

**Universidade Federal do Rio Grande Do Sul
Faculdade de Medicina
Programa de Pós-Graduação em Medicina: Ciências Médicas**

**AVALIAÇÃO DA CAUTERIZAÇÃO COMPLETA DA LUZ TUBÁRIA COM
DIFERENTES POTÊNCIAS DE ELETROCOAGULAÇÃO BIPOLAR PARA
ESTERILIZAÇÃO FEMININA**

Marcelo Ivo Campagnolo

Orientador: Prof. Dr. Ricardo dos Reis
Co-orientadores: Prof. Dr. Ricardo Francalacci Savaris
Profa. Dra. Lúcia Maria Kliemann

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Medicina: Ciências Médicas, UFRGS, como requisito para obtenção do título de Mestre

Porto Alegre, fevereiro de 2012

CIP - Catalogação na Publicação

Campagnolo, Marcelo Ivo

Avaliação da cauterização completa da luz tubária com diferentes potências de eletrocoagulação bipolar para esterilização feminina / Marcelo Ivo Campagnolo.

-- 2012.

134 f.

Orientador: Ricardo dos Reis.

Coorientadores: Ricardo Francalacci Savaris,
Lúcia Maria Kliemann.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Medicina: Ciências Médicas, Porto Alegre, BR-RS, 2012.

1. Ligadura tubária. 2. Eletrocirurgia. 3. Eletrocoagulação bipolar. I. Reis, Ricardo dos, orient. II. Savaris, Ricardo Francalacci, coorient.
III. Kliemann, Lúcia Maria, coorient. IV. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da UFRGS com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

FONTE FINANCIADORA

- Fundo de Incentivo à Pesquisa e Eventos (FIPE/HCPA)

*À minha mulher Vaneska
e ao meu filho Murilo, que nasceu durante este trabalho*

*“O que nós somos é o presente de Deus a nós; o
que nós nos tornamos é o nosso presente a Deus”*

Eleanor Powell

AGRADECIMENTOS

Ao meu grande colega, amigo e orientador Prof. Ricardo dos Reis, que me resgatou novamente para o mundo acadêmico, acreditando que eu poderia levar adiante o projeto. Não tenho como agradecer seu apoio.

Ao meu co-orientador Prof. Ricardo Francalacci Savaris, que concebeu o trabalho e lançou as bases para sua execução, além de contribuir com sua visão crítica na análise e interpretação dos resultados.

À minha co-orientadora Prof. Lúcia Maria Kliemann, que forneceu dicas imprescindíveis para a escrita do trabalho e teve uma paciência enorme na interpretação das lâminas histológicas.

À querida acadêmica Marcele Oliveira dos Santos, por seu interesse e ajuda no registro fotográfico das atividades, preparação das peças cirúrgicas e leitura das lâminas.

Ao Serviço de Patologia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre por ter me possibilitado acesso para realizar a parte anátomo-patológica da pesquisa.

Ao Coordenador do Bloco Cirúrgico do Hospital Fêmima Dr. Sérgio Galbinski por ter me aberto as portas do setor para a realização do trabalho.

Aos residentes de Ginecologia e Obstetrícia do Hospital Fêmima que me ajudaram nas cirurgias para obtenção dos espécimes cirúrgicos.

Aos colegas do Fêmima que me forneceram pacientes para a pesquisa, a saber, o Dr. Rolnei Corrêa Pinto, a Dra. Ana Selma Piccoloto Alves, o Dr. Heleodoro Corrêa Pinto e, em especial, a colega e grande amiga Dra. Mônica Bertolucci Alves, que forneceu a grande maioria dos casos e, portanto, sem a sua ajuda, a coleta de material não teria finalizado no prazo.

Às funcionárias do Bloco do Hospital Fêmeina que me ajudaram na organização do material para cauterização.

Ao Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação do Hospital de Clínicas de Porto Alegre pelas sugestões de melhorias e adequações na pesquisa e, especificamente, na pessoa da Vânia Hirakata pelo auxílio na análise estatística.

Aos distintos componentes de minha Banca Examinadora, nomeadamente o Prof. José Geraldo Lopes Ramos, a Dra. Janete Vettorazzi e o Dr. Carlos Augusto Bastos de Souza, escolhidos de maneira criteriosa e que tanto abrilhantaram o trabalho com suas considerações, o meu muito obrigado de coração.

A todos aqueles que colocaram um tijolinho para que o projeto fosse construído e que não mencionei anteriormente.

E, por fim, agradeço a Santa Rita de Cássia, minha devoção, por sempre ouvir minhas preces.

SUMÁRIO

Lista de Figuras.....	11
Lista de Abreviaturas.....	12
RESUMO.....	14
ABSTRACT.....	16
INTRODUÇÃO.....	18
REVISÃO DA LITERATURA.....	22
1 Anatomia e histologia funcionais da tuba uterina.....	22
2 Ligadura tubária.....	26
2.1 Legislação pertinente.....	26
2.2 Momento da realização.....	27
2.3 Modos de oclusão tubária.....	27
2.4 Vias de acesso.....	28
2.5 Escolha da via de acesso e modo de oclusão.....	29
2.6 Técnicas cirúrgicas.....	32
2.7 Falhas.....	41
2.8 Comparação entre as principais técnicas.....	48
3. Fundamentos de eletrocirurgia.....	54
3.1 Histórico.....	54
3.2 Noções básicas de eletricidade e princípios da eletrocirurgia.....	55
3.3 Definição de eletrocirurgia.....	57

3.4 Tipos de corrente elétrica.....	57
3.5 Espectro de frequência.....	60
3.6 Tipos de onda.....	61
3.7 Tipos de circuito empregados.....	63
3.7.1 Monopolar.....	64
3.7.2 Bipolar.....	65
3.8 Unidades eletrocirúrgicas.....	67
3.9 Efeitos teciduais.....	70
3.10 Efeitos cirúrgicos.....	71
3.10.1 Dessecação.....	71
3.10.2 Corte.....	72
3.10.3 Fulguração.....	73
3.10.4 Corte misto (<i>blend</i>).....	74
3.11 Considerações sobre os efeitos cirúrgicos com diferentes ondas.....	76
3.12 Variáveis que impactam no efeito tecidual.....	78
3.13 A variável impedância na eletrocirurgia.....	80
3.14 O problema da capacitância nos circuitos.....	81
3.15 Novas tecnologias.....	82
3.16 Os tipos de circuito e seu uso na laparoscopia.....	84
4 Qual a potência ideal de trabalho na eletrocirurgia?.....	87
OBJETIVO.....	92
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	93
ARTIGO.....	98

CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	119
ANEXOS.....	121
Anexo A - Pareceres éticos das instituições.....	121
Anexo B - Protocolo.....	123
Anexo C - Termo de Consentimento Informado.....	126
Anexo D - Unidade eletrocirúrgica e mesa auxiliar utilizadas.....	127
Anexo E - Peça de histerectomia retirada em bloco com a trompa e detalhe da pinça bipolar utilizada.....	128
Anexo F- Sequência de cauterização	129
Anexo G- Corte do espécime para processamento no Serviço de Patologia.....	131
Anexo H- Tabelas do artigo.....	133

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Tuba normal com suas porções anatômicas.....	24
Figura 2. Camadas longitudinais em secção frontal de diferentes partes ao longo da tuba uterina.....	24
Figura 3. Eletrocoagulação bipolar da trompa na sua porção istmica e aspecto final após a eletrocoagulação e reabsorção da necrose.....	36
Figura 4. Dados do US Collaborative Review of Sterilization (CREST) mostrando a probabilidade cumulativa de gravidez por 1000 procedimentos de cinco métodos de esterilização tubária.....	46
Figura 5. Representação gráfica dos tipos de corrente elétrica.....	59
Figura 6. Espectro de frequência de corrente alternada.....	61
Figura 7. Formas de onda de alta frequência.....	62
Figura 8. Disposição dos componentes básicos e direção da corrente para a eletrocirurgia monopolar e fluxo da corrente pelos eletrodos bipolares.....	66
Figura 9. Diferenças quanto à voltagem e intensidade de corrente das ondas de corte e coagulação.....	69
Figura 10. Efeitos cirúrgicos.....	75

LISTA DE ABREVIATURAS

A	Ampère
AC	Antes de Cristo
BLEND	Forma de onda mista
°C	Graus Celsius
CA	Corrente alternada
CC	Corrente contínua
COAG	Forma de onda de coagulação
CUT	Forma de onda de corte
DIP	Doença inflamatória pélvica
DST	Doença sexualmente transmissível
E2	Estradiol
FSH	Hormônio folículo-estimulante
HE	Hematoxilina-Eosina
Hz	Hertz
I	Corrente elétrica

J	Joule
LH	Hormônio luteinizante
LT	Ligadura tubária
P	Potência elétrica
p	valor calculado discriminatório de um teste estatístico
p.ex.	Por exemplo
Q	Calor
R	Resistência elétrica
s	segundo
t	Período de tempo
UEC	Unidades eletrocirúrgicas
UPC	Unidade de potência constante
UVC	Unidade de voltagem constante
V	Potencial elétrico; volt
Vs.	versus
W	Watt

RESUMO

A esterilização feminina é uma forma segura e efetiva de contracepção permanente e sua aceitação teve rápido crescimento entre as pacientes, sendo hoje, em todo o mundo, o método anticoncepcional mais popular . Existem várias técnicas e diferentes vias de acesso para o procedimento. Nos dias atuais, a primeira escolha recai sobre a ligadura tubária (LT) por laparoscopia e a técnica de eletrocoagulação bipolar da porção istmica das trompas é a mais utilizada e considerada a mais segura.

O objetivo do emprego da eletrocirurgia para LT é evitar destruições teciduais extensas e aplicar a mínima energia eficaz para ocorrer a oclusão tubária, reduzindo as chances de eventos adversos. Dentro desses princípios, houve uma evolução importante com o advento dos sistemas bipolares, de tal modo que a coagulação unipolar teve seu espaço muito reduzido na esterilização devido às taxas altas de complicações, especialmente as maiores, como as queimaduras intestinais.

O acúmulo de conhecimento atual não permite conclusões definitivas acerca da potência mínima necessária para produzir uma eletrocoagulação bipolar eficiente na trompa humana. A ausência de recomendações tanto por parte de fabricantes de equipamentos eletrocirúrgicos como de especialistas sobre a melhor potência de coagulação bipolar para produzir uma coagulação tubária

satisfatória justifica um estudo para estabelecer uma rotina baseada em evidências sobre uma wattagem que ofereça segurança durante a cirurgia laparoscópica para ligadura tubária.

O objetivo do artigo foi verificar a potência mínima necessária para cauterização tubária completa utilizando coagulação bipolar por meio de uma análise histológica padronizada de dano térmico em espécimes de tuba uterina humanos submetidos a potências crescentes, simulando uma esterilização. Com isto, pretendeu-se contribuir para estabelecer um padrão para a realização da ligadura tubária laparoscópica.

Neste estudo, verificamos que potências de 25, 30, 35 e 40W no modo coagulação foram capazes de produzir cauterização tubária completa em número semelhante. A avaliação visual de dessecação sem tempo definido se relacionou com coagulação satisfatória tanto quanto o tempo determinado de 5 segundos. Nossos resultados devem de ser vistos com cautela por representarem situação experimental realizada fora do corpo do paciente.

ABSTRACT

Female sterilization is a safe and effective form of permanent contraception that quickly gained acceptance among women and is now the most popular contraceptive method worldwide. Several techniques and approaches are available for this procedure. Currently, the method of choice is laparoscopic tubal ligation (TL), with bipolar electrocoagulation of the tubal isthmus being the most widely used and apparently safest technique.

A core tenet of electrosurgical TL is to avoid extensive tissue damage and use the least power setting required for tubal occlusion, thus reducing the odds of adverse events. According to these principles, the advent of bipolar electrocoagulation systems represented a major advancement and monopolar cauterization has lost much of its popularity for sterilization due to high rates of complications, particularly major ones such as bowel burns.

Hence, the current state of knowledge precludes any definitive conclusions as to the minimum power required for effective bipolar electrocoagulation of the human fallopian tube. Neither even electrosurgical equipment manufacturers nor experts in the field provide any recommendations on the optimal bipolar electrocoagulation power setting for satisfactory tubal obliteration. We believe this justifies research with the objective of establishing an evidence-based, standard wattage level that provides safety and efficacy during laparoscopic TL.

The objective was to ascertain the minimum power setting required for complete tubal cauterization with bipolar electrocoagulation, by means of a

standardized histological analysis of thermal injury in human fallopian tube specimens subjected to advancing power settings, simulating sterilization. The intention was to contribute to the establishment of a standard technique for laparoscopic TL.

In the present study, power settings of 25, 30, 35 and 40 W in coagulation mode produced complete tubal cauterization in a similar number of cases. Visual assessment of desiccation with no set coagulation period was as associated with satisfactory tubal cauterization as the use of a set coagulation period of 5 seconds. These results should be viewed cautiously, as they represent the findings of an experimental *ex vivo* study.

INTRODUÇÃO

Esterilização tubária é o ato de bloquear ou interromper mecanicamente as trompas de Falópio com a finalidade de evitar a concepção. Desta forma, como normalmente o contato do espermatozóide com o óvulo liberado pelo processo de ovulação ocorre na luz da tuba, não há a união dos gametas (1,2).

A esterilização feminina é considerada uma forma efetiva e permanente de anticoncepção; sua aceitação tem aumentado rapidamente desde a década de 70 e é provável que continue. Os métodos para sua realização tem sido constantemente refinados, evoluindo da laparotomia às técnicas endoscópicas (laparoscopia e histeroscopia) e da extensa destruição tecidual ou excisão da tuba ao dano tubário mínimo (3).

A ligadura tubária é uma das cirurgias mais praticadas no mundo todo. Estima-se que sejam feitas cerca de 700 mil esterilizações tubárias anualmente nos Estados Unidos, sendo metade delas realizadas no período pós-parto e a outra metade no intervalo gestacional (1). No Brasil, sabe-se que são feitas milhares de ligaduras anualmente e, apesar de ser obrigatório a comunicação oficial quando praticada no sistema público, a subnotificação não permite estatísticas confiáveis.

A porcentagem de mulheres casadas em idade reprodutiva com ligadura corresponde a 22% nos países em desenvolvimento e 11% nos países desenvolvidos (4). Estudo brasileiro realizado em Curitiba que entrevistou 100 mulheres na faixa etária de 14 a 49 anos, apontou que a laqueadura tubária era o

segundo método anticoncepcional mais comumente utilizado, perdendo somente para os anticoncepcionais orais (5).

James Blumdel foi o primeiro a propor o conceito de esterilização tubária em 1823, mas o primeiro a realizá-la cirurgicamente foi o americano Samuel Smith Lungren, no ano de 1880, após ter feito cesariana em mulher que já havia sido submetida a cesariana em seu parto anterior devido a uma pelve contraída (1,4). A partir deste marco inicial, diversos autores divulgaram, posteriormente, variações e melhorias na realização do procedimento.

Até o final da década de 1960, as esterilizações femininas eram realizadas somente por indicações médicas (quando uma nova gravidez fosse perigosa para a saúde materna) e quase que exclusivamente durante o período periparto. As mudanças culturais ocorridas posteriormente associadas aos avanços nos cuidados e técnicas cirúrgicas possibilitaram estender o procedimento a um número crescente de mulheres (1).

O advento da minilaparotomia e da técnica laparoscópica permitiram, a partir da década de 1970, que o número de procedimentos aumentasse dramaticamente, especialmente para os casos no intervalo gestacional (1,4). Novos dispositivos para ligadura tubária se desenvolveram no período de 1970 a 1990, sendo lançados grampos metálicos de diferentes tipos e os anéis de silicone, com a vantagem de proporcionarem menos lesão ao tecido da trompa. Recentemente, em 2002, tivemos a aprovação do uso da esterilização histeroscópica (1).

A laparoscopia tem sido claramente o método preferido nos países desenvolvidos para esterilização feminina de intervalo. Nos Estados Unidos, 79% das laqueaduras ambulatoriais é realizada por via laparoscópica (4). No Brasil, a minilaparotomia ainda é bastante usada, mas a laparoscopia vem se disseminando amplamente nos diversos serviços.

Antes de propor a desenvolver a laparoscopia para ligadura tubária, o cirurgião precisa analisar criticamente as diversas técnicas existentes e conhecer os princípios envolvidos na sua realização. Como a técnica laparoscópica mais popular é a eletrocauterização de um segmento tubário, o estudo aprofundado da passagem da corrente elétrica nos tecidos é de fundamental importância.

O objetivo do emprego da eletrocirurgia para LT é evitar destruições teciduais extensas e aplicar a mínima energia eficaz para ocorrer a oclusão tubária, reduzindo as chances de eventos adversos. Dentro desses princípios, houve uma evolução importante com o advento dos sistemas bipolares, de tal modo que a coagulação unipolar teve seu espaço muito reduzido na esterilização devido às taxas altas de complicações, especialmente as maiores, como as queimaduras intestinais (3).

O acúmulo de conhecimento atual não permite conclusões definitivas acerca da potência mínima necessária para produzir uma eletrocoagulação bipolar eficiente na trompa humana. A ausência de recomendações tanto por parte de fabricantes de equipamentos eletrocirúrgicos como de especialistas sobre a melhor potência de coagulação bipolar para produzir uma coagulação tubária

satisfatória justifica um estudo para estabelecer uma rotina baseada em evidências sobre uma wattagem que ofereça segurança durante a cirurgia laparoscópica para ligadura tubária.

REVISÃO DA LITERATURA

1. Anatomia e histologia funcionais da tuba uterina

As tubas uterinas, também conhecidas como trompas de Falópio ou ovidutos, são um par de estruturas tubulares com cerca de 7 a 14 cm de comprimento que se situam lateralmente nos dois lados do útero na margem superior do ligamento largo, circundando os ovários. O mesentério das tubas, o mesossalpinge, contém o suprimento sanguíneo e nervoso (1,4,6).

Cada oviduto conecta a cavidade uterina à cavidade pélvica. O ostio que tem relação com o endométrio tem 1,5 mm de diâmetro e o óstio relacionado ao peritônio pélvico mede aproximadamente 3 mm de diâmetro. O diâmetro externo (superficial) não ultrapassa 1 cm. A face interna da tuba tem plicaturas compostas de epitélio e estroma adjacente (6).

A trompa se divide em 4 seções anatômicas. De lateral para medial, as partes são as seguintes:

- a) infundíbulo: em forma de trompete, é a extremidade lateral; contém 20 a 25 projeções frondosas digitiformes chamadas fímbrias e um ostio próximos do ovário, mantendo ligação com este órgão por intermédio de um apêndice mais alongado chamado *fimbria ovarica*; esta representa uma banda de músculo liso cuja função é manter ovário e trompa em

íntimo com tato no período da ovulação; as fímbrias fornecem uma superfície larga para a captação do óvulo;

- b) ampola: porção de lúmen largo, de parede fina e algumas vezes tortuosa; é a parte mais extensa, com cerca de 4 a 6cm, e 6mm de calibre; a mucosa tem múltiplas circunvoluções;
- c) istmo: porção com aproximadamente 4cm de extensão, luz estreita, parede espessa (às custas de sua musculatura) e com luz de cerca de 1 a 2mm; localizada imediatamente adjacente ao útero; a mucosa é mais regular, sem tantas projeções;
- d) intrauterina ou intramural: porção com luz muito estreita (cerca de 1 mm ou menos) que permeia a parede uterina até o óstio tubário, que está localizado no aspecto súpero-lateral da cavidade uterina. Também chamada de porção cornual ou intersticial (1,4). Seu comprimento é em torno de 1 a 2cm (1,6) (Ver figuras 1 e 2).

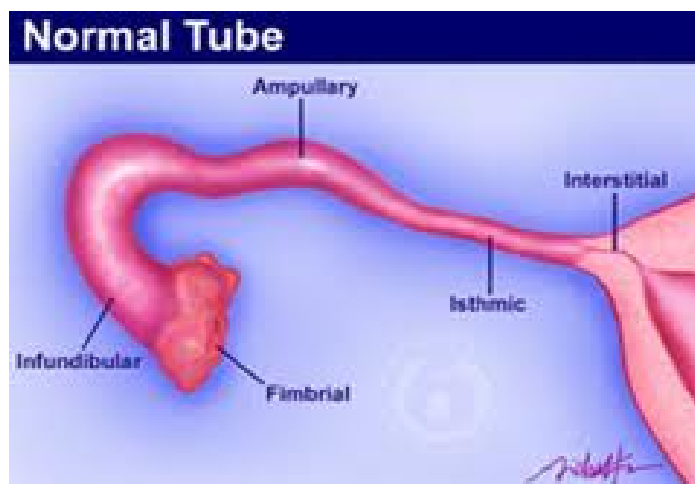


Figura 1. Tuba normal com suas porções anatômicas.

(Imagem da internet sem identificação de origem)

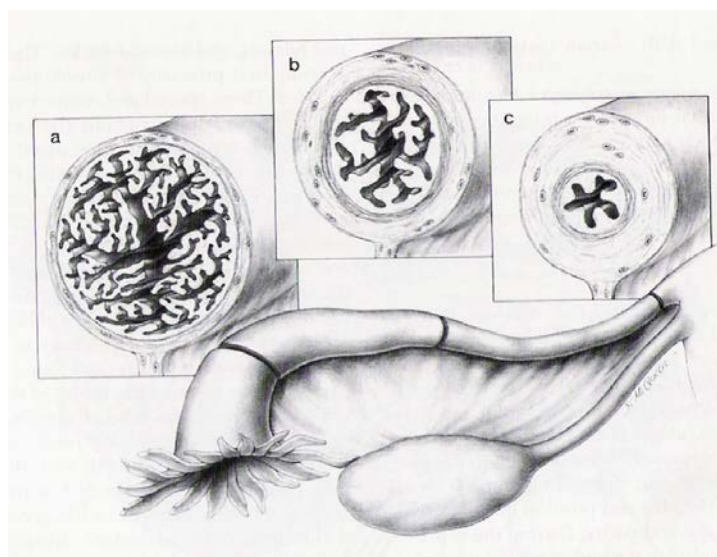


Figura 2. Camadas longitudinais em secção frontal de diferentes partes ao longo da tuba uterina; a=infundíbulo, b=ampola, c=istmo.

[Retirado de Comprehensive Gynecology, 1995 (6)]

A região ampolar é onde normalmente o ovo é fertilizado (6). O transporte do óvulo até sua fertilização e, após, até a cavidade uterina, é feito no interior da luz tubária graças ao sistema ciliar do epitélio.

O suprimento sanguíneo arterial dos ovidutos é derivado dos ramos terminais das artérias uterinas e ovarianas. Estas duas últimas se anastomosam no mesossalpinge. O sangue da artéria uterina supre aos dois terços mediais de cada tuba. A drenagem venosa corre paralela ao suprimento arterial.

A porção preferencial para a realização da ligadura tubária nas técnicas cuja abordagem inclui penetração da cavidade peritoneal é a região istmica ou a transição istmo-ampolar, pois são as áreas de menor calibre, o que facilita o procedimento, e também de mais fácil reanastomose, se esta for desejada no futuro. Já a abordagem histeroscópica envolve a oclusão da porção intersticial, sem penetrar a cavidade pélvica (1).

2. Ligadura tubária

2.1 Legislação pertinente

A Lei Nº 9.263 de 1996 regula a realização de esterilizações no Brasil (ver quadro abaixo) (7).

Quadro 1. Lei de esterilização brasileira.

<p>LEI Nº 9.263, DE 12 DE JANEIRO DE 1996. Regula o § 7º do art. 226 da Constituição Federal, que trata do planejamento familiar, estabelece penalidades e dá outras providências.</p> <p>"Art. 10. Somente é permitida a esterilização voluntária nas seguintes situações:</p> <p>I - em homens e mulheres com capacidade civil plena e maiores de vinte e cinco anos de idade ou, pelo menos, com dois filhos vivos, desde que observado o prazo mínimo de sessenta dias entre a manifestação da vontade e o ato cirúrgico, período no qual será propiciado à pessoa interessada acesso a serviço de regulação da fecundidade, incluindo aconselhamento por equipe multidisciplinar, visando desencorajar a esterilização precoce;</p> <p>II - risco à vida ou à saúde da mulher ou do futuro concepto, testemunhado em relatório escrito e assinado por dois médicos.</p> <p>§ 1º É condição para que se realize a esterilização o registro de expressa manifestação da vontade em documento escrito e firmado, após a informação a respeito dos riscos da cirurgia, possíveis efeitos colaterais, dificuldades de sua reversão e opções de contracepção reversíveis existentes.</p> <p>§ 2º É vedada a esterilização cirúrgica em mulher durante os períodos de parto ou aborto, exceto nos casos de comprovada necessidade, por cesarianas sucessivas anteriores.</p> <p>§ 3º Não será considerada a manifestação de vontade, na forma do § 1º, expressa durante ocorrência de alterações na capacidade de discernimento por influência de álcool, drogas, estados emocionais alterados ou incapacidade mental temporária ou permanente.</p> <p>§ 4º A esterilização cirúrgica como método contraceptivo somente será executada através da laqueadura tubária, vasectomia ou de outro método cientificamente aceito, sendo vedada através da histerectomia e ooforectomia.</p> <p>§ 5º Na vigência de sociedade conjugal, a esterilização depende do consentimento expresso de ambos os cônjuges.</p> <p>§ 6º A esterilização cirúrgica em pessoas absolutamente incapazes somente poderá ocorrer mediante autorização judicial, regulamentada na forma da Lei.</p> <p>Art. 11. Toda esterilização cirúrgica será objeto de notificação compulsória à direção do Sistema Único de Saúde."</p>

2.2 Momento da realização

Há três momentos em que podemos realizar a ligadura tubária (1,2,4):

a) por ocasião de cesariana, sendo realizada após o fechamento da incisão uterina;

b) logo após o parto ou aborto, dentro de 72 horas;

c) no intervalo gestacional ou fora do ciclo gravídico-puerperal.

O melhor momento para realização é longe do período periparto, onde a chance de arrependimento é menor.

2.3 Modos de oclusão tubária

Podemos ocluir a trompa de diferentes maneiras. As mais utilizadas são as seguintes (1,2):

a) Salpingectomia parcial: envolve a retirada de um fragmento de trompa; é o tipo mais comum de esterilização feminina e inclui diferentes técnicas, sendo a mais amplamente utilizada a de Pomeroy;

b) Eletrocoagulação: utiliza corrente elétrica para destruir uma pequena porção das trompas; pode ser usada energia bipolar ou monopolar;

- c) Grampos ou cliques: dispositivos metálicos que ocluem a luz tubária; causam menos destruição dos tecidos adjacentes; os tipos mais utilizados são os grampos de Filshie e de Hulka-Clements;
- d) Anéis: são colocados em volta de uma pequena alça de trompa com um aplicador especial; o mais utilizado é o anel de silicone, também chamado de anel de Yoon;
- e) Microimplantes metálicos: usados para ocluir o ostio tubário proximal; foram desenvolvidos para serem inseridos por via histeroscópica.

2.4 Vias de acesso

Para efetuar a esterilização, são descritas as seguintes abordagens (1,2,4,8,9,10):

- a) Laparotomia: realizada com incisões alargadas no abdome (com 8 ou mais centímetros) em sentido longitudinal ou transversal em relação à linha mediana; é praticada comumente durante a realização de cesariana, mas pode ser usada quando se aproveita a abertura da cavidade para intervenções maiores;
- b) Minilaparotomia: pequena incisão cirúrgica abdominal menor do que 5cm (geralmente 2,5 a 3cm), realizada na região suprapúbica (no intervalo gestacional) ou subumbilical semilunar (dentro de 48 a 72 horas pós-parto);

- c) Laparoscopia: envolve a colocação de trocartes por pequenas incisões abdominais por onde são passados os instrumentos de trabalho; geralmente é utilizado um trocar de 10mm umbilical para a câmara de vídeo e outro secundário de 5mm ou 10mm para a pinça cirúrgica; um refinamento mais recente, a microlaparoscopia, utiliza material cirúrgico menor, tendo como vantagens menor desconforto pós-operatório e maior satisfação da paciente, embora os custos e o tempo cirúrgico sejam semelhantes;
- d) Vaginal: procedimento realizado através do fundo de saco posterior da vagina (colpotomia posterior); tem a vantagem de evitar incisão abdominal e promover uma recuperação mais rápida e com menos dor;
- e) Histeroscopia: dispositivos feitos de polietileno e metais são inseridos na trompa proximal (porção intersticial), promovendo fibrose; o processo todo leva cerca de 3 meses para completa oclusão, que deve ser documentada com histerossalpingografia.
- f) Endoscopia transvaginal: Para acessar o abdome é realizada uma colpotomia, um endoscópio – que pode ser do tipo flexível- é introduzido na cavidade peritoneal e dióxido de carbono é insuflado para criar pneumoperitônio; as tubas são identificadas e, geralmente, eletrocauterizadas. Esta forma se constitui em alternativa e é pouco utilizada no nosso meio.

2.5 Escolha da via de acesso e modo de oclusão

A escolha da via de acesso e o modo de oclusão dependem basicamente do momento da realização do procedimento, da disponibilidade do método (custo-efetividade) e do treinamento e preferência do cirurgião (1).

Nos países desenvolvidos, a minilaparotomia é preferentemente realizada no período pós-parto vaginal imediato mediante uma incisão periumbilical. A proximidade do fundo uterino em relação ao umbigo durante os 2 a 3 dias que se seguem ao parto facilitam esta abordagem. Também pode ser utilizada no intervalo gravídico-puerperal mediante uma incisão suprapúbica pequena. Esta tem sido muito praticada em países em desenvolvimento, onde o aparato laparoscópico não está disponível (1,4,6).

Quase sempre que a minilaparotomia ou a laparotomia por ocasião de cesariana ou outra cirurgia pélvica no intervalo é praticada, utiliza-se a salpingectomia parcial. Esta também tem aplicação na abordagem vaginal, a qual usualmente é feita fora do ciclo gravídico-puerperal (1,4,6).

A colpotomia tem pouca aceitação nos Estados Unidos, talvez pela preferência por outras vias ou por ter sido descrita uma associação com maior incidência de infecção pós-operatória (1). No Brasil e na América Latina não temos estatísticas, mas a observação prática nos hospitais de referência e o relato de experiências em cursos e congressos com a via vaginal são amplamente favoráveis, haja visto os benefícios de atender a uma tendência atual de cirurgia minimamente invasiva e não precisar de tecnologia cara. As desvantagens seriam a anestesia ser via de regra condutiva (retardando a liberação do paciente para

casa), requerer treinamento em procedimentos vaginais e algumas vezes o procedimento se revelar impossível no transoperatório por interposição de aderências, distorções no fundo de saco posterior (p.ex. bloqueios por endometriose) e anatomia desfavorável (úteros grandes e altos, vagina excessivamente longa, obesidade), obrigando a conversão para a via abdominal.

A laparoscopia é usada preferentemente no intervalo e o tipo de oclusão mais utilizado é a eletrocoagulação de um segmento tubário. Os anéis e os grampos metálicos foram desenvolvidos para inserção por laparoscopia e são alternativas menos agressivas ao tecido tubário e adjacências, podendo facilitar a recanalização em eventual reversão e não ter os riscos potencialmente graves da corrente elétrica (1).

De maneira geral, a técnica laparoscópica tem a vantagem de ter menores incisões, acesso pleno às trompas, recuperação rápida e a possibilidade de inspecionar amplamente a pelve e o abdome superior. As desvantagens incluem a necessidade de anestesia geral, os riscos de lesão em vasos e órgãos internos com a agulha de insuflação ou o trocater de entrada e a dificuldade em pacientes obesos ou na presença de aderências (1).

Por fim, os microimplantes foram exclusivamente desenvolvidos para colocação por via histeroscópica no intervalo gestacional e vem ganhando aceitação cada vez maior no meio médico (1). Dentre todos os métodos, vários estudos realizados nos Estados Unidos e na Europa tem apontado a esterilização

laparoscópica como a via de escolha e o modo de oclusão mais freqüentemente usado e seguro a eletrocoagulação bipolar (3,11,12)

2.6 Técnicas cirúrgicas

Imensa gama de técnicas tem sido empregadas para proceder à esterilização cirúrgica. Quando todas as variações são consideradas, encontramos que mais de 1000 diferentes técnicas foram desenvolvidas (13). No momento da sua realização, o cirurgião deve identificar as tubas na sua totalidade e eleger o istmo como lugar preferencial para proceder à técnica oclusiva (exceto na abordagem histeroscópica, quando o alvo é o óstio tubário proximal) (8).

Dentre as técnicas que envolvem salpingectomia parcial, se destacam as de (1,8,14):

- a) Madlener: apreensão e elevação da tuba na altura do istmo a 2,5 cm do útero; faz-se uma ligadura com fio absorvível deixando uma alça de aproximadamente 1cm; a isquemia permite posterior reabsorção da alça estrangulada e conseqüente liberação das extremidades proximal e dorsal;
- b) Pomeroy: as mesmas manobras são feitas como descrito no item anterior e complementa-se seccionando a alça, que é mandada para a patologia; o endossalpinge dos cotos pode ser cauterizado (opcional); os

cotos ficam juntos inicialmente, sendo afastados naturalmente à medida que se processa a cicatrização e absorção do fio;

- c) Parkland: resseca-se um segmento de trompa de cerca de 1 a 2 cm de maneira similar à técnica de Pomeroy, exceto pelo fato de que cada coto é amarrado separadamente; esta técnica foi desenvolvida para evitar a aproximação íntima dos cotos como acontece com a de Pomeroy, teoricamente reduzindo as chances subseqüentes de recanalização;
- d) Uchida: infiltração de soro fisiológico ou solução anestésica entre as folhas do mesossalpinge, procurando dissecar e separar a serosa da muscular em um segmento de tuba; após a separação remove-se 1 cm da mesma e ligam-se as extremidades sem reaproximá-las; o coto proximal é invaginado e colocado entre os folhetos do mesossalpinge; pontos separados são dados no mesossalpinge, aproximando-se os folhetos, mantendo o coto invaginado proximal e o distal não com a finalidade de evitar possível fistulização;
- e) Irving: uma janela no mesossalpinge é criada abaixo da tuba a aproximadamente 4cm da junção uterotubária e realizada dupla ligadura com uma distância de 1,5cm entre elas e ressecando-se o segmento ligado; a extremidade distal é invaginada no mesossalpinge; a parte da tuba proximal é mobilizada livre do mesossalpinge e introduzida parcialmente dentro de um pequeno túnel de 1 a 2cm de profundidade criado com uma pinça hemostática no miométrio anterior ou posterior

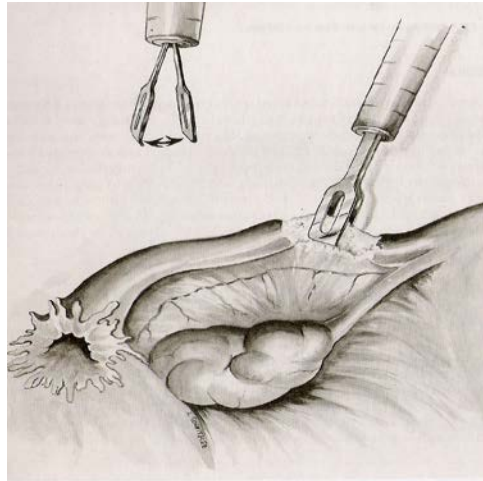
próximo à junção uterotubária e aí fixada; a área cruenta do ligamento largo é suturada com fio absorvível.

- f) Oxford: identifica-se uma área com pouco suprimento sanguíneo do mesossalpinge, pinça-se e levanta-se uma alça de trompa; faz-se dupla ligadura à distância de 1cm e resseca-se o segmento formado; deixa-se um fio longo nas ligaduras dos cotos formados; o coto distal é fixado na face anterior do ligamento redondo e o proximal na sua face posterior; deste modo o redondo fica interposto entre os cotos, evitando a formação de fístula;
- g) Fimbriectomia: são realizadas duas ligaduras na região ampolar, seguidas de ressecção das fímbrias.

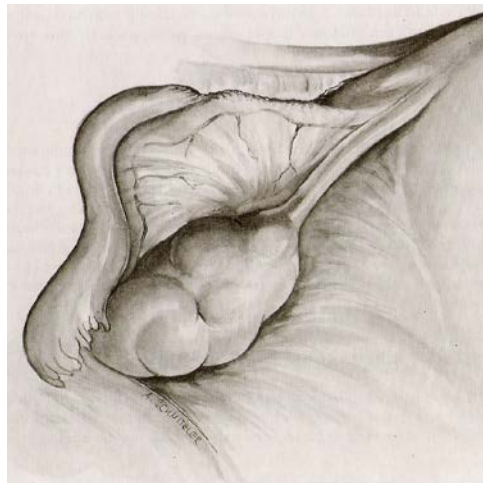
Dentre as técnicas de eletrocoagulação, temos (1,8,9):

- a) Cauterização bipolar: em geral, a técnica consiste em pinçar e elevar a região média do istmo ou transição istmo-ampolar e dessecar três áreas contínuas, de modo a atingir 2 a 3cm de extensão; é necessário que o procedimento seja feito a 2 ou 3cm da junção uterotubária, evitando-se a região muito próxima do útero no intuito de minimizar a formação de fístula tuboperitoneal e, conseqüentemente, risco de gravidez (inclusive de gestação ectópica abdominal) e DIP; a secção do segmento dessecado não deve ser feita, pois há maior risco de sangramento e fistulização, além da eficácia parecer ser a mesma (ver figura 3);

b) Cauterização monopolar: obedece praticamente o mesmo procedimento para a cauterização bipolar, ressaltando-se que a área de cauterização, tanto das tubas quanto do mesossalpinge, se mostra mais acentuada, podendo chegar a 6cm de destruição local; por isso, deve-se aplicar a 4cm da junção uterotubária; também é necessário cuidar que nenhuma estrutura abdominal fique a poucos milímetros da área a ser cauterizada para não correr perigo de lesão por transferência de calor ou corrente elétrica; esta precaução se deve ao tipo de circuito elétrico específico, que difere do bipolar, como veremos adiante no capítulo de eletrocirurgia.



A



B

Figura 3. A, Eletrocoagulação bipolar da trompa na sua porção istmica. B, Aspecto final da trompa após a eletrocoagulação e reabsorção da necrose.

[Retirado de Käser, 2002 (14)]

Vários autores descreveram a técnica da eletrocauterização para laqueadura tubária em diversos livros texto e atlas de cirurgia (1,4,8,9,14,15,16,17), não havendo um consenso ou mesmo menção a diversos detalhes importantes, tais como: tempo de coagulação (variação de 1 a 5 segundos nas referências pesquisadas), extensão de aplicação da corrente (variou de 1,5 a 3cm), seleção de parâmetros de wattagem na unidade eletrocirúrgica e tipo de onda a ser usada preferencialmente (há na literatura descrição de no mínimo 25W para corte a até 100W para coagulação), secção ou não do segmento coagulado (literatura encontra apoiadores de uma e de outra) e recoagulação de reforço (desde uma até dez vezes). A técnica descrita no parágrafo anterior para coagulação bipolar e monopolar foi a de preferência dos autores, tendo em vista a revisão dos textos encontrados, ressaltando-se que vários aspectos são empíricos, desprovidos de trabalhos que comprovem superioridade de um em relação a outro.

Seiler e cols (1981) já debatiam a necessidade de transecção da tuba após a cauterização bipolar, recomendando-a e mostrando que, na casuística de seu hospital universitário, em 84% dos casos o cirurgião optou por dividir a trompa (18). Outros autores advogam evitar a secção do segmento coagulado para evitar fístulas (6,8,9), mesmo que não haja trabalhos contundentes mostrando vantagem ou desvantagem deste detalhe técnico.

Peterson e cols. (1999) pesquisaram um total de 2267 mulheres que se submeteram a eletrocoagulação bipolar e as seguiram por um período de 8 a 14

anos em um estudo multicêntrico. O resultado foi que pacientes que tiveram menos do que três lugares de coagulação tiveram uma probabilidade de falha menor (19).

Com relação à eletrocauterização monopolar, verificou-se que sua popularidade declinou após relatos de morte e danos intestinais por queimaduras, sendo que, hoje em dia, após a introdução dos sistemas bipolares, esta técnica ficou obsoleta e, inclusive, é contra-indicada por diversos autores para a esterilização.

Um trabalho antigo (1977), usando a técnica monopolar, mas cujas conclusões poderiam se aplicar também à bipolar, recomenda que adequada coagulação de uma quantidade generosa de tecido da tuba é o fator crítico na prevenção de gravidezes futuras; a divisão do oviduto ou sua ressecção aparentemente não oferece melhora na eficácia e, quando isso é efetuado, a incidência de complicações hemorrágicas e queimaduras intestinais aumenta marcadamente (20).

Os cliques mais utilizados são os de Hulka-Clemens e de Filshie. O primeiro é um dispositivo com dupla haste semelhante a uma “boca de jacaré”, feito de plástico especial, com articulação de metal junto com uma mola de aço inoxidável folheada a ouro; o segundo contém titânio revestido de silicone, que é a parte que vai ficar em contato com a tuba. Ambos tem seu aplicador específico, são usados preferencialmente por via laparoscópica e seu princípio de aplicação é o mesmo. Escolhe-se uma porção do istmo a 2,5 a 3cm da junção útero-tubária e posiciona-

se o clipe perpendicularmente à luz tubária de modo a abraçar toda a parede; um segundo clipe pode ser necessário se não foi obtido o correto posicionamento. Tubas inflamadas, edemaciadas ou de difícil acesso contra-indicam o uso do clipe. Sua maior vantagem é que menos de 1cm da trompa é destruída, facilitando reanastomose futura e a formação de aderências é rara. A grande desvantagem é o custo, mais elevado do que todos os outros métodos analisados (1,8,9).

O anel de Yoon tem sido usado por laparoscopia. Fabricado com silicone e 5% de sulfato de bário para permitir sua visualização radiológica, é colocado com aplicador especial na porção istmica da trompa a pelo menos 3cm do corno uterino, evitando-se a proximidade com os vasos do mesossalpinge. Uma alça de trompa de cerca de 2,5 a 3cm é puxada para uma porção interna do aplicador e, então, o anel é liberado na base da alça, causando isquemia e, com o passar do tempo, ocorre necrose e os cotos se separam, à semelhança do que acontece com técnica de Pomeroy. A colocação de anel não deve ser feita em trompas edematosas e na presença de aderências pélvicas próximas. A principal desvantagem do método é a dor secundária à isquemia que ocorre no pós-operatório, podendo ser maior do que com outras técnicas laparoscópicas (1,8,9).

A principal técnica histeroscópica envolve a colocação de microdispositivos compostos de fibras de polietileno, aço inoxidável, níquel e titânio na abertura interna de cada trompa na cavidade endometrial. Uma vez depositados no lugar, os implantes *Essure* - nome que receberam da indústria de materiais biomédicos- tem sua efetividade atrelada a dois mecanismos: um de preenchimento de espaço e outro a uma resposta tecidual fibrótica oclusiva do tecido ao redor. Este

processo leva aproximadamente 3 meses para formar oclusão completa da luz da tuba, que pode ser documentado por uma histerossalpingografia. A vantagem do método é que pode ser feito de forma ambulatorial com anestesia local, embora a anestesia regional possa ser usada na dependência da preferência do cirurgião ou do paciente (1). A desvantagem é o custo ainda elevado e uso restrito em nosso meio.

Outros modos de oclusão tubária também podem ser utilizados, como, por exemplo, a endocoagulação e o emprego do *laser*. Entretanto, estes também não são comumente usados com esta finalidade no nosso meio e, portanto, não serão abordados nesta revisão.

Outra forma de LT tem sido usada de forma crescente, geralmente por via minilaparotômica, a salpingectomia, que retira praticamente toda a tuba (exceto a porção do istmo próxima ao útero e, obviamente, a porção intersticial da trompa) com envio da peça para exame anátomo-patológico. Isto ocorre mais como resultado de fatores externos, como receio de processos por eventuais falhas, e por uma convicção empírica de melhor abordagem em relação a outras técnicas. Na verdade, não temos estudos sobre esta técnica e o que se pode dizer é que, a julgar pelo que se conhece por experiência com outros métodos, não há segurança que a remoção de maior quantidade de trompa, deixando um coto proximal apenas, seja mais eficaz (menos fístulas) e, aparentemente, o potencial para interferência com a circulação ovariana é maior com a salpingectomia, visto que, para que seja rápida, via de regra há o pinçamento em bloco com uma pinça desde a *fimbria ovarica*, passando por quase todo mesossalpinge até o istmo

tubário e posterior ligadura única de todo este tecido envolvido. Além disso, tem a grande desvantagem de não permitir a possibilidade de reanastomose tubário para reversão da laqueadura em caso de necessidade.

2.7 Falhas

A despeito da grande variedade de técnicas de esterilização tubária e independente da extensão da destruição da tuba, nenhum método garante 100% de esterilidade. Na literatura médica tem sido descrito casos raros de gravidez mesmo após histerectomia. Infelizmente, apenas a ooforectomia bilateral (castração) se constitui em absoluta certeza de esterilização (13).

As falhas de ligadura podem ser agrupadas em três categorias: falha da via de acesso, falha cirúrgica ou de execução e falha do método propriamente dita ou verdadeira.

A falha da via de acesso ocorre quando não é possível ultimar a cirurgia com a via escolhida inicialmente. Nos procedimentos que envolvem a penetração do peritônio pélvico, a presença de aderências, obesidade e dificuldades com o instrumental cirúrgico são as causas mais freqüentes. Nestes casos, quando a identificação e/ou exteriorização das trompas é difícil, uma outra abordagem, geralmente laparotomia, deve ser utilizada. A via vaginal costuma ter índices de conversão maiores do que a laparoscopia e a minilaparotomia (14). Igualmente, na

técnica histeroscópica, podem sobrevir falha técnica instrumental ou operacional (na colocação bilateral do implante, que pode ocorrer em até 5,4% dos casos) (1).

A falha cirúrgica (falha em executar corretamente) pode ser devido a:

- a) Identificação errônea do oviduto: quando ocorre visualização precária por exposição cirúrgica inadequada, aderências, patologia anexial ou luz insuficiente pode resultar em ligadura inadvertida dos ligamentos redondo, ovariano ou infundibular ou ainda de vasos sanguíneos dilatados do ligamento largo; a prevenção consiste em visualizar toda a extensão da tuba até a região fimbrial antes de proceder à laqueadura;
- b) Oclusão incompleta da trompa: ocorre por posicionamento inadequado ou colocação de dispositivos mecânicos (anéis e cliques) em tubas edemaciadas ou dilatadas; também acontece quando a eletrocoagulação é breve demais ou os parâmetros de regulação da unidade eletrocirúrgica são inadequados (potência e forma de onda);
- c) Técnica imprópria: por uso de suturas inadequadas ou falha em preservar um segmento viável de tuba proximal de pelo menos 2cm, pois este, se curto demais, pode fistulizar pela pressão dos fluidos impulsionados pelas contrações uterinas (1).

De maneira geral, acredita-se que os erros cirúrgicos (de execução) são responsáveis por 30 a 50% dos casos de falha (21).

A incidência de falha do método (quando o procedimento foi executado correta e metodicamente) é intrínseca ao procedimento e, até certo ponto, inevitável. Mesmo com a aplicação correta, cliques ou anéis podem se soltar ou não se fechar completamente; trompas coaguladas ou seccionadas podem se recanalizar ou formar fístulas (10).

Na prática, não há como distinguir a falha cirúrgica da falha do método verdadeira (11). Os resultados dos trabalhos provavelmente englobam as duas categorias nos índices apresentados de falha geral.

Alguns métodos de esterilização tem menos taxas de falha do que outros. Mesmo para um mesmo procedimento pode haver variações. Por exemplo, quando menos do que três lugares são coagulados na tuba, a taxa cumulativa de gravidez em 5 anos é em torno de 12 por 1000 procedimentos; já quando três ou mais zonas são coaguladas, a taxa desce para apenas 3 por 1000 (16).

Estimativas precisas da efetividade dos vários métodos não são conhecidos. Poucos estudos comparativos com uma percentagem significativa de mulheres seguidas por mais de 1 a 2 anos foram realizados (4). A freqüência de gestações para os métodos disponíveis é considerada baixa no primeiro ano e varia de 0,1 a 0,8%; uma exceção é a técnica de microimplantes laparoscópica em que a experiência cumulativa de 5 anos com o método não relatou gravidezes (1), mas o tempo de uso e avaliação é muito inferior ao do restante das técnicas, tendo em vista que aquela foi aprovada para uso recentemente.

No caso de falhas do método, uma distinção deve ser feita para a chamada gravidez de fase lútea. Neste caso, a gravidez já ocorreu antes da ligadura, mas foi detectada somente após o procedimento; sua ocorrência se dá em torno de 1 a 15 casos por 1000 esterilizações de intervalo. A prevenção pode ser feita pela solicitação de β HCG, uso de contraceptivo eficaz no pré-operatório e operação na fase folicular do ciclo (1).

A tabela 1 mostra os índices de falha geral relacionado às diferentes técnicas de esterilização. É importante notar que os números ali presentes nem sempre são comparáveis, visto que os trabalhos deferem no tempo de seguimento e número de pacientes avaliados.

Tabela 1. Taxas de falha das técnicas de ligadura tubária (1,8,9).

Técnica	Taxa de falha
Pomeroy	1: 300-500
Parkland	1: 400
Irving	1:1000
Coagulação bipolar	0,9-24,8:1000
Coagulação monopolar	7,5:1000
Anel de Yoon	3,3:1000
Clipes	2-36,5:1000
Essure	0

Os estudos mais longos indicam que gravidezes continuam a ocorrer muitos anos após a esterilização e que o índice cumulativo de falhas é crescente, podendo chegar a 1,8% em 10 anos (1,6,8,14). Há variações significativas conforme a idade, sendo que nas mulheres de 34 anos ou mais a falha é de 0,7% em 10 anos, comparativamente a mulheres abaixo de 30 anos em que pode chegar a 2,8% (três vezes maior) (6,8).

Quando a gravidez ocorre após a LT, o risco de gravidez ectópica é alto, chegando a cerca de 32% para todos os métodos, mostrando-se especialmente mais acentuado para a coagulação bipolar, quando pode atingir mais de 50% dos casos de falha (1).

Em geral, as técnicas que utilizam salpingectomia parcial tem menos falhas que a coagulação bipolar e os cliques (6). Os anéis têm taxas de gravidez maior que a eletrocoagulação e a salpingectomia parcial (8). Um estudo colaborativo realizado nos Estados Unidos e citado por Cunningham e cols (2010) conseguiu agrupar os diferentes métodos e traçar uma linha de tempo de falhas ao longo de 12 anos, como demonstrado na figura 4 (21).

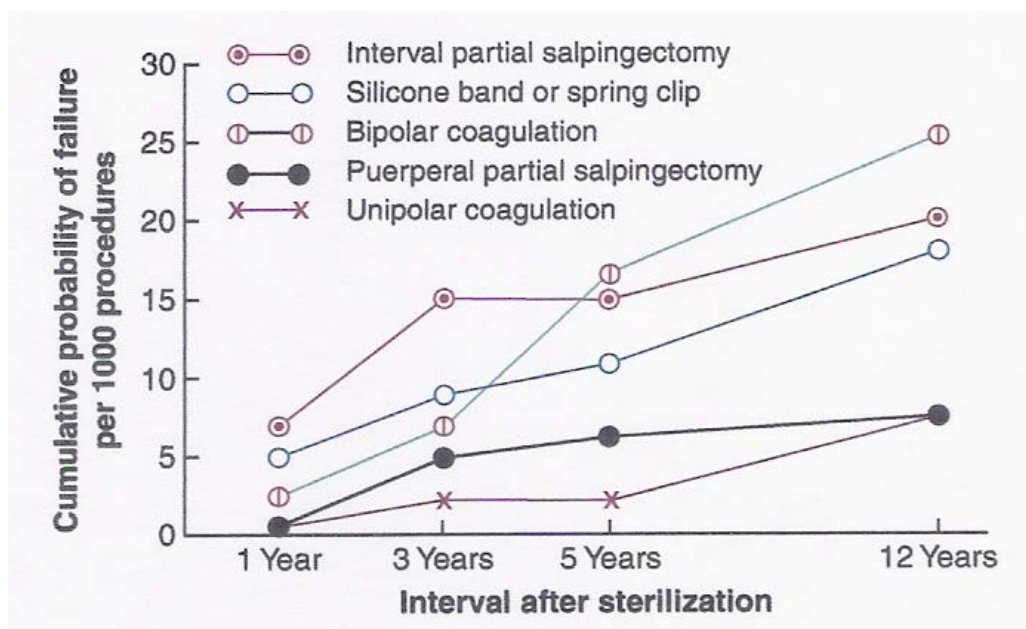


Figura 4. Dados do US Collaborative Review of Sterilization (CREST) mostrando a probabilidade cumulativa de gravidez por 1000 procedimentos de cinco métodos de esterilização tubária

[Retirado de Williams Obstetrics, 2010 (33)]

Estudo francês (2006), que sumarizou os estudos disponíveis naquele momento sobre esterilização feminina, concluiu que a taxa anual de gravidez para eletrocoagulação, cliques e anéis é 0 a 2% dependendo do estudo, sem diferença significativa entre as técnicas (11).

A esterilização tubária é muito efetiva em prevenir a gravidez. Entretanto, há vários métodos reversíveis de contracepção com falhas similares à laqueadura (6). Conforme demonstrado na tabela 2, não é possível dizer que a esterilização tubária é o método contraceptivo de maior eficácia, como usualmente é difundido no meio leigo.

Tabela 2. Incidência cumulativa de falhas dos métodos contraceptivos de alta eficácia em 5 anos (6).

Método	Índice de falha
<i>Norplant</i>	1,1%
T de Cobre 380	1,2%
Esterilização tubária	1,3%

Com relação específica à técnica laparoscópica, Makar e cols. (1990) relataram uma taxa de falha de 1,18% em 1437 esterilizações bipolares. Todas as falhas foram gravidezes extra-uterinas, com um intervalo médio de 28,8 meses entre a esterilização e a gravidez ectópica (22).

Vanderhyden e cols. (1989) relataram três casos de gravidez ectópica após esterilização bipolar em que foi realizado teste com azul de metileno com o intuito de identificar fístulas tuboperitoneais. Em todos os casos a gravidez estava localizada distalmente ao sítio de esterilização e não havia continuidade entre o segmento com a gravidez ectópica e o útero. Os espermatozóides atingiram a o local de fertilização por uma fístula tuboperitoneal. Em dois casos fístulas existiam no lado contralateral da gestação. No terceiro caso, fístulas bilaterais foram encontradas. Recomendam os autores que ao realizar uma salpingectomia para gravidez ectópica após falha de esterilização, deve-se estar ciente da possibilidade de fístulas contralaterais (23).

Dois estudos mais antigos realizados na Tailândia (24), com 5000 casos, e Costa Rica (25), com 299 mulheres, quando ainda se utilizava preferencialmente a coagulação monopolar, indicavam um índice de falha da esterilização de 0,4 e 0,7%, respectivamente, para um tempo de observação de 48 meses.

2.8 Comparação entre as principais técnicas

Apesar de várias técnicas de esterilização feminina serem descritas na literatura, apenas algumas são comumente usadas e foram apropriadamente avaliadas. Uma revisão sistemática comparou diferentes abordagens, como a técnica de Pomeroy, a eletrocoagulação, os cliques e os anéis. Os resultados principais foram: as mulheres que se submeteram à técnica de Pomeroy modificada tiveram mais morbidades maiores e dor pós-operatória do que com a

técnica de eletrocoagulação; a morbidade e a dor pós-operatória também foram mais frequentes no grupo que utilizou o anel em relação à eletrocoagulação. De maneira geral, a eletrocoagulação foi associada com menos morbidade quando comparada com os anéis e outros métodos. Entretanto, o risco de queimaduras no intestino delgado pode ser um sério crítica àquela abordagem (26).

Sitompul e cols compararam a minilaparotomia e a laparoscopia para a esterilização. Para isso arrolaram 100 mulheres em cada grupo e verificaram que o tempo cirúrgico e as complicações foram maiores para a primeira (27). Thiel e Carson (2008) fizeram uma análise custo-efetiva comparando a esterilização histeroscópica (Essure) e a esterilização laparoscópica (cautério bipolar ou cliques de Filshie), ambos realizados de maneira ambulatorial e com sedação consciente e anestesia geral, respectivamente, em um centro terciário do Canadá. Esses autores encontraram que o procedimento histeroscópico teve custo total estatisticamente menor (111 dólares a menos; \$1287 x \$1398 por caso) (28). Outro trabalho mostrou economia global de 180 dólares por procedimento ao comparar a LT histeroscópica pelo Essure e a coagulação laparoscópica tubária, a favor da primeira (29). No entanto, este mesmo trabalho se junta a outro na constatação de que, embora o custo com consultas e exames pré-operatórios seja igual para LT laparoscópica e LT histeroscópica e menor os custos com unidades de recuperação para a segunda, o gasto com os microdispositivos Essure ainda é maior no contexto de sala cirúrgica devido ao próprio preço do implante (30).

Um grande estudo realizado por Huber et al (2007) comparou três grupos: (1) esterilização laparoscópica de intervalo não relacionada à gravidez (n=20325);

(2) esterilização laparoscópica pós-parto (n=2233); e (3) esterilização pós-parto por minilaparotomia (n=5095). A proporção de complicações maiores foi maior no grupo 3 do que no grupo 1 (0,39% x 0,10%; OR 4,0; IC 2,15-7,44), mas não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 (0,10%) e 2 (0,18%). Complicações menores foram estatisticamente mais frequentes no grupo 3 (0,82%) do que no grupos 1 (0,26%) e 2 (0,27%). Não houve mortes na população em estudo. O estudo mostra que não se justifica o adiamento da esterilização laparoscópica seguindo a uma gravidez e parto sem problemas (31).

Em países industrializados, a esterilização geralmente é feita por laparoscopia. Em serviços onde os recursos para compra e manutenção do equipamento laparoscópico são limitados, a minilaparotomia pode ser ainda a abordagem mais comum. Kulier e cols em sua revisão sistemática compararam a esterilização laparoscópica tubária e a minilaparotomia em termos de morbidade operatória e mortalidade. Estes autores verificaram que não houve diferença em morbidades maiores entre os dois grupos; entretanto, as morbidades menores foram significativamente menos frequentes no grupo laparoscopia e a duração da cirurgia foi menor também para este grupo. A conclusão foi de que as complicações sérias são raras com ambas técnicas e que a preferência do cirurgião e/ou da paciente pode guiar a escolha de uma ou outra técnica (32).

Aral e cols (1993) compararam 179 mulheres submetidas a esterilização laparoscópica tubária com anestesia geral e 52 casos de esterilização via minilaparotomia com anestesia local. O tempo operatório médio para os dois grupos foram, respectivamente, 14,2 e 11,6 minutos. Doença infamatória pélvica

(DIP) não foi observada em nenhum caso no pós-operatório durante o período de seguimento (3 meses). Duas infecções de FO foram detectadas dentro da primeira semana após minilaparotomia e foram tratadas ambulatorialmente com antibióticos. Ruptura tubária ocorreu em 3 casos (1,67%) de laparoscopia, com eletrocoagulação fácil do local. Laparotomia não planejada ocorreu em uma paciente com suspeita de injúria intestinal durante minilaparotomia (33).

Um estudo multicêntrico randomizado comparando a minilaparotomia e LT à Pomeroy modificada versus laparoscopia e eletrocoagulação tubária concluiu que os dois métodos são similares nas suas taxas de complicações e que, por ser mais simples em termos de equipamento e treinamento, a minilaparotomia é a abordagem preferencial para serviços longe das grandes instituições (34). Outros autores chegaram à constatação de há benefício marginal da laparoscopia sobre a minilaparotomia para LT em termos de dor pós-operatória (35).

Blaakaer (1987) comparou a esterilização laparoscópica bipolar com a endocoagulação (ou termocoagulação) tubária. Esta pode ser feita também por laparoscopia, sendo um método que usa a corrente elétrica para aquecer uma pinça especial a temperaturas próximas a 100° C de modo que não ocorre passagem da eletricidade pelo tecido, representando um verdadeiro cauterio. Neste trabalho, ambas técnicas foram semelhantes com relação a dano em órgãos intraperitoneais, número de dias de hospitalização (média de 2 dias para os dois grupos) e tempo para retorno às atividades normais (média de 6 dias para ambos) e complicações pós-operatórias (36). A endocoagulação no Brasil não é um método popular, sendo seu uso restrito no nosso meio.

Aranda e cols (1976) compararam a eletrocoagulação monopolar e os anéis. Dificuldades técnicas para realização do procedimento (6,1 x 2,0% dos casos) e dor pélvica e abdominal (32,0 x 19,4%) foram verificadas mais freqüentemente com o grupo que utilizou anel (37). Resultado semelhante encontrou Koesawang e cols. (1978) (38).

Autores do Camarões relataram sua preferência pela técnica de minilaparotomia e Pomeroy em um serviço com poucos recursos (39).

Compilação de diversos estudos realizada em 2006 na França relatou que não houve diferença na incidência de complicações maiores entre a laparoscopia e a minilaparotomia; complicações maiores e menores foram significativamente mais comuns com a técnica de Pomeroy do que com a eletrocoagulação; e a laparoscopia é a abordagem preferencial (11).

Khandwala (1988) revisou diversos trabalhos internacionais sobre a esterilização laparoscópica com eletrocoagulação bipolar, o anel de silicone, o clipe de Hulka e o clipe de Filshie e teve os seguintes resultados: dificuldades técnicas tem sido encontradas muitos menos com a eletrocoagulação bipolar do que com os anéis ou cliques; as complicações cirúrgicas são globalmente menores com a eletrocoagulação, mas podem ser mais sérias (queimaduras elétricas) do que com os anéis e cliques; os cliques de Hulka e Filshie tem menos taxa de complicações do que os anéis; as complicações com os anéis e cliques se devem principalmente na dificuldade técnica de aplicação quando há existência de doença tuboperitoneal; a gravidez ectópica é um problema sério associado mais

comumente com a eletrocoagulação; as taxas de gravidez após a cirurgia de reversão são maiores com os cliques do que com os outros estudados; o método elétrico é preferível com aderências pélvicas e patologia tubária; e os cliques são preferíveis em mulheres que podem ser candidatas a futura reversão (40).

Madrigal e cols. (1977) comparou os cliques e a eletrocoagulação, ambos por via laparoscópica, em um estudo randomizado envolvendo um total de 150 mulheres, que foram seguidas por até 6 meses. Os principais achados foram: as taxas de complicações cirúrgicas foram similares nos dois grupos, dificuldades técnicas foram mais freqüentes com os cliques (principalmente com o aplicador do clipe) e dor pélvica e abdominal pós-operatória foi relatada por uma proporção maior de mulheres também com os cliques (43,6 x 31,5%, $p < 0,05$) (41).

3. Fundamentos de eletrocirurgia

3.1 Histórico

A eletrocirurgia se baseia no uso do calor para obter efeitos terapêuticos no tecido vivo; o principal deles é o controle de sangramentos, mas as aplicações possíveis vão desde destruição de lesões a cortes precisos. Até chegarmos à tecnologia empregada hoje nas novas unidades eletrocirúrgicas (UEC), um longo caminho foi percorrido desde os pioneiros na história.

Desde a Idade da Pedra, passando pelo Egito e Roma Antigos, há descrição do emprego do calor em seres humanos. Hipócrates também já usava um cautério primitivo. Até o século XVIII, técnicas cirúrgicas recomendavam um ferro aquecido para promover cauterização de veias e artérias quando outras técnicas não eram bem sucedidas em conter uma hemorragia.

O uso da corrente elétrica para cauterizar foi relatada somente no início do século XIX, quando o aquecimento de uma ponta de pinça era feito sem a corrente passar pelo tecido e o metal quente realizava a cauterização.

A eletrocirurgia como a conhecemos hoje foi desenvolvida no século XX e a diferença básica foi que a corrente elétrica passou, então, a atravessar o corpo, sendo o calor gerado pela resistência tecidual e não pelo aquecimento da pinça.

Até chegarmos ao tipo de corrente ideal, vários pesquisadores deram sua contribuição para aperfeiçoar a terapia com energia elétrica por intermédio de experimentos realizados de 1786 a 1934.

A energia eletrocirúrgica começou a ser incorporada aos procedimentos laparoscópicos na década de 60, quando os ginecologistas passaram a usá-la para pequenos procedimentos como a laqueadura tubária. Nessa época, a energia utilizada era a monopolar e o surgimento de complicações graves por queimaduras desencorajou o seu uso na década seguinte. No final dos anos 80, o aprimoramento tecnológico permitiu que novas UEC e instrumental mais refinado fossem desenvolvidos, fazendo com que a eletrocirurgia alcançasse um papel indispensável. A criação dos sistemas bipolares tornou os procedimentos mais seguros, uma vez que a corrente não mais precisava atravessar o corpo do paciente e sim somente o tecido a ser tratado.

Hoje, a eletrocirurgia é usada em praticamente todos os procedimentos convencionais e endoscópicos, oferecendo rapidez e agilidade aos procedimentos sem aumentar o índice de infecções (42,43,44).

3.2 Noções básicas de eletricidade e princípios da eletrocirurgia

Algumas propriedades da eletricidade precisam ser conhecidas para entender a eletrocirurgia. Para que ocorra a eletricidade, é necessário que haja dois pólos com cargas opostas, arbitrariamente referidas como positiva e negativa.

Os elétrons, que orbitam o núcleo dos átomos, irão fluir entre estes pólos. O fluxo de elétrons da órbita de um átomo à órbita de outro átomo adjacente é chamado *corrente* elétrica; *voltagem* é a “força” ou “empurrão” que faz os elétrons viajarem de átomo a átomo. Se os elétrons encontram uma *resistência*, calor é produzido. A resistência ao fluxo dos elétrons é chamada *impedância*. Um *circuito* completo deve estar presente para os elétrons fluírem. Então, temos os seguintes conceitos:

- a) Corrente (I): fluxo de elétrons durante um período de tempo, medido em ampères (A);
- b) Voltagem: força que move a corrente através de uma resistência, medida em volts (V);
- c) Resistência (R): obstáculo ao fluxo da corrente, também conhecida como impedância, medida em ohms (Ω);
- d) Circuito: caminho ininterrupto por onde os elétrons fluirão;
- e) Potência (P): energia produzida ou consumida, medida em watts (W);
- f) Calor (Q): quantidade de energia sob forma de calor liberada, medido em Joules (J);
- g) Tempo (t): tempo durante a corrente circula pelo condutor, medida em segundos (s). (42,43,44,45,46)

O princípio em que se baseia a eletrocirurgia é o de que a passagem de corrente elétrica (I) em um condutor (qualquer que seja ele, metálico ou não) é acompanhada da produção de calor. Isto ocorre porque este condutor oferece uma certa resistência (R) à passagem da corrente, que deverá ser vencida através

da aplicação de um potencial elétrico (V) suficientemente elevado para vencer esta resistência. A equação que relaciona estas três grandezas é a seguinte, também conhecida como lei de Ohm:

$$V = R \cdot I$$

Podemos perceber que V, R e I são diretamente proporcionais, ou seja, se aumentarmos, por exemplo, a resistência, então a força e a corrente devem ser aumentados proporcionalmente para haver fluxo elétrico.

A potência (P) elétrica equivale à energia produzida ou consumida num espaço de tempo e pode ser definida como:

$$P = V \cdot I$$

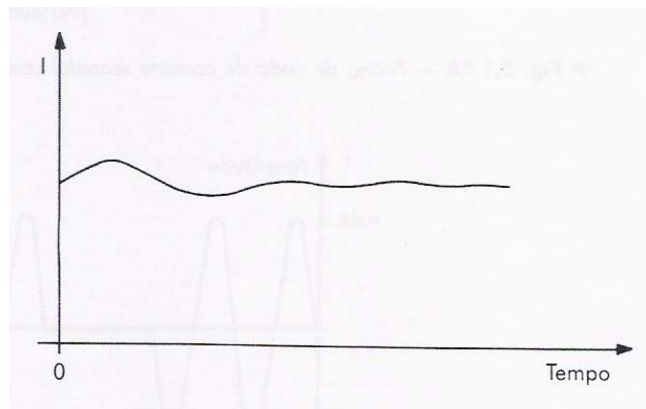
Nesta equação, nota-se que a força e a corrente são diretamente proporcionais à potência. (43,44,45,46,47)

3.3 Definição de eletrocirurgia

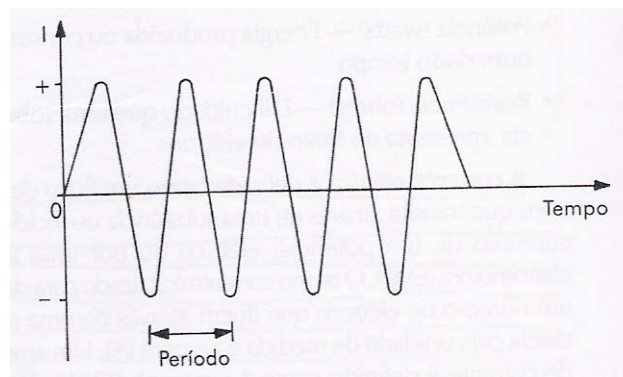
A manipulação adequada de elétrons, fazendo-os passar pelos tecidos vivos em quantidade suficiente para gerar calor e destruição tecidual é chamada de eletrocirurgia (42,43).

3.4 Tipos de corrente elétrica

Existem dois tipos de corrente: contínua (CC) e alternada (CA). Na CC o fluxo de elétrons é unidirecional, isto é, desloca-se dentro do condutor em uma única direção, convencionalmente do pólo positivo para o negativo (ver figura 5A). Os circuitos que utilizam pilhas são um bom exemplo onde ocorre este padrão. Na CA, a corrente é bidirecional, ou seja, muda de direção, ora indo do pólo positivo para o negativo, ora indo do negativo para o positivo, alternando periodicamente. Neste tipo de corrente, há primeiro um aumento até o máximo em uma direção e, então, um aumento até o máximo na outra direção, formando um padrão sinusoidal (ver figura 5B). Esta é o tipo de corrente empregada na eletrocirurgia, a mesma que utilizamos nas nossas casas para ligar aparelhos domésticos (43,44,45,46,47).



A



B

Figura 5. Representação gráfica dos tipos de corrente. A, Corrente contínua ou unidirecional. Fluxo do polo positivo para o negativo. Pode haver variação de amplitude de corrente, porém não de sentido. B, Forma de onda senoidal alternadamente positiva e negativa da corrente alternada.

[Retirado de Crispi, 2003 (44)]

3.5 Espectro de frequência

A corrente elétrica padrão que é fornecida na tomada de estabelecimentos residenciais e comerciais alterna em uma frequência de 60 vezes por segundo ou 60 hertz (Hz). A esta frequência ocorre, nos tecidos corporais, excessiva estimulação neuromuscular, podendo causar eletrocussão. Por isso, geralmente as UEC aumentam os ciclos de reversão da polaridade para 350 a 500.000 vezes por segundo ou 350 a 500 kHz. Algumas os elevam até 3 ou 4 milhões de vezes ou 3 ou 4 MHz. Estas altas frequências não interferem com nossos processos biológicos, portanto a energia pode passar através do corpo do paciente sem o perigo de eletrocussão e com um mínimo de estimulação neuromuscular. Porém, a frequência não deve ser aumentada excessivamente sob pena de podermos ter fugas perigosas de corrente no circuito.

Apesar de a eletrocirurgia poder operar em um espectro de frequência largo, indo de 100 KHz a 4 MHz, verifica-se que acima de 1 MHz fica muito difícil manter estas correntes de alta frequência dentro do fio, devido à ação de capacitâncias.

Veja no esquema da figura 6 as frequências de corrente usadas atualmente em diversas aplicações. Nota-se que a eletrocirurgia engloba o espectro de ondas utilizadas pelas estações de rádio emissoras de ondas médias, por isso algumas vezes são referidas como corrente de radio-frequência (43,44,45).

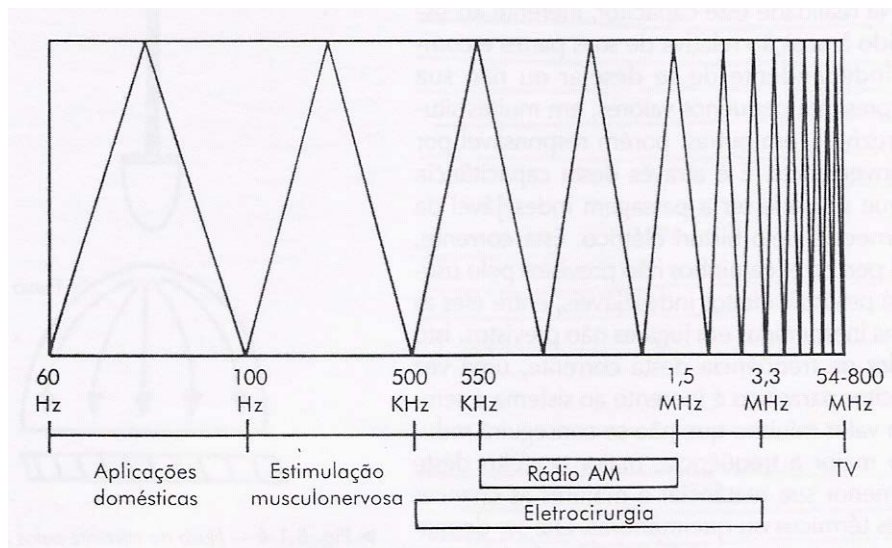
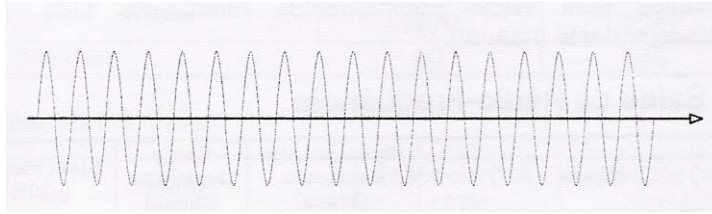


Figura 6. Espectro de frequência de corrente alternada.

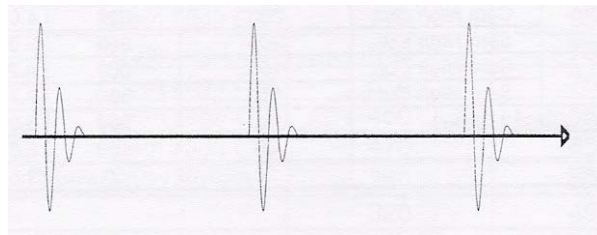
[Retirado de Crispi, 2003 (44)]

3.6 Tipos de onda

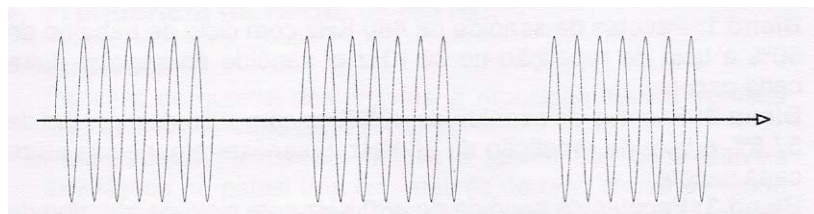
A corrente alternada, como foi visto anteriormente, possui formato de onda senoidal. Esta onda pode ser modificada de modo a obter efeitos teciduais distintos. São três os tipos de onda normalmente utilizados em eletrocirurgia: a onda não modulada, também chamada de pura ou de corte; a onda modulada, amortecida ou de coagulação; e a onda mista ou de *blend*, com um padrão intermediário, não sendo uma simples combinação entre as duas anteriores como poderia sugerir (ver figura 7).



A



B



C

Figura 7. Formas de onda de alta frequência. A, Forma de onda de corte. B, Forma de onda de coagulação. C, Forma de onda de Blend.

[Retirado do Manual do Bisturi Eletrônico Modelo SS-501S, WEM® (48)]

A onda de corte (CUT) é uma senóide contínua com frequência constante sem interrupções; tipicamente, é capaz de produzir corte de tecido com pouca hemostasia. A forma de onda de coagulação (COAG) consiste de pacotes de senóide de curta duração, sendo sua característica mais importante a pausa entre cada pacote, onde a corrente é nula; os pacotes, para se ter uma idéia, ocorrem a aproximadamente 30.000 vezes por segundo; e sua função é aquecer o tecido com efeito de corte insignificante. Por fim, a onda mista, assim como a de coagulação, consiste de pacotes de senóide; a diferença reside em que estes pacotes possuem maior duração que a de coagulação pura; como efeito, temos um corte com efeito hemostático (42,45).

3.7 Tipos de circuito empregados

A corrente elétrica de alta frequência pode ser levada aos tecidos de duas formas: monopolar e bipolar, que, na verdade, representam não um tipo de corrente diferente e sim a maneira como o circuito foi arranjado.

Foi dito anteriormente que a eletricidade precisa de dois pólos para fluir. Por isso, as tomadas elétricas de nossas casas tem dois plugues de metal. Em eletrocirurgia, quando estes dois pólos encontram-se em um mesmo instrumento, temos o circuito bipolar; quando um dos pólos é o instrumento e o outro é colocado remotamente (eletrodo dispersivo), temos o circuito monopolar ou unipolar (45).

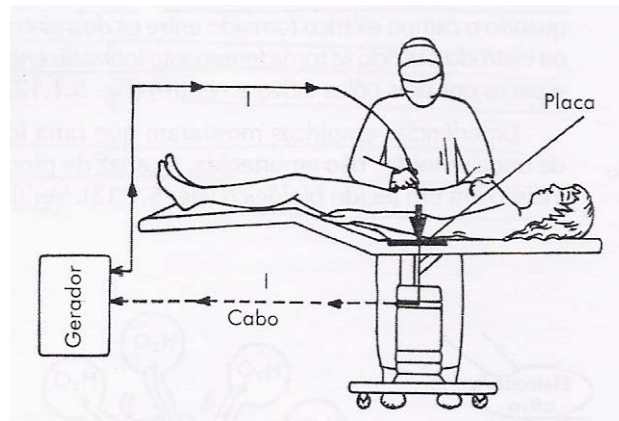
3.7.1 Monopolar

A eletrocirurgia monopolar é a modalidade eletrocirúrgica mais comumente empregada. Isto se deve à sua versatilidade e efetividade clínica. Na eletrocirurgia monopolar, o eletrodo ativo (p. ex. bisturi, alça, esfera, agulha, haste) está no sítio cirúrgico. O eletrodo de retorno do paciente (placa) é neutro e está em algum outro lugar sobre o corpo do paciente. A corrente passa através do paciente à medida que completa o circuito desde o eletrodo ativo até o eletrodo de retorno do paciente. O eletrodo neutro é muito maior comparado com eletrodo ativo (ver figura 8A).

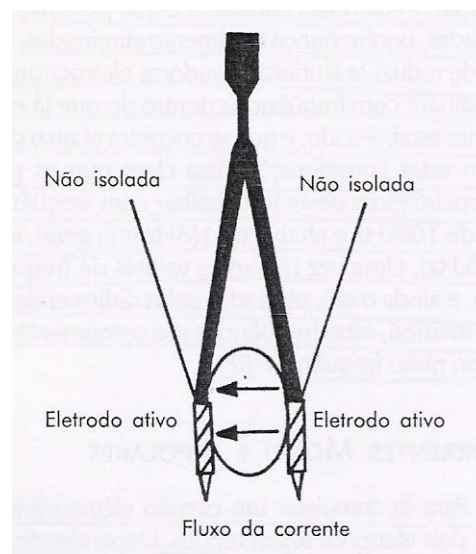
O gerador eletrocirúrgico (chamado popularmente de aparelho de eletrocautério) é a fonte do fluxo de elétrons (corrente) e da voltagem. O circuito todo é composto pelo gerador, pelo eletrodo ativo (geralmente caneta ou pinça), pelo paciente e pelo eletrodo de retorno do paciente (placa), de modo a formar um ciclo contínuo. A dispersão dos elétrons no sistema, chamado aterramento do circuito, se dá por inúmeros meios, tais como a mesa cirúrgica, perneiras, membros da equipe de assistência e o próprio equipamento. Hoje em dia, os modernos geradores referenciam de maneira preferencial a corrente para si, evitando a dispersão por outros componentes da sala cirúrgica. O tecido do paciente fornece a impedância, produzindo calor à medida que os elétrons suplantam a resistência local (44,45).

3.7.2 Bipolar

Na eletrocirurgia bipolar, tanto as funções de eletrodo ativo como a de eletrodo de retorno são feitas no sítio cirúrgico. Na própria pinça ou tesoura há dispositivos que fazem essas duas funções. Apenas o tecido apreendido é incluído no circuito elétrico. Como a função de retorno é realizada num mesmo instrumento (p. ex., uma das pás da pinça) não há necessidade de eletrodo de retorno do paciente (42,45) (ver figura 8B).



A



B

Figura 8. A, Disposição dos componentes básicos e direção da corrente para a eletrocirurgia monopolar. B, Fluxo da corrente pelos eletrodos bipolares.

[Retirado de Crispi, 2003 (44)]

3.8 Unidades eletrocirúrgicas

Unidades eletrocirúrgicas (UEC) ou geradores são os termos corretos para designar as modernas unidades que utilizam elementos eletrocirúrgicos monopolares ou bipolares. Existem diferenças significativas entre os modelos disponíveis. Em geral, nesses aparelhos há um *dial* de números (0 a 9) que representam a voltagem de pico de saída ou um *display* digital que indica a potência nominal de saída em watts. Para saber qual a wattagem correspondente à voltagem de pico representada pelo *dial*, o usuário é referido a um gráfico constante no manual do fabricante.

A potência de saída no início não é a mesma até o final do processo eletrocirúrgico, uma vez que esta potência costuma cair à medida que a impedância tecidual aumenta durante o efeito térmico do calor. Cada medida padrão de saída da UEC é calibrada contra uma resistência fixa estipulada. Para uso monopolar, a maioria dos geradores são calibrados para carga de 500Ω ; para uso bipolar, a carga é 100Ω . Por isso, se usarmos wattagens equivalentes, o efeito tecidual é menor com o modo bipolar do que com o monopolar.

As características de cada gerador devem ser conhecidas pelo operador; este deve buscar a sua experiência com as wattagens para cada tarefa, sem esquecer de que o princípio básico do uso seguro da eletrocirurgia é usar o mínimo de energia para obter efetividade cirúrgica (44).

A UEC padrão oferece as seguintes teclas: CUT, COAG e BLEND (de 1 a 3 usualmente), correspondendo, respectivamente às formas de onda de corte, coagulação e mista. Quando usamos os modos *blend*, é importante notar que eles ocorrem junto com o modo CUT da unidade eletrocirúrgica e são ativados na porção CUT do pedal ou da caneta; à medida que aumentamos o grau de *blend* de 1 a 3 teremos menos corte e mais hemostasia (44,47).

De acordo com a equação apresentada anteriormente, que relaciona V , R e I ($V=R \times I$), é possível que V e I variem de maneira oposta (balanceada) e ainda termos a mesma P . O modo CUT acentua os aspectos de corrente da equação e o COAG os da voltagem (figura 9). Além disso, as teclas CUT e COAG selecionadas no aparelho nem sempre correspondem ao real efeito biológico de corte e coagulação, pois isso dependerá de diversos fatores (ver adiante o item *Fatores que impactam o efeito tecidual e Considerações sobre os diferentes tipos de onda*).

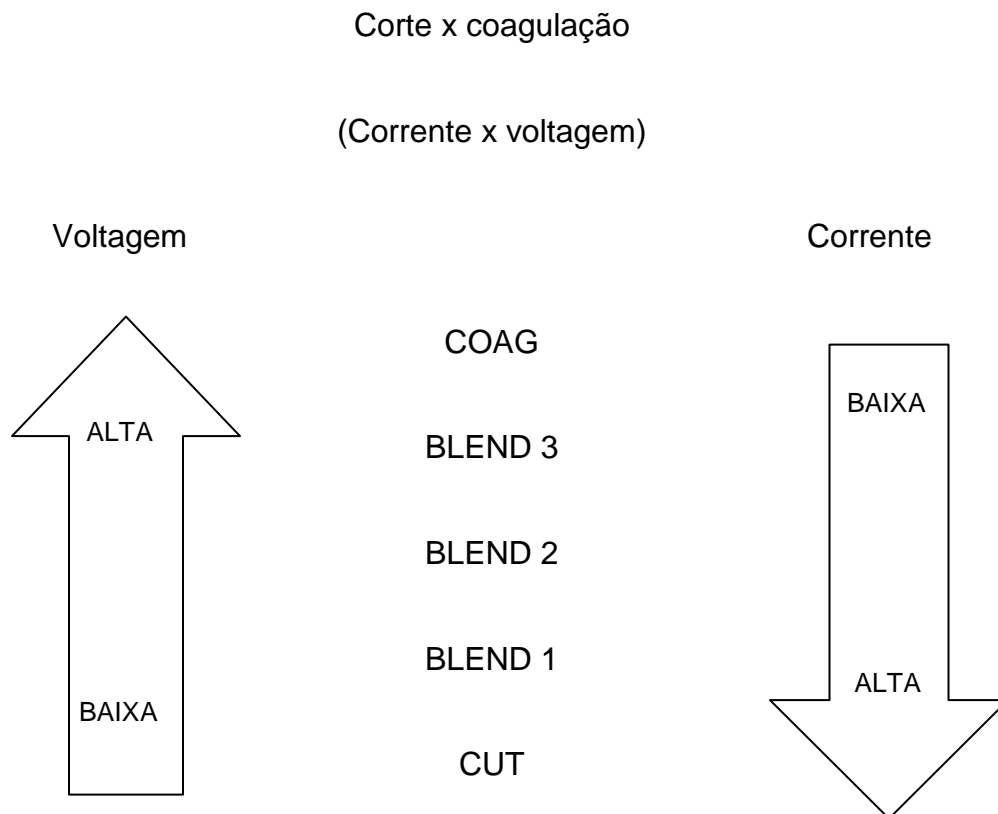


Figura 9. Diferenças quanto à voltagem e corrente das ondas de corte e coagulação. COAG=onda de coagulação; CUT=onda de corte; BLEND 1-3=onda mista em diferentes ciclos de trabalho.

[Transcrito e traduzido de Absten, 2002(47)]

Nas UEC comuns, é possível ajustar apenas a potência e saída e a forma de onda (teclas COAG, BLEND e CUT). As voltagens e correntes envolvidas são invisíveis ao operador, mas suas implicações são importantes. A resistência também não é controlada pelo operador, pois é uma função do tecido. A forma de

onda e a impedância vão determinar ajustes automáticos compensatórios em V e I para manter a potência (47).

Para termos uma idéia, a maioria dos geradores pode produzir até um máximo de 8000V no modo COAG, mas na maioria das vezes é usada uma faixa de 1000 a 3000V. Com o CUT a voltagem ideal gira em torno de 200 a 600V. Pelas voltagens elevadas, devemos evitar selecionar potências muito altas com COAG (42).

3.9 Efeitos teciduais

Quando uma corrente elétrica flui através de um tecido biológico, os seguintes efeitos podem ser observados (43,44,45):

- a) Efeito térmico: o equilíbrio térmico do tecido é alterado pela passagem da corrente elétrica, produzindo um aquecimento da água e proteínas intracelulares (ver detalhes no item 3.14); é o único efeito que se quer em eletrocirurgia;
- b) Efeito eletrolítico: os íons em solução no tecido se tornam polarizados, ou seja, há a separação dos íons positivos e negativos, podendo ocasionar oxidação celular, alterações enzimáticas e cauterização química. Estes efeitos são mínimos com a eletrocirurgia por causa das altas frequências empregadas de CA. A eletrólise é mais aparente com a CC, mas esta não é utilizada em eletrocirurgia;

c) Efeito farádico: é causado pela despolarização de nervos e músculos.

Nas freqüências de 60 até 200-300kHz, podemos observar choques caracterizados por contração muscular e dor potencialmente capazes de causar parada do coração. Freqüências acima disto não produzem este tipo de efeito biológico. Na verdade, se a densidade de potência não for alta, a eletricidade pode atravessar o nosso corpo sem efeito algum. Algumas vezes o efeito farádico é observado mesmo usando unidades eletrocirúrgicas de alta freqüência (com freqüências acima de 350kHz) e isso se deve ao fato de que a corrente pode ser retificada pelo tecido para freqüências farádicas menores. Um exemplo deste fenômeno ocorre quando há um faiscamento no tecido; a freqüência de uma faísca pode ser bem menor do que a freqüência nominal da unidade.

3.10 Efeitos cirúrgicos

Existem basicamente três efeitos cirúrgicos que podem ser obtidos através da eletrocirurgia: dessecação, corte e fulguração. Coagulação é o termo geral que inclui a dessecação e a fulguração (42).

3.10.1 Dessecação

Consiste na coagulação sem faiscamento. A corrente elétrica passa através do tecido provocando aquecimento do mesmo, retirando lentamente a água nele

contida. A temperatura se eleva gradualmente dentro das células, se mantendo inferior a 100° C, produzindo evaporação da água intracelular, coagulação das proteínas e contração tecidual. A dessecação requer que o eletrodo ativo esteja em bom contato físico com o tecido e, por isso, é importante que este eletrodo seja mantido livre de tecido seco ou carbonizado na sua superfície (ver figura 10A). Além disso, é importante que o eletrodo seja ativado somente depois de tocar o tecido. Pode ser realizada com as modalidades monopolar e bipolar e com qualquer forma de onda (de corte, coagulação ou mista), sendo necessário apenas níveis baixos de potência. A coagulação através de pinça bipolar é um exemplo prático de dessecação. Esta também ocorre quando o cirurgião utiliza pinça hemostática monopolar para pinçar um vaso e estancar um sangramento (43,44,45).

3.10.2 Corte

Consiste no aquecimento das células do tecido tão rapidamente que elas explodem pelo vapor produzido internamente. Este processo também é conhecido como vaporização celular. A temperatura se eleva superior a 100° C em um espaço de tempo de milissegundos. O calor gerado é dissipado pelo vapor não havendo, portanto, condução para as células adjacentes. O eletrodo deve ser ativado antes de tocar o tecido e deslocado de modo a entrar em contato com novas células sucessivas do tecido para que ocorra a incisão. É importante lembrar que o corte eletrocirúrgico é obtido através de faiscamento pelo tecido.

Para criar a faísca, o cirurgião deve segurar o eletrodo levemente acima do tecido (ver figura 10B). A forma de onda de corte é a que produz estes efeitos. Geralmente, é necessária baixa voltagem para produzi-la (42,43,44,45).

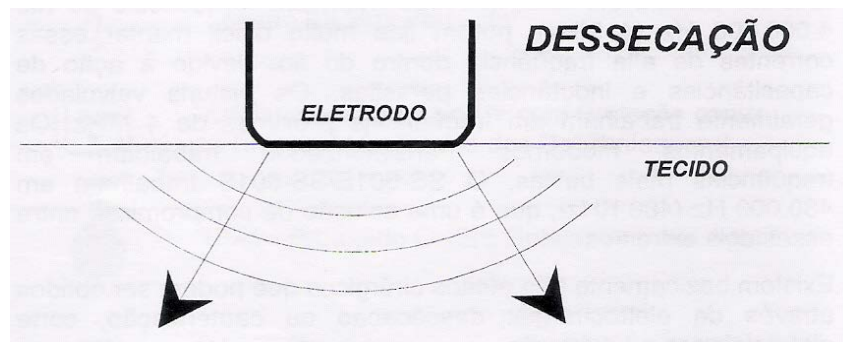
3.10.3 Fulguração

A fulguração eletrocirúrgica (faiscamento com a onda de coagulação) coagula e escarifica o tecido em uma grande área com mínimo corte. Pelo fato do ciclo de trabalho ser de apenas cerca de 6%, menos calor é produzido. O resultado é a criação preferencial de um coágulo em vez de vaporização celular instantânea. Com o objetivo de superar a alta impedância do ar, a onda de coagulação tem significativamente maior voltagem do que a corrente de corte. A fulguração permite a coagulação de grandes áreas sangrantes, enquanto que a dessecação é mais pontual. Há a produção de faíscas longas com dispersão maior do calor do que no corte, permitindo o aquecimento intermitente (ver figura 10C). A temperatura da água no interior das células não se eleva tão rapidamente para provocar explosão. Desse modo, as células são desidratadas lentamente sem produzir incisão. Do mesmo modo que no corte, ocorre vaporização à medida que se atinge a temperatura de 100° C, mas o tempo para atingir este patamar é maior. Como a voltagem é via de regra alta, isto faz com que a corrente consiga circular mesmo após a água ter sido eliminada, atravessando resistências altas e acabando por carbonizar o tecido (42, 43, 44, 45).

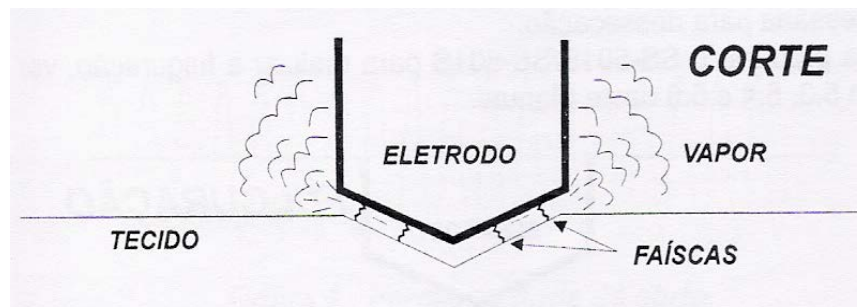
3.10.4 Corte misto (*blend*)

Uma “corrente *blend*” não é uma mistura de corrente de coagulação e de corte, mas uma modificação do ciclo de trabalho (ver figura 7C). À medida que vamos do *Blend 1* ao *Blend 3*, o ciclo de trabalho é progressivamente diminuído. Um ciclo de trabalho mais baixo produz menos calor. Conseqüentemente, *Blend 1* é capaz de vaporizar os tecidos com mínima hemostasia enquanto que *Blend 3* é menos efetivo ao corte, mas tem um máximo de hemostasia.

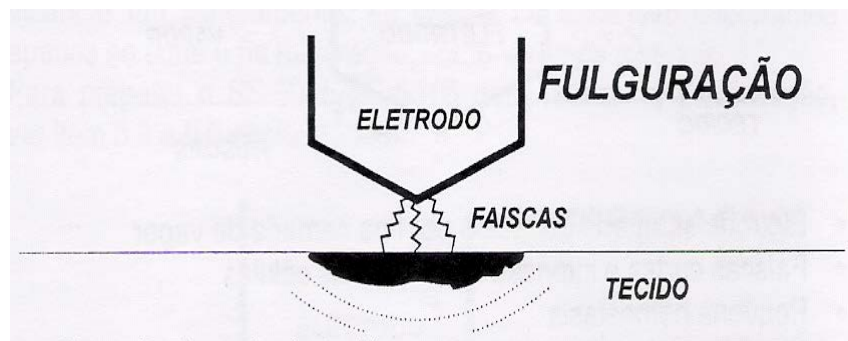
A forma de onda mista produz, portanto, um corte com efeito hemostático, isto é, as paredes da incisão ficam bem fulguradas (48).



A



B



C

Figura 10. Efeitos cirúrgicos.

[Retirado do Manual do Bisturi Eletrônico Modelo SS-501S, WEM® (48)]

3.11 Considerações sobre os efeitos cirúrgicos com diferentes ondas

Os fabricantes de geradores introduziram termos (CUT, COAG e BLEND) que no início pareceram simplificar as escolhas de formas de onda disponíveis, mas depois confundiram o cirurgião na sua prática (42). Estudando profundamente os efeitos cirúrgicos dos diferentes tipos de onda, verificou-se que uma mesma forma de onda poderia produzir diferentes efeitos (corte e coagulação) se algumas condições fossem atendidas.

A única variável que determina se uma onda vai vaporizar ou formar um coágulo no tecido é a taxa com que o calor é produzido. Alto índice de calor produzido rapidamente causa vaporização e baixo calor produzido mais lentamente cria um coágulo. Qualquer uma das três formas de onda (corte, coagulação e mista) pode produzir as duas tarefas, desde que sejam modificadas as variáveis que impactam o efeito tissular (ver detalhes adiante no próximo item).

Muitos cirurgiões rotineiramente “cortam” com a corrente de coagulação. De modo similar, é possível coagular com a corrente de corte mantendo o eletrodo em contato direto com o tecido. Pode ser necessário ajustar as configurações de energia e tamanho do eletrodo para obter o efeito cirúrgico desejado. O benefício de coagular com a corrente de corte é que estaremos usando muito menos voltagem. Similarmente, cortar com a corrente de corte vai também completar a tarefa com menos voltagem. Neste contexto, a escolha de menores configurações de energia é particularmente importante para procedimentos minimamente invasivos (45).

O modo CUT é a melhor maneira para obter a dessecação. Com a energia monopolar, a dessecação profunda do tecido agarrado por uma pinça hemostática, por exemplo, é uniforme através da espessura do tecido; já com a bipolar, a superfície é aquecida primeiro, sendo que o centro do tecido pinçado é aquecido depois. Por isso que para a realização de ligadura tubária recomenda-se agarrar firmemente o tecido com um eletrodo de área larga e, então usar CUT pura para dessecação (45), o que pode minimizar a chance de coagulação incompleta; se a mesma for realizada com pinça bipolar e COAG, o centro da tuba pode não ser destruído porque a superfície é carbonizada de maneira instantânea, aumentando rapidamente a impedância do tecido. Por este motivo, alguns autores chegam a advogar que somente o CUT deve ser usado na eletrocirurgia bipolar (42).

A fulguração permite a hemostasia de grandes áreas sem penetração profunda, enquanto que, se coagulação profunda é necessária, deve ser feita dessecação, de preferência com CUT (42). As menores voltagens do CUT permitem menos danos às margens de uma incisão (47). Para incisar gordura (tecido subcutâneo), que apresenta alta impedância, o modo COAG pode ser mais eficaz em wattagens similares ao CUT (42).

Pelo fato do sangue ser rico em conteúdo salino, uma superfície sangrenta é difícil de fulgurar, pois a corrente tende a se dispersar. O mesmo ocorre quando uma superfície é recoberta por soro fisiológico, onde não se consegue concentrar a corrente em um ponto facilmente. Para vasos arteriais maiores que 1 a 2mm, a

fulguração é inefetiva. Nestes casos, a dessecação ou ligadura são recomendados (42).

3.12 Variáveis que impactam no efeito tecidual

Além da forma da onda e da voltagem, outras variáveis são impactantes no efeito tecidual. Elas incluem (43,44,45,47):

- a) Tamanho do eletrodo: Quanto menor o eletrodo maior a concentração de corrente. Conseqüentemente, o mesmo efeito tecidual é obtido com um eletrodo menor, mesmo que a configuração de energia seja reduzida.
- b) Formato do eletrodo: quanto mais largo o eletrodo, menos corte e mais coagulação ocorre. Eletrodos tipo agulha otimizam o corte, enquanto que eletrodos tipo bola são melhores para coagulação;
- c) Tempo: A uma dada configuração, quanto mais tempo o gerador é ativado, mais calor é produzido. E, quanto maior o calor, mais extensamente ele vai viajar aos tecidos adjacentes (espalhamento térmico).
- d) Intensidade da corrente: a coagulação é obtida com potências maiores; a incisão tecidual ocorre com potências menores.
- e) Velocidade de incisão: quanto mais lenta for a passagem do eletrodo sobre o tecido, maior será o grau de coagulação.
- f) Manipulação do eletrodo: podemos produzir faiscamento (corte ou fulguração) ao flutuar sobre o tecido ou manutenção do eletrodo em contato direto com o tecido (dessecação).

- g) Pressão sobre o tecido: Quando o objetivo é dessecação, a pressão da pinça sobre o tecido interfere de forma marcante na profundidade da lesão produzida e a obstrução da luz da estrutura apreendida se faz de forma mais rápida.
- h) Tipo de tecido: Os tecidos variam muito em resistência.
- i) Escara (tecido carbonizado): A escara oferece resistência relativamente alta à corrente. Deixar os eletrodos limpos e livres de escara vai aumentar a performance porque mantém menor resistência dentro do circuito cirúrgico. A exposição ao faiscamento produz carbonização em graus variados a depender do tempo de exposição.
- j) Tipo de circuito empregado: menor lesão tecidual é obtida com o emprego da modalidade bipolar em comparação com a monopolar.

3.13 A variável impedância na eletrocirurgia

A resistência varia nos diferentes tecidos, podendo variar de 2000Ω na gordura a 400Ω no músculo. A pele e a gordura têm alta resistência. Tecidos com alta concentração de eletrólitos como o sangue e o próprio músculo oferecem baixa resistência e facilmente transmitem a corrente elétrica. No entanto, esta propriedade pode ser ruim em cirurgia, pois é difícil cauterizar um vaso sangrante se o campo está muito sujo de sangue, uma vez que a corrente se dispersa e não é possível aplicá-la focalmente. O mesmo acontece quando temos uma estrutura que queremos cauterizar imersa em soro fisiológico: há dispersão da corrente, o que poderá ser bom em alguns casos para prevenir expansão indevida do dano térmico. Mais importante que isso, à medida que a eletricidade aplicada ao tecido vai dessecando ou fulgurando o mesmo, há um aumento gradual da resistência neste tecido, obrigando a um aumento crescente da voltagem para compensar e manter a mesma potência (47).

Além disso, o caminho que a corrente segue é sempre o de menor resistência. Por isso, quando coagulamos um vaso em meio à gordura, a energia tende a seguir o leito do vaso, causando uma não uniformidade da aplicação do calor do tecido (47).

3.14 O problema da capacitância nos circuitos

Este problema é típico dos circuitos monopolares. Dois condutores, próximos um do outro, com um isolante entre eles, formam um capacitor (condensador de corrente). Sua presença oferece dificuldade à passagem da corrente no circuito (a chamada reatância capacitiva); porém, se a frequência aumenta, esta resistência à corrente do capacitor diminui.

Como exemplo de capacitores podemos citar o próprio ar, algum tipo de tecido, plástico ou outro isolante qualquer. Na sala cirúrgica, um capacitor é sempre formado entre condutores próximos, como entre o metal do bisturi e o paciente, entre o paciente e a mesa cirúrgica ou entre o próprio bisturi e a terra.

A formação de capacitor é inerente ao sistema e, portanto, inevitável. Este fenômeno é chamado de capacitância. Felizmente, na maioria das situações, o valor deste capacitor é desprezível, mas em algumas vezes pode causar inconvenientes, como queimaduras em locais indesejados pelo fato da corrente passar por caminhos não desejados.

Quanto maior a frequência da corrente menor a reatância do capacitor e maiores as chances de acidentes térmicos por correntes de fuga. É por este motivo que a frequência padrão dos geradores eletrocirúrgicos deve estar dentro de um patamar em que a capacitância possa ser minimizada (66). Além disso, como o emprego de COAG aumenta a chance de capacitância nos circuitos, esse deve ser usado com cautela (42).

A capacitância não é um problema com a instrumentação bipolar. Uma vez que os eletrodos estão contidos em um mesmo instrumento seus campos magnéticos vão se cancelar mutuamente. A corrente elétrica não vai ser induzida em outros instrumentos, mesmo que eles estejam isolados (47).

3.15 Novas tecnologias

Os geradores mais modernos são capazes de detectar se a qualidade de contato do eletrodo de retorno com o paciente é inadequada e desativar o sistema antes que uma lesão ocorra. As queimaduras no local da placa são causadas pela diminuição da área de contato no eletrodo de retorno. Esses geradores conseguem monitorar a quantidade de impedância na superfície da placa e, se é detectado um nível alto de resistência no local, a corrente é interrompida (45).

Outra tecnologia disponível em algumas UEC é o sistema de monitoração do eletrodo ativo, que é capaz de quantificar diferenças entre a corrente de saída e de chegada na unidade e desligar automaticamente se houver discrepância significativa. Isto ajuda a evitar a corrente de dispersão.

Historicamente as UEC são reguladas pelo operador ao selecionar o nível de potência e o modo desejado de onda (CUT, BLEND ou COAG). Para manter a mesma potência os aparelhos fazem ajustes de acordo com a resistência tecidual, alterando a voltagem e a intensidade de corrente, as quais não são visíveis pelo operador. A resistência tecidual muda e o operador não tem controle sobre isso. A

UEC é programada para manter a potência e variar a voltagem para compensar quando necessário. Este tipo de aparelho é chamado de Unidade de Potência Constante (UPC).

Modernamente, estão disponíveis UEC que mantêm a voltagem e variam a potência, as chamadas Unidades de Voltagem Constante (UVC); sua vantagem em relação às UPC é a limitação da voltagem. Como discutido anteriormente, altas voltagens causam carbonização e margens largas no tecido. Mudanças de resistências e voltagens causam margens irregulares que representam um problema para a análise dos espécimes patológicos. Estas unidades percebem o aumento da resistência tecidual e modificam a corrente de maneira a otimizar o efeito desejado, evitando margens carbonizadas (47).

Uma evolução das UVC é a disponibilidade atual de geradores que conseguem ler a impedância tecidual e liberar automaticamente a quantidade de energia ótima correspondente dentro de certos limites de voltagem seguros. São os chamados geradores de resposta tecidual (45).

Já existem geradores com amperímetro incorporado, que informam com um sinal sonoro que a corrente já dessecou todo o tecido. Há, ainda, eletrodos ativos com circulação interna de água com o objetivo de resfriar o tecido adjacente exposto ao mesmo, mantendo a baixa impedância durante o ciclo de tratamento, permitindo a deposição da máxima energia no tecido alvo e reduzindo complicações da ampliação desnecessária do dano térmico.

Ainda não foram criadas pela indústria, mas a idéia sugerida por Büller de pinças especiais que informassem a temperatura atingida pelos tecidos durante a aplicação da corrente parece promissora, já que se evitaria cauterizações excessivas. O grande aspecto a ser considerado é o custo deste material e sua possibilidade de reutilização (43).

3.16 Os tipos de circuito e seu uso na laparoscopia

Apesar dos dois circuitos (mono e bipolar) poderem empregar as ondas de corte e coagulação, na laparoscopia, de maneira geral a técnica monopolar é usada para corte e a bipolar para coagulação.

Diversos problemas estão associados ao uso da modalidade monopolar de eletrocirurgia na laparoscopia. Complicações vistas no item anterior, como capacitância, acoplamento direto e falha de isolamento são mais freqüentes com o seu uso, há maior extensão de lesão no tecido lateral ao eletrodo e a eficácia para coagular não se mostrou superior na prática em comparação à modalidade bipolar (43).

Além disso, como já comentado anteriormente, uma cirurgia bastante freqüente dos cirurgiões ginecológicos, a ligadura tubária laparoscópica, teve seu período de dúvidas e incertezas antes dos anos 80, quando existia somente o circuito monopolar e foi constatado complicações sérias no pós-operatório por queimaduras intestinais inadvertidas. Este tipo de acidente ocorria porque a

corrente normalmente percorria o comprimento tubário distalmente à zona alvo em direção à placa e acabava atingindo eventuais alças de intestino em contato com as fímbrias, onde se formava uma densidade de corrente propícia (47). Por esta razão, recomenda-se que a técnica bipolar predomine sobre a monopolar.

Durante a eletrocirurgia bipolar, o uso da placa neutra colada à paciente seria dispensável do ponto de vista técnico. Muitos fabricantes, no entanto, não permitem que o aparelho funcione sem a placa de retorno, para maior segurança no caso de utilização conjunta das duas técnicas (comum a vários procedimentos cirúrgicos) e mesmo para prevenir lesões térmicas adjacentes com o uso exclusivo de sistemas bipolares. No primeiro caso, o esquecimento do uso de placa com a técnica monopolar, que seria usada em campo aberto, poderia causar sérias complicações. O Consenso Brasileiro de Videoendoscopia Ginecológica de 2001 recomenda a utilização de placa em todas as cirurgias, independente da modalidade a ser utilizada (43).

Quando do uso da modalidade bipolar, deve ser mantido a porção condutiva da pinça exatamente onde a coagulação vai ocorrer. Se o tecido é segurado muito alto na pinça não haverá contato elétrico por causa do isolamento do local. As pás da pinça devem estar limpas para o adequado contato elétrico. O tecido deve estar entre as pás da pinça para que ele faça parte do circuito. Deve ser evitado juntar demais as pás da pinça de modo a estarem em aposição, pois isso causaria um curto circuito de modo que a corrente fluiria diretamente de um eletrodo a outro não atingindo o tecido. Isto reduziria ou eliminaria o efeito sobre o

tecido, podendo parecer que a pinça não funciona. A solução seria agarrar delicada mas firmemente o tecido e evitar juntar as pás da pinça (47).

Outra característica do sistema bipolar é seu potencial para causar coagulação ao redor e fora do espaço verdadeiro entre as pás do instrumento. Isto é criado pelo campo elétrico em volta, significando que uma estrutura delicada como o ureter não é imune à injúria simplesmente porque não está diretamente entre as pás. O espalhamento não é muito largo mas pode ir alguns milímetros ao redor da extremidade do instrumento.

Os instrumentos bipolares oferecem muito mais controle sobre a corrente elétrica do que os unipolares. As voltagens e as correntes são mais baixas, além de uma menor possibilidade de corrente de fuga com o circuito bipolar, tornando-a mais segura do que com o monopolar (47).

4. Qual a potência ideal de trabalho na eletrocirurgia?

Esta é uma questão ainda não respondida. A maioria das UEC básicas utilizadas correntemente nos hospitais atingem, nominalmente, potências máximas de até 300 W na modalidade monopolar e 80 W na bipolar. Então, como decidir a melhor para determinado procedimento? Sabe-se que, por questões de segurança, as potências devem sempre ser as mínimas que executem o trabalho de maneira eficiente. Foi dito anteriormente que alguns aparelhos de última geração conseguem ler a impedância tecidual e aplicar a corrente ideal necessária para cauterizar, otimizando a cirurgia. Além de serem obviamente mais caros, não há comprovação até agora de que realmente são mais eficazes e há a preocupação de que a potência selecionada automaticamente seja inadequada para determinada cirurgia como, por exemplo, uma esterilização tubária, que poderia requerer mais potência para ganhar profundidade.

O que temos na literatura são recomendações de alguns autores baseadas em sua experiência prática ou em estudos animais não definitivos. Riedel e Semm (1982) compararam a extensão da destruição tecidual após coagulação do corno uterino de coelhos com corrente monopolar (32 a 100W por 10 a 50 segundos) ou bipolar (2,2, 7,3, 10, 23, 30 e 50W por 10 a 50 segundos) e verificaram que até 12 semanas da cauterização a área destruída foi de 3-5cm (horizontal) x 2-4cm (longitudinal) e 1,5-3cm x 1,5-2cm, respectivamente, para mono e bipolar (13).

Ryder e Hulka (1993) em seu estudo com porcas cauterizaram várias áreas da cavidade abdominal (dessecação próximo ao intestino e ureter e sobre a

parede de ambos; coagulação superficial simulando cauterização de implantes endometriais no intestino, bexiga e peritônio; dessecção de artérias importantes como a femoral uterina para verificar hemostasia). A onda de corte a 17,6W em circuito bipolar por uma média de 5 segundos foi empregada. A análise anátomo-patológica de espécimes das áreas coaguladas permitiram os seguintes resultados: a média de expansão do dano térmico foi 2,6 mm lateral às pás da pinça e 1,5mm da ponta da pinça; cauterização a 1,0 cm do intestino não se estendeu para a camada muscular do mesmo; cauterização a 0,5cm da parede intestinal atingiu a muscular e submucosa do intestino em pelo menos 50% das vezes; eletrocoagulação através da espessura do intestino atingiu a mucosa em todos os casos; a cauterização superficial da serosa do intestino e da bexiga não causou dano na mucosa em nenhum espécime; e a hemostasia foi consistente para vasos até 3mm. Ressaltam, por fim, que pouco tem sido publicado sobre os efeitos histopatológicos da eletrocirurgia. Estudos prévios sobre esterilização tubária em ratos mostraram diferença na patência tubária imediatamente e três a oito semanas após o procedimento. Esta resposta tardia à injúria tecidual via eletrocoagulação deve ser parte integral de investigações futuras (49).

Crispi (2003) recomenda que a potência deve ser mantida em 30 a 40W para corte, não esquecendo que o tempo deve ser controlado também para um efeito melhor (44).

A medida histológica da extensão da lesão e necrose tecidual contribui de forma marcante para o estabelecimento de critérios e padrões de potência e tempo a serem utilizados em nossa prática diária. Não devemos esquecer porém,

que esta medida, isolada, não é capaz de identificar todas as alterações envolvidas no processo de morte celular, sendo necessário a utilização de outras metodologias, como a relatada por Hukki e cols. (1989), que utilizaram uma técnica histoquímica para avaliação da desidrogenase láctica, a qual permitiu identificar, tanto no tecido coagulado como nos tecidos adjacentes, alterações celulares menores não demonstráveis nas preparações convencionais com hematoxilina-eosina (50).

O potencial para produzir queimaduras intestinais é uma das preocupações mais importantes da ligadura laparoscópica utilizando eletrocoagulação. Geralmente, o dano, quando aparece, é catastrófico e não é detectado durante a realização do procedimento. Há controvérsia se a injúria tecidual é causada diretamente por erro do operador (acionamento indevido) ou indiretamente por contato inadvertido com a tuba ou instrumento aquecidos. Neste sentido, DiGiovanni M e cols. (1990), realizaram estudo em ratos utilizando 40W e 80W de potência para coagulação bipolar e verificaram que, para ambas potências, o contato com uma tuba aquecida ou pinça aquecida (recentemente usada) não foram suficientes para causar dano à serosa intestinal tanto imediatamente como até após cinco dias de recuperação, mas aumentaram as aderências intestinais. Para a potência de 40W a eletrocoagulação direta do intestino por 3 segundos não causou conseqüências importantes, ao passo que para a potência de 80W pelos mesmos 3 segundos resultou em perfuração intestinal. Concluem os autores que somente um dano tecidual direto com a pinça em acionamento tem potencial para

causar complicações graves; entretanto, aderências significativas podem resultar do contato com material ou tecido sob efeito térmico (51).

A preocupação com o dano tecidual e suas conseqüências foi abordado em trabalho mais antigo de Larbig e cols. (1975), quando a corrente monopolar ainda era a única disponível. Estes autores coagularam 32 trompas para LT e verificaram que, durante a coagulação com uma energia de 20 a 30W temperaturas próximas de 100° C eram produzidas no ponto de coagulação; se a energia era aumentada para 50 ou 100W, o faiscamento era observado e temperaturas de até 600° C eram observadas. No primeiro caso, com wattagem menor, a temperatura do instrumento de coagulação ficava normal em 1 a 2 minutos e com wattagem maior o tempo se elevava para 3 a 4 minutos. Os melhores resultados histológicos foram obtidos com uma duração de coagulação de 60 segundos com 30W. A conclusão foi de que, para evitar queimaduras em LT laparoscópicas e para obter resultados histológicos de coagulação melhores, o procedimento deve ser feito com energias menores (52).

Em 1989, Soderstrom e cols. (53), utilizando uma pinça bipolar e uma unidade eletrocirúrgica específica, avaliaram histologicamente o efeito das formas de onda de corte e coagulação em potências crescentes aplicadas sobre a trompa humana no mesmo tempo cirúrgico de hysterectomias por patologias benignas. A conclusão foi que a potência mínima para produzir dessecação completa da parede tubária foi 35W no modo coagulação e 25W no modo corte, ambos bipolares.

Outros pesquisadores utilizaram em seu trabalho experimental cerca de 30W no modo coagulação bipolar e constataram que a incidência de aderências pós-operatórias era menor do que com as técnicas com *laser* (54).

Baggish & Tucker (1995) cortaram o corno uterino de coelhos com tesoura bipolar e monopolar usando onda de corte e potências de 25, 30, 35, 40, 45 e 50W aplicada por 1 segundo no tecido e verificaram que a área de dano térmico causada por uma dada wattagem no método monopolar era duas vezes maior do que a gerada pelo método bipolar. Ainda, constataram que acima de 35W pouco benefício era obtido em termos de eficiência para hemostasia para os dois métodos. Com menos de 20W o corte seria muito lento. Por fim, concluíram que os dois tipos de tesoura tem desempenho semelhante, com vantagem para menos dano tecidual e mais segurança (menos complicações) para o instrumento bipolar (55).

O que se percebe após a revisão das pesquisas citadas é que há necessidade de novos trabalhos nesta área. Especificamente em relação à ligadura tubária, a literatura oferece poucos dados para conclusões sobre wattagem.

OBJETIVO

Verificar a potência mínima necessária para cauterização tubária completa utilizando coagulação bipolar e, com isto, contribuir para estabelecer um padrão para a realização da ligadura tubária laparoscópica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Zurawin RK, Sklar AJ. Tubal sterilization [Internet]. New York: Medscape; 2011 [updated Jan 4] Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/266799-overview>> (acessado em 15/01/2011).
2. Petta CA, Aldrighi JM, eds. Anticoncepção: manual de orientação. São Paulo: Ponto; 2004. p. 267-290.
3. Newton JR. Sterilization. Clin Obstet Gynecol 1984;11(3): 603-40.
4. Peterson HB, Pollack AE, Warshaw JS. Tubal Sterilization. In: Rock JA, Thompson JD. Te Linde's operative gynecology. New York: Lippincott-Raven; 8th ed.;1997. p. 529-547.
5. Bueno DC. Características reprodutivas de mulheres de 14 a 49 anos e como usam os anticoncepcionais orais. Curitiba; s.n.; 1999. iv, 36 p. graf. (BR).
6. Mishell DR, Stenchever MA, Droegemueller W, Herbst AL. Comprehensive gynecology. 3rd ed. St. Louis: Mosby-Year Book; 1997. p. 50-51.
7. Brasil. Senado Federal. Subsecretaria de Informações. LEI Nº 9.263, DE 12 DE JANEIRO DE 1996 [Internet]. Disponível em: <http://portal.saude.gov.br/portal/arquivos/pdf/lei_planejamentofamiliar.pdf> (acessado em 27/10/2011)
8. Albuquerque LA, Albuquerque LET, Albuquerque LGT, Miranda RCC, Santos ME. Laqueadura tubária. In: Donadio N, Albuquerque Neto LC, editores. Consenso Brasileiro em Videoendoscopia Ginecológica. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 194-205.
9. Pereira MM, Silva AMB, Santos MJB, Oliveira FMM. Procedimentos Tubários. In: Crispi CP, editor. Tratado de Videoendoscopia Ginecológica. São Paulo: Atheneu; 2003. p. 410.
10. Kondo W, Noda RW, Branco AW, Rangel M, Branco Filho AJ. Transvaginal endoscopic tubal sterilization. J Laparoendosc Adv Surg Tech A 2009 Feb; 19(1):59-61.
11. Male and female sterilization techniques: Summary of ANAES assessments (May 2005). J Gynecol Obstet Biol Reprod (Paris) 2006 Oct;35(6):551-70.

12. Burmucic R. Sterilization of the female with special reference to laparoscopic tubal sterilization. *Wien Klin Wochenschr* 1987 Nov 6;99(21):751-63.
13. Riedel HH, Semm K. An initial comparison of coagulation techniques of sterilization. *J Reprod Med* 1982 May;27(5):261-7.
14. Käser O, Hirsch HA, Iklé FA. *Atlas de Cirurgia Ginecológica*. Manole: São Paulo, SP. 3^a ed. 2002. p.67-75.
15. Wheelless CR. *Atlas de Cirurgia Pélvica*. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, RJ. 3^a ed.;1999. p.280
16. Berek JS. *Novak's Gynecology*. Williams & Wilkins: Baltimore, Maryland, USA. 12th ed.;1996. p.260-1.
17. Schwartz SI. *Principles of Surgery*. McGraw-Hill. 7th ed.;1999. p. 1860
18. Seiler JS, Roland M, Snyder JR, Post RC. Tubal sterilization by bipolar laparoscopy: report of 232 cases. *Obstet Gynecol* 1981 Jul.; 58(1):92-5.
19. Peterson HB, Xia Z, Wilcox LS, Tylor LR, Trussel J. Pregnancy after tubal sterilization with bipolar electrocoagulation. *US Collaborative Review of Sterilization Working Group*. *Obstet Gynecol* 1999; 94(2):163-7.
20. Yuzpe AA, Rioux J-E, Loffer FD, Pent D. Laparoscopic tubal sterilization by the [quot] burn only [quot] technic. *Obstet Gynecol* 1977 Jan.;49(1):106-9.
21. Cunningham FG, Leveno KG, Bloom SL, Hauth JC, Rouse DJ, Sponge CY. *Williams Obstetrics*. New York: McGraw Hill; 23th ed.; 2010; p.698-703.
22. Makar AP, Vanderheyden JS, Schatteman EA, Albertyn GP, Verkinderen JJ, Van Marck EA. Female sterilization failure after bipolar electrocoagulation: a 6 year retrospective study. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1990 Dec.;37(3):237-46.
23. Vanderheyden JS, Makar AP, Jankie S. Ectopic pregnancies due to contralateral fistulas after sterilization by electrocoagulation; case reports. *Eur J Obstet Gynecol Biol* 1989 Nov; 33(2):195-8.
24. Limpaphayom K, Reinprayoon D, Aribarg A, Sinivongs V, Young J, Amatyakul A et al. Laparoscopic tubal electrocoagulation for sterilization: 5000 cases. *Int J Gynaecol Obstet* 1980; 18(6): 411-3.
25. Cilenti D, Solano A, Aranda C, Feldblum PJ, Lamptey PR. Four-year follow-up of electrocoagulation and tubal ring sterilizations in Costa Rica. *Int J Gynaecol Obstet* 1988 Jun.;26(3):409-12.

26. Lawrie TA, Nardin JM, Kulier R, Boulvain M. Techniques for the interruption of tubal patency for female sterilisation. *Revisões Sistemáticas da Cochrane (CDSR)*. In: *The Cochrane Library*, Issue 10, Art. No. CD003034. DOI: 10.1002/14651858.CD003034.pub4
27. Sitompul H, Lun Kc, Lumbanraja M, Kaban RM, Albar E, Simanjuntak P et al. Comparison of three types of tubal sterilisation: the Medan experience. *Contraception* 1984 Jan.;29(1):55-63.
28. Thiel JA, Carson GD. Cost-effectiveness analysis comparing the Essure tubal sterilization procedure and laparoscopic tubal sterilization. *J Obstet Gynaecol Can* 2008 Jul.;30(7):581-5.
29. Hopkins MR, Creedon DJ, Wagie AE, Williams AR, Famuyide AO. Retrospective cost analysis comparing Essure hysteroscopic sterilization and laparoscopic bilateral tubal coagulation. *J Minim Invasive Gynecol* 2007 Jan-Feb.; 14(1):97-102.
30. Franchini M, Cianferoni L, Lippi G, Calonaci F, Calzolari S, Mazzini M, Florio P. Tubal sterilization by laparoscopy or hysteroscopy: which is the most cost-effective procedure? *Fertil Steril* 2009 Apr.;91(4 Suppl):1499-502.
31. Huber AW, Mueller MD, Ghezzi F, Cromi A, Dreher E, Raio L. Tubal sterilization: complications of laparoscopy and minilaparotomy. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 2007 Sep.;134(1):105-9.
32. Kulier R, Boulvain M, Walker DM, Candolle G, Campana A. Minilaparotomy and endoscopic techniques for tubal sterilization. *Revisões Sistemáticas da Cochrane (CDSR)*. In: *The Cochrane Library*, Issue 10, Art. No. CD001328. DOI: 10.1002/14651858.CD001328.pub2.
33. Aral K, Zorlu CG, Cobanoglu O, Oguz S, Yakupoglu H, Gokmen O. Tubal sterilization by laparoscopy and mini-laparotomy. *Adv Contracept* 1993 Dec.;9(4):313-8.
34. Minilaparotomy or laparoscopy for sterilization: a multicenter, multinational randomized study. World Health Organization, Task Force on Female Sterilization, Special Programme of Research, Development and Research Training in Human Reproduction. *Am J Obstet Gynecol* 1982 Jul.;143(6):645-52.
35. Letchworth AT, Kane JL, Noble AD. Laparoscopy or minilaparotomy for sterilization of women. *Obstet Gynecol* 1980 Jul.; 56(1):119-21.
36. Blaakaer J. Laparoscopic sterilization. Endocoagulation and bipolar electrocoagulation. *Ugeskrift for laeger* 1987 Apr; 149(17): 1127-30.

37. Aranda C, Broutin A, Edelman G, Goldsmith A, Mangel T, Prada C, Solano A. A comparative study of electrocoagulation and tubal rings for tubal occlusion at laparoscopy. *Int J Obstet Gynecol* 1976; 14(5): 411-5.
38. Koetsawang S, Srisupandit S, Cole LP. Laparoscopic electrocoagulation and tubal ring techniques for sterilization: a comparative study. *Int J Gynaecol Obstet* 1978;15(5):455-8.
39. Kaouam L, Kandom-Moyo J, Ngassa P. Use of tubal sterilization by minilaparotomy after vaginal delivery in a developing country. A retrospective analysis of 347 cases at the Yaounde University Gynecologic Clinic (Cameroon). *Zentralbl Gynakol* 1997;119(6):269-72.
40. Khandwala SD. Laparoscopic sterilization. A comparison of current techniques. *J Reprod Med* 1988 May;33(5):463-6.
41. Madrigal V, Edelman DA, Henriquez E, Goldsmith A. A comparative study of spring-loaded clips and electrocoagulation for female sterilization. *J Reprod Med* 1977 Jan;18(1):41-5.
42. Soderstrom R. Principles of Electrosurgery as Applied to Gynecology. In: Rock JA, Thompson JD. *Te Linde's operative gynecology*. New York: Lippincott-Raven; 8th ed.;1997. p. 321-336.
43. Ribeiro PAG, Seabra ASF, Simões CF, Ramajo FM, Ramos JGL, Galbinsky S et al. Eletrocirurgia. In: Donadio N, Albuquerque Neto LC, editores. *Consenso Brasileiro em Videoendoscopia Ginecológica*. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 49-58.
44. Guimarães P, Paulin JBP, Oliveira, FMM. Eletrocirurgia e Laser. In: Crispi CP, editor. *Tratado de Videoendoscopia Ginecológica*. São Paulo: Atheneu; 2003. p. 43-58.
45. Valleylab website [Internet]. Principles of Electrosurgery. Boulder: Covidien. Disponível em: <http://www.valleylab.com/education/poes/poes_01.html> (acessado em 15/07/2011).
46. Oliveira GF. *A Física como ela é e como você precisa saber - Livro 3*. Porto Alegre: Solidus 2004; p.195-251.
47. Absten GT. Practical Electrosurgery for Clinicians [Internet]. Professional Medical Associations, Inc. Marathon Shores: 2002; 48pp. Disponível em: <<http://www.lasertraining.org/Administrative/Library/Practical%20Electrosurgery%20Manual.pdf>> (acessado em 25/11/2011)
48. Manual de Utilização do Bisturi Eletrônico Modelo SS-501S, WEM®, Ribeirão Preto-SP-Brasil.

49. Ryder RM, Hulka JF. Bladder and bowel injury after electrodesiccation with Kleppinger Bipolar Forceps. A clinicopathologic study. *J Reprod Med* 1993; 38(8):595-8.
50. Hukki J, Lipasti J, Castren M, Puolakkainen P, Schröder T. Lactate dehydrogenase in laser incisions. *Laser Surg Med* 1989; 9:589-94.
51. DiGiovanni M, Vasilenko P, Belsky D. Laparoscopic tubal sterilization. The potencial for thermal bowel injury. *J Reprod Med* 1990 Oct.;35(10):951-4.
52. Larbig J, Goltner E, Bassler R. Comparison of temperature measurements during laparoscopic sterilization and the histologic findings of the cauterized segments of the fallopian tube. *Geburtshilfe Frauenheilkd* 1975 Mar.;35(3):190-3.
53. Soderstrom RM, Levy BS, Engel T. Reducing bipolar sterilization failures. *Obstet Gynecol* 1989;74: 60-3.
54. Mecke H, Schünke M, Schulz S, Semm K. Incidence of adhesions following thermal tissue damage. *Res Exp Med (Berl)* 1991; 191(6):405-11.
55. Baggish MS, Tucker RD. Tissue actions of bipolar scissors compared with monopolar devices. *Fertil Steril* 1995 Feb;63(2):422-6.

ARTIGO

Submetido para publicação na revista *Obstetrics & Gynecology*.

As normas editoriais seguidas encontram-se disponíveis em:
<http://www.editorialmanager.com/ong/>

Could power settings be reduced for bipolar tubal sterilization?

Marcelo Ivo Campagnolo¹, Ricardo Francalacci Savaris², Lúcia Maria Kliemann³,
Marcele Oliveira dos Santos⁴, Ricardo dos Reis⁵

¹ Postgraduate Program in Medical Sciences, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) School of Medicine, Porto Alegre, Brazil. Department of Obstetrics and Gynecology, Hospital Fêmeina, Porto Alegre, Brazil.

² Department of Obstetrics and Gynecology, Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), Porto Alegre, Brazil. Professor, UFRGS School of Medicine, Porto Alegre, Brazil.

³ Department of Pathology, HCPA, Porto Alegre, Brazil. Professor, UFRGS School of Medicine, Porto Alegre, Brazil.

⁴ Second year medical student, UFRGS School of Medicine, Porto Alegre, Brazil.

⁵ Professor, Postgraduate Program in Medical Sciences, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) School of Medicine, Porto Alegre, Brazil. Department of Obstetrics and Gynecology, HCPA, Porto Alegre, Brazil. Professor, UFRGS School of Medicine, Porto Alegre, Brazil.

Correspondence:

Marcelo Ivo Campagnolo

Av. Diário de Notícias, 1555/504-1

CEP 90810 080 – Porto Alegre, Brazil

Phone: +55 51 91175526

E-mail: marceloivocampag@ig.com.br

Conflict of interests: none.

Funding: Fundação de Incentivo à Pesquisa e Eventos/HCPA.

PRÉCIS

In bipolar tubal sterilization, a coagulation period of 4 to 5 seconds at 25 to 40 W is generally sufficient for complete tubal wall cauterization.

ABSTRACT

Objective: To ascertain the minimum power setting required to completely cauterize the tubal layers with bipolar electrocoagulation, thus trying to establish a standard for safe and effective laparoscopic tubal ligation. **Materials and methods:** Randomized, single-blind experimental study performed at two hospitals in Porto Alegre, Brazil. Forty-four patients scheduled to undergo hysterectomy or bilateral salpingectomy were consecutively enrolled. Each participant had both fallopian tubes removed and randomly allocated to one of the following groups for ex vivo bipolar electrocoagulation with advancing power settings: A (25 W; 17 tubes), B (30 W; 17 tubes), C (35 W; 18 tubes), D (40 W; 21 tubes), and E (40 W; 15 tubes). In groups A-D, the coagulation period was 5 seconds. In group E, cauterization was continued until the operator believed coagulation was complete. Specimens were examined histologically and thermal injury was graded on a predetermined scale. **Results:** Eighty-eight tubes were coagulated. Comparison between all groups revealed no significant differences in the number of cases with optimal (grade 3) cauterization and the number of cases with suboptimal (grade 1/2) cauterization ($p = 0.93$, Fisher's exact test). The rate of grade 3 thermal injury in groups A through E was 88, 76, 83, 81, and 87% respectively. **Conclusions:** In this study, power settings of 25 to 40 W produced similar rate of complete tubal desiccation, as confirmed by histological examination. A coagulation period of 4 to 5 seconds was enough to produce adequate obliteration of lumen in most cases.

Keywords: Sterilization; tubal ligation; electrosurgery; bipolar electrocoagulation; sterilization failure; laparoscopic surgery.

INTRODUCTION

Female sterilization is a safe and effective form of permanent contraception that quickly gained acceptance among women (1) and is now the most popular contraceptive method worldwide (2). Several techniques and approaches are available for this procedure. Currently, the method of choice is laparoscopic tubal ligation (TL), with bipolar electrocoagulation of the tubal isthmus being the most widely used and apparently safest technique (3,4).

A core tenet of electrosurgical TL is to avoid extensive tissue damage and use the least power setting required for tubal occlusion, thus reducing the odds of adverse events. According to these principles, the advent of bipolar electrocoagulation systems represented a major advancement (1).

As monopolar energy produces more extensive tissue injury and surgeons who employ this modality tend to use higher power settings, it has long been speculated that monopolar electrocoagulation is more effective than its bipolar counterpart at obliterating the tubal lumen, with direct repercussions on subsequent pregnancy rates. However, studies have shown that the cumulative failure rate of bipolar tubal coagulation is similar to that of monopolar coagulation, provided that a substantial amount of tubal tissue is adequately cauterized (5). This stresses the importance of technical details to the success of the procedure, as found in a multicenter trial (6) of TL performed with a variety of power settings and electrosurgical systems in a sample of 2,267 women who underwent bipolar tubal coagulation and were subsequently followed for 8 to 14 years. In this trial, the likelihood of post-TL pregnancy was lower when three or more tubal sites were

coagulated than when fewer than three sites were coagulated (3.2/1000 vs. 12.9/1000; $p = 0.01$).

In 1987, Soderstrom & Levy (7) tested a range of bipolar forceps coupled with electrogenerators of different brands on tubal specimens removed at the time of hysterectomy for benign indications. The authors found an unacceptable rate of incomplete tubal coagulation as determined by a set of predetermined histological criteria; conversely, the monopolar system used as a control group produced satisfactory tubal collapse in all surgical specimens. The authors noted that these results could not be extrapolated to other specific systems, and recommended that each service test the efficacy of its available equipment before using it for female sterilization. In 1989, this same team of investigators (8), using a specific bipolar forceps and generator, assessed the effect of different waveforms (cutting and coagulation), at advancing power settings, applied to the fallopian tubes also during hysterectomy for benign conditions. The authors concluded that the minimum power required for complete desiccation of the endosalpinx was 35 W in coagulation waveform and 25 W in cutting mode.

According to our research, the only published studies that address this theme directly were those of Soderstrom & Levy described above (7,8). However, they were written more than twenty years ago (equipment used at the time may not be representative of the current standard) and have substantial methodological flaws, which limits their validity.

Hence, the current state of knowledge precludes any definitive conclusions as to the minimum power required for effective bipolar electrocoagulation of the human fallopian tube.

Neither electrosurgical equipment manufacturers nor experts in the field provide any recommendations on the optimal bipolar electrocoagulation power setting for satisfactory tubal obliteration. We believe this justifies research with the objective of establishing an evidence-based, standard wattage level that provides safety and efficacy during laparoscopic TL.

The present study sought to ascertain the minimum power setting required for complete tubal cauterization with bipolar electrocoagulation, by means of a standardized histological analysis of thermal injury in human fallopian tube specimens subjected to advancing power settings in coagulation mode, simulating sterilization. The objective was to contribute to the establishment of a standard technique for laparoscopic TL.

MATERIALS AND METHODS

This was a randomized, single-blind experimental trial conducted at two Brazilian hospitals. Patients were recruited from Hospital Fêmima, in Porto Alegre, state of Rio Grande do Sul, Brazil. Women scheduled to undergo hysterectomy for benign indications or salpingectomy for TL were consecutively enrolled in the study. All procedures were performed by one of the authors or by a surgeon under the guidance of the lead investigator. The recruitment process took into account the minimum number of required patients, as determined by previous sample size

calculation. The collection of material was carried out from April through December 2010. Histological examinations of all specimens were performed at the Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) Department of Experimental Pathology and were completed in December 2011.

Inclusion criteria

All patients scheduled to undergo bilateral salpingectomy (via minilaparotomy or vaginal), or hysterectomy (open or vaginal) at the Hospital Fêmina Department of Gynecology were invited to take part in the study.

Exclusion criteria

All patients who did not wish to take part in the study or refused to provide written informed consent for participation were excluded from the sample, as were those: with a pre- or postoperative diagnosis of malignant pelvic disease; with an intraoperative finding of one or both fallopian tubes with evidence of pathological changes secondary to acute or chronic disease or with sequelae of prior surgical procedures, such as previous salpingectomy, distorted tubal architecture, gross abnormalities, hydrosalpinx, adhesions, tubal wall thickening, or fluid collections; in whom salpingectomy could not be performed; in whom salpingectomy specimens were too short, i.e., did not contain at least the tubal isthmus or the ampullary-isthmic junction.

Recruitment and operative technique

All patients deemed eligible for inclusion were invited to take part in the study during their preoperative consultations at the outpatient clinic of the referral hospital. All participants provided written informed consent. Eleven patients were excluded, due to failure to remove a significant enough portion of the tube (six cases); clinical conditions precluding anesthesia (three cases); intraoperative findings of unilaterally distorted tubal architecture (one case); and gross abnormalities in the vicinity of the fallopian tubes (one case). Thus, the final number of patients included was 44, which provided a total of 88 tubes for analysis.

In patients scheduled to undergo hysterectomy with ovarian preservation, uterine removal was followed by bilateral resection of all remaining tubal tissue. In patients scheduled to undergo hysterectomy with adnexectomy, the fallopian tubes were excised en bloc. Finally, when salpingectomy was performed for purposes of tubal sterilization, the fallopian tubes were excised according to the standard technique. In all cases, efforts were made to remove a length of fallopian tube that encompassed the isthmus or ampullary-isthmic junction at the very least. All specimens were cauterized outside the surgical field, as described in the section below.

Randomization and intervention

Each fallopian tube (right and left) was randomly allocated to each of the following intervention groups, defined by increasing power settings: group A (25 W), group B (30 W), group C (35 W), or group D (40 W), in which the coagulation

period was set at 5 seconds; or to control group E (40 W), in which there was no set coagulation period, and cauterization was continued until the operator had visual evidence of complete desiccation. Randomization was performed using statistics software. A randomization list was generated and the order of groups was placed in sealed, sequentially numbered envelopes. The investigators had no prior access to the intervention sequence. The final numbers of tubes in groups A-E were 17, 17, 18, 21 and 15, respectively.

Immediately after removal, all fallopian tubes were cauterized apart from the uterus or other structures, on an instrument table prepared in the operating room. To prevent cumulative effects of cauterization, electrosurgery could not be used for salpingectomy or in the immediate vicinity of the fallopian tubes, only conventional sutures. Hysterectomy or salpingectomy were mostly performed as usual by the operators, with the additional care of removing a section of fallopian tube long enough to contain the isthmus or ampullary-isthmic junction.

On the basis of an extensive review of a variety of reference textbooks and surgical atlases (9-15), we standardized a bipolar tubal coagulation technique so that only coagulation power and coagulation period (duration of current) would vary. This technique consisted of cauterizing three contiguous areas (three sequential "bites") from the isthmus of ampullary-isthmic junction so as to coagulate approximately 3 cm of the fallopian tube along the longitudinal axis, with particular care to ensure that the tube was completely surrounded by the forceps paddles. Depending on allocation, current was applied for 5 seconds in each of the three bites (groups A-D) or the time for each of the three cauterizations was

entrusted to the visual perception of complete desiccation by the operator (group E). The tubes were not severed in all cases. The electrogenerator used in the study was the Bisturi Eletrônico Microprocessado WEM® SS-501S, and the bipolar system was the Pinça de Apreensão Bipolar EDLO® (catalog no. 14.1048), both made in Brazil.

Histological analysis

After coagulation, the fallopian tube was placed alone in an appropriate container, submerged in formalin, labeled with a code and sent for histological analysis. The central area of the coagulated zone was macroscopically sliced into four thin, coin-shaped cross-sections. Sections were embedded in paraffin, cut further into 4-micrometer slices with a rotation microtome, mounted onto glass slides, and stained with hematoxylin-eosin. Thus, four sections from each fallopian tube were analyzed. The final result for each tube was based on the section with the most intense thermal injury.

Specimens were examined by a single pathologist blinded to group allocation and trained in a pre-established classification of thermal injury. Histological analysis was performed at two different points in time in different days.

In 91% of cases (80 tubes), there was agreement between the first and second assessments, with divergences occurring in 9% (8 tubes). There was at least one divergence in each group, with three in group C (35 W), two in group B (30 W) and one each in groups A (25 W), D (40 W), and E (40 W, visual confirmation). In divergent cases, the lowest thermal injury grade assigned was

considered definitive. A kappa test was performed to assess agreement between the two assessments, yielding a coefficient of 0.65.

Classification of thermal injury

The thermal injury classification used herein was adapted from that described by Soderstrom et al. (7,8), and consisted of three advancing grades in increasing order of thermal damage. Grade 1 injury was characterized by an *absence* of electrocoagulation marks in the inner muscle layer of the tube, *absence* of current-related changes in most of the lumen, **or** *predominantly* mild epithelial changes in the mucosa (elongated nuclei, lining present in at least half of the lumen). Grade 2 included current marks of electrocoagulation in the *entire* circumference of the inner muscle layer **and** *predominantly* severe epithelial changes in the mucosa (epithelial detachment and markedly elongated nuclei), with *no collapse* of the lumen. Finally, grade 3 (optimal coagulation) was characterized by evidence of *entire* circumferential cauterization of the inner muscle layer **and** *presence only* of severely damaged epithelium **or** *absence* of epithelium, necessarily with *collapse* of the lumen.

Sample size and statistical analysis

Sample size was calculated with an estimated prevalence of complete tubal occlusion of 99% in the 35 W and 40 W groups, as described in the literature (8), with a 95% confidence interval and a margin of error of 5%. With these parameters, the sample size should be about 16 cases per group.

As this was a nonparametric study with five groups and three possible categorical outcomes, and as some measured data were <5 , Fischer's exact test was used for between-group comparisons. The significance level was set at $p < 0.05$.

Ethical aspects

This project was approved by the Hospital Fêmina and HCPA research ethics committees.

RESULTS

Demographic data

A total of 44 patients with a mean age of 39.8 years (range, 26-57 years) were enrolled. Most were white (59%), had not completed their primary education (54.5%), and had had an average of three pregnancies. The most common surgical procedure was bilateral salpingectomy via minilaparotomy for TL (52.3%), followed by vaginal hysterectomy (25%), abdominal hysterectomy (18.2%), bilateral vaginal salpingectomy for TL (2.3%), and abdominal ovarian cystectomy (2.3%). This single cystectomy represented a case in which a hysterectomy had been planned originally, but the decision was made to resect only an ovarian cyst with benign characteristics and the fallopian tubes. Demographic data are summarized in Table 1.

Study groups and thermal injury grade

The studied patients provided 88 fallopian tubes (cases), which were randomly allocated to undergo bipolar electrocoagulation at one of five interventions. The coagulation period was fixed and predetermined in groups A through D (5 seconds) and variable in control group E. In the latter group, the mean duration of current activation in the first, second, and third bites of the forceps was 4 seconds (range, 3-6 s), 4 seconds (3-5 s), and 3.9 seconds (3-6 s) respectively.

All specimens exhibited some extent of current injury to the tubal lumen, which is indicative of good current penetration across all power settings. Overall, grade 3 thermal injury – considered the optimal, desirable, “gold standard” level of coagulation – was achieved in a significant proportion of cases (82.9%). Comparison between the five groups (A-E) revealed no statistically significant difference ($p = 0.93$, Fisher’s exact test) when comparing the number of cases with optimal (grade 3) thermal injury and the number of cases with suboptimal cauterization (grade 1 and 2 added). Thermal injury data for all study groups are shown in Table 2.

DISCUSSION

In experimental studies such as this, demographic data are usually ascribed little value by the investigators. Despite their arguably minor influence on the main results (in the present case, histological evidence of thermal injury), in our view, demographic information should always be reported, as it confers transparency for the patient recruitment process and helps make the studies more reproducible. In

their two reports on the theme addressed herein (7,8), Soderstrom et al. did not mention patient profiles, focusing on histology findings instead.

Mean patient age in our sample (<40 years) was strongly influenced by the number of patients who underwent salpingectomy for TL (54.6% of women after pooling abdominal and transvaginal salpingectomies); these patients were mostly younger than those admitted for hysterectomy. Despite the overall low educational achievement of the sample (54.5% of subjects failed to graduate from primary school), patients had no difficulty understanding the purpose of the study, and none refused to take part.

Of the six cases excluded due to failure to remove an appreciable length of the fallopian tube, five had been performed by the vaginal route (three hysterectomies and two TLs). This is consistent with the fact, widely described in standard textbooks (10,13), that gaining access to the adnexae is more challenging through the transvaginal route than by abdominal approaches.

As all histological specimens were analyzed by the same pathologist in this study, intra-rater agreement was measured by the kappa statistic in an attempt to validate the reported findings. The coefficient obtained (0.65) is considered indicative of good agreement (16).

The criteria used for classification of thermal injury were the result of an adaptation of data gleaned from our literature review, with additional parameters created by our team. In the absence of an optimal classification system in the literature, one cannot avoid a certain potential for arbitrariness in such a scale.

However, we believe the scale described in this study constitutes a substantial improvement over those published thus far (7,8).

All studied power settings were capable of producing a high rate of grade 3 thermal injury: on pooled analysis of all groups, over 80% of cauterizations could be considered adequate. However, one should be careful not to extrapolate the significance of these optimal coagulations and attempt to associate them with guaranteed “efficacy”, i.e., true tubal occlusions.

In view of the current histopathological knowledge of necrosis, it was not yet determined an earlier morphologic marker always associated with irreversible cell damage or death. Therefore, in the present study, greater weight was applied to more severe cellular changes (those likely to be followed by irreversible cellular damage). We do not know that so-called “mild” changes would have been enough to ensure tubal occlusion. Furthermore, regenerative processes are subject to external factors and take place over a period of days to months; the progression of acute damage can be unpredictable. Currently, there is no way of knowing whether fibrosis and other aspects of tissue repair could progress to complete tubal occlusion even with grade 1 or 2 thermal injury, or, conversely, whether seemingly optimal (grade 3) cauterization might later form fistulas. Therefore, the present study did not assess the failure rate of tubal ligation; instead, it sought to evaluate which bipolar power settings might be more prone to future sterilization failures, based solely on histological evidence of thermal cellular injury in an experimental, *ex vivo* context.

In this study, an investigation of the advancing power settings of 25-40 W, with free or predetermined cauterization time, revealed that all studied power settings had a similar performance. Our findings contrast to those of Soderstrom et al. (8), who found evidence that the minimum power required to ensure complete cauterization of the tube lumen in coagulation mode was 35 W. Therefore, lower power settings, such as 25 and 30 W, might also be capable of coagulating the entire tubal wall.

Some authors have conducted animal experiments with a wide variety of power settings and coagulation periods with other objectives. Riedel & Semm (17) performed bipolar coagulation of the uterine cornua in rabbits with 2.2, 7.3, 10, 23, 30, and 50 W for 10 to 50 seconds; Ryder & Hulka (18), studying female pigs, used 17.6W in cutting waveform for an average of 5 seconds; DiGiovanni M et al. (19) performed bipolar coagulation at 40 and 80 W in rats; and, finally, Baggish & Tucker (20) cut the rabbit uterine cornua for 1 second with bipolar scissors, using the cutting waveform, at the advancing power settings of 25, 30, 35, 40, 45, and 50 W. All these studies reflect a search for ideal parameters for electrosurgery, which have yet to be achieved.

It should be pointed out that the control group E represents the current standard of treatment at the hospital where patients were recruited, and that performance in this group was as satisfactory as that of the other groups in which the coagulation period had been predefined as 5 seconds. This somewhat corroborates current practice at our hospital, and in view of the results obtained,

there is a potential to decrease our current power setting of choice by approximately 37.5%, down to at least 25 W.

With progress in electrosurgery systems, bipolar electrocoagulation with at least 25 W and using the cutting waveform has been suggested as the optimal technique for tubal ligation (8,21,22). Bipolar cutting is considered safer for desiccation than bipolar coagulation, due to the lower voltage and lesser depth of current penetration into the tissues of the latter. The present study did not assess use of cauterization in cutting mode for tubal obliteration. Most commonly used electrosurgical units in Brazil lack this technology (bipolar cutting); those that do are only available in few reference centers. However, this could be a major target for future research.

In the present study, power settings of 25 to 40 W produced complete tubal desiccation in a similar manner, as confirmed by histological examination. Visual assessment of desiccation with no set coagulation period was as associated with satisfactory tubal obliteration as the use of a set coagulation period of 5 seconds. These results should be viewed cautiously, as they represent the findings of an experimental *ex vivo* study. Doubt remains as to whether even lower power settings could produce the same effect.

REFERENCES

1. Newton JR. Sterilization. *Clin Obstet Gynaecol* 1984;11:603-40.
2. Nardin JM, Kulier R, Bouvain M, Peterson HB. Techniques for the interruption of tubal patency for female sterilisation. *Cochrane Database Syst Rev* 2002:CD003034.
3. Burmucic R. [Sterilization of the female with special reference to laparoscopic tubal sterilization]. *Wien Klin Wochenschr* 1987;99:751-63.
4. [Male and female sterilization techniques: Summary of ANAES assessments (May 2005)]. *J Gynecol Obstet Biol Reprod (Paris)* 2006;35:551-70.
5. Pati S, Cullins V. Female sterilization. Evidence. *Obstet Gynecol Clin North Am* 2000;27:859-99.
6. Peterson HB, Xia Z, Wilcox LS, Tylor LR, Trussell J. Pregnancy after tubal sterilization with bipolar electrocoagulation. U.S. Collaborative Review of Sterilization Working Group. *Obstet Gynecol* 1999;94:163-7.
7. Soderstrom RM, Levy BS. Bipolar systems--do they perform? *Obstet Gynecol* 1987;69:425-6.
8. Soderstrom RM, Levy BS, Engel T. Reducing bipolar sterilization failures. *Obstet Gynecol* 1989;74:60-3.
9. Wheeler JR, Clifford R. *Atlas de Cirurgia Pélvica*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.
10. Hirsch HA, Kaser O, Ikle FA. *Atlas de Cirurgia Ginecológica*. 3 ed. São Paulo: Manole; 2002.
11. Donadio N, Neto LC. *Consenso Brasileiro em Videoendoscopia Ginecológica*. São Paulo: Artes Médicas; 2001.
12. Crispi CP. *Tratado de Videoendoscopia Ginecológica*. São Paulo: Atheneu; 2003.
13. Peterson HB, Pollack AE, Warshaw JS. Tubal sterilization. In: Rock JA, Thompson JD, editors. *Te Linde's operative gynecology*. 8 ed. New York: Lippincott-Raven; 1997. p. 529-47.
14. Berek JS. *Novak's Gynecology*. 12 ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996.
15. Schwartz SI. *Principles of Surgery*. 7 ed. New York: McGraw-Hill; 1999.

16. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977;33:159-74.
17. Riedel HH, Semm K. An initial comparison of coagulation techniques of sterilization. *J Reprod Med* 1982;27:261-7.
18. Ryder RM, Hulka JF. Bladder and bowel injury after electrodesiccation with Kleppinger bipolar forceps. A clinicopathologic study. *J Reprod Med* 1993;38:595-8.
19. DiGiovanni M, Vasilenko P, Belsky D. Laparoscopic tubal sterilization. The potential for thermal bowel injury. *J Reprod Med* 1990;35:951-4.
20. Baggish MS, Tucker RD. Tissue actions of bipolar scissors compared with monopolar devices. *Fertil Steril* 1995;63:422-6.
21. Absten GT. *Practical Electrosurgical for Clinicians*. Professional Medical Associations, Inc. Marathon Shores; 2002 [Retrieved November 25, 2011]; Available from:
<http://www.lasertraining.org/Administrative/Library/Practical%20Electrosurgery%20Manual.pdf>.
22. Soderstrom R. Principles of electrosurgery as applied to gynecology. In: Rock JA, Thompson JD, editors. *Te Linde's operative gynecology*. 8 ed. New York: Lippincott-Raven; 1997. p. 321-36.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

1. Embora as unidades eletrocirúrgicas possam chegar a extremos de potência de 80 a 100W, por questões de segurança, como regra geral, deve-se usar a menor configuração de energia que execute determinado trabalho de maneira eficiente.
2. Devemos lembrar que a pesquisa não teve a pretensão de nos fornecer dados sobre a eficácia da ligadura com as potências estudadas e sim tentou verificar quais wattagens seriam mais suscetíveis a falhas futuras com base em alterações histológicas agudas.
3. Os estudos de dano térmico tecidual não conseguiram determinar marcadores morfológicos agudos precoces a partir dos quais há garantia de morte celular, fazendo com que fossem valorizadas no artigo alterações teciduais mais graves, quando certamente sobrevirá dano celular irreversível; não sabemos se alterações ditas “leves” não seriam suficientes para determinar a oclusão tubária futura.
4. A técnica de esterilização tubária bipolar com onda de coagulação por nós utilizada no trabalho com potência mínima de 25W mostrou-se tão eficaz quanto potências maiores de até 40W em promover dano térmico

grave nos espécimes. Isto abre uma janela para que possamos pensar em diminuir as wattagens na nossa prática diária.

5. As conclusões devem ser vistas com cautela, pois nosso trabalho apresenta limitações importantes, tais como ter usado sempre o mesmo equipamento (reduzindo a validade externa) e o fato de as cauterizações terem sido feitas fora do contexto cirúrgico normal (fora do corpo do paciente).

ANEXO A: PARECERES ÉTICOS DAS INSTITUIÇÕES

**HCPA - HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE
GRUPO DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**

COMISSÃO CIENTÍFICA E COMISSÃO DE PESQUISA E ÉTICA EM SAÚDE

A Comissão Científica e a Comissão de Pesquisa e Ética em Saúde, que é reconhecida pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP)/MS como Comitê de Ética em Pesquisa do HCPA e pelo Office For Human Research Protections (OHRP)/USDHHS, como Institutional Review Board (IRB00000921) analisaram o projeto:

Projeto: 09-624

Versão do Projeto: 30/03/2010

Versão do TCLE: 04/05/2010

Pesquisadores:

RICARDO DOS REIS

MARCELO IVO CAMPAGNOLO

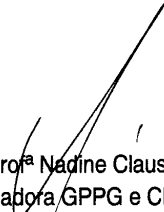
RICARDO FRANCALACCI SAVARIS

LUCIA KLIEMANN

Título: AVALIAÇÃO DA CAUTERIZAÇÃO COMPLETA DA LUZ TUBÁRIA COM DIFERENTES POTÊNCIAS DE ELETROCOAGULAÇÃO BIPOLAR PARA ESTERILIZAÇÃO FEMININA

Este projeto foi Aprovado em seus aspectos éticos e metodológicos de acordo com as Diretrizes e Normas Internacionais e Nacionais, especialmente as Resoluções 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde. Os membros do CEP/HCPA não participaram do processo de avaliação dos projetos onde constam como pesquisadores. Toda e qualquer alteração do Projeto deverá ser comunicada imediatamente ao CEP/HCPA.

Porto Alegre, 06 de maio de 2010.


Prof.ª Nadine Clausell
Coordenadora GPPG e CEP/HCPA



HOSPITAL H. S. DA CONCEIÇÃO S.A.
Av. Francisco Trein, 596
CEP 91350-200 - Porto Alegre - RS
Fone: 3357.2000
CNPJ: 92.787.118/0001-20

HOSPITAL DA CRIANÇA CONCEIÇÃO
(Unidade Pediátrica do Hospital Nossa
Senhora da Conceição S.A.)

HOSPITAL CRISTO REDENTOR S.A.
Rua Domingos Rubbo, 20
CEP 91040-000 - Porto Alegre - RS
Fone: 3357.4100
CNPJ: 92.787.126/0001-76

HOSPITAL FÊMINA S.A.
Rua Mostardeiro, 17
CEP 91430-001 - Porto Alegre - RS
Fone: 3314.5200
CNPJ: 92.693.134/0001-53



Vinculados ao Ministério da Saúde - Decreto nº 99.244/90

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/GHC

O Comitê de Ética em Pesquisa do Grupo Hospitalar Conceição (CEP/GHC), que é reconhecido pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP)/MS desde 31/10/1997, pelo Office For Human Research Protections (OHRP)/USDHHS, como Institutional Review Board (IRB0001105) e pelo FWA - Federalwide Assurance (FWA 00000378), em reunião extraordinária de 27 de Janeiro de 2010 avaliou o seguinte projeto de pesquisa:

Projeto: 09 - 253

Versão do Projeto:

Versão do TCLE:

Pesquisadores:

RICARDO FRANCALACCI

LÚCIA KLIEMANN

MARCELO IVO CAMPAGNOLO

Título: Avaliação da cauterização completa da luz tubária com diferentes potências de eletrocoagulação bipolar para esterilização feminina.

Documentação: Aprovados

Aspectos Metodológicos: Aprovados

Aspectos Éticos: Aprovados

Parecer final: Este projeto, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, por estar de acordo com as Diretrizes e Normas Internacionais e Nacionais especialmente as Resoluções 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde, obteve o parecer de APROVADO.

Considerações Finais: Toda e qualquer alteração do projeto, deverá ser comunicada imediatamente ao CEP/GHC, bem como os Eventos Adversos ocorridos. O Pesquisador compromete-se a encaminhar dentro dos prazos estipulados, o(s) relatório(s) parcial(ais) e/ou final ao Comitê de Ética em Pesquisa do Grupo Hospitalar Conceição e ao Centro de Resultado onde a pesquisa for desenvolvida.

Porto Alegre, 28 de janeiro de 2010.

Vitto Giancristoforo dos Santos
Vitto Giancristoforo dos Santos
Coordenador do CEP

ANEXO B: PROTOCOLO

*Avaliação da cauterização completa da luz tubária com diferentes potências de
eletrocoagulação bipolar para esterilização feminina*

Paciente n° _____**Registro** _____**Idade** _____ anos**Data de nascimento (DD/MM/AAAA)** ____/____/____**Gesta** _____**Para** _____**Cesa** _____**Abo** _____**Ectópica** _____**Raça** 1-caucasiano 2-não caucasiano**Escolaridade**

- 1- Analfabeta
- 2- 1º grau incompleto
- 3- 1º grau completo
- 4- 2º grau incompleto
- 5- 2º grau completo
- 6- Superior incompleto
- 7- Superior completo

Data da cirurgia (DD/MM/AAAA) ____/____/____

Tipo de cirurgia

- 1- Histerectomia abdominal
- 2- Histerectomia vaginal
- 3- Salpingectomia bilateral para ligadura tubária abdominal
- 4- Salpingectomia bilateral para ligadura tubária vaginal
- 9- outra

Se excluída, motivo:

- 1- Não desejou participar do projeto
- 2- Diagnóstico ou suspeita de patologia ginecológica maligna
- 3- Transoperatório mostrou distorção da arquitetura tubária uni ou bilateral ou anormalidades próximas grosseiras no seu trajeto
- 4- Portadora de salpingectomia uni ou bilateral
- 5- Não foi possível tecnicamente a salpingectomia ou a retirada de porção significativa da trompa

Potência tuba direita

1- 25W 2- 30W 3- 35W 4- 40W 5- 40W visual

Se 40W visual, quantos segundos na primeira pegada? _____

Segunda pegada? _____

Terceira pegada? _____

Potência tuba esquerda

1- 25W 2- 30W 3- 35W 4- 40W 5- 40W visual

Se 40W visual, quantos segundos na primeira pegada? _____

Segunda pegada? _____

Terceira pegada? _____

Grau histologia tuba direita

1- grau I 2- grau II 3- grau III 9- não foi possível avaliar

Grau histologia tuba esquerda

1- grau I 2- grau II 3- grau III 9- não foi possível avaliar

Comentário

ANEXO C: TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

“Avaliação da Cauterização Completa da Luz Tubária com Diferentes Potências de Eletrocoagulação Bipolar para Esterilização Feminina”

Gostaria de convidá-la a fazer parte de um estudo que estamos desenvolvendo com pacientes que farão cirurgia de retirada de trompas. Nosso objetivo é verificar qual é a melhor maneira de ligar completamente as trompas. Ao participar, a senhora poderá ajudar a diminuir as falhas de ligadura tubária que outras mulheres farão.

Por esta pesquisa, as suas trompas, após retiradas, serão cauterizadas por corrente elétrica e enviadas para uma análise detalhada. Cada trompa será sorteada para uma forma de cauterização usando 25, 30, 35 ou 40 watts de potência elétrica. Isso não lhe trará riscos porque será feito com a trompa já fora do seu organismo. Para a senhora ter uma idéia, usamos estas mesmas potências de energia ou até maiores durante cirurgias comuns visando parar sangramento ou cortar os tecidos.

Nem a senhora nem o médico que vai fazer a cirurgia poderão escolher o tipo de cauterização a ser feito, evitando assim erros de avaliação e preferências pessoais.

Esse procedimento em estudo não atrapalhará a sua cirurgia original nem a sua recuperação.

A senhora tem a liberdade de recusar a fazer parte desse trabalho.

A potência utilizada será registrada na descrição cirúrgica, a qual a senhora poderá ter acesso.

Ressaltamos que o único procedimento desta pesquisa será a cauterização da suas trompas fora do seu corpo, como explicado acima. Fica garantido o sigilo e a privacidade dos seus dados. Não há formas de ressarcimento ou de indenização decorrentes da participação na pesquisa.

As complicações porventura decorrentes da sua cirurgia não estarão relacionadas com esta pesquisa e, caso aconteçam, serão atendidas de acordo com a rotina normal do serviço de Ginecologia e Obstetrícia do Hospital Fêmina. Para esclarecimentos, poderá telefonar para (51) 33598117, no horário comercial e falar com o Dr. Ricardo dos Reis, responsável pela pesquisa. Esse documento se encontra em duas vias de igual conteúdo e valor.

Eu, _____, abaixo assinada, ciente dos termos acima descritos, permito que as minhas trompas sejam utilizadas para o trabalho científico descrito acima (cauterização de minhas trompas), por ocasião da cirurgia a qual serei submetida.

Assinatura da Paciente ou Responsável

Assinatura pesquisador

Porto Alegre, ____/____/____

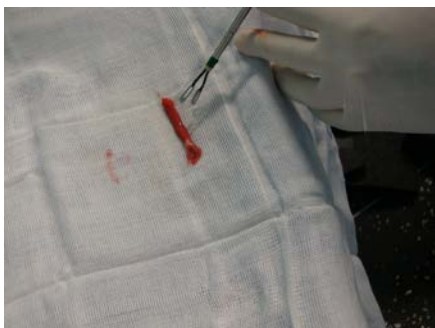
Testemunha

ANEXO D: Unidade eletrocirúrgica e mesa auxiliar utilizadas

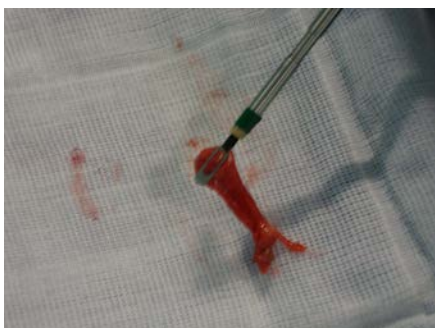
ANEXO E: Peça de histerectomia retirada em bloco com a trompa e detalhe da pinça bipolar utilizada



ANEXO F: Sequência de cauterização



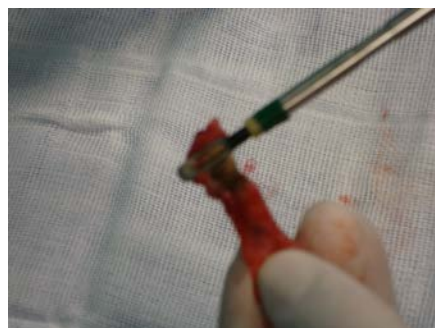
1. Tuba na mesa auxiliar



2. Primeira pegada



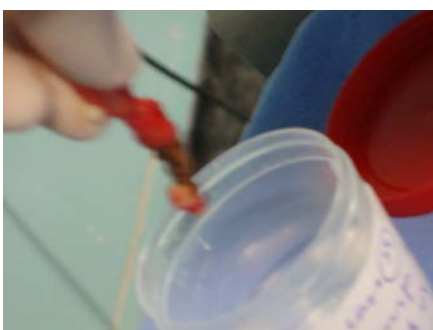
3. Segunda pegada



4. Terceira pegada



5. Aspecto após cauterização



6. Colocação da peça no frasco com formol



7. Frasco com formol identificado com código.

ANEXO G: Corte do espécime para processamento no Serviço de Patologia



1. Retirada da trompa do frasco com formol



2. Corte da trompa no local de cauterização



3. Retirado quatro fatias transversais



4. Colocação nas cápsulas histológicas



5. Reimersão no formol para posterior inclusão em parafina.

ANEXO H: Tabelas do artigo

Table 1. Patient demographics (n = 44)

Variable	n	%
Age (years)	39.8 *	26-57 †
Vaginal births	2.1 *	0-6 †
Cesarean sections	0.7 *	0-4 †
Abortions	0.1 *	0-2 †
Ethnicity		
White	26	59
Nonwhite	18	41
Educational attainment		
Some primary education	24	54.5
Completed primary education	2	4.5
Some secondary education	2	4.5
Completed primary education	12	27.5
Some higher education	2	4.5
Graduated higher education	2	4.5
Surgical procedure		
Bilateral abdominal salpingectomy	23	52.3
Vaginal hysterectomy	11	25.0
Abdominal hysterectomy	8	18.1
Bilateral vaginal salpingectomy	1	2.3
Abdominal ovarian cystectomy	1	2.3

* Mean; † range.

Table 2. Thermal injury grade in study groups A, B, C, D, and E

Study group	N	Thermal injury	
		Grade 1 + 2, n (%)	Grade 3, n (%; 95% CI)
A (25 W)	17	2 (12)	15 (88; 65,6-96,7)
B (30 W)	17	4 (24)	13 (76; 52,7-90,4)
C (35 W)	18	3 (17)	15 (83; 60,7-94,1)
D (40 W)	21	4 (19)	17 (81; 60,0-92,3)
E (40 W)*	15	2 (13)	13 (87; 62,1-96,2)
Total	88	15 (17)	73 (83; 73,7-89,3)

No significant between-group differences in rate of maximal injury (grade 3) versus suboptimal injury (grade 1 and 2): Fischer's exact test, $p = 0.93$

*In group E, cauterization was continued until visual confirmation of coagulation.

CI= confidence interval.