

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA**  
**EM UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS**  
**DE ALTA FREQUÊNCIA**

**ANA CLAUDIA RUBI CASTRO**

**FLORIANÓPOLIS**

**1997**

**ANA CLAUDIA RUBI CASTRO**

**ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA  
EM UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS  
DE ALTA FREQUÊNCIA**

**DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DE SANTA CATARINA PARA A OBTENÇÃO DO  
GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA**

**FLORIANÓPOLIS**

**1997**

ANA CLAUDIA RUBI CASTRO

ESTUDO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA EM UNIDADES  
ELETRO-CIRÚRGICAS DE ALTA FREQUÊNCIA

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Grau  
de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final  
pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da

Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr

Orientador

Prof. Adroaldo Raizer, EE, Dr. INPG

Coordenador da Pós-Graduação em Eng. Elétrica

Banca Examinadora:



---

Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr. (Presidente)



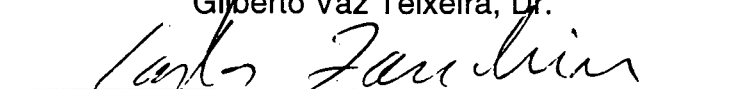
---

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, EE, Dr.



---

Gilberto Vaz Teixeira, Dr.



---

Carlos Inácio Zanchin, MSc

Aos meus pais . . .

## AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar ao meu orientador Prof. Renato Garcia Ojeda pela oportunidade de realizar este trabalho e ter a sua orientação.

Agradeço também a todos os professores do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica pela contribuição nesta minha formação.

Aos companheiros de trabalho do Núcleo de Engenharia Clínica do Hospital Universitário da UFSC, que nos auxiliaram sempre que solicitado e por terem partilhado as tarefas e conhecimentos durante este ano.

Aos funcionários, corpo clínico e acadêmicos do curso de medicina aqui representados por Helena Próspero, cuja ajuda nunca foi negada.

Agradecimentos especiais aos mestrandos e amigos Wilson Henrique Veneziano, Maurício Ibarra Dobes, Wayne Brod Beskow, Carlos G. Esperança, Mário A. da Paz e Maria Aparecida de Almeida pelo carinho e pelas constantes discussões que ajudaram tanto durante o desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço ainda a Mário R. C. Fettuccia pelos esclarecimentos e pela paciência diante de tantas perguntas.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>X</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>XII</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>XIII</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>XIV</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
1.1 HISTÓRICO .....	1
1.2 JUSTIFICATIVAS .....	4
1.3 OBJETIVOS .....	6
1.4 ESTADO DA ARTE .....	7
<b>2. METODOLOGIA</b> .....	<b>10</b>
2.1 BASE BIBLIOGRÁFICA .....	10
2.2 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA .....	11
2.3 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS .....	11
2.4 SOLUÇÕES .....	12
<b>3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b> .....	<b>13</b>
3.1 INTRODUÇÃO À FISIOLOGIA .....	13
3.3 HISTOLOGIA .....	14
3.3.1 Efeitos do aquecimento nos tecidos .....	15
3.3.2 Parâmetros que provocam o efeito no tecido .....	17
3.4 HEMOSTASIA E COAGULAÇÃO SANGÜÍNEA .....	19
3.5 ELETRICIDADE E CORPO HUMANO .....	20
3.5.1 Efeito <i>skin</i> .....	22

<b>4. UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS DE ALTA FREQUÊNCIA.....</b>	<b>24</b>
4.1 CARACTERÍSTICAS .....	24
4.1.1 Modos de operação.....	26
4.1.3 Modos de funcionamento .....	33
4.1.4 Tipos de configuração de saída .....	36
4.2 ASPECTOS CONSTRUTIVOS.....	37
4.2.1 Bloco gerador de AF.....	38
4.2.2 Acessórios .....	42
4.2.3 Circuitos de alarme e de monitorização do eletrodo neutro .....	44
4.2.4 Saídas seleccionáveis.....	46
<b>5. SEGURANÇA EM UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS .....</b>	<b>47</b>
5.1 ASPECTOS DE SEGURANÇA .....	47
5.2 PRINCIPAIS RISCOS.....	48
5.2.1 Queimaduras .....	49
5.2.2 Fibrilação ventricular do coração.....	52
5.2.3 Explosões.....	54
5.2.4 Interferências provocadas pelas UEC's em centro cirúrgico .....	55
5.2.5 Contaminação e intoxicação.....	59
5.2.6 Danos ao equipamento .....	60
<b>6 MANUTENÇÃO DE UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS.....</b>	<b>62</b>
6.1 INTRODUÇÃO.....	62
6.2 PROGRAMA DE MANUTENÇÃO DE UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS	63
6.2.1 Manutenção corretiva .....	64
6.2.2 Manutenção preventiva .....	72
<b>7 PROGRAMA DE TREINAMENTO DE USUÁRIOS .....</b>	<b>78</b>
7.1 INTRODUÇÃO.....	78
7.1.1 Resultados da pesquisa em campo.....	79

7.2 CARACTERÍSTICAS .....	84
7.3 SOFTWARE DIDÁTICO .....	87
7.3.1 Características.....	88
<b>8 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES.....</b>	<b>89</b>
8.1 TRABALHOS FUTUROS.....	94
<b>ANEXOS .....</b>	<b>95</b>
<b>ANEXO A .....</b>	<b>96</b>
<b>ANEXO B .....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO C .....</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO D .....</b>	<b>103</b>
<b>ANEXO E .....</b>	<b>105</b>
<b>ANEXO F.....</b>	<b>107</b>
<b>GLOSSÁRIO .....</b>	<b>109</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>113</b>



**LISTA DE ABREVIATURAS**

A - ampère

AF - alta frequência

CA - corrente alternada

CC - corrente contínua

CCr - centro cirúrgico

CME - centro de materiais e esterilização

CT - ciclo de trabalho, *duty cycle*

EC - Engenharia Clínica

ECG - eletrocardiograma

ESU - *electrosurgical unit*

GPEB - Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica

HU - Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina

Hz - Hertz

IAC - instrução assistida pelo computador

k - kilo, dez elevado a terceira potência

kg - kilograma

m - metro

MC - manutenção corretiva

MP - manutenção preventiva

MPP - monitorização da resistência de placa

n - número

NEC - Núcleo de Engenharia Clínica do Hospital Universitário

OS - ordem de serviço

p - página

PM - programa de manutenção

PTU - programa de treinamento de usuários

REM - monitor do eletrodo de retorno, sigla adotada pela Valleylab

RF - radio frequência

RTU - ressecção transuretral

s - segundo

S/m - Siemens por metro

UEC - unidade eletro-cirúrgica

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina

v - volume do periódico

Vp-p - tensão de pico a pico

Vrms - tensão eficaz

W - watts

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Aparato de d'Arsonval e Oudin, segundo Gerhard [23].....	2
Figura 2 - Unidades morfológicas de uma célula humana, segundo Guyton[27]13	
Figura 3 - Camadas da pele [30] .....	15
Tabela 1 - Valores de impedância típicos vistos durante o uso de UEC's em cirurgias [11].....	16
Figura 4 - Etapas do processo de coagulação, segundo Guyton [27].....	20
Figura 5 - Contrações musculares X freqüência para corrente elétrica constantes, adaptado de Kindermann [32].....	22
Figura 6 - Diagrama de blocos de uma UEC.....	25
Figura 8 - Fulguração [16] .....	27
Figura 9 - Dissecação [16].....	29
Figura 11 - Onda de coagulação de uma UEC [47].....	31
Figura 12 - Onda do modo misturado de uma UEC [47] .....	31
Figura 13 - Tempo de ativação de uma UEC [47] .....	32
Tabela 2 - Características Típicas de Saída de UEC's [11].....	32
Figura 14 - Modo unipolar [16].....	33
Tabela 3 - Valores típicos de potência de UEC's para alguns procedimentos cirúrgicos [11] .....	35
Figura 16 - Sistema de saída aterrado [45] .....	36
Figura 18 - Sistema de saída isolado [45] .....	37
Figura 19 - Spark-gap, adaptado de Carr [15].....	39
Figura 20 - Circuito valvulado, adaptado de Carr [15] .....	40
Figura 21 - Diagrama de blocos de uma configuração transistorizada, adaptado de Gerhard [23] .....	41
Figura 22 - Sistema de saída aterrado com correntes de fuga 50/60 Hz causadas por falha na conexão do terra de outros equipamentos[45].....	53
Figura 23 - Gerador de controle de um marcapasso [34].....	57
Tabela 4 - Análise dos relatórios de manutenção de UEC's .....	66
Figura 25 - Fluxograma [50] para reparos em UEC's .....	68
Figura 26 - Fluxograma [50] de busca de falhas em UEC's .....	70
Figura 27 - Formação profissional dos pesquisados .....	80

Figura 28 - Locais onde estes profissionais trabalham .....	80
Figura 29 - Porcentagem de profissionais que tiveram contato com UEC's.....	81
Figura 30 - Porcentagem de usuários de UEC's .....	81
Figura 31 - Tempo de utilização das UEC's pelos pesquisados.....	82
Figura 32 - Porcentagem de profissionais que tiveram treinamento .....	82
Figura 33 - Quem realizou o treinamento sobre UEC's .....	83
Figura 34 - Quanto às dúvidas sobre as UEC's .....	83
Figura 35 - Gráfico mostrando a distribuição em porcentagem das .....	84
ocorrências relatadas com as UEC's.....	84

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de impedância típicos vistos durante o uso de UEC's em cirurgias .....	16
Tabela 2 - Características de Saída Típicas de UEC's.....	32
Tabela 3 - Valores típicos de potência de UEC's para alguns procedimentos cirúrgicos .....	35
Tabela 4 - Análise dos relatórios de manutenção de UEC's .....	66

## **Estudo de Funcionalidade e Segurança em Unidades Eletro-cirúrgicas de Alta Frequência**

### **RESUMO**

O presente trabalho visa sistematizar as informações existentes na área de eletro-cirurgia e o uso de unidades eletro-cirúrgicas de alta frequência. Inúmeros são os problemas decorrentes da utilização deste equipamento e apesar de ter se passado quase um século desde o primeiro uso de uma unidade eletro-cirúrgica de alta frequência, permanecem as dúvidas quanto às suas características, segurança e operação, sendo portanto, uma tecnologia que apresenta um dos maiores índices de periculosidade presentes hoje em centros cirúrgicos. Visando a proteção de pacientes e operadores, aborda-se neste trabalho aspectos de segurança, trazendo também uma proposta de treinamento de usuários com a finalidade de garantir uma maior segurança na operação do equipamento. Outro aspecto abordado pelo trabalho é a preocupação crescente com relação a qualidade dos equipamentos presentes no ambiente hospitalar e como rotinas de manutenção e gerenciamento de UEC's podem vir a melhorar essa qualidade. Este trabalho está baseado, principalmente, em dados pesquisados do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina, localizado em Florianópolis, Santa Catarina.

**Palavras chaves:** bisturi elétrico; equipamento eletromédico; segurança; treinamento; manutenção; eletro-cirurgia.

***Study of Functionality and Safety in Electrosurgical Units  
of High Frequencies***

**ABSTRACT**

*After almost a century of first electrosurgical unit (ESU) utilization, there are yet, many doubts about its characteristics, safety and operation, being a technology that presents one of the highest index of hazardous present today in surgical rooms. In view of protecting patients and operators, this dissertation deals some aspects of safety and proposes a trainee program in order to improve the safety of utilization. The maintenance and quality of ESU's are another aspects approaches for this work and how management and maintenance procedures can contribute with the quality of ESU's operation.*

*The real needs of the Hospital Universitário de Santa Catarina in Florianópolis, motivated this proposition.*

***Key words:*** *electrosurgical unit, birtcher, safety, medical electrical equipment, maintenance, training program.*

# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 HISTÓRICO

Com o uso da energia elétrica na medicina terapêutica, a segurança hospitalar, já tão comprometida, passou a ter uma nova aliada, bem como uma nova preocupação: a eletricidade.

Quando fala-se em uma grande aliada vem à nossa mente como seria nos dias de hoje os serviços médico-hospitalares de tratamento, atendimento, diagnósticos, entre outros, sem equipamentos eletromédicos. Com toda certeza não se conseguiria atender ao mesmo número de pessoas com a mesma eficiência. Sem falar na possibilidade de se ter que realizar cirurgias iluminadas por lâmparas ou velas (quem sabe?).

Apesar de toda a contribuição da eletricidade em todos os setores da sociedade, muitos são os problemas provenientes de sua utilização no meio hospitalar. Os seus benefícios são mais difundidos do que os seus riscos, tendo-se neste ponto o fator que mais contribui com os acidentes envolvendo equipamentos eletromédicos: a desinformação. Essa desinformação generalizada, e porque não dizer enraizada, na área da saúde foi o ponto que originou a pesquisa da funcionalidade e segurança em unidades eletrocirúrgicas de alta frequência, as UEC's de AF, popularmente conhecidas como bisturis elétricos.

A partir do século 19, as pesquisas de d'Arsonval, bem como as de Tesla e Oudin, voltaram-se para o desenvolvimento de aparatos elétricos [23]. Em 1897 Nagelschmidt mostrou a eficácia dos efeitos térmicos das



correntes de alta frequência (AF) em algumas doenças, sendo um dos primeiros a utilizar o termo diatermia<sup>1</sup>.

Mas foi um choque acidental provocado pelo aparato de d'Arsonval (ver Figura 1) em seu colega de trabalho Riviere, que veio a sugerir o uso de AF (*spark-gaps, ou centelhadores*) em tratamentos médicos. Com isso d'Arsonval, citado por Slarger [43] afirmou que a utilização de correntes acima de 10kHz era justificada pelo fato de não provocar estimulação neuromuscular [43], nem dor, o qual não é totalmente verdade.

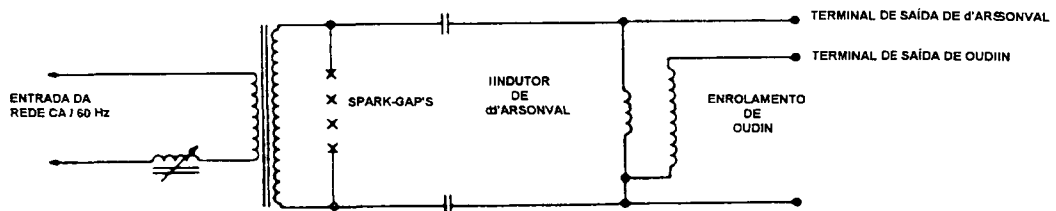


Figura 1- Aparato de d'Arsonval e Oudin, segundo Gerhard [23]

Esta comprovação sugeriu o uso de correntes de AF em cirurgias, o que ocorreu em 1926, quando Bovie e Cushing [40] usaram pela primeira vez uma UEC em aplicações clínicas no Hospital Peter Bent Brigham, iniciando

---

<sup>1</sup> Aplicação terapêutica da eletricidade, com base no desenvolvimento de calor, em virtude de correntes induzidas no interior dos tecidos, por aplicação de um campo externo de alta frequência. Diatermia cirúrgica: formação de calor suficiente para coagular ou destruir tecido; diatermocoagulação.

uma prática comum nos dias de hoje: a utilização de correntes elétricas controladas de AF para cortar e/ou coagular tecidos e vasos.

Segundo Gerhard [23], Cushing e W. T. Bovie foram os responsáveis pelo primeiro aparelho comercial, que foi desenvolvido pela Liebel-Flarsheim Company.

Mas no entanto, a evolução desses equipamentos se mostrou um tanto lenta, visto que as primeiras UEC's baseavam-se em geradores de energia de AF utilizando *spark-gaps* que ainda podem ser encontrados em alguns equipamentos da década passada.

Em 1908 Forest [23] construiu o primeiro oscilador a tubo de vácuo (válvulas), que melhorava a onda de corte, tornando-a mais contínua.

Nas décadas seguintes pouca pesquisa foi desenvolvida com relação aos aspectos construtivos das UEC's, visto que os cirurgiões voltaram-se para a definição de seus procedimentos cirúrgicos.

Mudanças significativas ocorreram apenas quando circuitos eletrônicos a estado sólido substituíram os *spark-gaps* e as válvulas. Mesmo assim havia controvérsias entre médicos e pesquisadores pois muitos achavam um retrocesso a utilização de transistores bipolares uma vez que esses não tinham o mesmo rendimento que os seus antecessores, necessitando de um número maior de componentes para produzir o mesmo efeito.

Pode-se afirmar que em 1980 não se tinha muito mais informações sobre UEC's do que na década de 1930. A partir de 1980 é que se conseguiu comprovar algumas afirmações quanto à funcionalidade de UEC's que vinham sendo feitas a décadas.

Nos dias atuais a funcionalidade parece ser algo muito menos duvidoso do que era a tempos atrás, mas as pesquisas continuam e espera-se poder entender por completo os mecanismos de funcionamento das correntes de AF pelo corpo humano, melhorando assim a segurança e desempenho desses equipamentos.

Os fabricantes voltaram-se para a proposta de segurança máxima, desenvolvendo nos últimos anos mais dispositivos de alarmes e monitorização, eliminando em alguns casos os circuitos analógicos, e buscando a precisão em circuitos microprocessados e digitais.

## 1.2 JUSTIFICATIVAS

Apesar de quase um século ter se passado desde as primeiras utilizações de UEC's pode-se, ainda, afirmar que são equipamentos que geram inúmeros problemas, oferecendo riscos para usuários e pacientes.

Esse potencial de danos presentes na utilização de UEC's tem levado a uma preocupação maior, e justificada, dos setores de engenharia clínica em todo o mundo, bem como de fabricantes, de alertarem sobre a necessidade de uma operação segura e eficiente.

Com todos os esforços tecnológicos ainda não se conseguiu uma garantia total de segurança sob todos os aspectos. Sabe-se que a segurança não está relacionada apenas às condições de funcionamento das UEC's, bem como não se pode atribuir os acidentes somente aos defeitos no equipamento. A maneira como as UEC's são utilizadas, ou melhor dizendo, mal utilizadas, é um fator a ser considerado.

Procedimentos cirúrgicos inadequados, incapacidade de perceber problemas que estejam ocorrendo e manuseio deficiente são algumas causas de problemas relacionados aos usuários. Defeitos nos equipamentos não podem ser descartados mas estes ocorrem com menos frequência.

Quando fala-se de acidentes com UEC's relaciona-se estes principalmente às queimaduras as quais são freqüentes mas evitáveis, na maioria dos casos. Outros riscos importantes mas menos cogitados são as interferências elétricas com marcapassos e equipamentos presentes nos centros cirúrgicos, a possível estimulação do músculo cardíaco e o perigo de explosões dos gases anestésicos causadas pelas faíscas.

Esses riscos listados acima decorrem de três causas principais:

- falta de domínio do equipamento por parte dos usuários;
- procedimentos de utilização incorretos;
- defeitos no equipamento.

Os dois primeiros itens podem ser evitados com um programa de treinamento bem estruturado. Já os defeitos no equipamento só podem ser solucionados através de ensaios técnicos rigorosos, manutenção preventiva programada e aquisição de equipamentos de qualidade e dentro das normas.

Isto vem a salientar a importância deste trabalho, pois além de fazer uma compilação de informações com a intenção de esclarecer pontos obscuros, pretende trazer propostas a serem implementadas pela rotina de trabalho de setores de Engenharia Clínica (como o NEC do HU) e baseadas principalmente na realidade do Estado de Santa Catarina.

### 1.3 OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é concatenar as informações existentes sobre UEC's dando uma abordagem mais aprofundada nos aspectos de funcionalidade e segurança.

A intenção de se fazer uma pesquisa neste sentido advém da falta de informações conjuntas sobre esses equipamentos.

Muitos são os estudos realizados até hoje, mas o que mais é encontrado são fragmentos, não um todo. Há pesquisadores envolvidos em desenvolver protótipos, outros analisando segurança ou acessórios, etc. Pesquisas como estas permitem viabilizar este trabalho que tem o objetivo de sistematizar essas diversas informações.

Além da sistematização de conhecimentos sobre UEC's, objetiva-se apresentar uma proposta de um programa de treinamento de usuários e de rotinas de ensaios técnicos.

Com o programa de treinamento espera-se alcançar as seguintes metas:

- diminuir a deficiência no uso de UEC's;
- aumentar a segurança;
- diminuir a manutenção;
- aproximar usuários desses equipamentos da Engenharia Clínica.

Já os ensaios técnicos visam aumentar a segurança e melhorar o desempenho através:

- do aumento da qualidade dos equipamentos utilizados;

- da determinação dos ensaios necessários para um laboratório de manutenção;
- do desenvolvimento dentro de setores de EC de uma cultura metrológica sobre equipamentos eletromédicos;
- da determinação dos requisitos necessários para a implantação de um laboratório de certificação de UEC's.

#### 1.4 ESTADO DA ARTE

A preocupação com a qualidade dos equipamentos eletromédicos presentes no ambiente hospitalar tem crescido. Sabe-se que a principal tarefa de médicos e enfermeiros durante uma cirurgia é a de garantir a vida e segurança do paciente. Para isto, esses profissionais dependem dos equipamentos disponíveis. Uma UEC é uma ferramenta cirúrgica necessária e amplamente utilizada em procedimentos cirúrgicos há quase um século. Apesar de todo esse tempo de utilização muitos são os problemas e riscos oriundos do seu uso.

No Hospital Universitário (HU) da Universidade Federal de Santa Catarina, localizado em Florianópolis, não há estatísticas oficiais sobre acidentes envolvendo a utilização de UEC's. Em todo o Brasil a realidade não é diferente [10], pois somente alguns casos são identificados, visto que, por desconhecimento ou negligência, esse tipo de ocorrência ao paciente dentro de um hospital acaba sendo atribuída a outras causas, ou até mesmo considerada como rotina, algo inerente ao processo, como no caso de queimaduras no paciente e nos usuários.

A falta de dados que comprovem oficialmente todo o tipo de interferências e danos causados por UEC's motivou este trabalho.

Há, também, uma deficiência muito grande a nível de HU e Brasil com relação a treinamento de usuários [17]. É uma deficiência generalizada. Os fabricantes, até então responsáveis por esse treinamento (se é que se pode chamar de treinamento o que vem sendo realizado) passam a contar agora com os setores de Engenharia Clínica (poucos no Brasil) como possíveis intermediários dessa tarefa, ou melhor, mais capacitados para efetuá-las.

Uma proposta que vem crescendo é a de centralizar os treinamentos de usuários nos setores de EC' [49], possibilitando que mais pessoas tenham acesso e recebam as informações de maneira mais clara, com uma base melhor e voltada para as dúvidas dos usuários.

Outro fator que vem mobilizando os grupos de Engenharia Biomédica e EC é quanto a certificação de equipamentos eletromédicos de alto risco, como as UEC's [6], [7]. Segundo a portaria número 2.663, de 22 de dezembro de 1995, do Ministério da Saúde, têm-se a obrigatoriedade de certificação desses equipamentos a partir de dezembro de 1996.

Poucos são os laboratórios no Brasil capazes de realizar este trabalho atualmente [19] colocando em risco esse prazo estipulado. Um dos fatores que colaborou para a demora da implantação (ou adequação) desses laboratórios, foi a ausência de normas bem definidas, onde encontrar a base necessária para este fim.

Atualmente as normas estão praticamente definidas e em uso [2], [3], algumas em andamento, levando a crer que em breve haverá uma

mudança significativa na estrutura hospitalar no que diz respeito à exigência e aquisição de equipamentos certificados e de boa qualidade.



## 2. METODOLOGIA

Neste capítulo esclarece-se os métodos de desenvolvimento da pesquisa desde a base bibliográfica até o tratamento estatístico dos dados coletados em campo e as soluções sugeridas.

### 2.1 BASE BIBLIOGRÁFICA

No capítulo anterior ressaltou-se que um dos objetivos deste trabalho era coletar informações de diversas fontes, sistematizando-as para que se obtivesse um trabalho bem embasado, mas sucinto, onde se poderia encontrar, juntas, informações pertinentes às UEC's.

Para tanto foi necessário que se buscasse uma base bibliográfica consistente do ponto de vista de conteúdo e abrangente para que se pudesse falar de uma maneira mais ampla.

O trabalho de pesquisa bibliográfica levou a artigos do começo e metade deste século, que foram utilizados como bibliografia para que se tivesse uma idéia do histórico deste equipamento e de como foi a sua evolução. Procurou-se na bibliografia dar ênfase aos aspectos de segurança e funcionalidade que é a proposta deste trabalho, não esquecendo dos aspectos construtivos, de operação e a relação com os fatores fisiológicos.

### 2.2 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

A partir da base bibliográfica e com a colaboração do Núcleo de Engenharia Clínica (NEC) do HU, onde utilizou-se os equipamentos, dados e

## 2.2 DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

A partir da base bibliográfica e com dados e materiais disponíveis no Núcleo de Engenharia Clínica (NEC) do HU, começou-se a definir aspectos de segurança e funcionalidade, voltados para a realidade existente no próprio NEC e no HU.

Além do estudo teórico realizado, estudos práticos foram feitos acompanhando-se a rotina do NEC e as intervenções feitas nos equipamentos do HU.

Dados de campo foram coletados através de questionários com o objetivo de saber o nível de conhecimento dos usuários. Outros dados foram retirados de arquivos de manutenções realizadas, o que trouxeram à tona problemas reais dentro de uma estrutura hospitalar.

Realizou-se, também, um estudo de UEC's em outros sete hospitais de Florianópolis, com o objetivo de trazer mais informações quanto ao estado das UEC's presentes em outros locais ampliando esta base de dados.

## 2.3 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Os dados coletados através de questionários foram classificados como dados qualitativos. Esses dados ou variáveis (indicadores) estatísticas foram apresentados através de gráficos e tabelas, ou comentados.

A população amostrada está distribuída entre médicos, enfermeiros, acadêmicos de medicina, residentes e auxiliares de enfermagem, de hospitais da região de Florianópolis que fazem uso de UEC's.

## 2.4 SOLUÇÕES SUGERIDAS

Através do desenvolvimento da pesquisa e principalmente devido aos resultados dos dados coletados, foram sugeridas soluções para os problemas detectados. As duas maiores áreas de concentração de problemas com UEC's estão nos aspectos de treinamento de usuários e ensaios técnicos.

### 3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 3.1 INTRODUÇÃO À FISIOLOGIA

Segundo Guyton [27], fisiologia é o estudo da função da matéria viva, que tem suas próprias características funcionais. Na fisiologia humana temos diversas reações ocorrendo simultaneamente, fatores físicos e químicos que influenciam a nossa vida desde a sua origem. É importante para este trabalho entender as propriedades fisiológicas do corpo humano, principalmente a interação corpo humano e eletricidade.

Para uma melhor compreensão do corpo humano, é necessário falar um pouco sobre citologia. A origem desta palavra vem do grego *kytos* = célula + *logos* = estudo, ou seja, estudo das células. Mas o que é uma célula? Uma célula, mostrada na figura 2, representa a unidade básica da vida, pois é ela que, agregada a muitas outras, forma cada parte do nosso corpo, com suas diferenças e características funcionais.

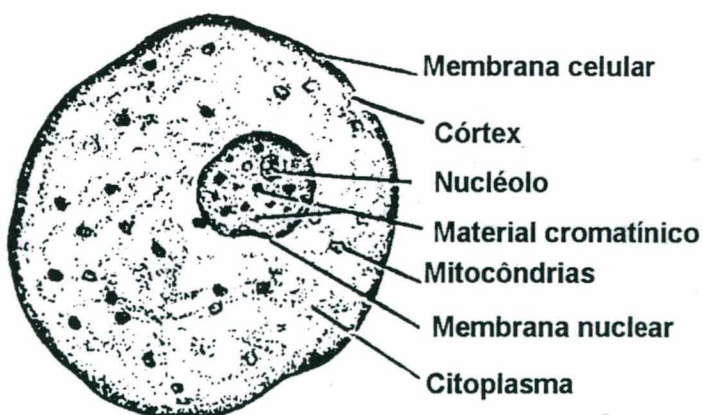


Figura 2 - Unidades morfológicas de uma célula humana, segundo Guyton[27]

Cada um de nós possui cerca de 75 trilhões de células [27] e 56% do nosso corpo é líquido. As células possuem uma parte desta quantidade de líquidos no seu interior, conhecido como líquido intra-celular. Há também o líquido extra-celular que ocupa os locais em torno das células. Esses dois líquidos possuem várias substâncias na sua composição, tais como íons de sódio, cloreto e bicarbonato presentes no líquido extra-celular e íons de potássio, magnésio e fosfato no líquido intra-celular, entre outras.

Esses líquidos serão amplamente atingidos pelo efeito da corrente elétrica de AF das UEC's.

### 3.3 HISTOLOGIA

O corpo humano é formado por células agrupadas que formam os tecidos. Os tecidos contêm, além de células, material extra-celular produzidos pelas mesmas. Existem quatro tipos principais de tecidos

- tecido epitelial;
- tecido de sustentação (conjuntivos, cartilagosos e ósseos);
- tecido muscular;
- tecido nervoso.

O que mais nos interessa é o tecido epitelial, pois é ele que tem a função de revestimento da superfície externa do corpo, das cavidades naturais (boca, fossas nasais) e órgãos ocos como bexiga, estômago, além das glândulas. O tecido epitelial, portanto, irá sofrer em primeiro lugar a ação das UEC's, no caso de cirurgias externas. Este tecido, por ter as suas células muito próximas entre si, possui pouco material extra-celular. Esses epitélios de revestimento constituem a pele, mostrada na figura. 3, sendo a epiderme a

camada mais superficial da pele [30], localizada sobre o tecido conjuntivo (de sustentação).

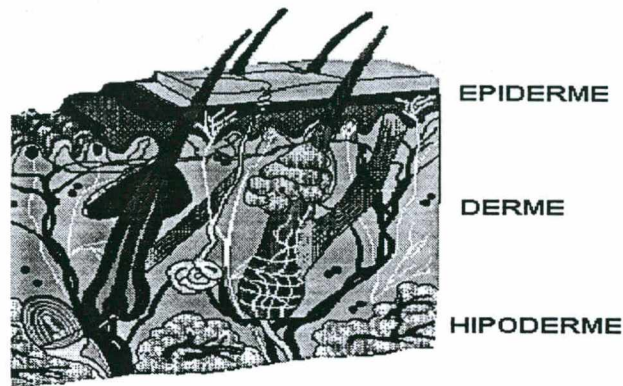


Figura 3 - Camadas da pele [30]

O tipo de tecido é uma variável importante na eletro-cirurgia, pois estes variam muito em densidade e resistência, modificando os resultados desejados, como pode-se observar na tabela 1 que contém os valores típicos de impedância de diversos tecidos.

### 3.3.1 Efeitos do aquecimento nos tecidos

O princípio da eletro-cirurgia consiste na relação entre calor, tempo e tecido. Para uma melhor compreensão deve-se entender como é a ação da corrente de AF e como o rápido aquecimento provocado no tecido leva ao corte ou à coagulação.

Tabela 1 - Valores de impedância típicos vistos durante o uso de UEC's em cirurgias [11]

<b>Aplicação do modo corte</b>	<b>Faixa de Impedância (<math>\Omega</math>)</b>
Tecido Prostático	400-1700
Cavidade oral	1000-2000
Tecido do fígado	1000-2000
Tecido muscular	1000-2000
Vesícula biliar	1500-2400
Tecido da pele	1700-2500
Tecido do intestino	2500-3000
Periósteo	2500-3000
Mesentério	3000-4200
Omento	3000-4200
Tecido adiposo	3500-4500
Cicatrizes	3500-4500
Adesões	3500-4500
<b>Aplicação do modo de coagulação</b>	
Coagulação de contato	100-1000

Segundo Bronzino [11] o aumento de temperatura ocorrido nos tecidos devido à ação de uma UEC segue a equação do bio-aquecimento:

$$T - T_0 = [ 1 / (\sigma \cdot \rho \cdot c) ] \cdot J^2 \cdot t \quad \text{Equação 1}$$

onde  $T$  = temperatura final [K]

$T_0$  = temperatura inicial [K]

$\sigma$  = condutividade elétrica [S/m]

$\rho$  = densidade do tecido [Kg/m<sup>3</sup>]

$c$  = calor específico do tecido [JKg<sup>-1</sup>.K<sup>-1</sup>]

$J$  = densidade de corrente [A/m<sup>2</sup>]

$t$  = duração do aquecimento [s]

Nesta equação desconsidera-se outras variáveis também importantes como transferência de calor para tecidos adjacentes, perfusão do sangue, e aquecimento metabólico. Como os danos no tecido não dependem apenas da temperatura pode-se conseguir os resultados desejados alterando o tempo de ativação da UEC, a densidade de corrente e aumentando a área do eletrodo ativo, por exemplo. Mas a variável mais óbvia de ser ajustada e mais facilmente disponível para este fim é o ajuste de potência de saída.

### 3.3.2 Parâmetros que provocam o efeito no tecido

Existem alguns parâmetros que irão provocar efeitos no tecido alterando, muitas vezes, os resultados desejados. Esses parâmetros [47], descritos abaixo, devem ser levados em consideração durante um procedimento cirúrgico.

a) Formato de onda - mudanças no formato de onda provocam alterações dos efeitos eletro-cirúrgicos no tecido, alterando os resultados desejados. Este é o motivo de se ter um formato de onda específico para cada procedimento, como onda de corte e onda de coagulação .

b) Ajuste de potência - com a variação de potência tem-se uma variação de corrente de AF para a mesma tensão aplicada, com isso, varia-se o efeito no tecido.

c) Formato e tamanho do eletrodo ativo - um eletrodo ativo menor consegue concentrar maior quantidade de corrente de AF, provocando uma



ação mais efetiva. Consegue-se, portanto, com um eletrodo menor, o mesmo efeito, reduzindo-se o ajuste de potência.

d) Tempo - o tempo de ativação das UEC's é importante pois seu valor altera a equação 1 do bio-aquecimento, aumentando o calor produzido no tecido local e adjacente, ocasionando uma difusão térmica.

e) Maneira de utilizar o eletrodo ativo - conforme se utiliza o eletrodo ativo em contato direto (encostado no local) ou através de faiscamento com o tecido, consegue-se o efeito de corte ou coagulação do mesmo. Deve ficar claro que essa maneira de utilizar o eletrodo não é a única variável que influencia no resultado.

f) Tipo de tecido - como visto anteriormente, os tecidos no corpo humano são diferentes e têm características variadas quanto ao formato, resistência e densidade. Essas variáveis irão influenciar nos procedimentos eletro-cirúrgicos, uma vez que o calor é produzido pela densidade de corrente de AF passando pela resistência dos tecidos.

g) Crosta tecidual - são resíduos de tecido que acumulam-se no eletrodo ativo durante uma cirurgia. Essa crosta apresenta uma resistência alta à passagem da corrente de AF, prejudicando o desempenho das UEC's.

Atualmente já existem UEC's com tecnologia de resposta ao tecido [47], que leva em consideração suas variações. Este tipo de UEC utiliza um sistema de realimentação que altera o valor da potência aplicada conforme

detecta variações na resistência dos tecidos. Com isso consegue-se um procedimento cirúrgico uniforme.

### 3.4 HEMOSTASIA E COAGULAÇÃO SANGÜÍNEA

O termo hemostasia, ou hemóstase, indica o controle da perda de sangue. Quando um vaso sangüíneo é danificado ou até mesmo rompido, o processo de hemostasia irá desencadear-se. Abaixo têm-se as etapas, em seqüência do processo de hemostasia [27]:

- espasmos vascular;
- formação de tampão de plaquetas;
- coagulação sangüínea, e
- crescimento de tecido fibroso no coágulo sangüíneo, fechando de modo permanente o local lesado no vaso.

Na figura 4 pode-se observar os estágios do processo de coagulação natural. No caso da coagulação realizada pelas UEC's, pode-se dizer que seus resultados são similares aos processos naturais, mas nesse caso, o calor e a sua interação com a célula, são os responsáveis diretos pelos efeitos de coagulação cujo processo dá-se de maneira mais acelerada. Na coagulação feita pela UEC tem-se a desidratação e a coagulação das proteínas no interior das células [32].

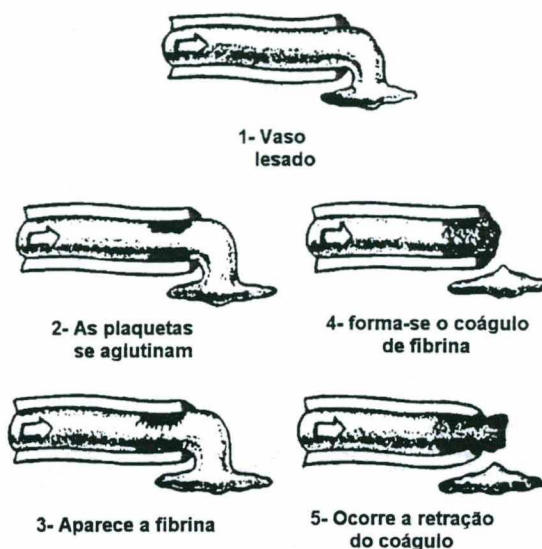


Figura 4 - Etapas do processo de coagulação, segundo Guyton [27]

### 3.5 ELETRICIDADE E CORPO HUMANO

A relação eletricidade e corpo humano tem inúmeras características. Nosso corpo gera potenciais elétricos [27] por si próprio e reage aos potenciais externos, sofrendo na maioria das vezes as conseqüências desta relação. Antes mesmo da definição de energia elétrica o nosso corpo já era submetido aos fenômenos elétricos naturais como as descargas atmosféricas, que causavam medo e respeito aos nossos ancestrais. O choque elétrico é uma das conseqüências da utilização da eletricidade que pode levar a grandes danos para o homem ou até mesmo a morte. O choque elétrico é definido como uma resposta fisiológica à passagem de corrente elétrica através do corpo humano [10], que pode levar aos seguintes resultados: a tetanização ou parada respiratória, queimaduras e fibrilação ventricular. No caso da utilização de UEC's esses problemas

oriundos do choque elétrico são pertinentes, mas podem ser considerados diferentes uma vez que uma UEC utiliza correntes de AF que tem uma ação distinta, no corpo humano, da ação da corrente elétrica da rede a 60Hz.

Para que se possa entender os efeitos das UEC's é necessário um certo conhecimento da interação da corrente elétrica de AF e o nosso corpo, as diferenças entre os tipos de correntes e os seus efeitos.

Pode-se ter duas formas de corrente elétrica [14]:

Corrente contínua (CC) - onde o fluxo se dá em um sentido, como no caso de baterias e do eletrocautério (ver capítulo 4);

Corrente alternada (CA) - que oscilam para frente e para trás numa dada freqüência, ou seja alternam sua polaridade conforme a freqüência utilizada, como a corrente elétrica disponível nas tomadas residenciais, por exemplo.

Os dois tipos de corrente podem provocar choques elétricos em seres humanos, mas a CA é responsável pela maior parte dos casos de fibrilação ventricular pelo choque elétrico visto que, a CC necessita de valores maiores para causar o mesmo efeito. A CA provoca fibrilação ventricular principalmente nas freqüências na faixa de 10 a 200 Hz, em altas freqüências é necessário que se tenha mais corrente aplicada. O uso da freqüência de 60 Hz, que encontra-se dentro da faixa de risco, pelas companhias de energia elétrica está no fato da CA de AF provocar muitas perdas de potência quando se tem longas distâncias para transmitir a energia gerada. Já as freqüências muito baixas (menores que 60 Hz) provocam o efeito de cintilação, além de ser necessário geradores muito maiores para gerar essas freqüências [14], [36].

### 3.5.1 Efeito pelicular ou *skin*

Num condutor submetido a uma corrente de AF, as cargas tendem a percorrer a periferia (ou superfície) deste condutor, originando o efeito pelicular (ou *skin*). Este efeito [32] também ocorre no ser humano, fazendo com que a corrente de AF não atravesse o corpo, mantendo músculos internos livres da estimulação neuro-muscular, não provocando problemas como a fibrilação ventricular no coração. Observando a figura 5, nota-se a relação entre a frequência da corrente elétrica e as contrações musculares. Neste gráfico tem-se um menor efeito de contração nos músculos com frequências acima de 10 kHz.

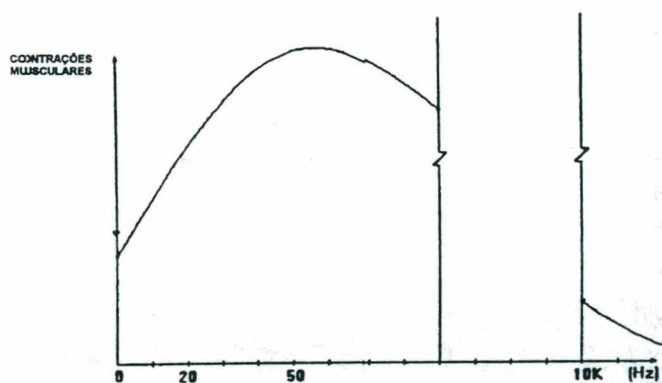


Figura 5 - Contrações musculares X frequência para corrente elétrica constantes, adaptado de Kindermann [32]

A corrente de AF é captada, geralmente, através de um eletrodo passivo com tamanho grande o suficiente para não permitir o acúmulo de grandes densidades de corrente.

O efeito de espriamento (pela superfície da pele) da corrente de AF é útil, também, pois dissipa o calor gerado na ponta do bisturi.

## 4. UNIDADES ELETRO-CIRÚRGICAS DE AF

### 4.1 CARACTERÍSTICAS

*“Uma UEC de AF é um equipamento capaz de cortar e/ou coagular tecidos e vasos sanguíneos.”*

Esta frase poderia ser uma boa definição do que seja uma UEC de AF, ou bisturi elétrico, mas jamais conseguirá definir por inteiro esse equipamento. São inúmeros os aspectos que o caracterizam, alguns já muito investigados, outros ainda por serem explorados.

Bisturis elétricos são, basicamente, geradores de energia de AF, ou rádio frequência, RF, como alguns autores preferem chamar. Recebem essa denominação por operarem à frequências dentro da faixa utilizada por radio-difusão AM. Sua frequência pode variar de 300 kHz a 3 MHz, dependendo do fabricante e das características de geração. O uso de uma UEC é justificado, pois minimiza o sangramento decorrente do corte, como o que ocorre com os bisturis comuns. A utilização da AF previne a contração muscular que pode ser provocada pela passagem de correntes de baixa frequência pelo corpo, bem como evita a fibrilação ventricular do coração, por não penetrar de maneira eficiente nos órgãos (efeito *skin*, ver capítulo 3). Não se utiliza frequências superiores a 5 MHz para minimizar os problemas inerentes às correntes de fuga de AF [3]. Somente no caso de técnicas bipolares [3] é que frequências mais elevadas podem ser utilizadas, visto que nessa técnica a corrente de AF atravessa uma pequena área do corpo (apenas a área entre o fórceps, ou pinça).

As UEC's são usadas como uma ferramenta extremamente útil pelo cirurgião sem que ele compreenda as ações da corrente de AF ou como ela é produzida. Isto leva ao uso errado da palavra eletrocautério no lugar de unidade eletro-cirúrgica de AF ou bisturi elétrico (ou ainda bisturi eletrônico). Eletrocautério é a aplicação de calor ao tecido para controle de sangramento usando um fio aquecido pela passagem de corrente elétrica através dele. Na eletro-cirurgia, a corrente elétrica de AF conduzida através do tecido, produz aquecimento a nível intra-celular, vaporizando a célula, controlando o sangramento e obtendo o resultado desejado.

As primeiras UEC's utilizavam a tecnologia dos *spark-gap* (ou centelhadores) para gerar a energia de AF desejada [15]. Na atualidade as UEC's são microprocessadas, possuem alarmes e *displays* [11], são compostas de módulos, conforme o diagrama da figura 6, que controlam funções específicas, porém ainda é possível adquirir equipamentos novos que utilizem a configuração *spark-gap*/tubo de vácuo (válvula) para a amplificação de energia de AF.

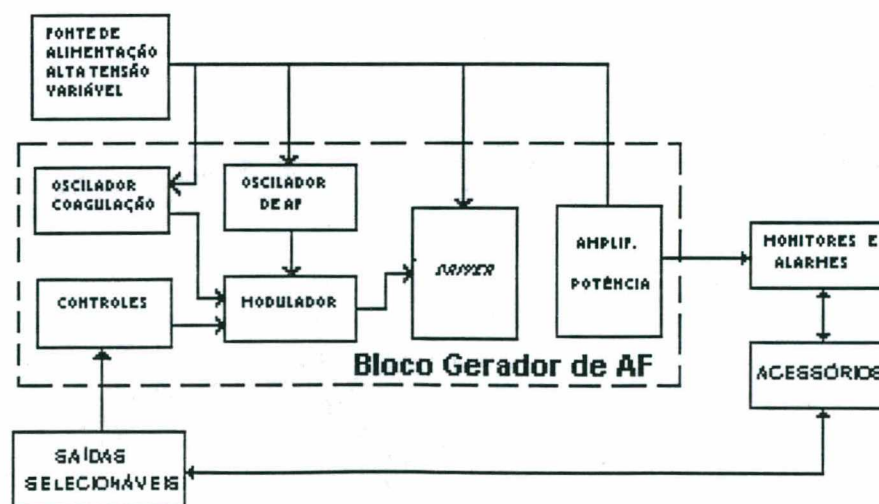


Figura 6 - Diagrama de blocos de uma UEC



Antes de falar sobre aspectos construtivos e funcionalidade de UEC's é necessário definir algumas características das UEC's, para uma melhor compreensão.

#### 4.1.1 Modos de operação

Um bisturi elétrico apresenta dois modos de operação:

- Corte
- Coagulação

##### Modo corte (ou incisão)

Neste modo as células submetidas ao eletrodo ativo sofrem um rápido aumento de temperatura, levando ao aquecimento dos líquidos celulares, causando a implosão ou vaporização da célula. Esta implosão é devida à pressão do vapor, e irá provocar o corte no tecido.

O cirurgião segura o eletrodo ativo ligeiramente acima do local onde se deseja a incisão. Isto fará com que se tenha arcos curtos e intensos como pode-se observar na figura 7, ou seja, maior quantidade de calor num espaço de tempo muito curto, resultando na vaporização do tecido. O modo corte tem um nível mínimo de coagulação.

O modo corte é utilizado em diversos procedimentos cirúrgicos, em alguns casos é utilizado também para coagulação, alterando-se os valores de potência e tamanho do eletrodo.

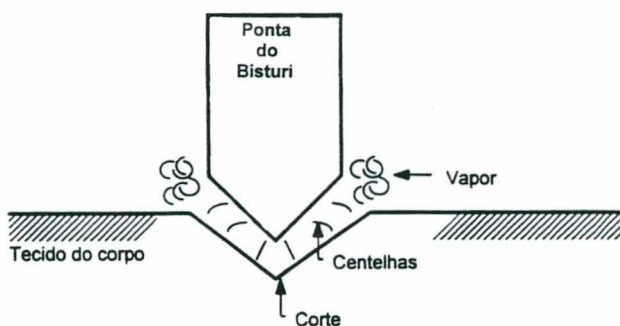


Figura 7 - Modo corte de uma UEC [16]

### Modo Coagulação

Os efeitos de coagulação desejados podem ser obtidos através de dois procedimentos : Fulguração e Dissecação.

a) Fulguração - na fulguração as células não explodem, apenas se desidratam lentamente. Este efeito é conseguido através de arcos elétricos, mostrado na figura 8 que produzem uma pequena necrose sobre um ponto.

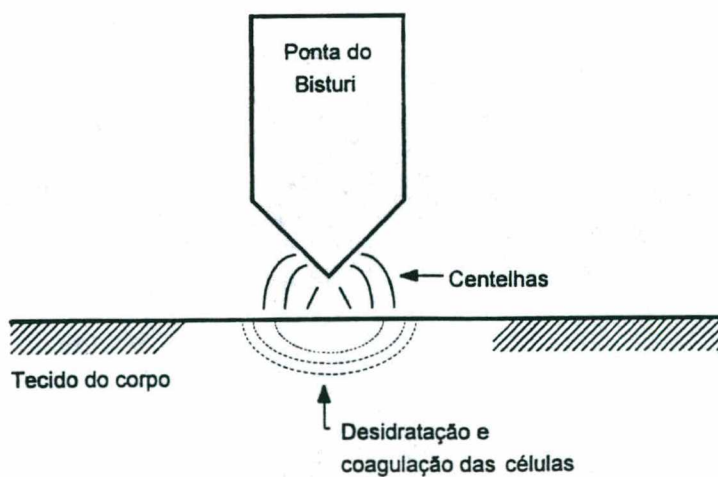


Figura 8 - Fulguração [16]

O que diferencia este faiscamento daquele produzido pelo modo corte é que neste o ciclo de trabalho (CT), ou *duty cycle* da onda de coagulação é somente de 6%. O fato de se ter a corrente de AF aplicada por um tempo menor produz menos calor e permite que as pressões celulares se equilibrem, sem haver vaporização da célula. Apesar de apresentar uma forma de onda intermitente ou amortecida (ver item 4.1.2), tem-se neste modo valores mais altos de tensão uma vez que é necessário vencer a alta impedância do ar.

b) Dissecação - é uma outra maneira de se coagular. Neste caso o eletrodo entra em contato direto com o tecido, diminuindo a concentração de corrente. Pode-se dizer que é uma coagulação pontual, ao contrário da fulguração que é superficial. A dissecação, dependendo da potência e do tamanho do eletrodo, pode variar o seu efeito. Geralmente provoca uma coagulação mais profunda e que irá se propagar de maneira radial, conforme mostrado na figura 9.

Pode-se evitar a alta-tensão do modo coagulação selecionando o modo corte para coagular e encostando-se o eletrodo no local. Neste caso é necessário que se altere valores de potência e tamanho do eletrodo ativo, como descrito anteriormente.

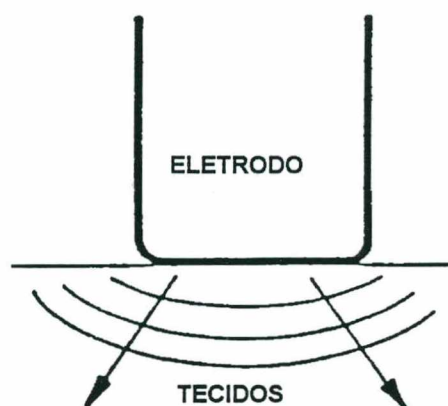


Figura 9 - Dissecação [16]

#### 4.1.2 Formas de onda utilizadas

Para cada modo de operação existe a forma de onda correspondente para que se obtenha os efeitos desejados. Existem determinadas variáveis que provocam efeitos no tecido, como visto no capítulo três, e o formato de onda é uma delas. O que irá determinar se o efeito provocado por certa onda será o de corte ou o de coagulação é o fator calor *versus* tempo. O corte, por exemplo, é obtido através do efeito de calor alto e produzido rapidamente, assim como um aquecimento menor produzido lentamente provoca um coágulo, como mencionado no item 4.1.1. O fator calor *versus* tempo está relacionado ao CT, que depende da forma de onda.

Basicamente, tem-se três formas de onda:

- Corte;
- Coagulação;
- Modo misturado.

### Onda de corte

Utiliza uma onda senoidal, mostrada na figura 10, contínua de baixa tensão, de amplitude menor que a onda de coagulação. A sua tensão está entre 200 e 5000 volts, com uma frequência que pode variar de 300 a 1750 kHz, para uma potência de saída de até 400 watts.

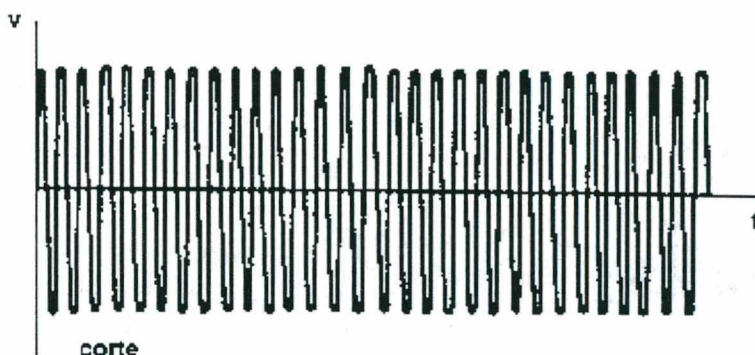


Figura 10 - Onda de corte de uma UEC [47]

### Onda de coagulação

Pode apresentar uma senóide amortecida ou intermitente, como pode-se observar na figura 11, dependendo da tecnologia utilizada para gerar o sinal. Os valores de tensão estão entre 400 e 12.000 volts com faixa de frequências de 300 a 800 kHz para uma potência de saída de até 180 watts. Tanto no formato amortecido quanto no intermitente o fator mais influente é o CT reduzido. Neste modo as tensões utilizadas são maiores (amplitude maior da onda), como dito anteriormente, com o único objetivo de vencer a resistência do ar.

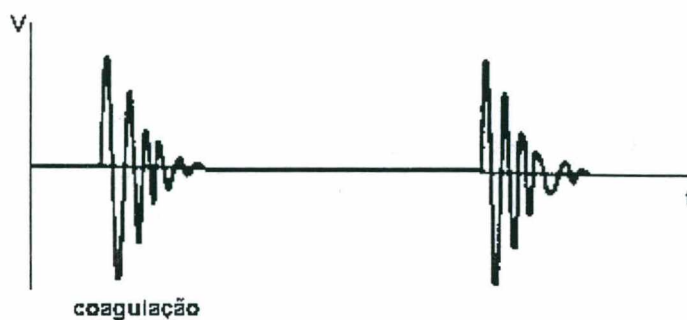


Figura 11 - Onda de coagulação de uma UEC [47]

#### Onda modo misturado ou *blended*

Neste caso existe a possibilidade de cortar com diferentes graus de hemóstase (coagulação). Este modo não é uma mistura dos anteriores senão que uma alteração do ciclo de trabalho. Na figura 12 tem-se exemplos de formas de onda do modo misturado.

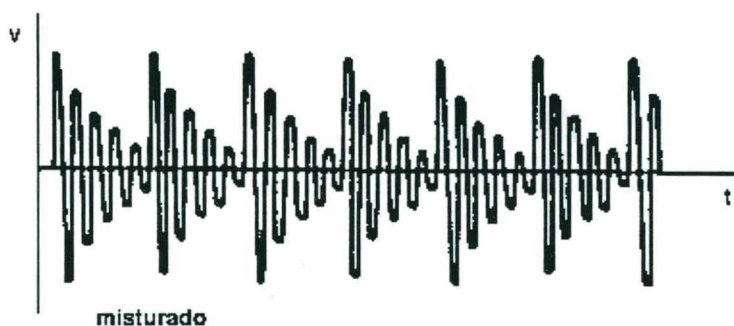


Figura 12 - Onda do modo misturado de uma UEC [47]

Pode-se ter até nove níveis de mistura, mas em geral tem-se três níveis, do nível 1 ao nível 3. No nível 1 tem-se o efeito de corte com um mínimo de hemóstase. No nível 3 tem-se menos eficiência em incisões mas com hemóstase máxima. Neste modo tem-se a mesma freqüência que no corte

puro, de 300 a 1750 kHz, com tensões que podem variar de 1500 a 5800 volts e potências de saída de 200 a 300 watts.

Na figura 13 tem-se em percentagem de tempo o quanto ficam ativos cada tipo de onda, para se conseguir o efeito cirúrgico desejado.

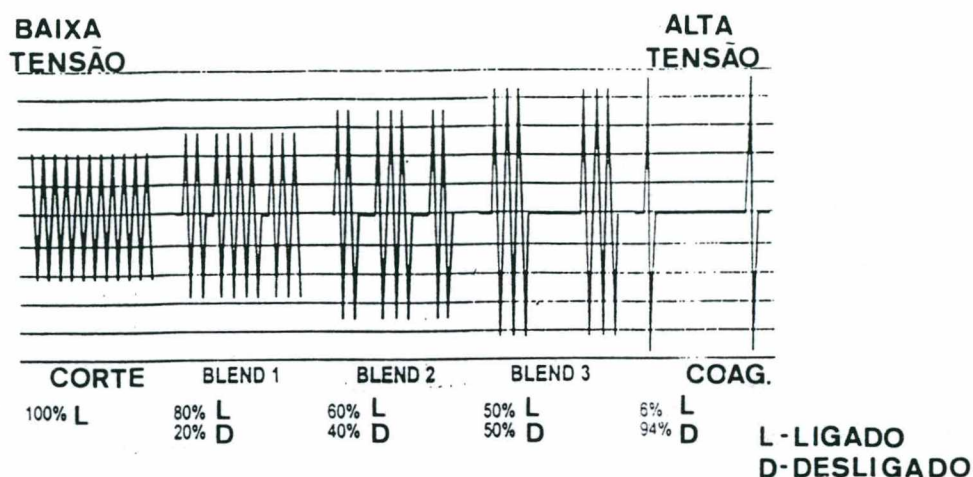


Figura 13 - Tempo de ativação de uma UEC [47]

A tabela 2 seguinte traz características de tensão, freqüência, e ciclo de trabalho para UEC's típicas.

Tabela 2 - Características Típicas de Saída de UEC's [11]

	Faixa de tensão de circuito aberto, Vp-p, em volts	Faixa de potência de saída, em Watts	Freqüência, em kHz	Fator de crista (Vpico/Vrms)	Ciclo de trabalho (duty-cycle)
<b>Modos unipolares</b>					
Corte	200-5000	1-400	300-1750	1.4-2.1	100%
Misturado	1500-5800	1-300	300-1750	2.1-6.0	25-80%
Dissecação	400-6500	1-200	300-800	3.5-6.0	50-100%
Fulguração/ spray	6000-12000	1-200	300-800	6.0-20.0	10-70%
<b>Modo bipolar</b>					
Coagulação/ dissecação	400-100	1-70	300-1050	1.6-12.0	25-100%

Na tabela pode-se observar o aumento de tensão nos modos de coagulação, e o ciclo ativo de cada modo em porcentagem.

#### 4.1.3 Modos de funcionamento

Uma UEC pode funcionar de dois modos:

- Unipolar (ou monopolar);
- Bipolar.

##### Modo Unipolar

É o modo de funcionamento mais utilizado na eletrocirurgia. Neste modo têm-se dois eletrodos ligados ao equipamento, que são os eletrodos ativo e passivo. O eletrodo ativo ficará no local da cirurgia enquanto que o passivo estará em outro local no corpo do paciente. A corrente de AF flui do eletrodo ativo para o eletrodo passivo passando pelo corpo do paciente. Neste modo as potências são maiores uma vez que a corrente percorre (superficialmente) o corpo do paciente. Os elementos que atuam neste circuito são: gerador, eletrodo ativo, eletrodo passivo e paciente, como observa-se na figura 14.

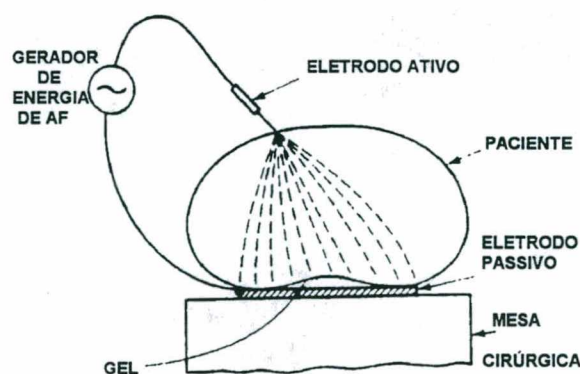


Figura 14 - Modo unipolar, segundo Carr [16]



### Modo Bipolar

No modo bipolar não se tem dois eletrodos colocados em locais diferentes no paciente. Neste modo o eletrodo é um só e tem, em geral, o formato de um fórceps, ou pinça. A corrente flui de uma ponta para outra passando apenas pela porção de tecido (ou vaso) entre as pontas, como mostrado na figura 15. A corrente de AF não atravessa todo o corpo do paciente. A vantagem da utilização desse modo está no fato de se conseguir uma coagulação com valores de potência menores (até 70 watts) que o modo unipolar. O fato de se tocar o tecido com o eletrodo ativo evita a sua carbonização como ocorreria na fulguração. Neste modo, assim como no modo monopolar, o aquecimento do tecido segue a equação 1, do bio-aquecimento. É utilizado para coagulação principalmente em neuro-cirurgias e em oftalmologia ou em áreas que necessitem dos recursos de micro-cirurgia vascular.

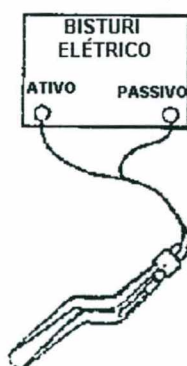


Figura 15 - Modo bipolar, adaptado de Kindermann [32]

Pode-se ter ainda um outro modo chamado de modo micro-bipolar. Este modo possui as mesmas características do modo bipolar diferindo na potência utilizada, que neste caso é de até 30 watts. O modo microbipolar é

destinado às microcirurgias, principalmente devido aos baixos valores de potência, permitindo ao cirurgião uma precisão maior nos procedimentos desejados. A tabela 3 traz alguns procedimentos cirúrgicos realizados com UEC's e os valores usuais de potência.

Tabela 3 - Valores típicos de potência de UEC's para alguns procedimentos cirúrgicos [11]

Faixa de nível de potência (watts)	Procedimentos
<b>Baixa Potência</b>	
< 30 W Corte	Neurocirurgia
< 30 W Coagulação	Dermatologia
	Cirurgia plástica
	Cirurgia oral
	Esterilização laparoscópica
	Vasectomia
<b>Média Potência</b>	
30 W - 150 W Corte	Cirurgia geral
30 W - 70 W Coagulação	Laparotomias
	Cirurgia de cabeça e pescoço
	Cirurgias ortopédicas maiores
	Cirurgias vasculares maiores
	Cirurgia torácica de rotina
Polipectomia	
<b>Alta Potência</b>	
> 150 W Corte	Procedimentos de resseção transuretral (RTU)
> 70 W Coagulação	Toracotomia
	Cirurgia ablasiva de câncer
	Mastectomias

#### 4.1.4 Tipos de configuração de saída do sistema

Existem três tipos de configuração de saída do sistema, segundo Uylings [45], que são:

- sistema de saída aterrado;
- sistema referenciado ao terra;
- sistema isolado.

##### Sistema de saída aterrado

Sistema onde o eletrodo passivo é diretamente ligado ao terra de proteção. Este sistema não é recomendado por norma [2] [3]. Na figura 16 pode-se observar este tipo de sistema.

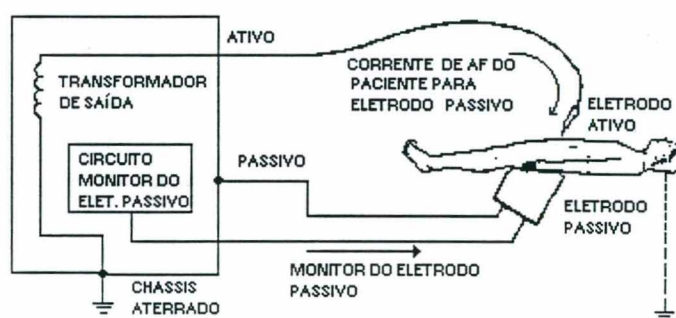


Figura 16 - Sistema de saída aterrado [45]

##### Sistema referenciado ao terra

Sistema que utiliza um capacitor que conecta o eletrodo passivo ao terra, as UEC's que utilizam este sistema recebem a denominação *BF*. Este tipo de sistema pode ser visto na figura 17.

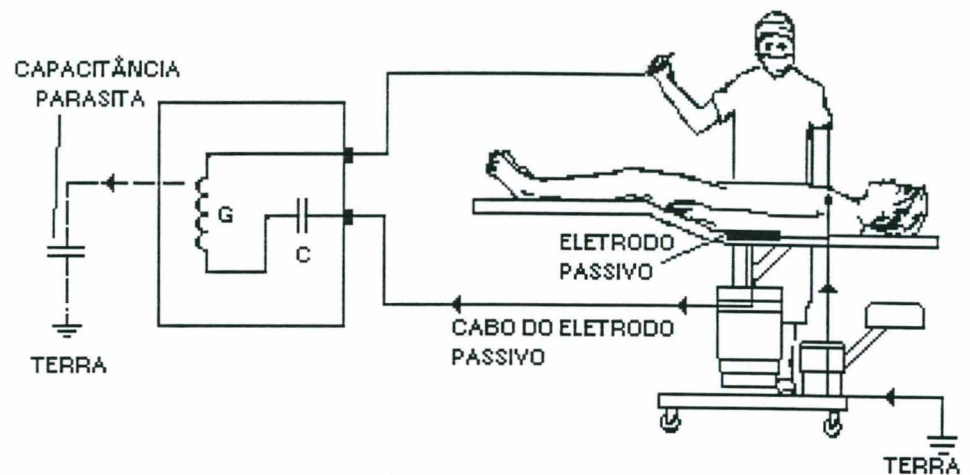


Figura 17 - Sistema de saída referenciado ao terra [45]

### Sistema isolado

Sistema onde o eletrodo passivo não tem nenhuma ligação com o terra, como pode-se observar na figura 18. Recebe a denominação *CF*, sendo o sistema mais recomendado por norma [3] pois é mais seguro. Mesmo assim não isenta a possibilidade da haver fuga de corrente de AF através de capacitâncias parasitas [45]

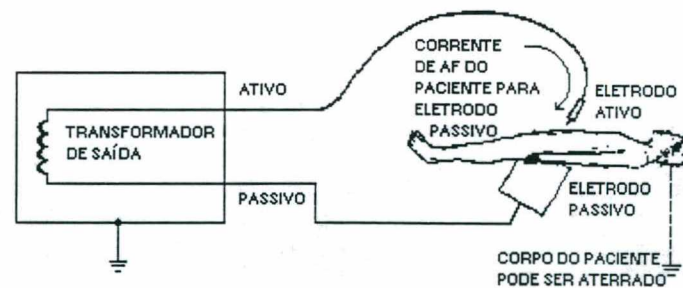


Figura 18 - Sistema de saída isolado [45]

## 4.2 ASPECTOS CONSTRUTIVOS

As UEC's, como mostrado no diagrama de blocos da figura 6 são compostas de:

- bloco gerador de AF;
- acessórios;
- circuitos de alarme e monitorização do eletrodo neutro;
- fonte de alimentação de alta tensão variável;
- saídas selecionáveis.

#### 4.2.1 Bloco gerador de AF

Pode ser considerado a alma de uma UEC. É responsável pela geração da corrente de AF e da forma de onda característica para cada módulo de operação selecionado. Possui várias configurações conforme modelo de UEC.

Segundo Bronzino [11], quatro configurações básicas de geradores de AF são freqüentemente usadas nas UEC's modernas:

- configuração válvula/spark-gap;
- conexão paralela de um banco de transistores bipolares;
- conexão híbrida de transistores bipolares cascadeados com transistores do tipo MOSFET's ;
- conexão em ponte de transistores tipo MOSFET's.

##### Configuração válvula/spark-gap

Nesta configuração os *spark-gap* permanecem como geradores de ondas de coagulação, enquanto a válvula tem a função de gerar uma forma de onda contínua para corte.

Basicamente um *spark-gap* ou centelhador, conforme a figura 19 é um conjunto de placas dispostas paralelamente, com diâmetro aproximado de  $\frac{1}{4}$ " e espaçado de 0,006".

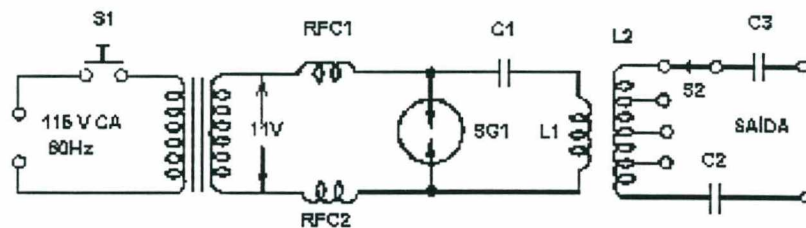


Figura 19 - Spark-gap, adaptado de Carr [15]

Além das placas, que são basicamente o *spark-gap*, têm-se ainda o transformador de alta-tensão (60Hz) e um circuito série ressonante (C1/L1). O transformador tem a função de elevar a tensão da rede a níveis de tensão que possam ionizar o ar entre as placas de tungstênio do *spark-gap*. Esta tensão pode ser de 2000 a 3000 volts CA [15]. A ionização do ar irá provocar um faiscamento de maneira oscilatória e com componentes de AF. Estas correntes irão oscilar segundo (C1/L1) e são acopladas à saída pela indução (L1/L2). O cirurgião seleciona o nível de potência conforme o procedimento cirúrgico específico ou resultado desejados, selecionando a chave S2 que irá mudar os tap's de L2. O espectro de frequência é determinado pela frequência de ressonância de L1/C1. Porém outros espectros de frequência não são removidos por completo, pode-se dizer que harmônicas da frequência de ressonância são apenas atenuadas.

O princípio de funcionamento do circuito a tubo de vácuo ou válvula, usa um oscilador conforme a figura 20.

A válvula utilizada nesta configuração é um Thyatron que serve de gatilho de nível de tensão. Um Thyatron é um triodo preenchido a gás, cujo caminho entre placa/cátodo permanece com alta impedância até o *grid* e o cátodo excederem certo nível de tensão.

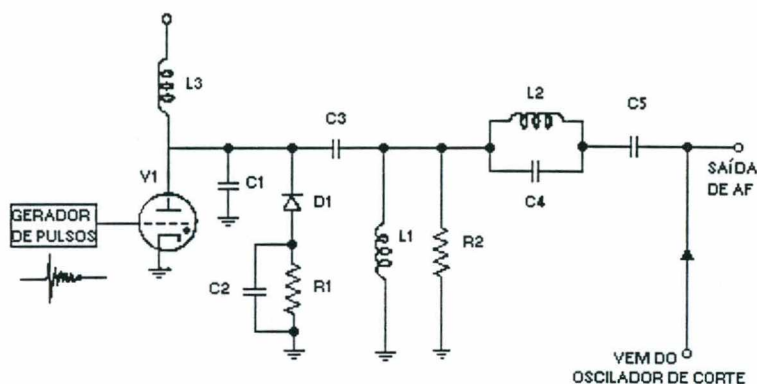


Figura 20 - Circuito valvulado, adaptado de Carr [15]

Neste momento se dá a ionização do gás dentro do tubo. Quando a tensão é inicialmente aplicada, V1 não está atuando. O capacitor C3 irá se carregar através de L3 (bloqueador) e indutor L1. Um gerador de pulsos aplica pulsos a V1 na razão de 25kHz. Quando a amplitude do pulso aplicado a V1 exceder o limiar de V1, o Thyatron se ioniza e descarrega C3 rapidamente, aplicando função de passo que excita L1/C3. A energia vinda de L1/C3 é acoplada à saída. O diodo D1 serve para amortecer a forma de onda (ver Figura 12). O Thyatron, então, se desioniza, permitindo C3 carregar-se. E tudo se repete. L2/C4 são utilizados para prevenir a interação do oscilador para corte (a tubo de vácuo) e o de coagulação (*spark-gap*), pois apresenta uma alta impedância ao primeiro, reduzindo seu efeito no circuito de coagulação.

### Configurações utilizando a tecnologia de estado sólido

Esta tecnologia, como falado anteriormente, teve o início de sua utilização um tanto conturbado, gerando várias controvérsias, quanto às vantagens dos transistores em relação à configuração anterior. Há aproximadamente duas décadas vêm-se utilizando transistores em UEC's e pode-se afirmar que o ponto de partida para a sua utilização em larga escala foi a queda no seu preço, possibilitando um custo razoável para as UEC's. Atualmente é a tecnologia mais utilizada, tendo como vantagens o tamanho e nível de ruído reduzidos.

A seguir tem-se o diagrama de blocos de uma UEC moderna com transistores mostrado na figura 21.

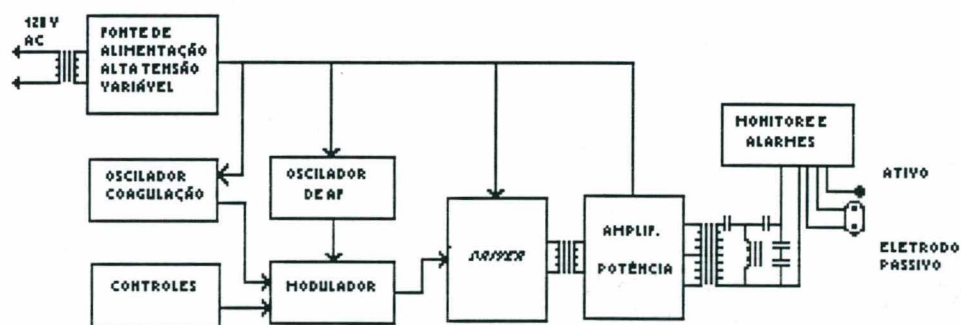


Figura 21 - Diagrama de blocos de uma configuração transistorizada, adaptado de Gerhard [23]

O sinal originado pelo oscilador (na freqüência de 300kHz a 3Mhz) é aplicado diretamente ao amplificador de potência RF, caso a onda selecionada pelo cirurgião seja a onda de corte (senóide contínua). Caso seja uma onda de coagulação, um modulador ou controlador de onda é utilizado, sobrepondo uma onda quadrada, ou dente de serra, ao sinal senoidal.



Nesta tecnologia utiliza-se, sempre, vários transistores em paralelo para produzir a mesma quantidade de energia RF produzida por circuitos valvulados.

#### 4.2.2 Acessórios

As UEC's são compostas de diversos acessórios. Alguns deles são obrigatoriamente utilizados, sendo vendidos em conjunto com o equipamento tais como: eletrodo ativo, eletrodo passivo e pedais. Outros podem ser considerados acessórios propriamente ditos, pois são utilizados em procedimentos mais específicos. Abaixo tem-se a definição de alguns desses acessórios.

##### Eletrodo ativo

É o eletrodo que irá realizar o corte ou a coagulação. Pode ter o formato de uma caneta porta-eletrodos revestida de poliestileno de alta densidade e com eletrodos (geralmente acompanha um jogo com vários eletrodos) de aço inoxidável. Algumas canetas possuem comando digital possibilitando a ativação dos modos corte ou coagulação na própria caneta, não necessitando dos pedais. Conforme o procedimento, o eletrodo ativo poderá ser diferente, visto que a sua forma e o seu tamanho (ver anexo A) irão influenciar os resultados. Um eletrodo ativo maior precisa de maior potência para realizar uma mesma tarefa, sendo que, esta potência é distribuída de maneira menos precisa (menos localizada). Para procedimentos mais precisos deve-se utilizar eletrodos menores, pois estes irão provocar menos danos ao

tecido, pois requerem menos potência. No anexo A têm-se alguns tipos de eletrodos ativos.

### Eletrodo passivo

Também conhecido como eletrodo de retorno, neutro, dispersivo, placa neutra ou do paciente. Apresenta poucas variações quanto ao seu formato, uma vez que, possui sempre a mesma finalidade, que é a de dispersar a corrente de AF vinda do eletrodo ativo. Tem geralmente o formato retangular (ver anexo B) mas alguns podem ter formatos circulares, com áreas que variam em torno de 200cm<sup>2</sup>. Outra diferenciação está no tamanho da placa conforme o tipo de paciente:

- paciente adulto = placa de até 400cm<sup>2</sup>;
- paciente infantil = placa de aproximadamente 100cm<sup>2</sup>.

O material utilizado para os eletrodos passivos permanentes é o aço inoxidável, mas existe disponível no mercado as placas descartáveis, com a vantagem de garantir um melhor desempenho, visto que, não serão reaproveitadas, não tendo que passar por processos de esterilização e manuseio contínuo, o que vem a afetar a integridade das placas permanentes. No Brasil a tendência de se utilizar placas descartáveis não é tão grande quanto em países mais desenvolvidos. Ainda é muito caro para o setor público de saúde a aquisição desses eletrodos descartáveis.

### Eletrodo Bipolar

São utilizados com o modo de funcionamento bipolar. Geralmente tem o formato de um fórceps ou pinça variando em forma e tamanho conforme o procedimento cirúrgico a ser realizado (ver anexo C). São destinados à coagulação. Variam das pinças comuns por apresentarem revestimento isolante à corrente de AF, e terem conexão para o cabo do modo bipolar. Sua utilização é recomendada devido a segurança oferecida pela sua isolação e pelas vantagens de se coagular com o modo bipolar.

### Pedais

São utilizados para ativar as UEC's, geralmente são duplos, montados lado a lado, sendo um pedal para ativação do modo corte e outro para a ativação do modo de coagulação. O pedal é um acessório indispensável quando não se tem disponível para uso um eletrodo ativo (caneta) com comando digital para ativação dos modos de operação (pode-se afirmar que a ativação feita na própria caneta tem sido a opção mais utilizada, atualmente). O modo misturado, quando selecionado no painel de comando da UEC, pode ser ativado por qualquer um dos dois pedais. Além dos pedais de corte e coagulação, algumas UEC's apresentam um pedal adicional, em separado, para a ativação do modo bipolar. No anexo D tem-se alguns tipos de pedais.

#### 4.2.3 Circuitos de alarme e de monitorização do eletrodo neutro

Com o intuito de melhorar a segurança, diminuindo os riscos para pacientes e usuários, alguns fabricantes incorporaram aos seus equipamentos circuitos de alarme e monitorização. Os alarmes são, em geral, visuais e

auditivos. A norma IEC 601.2.2 [3] prescreve a presença de dispositivos que indiquem a ativação de um dos modos de operação de uma UEC, ou quando da ligação desta.

Esses indicadores luminosos seguem o seguinte esquema de cores:

- verde - indica energização da UEC;
- amarelo - indica a energização do circuito de saída do modo corte;
- azul - indica a energização do circuito de saída do modo coagulação;
- vermelho - indica uma condição de falha.

Segundo esta norma [3] as UEC's com potência de saída declarada superior a 50 watts devem ter circuito que desative a saída e acione um sinal sonoro quando houver problemas com eletrodo passivo (cabo, conexões ou contato com paciente). Este tipo de sistema de monitorização e alarme do eletrodo passivo varia de fabricante para fabricante, recebendo diversas denominações como o caso do sistema REM de monitorização da qualidade de contato das UEC's da ValleyLab e do sistema MRP (monitorização da resistência de placa) dos equipamentos da Deltronix. Apesar dos nomes distintos esses sistemas têm poucas variações. Geralmente monitoram a resistência de placa, acionando o alarme visual e sonoro caso esta esteja além dos limites estabelecidos em norma. Além dos alarmes estes sistemas são capazes de bloquear o funcionamento do equipamento quando

houver rompimento do fio, não conexão da placa do paciente ou resistência de contato inadequada entre eletrodo passivo e paciente.

#### 4.2.4 Saídas selecionáveis

As UEC's podem apresentar as seguintes saídas selecionáveis pelo cirurgião:

- saída para modo unipolar;
- saída para modo bipolar;
- saída para modo microbipolar.

Podem apresentar também, saídas para procedimentos endoscópicos, laparoscópicos e para ressecção transuretral (RTU), bem como fonte de luz.

## 5. SEGURANÇA EM UEC's

### 5.1 ASPECTOS DE SEGURANÇA

O fato de dedicar-se um capítulo inteiro a segurança em UEC's vem a confirmar a preocupação existente sobre o assunto e a necessidade de esclarecimentos.

Segundo Husson [28], os acidentes elétricos dentro dos centros cirúrgicos são de principal responsabilidade das UEC's. Não se pode deixar de frisar que outros equipamentos também podem causar danos e acidentes [24] [25], como os equipamentos de monitorização de pressão sanguínea [38], os lasers e instrumentos com motor elétrico como os empregados em cirurgias ortopédicas, entre outros. O grande número de equipamentos presentes dentro dos centros cirúrgicos e funcionando ao mesmo tempo, representam um potencial de riscos para pacientes e usuários [29]. Além disso, as instalações elétricas de centros cirúrgicos devem atender a certas especificações [20] para garantir um nível mínimo de segurança. Mais dois fatores de riscos [40] podem ser acrescentados aos já mencionados, que são:

- utilização imprópria das UEC's;
- manutenção inadequada das UEC's.

## 5.2 PRINCIPAIS RISCOS

Inúmeros são os riscos presentes no uso de UEC's, esses problemas [36] podem ser classificados da seguinte maneira:

Situações de perigo:

- problemas com aterramento e instalações elétricas;
- interferências em AF;
- acionamentos indevidos;
- falhas no equipamento e acessórios;
- manutenções mal feitas e
- falta de treinamento dos usuários.

As situações de perigo já mencionadas podem provocar diversos riscos. Estes riscos são resultantes de cada uma das situações de perigo ou da associação das mesmas. É mais comum que se tenha riscos com mais de um agente causador.

Esses riscos são:

- queimaduras em pacientes e usuários das UEC's;
- fibrilação ventricular do coração;
- explosões;
- interferências dentro dos centros cirúrgicos
- contaminação e intoxicação
- danos ao equipamento;

### 5.2.1 Queimaduras

As queimaduras [39] provocadas pelas UEC's são dependentes da energia entregue a um certo volume de tecido e da razão pela qual esta energia pode ser dissipada [36], ou seja, queimaduras podem ocorrer tanto em CC quanto em CA a qualquer frequência, basta que se tenha uma concentração de energia numa pequena área. No caso da utilização de UEC's, geralmente as queimaduras estão relacionadas com problemas com eletrodo passivo, mas podem ocorrer queimaduras sob os eletrodos de outros equipamentos, como os do monitor de ECG.

Se o eletrodo passivo não tiver o tamanho mínimo necessário para dissipar a corrente de AF, ou estiver danificado (presença de amassados e arestas) haverá formação de pontos com alta densidade de corrente, resultando em queimaduras.

Se a conexão placa-cabo (no eletrodo passivo) estiver mal feita ou for inexistente, se a impedância do cabo estiver muito elevada [21], acima do dobro da impedância de um cabo novo (em perfeitas condições de uso), se não houver um bom contato placa-paciente ou ainda se o eletrodo passivo estiver posicionado muito distante do local da cirurgia a corrente de AF irá procurar caminhos alternativos para voltar ao gerador. Esses caminhos podem ser através dos eletrodos de outros equipamentos, através de locais que estejam em contato com o paciente e estejam aterrados ou que tenham uma capacitância [26] apreciável para o terra como a mesa de operação, usuários e sondas de temperatura.



É possível, também que o acúmulo de líquidos (sangue e outros fluidos) espalhados pelo corpo do paciente ou no eletrodo passivo, e que tenham contato com alguma parte aterrada, também sirvam como caminho para a corrente de AF.

Outra possibilidade de queimaduras está nas pequenas áreas condutivas entre os membros [45], como por exemplo o contato braço e parte lateral da barriga. No caso de não haver um bom contato (abrangendo uma área grande e sem saliências para dissipação da corrente) entre o eletrodo passivo e o paciente, a UEC não terá um bom desempenho, necessitando de mais potência, podendo levar a caminhos alternativos para a corrente de AF.

Mais um fator a ser considerado advém do uso de endoscópios, que possuem revestimento externo metálico e conduz corrente de fuga em condições normais [2][3]. Se não houver um bom contato entre eletrodo passivo e paciente, o endoscópio pode agir como um caminho alternativo e causar queimaduras pois não possui área suficiente para dissipação da corrente.

Outro problema que pode causar as queimaduras é o acionamento acidental dos pedais ou do eletrodo ativo, caso este último tenha comando digital na caneta porta-eletrodo.

As possíveis soluções para toda esta variedade de problemas são:

- utilização de dois eletrodos passivos simultaneamente, para garantir sempre um bom contato mesmo se um deles falhar, alternativa não muito utilizada atualmente;

- uso de UEC's com sistema de monitorização do eletrodo passivo;
- mesa cirúrgica isolada;
- uso de UEC's isoladas;
- evitar contato direto com paciente e este com outros objetos aterrados;
- usar gel condutor na placa do eletrodo passivo para melhorar a condução e o contato placa-paciente;
- utilizar sempre que possível placas descartáveis, caso contrário não utilizar placas deformadas, amassadas, nem com arestas salientes;
- posicionar o eletrodo passivo o mais próximo do campo cirúrgico evitando locais com protuberâncias ósseas, excesso de gordura ou pouco vascularizados, que não proporcione um bom contato;
- verificar se o paciente tem líquidos espalhados pelo corpo, que possam desviar o caminho da corrente;
- evitar o contato entre membros do paciente, separando-os por mantas isolantes ou outros tecidos;
- utilizar somente eletrodos passivos que estejam com uma boa conexão entre placa e cabo, e cabos de impedância adequada;
- a solução para evitar queimaduras devido ao acionamento acidental da UEC está em se ter cuidado durante o seu

manuseio e procurar sempre deixar os eletrodos ativos em locais apropriados e isolados;

- não utilizar potências superiores às recomendadas para cada procedimento cirúrgico;
- caso a UEC não esteja com um bom desempenho, não aumente a potência, verifique o eletrodo passivo, o cabo e as conexões, caso não obtenha resultado, chame o Engenheiro Clínico responsável;
- bom treinamento dos usuários;
- manutenção preventiva e corretiva na UEC e acessórios.

### 5.2.2 Fibrilação ventricular do coração

A fibrilação ventricular do coração [32], outro problema que pode ser gerado pelas UEC's, é geralmente provocada por correntes alternadas na faixa de 10 a 200 Hz, como exposto no capítulo 3, pois correntes de AF têm baixa penetração nos tecidos e não provocam excitações musculares [29]. Isto é verdade mas não isenta a possibilidade de que correntes de fuga de baixa frequência (principalmente a 60 Hz) oriundas das UEC's [45] [33] e/ou de outros equipamentos, que estejam aplicados ao paciente, como o monitor de ECG, presentes na sala cirúrgica, provoquem a fibrilação, conforme podemos verificar na figura 22.

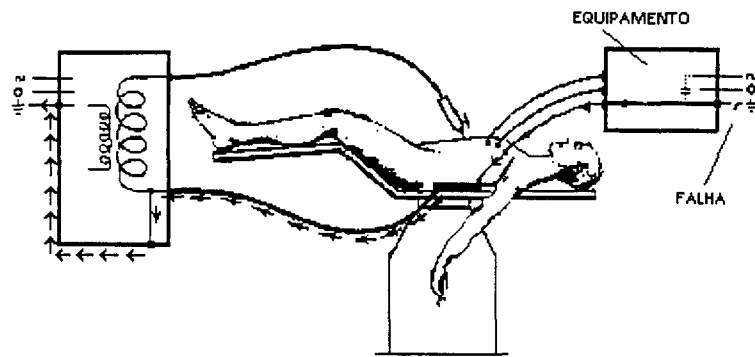


Figura 22 - Sistema de saída aterrado com correntes de fuga 50/60 Hz causadas por falha na conexão do terra de outros equipamentos[45]

As soluções para minimizar os efeitos das correntes de fuga de baixa frequência estão em:

- utilizar UEC's tipo "BF" (eletrodo passivo referenciado ao terra) ou "CF" (eletrodo passivo isolado);
- posicionar os cabos dos outros equipamentos sempre perpendiculares ao cabo da UEC, minimizando o problema de indução de correntes parasitas;
- posicionar os eletrodos do monitor de ECG o mais longe possível do local onde se encontra o eletrodo passivo;
- a distância entre os eletrodos ativo e passivo da UEC deve ser a menor possível, diminuindo os riscos de caminhos alternativos;
- a manutenção preventiva e ensaios técnicos são necessários para a detecção de equipamentos que apresentem valores de correntes de fuga de baixa frequência acima dos permitidos em norma [3];

### 5.2.3 Explosões

As explosões dentro de um centro cirúrgico são ocasionadas, principalmente, por:

- eletricidade estática [36], [32];
- faiscamento de tomadas e outros equipamentos eletromédicos;
- faiscamento durante o uso de UEC's .

O risco de explosões deve-se principalmente aos fatores acima mencionados interagindo com gases anestésicos inflamáveis ou outras substâncias também inflamáveis, presentes nos centros cirúrgicos.

A eletricidade estática é um risco sempre presente mas que pode ser evitado utilizando-se nas salas cirúrgicas pisos anti-estáticos e mantendo a umidade relativa do ar superior a 50% [36].

Quanto ao problema com tomadas é necessário que as mesmas estejam posicionadas dentro das salas cirúrgicas a 1,5 metros do piso [20], diminuindo a sua interação com os gases que normalmente se concentram a alturas menores.

No caso das UEC's é proibido por norma [3] que se utilize gases inflamáveis durante a sua utilização, minimizando os riscos. Outra proibição por norma é quanto ao uso de extensões para ligação de equipamentos à rede elétrica, o que pode vir a provocar um centelhamento cuja interação com gases presentes no ambiente podem provocar explosões.

#### 5.2.4 Interferências provocadas pelas UEC's em centro cirúrgico

Geralmente uma UEC é capaz de produzir interferências de AF em outros equipamentos, dentro de salas cirúrgicas. Essas interferências são agravantes de uma situação já composta por diversos riscos, oriundos de qualquer procedimento cirúrgico, invasivo ou não. As interferências causadas por UEC's podem atingir uma distância de 30m num caso típico, onde tem-se que o campo radiado a 3MHz é de 10mV/m, valores estes que podem perfeitamente influenciar medidas de outros equipamentos ou alterar o seu desempenho e funcionamento. Portanto a eliminação ou redução destas interferências são de grande importância para a obtenção de um diagnóstico correto ou uma correta monitorização do paciente.

Segundo Webster [51], as UEC's transistorizadas provocam menos interferências com outros equipamentos pois essa tecnologia utiliza valores de corrente muito menores no sistema de monitorização dos eletrodos passivos, causando menos interferências. Outro fator é quanto a faixa de frequência que também tem valores inferiores aos das UEC's a *spark-gap*.

As interferências principais e de maiores riscos são:

- interferências com monitores de ECG;
- interferências com marcapassos cardíacos;

#### Interferências com monitores de ECG

Uma UEC é uma fonte de energia elétrica que pode produzir sinais não desejados que poderão influenciar os sinais elétricos gerados pelo próprio

coração [4]. Como visto anteriormente o eletrodo ativo de uma UEC pode transferir milhares de volts em AF para o corpo do paciente, sendo que muitas vezes esses sinais são gerados com frequências tão próximas das frequências do monitor de ECG [38] que não se consegue separar umas das outras. Esta interferência elétrica pode ocorrer de duas formas [4]:

A) Condução - quando a energia de AF é conduzida para o monitor de ECG através do corpo do paciente, sendo as possíveis soluções:

- utilizar valores de potência de saída da UEC mais baixos possíveis para cada procedimento cirúrgico;
- posicionar o eletrodo passivo o mais próximo possível, de preferência sob o local da cirurgia;
- posicionar os eletrodos do monitor de ECG equidistantes e o mais longe possível do local da cirurgia;
- posicionar todos os eletrodos do monitor de ECG na parte frontal ou na superfície posterior.

B) Radiação - quando a transmissão se dá pelo ar induzindo nos monitores e cabos. As possíveis soluções são:

- utilizar valores de potência de saída da UEC os mais baixos possíveis para cada procedimento cirúrgico;
- manter cabos do monitor de ECG longe dos cabos da UEC;
- manter os cabos do monitor de ECG perpendiculares aos cabos da UEC;

- utilizar somente cabos blindados.

Outra possível solução para as interferências provocadas pelas UEC's em monitores de ECG é a construção de filtros adaptativos [52] que consigam eliminar estas interferências.

### Interferências com marcapassos cardíacos

Marca-passos cardíacos são utilizados para manter os batimentos cardíacos quando os controles naturais do coração estão com algum problema devido a doenças ou cirurgias. Alguns desses marcapassos são de uso permanente e programáveis, outros, como os de demanda, modificam o seu modo de funcionamento automaticamente na presença de campos magnéticos. Pode-se afirmar que o exato efeito das UEC's sobre os geradores de pulso dos marcapassos são imprevisíveis [34]. Na figura 23 tem-se um típico gerador de controle de um marcapasso.

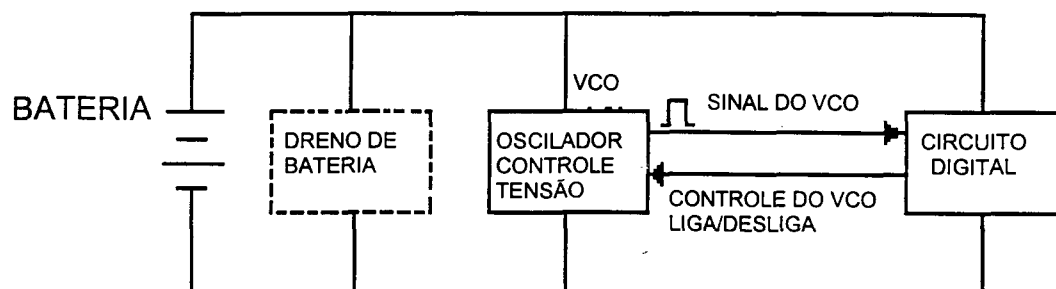


Figura 23 - Gerador de controle de um marcapasso [34]



Quando um paciente que possui um marcapasso cardíaco temporário se submete a uma cirurgia onde uma UEC será utilizada, os médicos revertem o modo de trabalho do marcapasso para o modo assíncrono, para que este não sofra as interferências provocadas pelas correntes de AF das UEC's. Segundo Mangar [34] mesmo após a reversão para o modo assíncrono ainda existe a possibilidade de um marcapasso sofrer a influência de uma UEC. Existem casos de marcapassos que falharam mesmo estando no modo assíncrono, visto que a interferência eletromagnética vinda da UEC causou uma redução na autonomia da bateria do marcapasso, provocando uma falha.

As possíveis soluções são:

- procurar utilizar o modo bipolar, que causa menos interferência, quando o paciente tiver um marcapasso;
- obedecer a distância mínima de 15cm entre o eletrodo ativo da UEC e o marcapasso;
- limitar o uso da UEC a um segundo a cada dez segundos para prevenir períodos assistólicos repetitivos [34];
- caso um marcapasso de demanda seja inibido por uma UEC utilizar um ímã de grande energia para convertê-lo ao modo assíncrono;
- durante cirurgias com UEC's deve-se ter sempre um marcapasso externo disponível no caso do paciente possuir marcapasso interno ou implante ativo.

### 5.2.5 Contaminação e intoxicação

Apesar de se ter poucos casos relatados sobre contaminação durante o uso de UEC's, deve-se legar uma certa atenção ao assunto. Segundo Bennett [5], é possível a transferência de bactérias durante uma eletro-cirurgia. Segundo o mesmo autor esta transferência pode ocorrer em casos clínicos, onde o cirurgião não esteriliza o eletrodo ativo durante o atendimento a vários pacientes. Isto porque muitos médicos acreditam que a corrente elétrica é capaz de esterilizar o tecido e conseqüentemente o eletrodo ativo, o que é verdade para o caso do eletrocautério, onde o eletrodo fica praticamente incandescente, esterilizando-se pela alta temperatura. No caso de UEC's, pouco aquecimento ocorre dentro do eletrodo no ponto de contato com o tecido [41].

Um outro fator de contaminação está na fumaça lançada quando do uso de uma UEC e advém da ação térmica da corrente de AF no tecido que irá vaporizar os líquidos celulares, sendo muito similar à dos lasers cirúrgicos. Esta fumaça pode conter DNA viral, bactérias, carcinógenos e irritantes [47], que nem sempre são filtrados pelas máscaras devido às suas dimensões microscópicas [41]. Esta fumaça é bastante prejudicial para os usuários, que na sua presença estarão sujeitos aos riscos de contaminação e intoxicação, devendo ser evitada.

As possíveis soluções são:

- esterilizar sempre os eletrodos após o uso, seguindo os métodos recomendados pelos fabricantes e respeitando as diferenças entre os materiais;

- utilizar acessórios de proteção, como luvas, máscaras e óculos, esterilizados ou descartáveis;
- para evitar os riscos de contaminação e intoxicação pela fumaça, utilizar um dispositivo evacuador de fumaça durante o procedimento cirúrgico.

#### 5.2.6 Danos ao equipamento

Quando incluiu-se este item como resultado de algumas das situações de perigo mencionadas, foi com o intuito de alertar que nem sempre somente o paciente e usuário estão sujeitos a danos, mas a própria UEC pode ser afetada de alguma forma. Os principais danos ao equipamento são devidos aos seguintes fatores:

- manuseio inadequado do equipamento e acessórios;
- problemas durante o transporte;
- uso incorreto do equipamento e acessórios;
- manutenção mal feita;
- problemas com aterramento do centro cirúrgico;
- usuários sem treinamento;
- processos de esterilização inadequados.

O universo destes danos vai desde um cabo partido ou danificado pelo manuseio, até danos que comprometam a integridade e a segurança da UEC.

As soluções para estes problemas estão em:

- fornecer aos usuários um treinamento completo, desde operação até manuseio e transporte adequados;
- esclarecer dúvidas quanto aos processos de esterilização;
- utilizar apenas mão de obra qualificada para efetuar as manutenções.

## 6 MANUTENÇÃO DE UEC's

### 6.1 INTRODUÇÃO

Os aspectos de segurança mencionados no capítulo anterior têm uma ligação direta com a manutenção [22] e o gerenciamento [12] de UEC's. Para que se obtenha uma maior eficiência neste sentido é necessário um estudo prévio das condições e estrutura presentes no respectivo hospital, para que se possa determinar um programa de manutenção (PM) que melhor se adapte a estrutura disponível. Fica claro que a estrutura, muitas vezes, também deverá se adaptar ao PM para que se obtenha o melhor resultado possível. Um PM [22] bem estruturado pode reduzir custos, aumentar o intervalo entre manutenções, reduzir o número de reparos, reduzir o inconveniente de UEC's com mal desempenho, diminuir o risco de falha durante o uso, garantindo em grande parte a segurança desejada.

Os NEC's buscam através da implantação de um PM aperfeiçoar as rotinas de ensaios e tornar os reparos mais confiáveis e mais rápidos. Um setor de manutenção é muito importante para um NEC, isto deve-se ao fato de que os reparos são a linha de frente dos serviços que um NEC pode oferecer a um hospital. A diminuição nos gastos com manutenção aliada às vantagens de se ter uma equipe técnica disponível para gerência e aquisição de UEC's, bem como de treinamento de usuários, são atividades desenvolvidas pelos NEC's e reconhecidas pelos setores de administração dos hospitais. Neste capítulo tem-

se algumas noções de um PM, além de mostrar como foram desenvolvidas as rotinas de manutenção e ensaios de UEC's.

## 6.2 PROGRAMA DE MANUTENÇÃO DE UEC'S

Para que um programa de manutenção (PM) tenha êxito deve-se atentar para alguns fatores que devem ser determinados previamente. É necessário que se conheça a atual situação dos equipamentos disponíveis, cadastrando-os quando necessário e as características da entidade hospitalar à qual o equipamento pertence. Feito isto outros itens devem ser considerados, como:

- gerenciamento das UEC's;
- desenvolvimento das rotinas de ensaio e manutenção;
- programação da manutenção;
- aquisição de equipamentos de boa qualidade e condizentes com a necessidade;
- normas técnicas aplicáveis.

Pode-se incluir nesta lista uma equipe técnica treinada e eficiente como um fator de extrema importância para o bom funcionamento de um PM. Além dos tópicos acima mencionados um PM é constituído na sua essência por três itens:

- manutenção corretiva;
- manutenção preventiva;
- ensaios técnicos.

### 6.2.1 Manutenção corretiva

A manutenção corretiva (MC) é o tipo de manutenção à qual se está em primeira mão acostumado a tratar, equivalendo a um reparo ou conserto. A MC, como o próprio nome diz, visa corrigir um defeito ou problema, após a ocorrência do mesmo. Mesmo após a implementação de um PM não é possível a eliminação por completo dos reparos, por mais eficiente que este seja, conseguindo-se apenas, um aumento do intervalo entre reparos. No caso do NEC-HU a manutenção corretiva de UEC's tem grande importância, sendo realizada com o máximo de cuidado, visando sempre a segurança de pacientes e usuários.

Um fator de extrema importância para que uma MC tenha sucesso, ou seja, consiga detectar as falhas e corrigi-las em tempo mínimo, são as ordens de serviços (OS's).

As OS's são o primeiro auxílio que o técnico tem na detecção de falhas, daí a importância de uma OS bem descrita com as informações preliminares e necessárias sobre a falha ou ocorrência. Sempre que possível uma OS deve ser preenchida pelo setor solicitante do serviço mas algumas vezes ocorrem solicitações pelo telefone, cabendo ao funcionário responsável do NEC formular algumas perguntas básicas ao solicitante [12].

De maneira geral uma OS deve conter as seguintes informações sobre as UEC's:

- identificação da UEC com defeito (modelo, número de série e patrimônio, quando possível);

- local de origem da UEC;
- quem estava utilizando a UEC quando ocorreu a falha
- circunstância em que ocorreu a falha;
- o horário da ocorrência;
- descrição da falha
- conseqüências da falha.

No caso do HU as OS's que chegam ao NEC não contém tantas informações, prejudicando a MC, no sentido em que possivelmente haverá um aumento no tempo gasto com a detecção do defeito. Atualmente existe um formulário adaptado para servir como OS, mas este formulário não contém todos os itens acima mencionados. Quanto à criação de uma OS mais específica, com as características já descritas, é algo de difícil aceitação dentro do âmbito hospitalar, visto que a criação de mais um formulário para ser preenchido não é uma tarefa fácil de ser incorporada à rotina do corpo clínico do hospital. Uma possível solução seria permanecer com o formulário antigo e fornecer ao usuário um treinamento para o preenchimento correto do mesmo.

Para situar melhor os problemas com as OS's, analisou-se os relatórios de serviços das UEC's do NEC-HU no período de setembro de 1995 a setembro de 1996, mostrado na figura 24. Neste gráfico tem-se a distribuição das OS's durante estes doze meses e os setores solicitantes, totalizando 80 OS's.



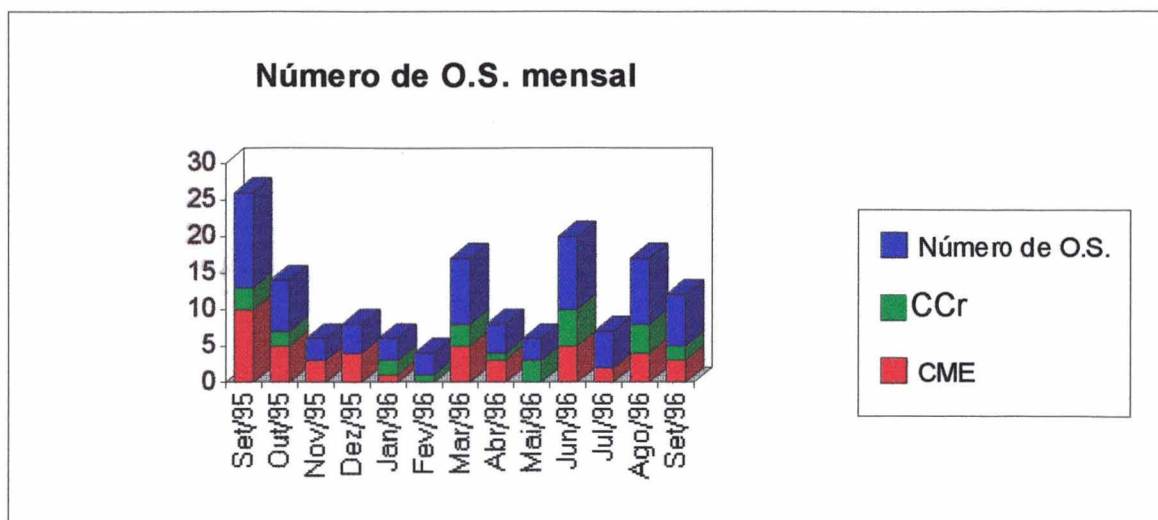


Figura 24 - Distribuição mensal das OS's de UEC's no NEC-HU

Na tabela 4 mostra-se alguns dados obtidos desses relatórios.

Tabela 4 - Análise dos relatórios de manutenção de UEC's

Variáveis analisadas	valores obtidos
Número de OS's	80
Serviços solicitados que estavam de acordo com o defeito constatado	88,75 %
Tempo total gasto com manutenção	≈ 90 horas
Tempo médio gasto com reparos	≈ 67 minutos
Tempo médio de permanência de uma UEC no laboratório	≈ 3 horas
Setor que mais solicitou serviços	Setor de esterilização
Atividades mais realizadas	Soldagem e reparos em cabos e acessórios
Atividades menos realizadas	Ajustes em UEC's

Vale observar que as atividades mais realizadas em UEC's são as soldagens e reparos em cabos e acessórios, causados em sua maioria por manuseio inadequado, vindo a salientar a importância de um treinamento de usuários.

O setor de esterilização é o que mais solicita manutenção devido ao fato de todo o equipamento, mesmo com defeito, após ser utilizado numa cirurgia, tenha que ser esterilizado antes de chegar ao NEC. Não se pode descartar, também, o setor de esterilização como um grande gerador de defeitos em UEC's, devido ao manuseio inadequado ou à técnicas de esterilização diferentes das recomendadas pelos fabricantes.

A partir da solicitação de serviços alguns procedimentos são necessários até se chegar na fase dos reparos, na MC propriamente dita. Na figura 25 tem-se um fluxograma para efetuar reparos [50].

No caso desta figura, ela é bem genérica, podendo ser aplicada ao caso de UEC's. Esta seqüência para MC é um procedimento a ser implementado no NEC-HU.

Atualmente as inspeções nos locais são pouco freqüentes no caso do HU, visto que a maioria das OS's chegam no NEC-HU junto com o equipamento, dificultando a descoberta de possíveis erros de operação e manuseio, que são melhor identificados no local de utilização da UEC. Quando se identifica erros deste tipo, deve-se encaminhar o usuário ao treinamento em casos graves, ou resolver imediatamente a dúvida, no próprio local.

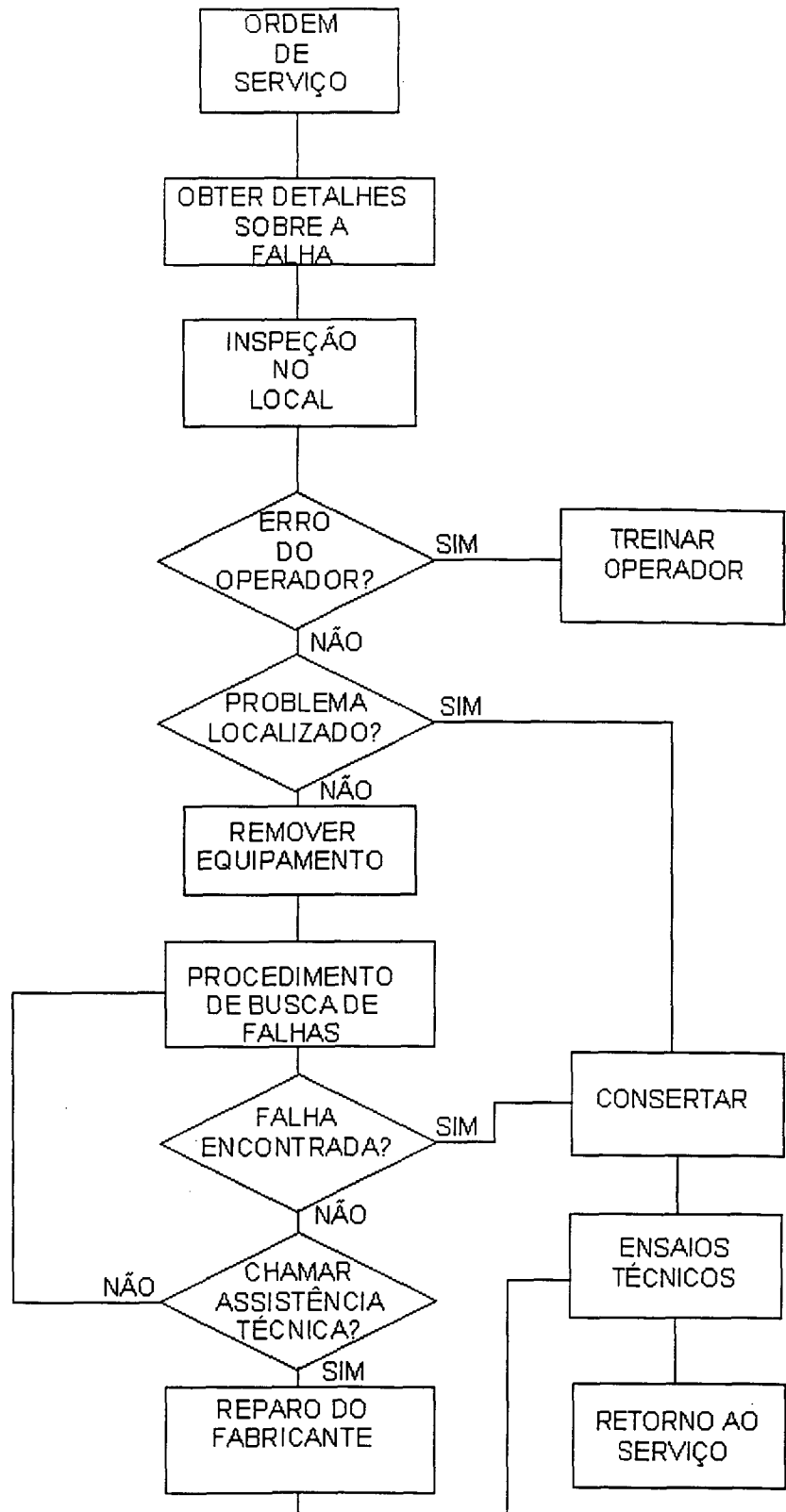


Figura 25 - Fluxograma [50] para reparos em UEC's

Com isso uma MC para ser efetiva deve conter os seguintes passos:

- procedimentos para encontrar falhas;
- ajustes;
- substituição de peças;
- ensaios de segurança e funcionalidade.

#### Procedimentos para encontrar falhas:

É de extrema importância o desenvolvimento de procedimentos de manutenção e ensaios, assim como ter-se procedimentos para encontrar falhas, também chamados de árvores de defeitos. O fato de se definir uma metodologia de busca de falhas aumenta a eficiência na execução da MC e permite que um técnico de outra área, mesmo com conhecimento limitado em UEC's consiga identificar algumas falhas e até mesmo corrigi-las na falta do técnico responsável e em situações de emergência. Na figura 26 tem-se um modelo de procedimento de busca de falhas.

#### Ajustes:

Ajustes em UEC's são realizados caso haja algum problema quanto ao desempenho e segurança de UEC's. Os ajustes devem ser feitos após os ensaios de funcionalidade e segurança, para garantir o seu funcionamento com as características descritas pelo fabricante. Nos manuais de serviço das UEC's tem-se sugestões para calibração e ajustes de uma UEC segundo cada fabricante, respeitando-se o modelo.

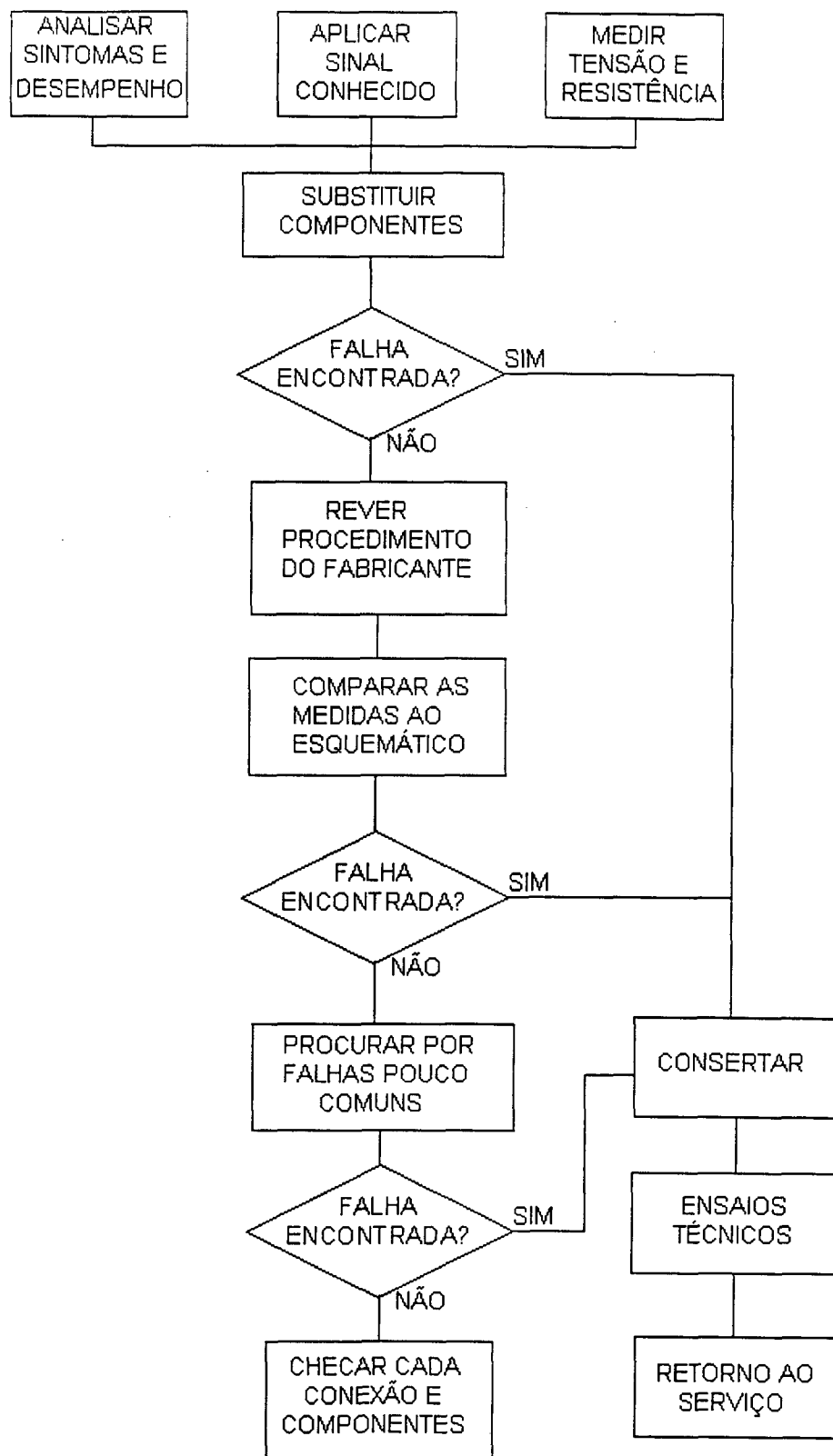


Figura 26 - Fluxograma [50] de busca de falhas em UEC's

### Substituição de peças:

No caso de UEC's as substituições de peças não são procedimentos de rotina, visto que as mesmas não possuem muitas partes mecânicas passíveis de problemas, e quanto aos componentes eletrônicos, quando há necessidade de troca geralmente encaminha-se a UEC à assistência técnica autorizada, pois pode haver a necessidade de trocar toda a placa de circuito eletrônico.

O fabricante ou a assistência técnica autorizada somente são envolvidos no processo de MC quando:

- o responsável pela UEC no NEC não conseguir detectar o defeito ou efetuar o reparo;
- não houver os manuais de serviço do equipamento disponíveis para a MC;
- houver necessidade de troca de peças específicas;
- quando o equipamento ainda estiver na garantia.

O serviço fornecido pelo fabricante geralmente possui um custo mais elevado para o hospital e um prazo para entrega do equipamento também maior, mas nos casos já mencionados deve-se apelar para este tipo de serviço.

Quanto ao estoque de peças para efetuar a MC, não é necessário que se tenha estoque de peças específicas, cabendo ao NEC ter para reposição apenas cabos, conectores, eletrodos passivos e outros acessórios. Nos manuais das UEC's os fabricantes costumam trazer recomendações quanto ao estoque mínimo de peças se necessário.

### Ensaio:

Os ensaios dentro da rotina de um NEC são atividades de primeira importância. São os ensaios técnicos [18] que irão identificar possíveis defeitos além de garantir o bom desempenho de uma UEC. Os ensaios técnicos devem ser realizados após a MC, durante a manutenção preventiva, ou quando um novo equipamento chega ao hospital. O objetivo maior de um ensaio técnico é garantir a segurança de usuários e pacientes.

### 6.2.2 Manutenção preventiva

A manutenção preventiva (MP) difere da MC nos seguintes aspectos:

- a MP visa a prevenção de defeitos nos equipamentos;
- e objetiva o aumento no intervalo entre reparos.

Pode-se afirmar que a MP tem o objetivo maior de detectar e eliminar um defeito antes que ele ocorra ou se torne realmente sério. Segundo Webster [50], nem todos os defeitos podem ser detectados pela MP mas problemas causados pelo uso normal do equipamento, como deterioração de peças ou desgaste, podem ser identificados.

Uma MP aumenta a vida útil do equipamento além de proporcionar uma maior confiança por parte dos usuários quanto ao equipamento, visto que haverá uma diminuição no número de falhas.

O primeiro passo para uma MP é determinar o intervalo entre as MP's. Para tanto pode-se utilizar recomendações de fabricantes e normas, a

princípio, e a partir da implementação observar as necessidades e características das UEC's e dos hospitais, procurando sempre otimizar o processo. Por norma [3] deve-se realizar uma MP pelo menos uma vez por ano.

Uma fase importante para uma MP é a determinação dos procedimentos a serem cumpridos. A MP de uma UEC deve conter os seguintes itens:

- inspeção visual;
- limpeza;
- ensaios de segurança e funcionalidade.

Segundo a norma [3] um programa de MP mínimo deve ser composto de dois níveis:

Primeiro nível: MP realizada pelo usuário

- inspeção visual;
- ensaios simples utilizando a própria UEC.

Segundo nível: MP realizada pelo NEC

- inspeção visual;
- ensaios de segurança;
- ensaios de funcionalidade.

### Inspeção visual

Estes ensaios visam garantir a integridade do equipamento que está sendo utilizado. Uma inspeção visual deve ser incorporada à rotina de ensaios de uma UEC. Nos ensaios visuais pode-se encontrar situações de risco



para pacientes e usuários que devem ser corrigidas pela MC. Uma inspeção visual tem características qualitativas visto que não se realiza nenhum tipo de medição. Estes ensaios visam determinar os seguintes itens:

- estado dos cabos e tomadas de alimentação;
- situação da segurança mecânica por inspeção visual;
- inspeção da proteção contra riscos de transbordamento, derramamento, vazamento, umidade, penetração de líquido, limpeza, esterilização e desinfecção;
- marcação do equipamento;
- presença de documentos acompanhantes;
- operação adequada das funções de monitorização do eletrodo neutro;
- indicadores visuais e auditivos para ativação da corrente de AF.

No anexo E têm-se os procedimentos utilizados para realizar um ensaio visual, estes procedimentos foram desenvolvidos para as UEC's, sendo utilizáveis para qualquer marca e modelo, observando-se as características do HU e do NEC. A inspeção visual é um item determinado pelas normas [2][3] referentes à segurança de equipamentos eletromédicos e UEC's.

### Ensaio de segurança e funcionalidade

Os ensaios de segurança e funcionalidade visam analisar características essenciais à operação segura de uma UEC, e determinar o seu desempenho.

Estes ensaios são previstos por norma e devem ser realizados durante a MP de uma UEC. Nas normas [2][3] encontra-se uma seqüência de ensaios que devem ser realizados para a certificação [6] de uma UEC. Para a rotina do NEC-HU adaptou-se os ensaios previstos em norma, como pode ser visto um exemplo no anexo F, selecionando-se alguns ensaios para serem realizados periodicamente durante a MP e após a MC. O motivo principal de não se seguir incondicionalmente a norma está no fato de alguns dos ensaios que a mesma determina serem ensaios de tipo que devem ser aplicados apenas a uma amostra do equipamento para testar a sua concepção básica e construção. Pode-se afirmar que é impossível aplicar alguns dos ensaios descritos em norma de maneira rotineira por serem muito extensos e em alguns casos expõem as pessoas e o equipamento a riscos, tornando a UEC inoperante.

Dentro da rotina do NEC-HU determinou-se a realização dos seguintes ensaios de segurança e funcionalidade em UEC's:

- medida de potência de entrada;
- verificação da resistência de aterramento;
- interrupção da fonte de alimentação;
- medida de potência de saída;
- ensaio de sobrecarga;
- medida de corrente de fuga de BF;
- medida de corrente de fuga de AF.

Para estes ensaios, o NEC-HU dispõe de dois equipamentos de análise:

- 601 Pro da BIOTEK;
- RF302 da BIOTEK.

O 601 Pro [9] é um equipamento que analisa aspectos de segurança de uma maneira geral como características da rede, consumo de corrente, resistência de isolamento e de terra, correntes de fuga, tensões aplicadas no paciente e medida gerais de tensão e corrente. Oferece seqüências de ensaios, de acordo com a norma [2] NBR IEC 601.1, pré-programados e a vantagem de um relatório de ensaios impresso pelo próprio equipamento, entre outras. O 601 Pro ainda não foi totalmente adaptado para os ensaios com as UEC's.

O analisador RF302 [8] foi desenvolvido pela BIOTEK especialmente para ensaiar UEC's e realiza praticamente todas as medições necessárias para os ensaios de segurança e funcionalidade. Na norma IEC 601.2.2 [3] específica de UEC's tem-se algumas sugestões de ensaios para a medição das grandezas exigidas utilizando outros equipamentos de medição como wattímetros, voltímetros e resistores de precisão não indutivos, mas no caso do NEC-HU optou-se por utilizar o RF302 pela praticidade de se poder realizar com um único equipamento diversos testes. O RF302 testa todos os tipos de UEC's quanto as suas condições de operação e calibração. O seu princípio de funcionamento está em simular o paciente (carga) para a UEC durante a sua operação. O RF302 possui carga resistiva, não indutiva, exata e

que não é afetada pelo uso prolongado, mesmo em situações de máxima carga. Funciona a base de termoacopladores de precisão que podem analisar desde tensões contínuas até 2 MHz, sem afetar o sinal de saída. O RF302 testa os seguintes parâmetros:

- medição da potência de saída para uma carga específica e para situação de sobrecarga;
- medição da isolamento para o terra com relação ao sinal de saída da UEC;
- teste de corrente de fuga de BF;
- verificação da forma de onda da saída;
- teste do sistema de monitorização do eletrodo passivo;
- teste da falta de retorno do sinal de saída.

Consegue-se com o RF302 valores medidos indiretamente, como a corrente e tensão de saída, fator de crista. No anexo F tem-se um exemplo do procedimento de ensaio realizado com o RF302.

A única restrição a ser feita quanto ao uso do analisador de UEC's RF302 está no fato deste equipamento não estar rastreado [18] por padrões conhecidos. Isto impossibilita a sua utilização futura em laboratórios de calibração e certificação de UEC's. Uma solução seria exigir do fabricante os relatórios de calibração do mesmo ou procurar no Brasil um instrumento que possa ser um padrão para a sua calibração.

## 7 PROGRAMA DE TREINAMENTO DE USUÁRIOS

### 7.1 INTRODUÇÃO

Apesar de todos os esforços e pesquisas no sentido de melhorar a segurança no uso de UEC's, falhas e problemas ainda ocorrem colocando em risco pacientes e usuários. Devido a esta potencialidade de danos envolvendo as UEC's, setores de engenharia clínica e fabricantes tem cada vez mais se preocupado em alertar os usuários quanto a necessidade de uma operação mais segura e eficiente. Até então, muitos esforços tecnológicos já foram empreendidos e mesmo assim não se conseguiu uma garantia de segurança sob todos os aspectos. Muitas das falhas persistem pois não são erros do equipamento e sim o fator humano envolvido na operação do mesmo.

A falta de treinamento de usuários em UEC's não tem um único responsável. Diversos são os motivos, e a responsabilidade deve ser distribuída. Os fabricantes tem por obrigação fornecer um curso básico de operação do equipamento, mas raramente o curso ocorre antes do equipamento já estar sendo utilizado. Outro problema é quanto a abrangência do curso, pois nem todo o pessoal envolvido recebe o treinamento, tendo que buscar posteriormente as informações através dos manuais (quando disponíveis) ou geralmente através dos colegas de trabalho.

Através dos estudos e pesquisas em campo realizados observou-se que não há uma educação formal nesta área, pois o treinamento em eletro-cirurgia é adquirido quase sempre na prática ou baseado em guias impressos,

vídeos ou catálogos dos fabricantes (muitas vezes em inglês), geralmente voltados ao produto. O cursos de enfermagem fornecem alguma informação mas o currículo de medicina não prevê uma disciplina sobre equipamentos eletromédicos nem noções de eletricidade, tão importante e útil para o ambiente hospitalar.

O treinamento é importante [12], também, para os setores de engenharia clínica, visto que o manuseio correto e operação segura das UEC's diminuem sensivelmente os reparos tornando o serviço cada vez melhor e mais eficiente. Um programa de treinamento de usuários (PTU) periódico equivale para os NEC's como uma manutenção preventiva, onde a médio e longo prazo consegue-se bons resultados.

Diante de tal realidade deve-se desenvolver um PTU, visando preencher esta lacuna e melhorar as condições de segurança quanto ao uso de uma UEC.

#### 7.1.1 Resultados da pesquisa em campo

A pesquisa realizada com profissionais da área sobre utilização de UEC's apresentou características interessantes. Vários aspectos foram abordados pelos questionários, sendo que o mais importante foi a abrangência de profissionais de vários setores afins, com formação profissional diferente e de várias instituições.

Nas figuras de 27 a 35 têm-se os resultados dessa pesquisa:

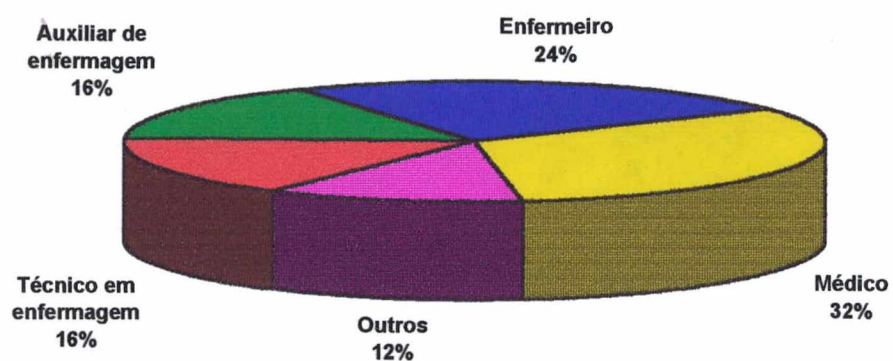
**FORMAÇÃO**

Figura 27 - Formação profissional dos pesquisados

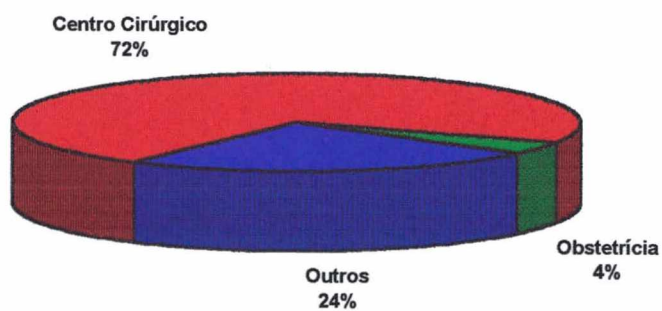
**SETOR ONDE TRABALHA**

Figura 28 - Locais onde estes profissionais trabalham

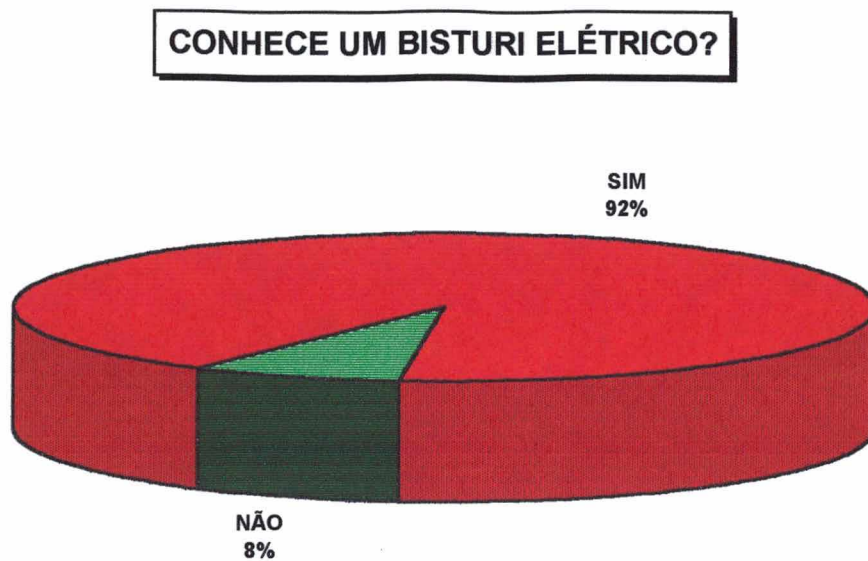


Figura 29 - Porcentagem de profissionais que tiveram contato com UEC's

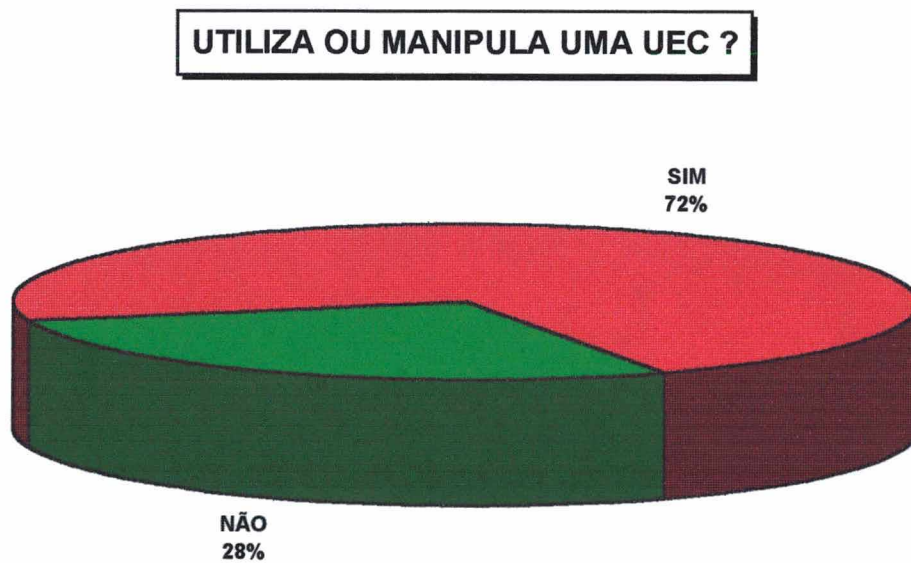


Figura 30 - Porcentagem de usuários de UEC's



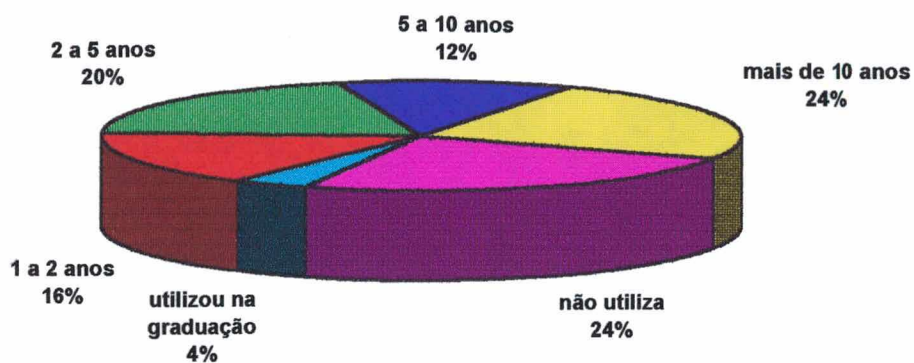
**HÁ QUANTO TEMPO UTILIZA UMA UEC ?**

Figura 31 - Tempo de utilização das UEC's pelos pesquisados

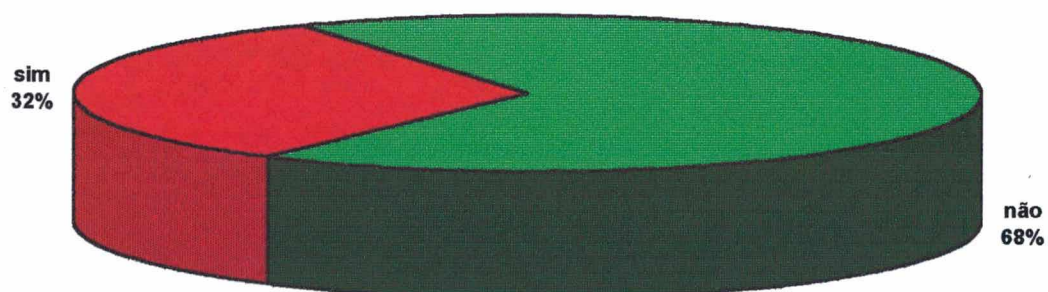
**PASSOU POR ALGUM TIPO DE TREINAMENTO?**

Figura 32 - Porcentagem de profissionais que tiveram treinamento

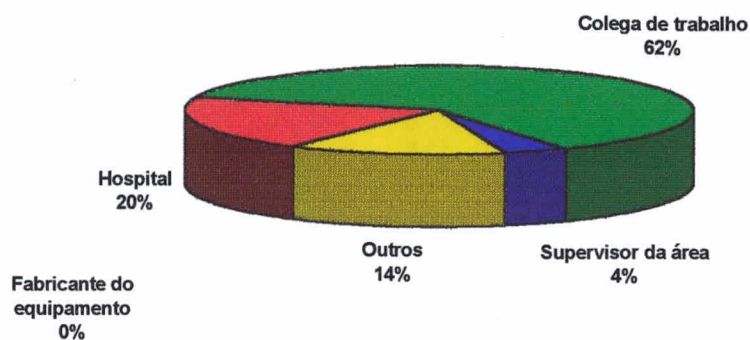
**O TREINAMENTO FOI REALIZADO PELO:**

Figura 33 - Quem realizou o treinamento sobre UEC's.

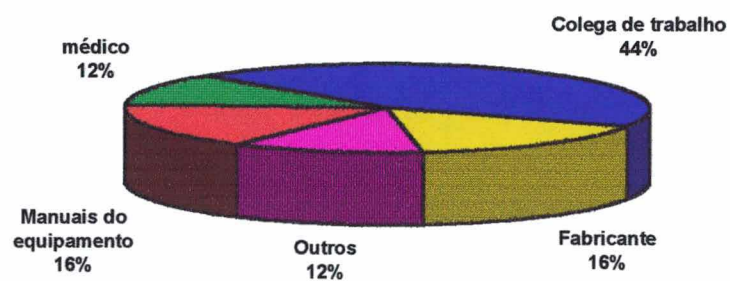
**QUANDO OCORRERAM DÚVIDAS RECORREU AO:**

Figura 34 - Quanto às dúvidas sobre as UEC's.

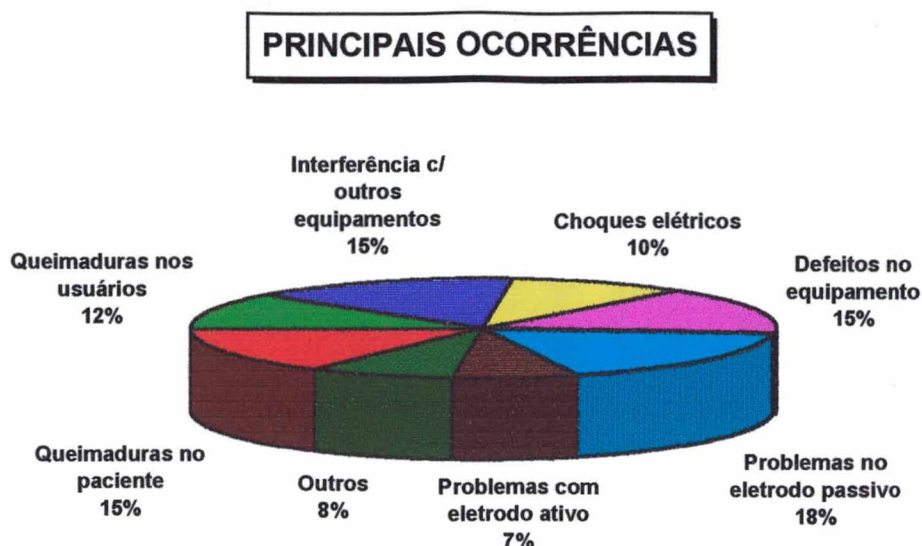


Figura 35 - Gráfico mostrando a distribuição em porcentagem das ocorrências relacionadas com as UEC's

Utilizou-se esses resultados, também, como base para a elaboração do PTU.

## 7.2 CARACTERÍSTICAS

Uma proposta de PTU foi elaborada a partir da realidade existente no HU, e considerando os resultados da pesquisa já descrita, que trouxe uma amostra da realidade de outros hospitais. O trabalho foi desenvolvido em conjunto com o NEC-HU onde se detectou as principais deficiências e voltou-se este conhecimento para um programa de treinamento.

Na busca de um PTU eficiente buscou-se abranger os turnos do pessoal, para que houvesse uma uniformidade de conhecimentos entre usuários

com jornadas de trabalho em horários diferentes. O treinamento deve ser dinâmico já pensando na rotatividade de pessoal nos setores envolvidos. No passo seguinte concebeu-se um currículo mínimo do curso, necessário para suprir as deficiências principais. A seguir analisou-se o intervalo entre treinamentos e o período procurando sempre otimizar o tempo disponível de treinadores e treinandos.

O PTU foi dividido em duas fases:

- Treinamento emergencial;
- Treinamento programado.

#### Treinamento emergencial

Foi criado para preencher os casos onde o outro treinamento não consegue atingir. É realizado quando se tem a integração de um novo funcionário no setor ou quando da chegada de um novo equipamento. Este treinamento pode não ser tão completo quanto o programado, pela impossibilidade de se mobilizar a equipe técnica que pode estar envolvida com outras atividades.

#### Treinamento programado

Visa a formação e posterior reciclagem de conhecimentos do pessoal e deve ser realizado periodicamente. É mais abrangente e aprofundado a nível de conhecimento.

O currículo mínimo do PTU deverá conter os seguintes tópicos:

- noções gerais de eletricidade;
- características das UEC's;
- riscos envolvidos;
- procedimentos de operação e manuseio [1] [46];
- noções de segurança [1] [48];
- noções de diagnósticos de possíveis problemas;
- novos procedimentos e avanços tecnológicos;
- características de armazenamento, transporte, esterilização e acessórios.

Os tópicos já descritos podem ser distribuídos em aulas teóricas correspondentes a 60% do curso e aulas práticas contabilizando 30% do curso. Os outros 10% podem ser complementados através da utilização de vídeos específicos e *software* didático, totalizando 12 horas/aula.

O treinamento pode ser aplicado a médicos, enfermeiros, auxiliares e técnicos de enfermagem dos setores onde são realizadas eletrocirurgias e setores de esterilização. Este curso pode ser ampliado aos alunos de graduação e aos próprios funcionários dos setores de EC.

O treinamento programado poderá ocorrer a cada dois anos, e para um melhor aproveitamento deve ser realizado durante três dias de quatro aulas, fornecidas no período vespertino e noturno.

### 7.3 SOFTWARE DIDÁTICO

Para auxiliar as aulas do treinamento programado e com o objetivo de ser a base do treinamento emergencial pode-se utilizar um *software* didático onde o aluno poderá se auto-instruir necessitando apenas do acompanhamento do professor. Este tipo de instrução através do computador é atualmente muito utilizado em vários países como Canadá, Estados Unidos [35] e Austrália [44] [31].

A introdução de um IAC (instrução assistida pelo computador) no setor de saúde pode ser uma tarefa mais fácil do que se imagina, visto que há um interesse crescente das pessoas em relação aos computadores, podendo ser uma fonte de estímulo. Outra vantagem seria o aprendizado gradual onde o próprio aluno pode aprender no seu tempo respeitando as suas limitações. A fixação de conhecimentos também é facilitada visto que os apelos audiovisuais costumam prender a atenção do aluno.

Quanto ao fator custo de desenvolvimento [35] de um IAC para UEC's pode-se afirmar que, diante das suas vantagens, não são muito significativos. É necessário que se tenha uma linguagem para o desenvolvimento e aproveita-se os recursos humanos disponíveis. Há ainda a possibilidade de se adquirir um IAC já disponível no mercado, mas no caso de UEC's tem-se o conhecimento de um IAC canadense onde a barreira de idioma impossibilitaria o uso direto em treinamento, servindo apenas para o pessoal interno do NEC.

Dentro do NEC-HU tem-se recursos computacionais e humanos disponíveis para a realização deste trabalho. O *software* começou a ser desenvolvido mas encontra-se atualmente na fase de protótipo.

### 7.3.1 Características

Por ser um programa didático, voltado a aprendizagem de conceitos, sem a necessidade de cálculos, optou-se por utilizar a linguagem TOOLBOOK da Asymetrics [13] para este trabalho. As características desta linguagem permitem efeitos de animação e som além das facilidades de programação.

Através do programa o aluno será capaz de navegar de uma página para outra. O programa deverá conter testes de conhecimento ao final de cada etapa além de apresentar mapa de navegação para o aluno e armazenar as etapas já cumpridas.

### 7.3.2 Aplicações

Este programa pode ser utilizado como complemento do treinamento programado e como base do treinamento emergencial. Pode-se aplicá-lo na graduação dos cursos de enfermagem e medicina, para treinamento do pessoal técnico dos NEC's e como complemento nas disciplinas de pós-graduação em Engenharia Biomédica.

## 8 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O conhecimento mínimo e básico das variáveis fisiológicas durante o uso de UEC's é um requisito essencial para um procedimento seguro. É quase impossível operar um equipamento sem a mínima noção dos seus efeitos no corpo humano, mas ainda hoje isto acontece.

Muitos pesquisadores tem procurado equacionar e racionalizar sobre os efeitos das corrente de AF nos tecidos biológicos, muito já se descobriu mas ainda permanecem pontos sem uma explicação certa. Bom, mas é isso que motiva trabalhos como este.

O estudo simplificado dos fundamentos teóricos trouxe à tona a pouca informação existente sobre a interação dos fatores fisiológicos com as corrente de AF. O que se tem é uma mesma história contada de diversas maneiras.

Se nesta área pouco se inovou, na área de instrumentação e aspectos construtivos teve-se mudanças significativas, como:

- as UEC's com coluna de argônio;
- inclusão de sistemas computadorizados;
- instrumentos e formas de onda destinados aos procedimentos laparoscópicos;
- estudo de sensores miniaturas para monitorização de variáveis;
- eletrodos passivos que alteram os valores de impedância para manter um bom contato.



Dessas mudanças pode-se destacar como um dos avanços mais importantes o desenvolvimento de UEC's com coluna de argônio controlada [11] para o caminho entre o tecido e o eletrodo ativo. A vantagem da inclusão do argônio neste processo está no aumento da visibilidade, pois o mesmo clareia e limpa o local da cirurgia além de diminuir os danos ao tecido e a quantidade de fumaça, resultando numa cicatriz mais fina e flexível.

Os eletrodos passivos sofreram algumas mudanças ao longo da sua utilização, visando sempre a segurança. Já os eletrodos ativos sofreram apenas adaptações para procedimentos endoscópicos e laparoscópicos, atendendo as exigências do mercado.

Na área de eletro-cirurgia as UEC's não são as únicas a realizar trabalhos de corte e coagulação. Muitos pesquisadores (e cirurgiões) tem trabalhado com equipamentos a laser e alguns poucos com um mecanismo com gás ionizado chamado de *plasma scalpel*, que destrói os tecidos através de um jato preciso de gás nobre passado através de um arco [23]. Apesar do seu potencial de vantagens sobre as técnicas eletro-cirúrgicas convencionais, como não incluir o paciente no caminho da corrente, ainda permanecem a preferência pelos lasers (que geram um feixe ótico de pequeno diâmetro e densidade de energia extremamente alta).

Diante de tanta concorrência a UEC ainda desponta como a tecnologia mais amplamente utilizada em cirurgias de diversos tipos e muitos ainda são os erros cometidos na sua utilização e porque não dizer especificação.

Dentro da rotina dos NEC's tenta-se diminuir esses erros com um trabalho sério em especificação de compra e treinamento de usuários. Esses dois itens quando bem realizados levam os hospitais a terem uma diminuição sensível de custos. Uma especificação de compra errada pode resultar numa nova aquisição para suprir a demanda, ou em casos extremos o uso de um equipamento que não é destinado aquele serviço.

Quanto aos aspectos de treinamento de usuários, tem-se ainda um longo caminho a percorrer. Para que um PTU dê resultados é necessário antes de tudo haver uma mobilização de diversos setores dos hospitais, que vão desde o usuário direto até o administrador geral. São necessárias as metodologias de trabalho e protocolos bem estabelecidos para o cumprimento destes.

Alguns órgãos internacionais [1] voltados a categoria de enfermagem têm preocupações constantes em estipular práticas recomendadas na eletro-cirurgia, solucionando dúvidas destes profissionais tão ligados ao uso de UEC's.

Através dos questionários passados em alguns hospitais conseguiu-se identificar alguns pontos importantes.

- a classe médica, em geral, apresenta uma certa relutância ao treinamento, por motivos pessoais, de tempo ou outros.
- a maioria dos usuários presentes nos centros cirúrgicos são os auxiliares de enfermagem;
- 32% dos usuários pesquisados são médicos;

- 92% dos profissionais pesquisados conheciam uma UEC e 72% costumavam manipulá-la;
- 24% utiliza as UEC's a mais de 10 anos;
- 68% não teve nenhum treinamento oficial;
- 62% receberam instruções dos colegas de trabalho, 20% do hospital e ninguém recebeu treinamento do fabricante ou representante do equipamento;
- alguns poucos leram os manuais de operação;
- todos relataram ter presenciado algum tipo de ocorrência com as UEC's;
- os problemas mais freqüentes relatados foram problemas com eletrodo passivo (18%) e interferências com outros equipamentos (15%), queimaduras no paciente (15%) e defeitos com o equipamento (15%);
- todos se mostraram interessados em saber mais sobre as UEC's e participar de um PTU;
- mais da metade não teve nenhuma formação nesta área no curso em que se formou.

A proposta de um PTU vem de encontro a essas carências do setor de saúde e levantou questões a serem discutidas interdisciplinarmente. O fato de se propor no PTU uma disciplina com noções gerais de eletricidade visa suprir a falta de informação dos profissionais da área quanto ao assunto. Sabe-

se que noções básicas não são suficientes para um total esclarecimento de diversos aspectos que envolvem a eletricidade, suas características e as UEC's, mas aproximam estes profissionais deste objetivo.

Há uma necessidade urgente de se melhorar os currículos dos cursos de medicina e enfermagem quanto ao uso de equipamentos eletromédicos. Fica aqui a sugestão de se ter nesses cursos também noções de eletricidade, segurança e funcionalidade de equipamentos eletromédicos, com certeza úteis no decorrer da profissão.

Outro aspecto importante quanto ao trabalho está na implementação de um PM para as UEC's e na realização dos ensaios técnicos. Através das rotinas de ensaios desenvolvidas pretende-se criar uma metodologia de ensaios para as UEC's. No pouco tempo de utilização dos protocolos desenvolvidos, notou-se uma diminuição no tempo para MC. Até o presente momento não se conseguiu ainda aplicar todos os procedimentos desenvolvidos para a MP, mas sabe-se que no decorrer de sua implementação mudanças e adaptações deverão ocorrer. Procurou-se dar em linhas gerais uma base do que deve conter um PM para uma UEC, mas não se pode esquecer as características específicas de cada hospital e de cada NEC, cabendo ao engenheiro clínico responsável atentar para esses detalhes e realizar as mudanças necessárias.

No decorrer do trabalho deparou-se com as questões relativas à certificação de UEC's. Conseguiu-se definir que a prioridade seria o desenvolvimento de rotinas de ensaios (que utilizou-se para o PM também) e a

partir das mesmas conseguir chegar num laboratório de calibração e ajuste de UEC's, devendo para tanto rastrear o analisador de UEC's RF302, disponível. O passo seguinte seria montar um laboratório de certificação, tarefa nada fácil.

Quando iniciou-se o trabalho o fator mais importante era a detecção dos defeitos dos equipamentos, dos riscos que as UEC's forneciam aos usuários e pacientes. Pode-se dizer que o equipamento em si não é o fator mais importante neste contexto e sim, as vidas salvas com a sua utilização e o quanto está-se ligado aos problemas que ocorrem.

Espera-se com este trabalho ter mostrado a amplitude do universo que envolve as UEC's e de como o fator humano é importante em todas as etapas deste processo.

## 8.1 TRABALHOS FUTUROS

Diante de tantas características que envolvem as UEC's seria impossível abranger todo este universo, mesmo porque as pesquisas não param e a busca por mais segurança e eficiência é constante. Considera-se aqui, alguns pontos fundamentais para a continuação do trabalho, como:

- estudo sobre as interferências provocadas pelas UEC's em centros cirúrgicos e em outros equipamentos;
- estudo sobre os efeitos térmicos na região atingida pela UEC;
- desenvolvimento completo do software didático para ensino e treinamento de usuários;
- dimensionamento de um laboratório de certificação de UEC's;

# ANEXOS

## **ANEXO A**

### **TIPOS DE ELETRODOS ATIVOS**

# ELETRODOS ATIVOS

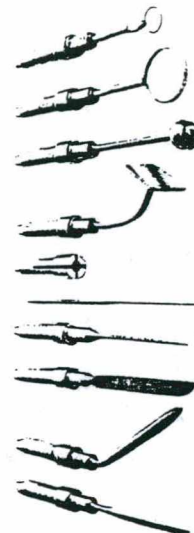
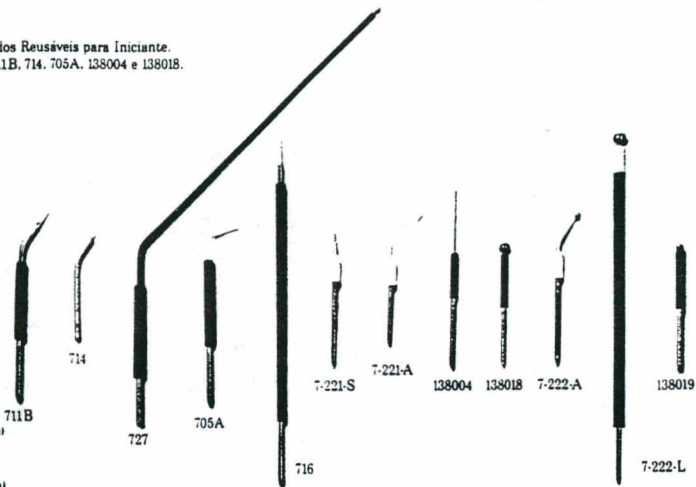
## ELETRODOS PARA PROCEDIMENTOS DIVERSOS

700 – Kit de Electrodo Reusáveis para Iniciante.  
Contem 1 de cada: 711B, 714, 705A, 138004 e 138018.

### Electrodos Descartáveis



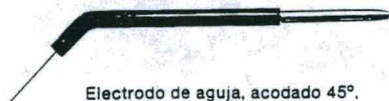
- 7-100-8 (Afada/Esterilizada)
- 7-100-12 (Afada/Não Esterilizada)
- 7-101-8 (Grossa/Esterilizada)
- 7-101-12 (Grossa/Não Esterilizada)



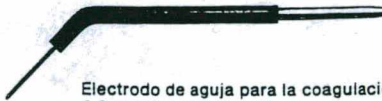
Electrodo de aguja, recto.



Electrodo de asa de alambre, 8 mm Ø.



Electrodo de aguja, acodado 45°.



Electrodo de aguja para la coagulación, 0,6 mm Ø, acodado 45°.



Electrodo de asa de alambre, 3 mm Ø.



Electrodo de bola, acodado, 1,7 mm Ø.



Electrodo de asa de alambre, 5 mm Ø.



Electrodo de bola, acodado, 3,0 mm Ø.



## ELETRODOS ATIVOS

1) PORTA-ELETRODO

TIPO CANETA, SIMPLES



2) PORTA-ELETRODO

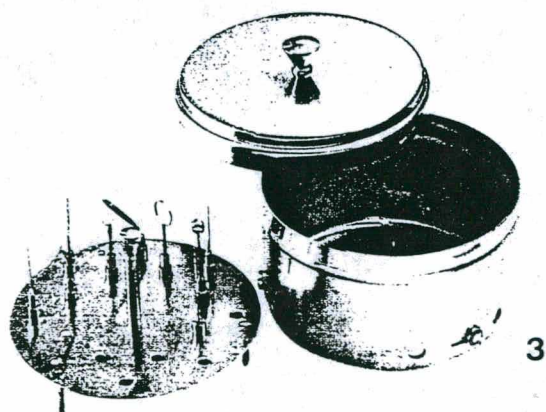
TIPO CANETA COM

COMANDO DIGITAL



3) RECIPIENTE

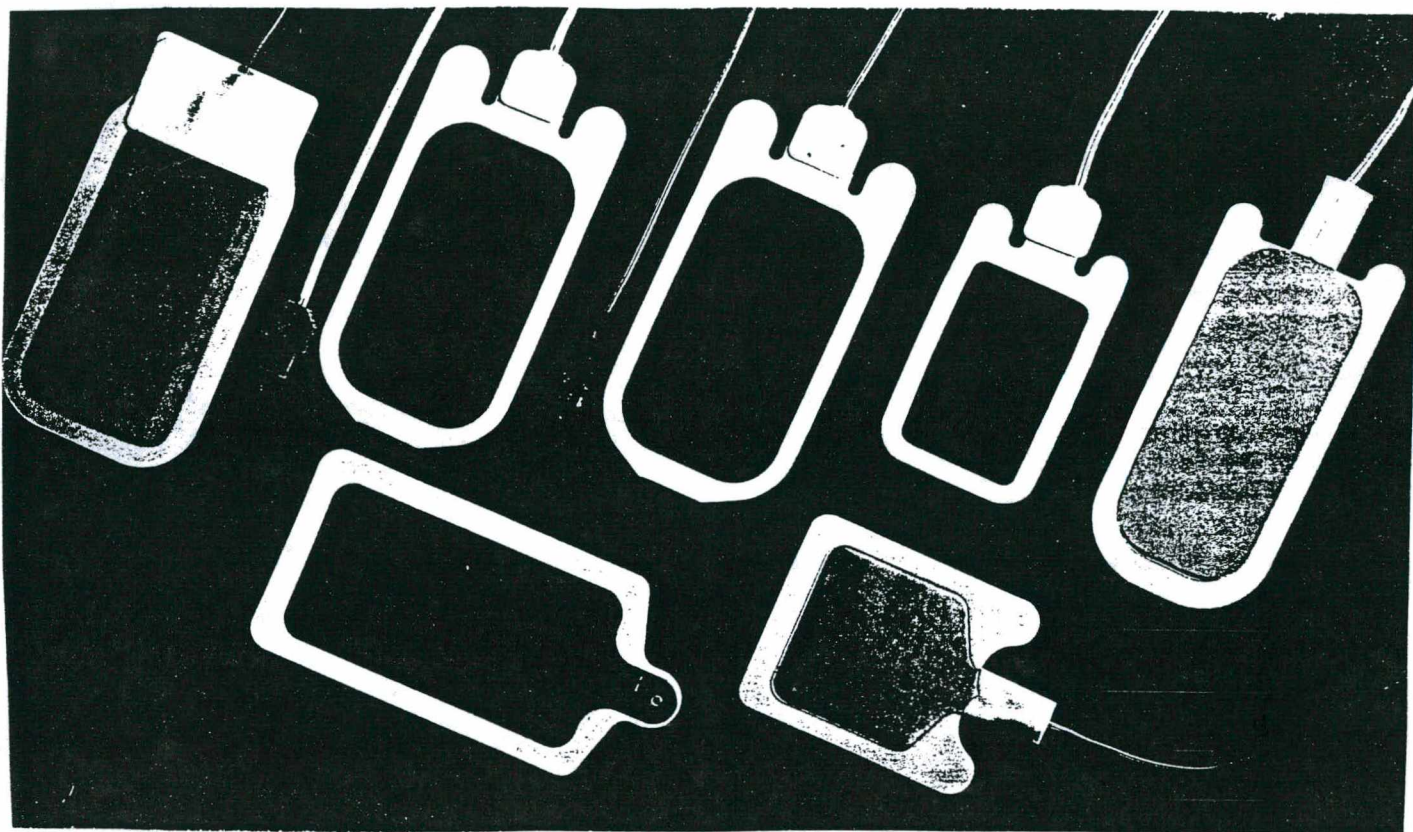
PORTA-ELETRODOS



## **ANEXO B**

### **ELETRODOS PASSIVOS DESCARTÁVEIS**

## ELETRODOS PASSIVOS DESCARTÁVEIS



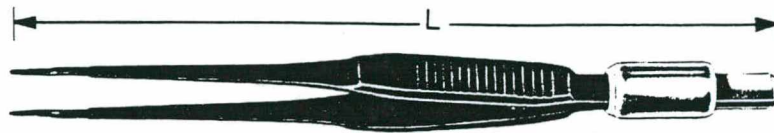
1- NESTA FIGURA TÊM-SE DIVERSOS TIPOS DE ELETRODOS PASSIVOS  
DESCARTÁVEIS, COM DIFERENÇAS DE TAMANHO E FORMATO.

## **ANEXO C**

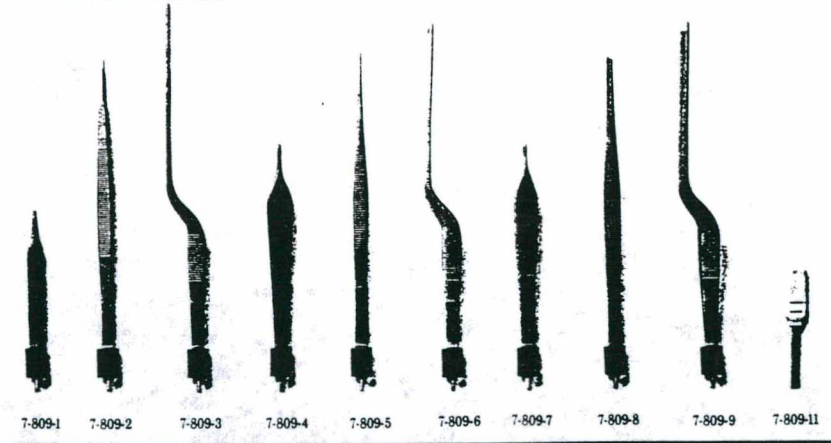
### **TIPOS DE ELETRODOS BIPOLARES**

## ELETRODOS BIPOLARES

1- ELETRODOS BIPOLARES EM FORMATO DE PINÇA OU FÓRCEPS  
ISOLADOS, COM DIFERENÇAS NO FORMATO CONFORME O  
PROCEDIMENTO DESEJADO



### FÓRCEPS BIPOLARES

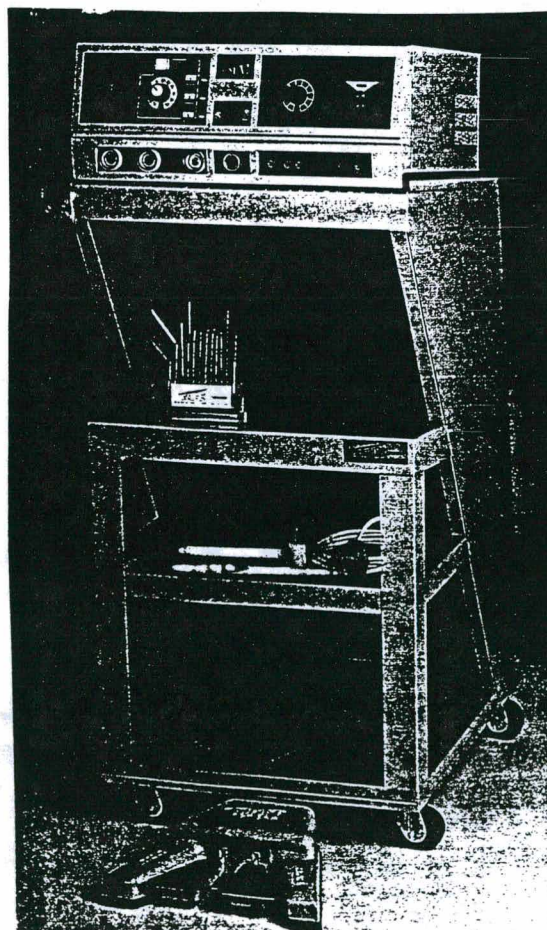
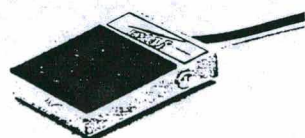
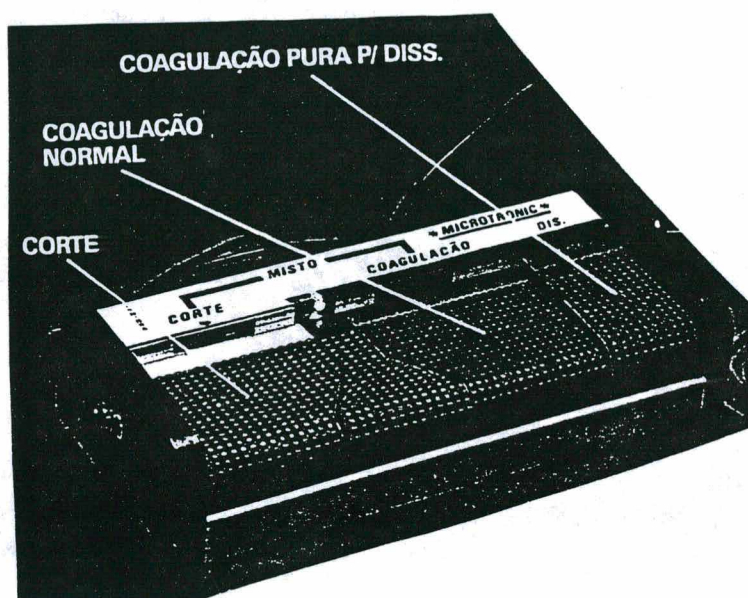


## **ANEXO D**

### **TIPOS DE PEDAIS**

## TIPOS DE PEDAIS

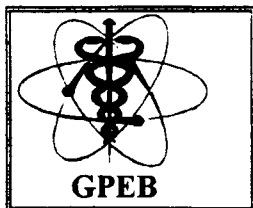
1- ABAIXO TEM-SE ALGUNS TIPOS DE PEDAIS UTILIZADOS  
EM ELETRO-CIRURGIA



## **ANEXO E**

### **MODELO DE PROCEDIMENTO PARA ENSAIO VISUAL DE UEC's**





**GRUPO DE PESQUISAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA  
NÚCLEO DE ENGENHARIA CLÍNICA DO HU (NEC)**

**RELATÓRIO DE ENSAIO TÉCNICO**

**PROCEDIMENTO: ENSAIO VISUAL**

**N. ENSAIO:** \_\_\_\_\_

**BISTURI MARCA:** \_\_\_\_\_

**MODELO:** \_\_\_\_\_

**PATRIMÔNIO:** \_\_\_\_\_

**N. DE SÉRIE:** \_\_\_\_\_

**LOCAL DE ORIGEM:** \_\_\_\_\_

**DATA:** \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

**RESPONSÁVEL PELO ENSAIO:** \_\_\_\_\_

**1) APARÊNCIA EXTERNA**

Satisfatória       Precária

**2) MARCAÇÃO**

Satisfatória       Precária       S/ Marcação

**3) SINALIZAÇÃO**

Satisfatória       Precária       Não Funciona

**4) CABOS**

Satisfatório       Precário       Não Funciona

**5) PEDAIS**

Satisfatório       Precário       Não Funciona

**6) PLACA DE PACIENTE**

Satisfatória       Precária       Não Funciona

Descartável       Permanente S/ Gel       Perm. C/ Gel

**7) CANETA**

Satisfatória       Precária       Não Funciona

Descartável       Comando Digital

**8) FONTE DE LUZ**

Sim       Não

Satisfatória       Precária       Não Funciona

**9) SAÍDA P/ RTU**

Sim       Não

Satisfatória       Precária       Não Funciona

**10) SISTEMA DE MONITORAÇÃO DO ELETRODO PASSIVO ( PLACA )**

Sim       Não

Satisfatório       Precário       Não Funciona

**11) PRESENÇA DE DOCUMENTOS ACOMPANHANTES**

Sim       Não      Quais ? \_\_\_\_\_

## **ANEXO F**

### **MODELO DE PROCEDIMENTO DE ENSAIO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA EM UEC's**



## GLOSSÁRIO

**Acoplamento capacitivo** - a condição que ocorre quando a corrente elétrica é transferida de um condutor (o eletrodo ativo), através de isolação intacta, para materiais condutores adjacentes.

**Acoplamento direto** - a condição que ocorre quando um condutor elétrico entra em contato direto com um condutor secundário; a corrente fluirá do primeiro para o segundo e o energizará.

**Ciclo de trabalho** - Quanto tempo uma onda fica ativa, ou seja tem amplitude diferente de zero.

**Circuito** - caminho para o fluxo ininterrupto de elétrons.

**Coagulação elétrica** - obturação de pequenos vasos sangüíneos do tecido biológico devido à passagem de corrente de alta freqüência no eletrodo ativo.

**Corte (por UEC)** - corte do tecido biológico causado pela passagem de corrente de alta freqüência de alta densidade na extremidade do eletrodo ativo. Faz com que o fluido celular se transforme em vapor e destrua a estrutura. A tensão é baixa e o fluxo de corrente é alto.

**Dissecação por eletricidade** - o efeito eletro-cirúrgico de desidratação do tecido e a desnaturação das proteínas causada pelo contato direto entre o eletrodo ativo e o tecido; possui densidade de corrente mais baixa que a utilizada para incisão.

**Divisão de corrente** - corrente elétrica que deixa o circuito elétrico desejado e segue para o solo por um caminho alternativo de menor resistência, equivalendo-se a uma corrente de fuga; tipicamente a causa de queimaduras.

**Eletrodo ativo** - eletrodo destinado a produzir certos efeitos físicos prescritos em eletro-cirurgia, por exemplo corte e coagulação.

**Eletrodo bipolar** - conjunto de dois eletrodos ativos no mesmo suporte e energizados de tal maneira que a corrente de alta frequência passe principalmente entre os dois eletrodos.

**Eletrodo passivo** - eletrodo com uma área relativamente grande para conexão ao corpo do paciente fornecendo uma via de retorno para a corrente de alta frequência, com densidade de corrente baixa no tecido biológico para evitar queimaduras indesejadas. O eletrodo passivo é também conhecido como eletrodo placa, placa do paciente, eletrodo neutro ou dispersivo, eletrodo de retorno e eletrodo do paciente. Pode ser de metal rígido ou de material flexível e descartável.

**Falha no isolamento** - a condição que ocorre quando a barreira de isolamento ao redor de um condutor elétrico é quebrada; como resultado, a corrente sairá do circuito desejado.

**Fulguração** - uso de arcos (faíscas) para coagular tecido; as faíscas pulam do eletrodo através do ar para o tecido.

**Incisão** - o mesmo que corte.

**Monitoramento do eletrodo ativo** - um sistema que continuamente conduz o fluxo de corrente do eixo do eletrodo laparoscópico de volta ao gerador e longe do tecido do paciente.

**Monitoramento do eletrodo de retorno** - um sistema que monitora ativamente a impedância do tecido no local do contato entre o corpo do paciente e o eletrodo passivo ou de retorno, e interrompe a geração de energia de alta frequência se a qualidade do contato estiver comprometida.

**Modo unipolar** - também conhecido como monopolar; procedimento no qual somente o eletrodo ativo está no local da cirurgia; neste modo a corrente é direcionada através do corpo do paciente e requer o uso de um eletrodo passivo.

**Parte aplicada** - a totalidade das partes do equipamento incluindo os condutores ligados ao paciente que estão intencionalmente em contato com o paciente a ser examinado ou tratado. Para o caso das UEC's, a parte aplicada compreende o circuito de saída incluindo os eletrodos ativos, passivos e bipolares.

**Potência de saída declarada** - potência de alta frequência máxima que pode ser colocada numa resistência de carga não reativa de um valor entre 50 ohms e 2000 ohms para o caso de circuito de saída unipolar e entre 10 ohms e 1000 ohms para o bipolar.

**Resistência** - obstáculo para o fluxo de corrente, medida em ohms.

**Saída isolada** - a saída de um gerador eletro-cirúrgico que não está ligada à terra.

**Stand-by** - procedimento no qual a UEC é operada sem que o gerador de alta frequência seja ligado.

**Corrente** - fluxo de elétrons durante um período de tempo, medida em ampéres.

**Tecnologia de resposta ao tecido** - uma tecnologia de gerador eletro-cirúrgico que mede continuamente a impedância apresentada pelo tecido alvo do eletrodo ativo, e em resposta às mudanças nesta impedância faz os ajustes correspondentes na tensão conduzida nas modalidades de incisão.

**Tensão** - o mesmo que voltagem. Força que empurra a corrente através da resistência, é medida em volts.

**Unidade eletro-cirúrgica de alta freqüência** - equipamento eletromédico incluindo seus respectivos acessórios destinado à realização de operações cirúrgicas como corte e coagulação do tecido biológico por intermédio de correntes de alta freqüência.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] AORN JOURNAL. **Recommended practices: electrosurgery.** AORN journal, v. 53, n. 4, p.1022-1028.1991.
- [2] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança.** NBR IEC 601-1. Rio de Janeiro. 1994.
- [3] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **Requisitos particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência.** Projeto de norma 3:062.01-018. 1995.
- [4] BENDERS, D. **Electrosurgery interference - minimize its effects on ECG monitors.** Hewlett - Packcard AN-743.
- [5] BENNET, R. G.; KRAFFERT, C. A. **Bacterial transference during electrodesiccation and electrocoagulation.** Archives of Dermatology, v. 126, n. 6, p. 751-755. 1990.
- [6] BESKOW, W. B.; GARCIA, R. Adoção de certificação de conformidade como instrumento de garantia da qualidade e segurança de equipamentos eletromédicos. **7º Simposio Latinoamericano de Ingeniería Biomédica.** Bucaramanga. 1996.
- [7] BESKOW, W. B.; GARCIA, R. Processo de criação e capacitação de laboratórios de ensaios de equipamentos eletromédicos: estudo de caso. **Anais do III Fórum nacional de ciência e tecnologia em saúde,** v. 1, p. 155. Campos do Jordão. 1996.
- [8] BIO-TEK INSTRUMENTS, INC. **Users guide - RF302 Electrosurgery Analyzer.**
- [9] BIO-TEK INSTRUMENTS, INC. **Users guide - 601PRO.**
- [10] BRASIL. Ministério da Saúde. **Segurança no ambiente hospitalar.** Departamento de normas técnicas. Brasília. 1995.
- [11] BRONZINO, J. **Handbook of biomedical engineering.** CRC Press, IEEE Press. Hatford, Connecticut. 1994.
- [12] BRONZINO, J. D. **Management of medical technology - a primer for clinical engineers.** Stoneham, MA Butterworth-Heinemann. 1992.
- [13] BROWN, K. **O ABC do Toolbook for Windows.** Makron Books do Brasil Ed. Ltda. São Paulo. 1992.



- [14] BUCZKO, G. B.; McKAY, W. P. S. **Electrical safety in the operating room.** *Can. J. Anaesth.*, v. 34, n. 3, p. 315-322. 1987.
- [15] CARR, J. J.; BROWN, J. M. **Introduction to biomedical equipment technology.** John Wiley & Sons, p. 301-310.
- [16] CARR, J. J. **Biomedical equipment: use, maintenance and management.** Prentice-Hall, Englewood Cliffs. New Jersey. p. 267-282. 1991.
- [17] CASTRO, A. C. R.; GARCIA, R. **Treinamento em segurança e operação de unidades eletro-cirúrgicas de AF. Anais do III Fórum nacional de ciência e tecnologia em saúde.** Campos do Jordão. 1996.
- [18] CASTRO, A. C. R.; GARCIA, R. **Ensaio técnico em unidades eletro-cirúrgicas de alta frequência. 7º Simposio Latinoamericano de Ingeniería Biomédica.** Bucaramanga. 1996.
- [19] CERTI; LABMETRO. **Qualificação e certificação de instrumentos de medição.** Apostila do curso CM-014. Florianópolis. 1996.
- [20] DOBES, M. I. **Estudo em instalações elétricas hospitalares para funcionalidade e segurança de equipamentos eletromédicos.** Dissertação de mestrado da pós-graduação de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. 1997.
- [21] DOCKER, S. R. P.; RAILTON, R.; NIEMAN, M. **Technical note: Electrosurgery active lead failures.** *Journal of Medical Engineering & Technology*, v. 12, n. 5, p. 219-223. 1988.
- [22] ESPERANÇA, C. G. **Estudo de metodologias para gerenciamento de ventiladores pulmonares.** Dissertação de mestrado da pós-graduação de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. 1996.
- [23] GERHARD, G. C. **Electrosurgical technology: Quo Vadis?** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-31, n. 12, p. 787-791. 1984.
- [24] GEWEHR, P. M.; BINSING, W. **Prevenção de riscos elétricos no ambiente médico hospitalar - I Instalações elétricas. 8º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.** 1983.
- [25] GEWEHR, P. M.; BINSING, W. **Prevenção de riscos elétricos no ambiente médico hospitalar - II Equipamentos eletromédicos. 8º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.** 1983.

- [26] GROSSKINSKY, C. M.; HULKA, J. F. **Unipolar electro-surgery in operative laparoscopy: capacitance as a potential source of injury.** The Journal of Reproductive Medicine, v. 40, n. 8, p. 549-552. 1995.
- [27] GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica.** Interamericana, quinta edição. Rio de Janeiro. p. 11-25 e p. 89-100. 1977.
- [28] HUSSON, R. **Les accidents électricques au bloc opératoire.** Le Concours Médical, p. 107-118. 1985.
- [29] JAN EHRENWERTH, M. D. **Electrical safety in the operating room.** New Haven, Conecticut.
- [30] JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Noções básicas de citologia, histoologia e embriologia.** Nobel. São Paulo. 1983.
- [31] KIDD, M. R., CESNIK, B.. **Computer-assisted learning in medical education.** The Medical Journal of Australia, v. 156, n. 11, p. 780-782. 1992.
- [32] KINDERMANN, G. **Choque elétrico.** Sagra : DC Luzzatto. Porto Alegre. Primeira edição. 1995.
- [33] La COURSE, J. R.; VOGT, M. C. **Spectral analysis interpretation of electro-surgical generator nerve and muscle stimulation.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-35, n. 7, p. 505-509. 1988.
- [34] MANGAR, D.; ATLAS, G. M.; KANE, P. B. **Electrocautery - induced pacemaker malfunction during surgery.** Can. J. Anaesth., v. 38, n. 5, p. 616-618. 1991.
- [35] McGHEE Jr., R. B.; BENNETT, W. F. **Cost-effective development of a computer-assisted instruction system.** American Journal Roentgenology, v. 153, p. 877-879. 1989.
- [36] MONKS, P. S. **Safe use of electro-medical equipment.** Anaesthesia, v. 26, n. 3, p. 264-280. 1971.
- [37] MONTE, A. A. M.; FARINA, E. F. **Segurança em instalações e equipamentos elétricos hospitalares.** Monografia - UFSC. 1993.
- [38] PAZ, M. A. S. da. **Segurança em equipamentos de monitorização em sala cirúrgica e UTI - oxímetro de pulso, capnógrafo, monitor cardíaco e monitor de pressão não invasivo.** Dissertação de mestrado da pós-graduação de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. 1996.

- [39] PEARCE, J. A.; GEDDES, L. A.; VAN VLEET, J. F. et al. **Skin burns from electrosurgical current.** Med. Instrum. v. 17, n. 3, p. 225-231. 1983.
- [40] Proyecto Mantenimiento Hospitalario MSPAS/GTZ. **Accidents associated with electrosurgical equipment.** Mantenimiento Hospitalario, n. 3, p. 18-20. 1996.
- [41] SEBBEN, J. E. **Contamination risks associated with electrosurgery.** Archives of Dermatology, v. 126, n. 6, p. 805-808. 1990.
- [42] SEBBEN, J. E. **Modifications of electrosurgery electrodes.** The Journal of Dermatologic Surgery and Oncology, v. 18, n. 10, p. 908-912. 1992.
- [43] SLAGER, C. J.; SCHUURBIERS, J. ; OOMEN, J. A. **Electrical nerve and muscle stimulation by radio frequency surgery: role of direct current loops around the active electrode.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-40, n. 2, p. 182-187. 1993.
- [44] SOUTH, M.; NOLAN, T. **Computer-assisted instruction in Australian medical schools.** The Medical Journal of Australia, v. 159, n. 3, p. 175-176. 1993.
- [45] UYLINGS, J. H. M.; VAN HIMBERGEN, A. **Safety precautions in electrosurgery.** Medicamundi, v. 23, n. 2, p. 116-121. 1978.
- [46] VALLEYLAB, INC. **Electrosurgical safety tips.**
- [47] VALLEYLAB, INC. **Princípios da eletro-cirurgia.**
- [48] VALLEYLAB / PFIZER. **Sugestões para a segurança eletro-cirúrgica**
- [49] VENEZIANO, W. H. **Estudo para dimensionamento de centros regionais de engenharia clínica em Santa Catarina.** Dissertação de mestrado da pós-graduação de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina. 1996.
- [50] WEBSTER, J. G.; COOK, A. M. **Clinical Engineering : principles and practices.** Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs. New Jersey.
- [51] WEBSTER, J. G. **Reducing motion artifacts and interference in biopotential recording.** IEEE, Transactions on Biomedical Engineering, v. BME -31, n. 12. 1984.
- [52] YELDERMAN, M.; WIDROW, B.; CIOFFI, J. M. et al. **ECG enhancement by adaptive cancellation of electrosurgical interference.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. BME-30, n. 7, p. 392. 1983.