



INSTRUÇÕES DE USO

GERADORES ELETROCIRÚRGICOS DE ALTA FREQUÊNCIA

Modelos: PRECISION TC2 / PRECISION TC3 / PRECISION TC4 /
PRECISION RC2 / PRECISION RC3 / PRECISION RC4 /

Fabricante/Distribuidor:

Deltronix Equipamentos Ltda.

Rua Barão de Cotegipe, 776/ 800
Vila Tibério – CEP 14050-420
Ribeirão Preto - SP

Responsável Técnico: Carlos Alberto Paulin - CREA-SP: 0685086790

Registro ANVISA nº: WWWWWW

Conteúdo:

1 Gerador Eletrocirúrgico de Alta Frequência
1 Manual de Instruções

Acessórios:

01 Caneta porta-eletrodos simples, Monopolar (CM-04), com cabo de silicone
02 Canetas Comando Digital (CD-02), com cabo de silicone
01 Placa neutra de aço inox flexível (PN-01), com cabo de silicone
02 Jogos de eletrodos (05 eletrodos cada jogo) – Modelos EM 10/ EM 12/ EM 13/ EM
14/ EM 15
01 Pedal duplo (PE-401 RS), com cabo
01 Pedal Simples (PE-451 RS) com cabo, para a função TRIPOLAR
01 Pinça Hemostática reta (PH-01), isolada, com cabo de silicone
01 Unidade de Transporte apropriada (UT-100 ou equivalente)

PRECISION

MANUAL DO USUÁRIO

INSTRUÇÕES DE USO

Geradores Eletrocirurgicos de Alta Frequência – Bisturi Eletrônico

[Guia prático para transporte, armazenagem, instalação, cuidados, utilização e manuzeio dos Geradores Eletrocirurgicos Microprocessados da Família Precision]



Parabéns!

Agora você é um usuário dos equipamentos para eletrocirurgia fabricados pela DELTRONIX®. Você adquiriu o que há de melhor e mais moderno neste segmento e isso certamente irá facilitar muito o seu trabalho dentro do Centro Cirúrgico.

A DELTRONIX Equipamentos Ltda. é uma empresa genuinamente brasileira que está no mercado de equipamentos eletromédicos desde 1970. Utilizando os mais modernos recursos da engenharia eletro-eletrônica fabrica produtos com reconhecida qualidade, funcionalidade, durabilidade e simplicidade de manuseio.

A DELTRONIX® produz Geradores Eletrocirúrgicos (Bisturi Eletrônico) e seus acessórios para todas as especialidades cirúrgicas e entre elas estão a ginecologia, oftalmologia, ortopedia, dermatologia, neurocirurgia, cirurgia plástica e cirurgia cardíaca. Há também produtos indicados para procedimentos de endoscopia, videolaparoscopia, odontologia e veterinária.

Neste setor há mais de quarenta anos, a DELTRONIX® adquiriu *know-how* e conta hoje com o reconhecimento do segmento no Brasil e em todos os outros países com os quais tem contato técnico comercial. Os bisturis eletrônicos DELTRONIX® acompanham o estado da arte em todo o mundo. São práticos, funcionais, eficientes e seguros, sendo por isso bem recebido em todos os países onde estão presentes.

A ELETROCIRURGIA É O NOSSO FORTE. Por este motivo oferecemos o que há de melhor no setor.



MANUAL DO USUÁRIO

INSTRUÇÕES DE USO

FAMÍLIA DE GERADORES ELETROCIRÚRGICOS DE ALTA FREQUÊNCIA – BISTURI ELETRÔNICO

Marca:

Deltronix Equipamentos Ltda.

Fabricante do equipamento e detentora do registro:

Deltronix Equipamentos Ltda.

Responsável Técnico:

Engº Carlos Alberto Paulin – CREA-SP nº 0685086790

Nome técnico:

Equipamento Eletro-Cirúrgico de Alta Frequência

Nome comercial:

Bisturi Eletrônico Microprocessado

Modelos comerciais:

Precision TC 4, Precision TC 3, Precision TC 2, Precision RC 4, Precision RC 3 e Precision RC 2.

Registro ANVISA:

Família Precision nº

Instruções para Utilização:

- *Este manual deve ser lido por todas as pessoas que preparam e utilizam este equipamento.*
- *Leia e entenda todas as instruções contidas neste Manual de Usuário antes de instalar ou operar este equipamento.*
- *Este equipamento é destinado para o uso somente por profissionais médicos qualificados e treinados para executarem procedimentos técnicos e cirúrgicos*

O “MANUAL DO USUÁRIO DOS BISTURIS ELETRÔNICOS MICROPROCESSADOS DAS LINHAS PRECISION TC e PRECISION RC” é uma edição da DELTRONIX® voltada a seus clientes e profissionais da área de eletrocirurgia, a fim de informá-los sobre suas propriedades e possibilitar a melhor utilização destes equipamentos.

A Deltronix poderá manter à disposição o **MANUAL DE SERVIÇO**, com esquemas elétricos, listas de componentes, descrições e as instruções para calibração e aferição e demais informações necessárias ao pessoal técnico qualificado do usuário, para reparar as partes do equipamento mediante o acordo com o usuário ou em suas Assistências Técnicas Autorizadas.



DELTRONIX®

DELTRONIX Equipamentos Ltda.



Rua Barão de Cotegipe, 776/800
CEP 14050-420
Ribeirão Preto - SP • Brasil
PABX +55(16) 4009-5454
Fax +55(16) 4009-5455
Site: www.deltronix.com.br
e-mail: deltronix@deltronix.com.br

REPRESENTANTE EUROPEU – CE



Obelis S.A.
European Authorized Representative Center
End: Avenue de Tervuren 34, Bte 44 B-1040 Brussels, Belgium
Contact: mail@obelis.net

Editado em: Março de 2012 – Ver.: 1.0

Todos os direitos reservados.

Nenhuma parte deste texto pode ser reproduzida ou usada sob qualquer forma ou meio, sem o prévio consentimento por escrito por parte do editor.

SUMÁRIO

1. Apresentação, Descrição dos Controles, Indicadores e Conectores	
1.1. Apresentação – Descrição Técnica	1
1.2. Descrição dos Controles do Painel Frontal	3
1.2.1. Painel de Controle dos Bisturis da Linha Precision TC	3
1.2.2. Painel de Controle dos Bisturis da Linha Precision RC	3
1.2.3. Linha Precision TC	4
1.2.4. Linha Precision RC	4
1.2.5. Indicadores (Display Digital)	4
1.2.6. Ajuste de Potência com a caneta porta-eletrodo ou com o Pedal Duplo	5
1.2.7. Indicador de Placa Neutra e Sistema de Alarme	5
1.2.8. Conectores no Painel Frontal	6
1.2.9. Conectores no Painel Traseiro	6
2. Classificação, Simbologia	
2.1. Classificação IEC, ANVISA e MDD	8
2.2. Simbologia	8
3. Transporte, Instalação, Manutenção, Limpeza, Desinfecção, Esterilização e Biocompatibilidade	
3.1. Transporte e Estocagem	11
3.2. Instalação	11
3.3. Manutenção Preventiva e Corretiva	12
3.4. Limpeza e Desinfecção da unidade eletrocirúrgica	12
3.5. Acessórios de uso único	12
3.6. Acessórios DELTRONIX®	12
3.7. Esterilização	12
3.8. Biocompatibilidade	13
3.9. Proteção Ambiental – Precauções em casos de inutilização do equipamento e acessórios	13
4. Modos de Utilização	
4.1. Monopolar	15
4.1.1. Corte (CUT)	16
4.1.1.1. Corte Pulsado (PPC®)	17
4.1.1.2. Procedimentos para configuração e habilitação do modo PPC®	17
4.1.2. Coagulação (COAG)	18
4.1.2.1. Coagulação Pulsado (PPC®)	18
4.2. Bipolar	19
4.2.1. Bipolar (BIPO)	19
4.3. Tripolar®	20
4.4. Programação de Procedimentos Cirúrgicos	20
4.4.1. Salvando Programas na Memória	20
4.4.2. Lendo Programas da Memória	21
4.4.3. Função Reload	21
5. Especificações Técnicas	
5.1. Características Gerais	23
5.2. Compatibilidade com Coagulador a Gás Argônio	24
5.3. Tabelas de Potências	24
5.3.1. Tabela de Potências Máximas	24
5.3.2. Tabela de potências Mínima e Máximas de Entrada	24
5.3.3. Tabela de Fusíveis	24
5.3.4. Tabela de Dimensionais e Pesos	24
5.4. Compatibilidade Eletromagnética	25
6. Cuidados nos Procedimentos Eletrocirúrgicos	
6.1. Cuidados Gerais	28
6.2. Contra Indicação	28
6.3. Antes da Cirurgia	29
6.4. Durante o Procedimento Cirúrgico	29
6.5. Após a cirurgia	29

7. Acessórios	
7.1. Acessórios acompanhantes	31
7.2. Recomendações	36
8. Manutenção e Reparo	
8.1. Responsabilidade do Fabricante	38
8.2. Assistência Técnica ao Produto	38
8.3. Códigos de Erros do Painel	38
8.4. Guia de Defeitos e Soluções	38
8.5. Contatos	39
Anexo 1. Gráficos de Potências	40
Anexo 2. Princípios da Eletrocirurgia	48

Normas aplicadas ao projeto:

- NBR IEC 60601-1:1994 Emenda 1:1997 (IEC 60601-1:1988 Am1:1991 Am2:1995) – Prescrições gerais para segurança;
- NBR IEC 60601-1-2:2006 Emenda 1:2006 (IEC 60601-1-2:2004 Amend.1) – Equipamento Eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança – Norma Colateral: Compatibilidade Eletromagnética – Prescrições e ensaios;
- NBR IEC 60601-2-2:2001 (IEC 60601-2-2:1998) – Equipamento Eletromédico – Parte 2 – Prescrições particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência;
- NBR IEC 60601-1-4:1996/A1:1999 (IEC 60601-1-4: 1996) - Aparelhagem elétrica para medicina — Parte 1-4: Regras gerais de segurança — Norma colateral: Sistemas de eletromedicina programáveis;
- EN 980:2008 - Símbolos gráficos para utilização na rotulagem dos dispositivos médicos;
- EN ISO 14971:2009 - Dispositivos médicos - Aplicação da gestão de risco aos dispositivos médicos;
- MDD 93/42/EEC incluindo a Emenda 2007/47/EC.

Os Bisturis da Família Precision atendem os seguintes requisitos:

- NBR IEC 60601-1-2 Ed. 3.0 (2006-09)
- NBR IEC 60601-2-2 (2001-12) Seção V, Cláusula 36
- IEC 60601-1-2 Ed. 3.0 (2007-03)
- IEC 60601-2-2 Ed. 5.0 (2009-02) Cláusula 201.17 e 202
- Emissão radiada @ IEC/CISPR 11 Ed. 5.0 (2009-05) + A1 (2010-03) Grupo 1, Classe A
- Emissão conduzida @ IEC/CISPR 11 Ed. 5.0 (2009-05) + A1 (2010-03) Grupo 1, Classe A
- Distorção harmônica @ IEC 61000-3-2 Ed. 3.0 (2005-11) + A1 (2008-03) + A2 (2009-02)
- Flicker @ IEC 61000-3-3 Ed. 2.0 (2008-06)
- Descarga eletrostática (ESD) @ IEC 61000-4-2 Ed. 2.0 (2008-12)
- Imunidade radiada @ IEC 61000-4-3 Ed. 3.0 (2006-02) + A1 (2007-11) + A2 (2010-03)
- Transiente elétrico rápido (EFT&B) @ IEC 61000-4-4 Ed. 2.0 (2004-07) + A1 (2010-01)
- Surto – Linha de alimentação AC @ IEC 61000-4-5 Ed. 2.0 (2005-11)
- Imunidade a RF conduzida @ IEC 61000-4-6 Ed. 3.0 (2008-10) , NBR IEC 60601-1-2 (2006)
- IEC 61000-4-6 Ed. 2.0 (2003-05) + A1 (2004-10) + A2 (2006-03) , IEC 60601-1-2 (2007)
- Queda/interrupção da tensão @ IEC 61000-4-11 Ed. 2.0 (2004-03)
- Campos magnéticos @ IEC 61000-4-8 Ed. 2.0 (2009-09)
- Inspeção NBR IEC 60601-1-2: 2006 ⇒ Cláusula 3 e 6, IEC 60601-1-2: 2007 ⇒ Cláusula 4 e 5
- Descarga eletrostática (ESD) @ IEC 61000-4-2 Ed. 2.0 (2008-12)

1. APRESENTAÇÃO, DESCRIÇÃO DOS CONTROLES, INDICADORES E CONECTORES

1.1. APRESENTAÇÃO – DESCRIÇÃO TÉCNICA

Os Bisturis Eletrônicos Deltronix[®] das linhas PRECISION TC (Touch Control) e PRECISION RC (Rotary Control) são transistorizados e utilizam microprocessadores de última geração. Projetados para utilização em cirurgias de Baixa, Média e Alta Complexidade, possuem recursos que os habilitam tanto para Cirurgia Cardíaca quanto para Cirurgia Urológica ou Neurocirurgia. Corta e Coagula em campo úmido (debaixo d'água) possibilitando todos os tipos de ressecção endoscópica. A forma de onda para cada função foi convenientemente ajustada para as Cirurgias Cardiovasculares, tendo sido também testada e aprovada em Ressecção Mamária. Para conveniência da equipe médica, permite o trabalho simultâneo e independente de 2 (dois) cirurgiões. Sua saída Bipolar é independente e isolada, adequada a todos os procedimentos utilizados em Neurocirurgia e Microcirurgias.

O acionamento do CORTE (CUT) ou da COAGULAÇÃO (COAG) pode ser feito através de pedal duplo ou da caneta porta-eletrodo, com comando digital (CD, comando manual na própria caneta). A potência de saída é ajustada através de controles existentes no painel, com indicação digital do valor escolhido. Para a função CORTE (CUT) existe a opção entre corte puro (PURE CUT) e BLEND (mistura de CORTE com COAGULAÇÃO) em três formas diferentes selecionáveis no painel: BLEND MIN (1), BLEND MID (2) e BLEND MAX (3), com níveis variados de coagulação pré-programados. Nesta função pode-se também optar pela função CORTE (PURE CUT) Hi, BLEND MIN (1)Hi, BLEND MID (2)Hi e BLEND MAX (3)Hi, individualmente, que permite a cirurgia em tecidos adiposos com maior facilidade. A Função CORTE (CUT) permite ainda o modo PPC[®] (Pulsed Polypectomy CUT e Pulsed Polypectomy COAGULATION) que é uma nova forma de utilizar a função CUT ou a função COAG em técnicas endoscópicas, na forma PULSADA. Esta técnica permite ao cirurgião, por exemplo, efetuar a remoção de um pólipso de forma mais segura, eficiente, e com menor possibilidade de sangramento. A função COAGULAÇÃO (COAG) dá ao cirurgião a oportunidade de escolher entre três modalidades diferentes de coagulação: DESICCATE, SPRAY e FULGURATE, de acordo com o tecido e o procedimento desejado.

A Técnica BIPOLAR poderá ser melhor explorada fazendo uso de uma das opções oferecidas: PRECISE, STANDARD, MACRO e BCUT[®] (para pinças bipolares que permitam corte). Cada uma destas opções permite uma escolha mais precisa da potencia a ser utilizada, com acréscimos de 0,5 watt.

Para maior segurança, incorpora o Sistema de Proteção MRPGraph[®] (Monitoração da Resistência de Placa com indicação do nível do contato através de uma barra de led's), que monitora a resistência elétrica de contato entre o paciente e a placa neutra (eletrodo de dispersão), reduzindo sensivelmente as possibilidades de queimaduras. Este Sistema de Proteção monitora também a continuidade do fio da placa neutra e a sua conexão ao equipamento, com bloqueio total de seu funcionamento em caso de falha. Este dispositivo tanto poderá ser utilizado com placas metálicas, de aço inox, quanto com placas descartáveis auto-adesivas, possibilitando ainda maior segurança contra queimaduras.

O transporte deste equipamento, dentro e fora do Centro Cirúrgico, pode ser facilitado com o fornecimento de uma Unidade de Transporte (carrinho suporte, com 2 prateleiras), que permite também o armazenamento dos acessórios. Ele poderá, no entanto, ser facilmente removido da Unidade de Transporte e transportado sem dificuldade. Todo material fornecido pela DELTRONIX[®] (Unidade Eletrocirúrgica, Unidade de Transporte e Pedal) recebe tratamento anticorrosivo, protegido com pintura eletrostática à base de epoxy, de alta resistência.

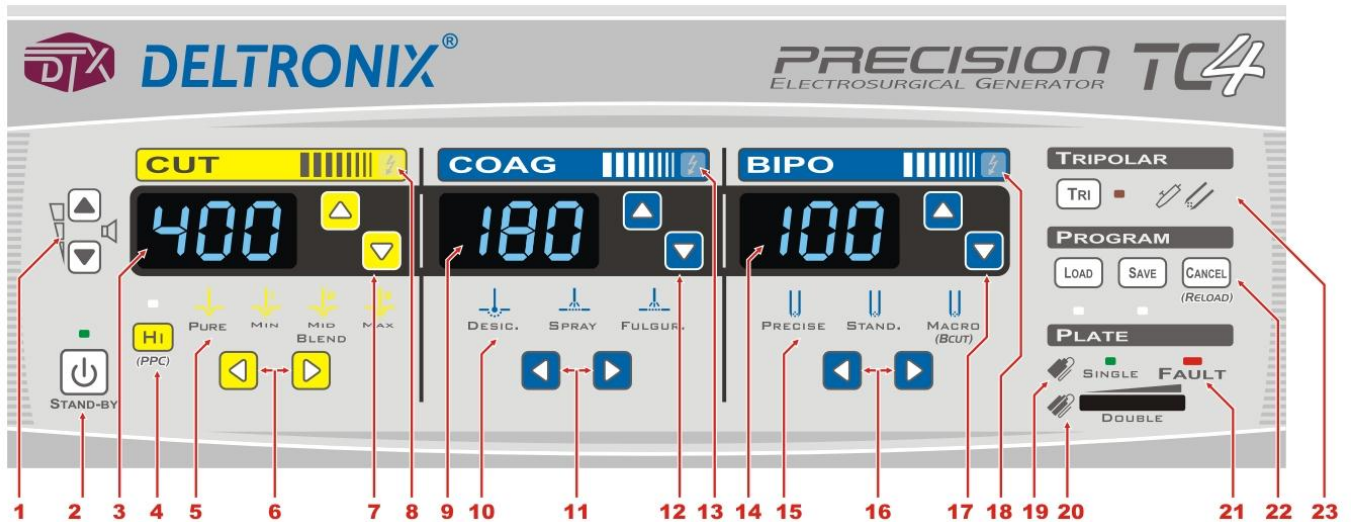


IMAGEM FRONTAL DO BISTURI ELETRÔNICO PRECISION TC4

- Painel de fácil comando e design moderno
- Displays Digital independentes (corte, coag. e bipolar)
- Modos HIGH e Low para Pure CUT
- Modos HIGH e Low para BLEND 1, BLEND 2 e BLEND 3
- Modos de Coagulação: DESICCATE, SPRAY e FULGURATE
- Função PPC® (Corte e Coagulação Pulsados), para procedimentos de Laparoscopia
- Modos Bipolar: Precise (Micro/Auto-Stop), Standard (Auto-Stop), Macro e BCUT®
- Exclusiva função TRIPOLAR® (Monopolar + Bipolar)
- Função RELOAD
- Conexões independentes para 3 pedais (2 Monopolar + 1 Bipolar)
- Duas conexões monopolares independentes: canetas de comando manual e/ou canetas simples e/ou pinças hemostática e/ou alças de ressecção
- Compatível para conexão com coagulador por plasma de gás argônio
- Alça para transporte, escamoteável
- Microprocessado em todas as funções
- FPA® - (FEEDBACK POWER ADJUSTMENT®) - Compensação Automática de Potência, de acordo com a variação da resistência do tecido
- Check_Up automático ao ligar o equipamento
- Códigos de erros no display do painel frontal
- Controle Remoto para ajuste da potência para os modos de Corte, Coagulação e Bipolar
- Memória para até 120 procedimentos distintos e configuráveis individualmente
- Seleção automática de Placa de Retorno
- Sistema de Alarme MRPGRAPH®
- Painel à prova d'água
- Tecla STAND-BY
- Ajuste do volume de áudio no painel frontal
- RMPF® - Mecanismos Redundantes de Proteção em caso de Falha
- MCC® - Mecanismo de Verificação de Consistência
- Sistema de ventilação natural por convecção

1.2. DESCRIÇÃO DOS CONTROLE DO PAINEL FRONTAL

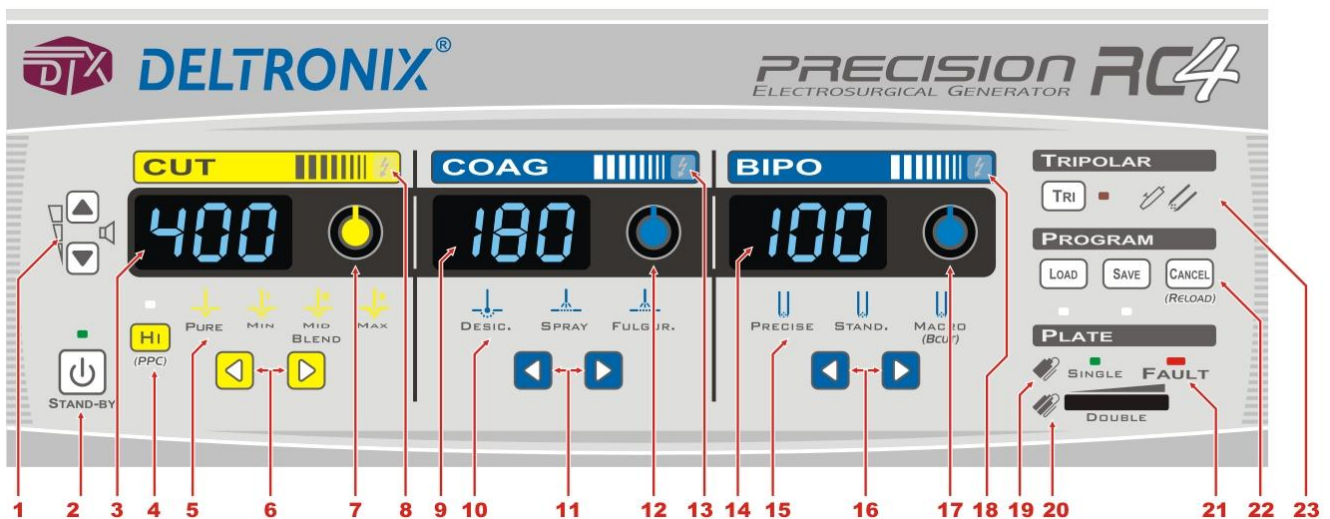
1.2.1 Painel de Controle dos Bisturis da Linha PRECISION TC



PAINEL FRONTAL DOS MODELOS DA LINHA PRECISION TC COM CONTROLES EFETUADOS COM TECLAS DO TIPO UP/DOWN.

- | | | |
|---------------------------------|---------------------------------------|---|
| (1) Controle de Volume | (9) Display da Coagulação | (17) Ajuste de Potência do Bipolar |
| (2) Função Stand-by | (10) Funções de Coagulação | (18) Bipolar Ativo |
| (3) Display do Corte | (11) Seleção da Coagulação | (19) Placa Simples |
| (4) Seleção Modo Low/Hi/PPC | (12) Ajuste de Potência da Coagulação | (20) Placa Bipartida - M.R.P. Graph® |
| (5) Funções de Corte | (13) Coagulação Ativa | (21) Alarme de Placa |
| (6) Seleção do Corte | (14) Display Bipolar | (22) Teclas para programação de memória |
| (7) Ajuste de potência do Corte | (15) Funções Bipolar | (23) Função Tripolar® |
| (8) Corte Ativo | (16) Seleção do Bipolar | |

1.2.2 Painel de Controle dos Bisturis da Linha PRECISION RC



PAINEL FRONTAL DOS MODELOS DA LINHA PRECISION RC COM CONTROLES ROTATIVOS

- | | | |
|---------------------------------|---------------------------------------|---|
| (1) Controle de Volume | (9) Display da Coagulação | (17) Ajuste de Potência do Bipolar |
| (2) Função Stand-by | (10) Funções de Coagulação | (18) Bipolar Ativo |
| (3) Display do Corte | (11) Seleção da Coagulação | (19) Placa Simples |
| (4) Seleção Modo Low/Hi/PPC | (12) Ajuste de Potência da Coagulação | (20) Placa Bipartida - M.R.P. Graph® |
| (5) Funções de Corte | (13) Coagulação Ativa | (21) Alarme de Placa |
| (6) Seleção do Corte | (14) Display Bipolar | (22) Teclas para programação de memória |
| (7) Ajuste de potência do Corte | (15) Funções Bipolar | (23) Função Tripolar® |
| (8) Corte Ativo | (16) Seleção do Bipolar | |

1.2.3. Linha PRECISION TC

- ❖ O controle da potência é efetuado através de teclas UP e DOWN. Pressionando a tecla UP seleciona-se potências de 0 (zero) até o fundo de escala de cada modelo (400 Watts para o PRECISION TC4, 300 Watts para o modelo TC3 e 200 Watts para o modelo TC2) em incrementos de uma unidade. Mantendo a tecla pressionada por alguns instantes, o ajuste de potência é acelerado, facilitando atingir rapidamente o valor desejado. Os valores apresentados nos displays, são apenas valores de referencia.



UP –Seta para cima. Pressione para aumentar a potência.

DOWN – Seta para baixo. Pressione para diminuir a potência.

1.2.4. Linha PRECISION RC

- ❖ O ajuste da potência é feito através de controle rotativo digital (encoder) sem final de curso. Você pode selecionar potências de 0 (zero) até o fundo de escala de cada modelo (400 Watts para o PRECISION RC4, 300 Watts para o modelo RC3 e 200 Watts para o modelo RC2) em incrementos de uma unidade. Imprimindo uma velocidade de rotação maior ao eixo do encoder pode-se incrementar o acréscimo de potencia, atingindo-se mais rapidamente o valor desejado. Isto significa que, se o botão de controle for girado lentamente, o acréscimo ou decréscimo será feito de uma unidade, porem se o botão for girado rapidamente, no sentido horário ou no sentido anti-horário, o acréscimo ou decréscimo não mais será de uma unidade, mas proporcional á velocidade de rotação do botão. Maior facilidade de ajuste.



Controle Rotativo. Aumenta no sentido horário e diminui no sentido anti-horário.

1.2.5. Indicadores (Display Digital)

- ❖ Indicadores de 3 dígitos, para as potências de CORTE, COAGULAÇÃO nos modelos PRECISION TC e PRECISION RC, com a indicação da potencia de 1 em 1 Watt.
- ❖ Indicadores de 3 dígitos, para as potências no modo BIPOLAR em todos os modelos das Linhas PRECISION TC e PRECISION RC, com a indicação da potencia de 0,5 em 0,5 Watt.



Os valores apresentados nos displays, não são valores absolutos, são unidades relativas de referencia.

Todos os valores de potências selecionados em quaisquer das funções escolhidas, são imediatamente memorizados, facilitando sobremaneira o retorno aos valores pré-selecionados, no caso de falta momentânea de energia elétrica. Veja logo abaixo a utilização da tecla (RELOAD).

1.2.6. Ajuste de Potência com a caneta porta-eletrodo ou com o Pedal Duplo

Para sua maior comodidade, você poderá alterar as potências do CORTE (CUT) ou da COAGULAÇÃO (COAG), por Controle Remoto, utilizando os botões da caneta de comando manual ou do próprio pedal duplo. Para isso siga as instruções abaixo:

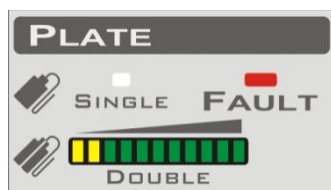
1º) Pressione os botões de CORTE (amarelo) e COAGULAÇÃO (azul) na caneta de comando manual (ou os dois pedais) simultaneamente, durante aproximadamente 3 segundos. Os displays começarão a piscar, indicando sua entrada no sistema de ajuste remoto de potência.

2º) Pressione o botão de CORTE (amarelo) para ajustar o CORTE ou o botão de COAGULAÇÃO (azul) para ajustar a COAGULAÇÃO ou o pedal BIPOLAR (pedal simples) para ajustar o BIPOLAR. A partir deste momento, somente a função selecionada continuará piscando.

3º) Em seguida use o botão de CORTE (amarelo) para aumentar a potência ou o botão de COAGULAÇÃO (azul) para diminuir a potência. Para cada toque a potência será alterada, com uma indicação sonora (beep). O display indicará a nova potência escolhida. Se o botão ou pedal permanecer acionado, o acréscimo ou decréscimo de potência será contínuo. Escolha a potencia desejada.

4º) Pressione os dois botões (ou os dois pedais) novamente para sair do modo de ajuste Remoto de Potência. O display irá parar de piscar indicando que o equipamento estará pronto para ser usado com a nova potência selecionada.

1.2.7. Indicador de Placa Neutra e Sistema de Alarme



Reconhecimento automático do tipo de placa utilizada, podendo ser placa dupla (Bipartida) ou simples.

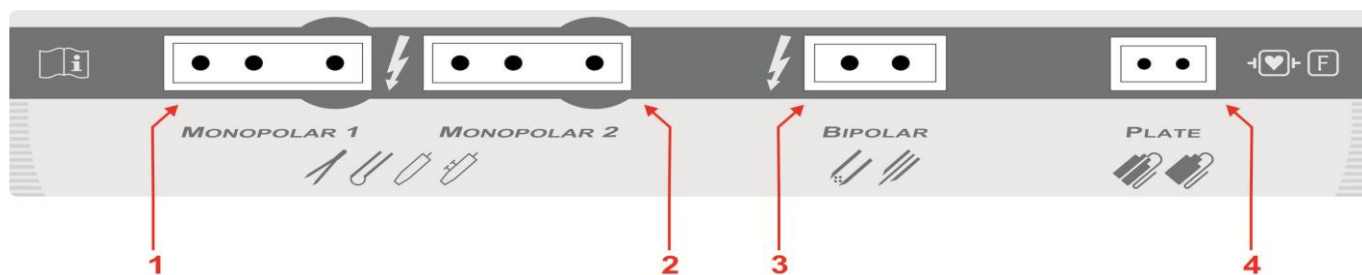
- ❖ **Placa descartável, dupla, auto-adesiva.** Funciona com o Sistema M.R.P.Graph® (Monitoração da Resistência de Placa), de proteção contra queimaduras. O funcionamento do aparelho só é liberado se a resistência elétrica entre a pele do paciente e o eletrodo de retorno (placa) estiver entre limites pré-determinados pela fábrica. Com o uso de placa dupla, certifique-se que o paciente esteja em bom contato elétrico com as duas partes da placa (quanto maior o número de leds do M.R.P.Graph® acesos, melhor o contato da placa com a pele). Não utilize pasta/gel condutor de qualquer tipo para não inutilizar o adesivo da placa que é condutor elétrico.
- ❖ **Placa descartável, simples, auto-adesiva:** Não utilize pasta condutora ou gel, pois esta poderá inutilizar o adesivo, produzindo um mau contato. Só utilize esta placa quando o adesivo estiver em bom estado (veja a data de validade da placa descartável).
- ❖ **Placa simples** (metálica). Nunca enrole a placa (metálica) com lençol ou com outro material. Um mau contato elétrico da placa com o paciente poderá provocar queimaduras. Coloque sempre alguma pasta/gel condutor entre a placa (metálica) e a pele do paciente para garantir um bom contato elétrico.

Obs.: Não reutilizar placa descartável! A prática de reutilização de acessórios descartáveis gera sérios riscos à saúde do paciente e usuários;

O sistema MRPGraph® (Monitoração da Resistência de Placa) monitora a resistência elétrica de contato entre a placa e a pele do paciente (somente com placa dupla), com indicação da qualidade de contato através de leds coloridos, bloqueando o funcionamento do equipamento na função Monopolar, em caso de falha na conexão da placa (rompimento do fio, não conexão da placa no paciente ou resistência de contato placa/paciente inadequada), reduzindo os riscos de queimadura. Alarmes SONORO e VISUAL (FAULT no painel frontal) e display

monopolar apagado, serão acionados alertando a equipe médica para a falha apresentada. O equipamento só será desbloqueado para funcionamento quando a causa do alarme for removida.

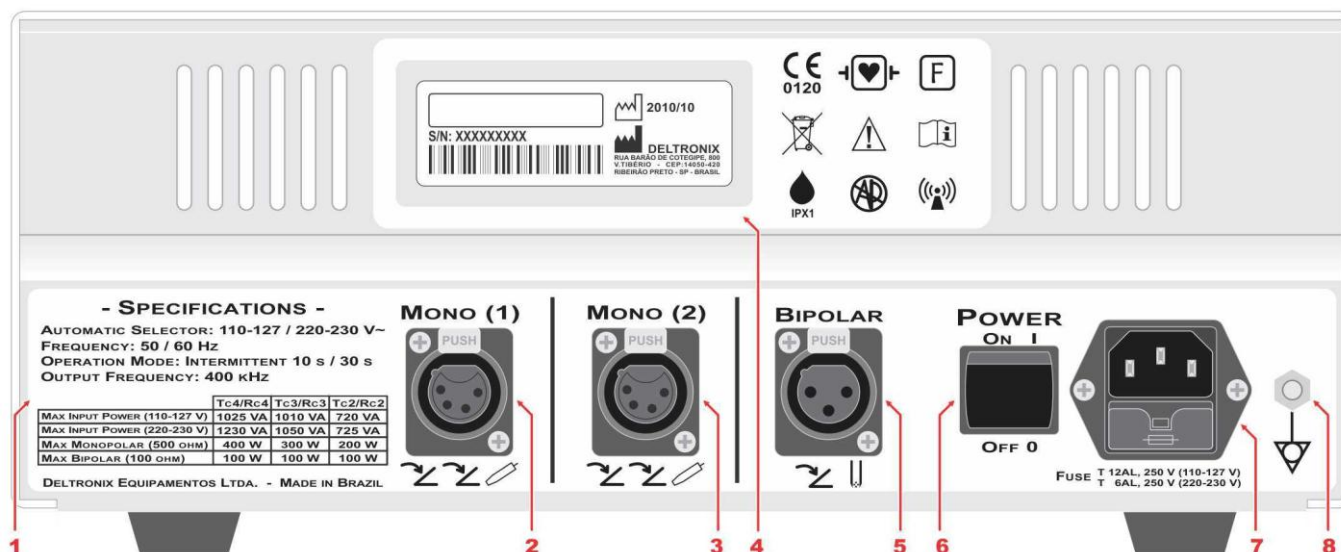
1.2.8. Conectores no Painel Frontal



CONECTORES DO PAINEL FRONTAL INFERIOR DOS MODELOS DAS LINHAS PRECISION TC E PRECISION RC

- (1) Monopolar 1: Conector para Caneta de Comando Manual (3 pinos), Caneta de Comando por Pedal, Pinça Hemostática ou Cabo para Ressectoscópio. Para estes casos, utilizar o pino da direita.
- (2) Monopolar 2: Conector para Caneta de Comando Manual (3 pinos), Caneta de Comando por Pedal, Pinça Hemostática ou Cabo para Ressectoscópio. Para estes casos, utilizar o pino da direita.
- (3) Conector para Pinça Bipolar, Ressectoscópio Bipolar ou Tesoura Bipolar.
- (4) Conector do Cabo de Placa: Conector duplo (dois pinos), para ser utilizado com a técnica Monopolar ou TRIPOLAR®. Poderá ser conectado tanto a placa simples (aço inox ou auto-adesiva, descartável) como a placa dupla (bipartida). A detecção da placa utilizada é automática.

1.2.9. Conectores no Painel Traseiro



CONECTORES DO PAINEL TRASEIRO DOS MODELOS PRECISION TC E PRECISION RC

- (1) Especificações técnicas
- (2) Pedal Duplo Monopolar 1
- (3) Pedal Duplo Monopolar 2
- (4) Etiqueta com S/N, Data e Endereço de Fabricação
- (5) Pedal Simples para função Bipolar
- (6) Interruptor Liga/Desliga
- (7) Entrada de energia da rede elétrica e Porta fusíveis
- (8) Ponto de Equipotencial

PRECISION

CAPÍTULO 2

CLASSIFICAÇÃO E SIMBOLOGIA

2. CLASSIFICAÇÃO E SIMBOLOGIA

2.1. CLASSIFICAÇÃO IEC, ANVISA E MDD:

2.1.1. Classificação: Classe I (NBR IEC 60601-1), Classe III (ANVISA), Classe IIb (MDD 93/42/EEC)



Os Bisturis Deltronix[®] das linhas Precision TC e Precision RC possuem suas partes metálicas expostas protegidas de modo a não causar choques elétricos aos usuários, desde que devidamente aterrado.



2.1.2 Tipo de proteção contra choques elétricos: Tipo CF (NBR IEC 60601-1)



Os Bisturis Deltronix[®] das linhas Precision TC e Precision RC possuem um alto grau de proteção contra choques elétricos, inclusive considerando correntes de fuga ao paciente, permitindo procedimentos envolvendo o coração, sendo, inclusive, protegidos contra descargas de desfibriladores cardíacos, conforme NBR IEC 60601-2-2.

2.1.3. Isolação



Os Bisturis Deltronix[®] das linhas Precision TC e Precision RC possuem suas saídas isoladas (flutuantes) em relação à terra.

2.2. SIMBOLOGIA:

Os símbolos utilizados nos equipamentos e nos manuais têm os significados descritos abaixo.

2.2.1. Atenção



Consulte os documentos acompanhantes.



Indicação de que o equipamento está em conformidade com a Directiva 2002/96/EC (WEEE Directive). Este símbolo indica que o equipamento não pode ser descartado como lixo doméstico.

2.2.2. Cuidado



Saída de Alta Voltagem e/ou correntes de Alta Frequência. Para reduzir riscos de choques elétricos, não abra o equipamento. Procure a rede de assistência técnica autorizada.

2.2.3. Risco de Explosão



Perigo. Risco de explosão se utilizado na presença de mistura anestésica inflamável com ar, O₂ ou N₂O.

2.2.4. Proteção contra penetração nociva de água



IPX1

Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das linhas Precision TC e Precision RC são construídos de modo a eliminar riscos de choques elétricos ou danos ao equipamento causados por gotejamento de líquidos durante o uso padrão IPX1.

2.2.5. Radiação Não Ionizante



2.2.6. Existe perigo causado por efeitos fisiológicos



Atenção, observe as instruções de operação.

2.2.7. Conector de ligação Equipotencial



Caso necessário, conectar o gerador eletrocirúrgico ao conector de equalização de potencial do hospital com cabo apropriado.



2.2.8. Acessórios



Caneta Monopolar de Comando Manual



Caneta Monopolar



Alça de Ressecção



Pinça Hemostática ou acessórios monopolar equivalente



Pinça Bipolar



Pinça Bipolar com Lamina de Corte



Pedal Simples – Coagulação Bipolar



Pedal Duplo – Corte e Coagulação



Placa Dupla (Bipartida)



Placa Simples

PRECISION

CAPÍTULO 3

TRANSPORTE, INSTALAÇÃO,
MANUTENÇÃO, LIMPEZA,
DESINFECÇÃO, ESTERILIZAÇÃO E
BIOCOMPATIBILIDADE

3. TRANSPORTE, INSTALAÇÃO, MANUTENÇÃO, LIMPEZA, DESINFECÇÃO, ESTERILIZAÇÃO E BIOCOMPATIBILIDADE

3.1. TRANSPORTE E ESTOCAGEM

- ❖ Para transportar o bisturi eletrônico, utilize a alça de transporte do próprio equipamento (deslizante e localizada na parte inferior do equipamento) ou, se necessário, acondicione-o em uma maleta acolchoada ou na embalagem original.
- ❖ Temperatura: entre -25 °C e +70 °C;
- ❖ Umidade relativa: entre 10% e 95%, sem condensação;
- ❖ Pressão atmosférica: entre 500 e 1060 mbar

3.2. INSTALAÇÃO

- ❖ Conecte o cabo de força no equipamento e em seguida na rede elétrica. Este equipamento possui sistema de comutação automática de voltagem, podendo ser ligado tanto em redes elétricas de 100-130 V como em 200-240 V (bivolt), corrente alternada de 45/65 Hz;
- ❖ O equipamento poderá funcionar sem estar ligado ao potencial de Terra. A recomendação de ligação ao potencial de Terra é universal, para garantia de PROTEÇÃO e SEGURANÇA à equipe médica e ao paciente. Em caso de dúvida, solicite as informações corretas para uma boa ligação à Terra. A ligação deste equipamento ao potencial de Terra ajuda eliminar interferências que podem causar seu mau funcionamento.
- ❖ Não utilize extensões ou plugues adaptadores. Este procedimento é, frequentemente, a causa de interferências e de mau funcionamento do equipamento.
- ❖ Coloque o bisturi eletrônico o mais distante possível dos outros equipamentos eletrônicos dentro do Centro Cirúrgico. A utilização de qualquer bisturi eletrônico poderá causar interferência eletromagnética nestes equipamentos;
- ❖ Examine todos os acessórios e suas conexões no bisturi antes de usá-lo. Tenha certeza do correto funcionamento dos acessórios. Uma conexão errada pode resultar em faíscas, mau funcionamento dos acessórios e efeitos cirúrgicos indesejáveis. Tenha especial cuidado com os cabos das canetas, cabos de placa neutra e do pedal. A manipulação incorreta destes acessórios é a maior causa de problemas nos bisturis eletrônicos.
- ❖ Não enrole os cabos dos acessórios e/ou cabo de placa em torno de objetos metálicos. Isto pode induzir correntes elétricas que podem causar choques elétricos, fogo ou efeitos prejudiciais ao paciente ou à equipe cirúrgica.
- ❖ Não obstrua os orifícios de ventilação do bisturi eletrônico. Isto poderá acarretar um sobreaquecimento e danificar o equipamento. Jamais cubra o equipamento com qualquer tipo de tecido, incluindo o próprio campo cirúrgico. A ventilação por convecção natural exige a movimentação do ar em torno do equipamento. Mantenha seu entorno completamente livre.
- ❖ Não coloque equipamentos que aqueçam (por exemplo, fontes de luz, outro bisturi, etc.) em cima da tampa do bisturi eletrônico, pois isto poderá danificá-lo.
- ❖ Temperatura de operação: entre +10 °C e +40 °C;
- ❖ Umidade relativa: entre 30% e 75%, sem condensação;
- ❖ Pressão atmosférica: entre 700 e 1060 mbar
- ❖ Os bisturis da Família Precision exigem precauções especiais referentes a EMC e necessitam ser instalados e colocados em serviço de acordo com as informações EMC fornecidas neste manual.
- ❖ Equipamentos portáteis e móveis de comunicações RF podem afetar os bisturis da Família Precision.

3.3. MANUTENÇÃO PREVENTIVA E CORRETIVA

- ❖ A DELTRONIX® recomenda que este bisturi eletrônico seja inspecionado pelo menos uma vez por ano em suas Assistências Técnicas Autorizadas na região, ou diretamente na fábrica;
- ❖ Informações adicionais sobre o funcionamento deste bisturi eletrônico podem ser obtidas diretamente na fábrica;
- ❖ Garantia padrão de 12 (doze) meses para quaisquer defeitos de fabricação (excluem-se acessórios como cabos, canetas, pontas, etc.). Danos causados por mau uso do equipamento não são cobertos pela garantia.
- ❖ Equipamentos com lacre danificado ou violado terão suas garantias suspensas.
- ❖ Assistência Técnica permanente do equipamento posto na fábrica ou através de Assistência Técnica Autorizada na região, de acordo com o Termo de Garantia que acompanha este equipamento.
- ❖ A fábrica se reserva o direito de promover alterações no produto acima descrito, sempre que condições tecnológicas ou de produção assim o exigirem.

3.4. LIMPEZA E DESINFECÇÃO DA UNIDADE ELETROCIRÚRGICA

- ❖ Os bisturis eletrônicos das Linhas PRECISION TC e PRECISION RC não são esterilizáveis.
- ❖ Desligue o equipamento e retire o cordão de alimentação da rede elétrica antes de efetuar a limpeza;
- ❖ Não limpe o bisturi com materiais abrasivos, desinfetantes, solventes ou outros compostos químicos que possam arranhar o painel ou danificar o equipamento;
- ❖ Utilize pano umedecido com solução de limpeza moderada ou desinfetante para limpeza. Nenhum líquido deve entrar no equipamento, evite utilizar borrifadores diretamente nas fretas ou orifícios.
- ❖ Os pedais não são esterilizáveis, mas requerem limpeza e desinfecção regulares.

3.5. ACESSÓRIOS DE USO ÚNICO

- ❖ Para a segurança do paciente e isenção de responsabilidade jamais reutilize acessórios descartáveis. A prática de reutilização de acessórios descartáveis gera sérios riscos à saúde do paciente.
- ❖ Verificar as instruções de utilização fornecida pelo fabricante na embalagem do acessório.
- ❖ Utilize somente acessórios com certificação comprovada.

3.6. ACESSÓRIOS DELTRONIX®

Consulte a lista de acessórios disponíveis e suas recomendações no capítulo 7.

Dê mais qualidade à sua cirurgia, utilize somente acessórios originais Deltronix. A utilização de acessórios não originais podem resultar em um acréscimo de emissões ou decréscimo da imunidade do equipamento.

3.7. ESTERILIZAÇÃO

- ❖ Os acessórios podem ser esterilizados em autoclave ou óxido de etileno. A Deltronix® recomenda que sejam seguidos os procedimentos padrão do centro de esterilização local;
- ❖ Por serem construídos com material termo sensível, partes dos acessórios têm sua vida útil reduzida com o processo de autoclavagem. A Deltronix® recomenda que sejam seguidos os procedimentos especificados pelos fabricantes de autoclaves para uma esterilização segura. Normalmente são utilizados vapor à 134 °C/20 min.
- ❖ Não é recomendada a esterilização por imersão em agentes germicidas, por terem ação corrosiva, podendo danificar partes e peças dos acessórios.

3.8. BIOCMPATIBILIDADE

- ❖ O equipamento não possui partes que entram em contato direto com o corpo do paciente.
- ❖ Os acessórios utilizados com o equipamento e que entram em contato direto com o corpo do paciente, são biocompatíveis conforme a norma ISO 10993-1: Placa de Paciente (placa neutra), eletrodos e pinças.

3.9. PROTEÇÃO AMBIENTAL – PRECAUÇÕES EM CASO DE INUTILIZAÇÃO DO EQUIPAMENTO E ACESSÓRIOS

Os seguintes riscos são identificados, associados ao descarte do equipamento, dos acessórios, de produtos descartáveis, resíduos, etc., ao final de suas vidas úteis:

- ❖ Contaminação;
- ❖ Reutilização indevida ou a utilização após a vida útil e conseqüentemente má funcionamento do equipamento e acessórios, ocasionando lesões e/ou queimaduras no usuário ou paciente.

Para minimizar os riscos acima os seguintes procedimentos deverão ser tomados:

Equipamento: O equipamento não utiliza, internamente, itens descartáveis nem gera resíduos após sua utilização, no entanto, após a vida útil do mesmo, este deve retornar à fábrica para ser feita sua inutilização e controle de rastreabilidade.

Acessórios: Nos acessórios que são acoplados ao equipamento (neste caso encontram-se canetas, placas de contato, eletrodos), devem ser tomadas as seguintes providências (*para itens descartáveis, após a utilização dos mesmos e para itens reutilizáveis, após sua vida útil média*): devem ser inutilizados segregando-os em local apropriado como lixo hospitalar sendo devidamente identificados como tal, e removidos por entidades credenciadas para coleta de lixo hospitalar.

A **Vida útil média** para o equipamento é de 5 anos e para os acessórios reutilizáveis de 50 utilizações, aproximadamente.

PRECISION

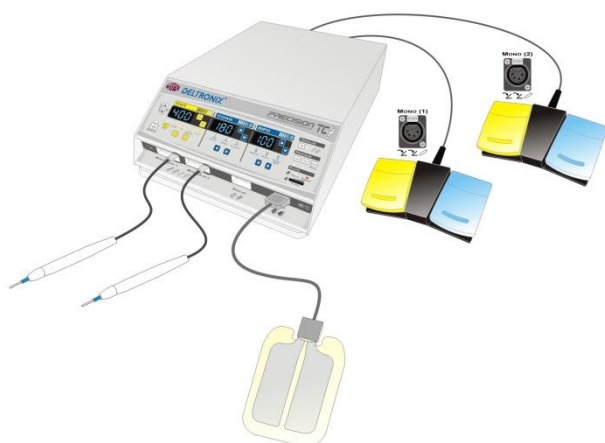
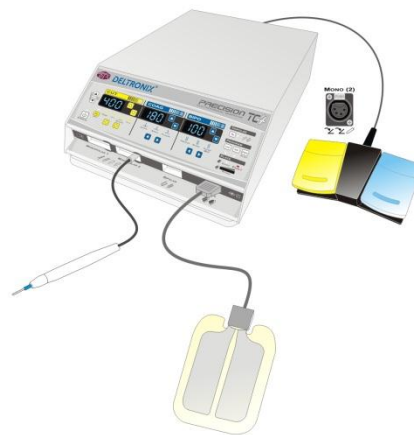
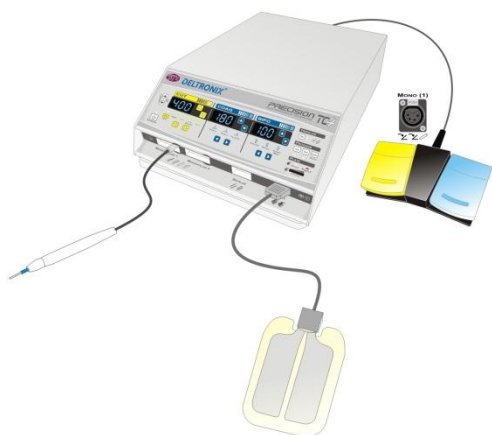
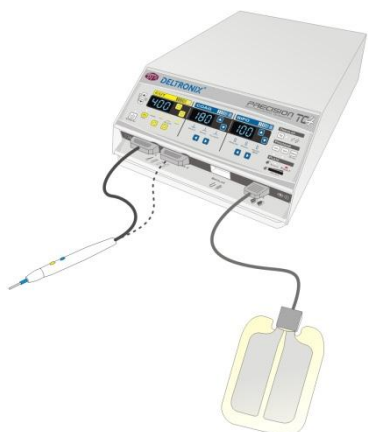
CAPÍTULO 4

MODOS DE UTILIZAÇÃO

4. MODOS DE UTILIZAÇÃO

4.1. MONOPOLAR:

Opções de conexão da(s) caneta(s), do(s) pedal(is) ou outro acessório monopolar e da placa neutra (simples ou bipartida).



4.1.1. Corte (CUT)



A função Corte (CUT) (região amarela) está dividida em dois tipos: CORTE PURE (liso, pouca fulguração e com pouca hemostasia) e BLEND, com as opções BLEND1(MIN), BLEND2(MID) e BLEND3(MAX). A opção Corte/Blend permite uma mistura de corte com coagulação. A hemostasia é pequena na escolha Blend1(MIN) e maior se a escolha for Blend3(MAX).

A troca de uma ação para outra é feita através das teclas “deslocamento para a esquerda <I” ou “deslocamento para a direita I>”, na cor amarela. A informação de que a seleção foi aceita é indicada pela respectiva função acesa.

As funções Corte e Blend ainda permitem a seleção do modo HIGH E LOW.

A seleção do modo HIGH (*led Hi aceso*), no painel frontal, permite ajustar o funcionamento do equipamento de forma a facilitar o início do procedimento de corte em tecidos de alta resistência elétrica (tecidos adiposos) ou em condições desfavoráveis (cirurgias debaixo d’água, como as de RTU e EVP – Ressecção Transuretral da Próstata e Eletrovaporização da Próstata).

A seleção do modo Low (*led Hi apagado*), permite o funcionamento do equipamento com menor faiscamento, nas condições normais de uso de uma eletrocirurgia. Use esta opção sempre que desejar realizar um corte com pequeno faiscamento

Resumindo:

CORTE PURE Hi: Corte liso, com algum faiscamento, com pouca hemostasia, para corte de tecidos adiposos ou em condições físicas especiais.

CORTE PURE LOW: Corte liso, com pequeno faiscamento e com pouca hemostasia;

BLEND1(MIN) Hi/LOW: Corte com pequeno grau de coagulação. Maior e menor faiscamento;

BLEND2(MID) Hi/LOW: Corte com médio grau de coagulação. Maior e menor faiscamento;

BLEND3(MAX) Hi/LOW: Corte com maior grau de coagulação. Maior e menor faiscamento.

Atenção: A função COAGULAÇÃO (COAG) é independente da função CORTE (CUT), com controle também independente, portanto sua ação não é alterada pelas teclas CORTE/BLEND.

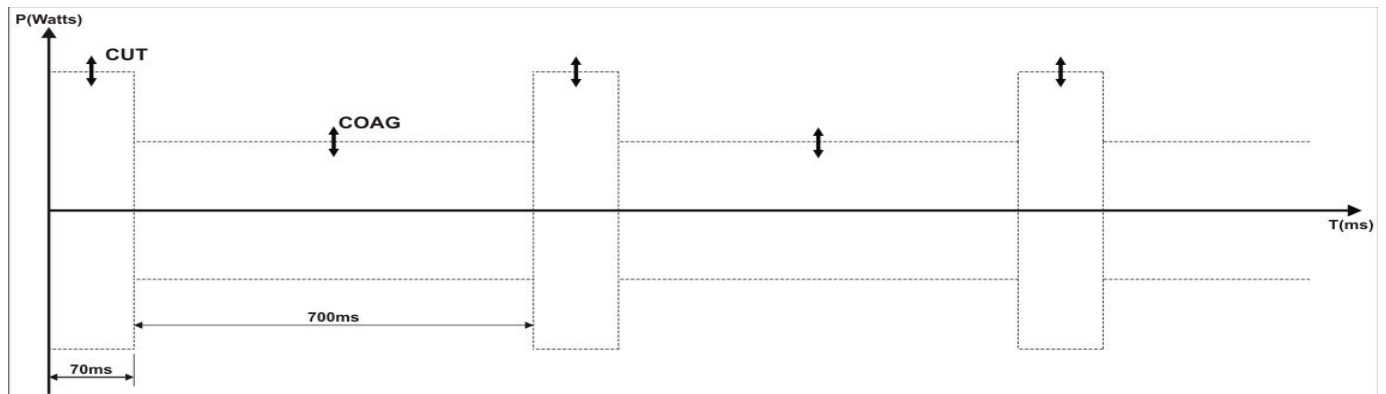
Observação: O acionamento simultâneo dos dois pedais, ou dos dois botões da caneta de comando manual, por mais de 3 segundos, ativa a função de ajuste de potência. Veja ajuste de potência com a caneta portas-eletrodo (capítulo 6.2.4).

A função Corte (CUT) permite ainda a utilização da técnica no modo CORTE PULSADO, muito útil em alguns procedimentos de POLIPECTOMIA e PAPILOTOMIA.

4.1.1.1. CORTE PULSADO (PPC)

O Modo PPC (Pulsed Polypectomy CUT / Pulsed Polypectomy COAGULATION) é uma nova forma de utilizar a função CUT e a função COAG em técnicas ENDOSCÓPICAS, com aplicações vantajosas em polipectomia e papilotomia, agora no Modo PULSADO. Esta técnica permite ao cirurgião efetuar a remoção de um pólipó de forma mais segura e eficiente reduzindo a possibilidade de sangramento.

No modo Pulsed Polypectomy CUT (PPC) a corrente de radio frequência aplicada ao pólipó consiste de pulsos de grande amplitude (de acordo com a potência e a forma de onda/função escolhida), aplicados durante cerca de 70 milissegundos, seguidos de uma corrente de coagulação a cada 700 milissegundos. O nível de potência de coagulação será ajustada automaticamente por um mecanismo que escolhe o melhor valor um função da potência de corte escolhida pelo médico.



Esquema do modo Pulsed Polypectomy Cut (PPC®). Os pulsos do Corte poderão ter a forma de onda do PURE CUT, BLEND MIN, BLEND MID ou BLEND MAX. O intervalo entre os pulsos de Corte serão preenchidos com a forma de onda da Coagulação (DESICCATE). Os níveis de potência são ajustáveis.

Para o modo Pulsed Polypectomy Coagulation, veja o item 4.1.2.1

4.1.1.2. PROCEDIMENTO PARA CONFIGURAÇÃO E HABILITAÇÃO DO MODO PPC®

Para habilitar o modo PPC® o usuário deve pressionar e manter pressionada a tecla Hi (PPC®) até que seja ouvido um “beep” prolongado. Liberada a tecla o equipamento voltará ao modo de operação normal, agora com o PPC® habilitado. Este fato será confirmado observando-se que os LEDs indicadores das funções estarão “piscando”, indicando que o modo pulsante está atuante. Na função CORTE poderá ser selecionado o CORTE PURE, BLEND1(MIN), BLEND2(MID) e BLEND3(MAX) e na função COAGULAÇÃO o DESICCATE, SPRAY ou FULGURATE.

Uma vez selecionado o modo pulsante PPC® (LED piscando), o usuário agora poderá escolher o nível de potência dos pulsos de corte (Pure, Blend Min, Blend Mid ou Blend Max) a ser utilizado, acionando as teclas UP ou DOWN até o valor da potência desejada. Observe que o valor indicado no display CUT é o valor previamente selecionado para esta função, antes de entrar no modo pulsante. Se for conveniente, o usuário poderá selecionar a potencia dos pulsos do CORTE antes mesmo de entrar no modo pulsante. O mesmo poderá ser feito para a Coagulação (DESICCATE, SPRAY ou FULGURATE) para o modo Pulsed Polypectomy COAGULATION acionando as teclas UP ou DOWN, da função COAG, até o valor desejado. Observe que o valor indicado no display COAG é o valor previamente selecionado para esta função, antes de entrar no modo pulsante. Se for conveniente, o usuário poderá selecionar a potencia dos pulsos da Coagulação antes mesmo de entrar no modo pulsante.

Pressionando o pedal do CORTE será enviada ao eletrodo a energia pulsada já selecionada do Corte (Puro, Blend Min, Blend Mid ou Blend Max), na forma de pulsos de Corte entremeados com pulsos de Coagulação. Pressionando o pedal da COAGULAÇÃO será enviada ao eletrodo a energia pulsada já selecionada da Coagulação (DESICCATE, SPRAY ou FULGURATE), na forma de pulsos de Coagulação com duração fixa de 3,0 milissegundos, repetindo-se a cada 6 milissegundos.

Para sair do modo pulsátil PPC® e voltar ao modo normal de operação, basta pressionar novamente a tecla Hi (PPC®).

Se houver necessidade de alterar o valor da potência de Coagulação entre os pulsos de Corte, deve-se pressionar a tecla Hi (PPC®) até ouvir o beep e mantendo a tecla Hi pressionada, fazer uso das teclas / (Up) ou \ (Down) da coagulação, para incrementos ou decrementos da potência de coagulação (o valor apresentado no display, representará um desvio positivo ou negativo ao valor automaticamente calculado pelo equipamento). Para fazer uso do valor selecionado e voltar ao modo PPC®, basta que o usuário libere/solte a tecla Hi.

4.1.2. Coagulação (COAG)



A função Coagulação (COAG) está dividida em DESICCATE, SPRAY e FULGURATE. A troca de uma ação para outra é feita através das teclas “deslocamento para a esquerda <|” ou “deslocamento para a direita |>”, na cor azul. A informação de que a seleção foi aceita é indicada pela respectiva função acesa.

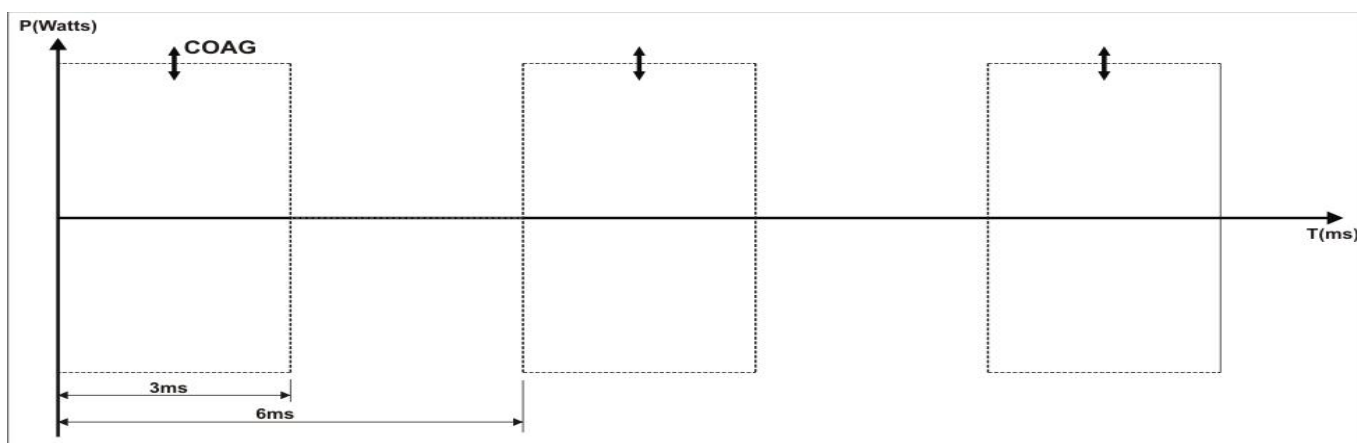
DESICCATE: Coagulação eficiente, com a completa desidratação dos tecidos, porém com pouca fulguração (faiscamento). Indicada para coagulação onde o eletrodo é colocado em contato direto com os tecidos, (para uma ação de DESSECAÇÃO). O tecido, após perder água, apresenta-se com uma cor esbranquiçada, indicativo de morte celular.

SPRAY: Coagulação mais eficiente em regiões de grande sangramento superficial. Maior fulguração, com o eletrodo mantido afastado do tecido a uma distancia entre 3 e 6 mm. Nesta função a ação do faisamento é mais intensa. Forma-se um cone de faisamento, com uma base mais ampla e de cor azulada, produzido pela geração randômica de senoides amortecidas, com frequências e amplitudes variáveis e que permanece em ação mesmo após a carbonização dos tecidos. Depois desta coagulação o tecido se apresenta carbonizado, com uma escara enegrecida.

FULGURATE: Coagulação mais eficiente em regiões de grande sangramento. Forma-se um cone de faisamento, com uma base pequena e mais localizada, e de cor azulada. Fulguração, com o eletrodo mantido afastado do tecido a uma distancia entre 2 e 4 mm. Nesta situação a ação de faisamento diminui ou desaparece após a carbonização do tecido

4.1.2.1. COAGULAÇÃO PULSADO (PPC®)

Para o modo Pulsed Polypectomy Coagulation a corrente de radio frequência será pulsada (com a forma de onda escolhida entre Desiccate, Spray ou Fulgurate) com ciclos de 3,0 milissegundos ativo e 3,0 milissegundos inativo, repetindo-se a cada 6,0 milissegundos. Com isso, a potência média efetivamente aplicada ao tecido será aproximadamente a metade da potência escolhida. As figuras abaixo esclarecem as duas possibilidades.



Esquema do modo Pulsed Polypectomy Coagulation (PPC®). Pulsos de Coagulação (com a forma de onda DESICCATE, SPRAY ou FULGURATE) com duração fixa de 3,0 milissegundos se repetem a cada 6,0 milissegundos. O nível de potência é ajustável.

4.2. BIPOLAR

Opções de conexão da pinça bipolar e o pedal simples ou duplo.



4.2.1. Bipolar (BIPO)



A função BIPOLAR foi dividida em PRECISE, STANDARD e MACRO. Ao selecionar uma das funções do BIPOLAR, observe que o CORTE (CUT) e a COAGULAÇÃO (COAG) serão desativados (os displays correspondentes são apagados). Apenas os dígitos indicativos da potência BIPOLAR estarão visíveis.

A troca de uma ação para outra é feita através das teclas “deslocamento para a esquerda <|” ou “deslocamento para a direita |>”, na cor azul. A informação de que a seleção foi aceita é indicada pela respectiva função acesa.

PRECISE (Micro/Auto-Stop): Recomendada para situações mais delicadas. O ajuste de potência é feito com incrementos de 0,5 em 0,5 Watt até 100 Watts. Esta função possui a ação de AUTOSTOP, isto é, o efeito da Coagulação entre as pontas da pinça bipolar é eletronicamente monitorado, e a potência aplicada é automaticamente cancelada quando a impedância do tecido atinge valores previamente selecionados (em torno de 220 Ohms), mesmo que o pedal permaneça acionado. Com esta ação diminui-se o risco de lesões indesejáveis em vasos de pequeno calibre. Observe que no modo PRECISE não é crítica a escolha da potência uma vez que atingida a coagulação do tecido, a potência aplicada é automaticamente zerada. Potências mais altas permitem atingir o estado de coagulação mais rapidamente.

STANDARD (Auto-Stop): Recomendada também para situações delicadas. O ajuste de potência é feito com incrementos de 0,5 em 0,5 Watt até 100 Watts. Esta função também possui a ação de AUTOSTOP, isto é, o efeito da Coagulação entre as pontas da pinça bipolar é eletronicamente monitorado, e a potência aplicada é automaticamente cancelada quando a impedância do tecido atinge valores previamente selecionados (neste caso, em torno de 520 Ohms), mesmo que o pedal permaneça acionado.

MACRO (BCUT): Utilizada na maioria das situações que necessitam da técnica bipolar convencional. O ajuste da potência é feito com incrementos de 0,5 em 0,5 Watt em toda a escala (valor máximo de 100 Watts), pressionando a tecla UP (seta para cima) para aumentar a potência ou a tecla DOWN (seta para baixo) para diminuir a potência. A potência escolhida é fornecida para a pinça bipolar, mesmo após a coagulação dos tecidos. A utilização de uma pinça bipolar com uma lamina de corte incorporada permitirá a ação de corte com a separação do vaso coagulado.

Para voltar à técnica monopolar, acionar quaisquer das funções do CORTE (CUT) ou COAGULAÇÃO (COAG). Se for desejável que a função Monopolar permaneça ativa juntamente com a função BIPOLAR, veja abaixo o uso da função TRIPOLAR®.

ATENÇÃO: A pinça Bipolar será ativada sempre com o pedal simples (BIPOLAR), conectado no painel traseiro. Caso somente o Modo Bipolar estiver ativo, a pinça Bipolar poderá ser ativada também pelo pedal duplo da coagulação, se o mesmo estiver conectado em Mono (2).

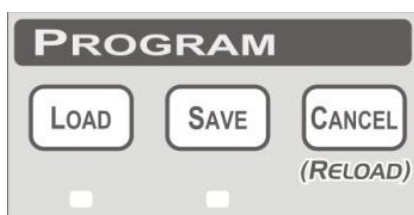
4.3. TRIPOLAR®



A função TRIPOLAR®, única nos equipamentos DELTRONIX®, permite o uso simultâneo dos modos MONOPOLAR + BIPOLAR. Em algumas técnicas cirúrgicas é conveniente o uso simultâneo das técnicas Monopolar e Bipolar, isto é, o cirurgião pode precisar usar uma caneta monopolar e uma pinça bipolar alternadamente para melhorar o procedimento cirúrgico. Para continuar com todas as vantagens das duas técnicas, sem a necessidade de acionar várias teclas, a DELTRONIX® criou a função TRIPOLAR®, que é habilitada automaticamente ao ligar o equipamento. Como em toda técnica Monopolar, será necessário o uso da placa de retorno durante a função TRIPOLAR®. As funções de CORTE (CUT) e COAGULAÇÃO (COAG) serão ativadas pela caneta ou pelos respectivos pedais. Se o usuário for utilizar o equipamento e deseja usar apenas a técnica Bipolar, basta desabilitar a função TRIPOLAR®, e não precisará colocar o eletrodo de retorno (placa de retorno) no paciente. Neste momento o equipamento passará para a técnica Bipolar, ou se desejar, basta acionar a tecla de seleção do modo Monopolar para alterar a técnica para Monopolar.

ATENÇÃO: A pinça Bipolar será ativada sempre com o pedal simples (BIPOLAR), conectado no painel traseiro. Caso somente o Modo Bipolar estiver ativo, a pinça Bipolar poderá ser ativada também pelo pedal duplo da coagulação, se o mesmo estiver conectado em Mono (2).

4.4. PROGRAMAÇÃO DE PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS



Os Bisturis Eletrônicos Deltronix® PRECISION poderão ser previamente programados para permitir à equipe médica uma padronização de técnicas cirúrgicas. Todas as funções são programáveis para qualquer conjunto de valores de potência entre o mínimo e o máximo admissível em cada função.

120 Programas, numerados de 1 a 120 poderão ser escolhidos, permanecendo armazenados mesmo que o aparelho seja desligado.

4.4.1. Salvando Programas na Memória

Para gravar (salvar) um conjunto de valores de potência (Programa) na memória proceda como descrito abaixo:

1º) Escolha a potência desejada em cada um dos modos Monopolar e Bipolar, isto é, coloque os valores desejados das potências em cada uma das funções: PURE CUT (Hi/LOW), BLEND1 (Hi/LOW), BLEND2(Hi/LOW), BLEND3(Hi/LOW), DESICCATE, FULGURATE, SPRAY, STANDARD, PRECISE, MACRO além do PPC® e TRIPOLAR®. Você poderá, portanto, escolher

até 10 valores de potência, uma para cada função. Para maior segurança, quando não é escolhida a potência a ser usada em uma função, o equipamento grava a potência 0 (zero) para aquela função.

2º) Verifique se o equipamento está em Monopolar ou Bipolar. Deixe-o na função que você deseja que o equipamento se inicie quando for solicitado. Por exemplo, deixe-o em Bipolar se deseja que ele reinicie nesta função quando acionar a tecla LOAD.

3º) Pressione a tecla SAVE. Escolha em que memória (de 1 à 120) deseja armazenar o conjunto de valores de potência já selecionados, acionando as teclas UP e DOWN da função Bipolar. Pressione SAVE novamente. Pronto, todos os valores estão armazenados na memória escolhida, indefinidamente, mesmo que o equipamento seja desligado.

4º) Através das Teclas UP e DOWN da função Bipolar, selecione o número do programa a ser salvo (SAVE) ou carregado (LOAD). Exemplo: 05 (Programa 05 nos displays).

5º) Caso seja necessário, você poderá alterar os valores das potências a qualquer momento, sobrepondo os novos valores.

Obs.: Caso você desista de utilizar qualquer programa da memória, basta pressionar a tecla CANCEL.

4.4.2. Lendo Programas Gravados na Memória

Para recuperar (ativar) um Programa já armazenado na memória proceda como descrito abaixo:

1º) Pressione a tecla LOAD, selecione a posição de memória (de 1 à 120) desejada usando as teclas UP e DOWN da função Bipolar.

2º) Pressione LOAD novamente. Pronto, você recuperou todos os valores anteriormente armazenados na memória escolhida.

3º) Caso seja necessário, você poderá alterar os valores das potências a qualquer momento, salvando os novos valores escolhidos no mesmo endereço.

4.4.3. Função RELOAD

Todos os valores de potências selecionados em quaisquer das funções escolhidas, são imediatamente memorizados, facilitando sobremaneira o retorno aos valores pré-selecionados, no caso de falta momentânea de energia elétrica. Para recuperação destes valores, basta ligar o equipamento e manter a tecla CANCEL pressionada por aproximadamente 2 (dois) segundos.

PRECISION

CAPÍTULO 5

ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

5. ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

5.1. CARACTERÍSTICAS GERAIS

- ❖ Tensão de entrada 100-127/220-240 V~, 50/60 Hz, com comutação automática
- ❖ Frequência básica dos osciladores: 400 kHz
- ❖ Configuração de Saída: Saídas Isoladas
- ❖ Construídos de modo a eliminar riscos de choques elétricos ou danos ao equipamento causados por gotejamento de líquidos durante o uso padrão - IPX1
- ❖ Refrigeração Interna: Ventilação por convecção natural.
- ❖ Temperatura ambiente: entre +10 °C e +40 °C
- ❖ Umidade relativa: entre 30% e 75%, sem condensação
- ❖ Pressão atmosférica: entre 700 e 1060 mbar
- ❖ Impedância Nominal Declarada nos modos monopulares: 500 Ω
- ❖ Impedância Nominal Declarada nos modos bipolares: 100 Ω
- ❖ Existem dois Mecanismos Redundantes de Proteção em caso de Falha (RMPF®). Um interno e outro externo no microcontrolador. Em ambos os casos, se o sistema de monitoração não for reiniciado a cada ciclo do programa, o microcontrolador é automaticamente “ressetado”, levando o sistema para uma condição segura (tensão da fonte de potência em nível 0, osciladores desligados, reed-switches e reles desatracados)
- ❖ Mecanismo de Verificação de Consistência (MCC®). Durante a execução da lógica de controle é feita a verificação contínua da consistência entre o sensor que faz a leitura da tensão sobre o paciente e a tensão na saída da fonte de potência, sendo que para níveis de tensão na fonte acima de um determinado patamar espera-se que se tenha leitura no sensor de tensão. Em caso negativo o sistema é dito inconsistente e a tensão da fonte é zerada.
- ❖ Modo de Operação: Equipamento de uso intermitente. Para impedâncias nominais e qualquer potência escolhida, considerar 10 segundos o tempo de ativação e 30 segundos o tempo desativado durante o período de uma hora (de acordo com a norma NBR IEC 60601-2-2)
- ❖ Sistema de Alarme de Placa: Sistema M.R.P.Graph® (Monitoração da Resistência de Contato Placa/Paciente com Bargraph), e frequência de operação de aproximadamente 100 kHz ±5 kHz
- ❖ Faixa de resistências: Para placa dupla de 7 a 130 Ohms e placa simples de 0 à 10 Ohms. Para valores de impedância fora destes limites, um alarme sonoro e visual (no painel) será acionado e o funcionamento do equipamento será bloqueado
- ❖ Corrente de fuga para alta frequência: Bipolar <59,2 mArms, Monopolar <150 mArms
- ❖ Frequência de Som: Corte ≈ 1440 Hz, Coagulação/Bipolar ≈ 480 Hz. Alarme ≈ 714 Hz / 1,4 Hz
- ❖ A potência do sinal sonoro para indicação do acionamento do Corte e da Coagulação/Bipolar poderá ser ajustada através de controles por tecla no painel frontal. Por questões de segurança, a potência do sinal sonoro indicativo do alarme de placa não poderá ser ajustada. Seu nível é ajustado na fábrica.

Obs.: Se o equipamento estava armazenado ou foi transportado em condições fora da faixa de operação acima especificada, aguardar pelo menos uma hora para que o equipamento atinja a temperatura ambiente, antes de colocá-lo em funcionamento.

Um cooler com acionamento automático poderá ser incorporado, controlado termostaticamente por microcontrolador, caso a temperatura interna atinja valores pré-determinados. Em condições normais de uso, porém, o mesmo não será acionado.

As especificações estão sujeitas a alterações sem prévio aviso. As especificações são típicas e são referidas dentro de uma faixa de ± 20%, considerando temperatura ambiente de 25°C e tensão de entrada nominal.

Este equipamento é pretendido para uso somente por profissionais de saúde. Este equipamento pode causar rádio interferência ou pode interromper a operação de equipamentos próximos. Pode ser necessário tomar medidas mitigatórias, como re-orientação ou re-locação do equipamento.

5.2. COMPATIBILIDADE COM COAGULADOR A GÁS ARGÔNIO

Os Bisturis Eletrônicos Deltronix® das linhas PRECISION TC e PRECISION RC possuem características adequadas que permitem sua utilização com Coaguladores por Feixe de Gás Argônio.

5.3. TABELA DE POTÊNCIAS

5.3.1. Tabela de Potências Máximas.

Os valores apresentados nos displays são apenas de referencia. Confira os gráficos de distribuição de potência no Anexo 1.

Modo	Potência Máxima		
	PRECISION TC4/RC4	PRECISION TC3/RC3	PRECISION TC2/RC2
PURE CUT (Low / Hi)	400 W	300 W	200 W
BLEND1 MIN (Low / Hi)	300 W	250 W	160 W
BLEND2 MID (Low / Hi)	250 W	200 W	130 W
BLEND3 MAX (Low / Hi)	200 W	150 W	100 W
COAGULATION (COAG)			
DESICCATE	180 W	150 W	130 W
SPRAY	120 W	120 W	100 W
FULGURATE	120 W	120 W	100 W
BIPOLAR			
STANDARD	100 W	100 W	100 W
PRECISE	100 W	100 W	100 W
MACRO / BIPOLAR CUT	100 W	100 W	100 W

Valores máximos válidos para carga nominal declarada, 500 Ohms para as funções Monopolar e 100 Ohms para as funções Bipolar, dentro da tolerância de 15% ou 5 W, o que for maior. Vide Tabela de distribuição de Potência no Anexo 1.

5.3.2. Tabela de Potências Mínima e Máximas de Entrada

Modelo	Potência de Entrada Mínima (VA)
PRECISION TC/RC	30
Modelo	Potência de Entrada Máxima (VA)
PRECISION TC4/RC4	1230
PRECISION TC3/RC3	1050
PRECISION TC2/RC2	725

5.3.3. Tabela de Fusíveis

Em caso de queima dos fusíveis, a reposição deverá ser realizada conforme tabela abaixo.

Para os fusíveis externos, deverá ser removido o cabo de energia e depois a capa de proteção dos fusíveis.

Fusíveis Externos (de vidro)	Modelos
Tensão de Alimentação 100-127 V	T 12AL, 250 V
Tensão de Alimentação 220-240 V	T 6AL, 250 V
Fusível Interno (de vidro)	T 10AL, 250 V

5.3.4. Tabela de dimensionais e pesos

Modo	Dimensão/peso		
	PRECISION TC4/RC4	PRECISION TC3/RC3	PRECISION TC2/RC2
Dimensões (L,P,A) mm	300 x 450 x 140	300 x 450 x 140	300 x 450 x 140
Peso Líquido Kg	6,5	6,5	6,5

5.4. COMPATIBILIDADE ELETROMAGNÉTICA

Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das linhas PRECISION TC e PRECISION RC satisfazem as especificações apropriadas das Normas NBRIEC 60601-1-2 e NBRIEC 60601-2-2, com relação à compatibilidade eletromagnética.

5.4.1. Guia e declaração do fabricante – Emissões Eletromagnéticas – Tabela 201

Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC são destinados para uso em ambiente eletromagnético especificado abaixo. O cliente ou o usuário final deverá assegurar-se de que sejam usados em tal ambiente.

Teste de Emissões	Conformidade	Ambiente Eletromagnético - Guia
Emissão de RF ABNT NBR IEC CISPR 11	Grupo 1	Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix [®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC emitem energia eletromagnética ao desempenharem sua função. Equipamentos eletrônicos localizados próximos ou empilhado a eles podem ser afetados. Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix [®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC são adequados para utilização em todos os estabelecimentos, que não sejam estabelecimentos domésticos, e naqueles diretamente conectados à rede pública de distribuição de energia elétrica de baixa tensão, a qual alimente edificações para utilização doméstica.
Emissão de RF ABNT NBR IEC CISPR 11	Classe A	
Emissões harmônicas IEC 61000-3-2	Classe A	
Emissões devido a flutuação de tensão/cintilação IEC 61000-3-3	Atende	

5.4.2. Diretrizes e declarações do fabricante – Imunidade Eletromagnética – Tabela 202


Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC são destinados para uso em ambiente eletromagnético especificado abaixo. O cliente ou o usuário final deverá assegurar-se de que sejam usados em tal ambiente.

Teste de Imunidade	Nível de teste da ABNT NBR IEC 60601	Nível de Conformidade	Ambiente Eletromagnético - Orientação
Descarga eletrostática (ESD) IEC 61000-4-2	± 6 kV por contato ± 8 kV pelo ar	± 6 kV por contato ± 8 kV pelo ar	Os pisos devem ser de madeira, concreto ou cerâmica. Se os pisos forem recobertos com material sintético, garantir a umidade relativa acima de 30%
Pico / Transiente elétrico rápido. 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	A qualidade da energia da rede deverá ser a de um típico ambiente comercial ou hospitalar.
Surtos IEC 61000-4-5	± 1 kV modo diferencial ± 2 kV modo comum	± 1 kV modo diferencial ± 2 kV modo comum	A qualidade da energia da rede deverá ser a de um típico ambiente comercial ou hospitalar.
Quedas de tensão, breves interrupções e variações de tensão nas linhas de entrada da fonte de alimentação IEC 61000-4-11	< 5% U_T (>95% de queda de tensão em U_T) por ½ ciclo. 40% U_T (60% de queda de tensão em U_T) por 5 ciclos. 70% U_T (30% de queda de tensão em U_T) por 25 ciclos. < 5% U_T (>95% de queda de tensão em U_T) por 5 segundos.	< 5% U_T (>95% de queda de tensão em U_T) por ½ ciclo. 40% U_T (60% de queda de tensão em U_T) por 5 ciclos. 70% U_T (30% de queda de tensão em U_T) por 25 ciclos. < 5% U_T (>95% de queda de tensão em U_T) por 5 segundos.	A qualidade da energia da rede deverá ser a de um típico ambiente comercial ou hospitalar. Se o usuário do equipamento requerer uma operação contínua durante interrupções de rede elétrica, recomenda-se que a unidade eletrocirúrgica seja alimentada por uma fonte de alimentação ininterrupta ou por inversores alimentados por baterias.
Campo magnético da frequência de alimentação (50/60 Hz) IEC 61000-4-8	3 A/m	3 A/m	Os campos magnéticos de frequência elétrica deverão estar em níveis característicos de um típico ambiente comercial ou hospitalar.

NOTA: U_T é a tensão de alimentação AC antes da aplicação do nível de ensaio.

5.4.3. Guia e declaração do fabricante de acordo com NBRIEC 60601-1-2 – Imunidade Eletromagnética – Tabela 204

Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC são destinados para uso em ambiente eletromagnético especificado abaixo. O cliente ou o usuário final deverá assegurar-se de que sejam usados em tal ambiente.

Ensaio de Imunidade	Nível de Ensaio da ABNT NBR IEC 60601	Nível de Conformidade	Ambiente Eletromagnético - Guia
RF Conduzida IEC 61000-4-6	3 Vrms 150 kHz até 80 MHz	3 V	Equipamentos de comunicação de RF portátil e móvel não deveriam ser usados próximos a qualquer parte do equipamento, incluindo cabos, com distância de separação menor que a recomendada, calculada a partir da equação aplicável à frequência do transmissor. Distancia de separação recomendada $d = 1,2\sqrt{P}$ 80MHz até 800MHz $d = 2,3\sqrt{P}$ 800MHz até 2,5GHz onde P é a potência nominal máxima de saída do transmissor em watts (W), de acordo como fabricante do transmissor, e d é a distância de separação recomendada em metros (m).
RF Radiada IEC 61000-4-3	3 Vrms 80 MHz até 2,5 GHz	3 V/m	É recomendada que a intensidade de campo estabelecida pelo transmissor de RF, como determinada através de uma inspeção eletromagnética no local ^a , seja menor que o nível de conformidade em cada faixa de frequência ^b . Pode ocorrer interferência próximo de um equipamento marcado com o seguinte símbolo: 
<p>NOTA 1: A 80MHz e 800MHz, aplica-se a faixa de frequência mais alta.</p> <p>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.</p> <p>^a 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 no local. Se a medida da intensidade de campo no local em que o equipamento é usado excede o nível de conformidade utilizado acima, o equipamento deveria ser observado para verificar se a operação esta normal. Caso seja observado um desempenho anormal, procedimentos adicionais podem ser necessários, tais como a reorientação ou recolocação do equipamento.</p> <p>^b Acima da faixa de frequência de 150kHz até 80MHz, a intensidade do campo deverão ser menor que 3 V/m.</p>			

5.4.4. Distâncias recomendadas para separação entre equipamentos de comunicação em RF portáteis e móvel e os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC de acordo com NBRIEC 60601-1-2 – Tabela 206

Os Geradores Eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC são destinados para uso em ambiente eletromagnético no qual os distúrbios de RF irradiadas são controlados. O cliente ou o usuário final dos geradores eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC pode ajudar a evitar interferência eletromagnética, mantendo uma distância mínima entre os equipamentos (transmissores RF) e os geradores eletrocirúrgicos Deltronix[®] das famílias PRECISION TC e PRECISION RC, conforme recomendado abaixo, de acordo com a potência máxima de saída do equipamento de comunicação.

Potência nominal máxima de saída do transmissor (W)	Distância de separação conforme a frequência do transmissor (m)		
	150kHz a 80MHz $d = 1,2\sqrt{P}$	80MHz a 800MHz $d = 1,2\sqrt{P}$	800MHz a 2,5GHz $d = 2,3\sqrt{P}$
0,01	0,12	0,12	0,23
0,1	0,38	0,38	0,73
1	1,2	1,2	2,3
10	3,8	3,8	7,3
100	12	12	23

Para transmissores classificados com uma potência máxima da saída não listada acima, a distância d de separação recomendada em metros (m) pode ser estimada usando a equação aplicável à frequência do transmissor, onde P é a potência nominal de saída do transmissor em watts (W), de acordo com o fabricante do transmissor.

Obs1: A 80 MHz e 800 MHz, a distância de separação para a faixa de frequência mais alta é aplicável.

Obs2: Estas normas podem não ser aplicadas em todas as situações. A propagação eletromagnética é afetada pela absorção e reflexão das estruturas, objetos e pessoas.

Nota: A fábrica reserva o direito de promover alterações nos equipamentos aqui especificados, sempre que condições tecnológicas ou de produção assim o exigirem.

PRECISION

CAPÍTULO 6

CUIDADOS NOS PROCEDIMENTOS ELETROCIRÚRGICOS

6. CUIDADOS NOS PROCEDIMENTOS ELETROCIRÚRGICOS

6.1. CUIDADOS GERAIS

Este equipamento é pretendido para uso somente por profissionais da saúde. Este equipamento pode causar rádio interferência ou pode interromper a operação de equipamentos próximos. Pode ser necessário tomar medidas mitigatórias, como reorientação ou relocação do equipamento ou a blindagem do local.

Este equipamento foi desenvolvido para uso em Centro Cirúrgico ou ambiente semelhante e só deverá ser manipulado e utilizado por profissionais habilitados e com conhecimentos das técnicas e procedimentos empregados em eletrocirurgia.

- ❖ O eletrodo neutro (placa) deverá ser posicionado de forma a ter toda a sua superfície útil em perfeito contato elétrico com o corpo do paciente e posicionado tão perto quanto possível do campo operatório.
- ❖ Escolha cuidadosamente o local de colocação da placa. Ela deverá ser colocada sempre em uma região com boa irrigação sanguínea, e tão próxima quanto possível da região cirúrgica. Nunca a coloque em regiões com saliências ósseas ou em áreas com calosidades, cicatrizes e com pouca massa muscular.
- ❖ Posicione a placa de tal forma a evitar que a corrente de radio frequência, originada no eletrodo ativo e retornando à placa, passe pelo coração, pelos eletrodos de ECG ou por próteses metálicas.
- ❖ Lembre-se sempre que acidentes como queimaduras só acontecem quando a área de contato da placa com a pele do paciente for pequena ou insuficiente para garantir uma baixa densidade de corrente de radio frequência.
- ❖ Verifique sempre o posicionamento da placa quando houver necessidade de reposicionamento do paciente ou quando houver longos períodos em que o eletrodo ativo permaneça ligado; em cirurgias prolongadas, verifique periodicamente a posição e a integridade da conexão da placa; certifique-se que o alarme de placa esteja ativado e em condições de funcionar.
- ❖ O paciente não deverá entrar em contato com partes metálicas ligadas ao potencial de terra ou apresentar uma capacitância apreciável em relação à terra (mesa de operação, suportes, gabinete do bisturi, etc.).
- ❖ O contato pele-pele (por exemplo, entre os braços e o corpo do paciente) deverá ser evitado, por exemplo, pela inserção de compressa seca;
- ❖ Os cabos condutores dos eletrodos de cirurgia devem ser posicionados de modo a evitar contato com o paciente ou com outros condutores. Eletrodos ativos (caneta, pinça hemostática, etc.) temporariamente não utilizados, deverão ser guardados de modo a ficarem isolados eletricamente do paciente.
- ❖ Nos procedimentos cirúrgicos onde a corrente de alta frequência poderá passar por partes do corpo que tenham uma área de secção transversal relativamente pequena, é recomendada a utilização das técnicas bipolares para evitar efeitos fisiológicos em locais indesejados.
- ❖ A potência aplicada deverá sempre ser a menor possível, compatível com o procedimento cirúrgico desejado.
- ❖ A interferência eletromagnética (IEM) produzida pelo funcionamento de um bisturi eletrônico pode influenciar desfavoravelmente o funcionamento de outro equipamento eletrônico; teste o equipamento dentro do centro cirúrgico, antes de iniciar o procedimento.
- ❖ Todo Bisturi Eletrônico é capaz de produzir efeitos fisiológicos.
- ❖ Não corte a placa para reduzir seu tamanho. Uma alta densidade de corrente elétrica de rádio frequência pode provocar queimaduras no paciente.
- ❖ Verifique sempre o funcionamento correto do seu equipamento, observando as regras usuais recomendadas para a eletrocirurgia;
- ❖ Falha no sistema de controle de potência poderá acarretar um aumento indesejado da potência de saída.

6.2. CONTRA INDICAÇÕES

- ❖ Se o bisturi eletrônico e os equipamentos de monitoração fisiológica forem utilizados simultaneamente no mesmo paciente, quaisquer eletrodos de monitoração deverão ser colocados tão longe quanto possível dos eletrodos utilizados na eletrocirurgia;
- ❖ Não use eletrodos de monitoração tipo agulha, ou quaisquer outros com área de contato muito pequena, durante procedimentos eletrocirúrgicos;
- ❖ De qualquer maneira, são recomendados os sistemas de monitoração contendo dispositivos de limitação das correntes de alta frequência geradas pelo bisturi eletrônico; consulte os fabricantes dos monitores com relação à sua proteção contra correntes de alta frequência.

- ❖ Para pacientes portadores de marca-passo cardíaco ou de outros implantes ativos, existe um risco potencial de interferência sobre o funcionamento do marca-passo ou de um dano a ser causado a este último. Em caso de dúvida, consulte o fabricante do marca passo e peça a opinião ou a aprovação de profissionais qualificados.

6.3. ANTES DA CIRURGIA

- ❖ O uso de anestésicos inflamáveis ou de gases oxidantes tais como Óxido Nitroso (N₂O) e o oxigênio deverão ser evitados nas intervenções cirúrgicas do tórax ou da cabeça, a menos que esses agentes sejam removidos através de uma boa ventilação;
- ❖ Agentes não inflamáveis deverão ser utilizados para a desinfecção sempre que possível;
- ❖ Deixe sempre evaporar os produtos inflamáveis utilizados para a limpeza e desinfecção, ou os solventes inflamáveis dos produtos adesivos, antes da aplicação do bisturi eletrônico. Devido à possibilidade de acúmulo de soluções inflamáveis sob o paciente ou em depressões ou cavidades de seu corpo como o umbigo ou a vagina, todo fluído acumulado nessas regiões deverá ser eliminado antes da utilização do bisturi eletrônico. Tome estas providências para evitar acidentes;
- ❖ Tome especial atenção para com o risco de ignição dos gases endógenos;
- ❖ Certos materiais como o algodão hidrófilo, lã ou gaze podem, quando saturados de oxigênio, tornarem-se inflamáveis pelas faíscas produzidas na utilização normal do bisturi eletrônico;
- ❖ Todos os acessórios utilizados com o bisturi eletrônico deverão ser inspecionados antes de sua utilização, especialmente os acessórios destinados ao uso endoscópico, que deverão ser inspecionados com relação a possíveis falhas em sua isolação;
- ❖ Conecte os acessórios nos receptáculos adequados. Não conecte o cabo da pinça bipolar no receptáculo para acessórios monopolar. Esse procedimento pode trazer efeitos cirúrgicos indesejáveis.
- ❖ Não conecte acessórios molhados no bisturi eletrônico.

6.4. DURANTE O PROCEDIMENTO CIRÚRGICO

- ❖ Uma potência aparentemente baixa ou uma falha do bisturi eletrônico nas regulagens normais e rotineiras de seu funcionamento pode indicar uma falha na colocação do eletrodo neutro (placa) ou um mau contato nas suas conexões. Neste caso verifique a colocação do eletrodo neutro (placa) e suas conexões antes de selecionar uma potência de saída mais alta;
- ❖ Um eletrodo poderá estar quente o suficiente para causar queimaduras após a interrupção do uso do bisturi eletrônico: não o coloque em contato com o paciente sem necessidade;
- ❖ A potência de saída poderá variar com a utilização de dois circuitos de paciente (por exemplo, duas canetas ou uma caneta e uma pinça hemostática, etc.);
- ❖ Quando um circuito de paciente (caneta porta-eletrodo, pinça, etc.) não estiver sendo utilizado, certifique-se que ele esteja em um local limpo, seco e em uma área bem visível. O contato inadvertido com o paciente pode resultar em queimaduras ou outros efeitos fisiológicos indesejáveis;
- ❖ Em procedimentos endoscópicos, o acionamento inadvertido ou o movimento do eletrodo ativo fora do campo de visão do cirurgião, poderá resultar em prejuízos para o paciente;
- ❖ Estudos realizados têm comprovado que a fumaça ou vapores gerados durante o procedimento eletrocirúrgico podem ser potencialmente prejudicial à equipe cirúrgica. É recomendada a utilização de Aspirador de Fumaça com Filtro Viral. Consulte a fábrica sobre os modelos disponíveis.

6.5 APÓS A CIRURGIA

- ❖ Antes de iniciar a limpeza rotineira do equipamento, certifique-se de que o mesmo está desligado da tomada, para evitar risco de choque elétrico. Vide capítulo 3.4.
- ❖ Não limpe o equipamento com produtos abrasivos, solventes ou outros materiais que possam danificar o gabinete ou o painel.
- ❖ Não reprocesse ou reutilize acessório rotulado/etiquetado como “produtos de uso único” ou “descartáveis”.

PRECISION

CAPÍTULO 7

ACESSÓRIOS

Este capítulo não se aplica aos equipamentos destinados aos mercados que necessitam de marcação CE.

Durante a escolha (substituição) de acessórios como canetas ou cabos, verificar a compatibilidade das conexões, dimensões dos cabos e das tensões máximas suportadas pelo mesmo, definido no Anexo 1 e o seu descarte no capítulo 3.9 deste manual.

7.1. ACESSÓRIOS

Canetas	Código (1,6 mm)	Código (2,38 mm)
CD02 Caneta de Comando Manual	10.0002	10.0007
CD05 Caneta de Comando Manual (de uso único)	10.0102	-----
CD06 Caneta de Comando Manual	10.0106	11.0106
CM04 Caneta Simples (Monopolar)	11.0004	11.0010
CM05 Caneta Simples (Monopolar)	11.0005	11.0009
CM06 Caneta Simples (Monopolar)	11.0006	-----
CM07 Caneta Simples (Monopolar)	11.0007	-----
CM08 Caneta Simples (Monopolar)	11.0008	-----

Eletrodos para uso geral	Código (1,6 mm)	Código (2,38 mm)
EM09 Ponta Bola 4.0mm / 70mm	20.0009	21.0009
EM10 Ponta Bola 5.5mm / 70mm	20.0010	21.0010
EM11 Ponta Bola 6.5mm / 70mm	20.0011	21.0011
EM20 Ponta Bola 6.0mm / 120mm	20.0020	21.0020
EM 13 Ponta Faca Reta 70mm	20.0013	21.0013
EM16 Ponta Faca Reta 70mm	20.0016	21.0016
EM19 Ponta Faca Reta 120mm	20.0019	21.0019
EM14 Ponta Faca Curva 70mm	20.0014	21.0014
EM17 Ponta Faca Curva 70mm	20.0017	21.0017
EM18 Ponta Faca Curva 120mm	20.0018	21.0018
EM12 Ponta Alça 70mm	20.0012	21.0012
EM21 Ponta Alça 120mm	20.0021	21.0021
EM22 Ponta Alça 120mm	20.0022	21.0022
EM05 Ponta Agulha 0.5 / 70mm	20.0005	21.0005
EM06 Ponta Agulha 0.6 / 70mm	20.0006	21.0006
EM07 Ponta Agulha 0.7 / 70mm	20.0007	21.0007
EM15 Ponta Agulha 0.3 / 70mm	20.0015	21.0015
EM23 Ponta Vasectomia	20.0023	21.0023
EM24 Ponta Depilação 0.8	20.0024	21.0024
EM34 Ponta Depilação 1.5	20.0034	21.0034

Eletrodos para Plástica/ Dermatologia	Código (1,6 mm)	Código (2,38 mm)
ED01 Ponta Bola 5.0 mm / 50 mm	20.0101	21.0101
ED11 Ponta Alça 4.0 mm / 50 mm	20.0111	21.0111
ED12 Ponta Alça 6.0 mm / 50 mm	20.0112	21.0112
ED20 Ponta Faca 50 mm	20.0120	21.0120

ED30 Ponta Curva c/ Refil	20.0130	21.0130
ED35 Refil para ED30	20.0135	21.0135

Eletrodos para Ginecologia:	Código (1,6 mm)	Código (2,38 mm)
EG20 Ponta Alça 5.0 mm / 120 mm	20.0220	21.0220
EG30 Ponta Alça Oval 13x10 mm/ 120 mm	20.0230	21.0230
EG32 Ponta Alça Redonda 15x10 mm / 120 mm	20.0232	21.0232
EG33 Ponta Alça Redonda 20 mm / 120 mm	20.0233	21.0233
EG34 Ponta Alça Retangular. 90° 16 mm/ 120 mm	20.0234	21.0234
EG35 Ponta Alça Quadrada 10x10 mm/ 120 mm	20.0235	21.0235
EG36 Ponta Alça Triangular / 120 mm	20.0236	21.0236
EG14 Ponta Bola 4.0 mm/ 120 mm	20.0214	21.0214
EG77 Ponta Bola 3.0 mm/ 120 mm	20.0277	21.0277
EG78 Ponta Bola 5.0 mm/ 120 mm	20.0278	21.0278
EG40 Ponta Agulha 13 mm / 120 mm	20.0240	21.0240
EG75 Ponta Agulha 3 mm / 120 mm	20.0275	21.0275
EG76 Ponta Agulha 5 mm / 120 mm	20.0276	21.0276
EG50 Ponta Bola 4.5 mm / 160 mm	20.0250	21.0250
EG55 Ponta Bola 4.5 mm / 160 mm (baioneta)	20.0255	21.0255
EG60 Ponta Alça 5 mm / 100 mm	20.0260	21.0260
EG61 Ponta Alça 10 mm x 4 mm / 120 mm	20.0261	21.0261
EG62 Ponta Alça 15 mm x 4 mm / 120 mm	20.0262	21.0262
EG63 Ponta Alça 20 mm x 4 mm / 120 mm	20.0263	21.0263
EG64 Ponta Alça 10 mm x 10 mm / 120 mm	20.0264	21.0264
EG65 Ponta Alça 15 mm x 10 mm / 120 mm	20.0265	21.0265
EG66 Ponta Alça 20 mm x 10 mm / 120 mm	20.0266	21.0266
EG67 Ponta Alça 25 mm x 10 mm / 120 mm	20.0267	21.0267
EG68 Ponta Alça 30 mm x 10 mm / 120 mm	20.0268	21.0268
EG69 Ponta Alça 15 mm x 15 mm / 120 mm	20.0269	21.0269
EG70 Ponta Alça 25 mm x 15 mm / 120 mm	20.0270	21.0270
EG71 Ponta Alça 30 mm x 15 mm / 120 mm	20.0271	21.0271
EG72 Ponta Alça Retangular 10 mm x 4 mm / 120 mm	20.0272	21.0272
EG73 Ponta Alça Retangular 10 mm x 15 mm / 120 mm	20.0273	21.0273
EG74 Ponta Alça Quadrada 10 mm x 4 mm / 120 mm	20.0274	21.0274

Eletrodos para Otorrinolaringologia	Código (1,6 mm)	Código (2,38 mm)
EOT10 Ponta Curva 100 mm	20.0310	21.0310
EOT11 Ponta Curva (direita) 100 mm	20.0311	21.0311
EOT12 Ponta Curva (esquerda) 100 mm	20.0312	21.0312
EOT13 Ponta Agulha 0.5x13mm / 100 mm	20.0313	21.0313
EOT16 Ponta Espátula Reta 100 mm	20.0316	21.0316
EOT17 Ponta Espátula Curva 100 mm	20.0317	21.0317
EOT15 Ponta Alça Isolada 100 mm	20.0315	21.0315
EOT18 Ponta Alça 4.0mm / 100 mm	20.0318	21.0318
EOT19 Ponta Baioneta Curva 100 mm	20.0319	21.0319

Eletrodos para Odontologia	Código (1,6 mm)	Código (2,38 mm)
EO11 Ponta Alça 3.0mm / 55mm	20.0411	21.0411
EO12 Ponta Alça 6.0mm / 55mm	20.0412	21.0412
EO13 Ponta Alça Losango 6.0mm / 55mm	20.0413	21.0413
EO10 Ponta Bola 2.0mm / 55mm	20.0410	21.0410
EO21 Ponta Bola 45° 2.0mm / 55mm	20.0421	21.0421
EO14 Ponta Agulha Reta 0.5mm / 55mm	20.0414	21.0414
EO15 Ponta Agulha Reta 0.3mm / 55mm	20.0415	21.0415
EO22 Ponta Agulha 45° 0.3mm / 55mm	20.0422	21.0422
EO23 Ponta Agulha 45° 0.5mm / 55mm	20.0423	21.0423
EO24 Ponta Gancho 45° 0.5mm / 55mm	20.0424	21.0424
EO25 Ponta Agulha 110° 0.5mm / 55mm	20.0425	21.0425
EO26 Ponta p/ Afastamento Gengival	20.0426	21.0426
EO16 Ponta Oval Reta 55mm	20.0416	21.0416
EO17 Ponta Oval 90° 55mm	20.0417	21.0417
EO19 Ponta Oval 45° 55mm	20.0419	21.0419
EO20 Ponta Longa 45° 55mm	20.0420	21.0420

Pinças Bipolares	Código
PB01 - 14 cm	30.0114
PB01 - 16 cm	30.0116
PB01 - 18 cm	30.0118
PB01 - 20 cm	30.0120

PB02 - 14 cm	30.0214
PB02 - 16 cm	30.0216
PB02 - 18 cm	30.0218
PB02 - 20 cm	30.0220

PB05 - 14 cm	30.0514
PB05 - 16 cm	30.0516
PB05 - 18 cm	30.0518
PB05 - 20 cm	30.0520
PB05 - 22 cm	30.0522
PB05 - 25 cm	30.0525

PB06 - 12 cm	30.0612
PB06 - 14 cm	30.0614
PB06 - 16 cm	30.0616
PB06 - 18 cm	30.0618
PB06 - 20 cm	30.0620

PB07 - 12 cm	30.0712
PB07 - 14 cm	30.0714
PB07 - 16 cm	30.0716
PB07 - 18 cm	30.0718
PB07 - 20 cm	30.0720

PB08 - 12 cm	30.0812
PB08 - 14 cm	30.0814
PB08 - 16 cm	30.0816
PB08 - 18 cm	30.0818
PB08 - 20 cm	30.0820

PB09 - 12 cm	30.0912
PB09 - 14 cm	30.0914
PB09 - 16 cm	30.0916
PB09 - 18 cm	30.0918
PB09 - 20 cm	30.0920

Pinças Bipolares Oftalmológica	Código
PBO05	31.0510
PBO06	31.0610
PBO07	31.0710
PBO08	31.0810

Pinça Hemostática	Código
PH01 - 16 cm	32.0116
PH01 - 20 cm	32.0120
PH01 - 25 cm	32.0125
PH02 - 16 cm	32.0216
PH02 - 20 cm	32.0220
PH02 - 25 cm	32.0225

Cabo para Pinças	Código
CB02 - Cabo para Pinça Bipolar	35.0002/01
CB04 - Cabo Bipolar Descartável p/ Laparoscopia	35.0003
CAP01 - Cabo para Alça de Polipectomia	35.0101
CH01 - Cabo para Pinça Hemostática pino 6.35mm	35.0201
CH02 - Cabo para Pinça Hemostática pino 3.97mm	35.0202
CVL01 - Cabo para Pinça de Videolaparoscopia	35.0301
CVL02 - Cabo para Pinça de Videolaparoscopia	45.0001
CVL03 - Cabo para Pinça de Ressecção	35.0303

Placas Inox	Código
PN02 - Placa Infantil	40.0002
PN03 - Placa Pequena	40.0003
PN04 - Placa Pediátrica	40.0004

Placas Descartáveis	Código
PD01 - Placa Adulto (simples)	40.0101
PD02 - Placa Infantil (simples)	40.0102

PD03 - Placa Adulto (dupla)	40.0103
PD04 - Placa Infantil (dupla)	40.0104
PD06 - Placa Neo-natal (simples)	40.0106
PD07 - Placa Neo-natal (dupla)	40.0107

Cabo para Placa Inox	Código
CP01 - Cabo de Placa	45.0001
CP02 - Cabo de Placa	45.0002
CP03 - Cabo de Placa	45.0003
CP04 - Cabo de Placa	45.0004
CP06 - Cabo de Placa	45.0006
CP07 - Cabo de Placa	45.0007
CP11 - Cabo de Placa	45.0011
CP13 - Cabo de Placa	45.0013

Cabo para Placa Descartável	Código
CP05 - Cabo de Placa	45.0105
CP08 - Cabo de Placa	45.0108
CP09 - Cabo de Placa	45.0109
CP10 - Cabo de Placa	45.0110

Pedais	Código
PE402RS - Pedal Duplo (Double)	50.00402
PE452RS - Pedal Simples (Single)	50.00452
PE412ST - Pedal Duplo – Steute (Double)	50.00412
PE462ST - Pedal Simples – Steute (Single)	50.00462

Unidades de Transporte	Código
UT102 - Unidade transporte	55.0102
UT302 - Unidade transporte	55.0302
UT402 - Unidade transporte	55.0402
UT502 - Unidade transporte	55.0502
UT602 - Unidade transporte	55.0602

Diversos	Código
PC09 - Prolongador de Caneta	90.0009
CA01 - Plug Adaptador	90.0101
CA02 - Plug Adaptador	90.0102
CA03 - Plug Adaptador	90.0103
CA04 - Plug Adaptador	90.0104

* Vide completo Catálogo de Acessórios, com a imagem de cada acessório.

OBSERVAÇÃO: Os eletrodos acima descritos poderão ser fornecidos com diâmetro de 1,6mm, 1,8mm ou 2,38mm. Quando não especificados, e para o mercado brasileiro, serão fornecidos com diâmetro de 1,6mm.

Os cabos das canetas, placas e/ou pinças e ressectores devem ter comprimentos máximos entre 2,5 m e 3 m.

7.2. RECOMENDAÇÕES

As canetas porta-eletrodo e canetas de comando manual são dispositivos delicados, sujeitos a alguns defeitos originados principalmente pelo manuseio inadequado. Para prolongar sua vida útil recomendamos não tracionar o cabo da caneta, o que pode causar o rompimento dos fios causando mau funcionamento.

Os acessórios fornecidos com o equipamento, quando pertinente, possuem cabos de silicone que suportam tensão máxima de 8kV. Verifique sempre a compatibilidade entre as tensões máximas suportadas pelos acessórios e as tensões máximas geradas pelos bisturis eletrônicos em que serão utilizados.

A utilização de acessórios, como por exemplo, canetas e cabos não originais podem resultar em aumento de emissões ou diminuição da imunidade do equipamento.

Dê mais qualidade a sua cirurgia, use somente acessórios originais Deltronix.

PRECISION

CAPÍTULO 8

MANUTENÇÃO E REPARO

8. MANUTENÇÃO E REPARO

8.1 RESPONSABILIDADE DO FABRICANTE

O desempenho dos bisturis eletrônicos da Linha Precision® é garantida pelo fabricante, com respeito à segurança e confiabilidade, se forem obedecidos os procedimentos abaixo descritos:

- ❖ As instalações elétricas do ambiente onde o bisturi será utilizado, atende os limites de funcionamento constantes nas especificações técnicas descritas neste manual, como por exemplo: aterramento do equipamento, operação dentro dos limites de tensão de entrada, conectores segundo as normas brasileiras (não utilizar adaptadores ou conversores de tipos de plugues) e cabo de energia de entrada original ou aprovados pelo fábrica.
- ❖ Utilização do equipamento de acordo com as instruções contidas neste manual.

8.2 ASSISTÊNCIA TÉCNICA AO PRODUTO

A fim de manter as características técnicas deste equipamento, a Deltronix® recomenda que o mesmo seja revisado pelo menos uma vez por ano, por pessoal técnico treinado na fábrica e pertencente à rede de Assistência Técnica da Deltronix®, ou enviado diretamente à fábrica obedecendo os seguintes procedimentos:

- ❖ Entre em contato com a fábrica no Serviço de Assistência Técnica ao Cliente (SAC) e solicite um número de uma Ordem de Serviço (OS). Para obtê-la forneça as seguintes informações:
 - Nome do proprietário do equipamento (Hospital, Clínica ou proprietário individual)
 - Endereço completo do local onde o equipamento esta sendo utilizado
 - Modelo e nº de série do equipamento
 - Descrição do serviço solicitado (revisão, manutenção, calibração, etc.)

Se estiver solicitando manutenção corretiva, faça uma pequena descrição do defeito apresentado.

- ❖ De posse do número da OS, envie o equipamento diretamente ao Departamento de Assistência Técnica observando cuidadosamente se estão sendo obedecidas as seguintes recomendações:
 - O equipamento e seus acessórios encontram-se completamente limpos, isentos de vestígios de secreção, resíduos, etc
 - O equipamento esta embalado em embalagem original ou de acordo com as recomendações da fábrica
 - O equipamento se enviado, com frete pré-pago pelo cliente, através de transportadora própria ou recomendada pela fábrica.

Esquemas elétricos, listas de peças, componentes e instruções para manutenção/calibração estarão à disposição, mediante acordo com o usuário/proprietário ou após treinamento/qualificação do pessoal técnico, assim como quaisquer outras informações necessárias para a manutenção preventiva e/ou corretiva do equipamento.

8.3. CÓDIGOS DE ERROS DO PAINEL

CÓDIGO	DESCRIÇÃO DO ERRO	CÓDIGO	DESCRIÇÃO DO ERRO
001	COMANDO DE CORTE DO PEDAL 1 EM CURTO	007	COMANDO DE COAG DO ACESSÓRIO 1 EM CURTO
002	COMANDO DE COAG DO PEDAL 1 EM CURTO	008	COMANDO DE CORTE DO ACESSÓRIO 2 EM CURTO
003	COMANDO DE CORTE DO PEDAL 2 EM CURTO	009	COMANDO DE COAG DO ACESSÓRIO 2 EM CURTO
004	COMANDO DE COAG DO PEDAL 2 EM CURTO	010	FALHA NA COMUNICAÇÃO ENTRE PLACA DO PAINEL E PLACA DE CONTROLE
005	COMANDO DO PEDAL 3 EM CURTO	011	FALHA NO SENSOR DE TEMPERATURA DO DISSIPADOR DO ESTAGIO DE RF
006	COMANDO DE CORTE DO ACESS.1 EM CURTO		

8.4. GUIA DE DEFEITOS E SOLUÇÕES

Problema	Possível Causa e Solução
Aparelho não liga.	Verifique os fusíveis. Verifique se o aparelho está ligado na tomada. Verifique se o cabo de força está adequadamente colocado no aparelho
Aparelho liga, mas os controles não funcionam.	Verifique se o alarme de placa está acionado. Verifique se o pedal ou caneta de comando manual estão acionados.
Controles funcionam normalmente, mas não aciona saída de potência.	Verifique se o alarme de placa não está acionado. Verifique se a função desejada é a que está sendo acionada e se a mesma está configurada com potência acima de zero watt.
Tudo funciona bem, mas a potência de saída está baixa.	Verifique se a caneta simples está encaixada na posição correta.
Pedal não aciona potência.	Verifique se pedal está conectado no aparelho. Verifique se está encaixado no conector correto.
Pedal aciona o aparelho, mas o bisturi não fornece potência.	Verifique se a caneta está conectada ao acessório 2 do bisturi. Verifique a continuidade do fio da caneta. Troque a caneta
Alarme de placa não desliga mesmo com a placa colocada.	Verifique configuração da placa (simples / dupla). Verifique se placa está bem encaixada, não havendo “maus contatos” que acionem o alarme de placa. Verifique se cabo da placa está quebrado.
Bipolar não funciona quando aciona o pedal.	Verifique se função Bipolar [®] está ativada.
Aciona-se o pedal, toca um bip e não aciona potência.	Verifique se está em modo de programação. Se estiver mantenha os dois pedais acionados por mais de 3 segundos

8.5. CONTATOS

A DELTRONIX[®] possui uma equipe de profissionais pronta para atendê-lo. A sua opinião, sugestão ou reclamação é fundamental para que possamos aperfeiçoar nossos produtos e serviços.

Para saber o endereço de uma Assistência Técnica Autorizada Deltronix, visite nosso site ou entre em contato com o Representante local.

Envie-nos um e-mail com a sua solicitação e responderemos o mais breve possível.

- ❖ **Departamento de Vendas:** vendas@deltronix.com.br
- ❖ **Assistência Técnica:** assistec@deltronix.com.br
- ❖ **Informações:** sac@deltronix.com.br

ATENÇÃO: Verifique sempre o funcionamento correto do seu equipamento, observando as regras usuais recomendadas para a eletrocirurgia.

A FÁBRICA NÃO SE RESPONSABILIZA PELO USO INCORRETO DOS EQUIPAMENTOS DESCRITOS NESTE MANUAL, DESACONSELHANDO E MESMO DESAUTORIZANDO SUA MANIPULAÇÃO POR PESSOAS QUE NÃO POSSUAM COMPLETO CONHECIMENTO DAS TÉCNICAS DA ELETROCIRURGIA.

PRECISION

Anexo 1

GRÁFICOS DE POTÊNCIAS

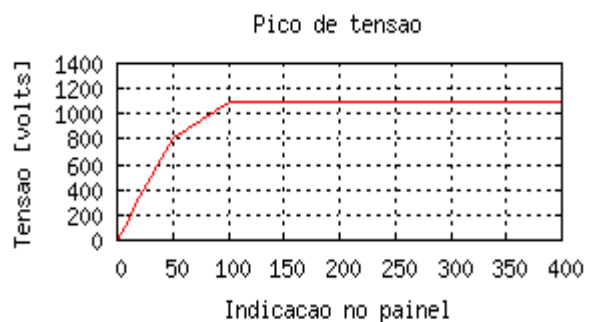
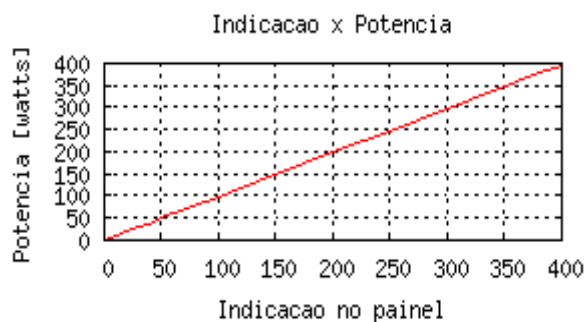
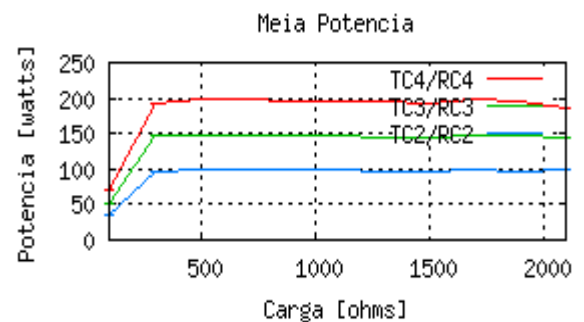
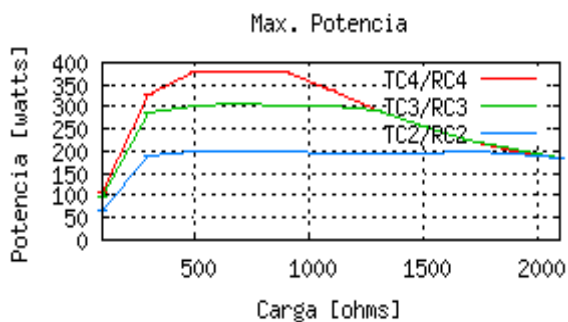
ANEXO 1. GRÁFICOS DE POTÊNCIA

Gráficos indicando as potências de saída em função da carga (curvas medidas com rede elétrica estabilizada em 127 V \pm 2%).

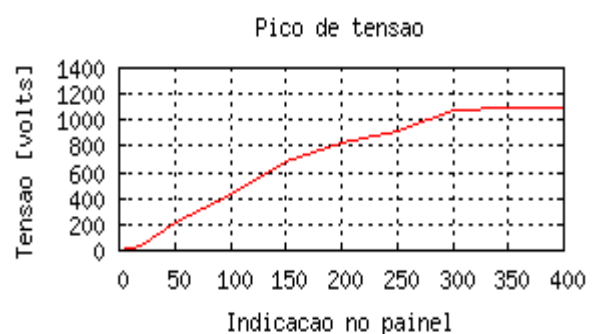
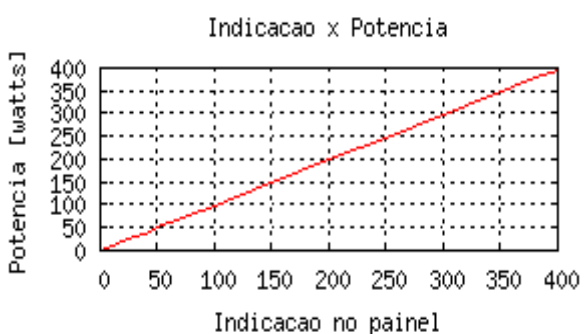
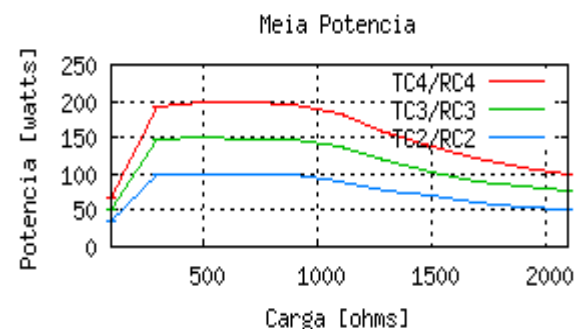
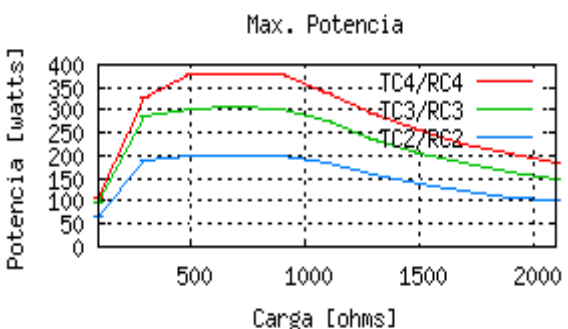
Valores médios considerando uma tolerância de \pm 20% ou 5W, o que for maior.

ANEXO 1.1. GRÁFICOS DOS MODOS MONOPOLAR

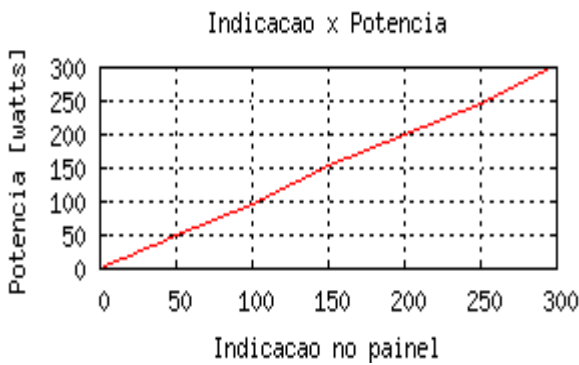
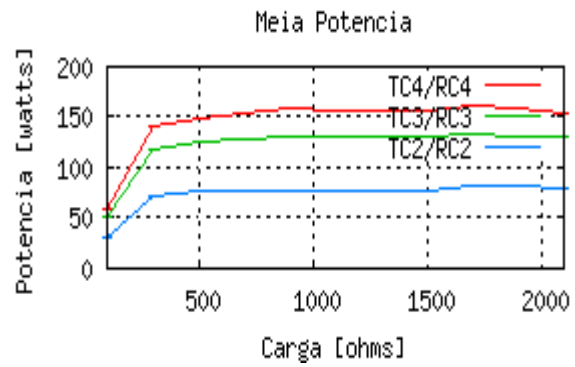
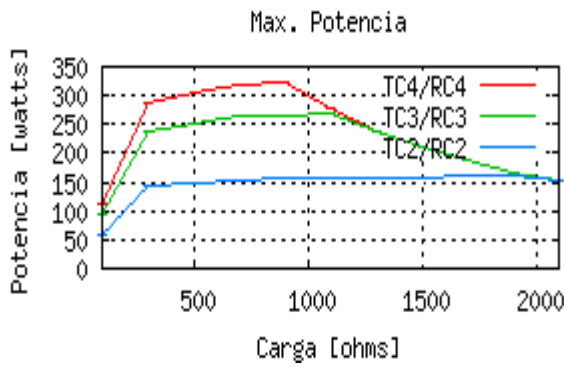
- *Gráficos para a função Pure Cut Hi:*



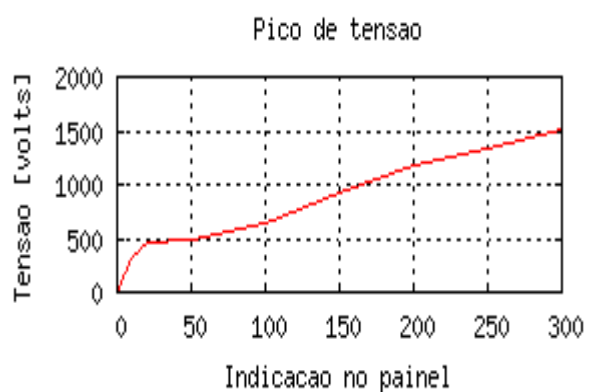
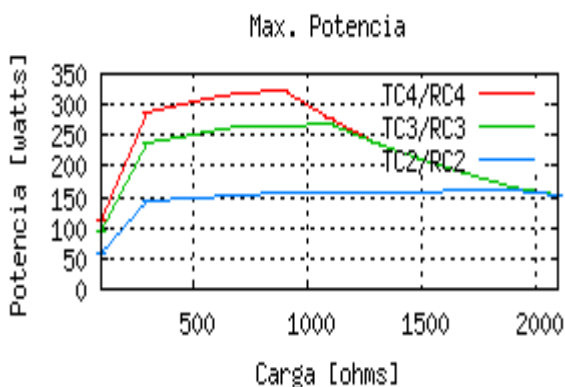
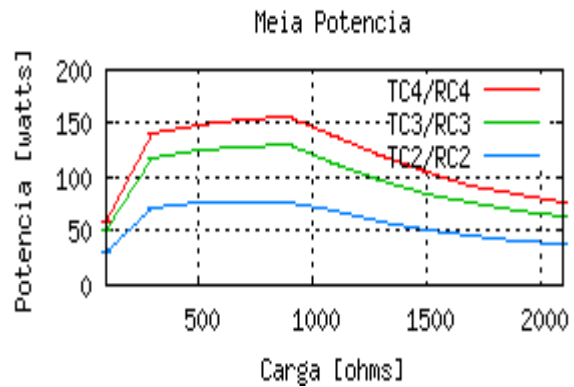
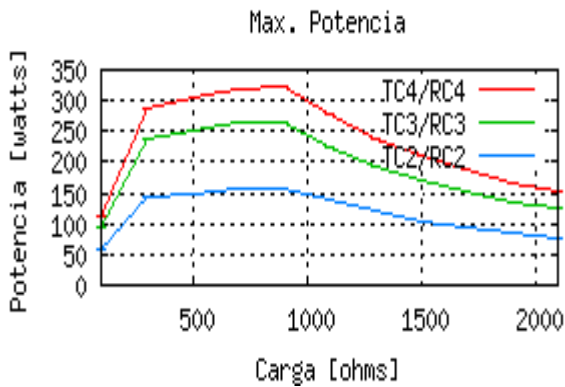
- *Gráficos para a função Pure Cut Low:*



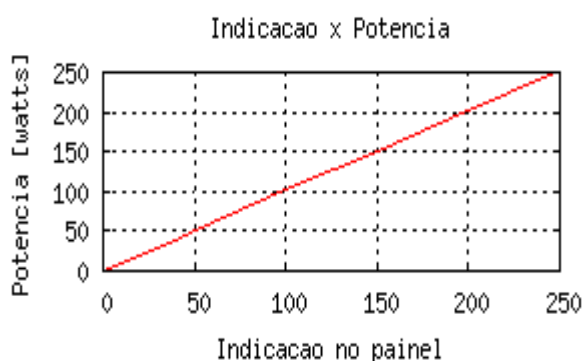
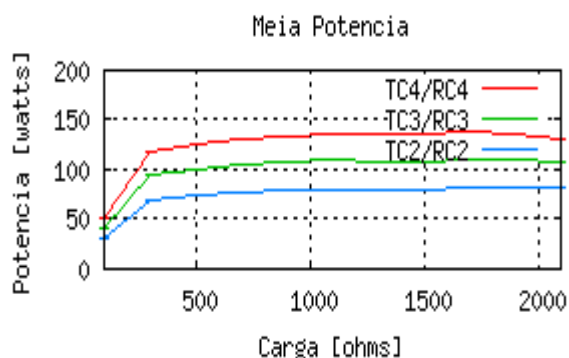
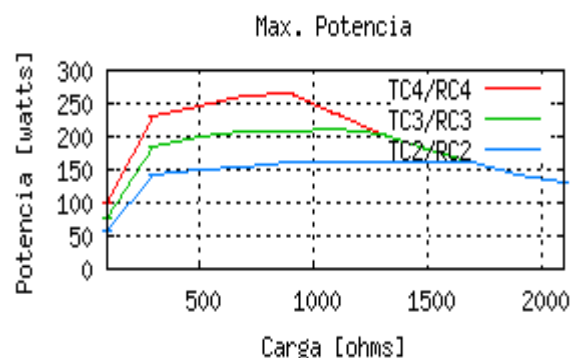
- Gráficos para a função Blend1(Min)_Hi:



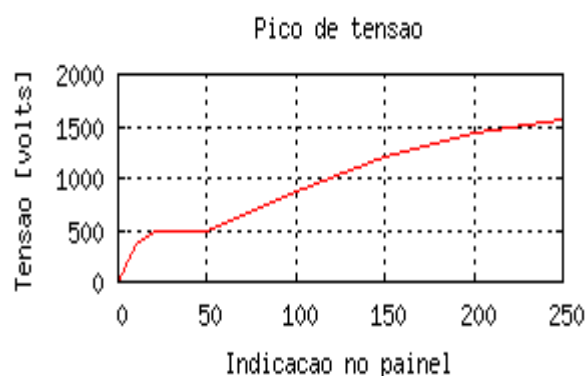
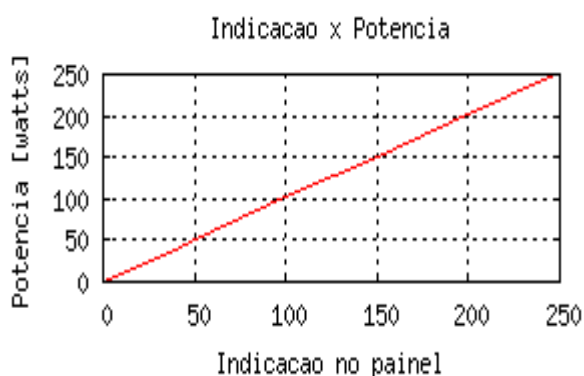
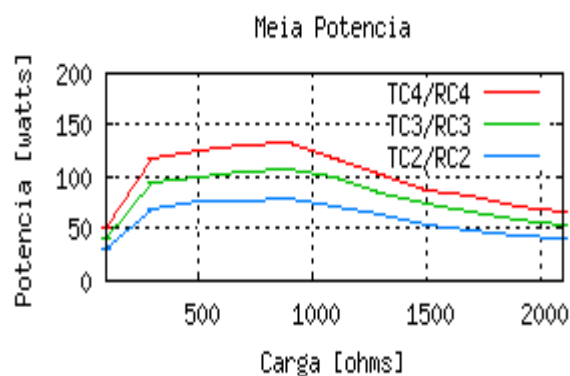
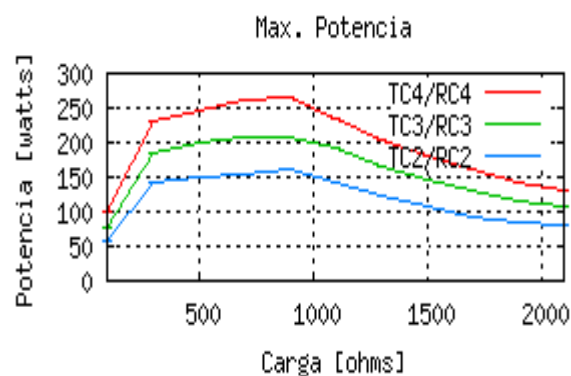
- ❖ Gráficos para a função Blend1(Min)_Low:



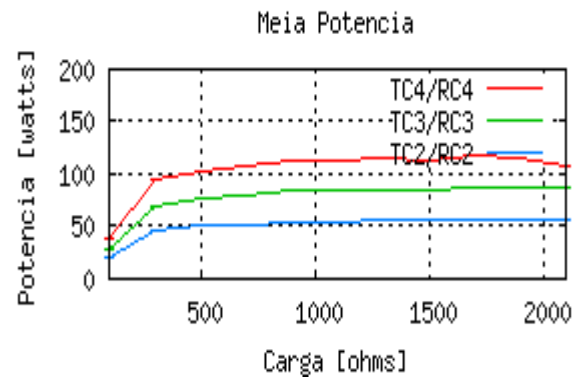
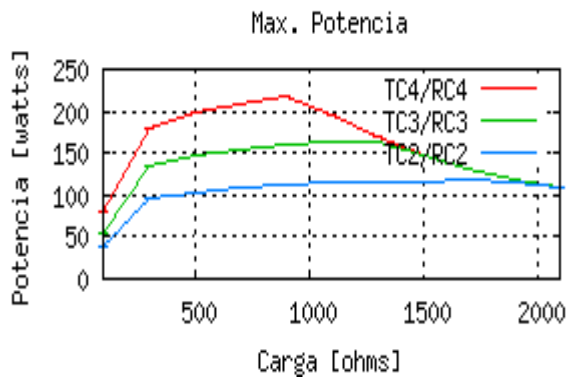
❖ Gráficos para a função Blend2(Mid)_Hi:



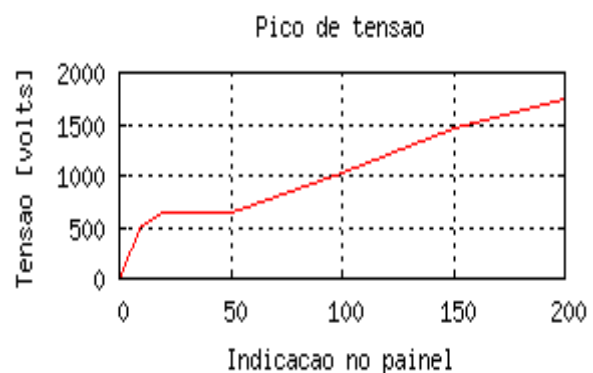
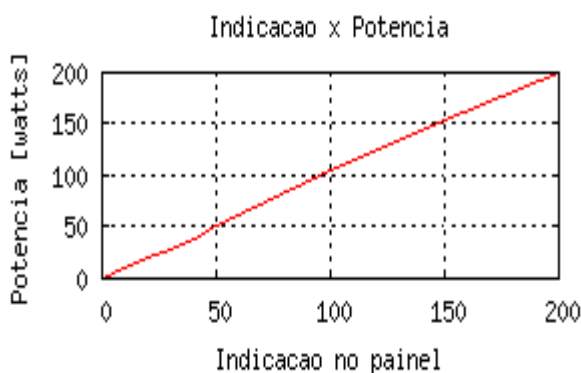
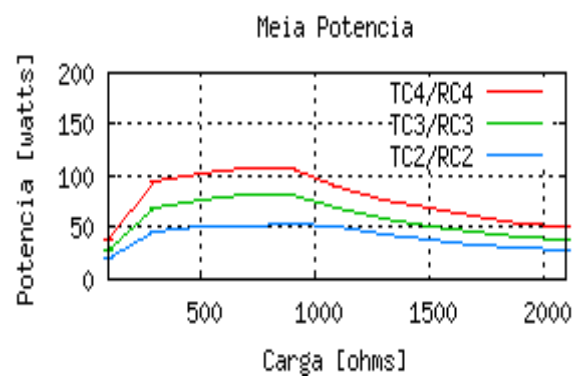
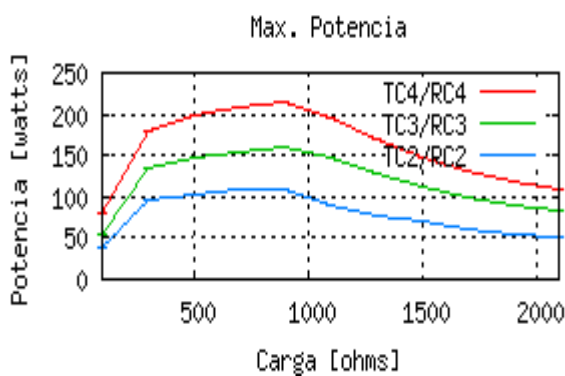
❖ Gráficos para a função Blend2(Mid)_Low:



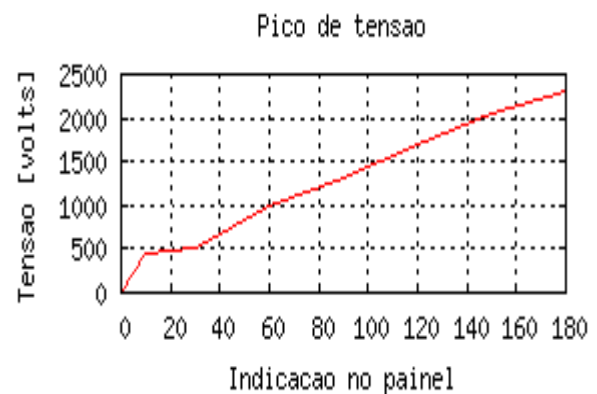
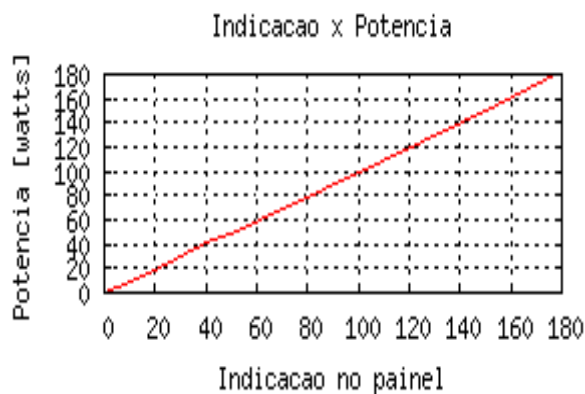
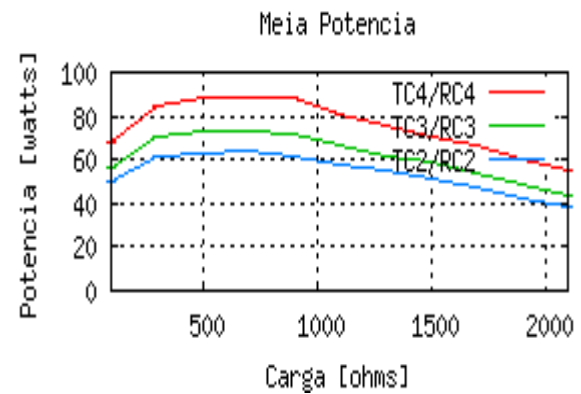
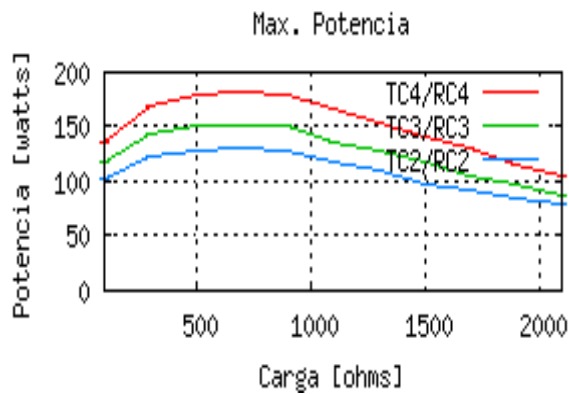
❖ Gráficos para a função Blend3(Max)_Hi:



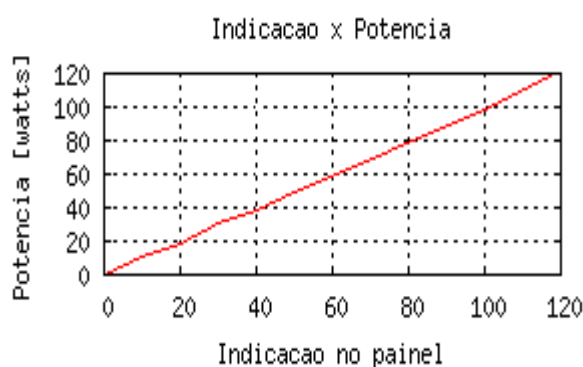
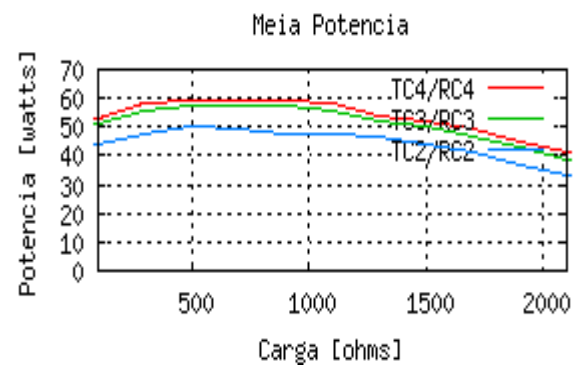
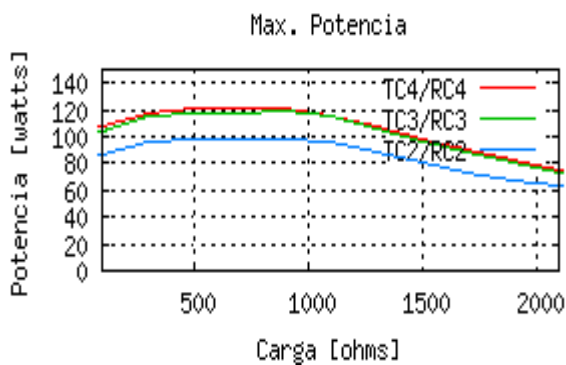
❖ Gráficos para a função Blend3(Max)_Low:



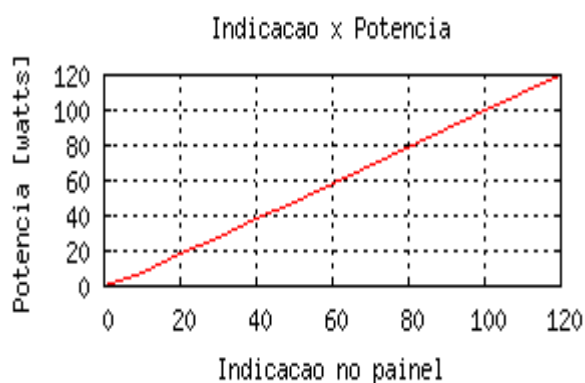
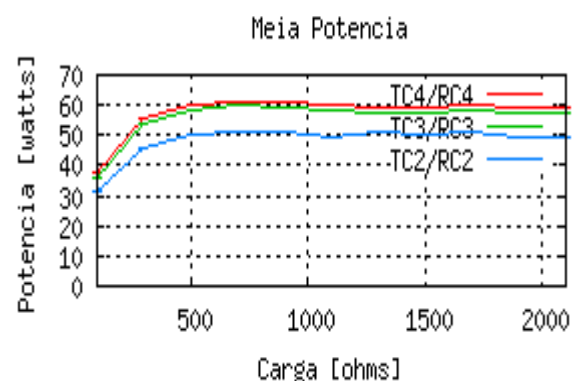
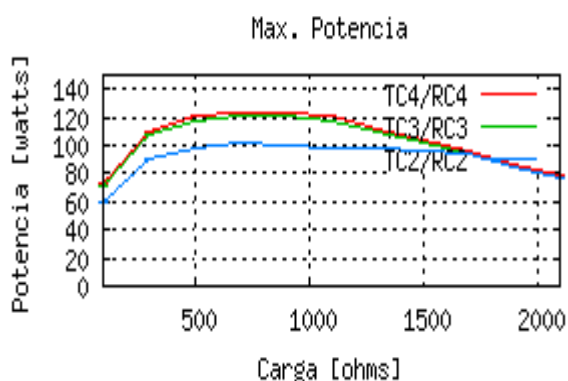
❖ *Gráficos para a função Desiccate:*



❖ *Gráficos para a função Fulgurate:*

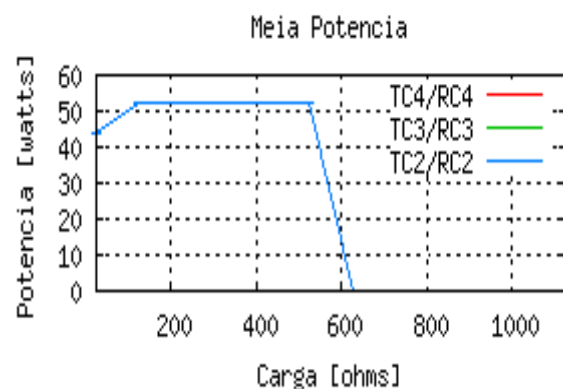
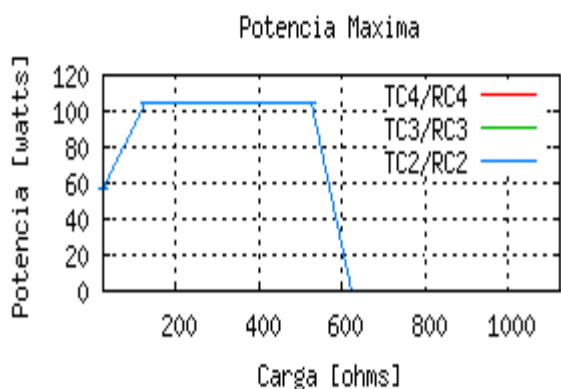


❖ *Gráficos para a função Spray:*

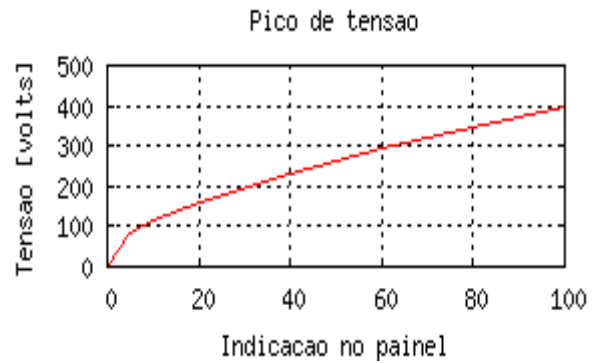
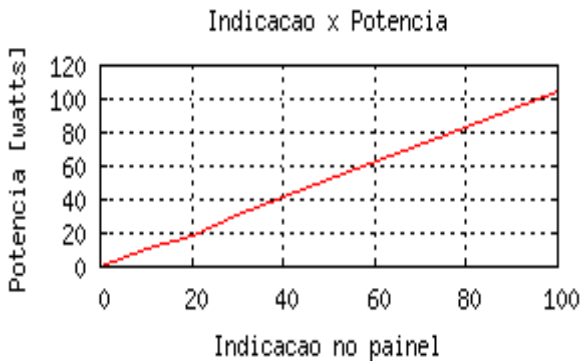
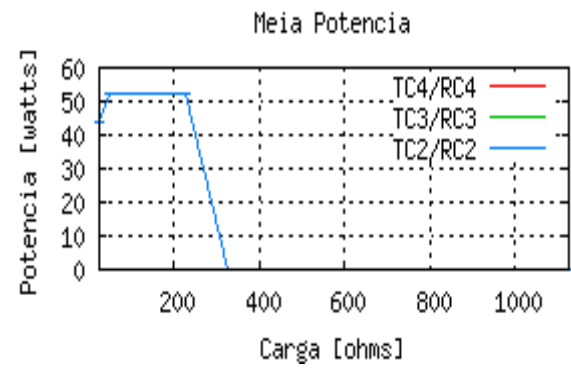
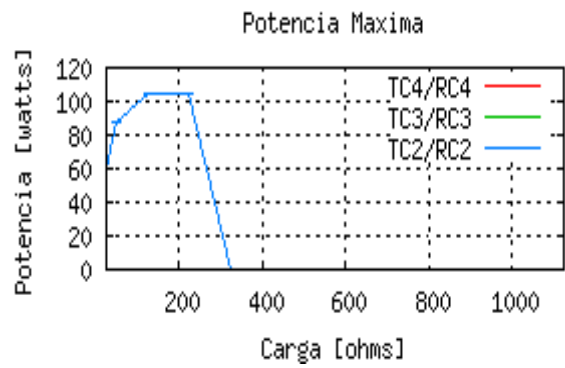


ANEXO 1.2. GRÁFICOS DOS MODOS BIPOLAR

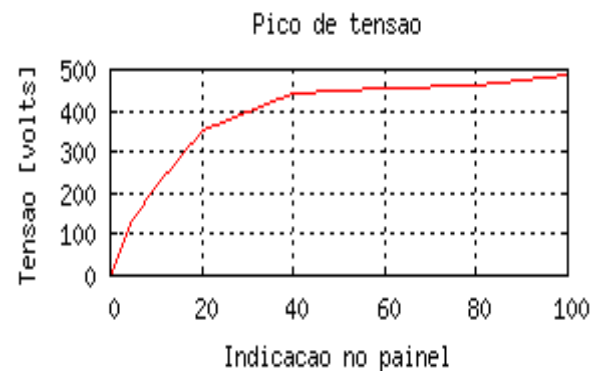
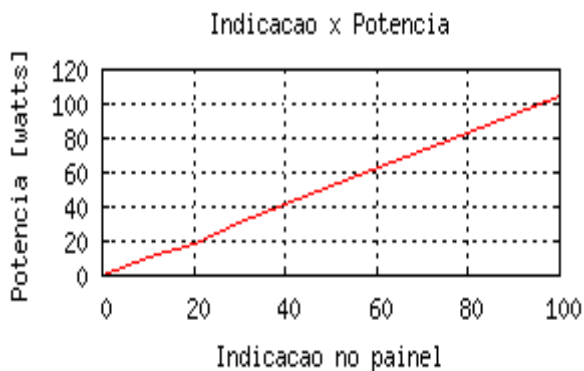
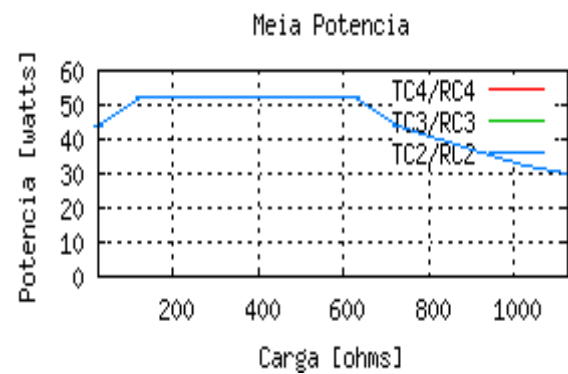
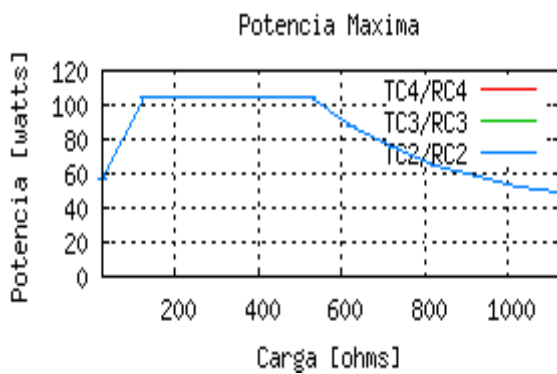
❖ *Gráficos para a função Standard:*



❖ *Gráficos para a função Precise:*



❖ *Gráficos para a função Macro/BCut®:*



PRECISION

Anexo 2

PRINCÍPIOS DA ELETROCIRURGIA

ANEXO 2. PRINCÍPIOS DA ELETROCIRURGIA

ANEXO 2.1. HISTÓRICO

O homem sempre se preocupou em usar alguma forma de energia no controle ou eliminação de tecidos doentes. A utilização do calor para eliminar sangramentos é conhecida de longa data e foi utilizada pelos nossos ancestrais nas suas mais diversas formas. Cita-se que na Roma Antiga, Celsus recomendava o uso de um ferro aquecido até o vermelho para conter grandes hemorragias. Já se sabia, por experiência, que a formação de uma grande escara junto ao tecido que sangrava era capaz de produzir uma cauterização. Técnicas cirúrgicas do século XVI continuavam recomendando o uso do ferro aquecido para prover cauterização de veias e artérias, quando outras técnicas falhavam para conter uma hemorragia. Uma destas formas primitivas consistia em aquecer uma ponta metálica em alguma fonte de calor e então aplicar o dispositivo aquecido ao tecido doente, produzindo a eliminação de sangramento ou a destruição do tecido. A história registra alguns destes procedimentos primitivos que alertou os cientistas da época a procurarem outra maneira de obter o mesmo efeito a partir do mesmo princípio ativo: o calor. A evolução tecnológica propiciou o uso de técnicas cada vez mais sofisticadas, fornecendo os recursos disponíveis para a evolução natural da utilização do calor como fonte terapêutica. Do aquecimento indireto da uma ponta metálica, passou-se para o aquecimento direto, através da passagem de uma corrente elétrica no próprio condutor metálico, produzindo seu aquecimento através do conhecido efeito Joule (a passagem de corrente elétrica em um condutor é capaz de transformar parte desta energia elétrica em calor). Este princípio é largamente utilizado nos dias de hoje, produzindo todo tipo de aquecimento industrial ou doméstico que conhecemos. O conceito básico então é este, passagem de CORRENTE ELÉTRICA (I) em um condutor (qualquer que seja ele, metálico ou não) é acompanhada de produção de calor. Isto porque este condutor oferece certa RESISTÊNCIA (R) á passagem da corrente elétrica, que deverá ser vencida através da aplicação de um POTENCIAL ELÉTRICO (V) suficientemente elevado para vencer esta resistência. Estas três grandezas elétricas estão relacionadas entre si através da lei de OHM, que estabelece a relação fundamental:

$$V = R.I$$

A transformação de energia elétrica em calor é regida pela lei de Joule, e que pode ser assim resumida:

$$E = R.I^2.t$$

Onde:

E= Energia elétrica transformada em calor (Joule)

R= Resistência elétrica (Ohm)

I= Intensidade da corrente elétrica (Ampere)

t = tempo durante o qual a corrente circula pelo condutor (segundo)

Quanto mais tempo a corrente elétrica percorrer o condutor de resistência R, maior a quantidade de calor produzido. Portanto a quantidade de calor produzida, e como consequência a temperatura final atingida, depende não apenas da corrente elétrica, mas também do tempo em que esta corrente permanece no condutor. Este conceito é muito importante e será útil nas explicações que se segue.

Se a corrente elétrica passa em um condutor metálico produzindo calor e este condutor aquecido é levado diretamente ao tecido que se deseja atingir estaremos utilizando o princípio do ELETROCAUTÉRIO. O Eletrocautério é então o aquecimento de um condutor metálico pela passagem de um tipo de corrente elétrica, e o calor produzido e acumulado na ponta é levado diretamente ao tecido. NÃO HÁ PASSAGEM de corrente elétrica no tecido. Apenas o calor é levado diretamente ao tecido pelo condutor (em geral um fio metálico) aquecido. A temperatura do fio é suficientemente alta para mantê-lo ao rubro, ou mesmo aquecido ao branco. Não há um controle preciso da temperatura do fio, e a transferência do seu calor para o tecido é muito precária, primitiva, ocasionando muitas vezes a destruição generalizada do tecido próximo ao desejado, através de queimaduras do segundo ou terceiro grau. Por estas razões, a técnica do ELETROCAUTÉRIO foi abandonada, dando lugar aos modernos GERADORES ELETROCIRÚRGICOS, ou Bisturis Elétricos/Eletrônicos.

A técnica é simples. Se a corrente elétrica é capaz de produzir calor no meio por onde circula, por que não fazê-la circular pelo próprio tecido no qual se deseja o efeito Joule de produção de calor? Este é o princípio dos Geradores Eletrocirúrgicos modernos: PASSAGEM DA CORRENTE ELÉTRICA ATRAVÉS DO TECIDO. Porém, que tipo de corrente elétrica, e em que forma esta condução deverá ser realizada? É o que veremos a seguir.

ANEXO 2.2. EFEITOS BIOLÓGICOS DA CORRENTE ELÉTRICA

Tipos de corrente elétrica

A corrente elétrica pode ser unidirecional, isto é, deslocar-se dentro do condutor em uma única direção, convencionalmente do polo positivo para o negativo. Quando isto acontece, diz-se que a corrente é contínua (C.C.). Veja Fig. 1.



Figura 1. Corrente Contínua (C.C.) ou unidirecional. A corrente flui em um único sentido, do pólo positivo para o negativo (sentido convencional). Pode haver variação de amplitude, porém não de sentido.

De outro modo, a corrente poderá mudar de direção, ora indo do polo positivo para o negativo, ou então indo do negativo para o positivo, **alternando** sua direção. Diz-se neste caso que a corrente é alternada (C.A). A forma como a corrente muda de direção é bastante variada. Duas das formas mais conhecidas e utilizadas estão mostradas na Figura 2. A Figura 2a é conhecida como onda quadrada ou retangular, e a Figura 2b é a forma de onda senoidal. A primeira é muito utilizada para produzir estimulações elétricas, e a segunda é a forma mais comum usada na geração e distribuição de energia elétrica.

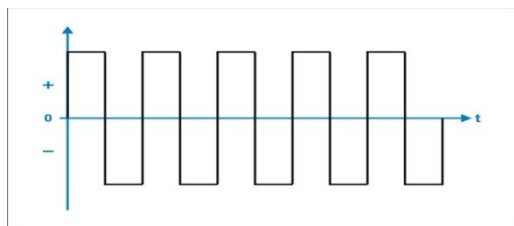


Fig.2a. Forma de onda quadrada ou retangular

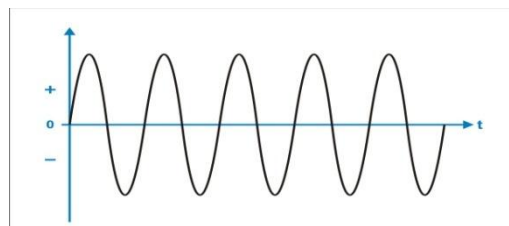


Fig.2b. Forma de onda senoidal alternadamente positiva e negativa.

onda positiva e negativa

A forma de onda senoidal poderá ser de amplitude máxima constante ou Pulsante, com parte do tempo onde seu valor é nulo. A Figura 3a e Figura 3b mostram estes dois casos mais comuns.

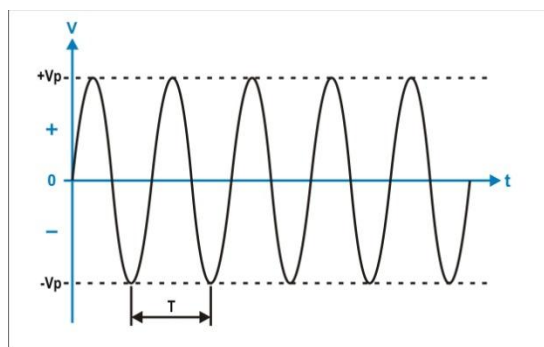


Figura 3 a. Forma de onda de corrente senoidal com amplitudes máximas e mínimas constantes

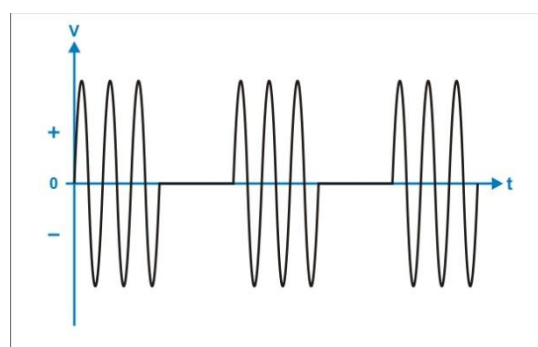


Figura 3 b. Forma de onda senoidal pulsante, com intervalos de repouso

Figura 3 b. For

Na forma de onda senoidal pode-se definir dois parâmetros fundamentais: Amplitude Máxima (positiva ou negativa) ou valor de pico (V_p), e Período T (distância, na escala de tempo, entre dois valores iguais e sucessivos). O número de períodos por segundo (unidade de tempo) é a frequência, medida em Hertz (Hz). Um quilohertz (1kHz) corresponde a 1000 períodos por segundo, ou 1000 ciclos por segundo. 1 Megahertz (1 MHz) corresponde a 1 milhão de períodos por segundo.

A passagem de corrente elétrica em um tecido biológico produzirá calor, de acordo com a lei de Joule. Porém, em algumas situações, este calor poderá vir acompanhado de outras sensações fisiológicas, como a

estimulação neuromuscular. Já em 1891 D'Arsonval demonstrou que correntes com frequências altas (correntes alternadas com frequência de dezenas de quilohertz) podem passar pelos tecidos vivos sem produzir nenhuma resposta muscular ou nervosa, apesar da produção de calor. Isto significa que, a partir de certa frequência da corrente alternada, o tecido vivo não responderá com contrações ou sensação de choque elétrico, prevalecendo apenas o efeito térmico. Este fenômeno é a base da moderna ELETROCIRURGIA.

Em correntes alternadas com frequências superiores a 100 kHz, o tempo da passagem da corrente, em um semiciclo, é insuficiente para produzir um deslocamento de íons no tecido neuromuscular e produzir despolarização celular. Não havendo despolarização da membrana celular não haverá excitação da mesma e conseqüentemente não haverá o efeito da contração muscular (efeito farádico). Na realidade os íons disponíveis só se deslocarão uma pequena distancia e a energia fornecida será dissipada apenas na forma de calor, aquecendo suas células (1). Na prática, a maioria dos geradores eletrocirúrgicos trabalha com correntes alternadas acima de 200 kHz e abaixo de 1 MHz.

ANEXO 2.3. PRINCÍPIOS DA MODERNA ELETROCIRURGIA

Se a corrente elétrica que passa por um tecido biológico for alternada, oscilando com uma frequência suficientemente alta, nenhuma resposta tecidual aparecerá a não ser aquela devido ao efeito Joule, isto é, a produção de calor pela passagem da corrente elétrica. O tipo de corrente usado e o método de aplicação ao tecido determinam a quantidade de calor gerado que poderá ir de um leve aquecimento localizado até a destruição das células do tecido. O operador tem completo controle sobre o equipamento e seu efeito terapêutico. Uma vez que somente células individuais são afetadas pelo calor localizado, apenas existirá a desidratação ou volatilização celular. Como o calor não destrói grande massa tecidual, pois os efeitos são agora bastante localizados, não haverá contração cicatricial na reparação dos tecidos, com rápida recuperação, com uma escara em tudo semelhante aos tecidos circunvizinhos.

Os elementos básicos da eletrocirurgia são usados desde fins do século XIX (2) e mostraram-se úteis em praticamente todas as modalidades cirúrgicas. Estes dispositivos prestam-se muito bem tanto para coagulação quanto ao corte dos tecidos. Os cuidados na sua construção juntamente com a crescente evolução tecnológica dos componentes elétricos/eletrônicos, e a natural evolução e aperfeiçoamento no desenho dos circuitos eletrônicos praticamente eliminaram os acidentes que ocorriam durante seu emprego. Os eventuais acidentes que ainda ocorrem devem-se, na maioria das vezes, ao desconhecimento de como os equipamentos devem ser manipulados, e dos princípios fundamentais, básicos, da chamada técnica monopolar (onde se usa obrigatoriamente a placa neutra), do que por falhas operacionais destes equipamentos (3). Vários tipos de lesões de tecidos, ou mesmo queimaduras cutâneas, tanto da equipe de cirurgia quanto do paciente já foram registradas (4) (5) (6). As lesões térmicas ou elétricas em vísceras intra-abdominais (em laparoscopia) são as mais comuns, resultado de erro técnico ou uso inadequado do equipamento utilizado para a eletrocauterização. Estas queimaduras em geral são produzidas pela transferência de energia de rádio frequência utilizada nos geradores eletrocirúrgicos (bisturis eletrônicos), percorrendo um caminho não previsto pelo cirurgião e fora de seu campo visual no monitor de vídeo (6). Uma destas causas se deve ao que tecnicamente se chama de "acoplamento capacitivo" (7) e que será descrito com maiores detalhes nas páginas seguintes.

ANEXO 2.4. EFEITOS DA CORRENTE ELETRICA EM TECIDOS BIOLÓGICOS

Se o calor é o principio fundamental que se usa em eletrocirurgia, que efeitos se pode conseguir utilizando diversas formas de onda de corrente alternada?

A corrente elétrica deverá satisfazer certas exigências, sendo a mais importante a de não produzir estimulação neuromuscular. Para isso, a frequência desta corrente alternada deverá ter um valor mínimo de tal forma que, para produzir os efeitos desejados de corte e coagulação, sua amplitude esteja abaixo do limiar de estimulação neuromuscular. Chega-se assim a valores de frequências que deverão estar acima de 100 kHz, como já foi mencionado.

As propriedades esperadas da eletrocirurgia dependerão dos valores da frequência acima do mínimo já estabelecido? Por que os valores superiores de frequência devem também ser limitados? Sabe-se que os efeitos esperados da corrente alternada usadas em eletrocirurgia não dependem da frequência, desde que acima de 100

kHz, pois se baseiam essencialmente na lei de Joule, que também não depende dela para produção de calor. Porém algumas outras considerações poderão ser feitas a fim de esclarecer estes limites. É desejável que a corrente fornecida pelo bisturi elétrico esteja sempre confinada nos condutores que a transportam para o tecido-alvo, a fim de que seus efeitos sejam sempre os desejados e previsíveis. Porém deve-se ter presente que, quanto maior a frequência da corrente, mais difícil será mantê-la circulando apenas nos condutores, devido a algumas propriedades elétricas apresentadas pelo meio onde ela é utilizada. Um fenômeno elétrico natural apresentado pelas correntes alternadas é que estas correntes podem passar de um material condutor (por exemplo, um eletrodo) através de um isolante (por exemplo, o isolante de um eletrodo) para outro material condutor (por exemplo, uma cânula metálica). Este conjunto, condutor-isolante-condutor forma um capacitor, por onde a corrente alternada pode passar. Quanto maior a frequência, mais fácil será a passagem desta corrente alternada, isto é, quanto maior a frequência menor a “resistência” (neste caso chamada de reatância) que o capacitor oferece à passagem da corrente alternada.

É através desta capacitância parasita que se pode ter a passagem indesejável da corrente fornecida pelo bisturi eletrônico. Esta corrente, que poderá percorrer caminhos não previstos pelo usuário, será capaz de produzir efeitos indesejáveis, entre eles as queimaduras inesperadas em lugares não previstos. Quanto maior a frequência, maior o efeito indesejável deste capacitor e maiores as chances de acidentes térmicos ou queimaduras. Diz-se, de maneira mais geral, que estas correntes através dos capacitores parasitas são correntes de fuga (por escaparem de nosso controle), e que poderão ser minimizadas, porém nunca totalmente eliminadas. Uma forma de reduzi-la é utilizar geradores eletrocirúrgicos que trabalhem com frequências dentro do que já está claramente estabelecido, e que se encontra abaixo de 1 MHz. Com estas considerações conclui-se que os geradores eletrocirúrgicos deverão trabalhar com frequências acima de 100 kHz (para evitar as contrações musculares) e abaixo de 1 MHz (para diminuir as correntes de fuga). Uma vez que estes valores de frequência são utilizados pelas emissoras de rádio (em ondas médias), estas frequências são comumente referidas como de rádio frequência (RF).

ANEXO 2.5. EFEITOS TÉRMICOS DA CORRENTE DE RÁDIO FREQUÊNCIA

Os geradores eletrocirúrgicos foram desenvolvidos para propiciar Corte e Coagulação de tecidos biológicos. A função Corte é capaz de separar os tecidos biológicos sem uma carbonização visível enquanto que a Coagulação permite uma hemostasia eficiente, podendo ser dividida, de acordo com a posição relativa dos eletrodos, em **dessecação** e **fulguração**. Na dessecação o eletrodo toca e pressiona o tecido (também chamada de Coagulação por contato) enquanto que na fulguração ele é mantido afastado do mesmo e a corrente de fulguração passa através do faiscamento elétrico formado. O mecanismo de ação destes três tipos de técnicas difere entre si, bem como o tipo de corrente utilizada e os eletrodos ativos empregados. Da mesma forma, a maioria dos geradores possibilita dois tipos de técnicas: **Técnica Monopolar** e **Técnica Bipolar**. Tanto na técnica monopolar quanto na bipolar haverá passagem de uma corrente de radio frequência entre dois eletrodos. Na técnica monopolar entre o eletrodo ativo e o eletrodo de retorno ou placa, e na técnica bipolar entre as pontas de uma pinça com suas partes eletricamente separadas. As duas técnicas se complementam, cada uma delas apresentando vantagens para as técnicas cirúrgicas em que são indicadas.

ANEXO 2.5.1. TÉCNICA MONOPOLAR

A técnica monopolar é a mais usada atualmente, servindo a todos os procedimentos cirúrgicos, desde as cirurgias abertas até as endoscópicas.

Todos os geradores eletrocirúrgicos possibilitam sua utilização, oferecendo variados graus de sofisticação, tanto na escolha dos diversos tipos de correntes elétricas disponíveis, como os mais variados graus de proteção contra acidentes térmicos (queimaduras de paciente), monitoração da resistência elétrica entre o paciente e a placa, sinalização sonora e visual do funcionamento do equipamento, programação para uso nas mais variadas técnicas cirúrgicas, memorização dos valores de potência selecionados, indicação digital das potências utilizadas, alarme de rompimento do fio de placa, comando de ativação do equipamento pela caneta, tanto para o corte quanto para a coagulação, ajuste da potência na própria caneta, etc. O seu desenvolvimento e o grau de segurança atualmente apresentado possibilitou o avanço e o sucesso de algumas técnicas cirúrgicas, entre elas certamente a da videolaparoscopia.

A técnica monopolar, como já mencionado, utiliza também dois eletrodos: o eletrodo ativo, representado pela caneta porta-eletrodo com o seu eletrodo propriamente dito (com suas mais variadas formas e dimensões), e o eletrodo de retorno, ou placa, que desempenha um papel importantíssimo nesta técnica e que será analisado com muito cuidado mais adiante. Por ser apenas o eletrodo ativo o que será diretamente acionado pelo cirurgião (desde que a placa, uma vez posicionada não mais será manipulada) esta técnica recebe o nome impróprio de monopolar, apesar de também utilizar dois eletrodos.

FUNÇÃO CORTE

Experiências empíricas mostraram que uma forma de onda senoidal, não amortecida, é capaz de produzir incisão em um tecido biológico (9), (10). Verificou-se também que este tipo de corrente é pouco eficiente para produzir hemostasia e que durante o procedimento do corte, uma fina camada de tecido é evaporado em torno do eletrodo. Para se conseguir o corte não basta apenas a forma de onda adequada. O tipo de eletrodo e a maneira como a corrente é levada ao tecido tem também importância fundamental.

A figura abaixo mostra a forma de onda senoidal usada no corte.

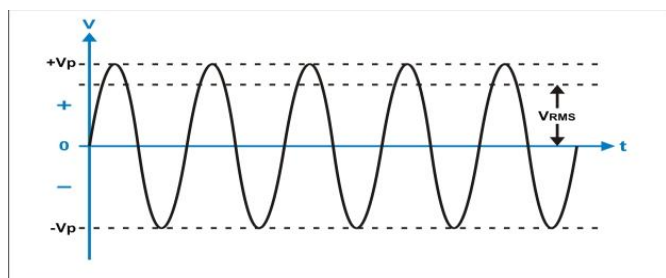


Figura 4. Forma de onda senoidal, não amortecida, capaz de produzir corte de tecido, com pouca hemostasia. Para frequência de 500 kHz, o período será de 2 microsegundos.

A figura 5 mostra a disposição do paciente em uma mesa cirúrgica e o caminho percorrido pela corrente de rádio frequência, do gerador eletrocirúrgico até o paciente e do paciente retornando ao gerador.

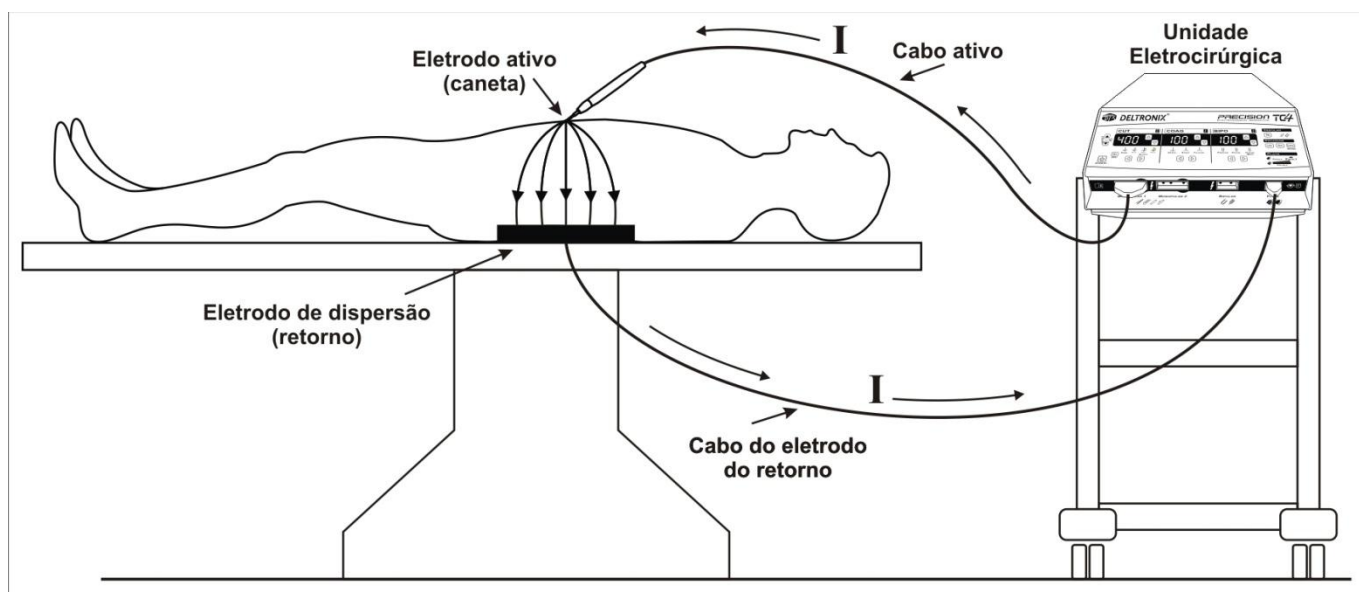


Figura 5. Disposição dos componentes básicos para uma eletrocirurgia. Observe o caminho percorrido pela corrente I, que é a mesma na caneta e no circuito da placa (eletrodo de dispersão)

Observe que a corrente que sai do gerador é a mesma que retorna, formando um circuito fechado. Para se conseguir o efeito desejado de corte, junto ao eletrodo ativo (caneta) manipulado pelo cirurgião, e apenas neste eletrodo, deve-se tomar os seguintes cuidados:

1. O eletrodo ativo deverá ter uma área relativamente pequena, de tal forma que a densidade de corrente elétrica, junto ao tecido a ser cortado, seja suficientemente alta para que o calor ali produzido pelo efeito Joule seja capaz de elevar a temperatura do tecido-alvo junto ao eletrodo até a evaporação da água extracelular, dessecando-o. Consegue-se isto utilizando-se eletrodos tipo agulha, faca, etc.
2. O eletrodo que recolherá a corrente depois de produzir o corte, e que retornará ao gerador eletrocirúrgico, deverá ter uma área bastante grande, de tal forma que a densidade de corrente seja suficientemente pequena para que o calor devido ao efeito Joule ali produzido esteja bem distribuído e dissipado em toda a área, impedindo a elevação da temperatura a nível capaz de produzir qualquer lesão térmica. É claro que se supõe sempre um contato elétrico e mecânico perfeito entre este eletrodo e o paciente. Este eletrodo, algumas vezes chamado erroneamente de “eletrodo terra” (não está necessariamente ligado à Terra), na realidade é o “eletrodo de retorno”, “placa neutra”, ou “eletrodo de dispersão”. Faz necessariamente parte do circuito elétrico e tem uma função importante e indispensável na eletrocirurgia.
3. A relação de áreas (a área da placa é centenas de vezes maior que a área do eletrodo ativo) determina a relação entre as densidades de corrente elétrica e, portanto determina em que local se deseja que o efeito Joule seja predominante, com elevação da temperatura do tecido-alvo até se conseguir o efeito desejado. Do ponto de vista puramente físico o efeito de corte (ou queimadura) poderá estar em quaisquer dos eletrodos. O que importa é a relação entre as áreas envolvidas, uma vez que a corrente total é a mesma. Com este conceito já se consegue explicar porque algumas queimaduras de paciente acontecem junto à placa, ou em outras áreas de contato do paciente com partes metálicas, porém sempre em pequenas áreas. Não adianta, porém, a placa ter área grande, é preciso que o paciente esteja em bom contato elétrico com uma grande área da mesma. Só assim os acidentes serão evitados.
4. Sendo alta a densidade de corrente junto ao eletrodo ativo, o efeito Joule será bem localizado, com acentuada elevação da temperatura. O calor gerado no tecido junto ao eletrodo ativo depende de três fatores: distancia da ponta do eletrodo ao tecido, intensidade da corrente e duração da aplicação da corrente. Isto significa que a temperatura junto ao eletrodo será maior no tecido bem próximo a ele, diminuindo à medida que dele se afasta. Com isto obtêm-se a elevação da temperatura a algumas centenas de graus centígrados (2) que provoca a volatilização dos carboidratos tissulares, formando então vapores e gases e deixando um resíduo carbonáceo no local por onde se desloca o eletrodo (11).

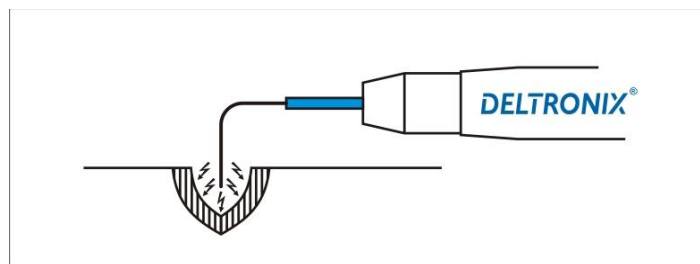


Figura 6. Representação do processo de Corte, com indicação da região de faiscamento) e liberação de vapores e gases

Havendo um ajuste correto da potência elétrica (energia por unidade de tempo) fornecida pelo gerador eletrocirúrgico e controlando o tempo que o eletrodo permanece em contato com o tecido (isto é, ajustando empiricamente a velocidade de deslocamento do eletrodo) ter-se-á uma separação adequada do mesmo, com um corte suave e liso, com pequena destruição do tecido adjacente. Na ação do corte a formação do faiscamento junto ao eletrodo é inerente ao processo, bem como a formação de vapores e gases, com a liberação de odor característico (13).

FUNÇÃO COAGULAÇÃO

A Coagulação se processa de maneira semelhante á descrita para o Corte, porém adequando-se a forma de onda da corrente fornecida pelo gerador. De maneira empírica observou-se que uma forma de onda do tipo

senoidal amortecida, figura 10, é capaz de prover uma melhor coagulação, com pequeno efeito de Corte (aqui também a forma do eletrodo é bastante importante). Para prover a Coagulação a corrente é interrompida periodicamente, mantendo-se nula em intervalos de 30 a 100 microssegundos. A relação entre “tempo ligado” e “tempo desligado” determina o nível de coagulação (14). Valores entre 1:5 a 1:10 produzem os melhores resultados. Este efeito de Coagulação é conseguido pela dessecação das células do tecido: o calor gerado pela corrente vaporiza a água das células o que cria uma região de células desidratadas. Estas formam então uma barreira que acentua o efeito hemostático da corrente: o tecido-alvo é submetido a um aumento súbito de temperatura (produzido pelos picos de corrente). Em torno de 60 °C ocorre desnaturação das proteínas tissulares com embranquecimento tecidual (que já é uma indicação de morte celular) (15) e em 100 °C há vaporização da água celular (formação de vapor e encolhimento do tecido) (11). A partir deste mecanismo consegue-se o efeito desejado da Coagulação. A figura 10 mostra a forma de onda senoidal amortecida, formando os pacotes de corrente responsável pela eficiência da hemostasia.

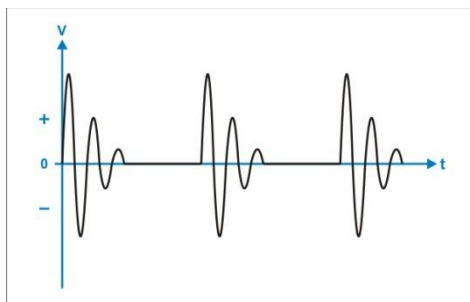


Figura 7. Forma de onda senoidal amortecida, utilizada na Coagulação. Note os períodos de condução (ligado) e os intervalos de repouso (desligado). Relações de 1:5 até 1:10 favorecem a Coagulação.

Na Coagulação, para se conseguir valores adequados de potência, é necessário compensar os intervalos em que a corrente é nula aumentando-se a amplitude da corrente durante os intervalos em que ela está ligada, porém a temperatura média do tecido junto ao eletrodo é menor do que no Corte. A forma do eletrodo é bastante importante, devendo apresentar uma área de contato com o tecido maior do que a utilizada no Corte. Em geral usa-se uma esfera de diâmetro adequado, ou a lateral de um eletrodo tipo faca, em cirurgias convencionais. Em laparoscopia cirúrgica o Corte será melhor obtido com a ponta do gancho de dissecação ou com a aresta da espátula, enquanto que a Coagulação será melhor efetuada com o cotovelo do gancho ou com a parte plana da espátula (2). Isto diminui a densidade de corrente junto ao tecido sendo, porém, capaz de produzir o efeito de hemostasia como descrito anteriormente. Algum efeito de corte ainda existirá se a temperatura do eletrodo se elevar, por estar em contato com o tecido aquecido (efeito de condução térmica) e se sua área de contato com o tecido for pequena.

Uma indicação da eficiência da coagulação é o conhecimento do Fator de Crista (FC) da forma de onda da voltagem utilizada. Este fator é definido como a relação entre o valor de pico da voltagem (V_p) e o seu valor RMS (de Root Mean Square), V_{rms} ou valor eficaz. Isto é, $FC = V_p / V_{rms}$.

Na coagulação, o ideal é o tecido encolher-se lentamente durante este procedimento, principalmente na sua camada mais externa, fazendo com que os vasos capilares aí existentes parem de sangrar, não causando nenhuma outra necrose de tecidos mais profundos. Quanto maior for o valor do fator de crista mais próximo estaremos da situação ideal. Valores em torno de 7 são bastante comum nos modernos geradores eletrocirúrgicos.

Existem dois tipos fundamentais de Coagulação, de acordo com a forma de onda fornecida e da aplicação do eletrodo em relação ao tecido. **DESSECAÇÃO** e **FULGURAÇÃO**. Cada uma delas possui características próprias e são largamente utilizadas nos diversos procedimentos cirúrgicos.

Na **DESSECAÇÃO** o efeito desejado é conseguido diretamente pela passagem da corrente de alta frequência no tecido, graças ao efeito Joule. O eletrodo deverá estar firmemente em contato com o tecido e realizando um bom contato com ele. A corrente de alta frequência passa diretamente do eletrodo para o tecido, realizando o efeito desejado.

A Figura 8 mostra a ação da Coagulação por dessecação, salientando a região de necrose térmica sob a área do eletrodo. O tempo que o eletrodo permanece em firme contato com o tecido vai depender da potencia selecionada: quanto maior a potência, menor o tempo requerido para se conseguir o efeito desejado. O valor da

potência depende da área do eletrodo sendo maior à medida que o eletrodo tenha maior área de contato com o tecido.

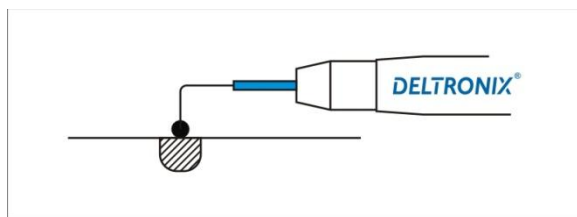


Figura 8 Representação esquemática do processo de Coagulação por Dessecação. Observe que o eletrodo deverá manter-se em firme contato com o tecido. O tempo de aplicação determina a profundidade e a amplitude da zona de necrose térmica.

Na FULGURAÇÃO o eletrodo é mantido alguns milímetros (de 2 a 4) afastados do tecido, favorecendo o aparecimento de pequenas faíscas entre ele e o tecido. O calor é produzido tanto nas faíscas quanto na passagem da corrente pelo tecido, porém a maior quantidade de calor é produzida pelas faíscas, produzindo, portanto, uma necrose superficial, com ótimo efeito de coagulação. A amplitude da voltagem em circuito aberto fornecida pelo gerador deve ser suficientemente alta para que o campo elétrico criado nesta região seja capaz de ionizar o ar, ou mistura de gases aí existente. O faiscamento, na forma de um cone com vértice no eletrodo, é essencial e faz parte da técnica da fulguração (13). A região de necrose térmica é mais profunda e bem localizada, abaixo do eletrodo. Nenhum material inflamável deverá estar próximo desta região, pois há grande chance do mesmo entrar em ignição. Com isto obtém-se uma destruição tissular mais profunda abaixo do eletrodo, que em geral possui uma área maior do que a usada no Corte. Usualmente trabalha-se com uma esfera ou a lateral de um eletrodo tipo faca, quando em cirurgia aberta.

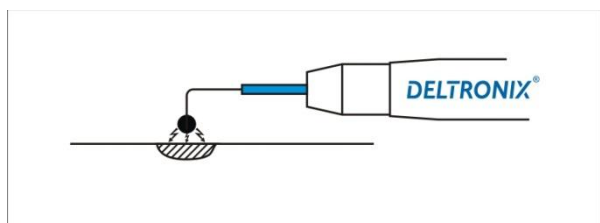


Fig. 9. Diagrama esquemático representando a técnica da fulguração. O eletrodo, de área relativamente grande, não toca o tecido. Um faiscamento é formado pela ionização do ar ou gases existente na região garantindo uma boa coagulação superficial em tecidos com grande quantidade de vasos capilares. A região assinalada mostra a zona de necrose térmica.

Alguns geradores eletrocirúrgicos oferecem ainda outra forma de utilização da fulguração, chamada de SPRAY, que permite um faiscamento mais intenso, permitindo manter o eletrodo afastado de 4 a 6 milímetros do tecido. Além disso, o cone formado pelas faíscas possui uma base maior, atingindo uma área maior do tecido-alvo, permitindo uma varredura mais rápida da região com sangramento, tendo como resultado uma diminuição do tempo cirúrgico e menor perda sanguínea.

O calor gerado no faiscamento e no tecido facilita a coagulação do tecido abaixo dela, favorecendo o trabalho em regiões onde existe maior sangramento superficial devido à presença de grande quantidade de vasos capilares. Para coagulação onde existam vasos de maior calibre a técnica da dessecação, com o eletrodo tocando firmemente o tecido, é mais vantajosa e oferece um resultado mais seguro.

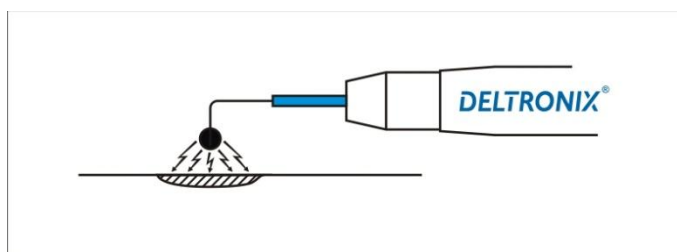


Fig. 10. Diagrama esquemático representando a técnica da Coagulação SPRAY. O eletrodo, de área relativamente grande, não toca o tecido. Note que a área atingida pelo faiscamento é maior e com menor profundidade do que a da Fulguração, garantindo uma boa coagulação superficial. A região assinalada mostra a zona de necrose térmica.

A técnica da fulguração, muito útil em grandes sangramentos, permite uma coagulação eficiente e rápida, com o cirurgião executando pequenos deslocamentos do eletrodo sobre a região que sangra. Para sangramentos maiores ou em regiões que possuam grande quantidade de capilares, o uso do Coagulador a Plasma de Gás Argônio é uma solução que vem se impondo com maior frequência, não apenas pela possibilidade de melhor coagular os pequenos vasos, mas principalmente, por diminuir a perda sanguínea graças à diminuição do tempo cirúrgico.

MISTURA DE CORTE COM COAGULAÇÃO (BLEND)

Em muitas situações, é desejável que o Corte seja feito com pouca destruição dos tecidos adjacentes ou que permita um deslizamento rápido e eficiente do eletrodo sobre o tecido, mesmo que a hemostasia seja insuficiente. É o caso da remoção de tecidos para biopsias e alguns tipos de ressecção (prostática, por exemplo) onde o sangramento resultante é posteriormente estancado usando-se as técnicas de coagulação já descritas. Na maioria das vezes, e em cirurgia laparoscópica inclusive, é desejável que a ação de Corte se faça com hemostasia simultânea. Os modernos equipamentos, especialmente os ditos transistorizados ou microprocessados, incluem uma forma de onda apropriada para este tipo de necessidade. Aliando as propriedades do Corte Puro, obtido com uma forma de onda senoidal, e da coagulação, com trens de onda pulsante de senoide amortecidas, criou-se uma forma de onda intermediária, misturando-se as duas propriedades. As correntes mistas, chamadas de BLEND, permitem realizar esta ação intermediária (14). Variando-se o “tempo ligado” e o “tempo desligado” como já descrito, consegue-se uma boa ação de Corte com uma Coagulação satisfatória. Em geral, todos os equipamentos modernos incluem esta facilidade, acrescentando pelo menos três níveis de coagulação misturados ao corte. Com isto, passando-se do Blend 1 (Mínimo) para o Blend 3 (Máximo), por exemplo, acrescenta-se progressivamente maior índice de coagulação no Corte. A função Blend 3 terá assim um corte com nível de coagulação maior que as anteriores. A escolha conveniente deste recurso permitirá ao cirurgião realizar seu trabalho mais rapidamente, com maior segurança e menor tempo cirúrgico.

IMPORTANCIA DA PLACA NEUTRA

Na Técnica Monopolar, como já mencionado, a existência do eletrodo de retorno ou placa neutra é indispensável para garantir a volta da corrente do paciente até o gerador eletrocirúrgico. Se este caminho não for proporcionado através da colocação conveniente da placa, acidentes térmicos podem acontecer, especialmente durante o uso de bisturis elétricos mais antigos. Nos modernos equipamentos agora em uso, cuidados especiais foram tomados por alguns fabricantes, tentando evitar que estas queimaduras possam acontecer. Antes de tudo, é de fundamental importância reconhecer a necessidade de um bom contato elétrico entre a placa e a pele do paciente, e garantir que haja sempre grande área de contato placa/paciente para que a densidade de corrente nela seja pequena. Vale lembrar que se a área da placa for reduzida ao mesmo valor da área do eletrodo ativo, o efeito junto a ela será exatamente igual ao efeito junto ao eletrodo ativo. As indesejáveis queimaduras de paciente, junto á placa, devem-se sempre a este fato, muitas vezes negligenciado pelo profissional que a usa. A temperatura junto á pele do paciente só atingirá valores capaz de produzir queimaduras se a densidade de corrente for alta, o que irá acontecer, em último caso, se a área de contato placa/paciente for pequena.

A figura 5 mostra esquematicamente a posição relativa entre as diversas partes envolvidas em um procedimento cirúrgico onde se emprega um bisturi elétrico. A corrente de radio frequência sai do gerador, passa pelo eletrodo ativo, executa sua função de corte ou coagulação entre o eletrodo e o tecido do paciente, dispersa-se logo em seguida, através do corpo do paciente em direção á placa que a recolhe e volta finalmente para o gerador, fechando o circuito elétrico. A partir desta representação esquemática podemos tirar as informações mais importantes em relação ao uso da placa:

- ❖ A placa deverá ter a maior área de contato possível com o paciente, a fim de que, a partir do eletrodo ativo sofra a maior dispersão possível. Isto significa que, quanto maior a dispersão a partir do eletrodo ativo, menor será a possibilidade da corrente produzir efeitos indesejáveis (queimadura) em seu caminho em direção á placa. Em laparoscopia estes percursos da corrente devem ser previstos para evitar queimaduras em regiões distantes do contato com o eletrodo ativo.
- ❖ Para que a corrente, a partir do eletrodo ativo, percorra o menor caminho possível até á placa, esta deve ser colocada o mais próximo possível da região da cirurgia. Isto garantirá um caminho de menor resistência elétrica e exigirá menor potência do gerador. E quanto menor a potência utilizada, menor os riscos de queimadura.

- ❖ Para que a corrente se disperse bastante, a placa deverá ser colocada em uma região que tenha tecidos bem irrigados, com boa massa muscular (bom condutor de eletricidade). Evite regiões adiposas (a gordura é má condutora de eletricidade)
- ❖ Tome todos os cuidados para que o cabo da placa não se rompa, não se desconecte da placa ou do gerador, e que a placa não se separe do paciente. A corrente de radio frequência sempre procurará um caminho de volta ao gerador (através das capacitâncias parasitas já descritas), se ele for acionado com a placa desconectada. Regiões de saliência óssea (tipo cotovelo, calcanhar, crista ilíaca, etc), em contato com partes metálicas da mesa cirúrgica ajudarão a fechar o circuito elétrico e, por terem pequena área de contato, permitirão grandes densidades de corrente, com as conseqüentes queimaduras.
- ❖ Prefira sempre os geradores eletrocirúrgicos modernos que oferecem todas as proteções e alarmes de segurança.

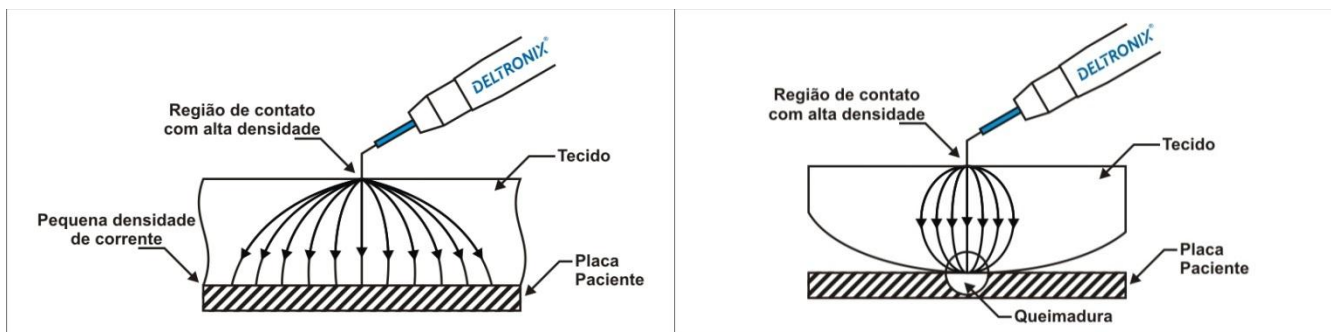


Figura 11. Se área da placa for pequena haverá alta densidade de corrente com efeito Joule localizado produzindo elevação da temperatura. Conseqüência: possível queimadura.

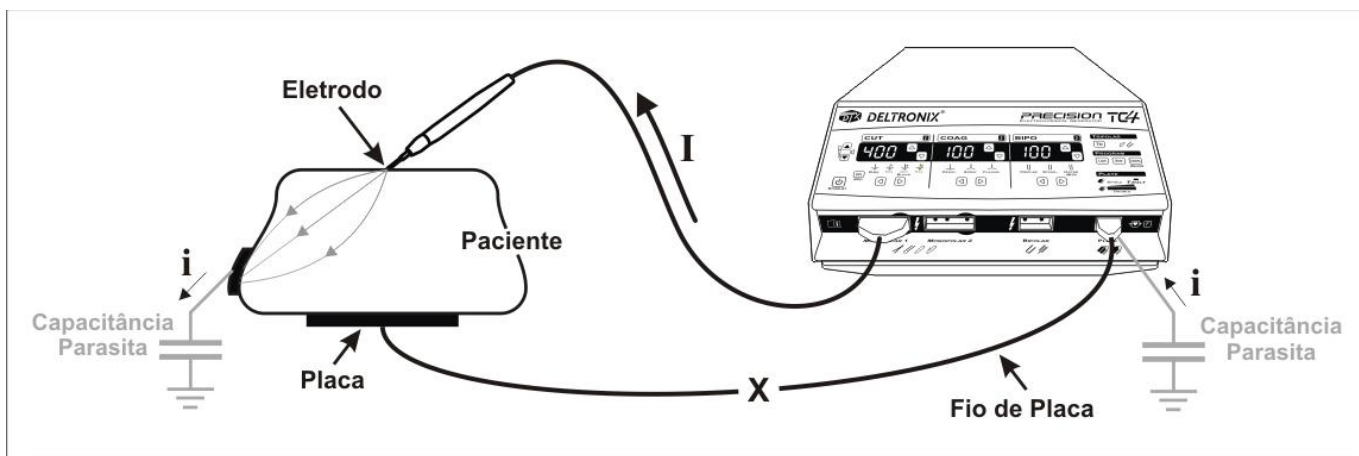


Figura 12. Rompendo-se o fio da placa, ou ela se desconectando do paciente, a corrente de radio frequência poderá retornar ao gerador por caminhos imprevisíveis (capacitâncias parasitas). Conseqüência: queimadura possível.

As figuras anteriores mostram situações possíveis, em geradores eletrocirúrgicos ainda existentes em muitos hospitais, e que aqui são colocados para mostrar os problemas que podem aparecer em seu uso cotidiano. Alguns bisturis elétricos já incorporam um alarme de rompimento do fio da placa, com bloqueio de seu funcionamento e conseqüente alarme sonoro e luminoso que exige atenção da equipe médica para imediatas providências. Isto já ajuda bastante, mas mesmo assim não impede que queimaduras aconteçam. Se tudo estiver bem, com fio íntegro e placa conectada no cabo e no equipamento, porém não colocada no paciente, o bisturi elétrico não será informado desta situação e tudo se passa como se nada estivesse errado e o bisturi não será bloqueado.

Para contornar esta dificuldade, causadora de grandes transtornos e muitos aborrecimentos, introduziu-se a placa descartável autoadesiva. Esta placa é formada por uma fina folha metálica (em geral de alumínio) colada sobre um suporte de material isolante. A superfície metálica é recoberta com um gel condutor colante que será pressionada contra a pele do paciente, com o objetivo de garantir o bom contato placa/pele do paciente,

com menor chance de se deslocar durante o ato cirúrgico. Com este cuidado, e usando-a segundo indicações de cada fabricante, os riscos de queimadura são reduzidos.

Proteções oferecidas pela placa simples, descartável, autoadesiva:

- ❖ Garantia do posicionamento. O paciente poderá movimentado durante o procedimento cirúrgico que a placa permanecerá colada ao mesmo;
- ❖ Se o cabo se romper, o equipamento será informado (se possuir este recurso) e bloqueará seu funcionamento, evitando queimadura.

Inconveniente ainda existente:

Em cirurgias de longa duração, possibilidade de mau contato placa/paciente, ou descolamento parcial da placa com diminuição de sua área efetiva, retornando o risco de queimadura. Este risco ainda aumenta se a placa for reutilizada, contrariando as recomendações dos fabricantes. A reutilização significa menor aderência da placa com o paciente, implicando em uma área efetiva menor, ou o risco de deteriorar o contato elétrico durante a cirurgia, levando a uma situação semelhante á descrita anteriormente.

A solução atualmente adotada, e que procura evitar todos os inconvenientes até aqui apontados, é a divisão da placa em duas partes, isolada uma da outra. Com este procedimento, para seu adequado funcionamento é necessário que a pele do paciente seja colocada entre as duas partes, fechando um circuito elétrico que informará o equipamento que a mesma foi colocada na pele do paciente e que a resistência de contato está dentro dos valores considerados aceitáveis e seguros. É claro que isto só pode ser feito em equipamentos que ofereçam este recurso (que aceitem placas duplas). Os bons equipamentos permitem a utilização de quaisquer das placas descartáveis, simples ou duplas, bastando um simples comando no painel selecionando o tipo de placa a ser utilizada. Não basta somente liberar o uso da placa descartável, qualquer que seja ela, mas respeitar a escolha criteriosa da equipe cirúrgica.

A figura 13 mostra uma placa simples descartável auto-adesiva e uma placa dupla nas mesmas condições. Um cabo adequado, duplo, com conectores apropriados deverá ser conectado ao gerador e a placa.

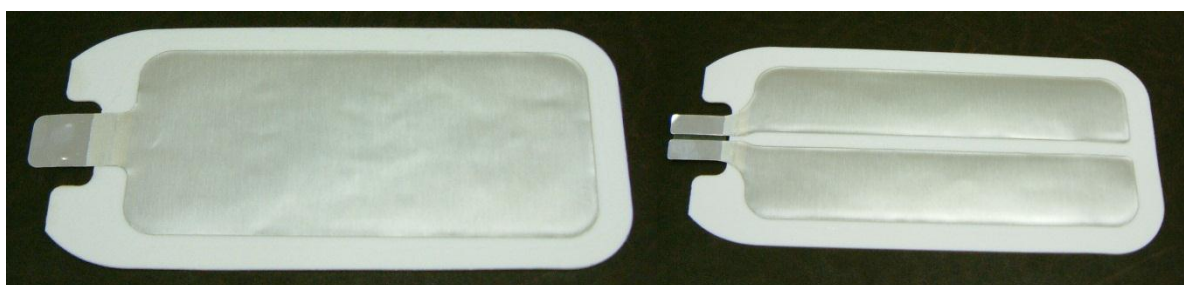


Figura 13. Placa simples e placa dupla, descartáveis, auto-adesivas. Sua fabricação já inclui um gel condutor que garante o contato elétrico adequado entre a placa e o paciente. São descartáveis e não devem ser reutilizadas, sob risco de perderem suas propriedades elétricas e mecânicas.

A figura 14 mostra a forma esquemática das ligações ao gerador, que deverá admitir este tipo de conexão, propiciando a monitoração da resistência de contato, e bloqueando seu funcionamento se esta sair dos valores previamente estabelecidos pelo fabricante. Se esta resistência estiver acima de determinado valor ou abaixo de outro, o equipamento é desenergizado automaticamente, soam os alarmes e seu uso só será permitido quando os erros forem corrigidos. Com estes cuidados a possibilidade de queimaduras é bastante reduzida.

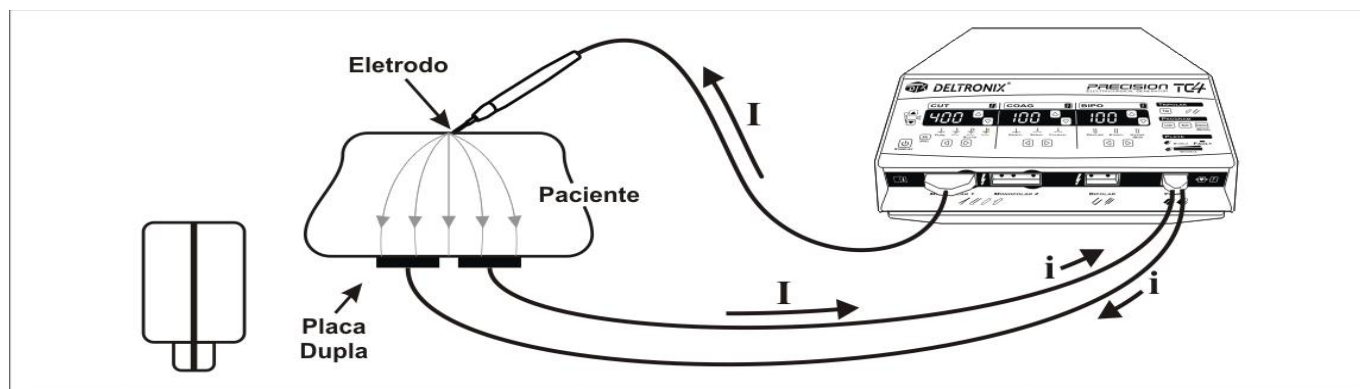


Figura 14. A corrente I do gerador é agora dividida em duas partes, exigindo que o paciente seja colocado entre as partes da placa dupla para fechar o circuito. i é a corrente de monitoração fornecida pelo gerador e que comanda as informações necessárias para seu controle.

Deve-se ter presente que a placa é um eletrodo indispensável na Técnica Monopolar e que seu uso adequado só tende a aumentar a segurança dos geradores eletrocirúrgicos. Os acidentes por queimaduras terão sua incidência eliminada, ou pelo menos reduzida se as regras aqui sugeridas forem obedecidas.

ANEXO 5.2.2. TÉCNICA BIPOLAR

Na Técnica Monopolar o caminho da corrente de radio frequência, do eletrodo ativo até a placa é, em parte, desconhecido, seguindo sempre o caminho de menor resistência (16). Isto faz com que seja imprevisível o correto percurso da corrente e a posição das eventuais lesões térmicas. Em laparoscopia cuidados precisam ser tomados para evitar as “correntes canalizadas” em regiões de baixa resistência elétrica e de pequena seção transversal, favorecendo altas densidades de corrente que poderá levar a lesões térmicas indesejáveis. Na Técnica Bipolar procura-se limitar a região de aplicação da corrente, confinando-a entre as pontas de uma pinça apropriada, com suas duas partes separadas e eletricamente isoladas. Com este procedimento, a corrente de radio frequência terá seu percurso limitado e previsível e exigindo, além do mais, pequena potência para produzir o efeito de coagulação desejado (esta técnica está praticamente restrita á coagulação). Para atingir o objetivo de limitar a corrente no tecido colocado entre as pontas da pinça bipolar, o gerador deverá ter uma saída apropriada, com um controle de potencia também separado para possibilitar uma precisão maior de ajuste para este procedimento cirúrgico. Deve-se ter presente que a técnica bipolar é uma complementação da monopolar, não a excluindo, mas complementando-a. Isto porque esta técnica, apesar de apresentar algumas vantagens sobre a monopolar, apresenta também desvantagens que não podem ser ignoradas, (2). A maior delas, certamente, é a limitação da região a ser trabalhada e o tempo que se gasta para coagular uma região mais ampla, uma vez que o circuito só é fechado, permitindo a passagem da corrente, quando a pinça é fechada, aprisionando certo volume de tecido ou de pequenos vasos. A mudança de local exige que a pinça seja aberta a cada momento e novo local seja aprisionado. Se a região for grande e com grande sangramento o tempo gasto torna-se um inconveniente. Não se consegue reduzir este tempo abaixo de certo valor porque o próprio processo da coagulação exige alguns segundos para se completar, em cada pinçada. A técnica monopolar por sua vez é mais abrangente e o eletrodo pode ser movimentado rapidamente na região desejada, realizando o mesmo trabalho em menor tempo. Porém, para algumas regiões mais nobres, onde não se pode tolerar a passagem de corrente de radio frequência elevadas, sem correr o risco de danificá-las, a técnica bipolar é a ideal. Em laparoscopia este procedimento é justificado para se evitar lesões térmicas em regiões afastadas devido ao efeito da canalização de corrente e vem tendo seu uso recomendado exatamente para evitar este tipo de acidente. Além do mais, neste procedimento a ponta da pinça bipolar estará obrigatoriamente na linha de visada do cirurgião, garantindo assim o controle completo sobre o uso da corrente de RF. Como o volume de tecido aprisionado pela pinça é sempre pequeno e limitado, a potência necessária para realizar um trabalho de coagulação é também reduzida. É bem aceito o limite máximo de 50 a 60 Watts para a técnica bipolar contra os valores de até 400 Watts para a técnica monopolar (17). Para permitir um ajuste mais preciso é comum esta faixa de potencia ser dividida em microbipolar e bipolar. Com potências menores e sem necessidade da placa, os riscos de acidentes serão proporcionalmente menores. Na realidade as duas pontas da pinça bipolar farão simultaneamente o papel do eletrodo ativo e da placa no equivalente á técnica monopolar.

Alguns procedimentos cirúrgicos, em especial em vídeo-laparoscopia, fazem uso alternado das técnicas monopolar e bipolar, o que exige da equipe médica a manipulação dos controles disponíveis para passar de uma técnica a outra. O uso da pinça bipolar dispensa a placa que, se for desligada bloqueia o funcionamento do equipamento, soando os respectivos alarmes. O pedal de corte deverá ser desativado, permitindo apenas o da coagulação para evitar qualquer acionamento acidental, etc. Enfim, vários comandos deverão ser acionados para se passar de uma técnica a outra, desviando a atenção da equipe médica para um procedimento menos importante. Um novo comando vem sendo utilizado, com a denominação de TRIPOLAR® que reúne todos os procedimentos descritos anteriormente em uma única tecla. Seu acionamento acrescenta, automaticamente, a função Bipolar na Técnica Monopolar quando esta estiver sendo usada, ou a Técnica Monopolar na Bipolar, quando esta última estiver em uso, acrescentando um pedal especialmente para a Técnica Bipolar. Significa, na realidade, somar uma função com a outra (Monopolar + Bipolar), facilitando sobremaneira o trabalho com as duas técnicas, simultaneamente.



Figura 15. Bisturi Elétrico microprocessado, fornecendo até 400 Watts de potência no Corte Puro. Observe os controles para as funções de Corte, Blend, Coagulação e Bipolar. Todas as indicações são digitais. A tecla TRIPOLAR® está habilitada, além da indicação automática para placas simples ou duplas.

ANEXO 2.5.3. COAGULAÇÃO COM PLASMA DE GÁS ARGÔNIO

Esta nova técnica, complementar da clássica eletrocirurgia, vem ganhando popularidade por apresentar algumas vantagens, principalmente com relação a diminuição do tempo cirúrgico.

Na eletrocirurgia clássica, quando se utiliza a técnica da fulguração para prover uma coagulação superficial, um faiscamento elétrico é formado, através da ionização do ar, entre a ponta do eletrodo ativo e o tecido. Esta ionização diminui a impedância do ar e permite a passagem da corrente de radio frequência do eletrodo ativo para o tecido, produzindo o efeito desejado da coagulação na superfície. Este faiscamento se mantém a uma distancia entre 2 a 4 milímetros sobre o tecido e o cirurgião, com movimentos lentos do eletrodo sobre a superfície do tecido é capaz de ir coagulando os vasos capilares que sangram. Uma escara é então formada sobre o tecido, propiciando a coagulação superficial desejada. O eletrodo, normalmente com área maior do que o utilizado em corte, não toca o tecido, mantendo-se á distancia já mencionada.

Uma evolução desta técnica utiliza um feixe ou jato de gás argônio (com um fluxo da ordem de 4 litros por minuto) para ajudar a ionização da região entre o eletrodo ativo e o tecido e então favorecer a passagem da corrente de RF. Na realidade a energia para a coagulação continua sendo fornecida pelo gerador eletrocirúrgico, que criará o campo elétrico de alta intensidade necessário para ionizar o gás, que sai coaxialmente com um eletrodo ativo (em forma de agulha) ligado ao gerador. O argônio ionizado apenas servirá como ponte para a passagem da corrente de RF, do eletrodo ativo para o tecido.

Como o gás argônio se ioniza mais facilmente que o ar, um pequeno fluxo deste gás é suficiente para manter a passagem da corrente de RF. O resultado é um jato de gás ionizado, com uma cor azul-claro/violeta, com um comprimento que pode facilmente atingir 15 milímetros, na forma de um cone com origem no eletrodo ativo e base no tecido, com diâmetro de 2 a 5 mm (ou um pouco mais) e que pode ser deslocado com movimentos rápidos sobre a superfície sangrenta, produzindo uma coagulação eficiente, rápida, com formação de uma escara mais fina do que a obtida na fulguração convencional, da ordem de 0,1mm de espessura. A profundidade de penetração é também aproximadamente a metade da conseguida na fulguração tradicional (13). Sendo mais delgada, esta escara pode acompanhar os movimentos do tecido, não se desprendendo dele com facilidade e reduzindo, portanto as chances de novo sangramento. A temperatura do tecido raramente excede os 110°C devido ao efeito de resfriamento proporcionado pelo fluxo do gás e pela potência de RF reduzida, com diminuição acentuada de lesão do tecido adjacente. Por outro lado, o fluxo do gás argônio desloca o oxigênio e o nitrogênio do ar junto ao tecido onde incide, permitindo que a corrente de RF realize seu trabalho, porém agora

com menor carbonização, menor produção de fumaça e redução significativa do odor característico. A pressão do gás sobre o tecido ainda afasta o sangue aí existente permitindo melhor visualização da área trabalhada. Em laparoscopia esta técnica também começa a ser utilizada, substituindo-se a caneta por uma sonda de pequeno diâmetro que mantém as mesmas funções e tem o mesmo princípio de funcionamento que ela.

Propriedades do gás Argônio:

- ❖ Gás nobre, inerte, inodoro
- ❖ Não inflamável
- ❖ Atóxico
- ❖ Fácil de obter e relativamente barato
- ❖ Mais pesado que o ar e mais fácil de ser ionizado
- ❖ Faiscamento elétrico formado com o argônio mais homogêneo que o feito com o ar
- ❖ Pode ser obtido com grau de pureza de 99,998%, próprio para uso medicinal
- ❖ Disponível em embalagens de 1 m³

ANEXO 5.2.4. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ❖ Sittner, WR, Fitzgerald, JK. **High-frequency electrosurgery**. Citado em Berci, ed. *Endoscopy*, New York, Appleton-Century-Crofts, 214-220, 1976.
- ❖ Shephard, DAE. **Glimpses of surgical history for diathermy**. *Can. JSurg*, 18:333, 1975.
- ❖ Creuz, Osmar. **Manual de Cirurgia Vídeo Endoscópica**. Editora REVINDER, Rio de Janeiro, 1993.
- ❖ Neufeld, GR. **Principles and hazards of electrosurgery including laparoscopy**. *Surg Gynecol Obstet*, 147:705-710, 1978.
- ❖ Exposito, JM. **The laparoscopist and electrosurgery**. *Am J Obstet Gynecol*, 126:633-637, 1976.
- ❖ Bailey, RW e Flowers, JL. **Complicações em Videocirurgia**. Editora REVINDER, Rio de Janeiro, 2000.
- ❖ Voyles, CR, Tucker, RD. **Education and engineering solutions for potentials problems with laparoscopic monopolar electrosurgery**. *Am J Surg*, 104:57-62, 1992.
- ❖ Resnick, R. **Física II**. Vol I. Ed. LTC. Rio de Janeiro, 1997
- ❖ Grodzinsky, AJ; Chen, TL; Newton, DW. **Physical characterization of electrosurgical coagulation**. *J Surg Res*. 33(6): 469-81, 1982.
- ❖ Jourdan, M. **Diathermy and cautery equipment**. *Br J Hosp Med*. 26(1): 89-92, 1981.
- ❖ Hunter, JG. **Laser or electrocautery for laparoscopic cholecystectomy?** *Am J Surg*, 161(3):345-49, 1991.
- ❖ Barlow, DE. **Endoscopic applications of electrosurgery and review of basic principles**. *Gastrointest Endosc*. 28:73-6, 1982
- ❖ Duffy, S e Cobb, GV. **Practical Electrosurgery**. Ed. Chapman & Hall Medical, London, 1995
- ❖ Ballantyne, GH; Leahy, PF e Modlin, IM. **Laparoscopic Surgery – capítulo 3: Physics of electrosurgery**. Ed. W.B.Saunders, Philadelphia, 1994.
- ❖ Ramsay, JWA; Shepherd, NA; Butler, M; Gosling, PT; Miller, RA; Wallace, DMA; Whitfield, HN. **A comparison of bipolar and monopolar diathermy probes in experimental animals**. *Urol.Res*. 13:99-102. 1985.
- ❖ Pearce, JA. **Dispersive electrodes**. In: **Electrosurgery**. Ed. Chapman & Hall Medical, London, 1986.
- ❖ Nduka, C.C.; Super, P.A.; Monson, J.R.; Darzi, A.W. – **Cause and prevention of electrosurgical injuries in laparoscopy**. *J.Am.Coll.Surg.*, 179: 1161-170, 1994
- ❖ Wattiez, A; Khandwala, S & Bruhat, MA. **Electrosurgery in Operative Endoscopy**. Ed. Blackwell Science, Oxford, 1995.
- ❖ Odell, R.C. – **Laparoscopy electrosurgery**. In Hunter, J.G.; Sackier, J.M., eds. *Minimally invasive surgery*. New York: MCGraw Hill, 1993, p. 33-41.
- ❖ Ramsay, J.W.; Shepard, N.A.; Butler, M.; Gosling, P.T.; Miller, R.A.; Wallace, D.M.; Whitfield, H.V. – **A comparison of bipolaer and monopolar diathermy probe s in experimental animals**. *Urol. Res.*, 13: 99-102, 1985.
- ❖ Schellhamer, P.F. – **Electrosurgery, Principles, Hazards, Precautions**. *Urology*, 3:261-268, 1974.
- ❖ Tucker, R.D. & Hollenhorst, M.J. – **Bipolar electrosurgical devices**. *Endosc.Surg. Allied. Technol*. 1:110-113, 1993.

- ❖ Tucker, R.D. & Voyles, C.R. – **Laparoscopy Electrosurgery: Complication and prevention.** Surg. Tec. Int. II, 131-135, 1992.
- ❖ Tucker, R.D.; Voyles, C.R.; Silvis, S.E. – **Capacitively coupled stray currents during laparoscopic and endoscopic electrosurgical procedures.** Biomed. Instrum. Technol.; 26(4): 303-311, 1992.
- ❖ Zohar, Y.; Strauss, M.; Sadov.; Djaldetti, M. – **Ultrastructural study of peripheral nerve injury induced by monopolar and bipolar diathermy.** Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 105: 673-677, 1996.
- ❖ Curtis, L.E. - **High frequency currents in endoscopy: a review of principles and precautions.** Gastrointest. Endosc., 20: 9-15, 1973.
- ❖ Trindade, M.R.C.; Grazziotin, Renato.U.; Grazziotin, Rosano. U. – **Eletrocirurgia: sistemas mono e bipolar em cirurgia videolaparoscopica.** Acta Cir. Bras. 13(3). 1998.
- ❖ Hernandez, A.D.; Smith, J.A.; Jeppson, K.G. and Terreros, D.A. – **A controlled study of the argon beam coagulator for partial nephrectomy.** J. Urol., 143:1062-1065. 1990.
- ❖ Honig, W.M., **The mechanism of cutting in electrosurgery.** IEEE Trans. Biom. Eng., BME, 22: 58-62.
- ❖ Bruce, McLucas. **Hazards of surgical smoke.** Department of OB_GYN, UCLA, Los Angeles, Cal. 1993.
- ❖ ECRI Health Devices. **Update: controlling the Risks of Electrosurgery.** 18(12) 430-432.
- ❖ Oringer, M. J. Historical background. In **Electrosurgery in Dentistry.** 2nd Edition, 1975.
- ❖ Prendiville, W.; Cullimore, J.; Norman, S. **Large loop excision of the transformation zone (LLETZ). A new method of management for women with cervical intraepithelial neoplasia.** Br. H. Obstet. Gynaecol., 96: 1054-1060. 1989.
- ❖ Ward, P.H.; Castro, D.J. and Ward, S. **A significant new contributions to radical head and neck surgery. The argon beam coagulator as an effective means of limiting blood loss.** Arch. Otolaryngol Head Neck Surg. 115:287-291.

Declaramos verdadeiras as informações apresentadas nesta Instrução de Uso.

Carlos Alberto Paulin
CREA-SP: 0685086790
Responsável Técnico

José Baptista Portugal Paulin
Responsável Legal