sendo assim, a existência e atividade de cada tecido e elemento intracelular têm certas características eletromagnéticas como de oscilações, voltagem e amperagem. A existência e vitalidade das células dependem da carga eletromagnética apropriada. A micro corrente é utilizada com sucesso para recarregar a energia dos tecidos faciais e corporais. Esta “recarga energética” promoverá um campo eletromagnético adequado para o perfeito funcionamento dos tecidos, favorecendo a circulação sanguínea e linfática a prover os tecidos de oxigênio e alimentos, e para eliminar resíduos celulares tóxicos. A micro corrente corretamente aplicada corrige a atrofia muscular, tonificando os tecidos, aumentando a circulação sanguínea e linfática, a síntese de ATP, restabelecendo o processo celular natural. Devido à bipolaridade das células vivas dos tecidos, esta restauração se realiza com a aplicação de micro corrente geralmente oscilando entre cargas negativas e positivas.

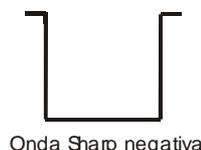
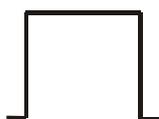
Aplicação de micro corrente: Existem no mercado inúmeros aparelhos de micro corrente, cada um com as suas características técnicas.

Cada fabricante ou profissional esteticista, escola ou literatura existente, utilizam uma técnica de aplicação. É por isso que falamos *sugestão* de tratamento.

Com a sofisticação tecnológica, diferentes formas de onda podem ser produzidas. Existe ondas de forma quadrada, retangular, triangular, senoidal, etc. A opção de escolha de tipos diferentes de onda não está disponível em todos os aparelhos.

No começo dos anos noventa apareceram as ondas Gentle (onda leve), Sharp (onda forte), Mild (onda moderada), Pulse (onda vibrante). Cada uma delas tem a sua característica, porém, podemos dizer que todas são ondas retangulares monofásicas onde, conforme o tipo de tratamento, podem ser de polaridade positiva ou negativa. Exemplo:

Onda Sharo positiva



Onda Sharp negativa

Recentemente, alguns aparelhos utilizam o recurso de inverter a polaridade automaticamente. A micro corrente do Neurodyn V2.0 funciona alternando polaridade positiva e negativa a cada 3 segundos.

A idéia básica da importância da polarização e, portanto, da necessidade de corrente polarizada e invertida no tempo, são as consideradas por Becker, ou seja, há a necessidade de polaridade para restabelecer a alteração nos sítios de lesão, já que a célula é negativa e o exterior é positivo.

Assim, numa situação de lesão, há uma inversão da situação e as correntes de Becker passam a atuar. As informações celulares que passam pela membrana, necessitam de correntes polares para restabelecimento do equilíbrio elétrico local, e assim evitar os fenômenos de apoptose, que é a morte programada das células que foram pouco atingidas pela lesão e sofreram aquilo que se chama de lesão secundária. A micro corrente atende esse tipo de demanda e pode servir para restabelecimento dos potenciais locais.

Para tratamentos faciais sugerimos o uso de canetas com pontas metálicas. Para tratamentos corporais podemos além das canetas utilizar eletrodos de borracha condutora. A pele deve sempre estar bem limpa e desengordurada.

É interessante pedir para o paciente ingerir líquido 1 hora antes do tratamento. Isso ajuda a concentração hídrica no tecido celular sub-cutâneo que oferece resistência à passagem da micro corrente.

Pedir para o paciente retirar anéis, jóias ou outros objetos de metal.

A caneta eletrodo pode ser utilizada enrolando-se um algodão umedecido com água ou solução (remédio) em sua ponta metálica. Alguns profissionais preferem usá-la com gel condutor em vez de algodão umedecido.

Quando se utilizar o eletrodo, normalmente se utiliza o gel condutor.

Técnica para rejuvenescimento:



Caneta eletrodo p/ aplicação de micro corrente

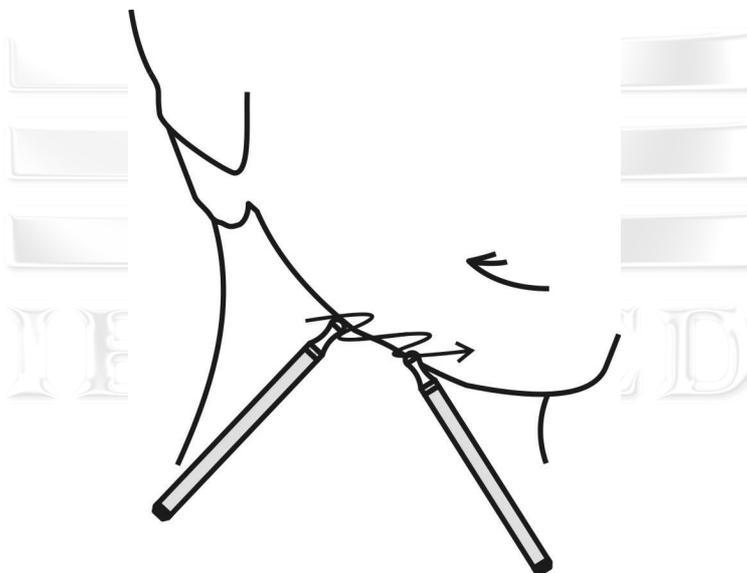
O NEURODYN V2.0 trabalha com eletrodos de borracha condutiva (dois pares) ou com 2 (duas) canetas eletrodos (ver desenho acima). Nas técnicas de rejuvenescimento facial ou corporal, podemos utilizar eletrodos de borracha ou as canetas eletrodos. A partir de agora daremos algumas sugestões de aplicação. Podemos esquematizar o movimento das canetas como:

← —→ - As duas canetas se movimentam de dentro para fora.

- ← - As duas canetas se movimentam de fora para dentro.
- → - Uma caneta fica parada enquanto a outra se movimenta de dentro para fora.
- ← - Uma caneta fica parada enquanto a outra se movimenta de fora para dentro.

No esquema acima, a caneta que se movimenta poderá ainda fazer zigue-zague, exemplo:

-  - Uma caneta fica parada enquanto a outra se movimenta em zigue-zague de dentro para fora.



Exemplo de aplicação facial de micro corrente com caneta eletrodo seguindo a linha da ruga.

Adiante é sugerido protocolo de aplicação facial e corporal. Os movimentos descritos acima para aplicação facial com canetas eletrodos são feitos em duas fases. Primeiro fazer toda a fase 1 e em seguida a fase 2. Cada movimento (passo) com a caneta, deverá ser feito durante aproximadamente 10 segundos. Geralmente são feitas 10 sessões com intervalos de dois dias entre elas. Depois uma sessão de manutenção pode ser feita a cada mês.

Todos os protocolos e técnicas de aplicação aqui descritas são sugestões podendo o profissional alterá-las de acordo com sua avaliação, necessidade e conhecimento.

## Protocolo Facial – fase 1

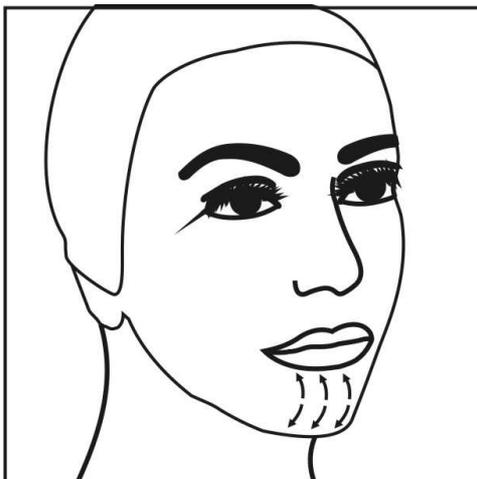
Passo	Frequência (Hz)	Intensidade (uA)
1 a 4	0.3	50
	0.7	80
	30	100
	200	100

Passo	Frequência (Hz)	Intensidade (uA)
5 a 7	0.3	50
	1.0	120
	35	160
	250	160

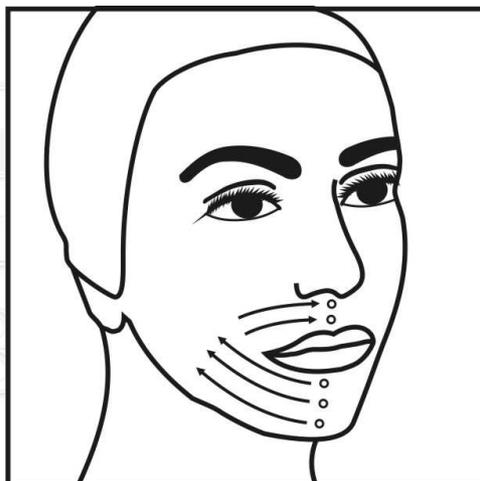
Passo	Frequência (Hz)	Intensidade (uA)
8 a 11	0.3	50
	3.0	160
	40	180
	300	180

Passo	Frequência (Hz)	Intensidade (uA)
12 em di- ant	0.3	50
	5.0	200
	70	230
	400	230

Passo 1



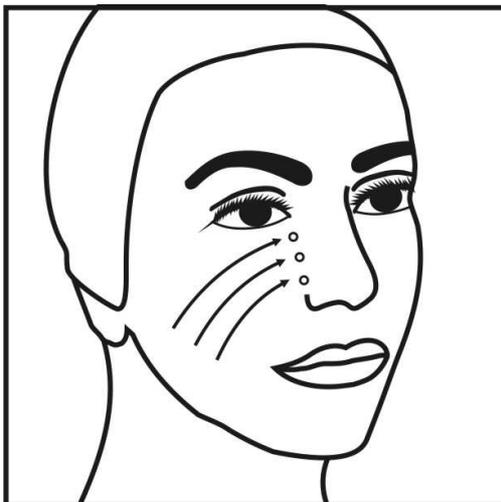
Passo 2



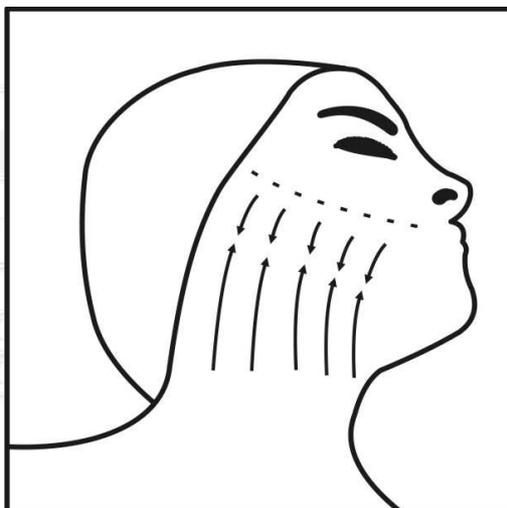
Passo 3



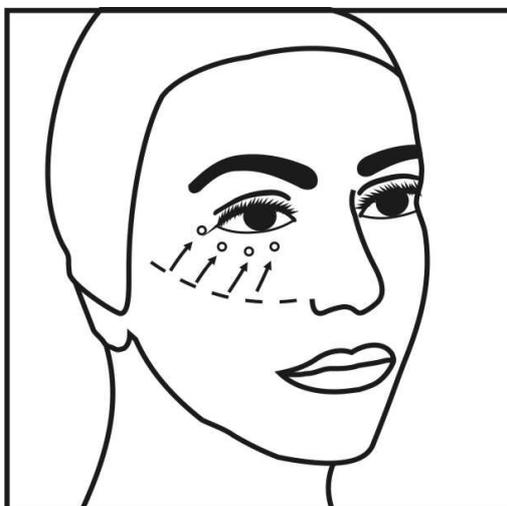
Passo 4



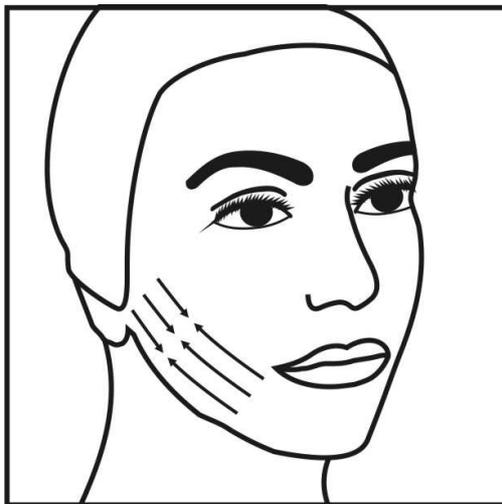
Passo 5



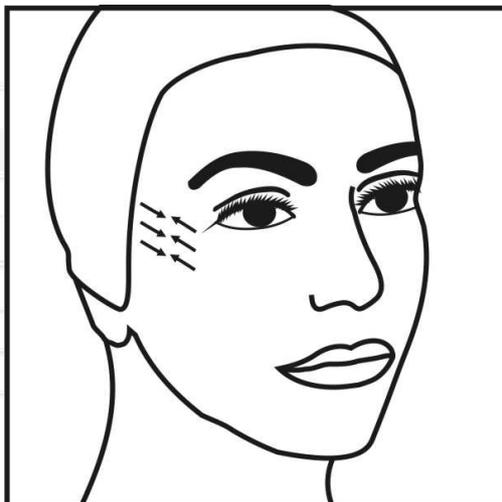
Passo 6



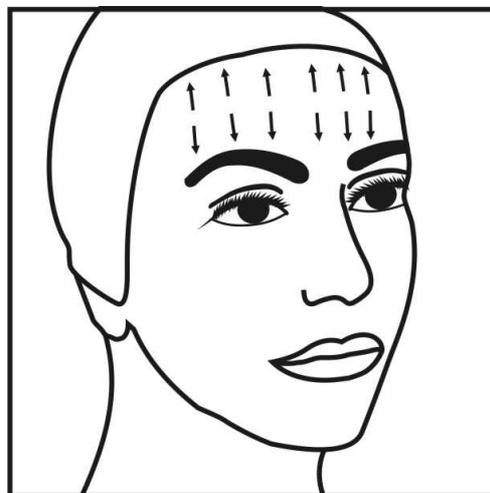
Passo 7



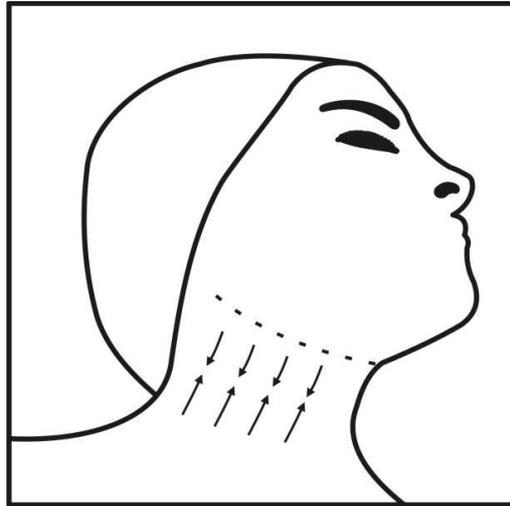
Passo 8



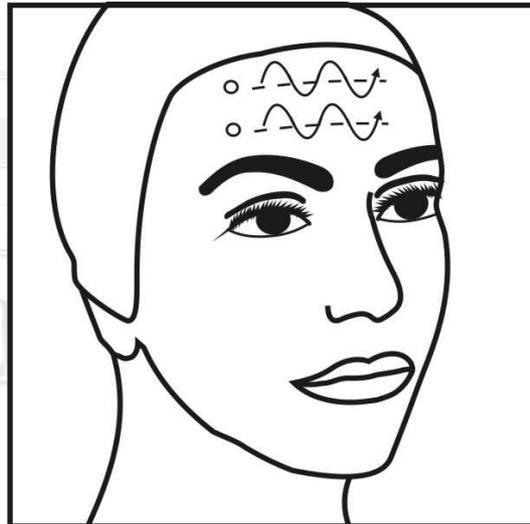
Passo 9



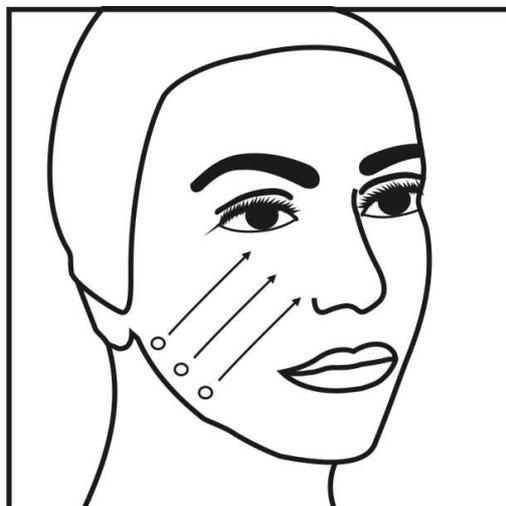
Passo 10



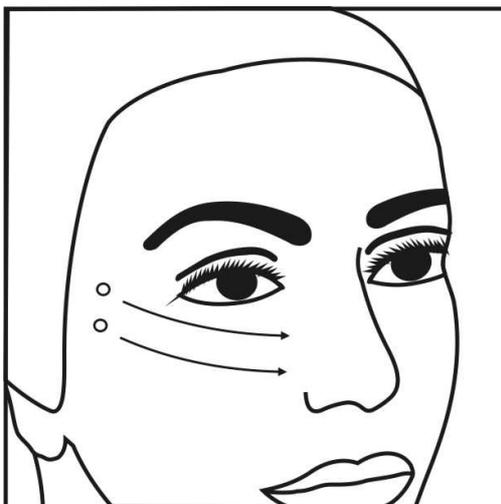
Passo 11



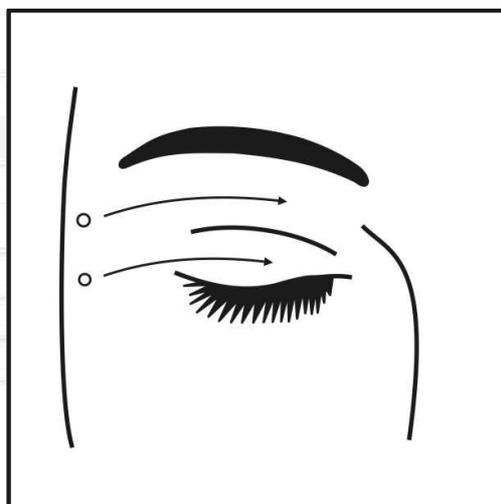
Passo 12



## Passo 13



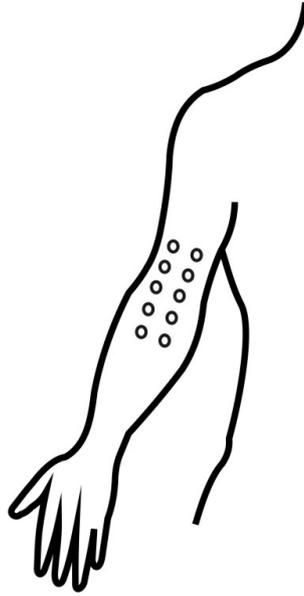
## Passo 14



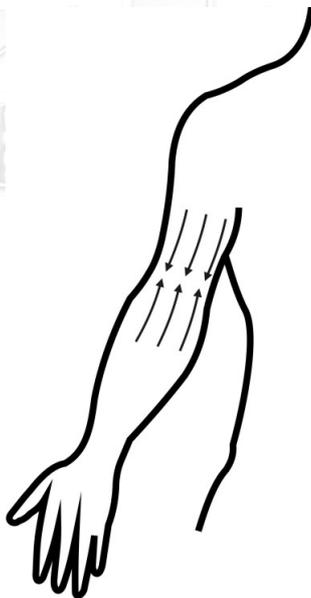
## Protocolo Facial – fase 2

Na fase 2 repetir todos os passos anteriores usando frequência de 300 Hz e intensidade de 60 uA.

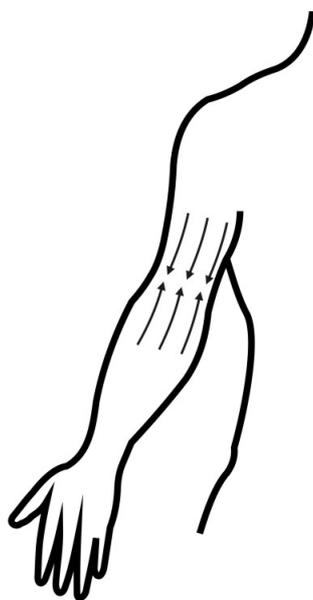
## Protocolo Corporal



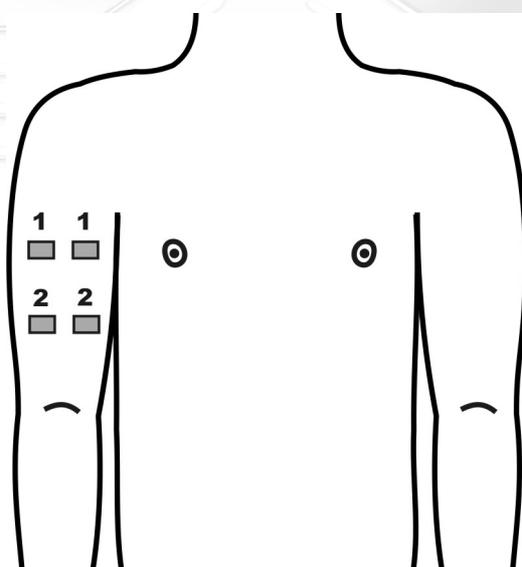
Passo 1 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 100 uA. As canetas deverão ficar paradas nos pontos por 10 segundos. Repetir para o outro membro.



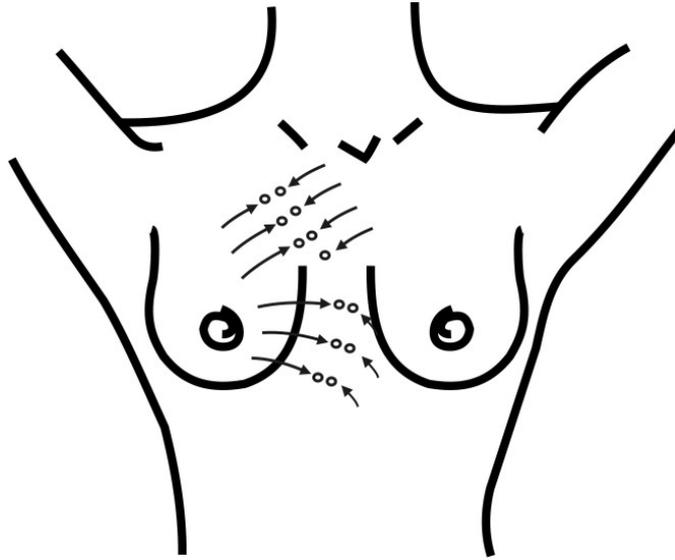
Passo 2 - Utilizar frequência de 40 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro membro.



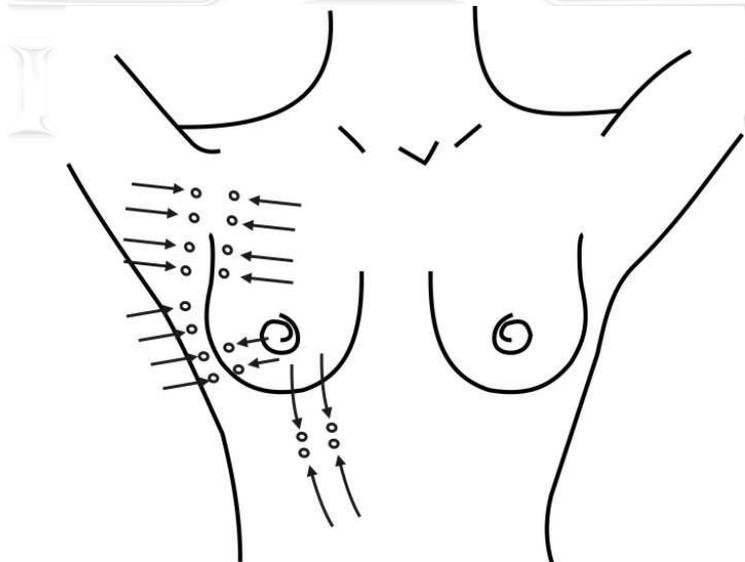
Passo 3 - Utilizar frequência de 300 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro membro.



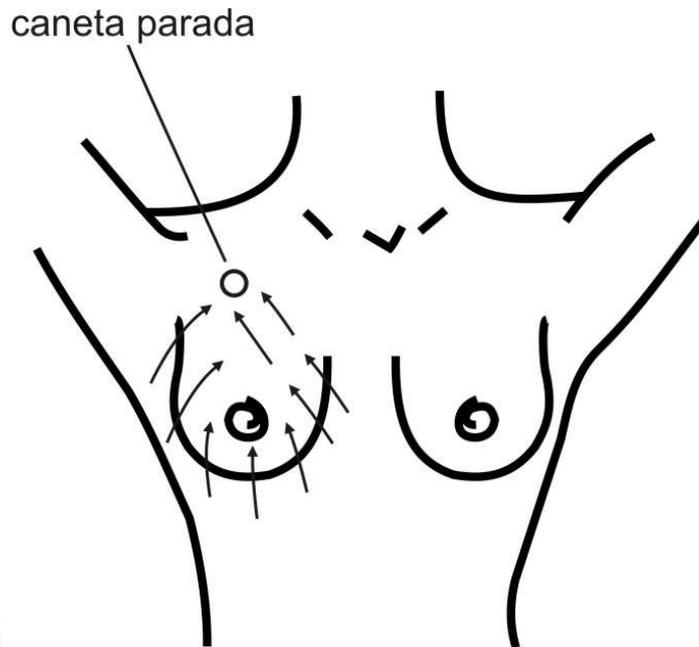
Passo 4 - Utilizar eletrodos de borracha condutiva com gel condutor. Frequência de 0.6 Hz e intensidade de 50 uA durante 5 minutos. Depois frequência de 300 Hz e intensidade de 100uA durante 5 minutos. Repetir para o outro membro.



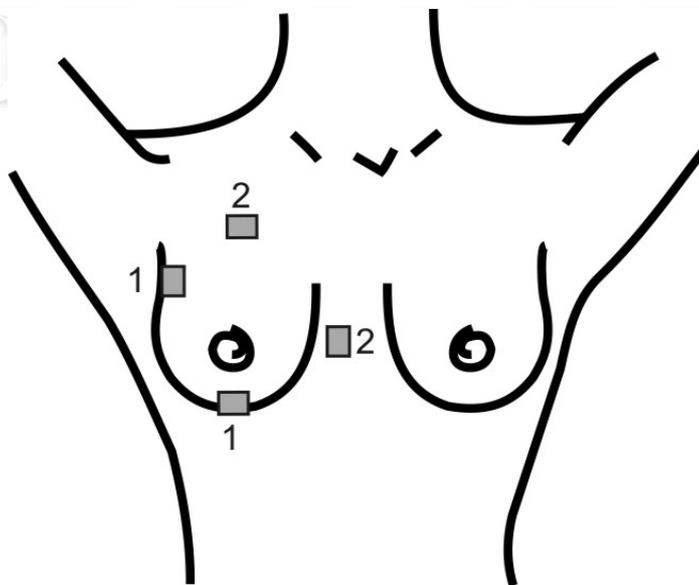
Passo 1 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro lado.



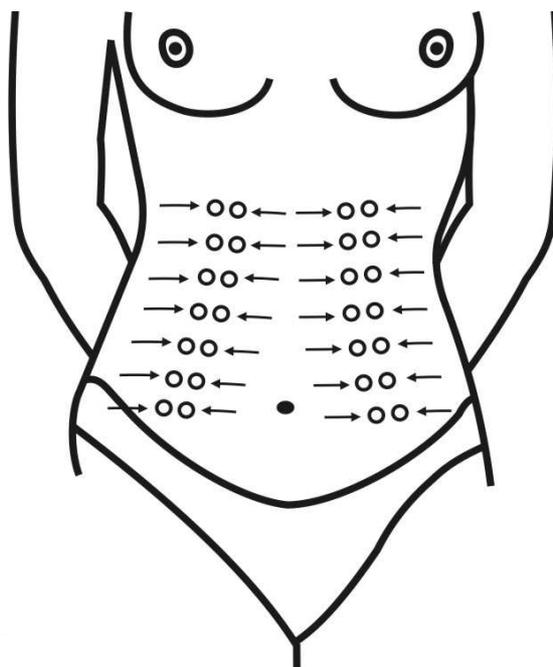
Passo 2 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro lado.



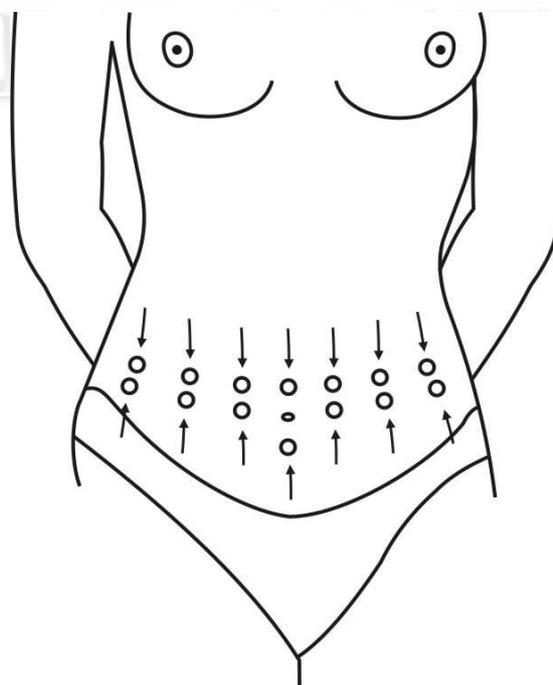
Passo 3 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar uma caneta parada e outra 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro lado.



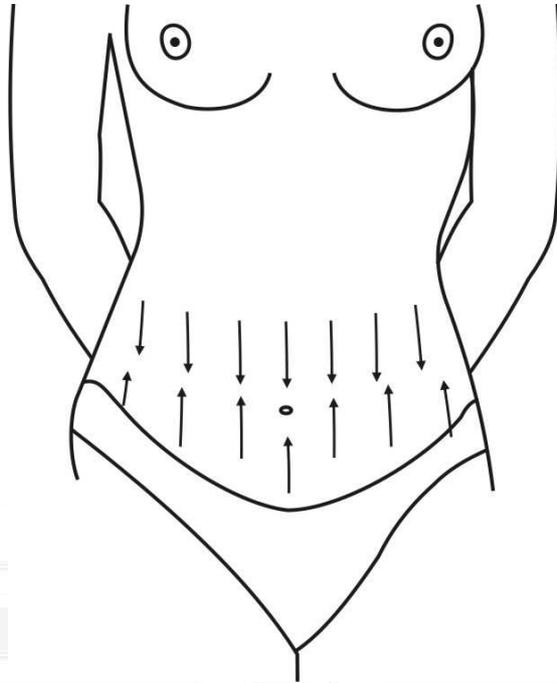
Passo 4 - Utilizar frequência de 300 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar eletrodos de borracha com gel condutor por 5 minutos. Repetir para o outro lado.



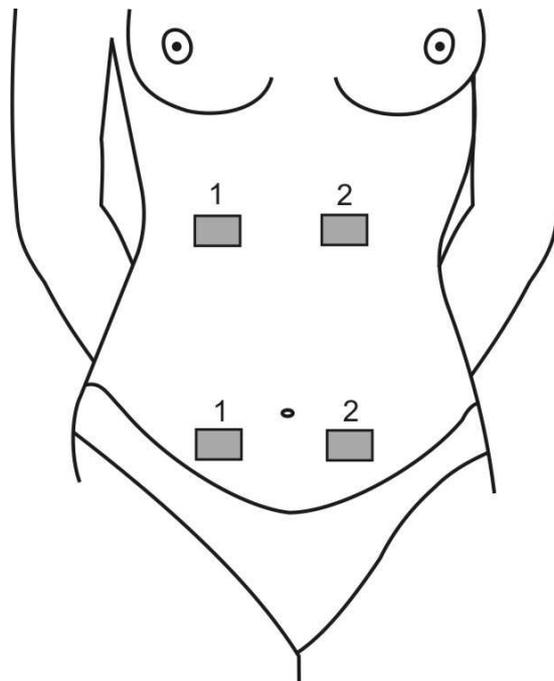
Passo1 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento.



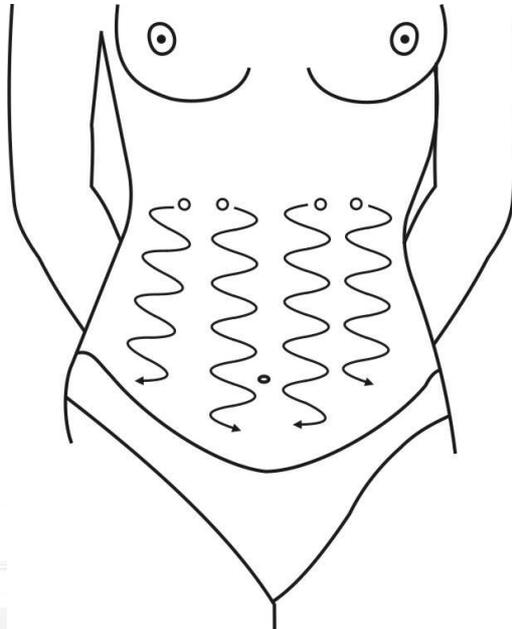
Passo 2 - Utilizar frequência de 40 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento.



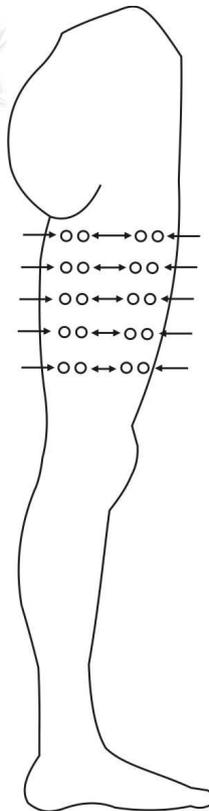
Passo 3 - Utilizar frequência de 50 Hz e intensidade de 60 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento



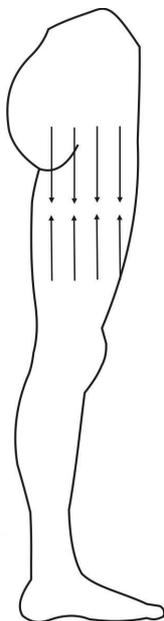
Passo 4 - Utilizar frequência de 300 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar eletrodos de borracha com gel condutor por 5 minutos.



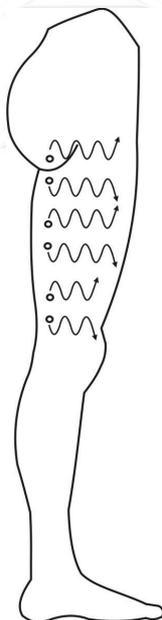
Passo 5 - Utilizar frequência de 10 Hz e intensidade de 40 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento.



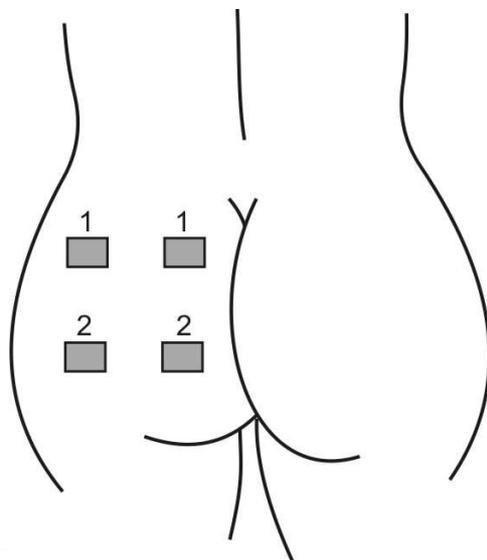
Passo 1 - Utilizar frequência de 2 Hz e intensidade de 50 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento.



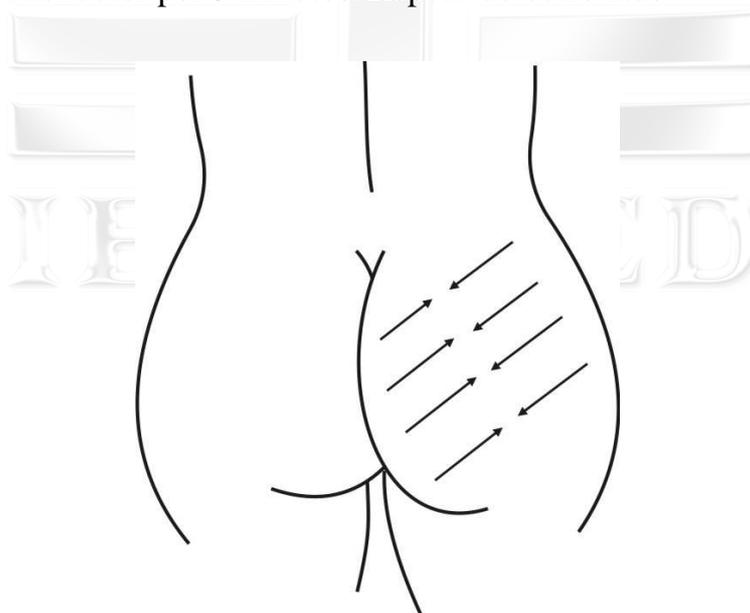
Passo 2 - Utilizar frequência de 40 Hz e intensidade de 40 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento.



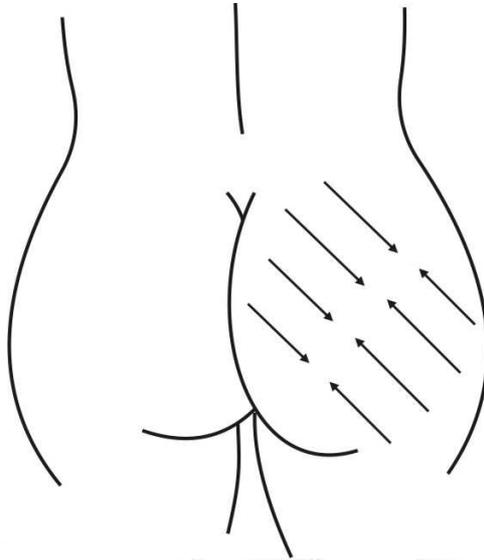
Passo 3 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 80 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento.



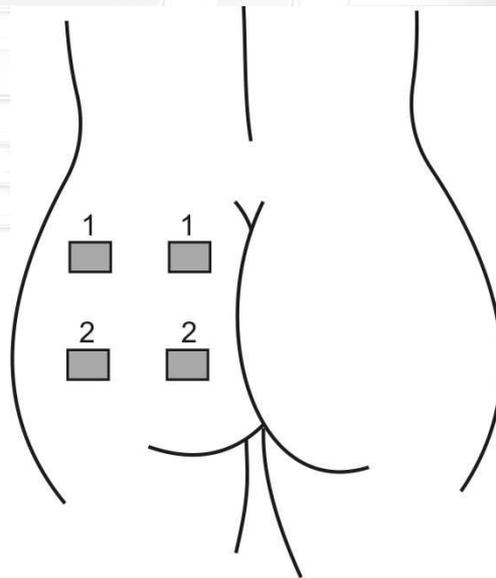
Passo1 - Utilizar frequência de 0.3 Hz e intensidade de 200 uA. Utilizar eletrodos de borracha com gel condutor por 5 minutos. Repetir do outro lado.



Passo 2 - Utilizar frequência de 40 Hz e intensidade de 100 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro lado.



Passo 3 - Utilizar frequência de 300 Hz e intensidade de 100 uA. Utilizar as canetas 10 segundos em cada movimento. Repetir para o outro lado.



Passo 4 - Utilizar frequência de 50 Hz e intensidade de 300 uA. Utilizar eletrodos de borracha com gel condutor por 5 minutos. Repetir do outro lado.

**CORRENTE POLARIZADA** - A corrente polarizada, é definida como aquela em que o movimento das cargas de mesmo sinal se desloca no mesmo sentido, com uma intensidade fixa. A aplicação da corrente polarizada é chamada de iontoforese (ionização).

Os tecidos biológicos apresentam uma grande quantidade de íons positivos e negativos dissolvidos nos líquidos corporais, os quais podem ser colocados em movimento ordenado por um campo elétrico polarizado, aplicado à superfície da pele. Este movimento dos íons dentro dos tecidos tem importantes conseqüências, primeiramente físicas e conseqüentemente químicas, podendo ser agrupadas nas seguintes categorias:

- Efeitos eletroquímicos
- Efeitos osmóticos
- Modificações vasomotoras
- Alterações na excitabilidade

Ao lado desses efeitos polares de transferência iônica, haverá durante a estimulação com corrente polarizada, outros efeitos denominados interpolares:

- Eletroforese
- Eletrosmose
- Vasodilatação da pele
- Eletrotônus

**Eletroforese** - Segundo DUMOULIN (1980), é a migração, sob influência da corrente polarizada, de soluções coloidais, células de sangue, bactérias e outras células simples, fenômeno este que se dá por absorção ou oposição de íons.

**Eletrosmose** - Sob influência da carga elétrica adquirida pelas estruturas membranosas, é produzida uma modificação da água contida nos tecidos.

**Vasodilatação da pele** – Todas as reações químicas e alterações de ligações que ocorrem na presença da corrente polarizada liberam energia e altera a temperatura local.

**Eletrotônus ou potencial eletrônico:** são as modificações elétricas locais, produzidas pela corrente elétrica, no potencial de repouso das membranas celulares.

Quando no início da aplicação, o paciente irá relatar uma sensação pequena de formigamento. Com o aumento gradativo da intensidade, a sensação passa para o formigamento mais pronunciado, agulhadas, ardência e dor.

A corrente polarizada, ao passar pelo tecido, transfere íons de um pólo para outro. Há uma dissociação eletrolítica do cloreto de sódio (NaCl) tissular, em cátions sódio (Na) e ânions cloreto (Cl).

O ânion cloro, como portador de carga negativa, migrará para o pólo positivo do eletrodo, perdendo sua carga elétrica negativa e assim reagindo e transformando-se em cloro molecular (Cl<sub>2</sub>). O mesmo ocorre com o sódio, que ao migrar para o pólo negativo irá perder seu elétron, reagindo e transformando-se em sódio metálico (Na).

Devido à ação da corrente polarizada sobre os nervos vasomotores é que a hiperemia se torna ativa pronunciando-se de forma mais significativa no pólo negativo. Os nervos vasomotores permanecem por considerável tempo hipersensibilizados. A hiperemia atinge também estruturas mais profundas, por ação reflexa. Com isso há um aumento da irrigação sanguínea, acarretando maior nutrição tecidual profunda (subcutâneo, fâscias e músculos superficiais). Devido à hiperemia, há maior oxigenação, aumento do metabolismo, aumento das substâncias metabolizadas.

A presença dos metabólitos produz reflexamente vasodilatação das arteríolas e capilares, o que leva a um aumento do fluxo sanguíneo, maior quantidade de substâncias nutritivas, mais leucócitos e anticorpos, facilitando a reparação da área.

## ORIENTAÇÕES PARA UTILIZAÇÃO DA CORRENTE POLARIZADA

- Experimentos têm demonstrado que as baixas intensidades são mais efetivas como força direcional, que as altas intensidades de corrente;
- A intensidade de corrente não deve ultrapassar 0,1 mA/cm<sup>2</sup> de área de eletrodo ativo;
- Normalmente os eletrodos são de tamanhos iguais, porém, o eletrodo negativo pode ser de maior tamanho, por ser mais irritante que o positivo;
- Há necessidade de um bom acoplamento entre os eletrodos e a pele, e uma boa umidificação das almofadas para que se diminua a resistência e se evite queimaduras;
- Utilizar eletrodos metálicos, preferencialmente o alumínio, para as correntes polarizadas;
- Soluções de continuidade (ferimentos, ulcerações etc.) podem concentrar fluxo iônico e causar queimaduras;
- Após ionizações, as almofadas devem ser lavadas, com a finalidade de remoção de resíduos químicos utilizados;
- Não há nenhuma vantagem em utilizar solução com concentração superior à indicada pelo fabricante.

## IONTOFORESE

Dentro da área de medicina estética a **IONTOFORESE** é uma técnica de tratamento extremamente utilizada (*Tamarkin, 2004*). Porém, dentro da área de reabilitação geral, o mesmo procedimento é bastante clássico (*Leduc, 1988*). Para a realização da técnica faz-se necessário o uso de uma forma de corrente elétrica que chamamos de polarizada ou monofásica, ou seja, o fluxo de cargas elétricas acontece de maneira unidirecional entre os pólos positivo e negativo.

Torna-se importante ressaltarmos que a IONTOFORESE não deve ser entendida como um tipo diferente de corrente elétrica, mas sim, como uma maneira terapêutica que associa um agente físico, ou seja, uma determinada espécie de corrente elétrica, a um princípio ativo terapêutico com polaridade conhecida. Clinicamente isso significa que devemos utilizar a técnica de IONTOFORESE para ofertar um determinado tipo de droga ou íon ativo através da pele com finalidade terapêutica. O posicionamento da solução contendo a droga deve ser diretamente abaixo do eletro de tratamento com a polaridade idêntica a da droga.

Assim, no momento em que o fluxo de corrente elétrica for iniciado haverá uma repulsão da droga e essa será repelida para o interior do organismo do paciente podendo aparecer na circulação sistêmica após alguns minutos após o início do tratamento.

A técnica de IONTOFORESE pode ser utilizada para o tratamento de hiperhidrose, feridas de pele, dor e processos inflamatórios em andamento.

As drogas utilizadas para os principais fins terapêuticos são: dexametasona (anti-inflamatório), lidocaína (anestésico), ácido salicílico (controle inflamatório e analgésico) e ácido acético (auxilia na quebra de calcificações). Dentro da área de estética a cafeína é o principal princípio ativo utilizado, porém, utiliza-se também vitamina C, ácido láctico, glicólico, salicílico entre outros.

Para o uso da técnica de IONTOFORESE são utilizados dois pólos de corrente elétrica, o cátodo ou pólo negativo e o ânodo ou pólo positivo. Os dois pólos podem ser descritos como sendo eletrodos ativo e dispersivo.

Porém, durante a aplicação da corrente, o eletrodo ativo será o responsável por receber os íons deslocados pelo eletrodo dispersivo. Isso acontecerá independentemente da polaridade atribuída aos eletrodos.

O mecanismo pelo qual funciona a IONTOFORESE é uma condução simples de corrente elétrica terapêutica. Os íons do princípio ativo passam através da interface da pele primeiramente pelos folículos pilosos sendo que glândulas sudoríparas podem ser utilizadas como caminho para a passagem dos íons. Alguns fatores potencializam uma maior penetração de princípios ativos através da pele: hidratação da pele, vascularização da área que recebe o eletrodo ativo, a idade do paciente e por fim, a intensidade de corrente elétrica utilizada (*Leduc et al. 2003, Oliveita et al. 2005*).

Em geral, a técnica de IONTOFORESE é feita utilizando-se uma corrente elétrica terapêutica conhecida como GALVÂNICA. A galvanoterapia como também é conhecida foi descrita primeiramente em 1786 por Luigi Galvani. O pesquisador observou na época, a contração dos músculos da pata de rãs submetidos à estimulação por meio de corrente direta terapêutica. Anos depois, em 1870, Van Bruns observou durante experimentos a presença de íons iodeto na urina após tratamento por meio da corrente galvânica.

Mais tarde, em 1900 a 1912, *LeDuc* demonstrou ser possível introduzir íons de princípios ativos medicamentosos no organismo de animais utilizando-se a corrente galvânica. *Stephane LeDuc* (1853 – 1939) foi o pioneiro no estudo aplicado da iontoforese e introduziu então o termo conhecido como "iontoterapia". Foi apontado como o criador da técnica no início do século XX.

Sua experiência inicial foi feita utilizando-se coelhos. Em um dos animais, *LeDuc* acoplou o eletrodo com polaridade positiva, ou o ânodo, e sob esse colocou uma droga conhecida como sulfato de estricnina a qual possui a polaridade positiva. No outro coelho, foi colocado o eletrodo com a polaridade negativa (cátodo), e sob esse a droga cianureto de potássio o qual possui a mesma polaridade. Para o fechamento do circuito elétrico, foram colocados eletrodos ligando os dois animais, sendo o meio de acoplamento entre esses e a pele dos animais a água.

Após alguns segundos de passagem de corrente elétrica entre os animais, observou-se que o coelho “A” apresentou convulsões tetânicas com espasmos que mais tarde o levaram à morte, enquanto que o animal “B” morreu por envenenamento causado cianídrico. Desde então o procedimento de IONTOFORESE vem sendo utilizado continuamente para tratamento de pacientes em diversas áreas de cuidado.

Os efeitos do uso da técnica de IONTOFORESE tem se mostrado eficiente para o tratamento de afecções como Mal de Parkinson, hiperhidrose palmar, fraturas ósseas, doença de Peyronie e distúrbios de pigmentação (*Riedl et al. 1949, Harris 1982, Henley 1991, Gudeman et al. 1997, Huh et al. 2003, Kavanagh et al. 2004, Zhou et al. 2004, Li et al. 2005, Nugroho et al. 2005*).

Alguns outros efeitos clínicos são descritos na literatura em função do uso da corrente direta tanto para procedimentos de iontoforese quanto para a estimulação anódica ou catódica direta sem o uso de princípios ativos específicos: analgesia, estimulação nervosa motora, controle inflamatório local e estimulação circulatória.

Obs.:

1- Como já mencionado em parágrafos anteriores, na iontoforese é necessária a utilização do efeito polar para a introdução de princípios ativos ionizáveis.

Nos dias de hoje, utiliza-se no lugar da corrente contínua (galvânica), as *correntes pulsadas polarizadas*. Para minimizar efeitos indesejáveis do uso de corrente polarizada, o Neurodyn V2.0 trabalha com corrente pulsada de média frequência em 10.000 Hz.

2- A corrente pulsada de média frequência produz alterações no limiar de sensibilidade, ocasionando uma analgesia que impede o paciente de reportar o início de uma sensação desagradável e início de agressão à pele. Então, a aplicação desse tipo de corrente polarizada deve ser feita somente por profissionais de medicina estética, qualificados e devidamente habilitados.

### **Eletro estimulação - CUIDADOS E CONTRA-INDICAÇÕES**

*Não existe até hoje contra-indicações absolutas para o uso de eletro estimulação, porém, algumas precauções devem ser tomadas:*

**Não Aplicar em Dores Não Diagnosticadas:** pode motivar uma atividade física mais vigorosa antes que uma lesão esteja recuperada ou mascarar uma doença grave.

**Dispositivo Eletrônico Implantado:** recomenda-se que um paciente com um dispositivo eletrônico implantado (por exemplo, um marca-passo cardíaco) não seja sujeito à estimulação, a menos que uma opinião médica especializada tenha sido anteriormente obtida.

**Pacientes Cardíacos:** podem apresentar reações adversas. Tome muito cuidado e redobre a atenção durante a aplicação da estimulação elétrica.

**DISRRITIMIAS:** Monitorar os pacientes com ECG durante as primeiras sessões.

**Gravidez:** evite a aplicação durante os três primeiros meses, principalmente em regiões lombar e abdominal.

**Não Estimular Sobre os Seios Carotídeos:** pode exacerbar reflexos vago-vagais.

**Estimular Com Intensidades Reduzidas as Regiões do Pescoço e da Boca:** para evitar espasmos dos músculos laríngeos e faríngeos.

**Cuidado** nas aplicações em crianças, pacientes senis e epiléticos.

**Equipamentos de monitoração:** Evite o uso de eletro estimulação em salas de recuperação pós-cirúrgicas quando o paciente estiver sendo monitorado por monitor cardíaco ou qualquer outro tipo de monitoração eletrônica.

**Condições da pele:** O uso contínuo da estimulação elétrica pode ocasionar irritação perigosa da pele. Se erupção ou outro sintoma raro aparecer, desligue o equipamento, remova os eletrodos e notifique o seu fisioterapeuta ou médico.

**Não coloque os eletrodos sobre a boca ou pescoço:** Espasmos musculares podem ocorrer e ocasionar bloqueio das vias respiratórias.

**Aversão ao uso de eletro estimulação:** Algumas pessoas acham a estimulação elétrica extremamente desagradável. Estes pacientes provavelmente deverão ser excluídos do tratamento.

### Colocação de Eletrodos

- A chave para o sucesso na utilização da estimulação elétrica esta na correta colocação dos eletrodos. Às vezes é necessário experimentar vários lugares antes de determinarmos a melhor colocação e bloquearmos a dor.
- Antes de colocar os eletrodos, limpe a área com sabão suave e água, removendo desta maneira a oleosidade e possíveis fragmentos da pele, reduzindo desta maneira a resistência a passagem da corrente elétrica. Enxágüe e enxugue a área antes de colocar os eletrodos.
- Aplique o gel condutor apropriado, fornecido pelo fabricante, em camada homogênea de aproximadamente 1 a 2 mm de espessura, na parte inferior de cada eletrodo. Alguns eletrodos são auto-adesivos e não necessitam do gel.
- Os eletrodos devem ser colocados com fita adesiva (exceto auto-adesivos). Certifique-se de que todos os lados estão bem firmes e ajustados à pele.

- Terminado o tempo da aplicação, retire os eletrodos, lave a pele e os eletrodos com água e sabão, enxágüe e enxugue.

### **Colocação dos eletrodos que são mais freqüentemente utilizadas na maior parte das síndromes dolorosas, tanto agudas quanto crônicas:**

**Unilateral:** colocação em um dos lados de uma articulação, da coluna, da face, da cabeça ou de uma extremidade. Pode ser realizada com um ou dois eletrodos.

**Bilateral:** os eletrodos de um ou dos dois canais são colocados em ambos os lados da coluna, da face, da cabeça ou das articulações. Com dois canais, um par pode ser colocado no lado oposto ao outro par, ou de forma a estimular um determinado nervo periférico em extremidades opostas. Obs.: Um canal pode ser usado para estimular o sítio de dor relacionado e o outro canal, um sítio não relacionado.

**Proximal:** todos eletrodos são colocados acima do nível da lesão. Eficiente nas lesões de nervos periféricos, lesões medulares e na dor de membro fantasma.

**Distal:** envolve pelo menos a colocação de um eletrodo na periferia da dor referida para assegurar a percepção da parestesia através de toda região dolorosa.

**Linear:** envolve a colocação dos eletrodos de forma proximal e distal, assim como em sítios referentes aos pontos gatilhos ou raízes nervosas relacionadas à dor.

**Alternada:** envolve a colocação alternada dos canais quando se estimula de forma linear, para assegurar uma melhor distribuição da parestesia na região dolorosa.

**Cruzada:** ocorre quando uma estimulação com dois canais cruza a área de dor, concentrando, dessa forma, a percepção da corrente na região dolorosa.

**Miótomo Segmentalmente Relacionado:** quando a estimulação é intolerável no local da dor, os eletrodos devem ser colocados em grupos musculares distantes, porém inervados pelos mesmos níveis medulares da região dolorosa. Sugere-se usar as formas de estimulação fortes e os trens de pulso.

**Remota:** os eletrodos de um ou dois canais são colocados em região segmentalmente relacionadas ou não com a área dolorosa. Um sítio remoto pode estar localizado proximal, distal ou contralateral à região de dor. Geralmente emprega-se uma estimulação forte nessas áreas.

**Contralateral:** quando a estimulação que envolve uma extremidade ou um dos lados do corpo não pode ser realizada (geralmente em casos de queimaduras ou hiperestésias), a estimulação do mesmo nervo de forma contralateral pode ser benéfica.

A estimulação contralateral não promoverá um alívio tão efetivo quanto o da estimulação ipsilateral e, deve ser usada somente como último recurso.

**Sítios não Relacionados:** quando as técnicas acima descritas não se mostrarem efetivas, bons resultados podem ser conseguidos através de estimulações de regiões superficiais dos nervos mediano, ulnar e ciático; das extremidades inferior e superior da coluna; das regiões cervical alta e transcraniana.

**Região Cervical Alta:** pode ser feita com um ou dois canais colocando-se os eletrodos atrás da orelha e imediatamente acima do processo mastóide.

**Transcraniana:** estimulação com um ou dois canais nas regiões de ambas as fossas temporais. O ponto exato situa-se uma polegada anterior e superior à orelha.

**Deve ser dada preferência às colocações de eletrodos que cubram automaticamente as regiões dolorosas.**

Estimulação Funcional (FES): Normalmente os músculos não são estimulados diretamente, mas por meio do seu nervo. Isto porque o limiar de intensidade de estimulação direta das fibras musculares é muito superior ao dos nervos motores, e um único nervo motor inerva muitas fibras musculares. Uma questão importante é a localização dos eletrodos na pele. Isso determina o local de maior densidade de corrente, e assim, o modo que os nervos são estimulados. Uma opção para a posição é um eletrodo “ativo” sobre o ponto motor. Este é um ponto sobre a superfície da pele onde máxima contração muscular pode ser produzida. Os pontos motores são normalmente localizados próximos do ponto onde o nervo motor penetra no músculo, geralmente na junção do terço proximal com os dois terços distais do ventre muscular. Outra opção é a colocação de eletrodos de mesmo tamanho em cada extremidade do músculo de modo que o nervo motor fique no caminho da corrente estimuladora (estimulação bipolar).

Quando a estimulação no ponto motor é utilizada, os eletrodos deverão ser de tamanhos diferentes. Isto significa que a corrente será mais concentrada no eletrodo com a menor área superficial, que no outro de maior área. A corrente através de cada eletrodo é a mesma, mas, a densidade de corrente é inversamente proporcional à superfície do eletrodo. Portanto, por exemplo, se a área do eletrodo ativo é 1 / 25 da área do outro eletrodo, a densidade de corrente no eletrodo ativo será 25 vezes maior.

Quando a estimulação bipolar é aplicada, os eletrodos são normalmente de mesmo tamanho e posicionados nas extremidades do ventre muscular ou grupo a ser estimulado. A densidade de corrente é igual em cada eletrodo. Portanto, o nervo motor está no caminho da corrente.

## Fatores gerais que interferem com a estimulação:

- \* Obesidade
- \* Presença de neuroplastia periférica
- \* Diminuição da capacidade sensorial
- \* Aceitação e tolerância da corrente estimuladora pelo paciente

Em obesos: a espessura do tecido adiposo isola o nervo motor.

Em pacientes com neuroplastia periférica: não existe resposta a estímulos elétricos de curta duração.

Na deficiência sensorial: pode haver irritação da pele.

O paciente: deve progressivamente se acostumar à sensação produzida pela estimulação.

O TERAPEUTA: Deve dominar as técnicas de estimulação.

USOS ORTÓTICOS DA FES:

## ELETRODOS - RECOMENDAÇÕES

O NEURODYN V2.0 possibilita estimulação elétrica neuromuscular transcutânea.

Para isso utilizamos eletrodos de borracha de silicone especiais que são fornecidos com o equipamento.

O tamanho (área em  $\text{cm}^2$ ) dos eletrodos utilizados em eletro estimulação é muito importante;

- Recomendamos usar somente os eletrodos que são fornecidos como acessórios do equipamento no tamanho 30 X 50 mm ou 50 X 50 mm. O método de aplicação destes eletrodos é muito simples. De maneira geral, os eletrodos utilizados de 30 X 50 mm ou 50 X 50 mm se acomodam perfeitamente nas várias partes do corpo ocasionando um efeito profundo nos tecidos e um tratamento confortável ao paciente.
- Se o usuário quiser utilizar outro tipo de eletrodo, recomendamos sempre os de tamanho maior que os fornecidos como acessório.
- Eletrodos de tamanho menor que os fornecidos como acessório, pode causar irritações e queimaduras na pele. Se for necessária a utilização destes eletrodos menores, recomendamos que a densidade de corrente não ultrapasse 2 mA eficazes/ $\text{cm}^2$ . Se houver necessidade de ultrapassar estes valores, o usuário deverá ficar atento a possíveis efeitos danosos (NBR IEC 60601-2-10).

- Os valores máximos de corrente de saída para o paciente, fornecidos por este equipamento não ultrapassam o limite de densidade de corrente especificado pela norma NBR IEC 60601-2-10. Sendo assim, com os eletrodos recomendados, o equipamento pode ser operado com a saída no máximo, caso seja necessário.
- Alguns produtos químicos (gel, cremes, etc) podem causar danos aos eletrodos, diminuindo a sua vida útil. Utilize sempre o gel fornecido como acessório.
- Depois de usar os eletrodos, limpe-os com água corrente. Sempre limpe os eletrodos antes de guardá-los.

**Atenção: A aplicação dos eletrodos de silicone próximos ao tórax pode aumentar o risco de fibrilação cardíaca.**

**ELETRODOS - BIOCAMPATIBILIDADE (ISO 10993-1):** A Ibramed declara que os eletrodos de borracha de silicone fornecidos com o equipamento não ocasionam reações alérgicas. Estes eletrodos devem ser somente colocados em contato com a superfície intacta da pele, respeitando-se um tempo limite de duração deste contato de 24 horas. Não existe risco de efeitos danosos às células, nem reações alérgicas ou de sensibilidade. Os eletrodos de borracha de silicone não ocasionam irritação potencial na pele.

**Eletrodos auto-aderentes (descartáveis):** O material utilizado na fabricação destes eletrodos elimina riscos e técnicas especiais para sua eliminação. Sugerimos seguir instruções do fabricante escolhido pelo usuário.

#### **Durabilidade dos eletrodos de borracha de silicone:**

É normal o desgaste com o tempo de utilização dos eletrodos de silicone.

Um eletrodo desgastado perderá a homogeneidade da condução à corrente elétrica, dando a sensação de que o aparelho está fraco. Poderá ainda haver a formação de pontos de condução elétrica, onde a densidade de corrente será muito alta, podendo causar sensação desconfortável ao paciente. Substituir os eletrodos de silicone no máximo a cada seis meses, mesmo que não seja utilizado, ou até mensalmente em caso de uso intenso. Quando aparecer fissuras, o eletrodo deve ser substituído imediatamente.

**Proteção ambiental:** A IBRAMED declara que não existem riscos ou técnicas especiais associados com a eliminação deste equipamento e acessórios ao final de suas vidas úteis.

**LIMPEZA DOS ELETRODOS** - Depois de usar os eletrodos, limpe-os com água corrente. Sempre limpe os eletrodos antes de guardá-los.

**MANUTENÇÃO:**

Sugerimos que o usuário faça uma inspeção e manutenção preventiva na IBRAMED ou nos pontos de venda *a cada 12 meses* de utilização do equipamento. Como fabricante, a IBRAMED se responsabiliza pelas características técnicas e segurança do equipamento somente nos casos onde a unidade foi utilizada de acordo com as instruções de uso contidas no manual do proprietário, onde manutenção, reparos e modificações tenham sido efetuados pela fabrica ou agentes expressamente autorizados; e onde os componentes que possam ocasionar riscos de segurança e funcionamento do aparelho tenham sido substituídos em caso de avaria, por peças de reposição originais. *Se solicitado, a IBRAMED poderá colocar à disposição a documentação técnica (esquemas dos circuitos, lista de peças e componentes, etc) necessária para eventuais reparações do equipamento.* Isto, no entanto, não implica numa autorização de reparação. Não assumimos nenhuma responsabilidade por reparações efetuadas sem nossa explícita autorização por escrito.

**GARANTIA:**

A IBRAMED Indústria Brasileira de Equipamentos Médicos Ltda., aqui identificada perante o consumidor pelo endereço e telefone: av. Dr. Carlos Burgos, 2800 - Amparo-SP; fone (19) 38179633 garante este produto pelo período de dezoito (18) meses, observadas as condições do termo de garantia anexo a documentação deste aparelho.

**ASSISTÊNCIA TÉCNICA:**

Qualquer dúvida ou problema de funcionamento com o seu equipamento entre em contato com nosso departamento técnico pelo telefone (19) 3817 9633.

**LOCALIZAÇÃO DE DEFEITOS** - O que pode inicialmente parecer um problema nem sempre é realmente um defeito. Portanto, antes de pedir assistência técnica, verifique os itens descritos na tabela abaixo.

<b>Problemas</b>	<b>Solução</b>
O aparelho não liga 1.	<ul style="list-style-type: none"> <li>O cabo de alimentação está devidamente conectado? Caso não esteja, é preciso conectá-lo. Verifique também a tomada de força na parede.</li> </ul>
O aparelho não liga 2.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Você verificou o fusível de proteção? Verifique se não há mal contato. Verifique também se o valor está correto como indicado no manual de operação.</li> </ul>
O aparelho esta ligado, mas não emite corrente para o paciente 1.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Você seguiu corretamente as recomendações e instruções do manual de operação? Verifique e refaça os passos indicados no item sobre <i>controles, indicadores e instruções de uso</i>.</li> </ul>
O aparelho esta ligado, mas não emite corrente para o paciente 2.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Você verificou eletrodos, gel e cabos de conexão ao paciente? Verifique se o plugue do cabo está devidamente colocado ao aparelho. Verifique se os eletrodos estão devidamente colocados ao corpo do paciente.</li> </ul>
O aparelho está funcionando, mas parece que está fraco.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Verifique o desgaste dos eletrodos e/ou qualidade do gel condutor da corrente.</li> </ul>

## Termo de Garantia

1-) O seu produto IBRAMED é garantido contra defeitos de fabricação, se consideradas as condições estabelecidas por este manual, por 18 meses corridos.

2-) O período de garantia contará a partir da data da compra ao primeiro adquirente consumidor, mesmo que o produto venha a ser transferido a terceiros. Compreenderá a substituição de peças e mão de obra no reparo de defeitos devidamente constatados como sendo de fabricação.

3-) O atendimento em garantia será feito EXCLUSIVAMENTE pelo ponto de venda IBRAMED, pela própria IBRAMED ou outro especificamente designado por escrito pelo fabricante.

4-) A GARANTIA NÃO ABRANGERÁ OS DANOS QUE O PRODUTO VENHA A SOFRER EM DECORRÊNCIA DE :

O produto não for utilizado exclusivamente para uso médico.

Na instalação ou uso não forem observadas as especificações e recomendações deste Manual.

Acidentes ou agentes da natureza, ligação a sistema elétrico com voltagem imprópria e/ou sujeitas a flutuações excessivas ou sobrecargas.

O aparelho tiver recebido maus tratos, descuido ou ainda sofrer alterações, modificações ou consertos feitos por pessoas ou entidades não credenciadas pela IBRAMED.

Houver remoção ou adulteração do número de série do aparelho.  
Acidentes de transporte.

5-) A garantia legal não cobre : despesas com a instalação do produto, transporte do produto até a fábrica ou ponto de venda, despesas com mão de obra, materiais, peças e adaptações necessárias à preparação do local para instalação do aparelho tais como rede elétrica, alvenaria, rede hidráulica, aterramento, bem como suas adaptações. A garantia não cobre também peças sujeitas à desgaste natural tais como botões de comando, teclas de controle, puxadores e peças móveis, cabo de força, cabos de conexão ao paciente, cabo do transdutor, eletrodos de borracha de silicone condutivo, eletrodos para diatermia, eletrodos de vidro para microdermoabrasão, pilhas e baterias de 9 volts, transdutor ultrassônico (quando constatado o uso indevido ou queda do mesmo), gabinetes dos aparelhos.

6-) Nenhum ponto de venda tem autorização para alterar as condições aqui mencionadas ou assumir compromissos em nome da IBRAMED.

**Aparelho:**

**Número de série:**

**Registro ANVISA (M.S.):**

**Data de fabricação:**

**Prazo de validade : 5 anos**

**Engenheiro responsável : Maicon Stringhetta**

**CREA - 5062850975**

## Acessórios que acompanham o Neurodyn V2.0:

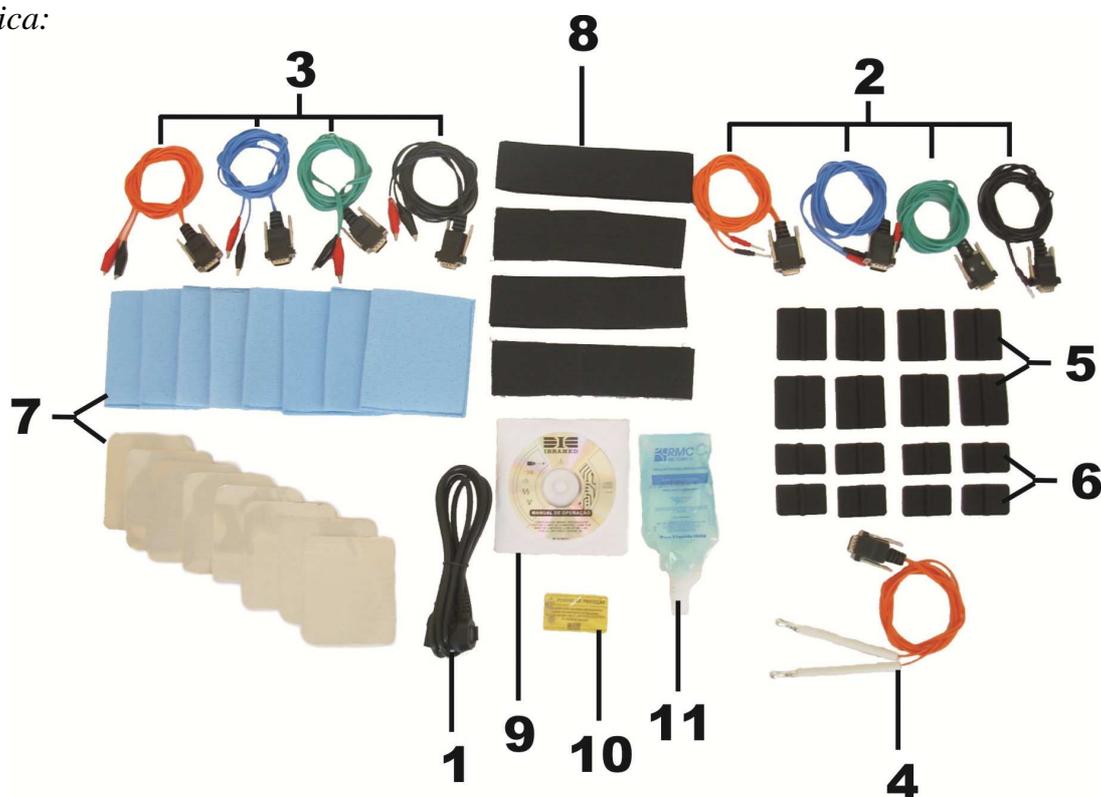


Os acessórios, eletrodos ou cabos utilizados com o equipamento estão em conformidade com as prescrições de compatibilidade eletromagnética para emissões e imunidade.



A utilização de acessórios, cabos e eletrodos diferentes daqueles para os quais o equipamento foi projetado pode degradar significativamente o desempenho das emissões e da imunidade.

*Lista de acessórios, eletrodos, cabos e seus comprimentos, projetados com o equipamento Neurodyn V2.0 para atendimento aos requisitos de compatibilidade eletromagnética:*



- 1) 01 cabo de força destacável – Código C-008 (comprimento 1,5 metros).
- 2) 04 cabos (cada um com 2 fios e pinos nas pontas) de conexão ao paciente (canal 1- laranja, canal 2 - preto, canal 3 - azul e canal 4 - verde) – Códigos K-694, K-694, K-696 e K699 (comprimento 1,5 metros cada).
- 3) 04 cabos (cada um com 2 fios e garras jacaré nas pontas) de conexão ao paciente (canal 1- laranja, canal 2 - preto, canal 3 - azul e canal 4 - verde) – Códigos K-695, K-697, K-698 e K-700 (comprimento 1,5 metros cada).
- 4) 01 cabo (com dois fios e eletrodos caneta na ponta para micro corrente) de conexão ao paciente (canal 1- laranja) – Códigos 701 (comprimento 1,5 metros cada).

*Lista dos demais acessórios que não afetam os requisitos de compatibilidade eletromagnética:*

- 5) 04 pares de eletrodo de borracha de silicone 50 x 50 mm – Código E-116
- 6) 04 pares de eletrodo de borracha de silicone 30 x 50 mm – Código E-115
- 7) 04 pares de eletrodo de alumínio-esponja vegetal 80 x 100 mm – Código E-047 e P-060
- 8) 04 cintas elásticas com velcro – Código C-040
- 9) 01 CD manual de operação – Código M-124
- 10) 01 fusível 5A de proteção sobressalente – Código F-019
- 11) 01 tubo de Gel (100g) registro Anvisa nº80122200001 (fabricante RMC gel clinico) - Codigo B-013



A utilização de acessórios, cabos e eletrodos diferentes daqueles para os quais o equipamento foi projetado pode degradar significativamente o desempenho das emissões e da imunidade. *Sendo assim, NÃO UTILIZAR acessórios, cabos e eletrodos do equipamento Neurodyn V2.0 em outros equipamentos ou sistemas eletro médicos.*

Os acessórios, eletrodos e cabos descritos neste manual de operação são projetados e fabricados pela IBRAMED para uso somente com o equipamento Neurodyn V2.0.

Lembre-se:

*O uso de cabos, e outros acessórios diferentes daqueles nesta página especificados, pode resultar em aumento das emissões ou diminuição da imunidade do equipamento Neurodyn V2.0.*

## **NEURODYN V2.0 - Características técnicas**

O NEURODYN V2.0 é um equipamento projetado para modo de operação contínua. Utiliza tecnologia que garante a precisão dos valores mostrados. Esta exatidão dos dados de operação esta de acordo com o prescrito na norma particular para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular - NBR IEC 60601-2-10, cláusula 50 / sub-cláusulas 50.1 e 50.2. O controle de amplitude de saída controla continuamente a intensidade de corrente desde o mínimo até o máximo e o seu valor mínimo não excede 2% do valor na posição máxima. Os parâmetros, tais como, formas de onda de saída, duração de pulso, frequência de repetição do pulso, faixa de amplitude de corrente de saída não diferem por mais que  $\pm 30\%$  mencionados na descrição técnica a seguir.

Os valores das *durações dos pulsos e frequências de repetições dos pulsos* aqui descritas foram medidas a 50% da amplitude máxima de saída.

Estes parâmetros são válidos para uma impedância de carga na faixa de 820 ohms a 1200 ohms. O efeito da impedância de carga nos parâmetros descritos é muito importante. Se o aparelho for operado fora da faixa de impedância de carga especificada, poderá haver imprecisão nos valores dos parâmetros, bem como alteração das formas de onda aqui descritas.

O Neurodyn V2.0 é um equipamento monofásico de CLASSE II com parte aplicada de tipo BF de segurança e proteção.

*Alimentação:*----- 100 - 240 volts 50/60 Hz.

*Potência de entrada - Consumo (máx.):* -----85 VA  
EQUIPAMENTO DE: CLASSE II com parte aplicada de tipo BF de segurança e proteção.

*Canais de saída:*-----4 canais independentes em amplitude

*Intensidade de corrente máxima por canal com carga resistiva de 1000 ohms:*

TENS (R=250 Hz e T=500 uS):-----1 a 120 mA (pico a pico)

FES (R=250 Hz e T=500 uS):-----1 a 120 mA (pico a pico)

RUSSA (Burst Frequency=50Hz e Burst Duration=50%-----1 a 120 mA (pico a pico)

AUSSIE (Burst Duration=4mS, Burst Frequency=120Hz e Carrier=4 KHz) -----  
1 a 120 mA (pico a pico)

INTERFERENCIAL (Carrier=4 KHz e AMF=100 Hz):-----  
1 a 120 mA (pico a pico)

POLARIZADA-----1 a 30 mA (pico)

MICRO CORRENTE (R=500 Hz)---0,01 a 0,99 mA (10 uA a 990 uA pico a pico)

*Forma de Pulso:*

TENS: onda quadrada bifásica simétrica sem componente CC

FES: onda quadrada bifásica simétrica sem componente CC

RUSSA: onda senoidal bifásica simétrica modulada em bursts sem componente CC

AUSSIE: onda senoidal bifásica simétrica modulada em bursts sem componente CC

INTERFERENCIAL: onda senoidal bifásica simétrica sem componente CC

POLARIZADA: onda senoidal monofásica

MICRO CORRENTE: onda senoidal monofásica com inversão de polaridade positiva e negativa a cada 3 segundos.

*Faixa de Frequência de Repetição de Pulso (R) a 50% da amplitude máxima:*

TENS: variável de 0,5 Hz a 250 Hz (incrementos de 1 Hz)

Modulação em Trens de Pulso - BURST (somente em TENS): 7 pulsos correspondentes a ciclo on de 28 mseg e ciclo off de 472 mseg ( 2 Hz )  
 FES: variável de 0,5 Hz a 250 Hz (incrementos de 1 Hz)

MICRO CORRENTE: variável de,  
 0,1 Hz a 1 Hz em incrementos de 0,1 Hz,  
 1 Hz a 10 Hz em incrementos de 1 Hz,  
 10 Hz a 500 Hz em incrementos de 10 Hz.

*AMF - Faixa de Frequência de Tratamento (INTERFERENCIAL):*  
 variável de 1 a 100Hz (incrementos de 1 Hz)

*Sweep (  $\Delta$ AMF) - Faixa da Frequência de Varredura (INTERFERENCIAL):*  
 variável de 1 a 100 Hz (incrementos de 1 Hz)

*Vetor Automático (INTERFERENCIAL):*

Canal 1 e 3: amplitude da corrente fixa em 100% da intensidade escolhida

Canal 2 e 4: amplitude da corrente variável automaticamente de 50% a 100% da intensidade escolhida

*Duração do Pulso (T) a 50% da amplitude máxima:*

TENS: variável de 50 useg a 500 useg (incrementos de 25 useg)

FES: variável de 50 useg a 500 useg (incrementos de 25 useg)

*Frequência de portadora (Carrier):*

RUSSA: portadora de média frequência fixa em 2.500 Hz

AUSSIE: portadora de média frequência de 1.000 Hz ou 4.000 Hz

INTERFERENCIAL: portadora de média frequência de 2.000 Hz, 4.000 Hz ou 8.000 Hz, onde

canal 1 e 3 – fixa de 2.000 Hz, 4.000 Hz ou 8.000 Hz

canal 2 e 4 – variável de 2.001 a 2.100 Hz, 4.001 a 4.100 Hz ou 8001 Hz a 8100 Hz

POLARIZADA: portadora de média frequência de 15.000 Hz

MICRO CORRENTE: portadora de média frequência de 15.000 Hz

*Duração de Burst:*

RUSSA: variável de 10%, 30% ou 50%, ou seja:

10% = 2 milisegundos On (ligado) por 18 milisegundos Off (desligado).

30% = 6 milisegundos On (ligado) por 14 milisegundos Off (desligado).

50% = 10 milisegundos On (ligado) por 10 milisegundos Off (desligado).

AUSSIE: 2 ms ou 4 ms

*Frequência de Burst:*

RUSSA: baixa frequência na faixa de 1 Hz a 100 Hz (incrementos de 1 Hz)

AUSSIE: baixa frequência na faixa de 1 Hz a 120 Hz (incrementos de 1 Hz)

*Tempo de aplicação (Timer):* variável de 1 a 60 minutos (“default” de 20 minutos)

*ON time:*-----variável de 1 a 60 segundos

*OFF time:*-----variável de 1 a 60 segundos

*RISE:*----- Tempo de subida do trem de pulso: variável de 1 a 9 segundos

*DECAY:*----- Tempo de descida do trem de pulso: variável de 1 a 9 segundos

*Dimensões (mm):*-----375 x 315 x 125 (L x P x A)

*Peso (aprox. sem acessórios):*-----2,2 kg

*Empilhamento máximo:*-----5 caixas

*Temperatura p/ transporte e armazenamento:*-----5<sup>o</sup>C a 50<sup>o</sup>C

*Temperatura ambiente de trabalho:*-----5<sup>o</sup>C a 45<sup>o</sup>C

Abreviações de unidades de medida usadas no gabinete do equipamento e neste manual de instruções:

**mA** = miliampéres

**Hz** = Hertz

**KHz** = kiloHertz (Hz x 1.000)

**mseg** = **ms** = mili segundos

**microseg** = **us** = micro segundos

**min.** = minuto

**s** = segundos

**VA** = volt ampéres

**Nota:** O aparelho e suas características poderão sofrer alterações sem prévio aviso.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADRIANOVA G.G., KOTS Y.M., MARMYANOV V.A., XVILON V.A., 1971, Pri-menenie elektrostimuliasii dlia trenirovki mishechnoj sili. *Novosti Meditsinskogo Priborostroeniia*, 3:40 – 47.
- BAKER, LUCINDA L.; Neuromuscular Electrical Stimulation in the Restoration of Purposeful Limb Movements. Manuais e folhetos de equipamentos Medtronic Inc.
- DELITTO A., ROSE S.J., McKOWEN J.M. et al., 1988, Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Phys. Ther.*, 68:660 – 663.
- GERSH, M. R., WOLF, S. L., 1985, Applications of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, *Phys. Ther.*, 65:314-322.
- GUIRRO R, NUNES CV, DAVINI R., 2000, Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica do quadríceps. *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, 7(1/2):10-15.
- GRILLS BJ, SCHUIJERS JA, WARD AR.,1997, Topical application of nerve growth factor improves fracture healing in rats. *Journal of Orthopaedic Research*, 15:235-242.
- KOTS Y.M., XVILON V.A., 1971, Trenirovka mishechnoj sili metodom elektrostimuliasii: soobschenie 2, trenirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. *Teor. Pract. Fis. Cult.*, 4:66 – 72.
- LAUFER Y., RIES J.D., LEININGER P.M., ALON G., 2001, Quadriceps femoris muscle torques produced and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Phys. Ther.*, 81:1307 – 1316.
- McMANUS FJ, WARD AR, ROBERTSON VJ., 2006, The analgesic effects of inter-ferential therapy on two experimental pain models: cold and mechanically induced pain. *Physiotherapy*, 92:95-102.
- MANNHEIMER, J. S., LAMP, G. N., 1984, **Clinical Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation**, Philadelphia, F. A. Davis (Reprint 1987).
- OZCAN J, WARD AR, ROBERTSON VJ., 2004, A comparison of true and premodulated interferential currents. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(3): 409-415.

ROBERTSON VJ, WARD AR., 1997, Decreasing of longwave ultrasound [Letter]. *Physiotherapy*, 83(7):392.

ROBERTSON VJ, WARD AR., 1997, Longwave (45 kHz) ultrasound reviewed and reconsidered. *Physiotherapy*, 83(3):123-130.

ROBERTSON VJ, WARD AR. (1997). 45 kHz (Longwave) ultrasound [Letter]. *Physiotherapy*, 85(5):271-272.

ROBERTSON VJ, WARD AR., 2002, Use of electrical stimulation to strengthen the vastus medialis muscle following a lateral patellar retinacular release. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(9):437-446.

ROBERTSON VJ, WARD AR, JUNG P., 2005, The contribution of heating to tissue extensibility: a comparison of deep and superficial heating. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4):819-825.

SELKOWITZ D.M., 1989, High frequency electrical stimulation in muscle strengthening. *Am. J. Sports Med.*, 17:103 – 111.

SHANAHAN C, WARD AR, ROBERTSON VJ., 2006, A Comparison of the analgesic efficacy of interferential therapy and TENS. *Physiotherapy*, 92:247-253.

SNYDER-MACKLER L., GARRETT M., ROBERTS M., 1989, A comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulating currents. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 11:297 – 301.

SNYDER-MACKLER L., DELITTO 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.*, 74:901 – 907.

SNYDER-MACKLER L., DELITTO A., BAILEY S.L., STRALKA S.W., 1995, Strength of quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 77:1166 – 1173.

SOLOVIEV E.N., 1963, Nyekogorii osobnyennosti elektrostimulyatsii na povisheni chastotak. *Trudi instituta M VNIIMIO*, vi:3.

ST PIERRE D., TAYLOR A.W., LAVOIE M. et al., 1986, Effects of 2500-Hz sinusoidal current on fibre area and strength of quadriceps femoris. *J. Sports Med.*, 26:60 – 66.

WARD AR, ROBERTSON VJ., 1998, Sensory, motor and pain thresholds for stimulation with medium frequency alternating current. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 79(3):273-278.

WARD A.R., ROBERTSON V.J., 1998, The variation in torque production with frequency using medium-frequency alternating current. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 79:1399 – 1404.

WARD AR, ROBERTSON VJ., 2000, The variation in fatigue rate with frequency using kHz frequency alternating current. *Medical Engineering and Physics*, 22(9):637-646.

WARD AR, ROBERTSON VJ., 2001, The variation in motor threshold with frequency using kHz frequency alternating current. *Muscle and Nerve*, 24:1303-1311.

WARD AR, ROBERTSON VJ, MAKOWSKI RJ., 2002, Optimal frequencies for electrical stimulation using medium frequency alternating current. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7):1024-1027.

WARD AR, SHKURATOVA N., 2002, Russian electrical stimulation: the early experiments. *Phys. Ther.* 82(10):1019-1030.

WARD AR, ROBERTSON VJ, IOANNOU H., 2004, The effect of duty cycle and frequency on muscle torque production using kHz frequency range alternating current. *Medical Engineering and Physics*, 26(7):569-579.

WARD AR, OLIVER W, BUCCELLA D., 2006, Wrist extensor torque production and discomfort associated with low frequency and burst modulated kHz frequency currents. *Phys. Ther.*, 86(10):1360-1367.

WARD AR, LUCAS-TOUMBOUROU S., 2007, Lowering of sensory, motor and pain-tolerance thresholds with burst duration using kHz frequency alternating current electrical stimulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(8):1036-1041.

WARD AR, OLIVER W., 2007,. A comparison of the hypoalgesic effectiveness of low frequency and burst modulated kHz frequency currents. *Phys. Ther.*, 87(8):1056-1063.

GERSH, M. R., WOLF, S. L., 1985, Applications of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, *Phys. Ther.*, 65:314-322.

### ***Compatibilidade Eletromagnética:***

O Neurodyn V2.0 foi desenvolvido de forma a cumprir os requisitos exigidos na norma IEC 60601-1-2 de compatibilidade eletromagnética. O objetivo desta norma é:

- garantir que o nível dos sinais espúrios gerados pelo equipamento e irradiados ao meio ambiente estão abaixo dos limites especificados na norma IEC CISPR 11, grupo 1, classe A (Emissão radiada).
- garantir a imunidade do equipamento às descargas eletrostáticas, por contato e pelo ar, provenientes do acúmulo de cargas elétricas estáticas adquiridas pelo corpo (Descarga Eletrostática - IEC 61000-4-2).
- garantir a imunidade do equipamento quando submetido a um campo eletromagnético incidente a partir de fontes externas (Imunidade a RF Irradiado - IEC 61000-4-3).

#### **Precauções:**

*- A operação a curta distância (1 metro, por exemplo) de um equipamento de terapia por ondas curtas ou micro ondas pode produzir instabilidade na saída do aparelho.*

*- Para prevenir interferências eletromagnéticas, sugerimos que se utilize um grupo da rede elétrica para o NEURODYN V2.0 e outro grupo separado para os equipamentos de ondas curtas ou micro ondas. Sugerimos ainda que o paciente, o NEURODYN V2.0 e cabos de conexão sejam instalados pelo menos 3 metros dos equipamentos de terapia por ondas curtas ou micro ondas.*

*- Equipamentos de comunicação por radio frequência, móveis ou portáteis, podem causar interferência e afetar o funcionamento do Neurodyn V2.0. Sempre instale este equipamento de acordo com o descrito neste manual de instruções.*

#### **Atenção:**

*- O Neurodyn V2.0 atende às normas técnicas de compatibilidade eletromagnética se utilizado com os cabos, eletrodos e outros acessórios fornecidos pela IBRAMED descritos neste manual (capítulo: Acessórios e características técnicas).*

*- O uso de cabos, eletrodos e outros acessórios de outros fabricantes e/ou diferentes daqueles especificados neste manual, bem como a substituição de componentes internos do Neurodyn V2.0, pode resultar em aumento das emissões ou diminuição da imunidade do equipamento.*

*- O Neurodyn V2.0 não deve ser utilizado adjacente ou empilhado a outro equipamento.*

### Orientação e declaração do fabricante – emissões eletromagnéticas

O eletro-estimulador Neurodyn V2.0 é destinado para uso em ambiente eletromagnético especificado abaixo. O usuário do equipamento deve assegurar que ele seja utilizado em tal ambiente.

Ensaio de emissão	Conformidade	Ambiente eletromagnético - orientações
Emissões de RF NBR IEC CISPR 11 IEC CISPR 11	Grupo 1	O eletro-estimulador Neurodyn V2.0 utiliza energia de RF apenas para suas funções internas. No entanto, suas emissões de Rf são muito baixas e não é provável que causem qualquer interferência em equipamentos eletrônicos próximos.
Emissões de RF NBR IEC CISPR 11 IEC CISPR 11	Classe A	O eletro-estimulador Neurodyn V2.0 é adequado para utilização em todos os estabelecimentos que não sejam residenciais e que não estejam diretamente conectados à rede pública de distribuição de energia elétrica de baixa tensão que alimente edificações para utilização doméstica.
Emissões de Harmônicos IEC 61000-3-2	Classe A	
Emissões devido à flutuação de tensão/cintilação IEC 61000-3-3	Classe A	

### Orientação e declaração do fabricante – imunidade eletromagnética

O eletro-estimulador Neurodyn V2.0 é destinado para uso em ambiente eletromagnético especificado abaixo. O usuário do equipamento deve assegurar que ele seja utilizado em tal ambiente.

Ensaio de imunidade	Nível de Ensaio IEC 60601	Nível de Conformidade	Ambiente eletromagnético - orientações
Descarga eletrostática (ESD) IEC 61000-4-2	± 6 kV por contato ± 8 kV pelo ar	± 6 kV por contato ± 8 kV pelo ar	Pisos deveriam ser de madeira, concreto ou cerâmica. Se os pisos forem cobertos com material sintético, a umidade relativa deveria ser de pelo menos 30%.
Transitórios elétricos rápidos / trem de pulsos (Burst) IEC 61000-4-4	± 2 kV nas linhas de alimentação ± 1 kV nas linhas de entrada / saída	± 2 kV nas linhas de alimentação ± 1 kV nas linhas de entrada / saída	Qualidade do fornecimento de energia deveria ser aquela de um ambiente hospitalar ou comercial típico.
Surtos IEC 61000-4-5	± 1 kV modo diferencial ± 2 kV modo comum	± 1 kV modo diferencial ± 2 kV modo comum	Qualidade do fornecimento de energia deveria ser aquela de um ambiente hospitalar ou comercial típico.

Ensaio de imunidade	Nível de Ensaio IEC 60601	Nível de Conformidade	Ambiente eletromagnético - orientações
<p>Quedas de tensão, interrupções curtas e variações de tensão nas linhas de entrada de alimentação</p> <p>IEC 61000-4-11</p>	<p><math>&lt; 5\% U_T</math> (<math>&gt; 95\%</math> de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 0,5 ciclo</p> <p><math>40\% U_T</math> (60% de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 5 ciclos</p> <p><math>70\% U_T</math> (30% de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 25 ciclos</p> <p><math>&lt; 5\% U_T</math> (<math>&gt; 95\%</math> de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 5 segundos</p>	<p><math>&lt; 5\% U_T</math> (<math>&gt; 95\%</math> de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 0,5 ciclo</p> <p><math>40\% U_T</math> (60% de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 5 ciclos</p> <p><math>70\% U_T</math> (30% de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 25 ciclos</p> <p><math>&lt; 5\% U_T</math> (<math>&gt; 95\%</math> de queda de tensão em <math>U_T</math>) por 5 segundos</p>	<p>Qualidade do fornecimento de energia deveria ser aquela de um ambiente hospitalar ou comercial típico. Se o usuário do equipamento exige operação continuada durante interrupção de energia, é recomendado que o equipamento seja alimentado por uma fonte de alimentação ininterrupta ou uma bateria.</p>
<p>Campo magnético na frequência de alimentação (50/60 Hz)</p> <p>IEC 61000-4-8</p>	<p>3 A/m</p>	<p>3 A/m</p>	<p>Campos magnéticos na frequência da alimentação deveriam estar em níveis característicos de um local típico num ambiente hospitalar ou comercial típico.</p>
<p>NOTA: <math>U_T</math> é a tensão de alimentação c.a. antes da aplicação do nível de ensaio</p>			

### Orientação e declaração do fabricante – imunidade eletromagnética

O eletro-estimulador Neurodyn V2.0 é destinado para uso em ambiente eletromagnético especificado abaixo. O usuário do equipamento deve assegurar que ele seja utilizado em tal ambiente.

Ensaio de imunidade	Nível de Ensaio IEC 60601	Nível de Conformidade	Ambiente eletromagnético - orientações
RF Conduzida IEC 61000-4-6	3 Vrms 150 kHz até 80 MHz	3 V	Equipamentos de comunicação de RF portátil e móvel não devem ser utilizados próximos a qualquer parte do Neurodyn V2.0, incluindo cabos, com distancia de separação menor que a recomendada, calculada a partir da equação aplicável à frequência do transmissor.  Distancia de separação recomendada $d = 1,2 \sqrt{P}$ $d = 0,35 \sqrt{P}$ 80 MHz até 800 MHz $d = 0,7 \sqrt{P}$ 800 MHz até 2,5 GHz
RF Radiada IEC 61000-4-3	10 V/m 80 MHz até 2,5 GHz	10 V/m	Onde P é a potência máxima nominal de saída do transmissor em watts (W), de acordo com o fabricante do transmissor, e d é a distancia de separação recomendada em metros (m). É recomendada que a intensidade de campo estabelecida pelo transmissor de RF, como determinada através de uma inspeção eletromagnética no local, <sup>a</sup> seja menor que o nível de conformidade em cada faixa de frequência <sup>b</sup> .  Pode ocorrer interferência ao redor do equipamento marcado com o seguinte símbolo: 

NOTA 1: Em 80 MHz e 800 MHz aplica-se a faixa de frequência mais alta.

NOTA 2: Estas diretrizes podem não ser aplicáveis em todas as situações. A propagação eletromagnética é afetada pela absorção e reflexão de estruturas, objetos e pessoas.

<sup>a</sup> As intensidades de campo estabelecidas pelos transmissores fixos, tais como estações de rádio base, telefone (celular/sem fio) e rádios móveis terrestres, rádio amador, transmissão rádio AM e FM e transmissão de TV não podem ser previstos teoricamente com precisão. Para avaliar o ambiente eletromagnético devido a transmissores de RF fixos, recomenda-se uma inspeção eletromagnética no local. Se a medida de intensidade de campo no local em que o Neurodyn V2.0 é usado excede o nível de conformidade utilizado acima, o aparelho deve ser observado para se verificar se a operação está normal. Se um desempenho anormal for observado, procedimentos adicionais podem ser necessários, tais como a reorientação ou recolocação do equipamento.

<sup>b</sup> Acima da faixa de frequência de 150 KHz até 80 MHz, a intensidade do campo deve ser menor que 10 V/m.

### Distancias de separação recomendadas entre os equipamentos de comunicação de RF portátil e móvel e o Neurodyn V2.0

O eletro-estimulador Neurodyn V2.0 é destinado para uso em ambiente eletromagnético no qual perturbações de RF são controladas. O usuário do eletro-estimulador pode ajudar a prevenir interferência eletromagnética mantendo uma distancia mínima entre os equipamentos de comunicação de RF portátil e móvel (transmissores) e o Neurodyn V2.0, como recomendado abaixo, de acordo com a potência máxima dos equipamentos de comunicação.

Potência máxima nominal de saída do transmissor W	Distancia de separação de acordo com a frequência do transmissor M		
	150 KHz até 80 MHz $d = 1,2 \sqrt{P}$	80 MHz até 800 MHz $d = 0,35 \sqrt{P}$	800 MHz até 2,5 GHz $d = 0,7 \sqrt{P}$
0,01	0,12	0,035	0,07
0,1	0,38	0,11	0,22
1	1,2	0,35	0,7
10	3,8	1,1	2,2
100	12	3,5	7

Para transmissores com uma potência máxima nominal de saída não listada acima, a distancia de separação recomendada  $d$  em metros (m) pode ser determinada através da equação aplicável para a frequência do transmissor, onde  $P$  é a potência máxima nominal de saída em wáatts (W) de acordo com o fabricante do transmissor.

NOTA 1: Em 80 MHz até 800 MHz, aplica-se a distancia de separação para a faixa de frequência mais alta.

NOTA 2: Estas diretrizes podem não ser aplicáveis em todas as situações. A propagação eletromagnética é afetada pela absorção e reflexão de estruturas, objetos e pessoas.