

# **Eletrocirurgia: sistemas mono e bipolar em cirurgia videolaparoscópica** <sup>1</sup>

**Manoel Roberto Maciel Trindade** <sup>2</sup>

**Rodrigo Ughini Grazziotin** <sup>3</sup>

**Rossano Ughini Grazziotin** <sup>4</sup>

**Resumo:** O conhecimento das leis físicas e dos mecanismos de funcionamento da eletrocirurgia são de grande importância para o cirurgião. Lesões por eletrocirurgia em laparoscopia têm sido observadas, e estão associadas ao uso do eletrodo monopolar, com frequência de 1 a 2 lesões a cada 1000 procedimentos. Com relação ao desenvolvimento de lesão, existem vários fatores que influenciam: densidade da corrente; o tipo de onda e de coagulação usadas, com suas respectivas voltagens; as condições de isolamento dos dispositivos; a ocorrência do fenômeno de capacitância; e os riscos oferecidos pelo uso em pacientes com marcapasso. No sistema bipolar, a densidade de corrente encontrada ao redor de seus eletrodos é bem menor, levando a menos lesões e, ainda, elimina vários dos outros mecanismos lesivos, como a placa de retorno e os citados acima. Vários estudos demonstram, em colecistectomias, apendicectomias, polipectomias e outros, que o índice de complicações com o eletrodo bipolar é significativamente menor.

**Descritores:** Eletrocirurgia, Eletrodos, Laparoscopia.

## **INTRODUÇÃO**

A eletrocirurgia e o uso de eletrocautérios são entidades distintas. Nos eletrocautérios, a corrente elétrica é utilizada para aquecer o filamento que se encontra na ponta do cautério. A corrente elétrica volta pela mesma via, não passando, então, pelo paciente. O calor é transmitido diretamente para o tecido, a fim de se obter os efeitos terapêuticos. Na eletrocirurgia, a corrente elétrica é produzida por um gerador, chega no corpo do paciente por um eletrodo ativo, agindo nos tecidos-alvo, e sai através do eletrodo neutro. Esta corrente elétrica, ao encontrar a resistência do tecido humano, é transformada em calor. O calor produzido determina os efeitos terapêuticos, seja de corte ou coagulação. A ponta do eletrodo ativo não sofre aquecimento. Quando o eletrodo neutro está distante do eletrodo ativo, sob a forma de uma placa, temos o sistema monopolar. No sistema bipolar, o eletrodo positivo e o eletrodo neutro estão separados por uma pequena distância, limitando o fluxo da corrente elétrica.

A eletrocirurgia, ou diatermia, tem sido largamente utilizada em procedimentos cirúrgicos, com sucesso. A corrente elétrica porém, é regida por um complexo conjunto de leis físicas, as quais determinam o caminho por onde a corrente vai seguir, que pode ser indesejado e lesivo. Em cirurgias abertas, o cirurgião tem uma ótima visualização do

dispositivo que transmite a corrente elétrica para o corpo, assim como dos tecidos humanos em questão, o que não acontece plenamente na cirurgia laparoscópica. São relatadas lesões abdominais importantes em cirurgia videolaparoscópica, ainda mais quando são usados certos recursos, como eletrocoagulação, por exemplo. A incidência de tais lesões gira em torno de um a dois casos em mil cirurgias, quando o sistema monopolar é utilizado<sup>52</sup>. Podem ser queimaduras intestinais, até mesmo transmuralis, que se manifestam geralmente de 3 a 7 dias após a cirurgia, mas as causas são especulativas, então o diagnóstico é tardio. Os prováveis mecanismos etiológicos dessas lesões são, portanto, a ligação direta, a ligação por efeito de capacitância, e defeitos de isolamento, todas envolvendo o desvio de corrente elétrica de seu circuito. O sistema bipolar virtualmente elimina tais mecanismos. A energia elétrica proporcionada pelo eletrodo bipolar produz, comprovadamente, lesões térmicas mais superficiais e mais localizadas que o eletrodo monopolar.<sup>12,13,15,32,55</sup> Tal característica pode ser fundamental na utilização da eletrocirurgia em vários tipos de procedimentos, como aqueles realizados em estruturas ocas ou próximo a estruturas delicadas e nobres.<sup>49,55</sup> O objetivo deste trabalho é comparar a utilização dos sistemas diatérmicos mono e bipolares em cirurgia videolaparoscópica.

## ELETRICIDADE BÁSICA

A corrente elétrica constitui-se de movimento de elétrons em um circuito, onde o caminho preferido é sempre o que oferece menor resistência ao seu movimento. Os corpos que oferecem menor resistência são corpos condutores, como metais, o solo, soluções iônicas, e o corpo humano. Os corpos isolantes, como borracha, plástico e vidro oferecem maior resistência ao fluxo dos elétrons<sup>1</sup>.

A corrente elétrica se movimenta a favor de uma diferença de potencial elétrico (DDP) existente entre as extremidades de um circuito. A unidade de DDP ou voltagem (V) é volt. Quanto maior a voltagem (V) exercida, maior será a velocidade da corrente elétrica no circuito. A quantidade de corrente elétrica (I) que passa em uma seção transversal de um condutor é medida em unidades, denominadas amperes (A). Na eletricidade, o diâmetro do corpo condutor, bem como o material do qual este é feito, determinam a quantidade de resistência ao fluxo da corrente elétrica. Esta resistência (R) é medida em unidades de ohm (W). A voltagem de uma corrente elétrica é o produto entre a amperagem e a resistência do corpo condutor ( $V = R.I$ ). A amperagem, por outro lado, é diretamente proporcional à voltagem, e inversamente proporcional a resistência ( $I = V/R$ ). A força, ou seja, a potência (P), é medida em unidades de Watt. O produto entre a amperagem e a voltagem determina a quantidade de Watt de uma corrente elétrica ( $P = V.I$ ). Ainda, a quantidade de Watt corresponde a voltagem (elevada ao quadrado) sobre a resistência ( $P = V^2 / R$ )<sup>1</sup>.

Duas propriedades básicas da eletricidade devem ser lembradas: primeiro, a corrente elétrica deve sempre completar um circuito; e, segundo, a corrente elétrica percorre o trajeto que oferece menor resistência ao seu fluxo. O circuito elétrico, no sistema monopolar, é muito diferente do circuito realizado pela corrente elétrica no sistema bipolar. Em ambos os casos, o circuito elétrico compreende a transmissão da corrente elétrica por um gerador, a passagem dos elétrons do eletrodo ativo para o eletrodo passivo, para que a corrente retorne, finalmente, ao próprio gerador. No sistema

monopolar, o eletrodo ativo está distante do eletrodo passivo. O pequeno eletrodo ativo é utilizado no tecido alvo. O largo eletrodo dispersivo fica em contato com a pele do paciente. A corrente elétrica, ao ser transmitida pelo eletrodo ativo, percorre o corpo do paciente, que se comporta como uma solução eletrolítica, antes de encontrar o eletrodo dispersivo. No sistema bipolar, os eletrodos ativo e neutro, necessariamente do mesmo tamanho, estão intimamente ligados, separados por uma distância de 1 a 3 mm. O fluxo da corrente elétrica, no tecido humano, se limita ao espaço entre os dois eletrodos. A corrente elétrica não atravessa o corpo do paciente. Torna-se importante o conhecimento de alguns outros conceitos físicos. A terra, o chão, constitui o condutor universal e ponto de retorno comum para os circuitos elétricos; desvio ou divisão da corrente elétrica constitui uma situação na qual parte da corrente elétrica foge do circuito elétrico desejado, seguindo um caminho alternativo de menor resistência para o solo. Em eletrocirurgia, perda, desvio da corrente elétrica, consiste de corrente elétrica de rádio frequência que flui por um caminho indesejado, em direção ao solo.

## ELETROCIRURGIA

A eletrocirurgia, também denominada diatermia, baseia-se no seguinte princípio: uma corrente elétrica, ao percorrer tecido humano, produz nenhum outro efeito, a não ser a formação de calor<sup>31</sup>. Uma corrente de elétrons, ao atravessar uma célula, encontra uma certa resistência. Os íons intracelulares, em resposta à passagem dos elétrons, colidem entre si e contra as organelas intra-celulares. Essa colisão produz calor. Se o aquecimento for lento e fraco, o calor produzido dentro da célula provocará evaporação de água e diminuição do volume celular, constituindo o efeito terapêutico de coagulação. Por outro lado, se o aquecimento for rápido e forte, ocorrerá explosão da membrana celular, com evaporação do conteúdo intracelular, constituindo o efeito terapêutico de corte.<sup>37</sup>.

**Densidade:** A densidade da corrente elétrica é o fator mais importante na eletrocirurgia<sup>5</sup>. De fato, a elevação da temperatura no tecido é proporcional ao quadrado da densidade da corrente elétrica que o atravessa<sup>5</sup>. No sistema monopolar, a densidade da corrente transmitida pelo eletrodo ativo (menos de 1 cm<sup>2</sup> de área) é alta, produzindo efeitos eletrocirúrgicos. Essa densidade diminui quando a corrente vai ser transmitida ao eletrodo neutro (p. ex. 100 cm<sup>2</sup> de área), tornando a corrente mais dispersa a fim de não causar efeito térmico significativo, evitando queimaduras. Conforme a lei de Joule, a quantidade de energia produzida é proporcional a quantidade de corrente atravessando a resistência dos tecidos. A resistência dos tecidos humanos depende fundamentalmente da sua quantidade de água e vasos sanguíneos. O tecido adiposo e o tecido ósseo apresentam resistência superior à pele e ao tecido muscular. A fim de ocorrer a produção de calor, a corrente elétrica deve encontrar resistência. Quanto maior a resistência à passagem de elétrons, maior a quantidade de calor produzido. A elevação da temperatura é diretamente proporcional a intensidade (elevada ao quadrado) da corrente elétrica e quantidade de resistência do tecido, e inversamente proporcional à superfície de contato com a corrente. Assim se a intensidade da corrente for dobrada, o calor produzido será quatro vezes maior<sup>31</sup>.

**Frequência da corrente:** O corpo humano também possui um sistema elétrico. Consiste do sistema nervoso, dotado de um sistema elétrico de baixa frequência. Correntes

elétricas de baixa frequência, em contato o tecido humano, estimulam o tecido nervoso. O tecido nervoso, estimulado, provoca contração do tecido muscular. Entretanto, à medida que a frequência da corrente elétrica aumenta, diminui a sensibilidade do tecido nervoso. Correntes elétricas acima de 10.000 ciclos por segundo, já não estimulam o tecido nervoso<sup>31</sup>. Assim, são utilizadas, na eletrocirurgia, correntes elétricas de alta frequência. Entretanto, correntes elétricas de frequência muito alta, ou ultra frequência, devem ser evitadas, já que podem ter comportamento imprevisível, errático, com possibilidade de perda de eficácia do sistema, e ainda, com o risco de produzir queimaduras indesejáveis, seja para o paciente, seja para o cirurgião. Na eletrocirurgia, a frequência da corrente elétrica está situado entre 300 KHz e 1.5 MHz.

**Tipos de onda:** As ondas das correntes de alta frequência têm forma sinusoidal. Existem três tipos :

Correntes puramente sinusoidais: produzem o efeito terapêutico de corte. Estas correntes tem propriedade hemostática baixa. São também denominadas ondas não moduladas. Uma corrente elétrica de corte, com potência de 50 Watt, produz uma voltagem aproximada de 1000 volts. O padrão de voltagem não muda, já que a corrente é contínua<sup>25</sup>. Necessitam , geralmente, de uma voltagem de pico de 1200 volt..

Correntes com propriedade hemostática elevada: Estas correntes intercalam as ondas sinusoidais. A forma da onda produzida pela corrente se torna pulsátil, com a presença da onda sinusoidal em um quinto ou undécimo da onda total. Estas correntes tem pouco efeito de corte. Também denominadas ondas moduladas. Em uma corrente elétrica de coagulação, com a potência de 50 Watt, a voltagem gerada pode atingir cerca de 5000 volt. Em virtude da intermitência das ondas sinusóides, a variação da voltagem utilizada é grande<sup>25</sup>. Utiliza-se uma voltagem em torno de 6000 volt, em geradores de estado sólido. Existem duas técnicas diferentes de coagulação: coagulação por contato ou coagulação por fulguração. Na coagulação por contato, o eletrodo entra em contato direto com o tecido. Na coagulação por contato, pode-se utilizar corrente de coagulação ou corrente de corte. Se utilizada a corrente de corte, com voltagem inferior a 500 volt, ocorrerá coagulação do tecido em contato com o eletrodo. Para este fim, deve-se evitar voltagens muito altas, já que nesta situação, a corrente pode, antes de coagular, destruir o tecido. Na coagulação por contato, ao se utilizar uma corrente de coagulação, a voltagem utilizada deve ser alta, em torno de 2000 volt. A maioria dos laparoscopistas utilizam correntes de corte de baixa voltagem para coagulação de contato. Na coagulação por fulguração, o eletrodo ativo não fica situado em contato direto com o tecido. A corrente elétrica ao ser acionada é transferida, do eletrodo ativo, através do ar, até encontrar o tecido-alvo. A coagulação por fulguração é também denominada coagulação por "*spray*", e utiliza voltagens muito superiores à coagulação por contato.

Correntes mistas: as ondas sinusoidais estão intercaladas em um período mais curto em relação às correntes acima, mas não são puramente sinusoidais, como as ondas de corte. Nestas correntes são combinados efeitos de corte e coagulação de uma maneira mais equilibrada. A voltagem é em torno de 2000 volt.

**Corrente direta e corrente alternada:** Trata-se do sentido da corrente. A voltagem usada em baterias é direta ou contínua, em que os elétrons fluem em uma só direção, gerando continuidade para a corrente. Nas tomadas elétricas de casas ou hospitais, utiliza-se corrente elétrica de voltagem alternada, em que a diferença de potencial entre

a rede e o aparelho que está ligado se inverte constantemente. Nos sistemas elétricos domésticos, a corrente elétrica muda de sentido 60 vezes por segundo ( 60 Hz ). A corrente de elétrons flui em direções opostas, gerando, portanto, uma corrente alternada.

## SISTEMA MONOPOLAR

O sistema monopolar, por sua facilidade de uso, tem sido, desde o princípio da videolaparoscopia, o sistema diatérmico preferido e mais utilizado pelos cirurgiões. Na década de setenta, ocorreram vários relatos de lesões intra-abdominais inexplicáveis, algumas levando ao óbito, seguindo o uso do sistema monopolar em cirurgias laparoscópicas de esterilização tubária<sup>42</sup>. Em 1981, em virtude de tais complicações, o centro de controle de doenças dos Estados Unidos da América (CDC) aconselhou o abandono do sistema monopolar, recomendando a utilização do sistema bipolar ou dispositivos mecânicos para esterilização<sup>19</sup>.

A incidência de lesões térmicas associada a laparoscopia gira em torno de 1 a 2 casos em cada 1000 pacientes operados<sup>52</sup>. PETERSON, ORY, GREENSPAN e TYLER relataram duas mortes resultando de lesão intestinal com o uso de diatermia monopolar<sup>27</sup>. Estudos de queimaduras intestinais em ligadura tubária laparoscópica indicam incidência de 0.05% a 0.28%.<sup>4,10,18,19</sup>. Lesões decorrentes do uso da diatermia têm incidência pequena em colecistectomia videolaparoscópica, consistindo em uma pequena percentagem de todas lesões acidentais. A incidência varia: o "Southern Surgeons Club" relatou um caso em 1518 procedimentos<sup>40</sup>, enquanto LITWIN, GIROTTI, POULIN, MAMAZZA e NAGY relataram duas queimaduras intestinais em 2201 cirurgias<sup>20</sup>. LEAHY, BOUCHIER-HAYER, HYLAND, DELANEY, O SULLIVAN e KEANE relataram um caso de queimadura intestinal em 308 colecistectomias vídeo-laparoscópicas (0.3%), levando-se em conta sua pouca experiência no procedimento<sup>17</sup>.

Lesões térmicas de intestino geralmente não são detectadas no momento da ocorrência<sup>21</sup>. Pacientes com lesões intestinais não reconhecidas no momento da cirurgia geralmente se queixam de febre e dor abdominal, do terceiro ao sétimo dia de pós-operatório<sup>24</sup>. Porém, o intervalo entre a ocorrência da lesão e o início dos sintomas já foi relatado entre 18 horas e 14 dias<sup>21</sup>. Na laparotomia ou na laparoscopia, a aparência macroscópica de lesões térmicas e traumáticas é a mesma. A perfuração é geralmente circundada por uma área branca de necrose. O exame microscópico das lesões térmicas revela persistência de tecido necrótico, sem infiltrado leucocitário. Por outro lado, lesões traumáticas apresentam rápida proliferação capilar, infiltrado polimorfonuclear, e deposição de fibrina no local da lesão<sup>19</sup>.

Na cirurgia videolaparoscópica, ao contrário de cirurgias abertas, apenas uma pequena parte do circuito elétrico diatérmico é visualizado pelo cirurgião ( uma área com aproximadamente 2 a 5 cm de diâmetro). Enquanto a corrente elétrica mantiver seu circuito planejado, saindo do gerador, passando pelo eletrodo ativo devidamente isolado, entrando em contato com o tecido alvo, atravessando o corpo a fim de chegar ao eletrodo neutro largo e devidamente aplicado, para finalmente voltar ao gerador, teoricamente, não ocorreriam maiores problemas. Porém, a corrente elétrica segue regras de comportamento complexas. Correntes elétricas podem se desviar,

indesejavelmente, do circuito pré estabelecido, em uma área do circuito não visualizada pelo cirurgião. Estes desvios de corrente elétrica podem ter densidade suficiente para queimar, despercebidamente, tecidos como uma alça intestinal. Correntes elétricas de alta frequência, utilizando voltagens muito altas, tendem a se deslocar do circuito estabelecido por seu condutor. Além disso, o material de isolamento que envolve o eletrodo pode não estar intacto. O eletrodo ativo pode ser inapropriadamente acionado quando estiver tocando outro instrumento metálico, antes do adequado tecido alvo. Os mecanismos etiológicos mais comumente responsáveis por queimaduras indesejáveis decorrentes da utilização da eletrocirurgia em cirurgias videolaparoscópicas são: defeitos de isolamento, ligação por capacitância e ligação direta.

**Defeitos de isolamento:** os eletrodos podem ser reaproveitáveis ou descartáveis. No primeiro caso, o excesso de uso, a repetitiva esterilização, pode provocar quebra ou defeito no material de isolamento do eletrodo ativo<sup>24</sup>. Porém, muitas vezes, o defeito não é perceptível macroscopicamente. Podem ocorrer defeitos de isolamento também em dispositivos descartáveis, em virtude de sua espessura, composição, e efetividade do material isolante, inferior às dos eletrodos reaproveitáveis. Tendo em vista que os tecidos humanos oferecem resistência à corrente elétrica, a qual busca sempre completar um circuito de menor resistência, compreende-se, então, que: mesmo em contato com o tecido, podem ocorrer desvios da corrente elétrica através do defeito ou quebra no isolamento do eletrodo; o tecido, ao sofrer a ação da corrente elétrica, perde o seu conteúdo de líquido, aumentando, conseqüentemente, sua resistência a passagem da corrente elétrica. Se a resistência for suficientemente alta, a corrente elétrica alternada de alta frequência pode procurar um caminho que ofereça menor resistência a seu fluxo, como por exemplo, uma alça intestinal, através do defeito ou quebra de isolamento do eletrodo ativo. Defeitos no isolamento podem desviar a maior parte da corrente elétrica em uma parte do circuito elétrico invisível ao cirurgião, com energia suficiente para provocar perfuração transmural de alça intestinal, conforme estudos realizados *in vivo*<sup>45</sup>. Quanto maior a voltagem utilizada, maior o risco da energia romper o defeito de isolamento do eletrodo ativo. As correntes de coagulação, especialmente a coagulação por fulguração, apresentam voltagens muito altas. Além disso, o eletrodo ativo, ao ser acionado, despercebidamente, no ar, longe do tecido (circuito aberto), quebra o circuito elétrico planejado. O gerador, nestas circunstâncias, é capaz de fornecer voltagens muito altas.

**Ligação por capacitância:** os desvios de corrente elétrica podem ocorrer mesmo quando o material isolante estiver intacto, através de um fenômeno denominado capacitância. Este mecanismo é pouco esclarecido, porém, muito sério, já que é de difícil prevenção e detecção. Um capacitador consiste de dois corpos condutores, com diferença de potencial entre eles, separados por um corpo isolante. Em laparoscopia, o corpo condutor, o eletrodo ativo, é separado, por ar ou material isolante, de outro corpo condutor, como a cânula metálica, o laparoscópio, ou a cânula de sucção e irrigação. Correntes de frequência muito alta tendem a sair de seus cabos condutores e percorrer caminho no ar, como as ondas de rádio. Materiais de isolamento têm dificuldade de conter correntes de voltagem muito alta. Tecnicamente, quando uma corrente direta é aplicada entre dois condutores, os elétrons não irão fluir entre as placas condutivas, devido à presença do material isolante. Entretanto, no caso de uma corrente alternada, utilizada em dispositivos monopolares, as rápidas mudanças de polaridade criam um campo elétrico entre as superfícies dos dois corpos condutores.

Quando um eletrodo ativo é colocado dentro de um trocar de fibra de vidro (não condutor), têm-se um tubo dentro de outro tubo, entre os quais existe uma diferença de potencial. Quando a corrente passa através do eletrodo ativo, o laparoscópio se torna um capacitador. Dados indicam que 50 a 70 por cento da corrente do eletrodo ativo passa para a parede do laparoscópio<sup>8</sup>. Então, quando uma parte metálica do laparoscópio entrar em contato com tecido humano condutor, como o intestino, uma queimadura pode ocorrer. Um estudo realizado por VOYLES & TUCKER (1992) mostra que tal fenômeno, a ligação por capacitância, pode provocar lesão tecidual transmural<sup>47</sup>. A ligação por capacitância ocorre quando a corrente elétrica de alta frequência é desviada, capacitativamente, através de material isolante intacto, do eletrodo ativo para qualquer outro condutor do campo. Se a densidade da corrente elétrica desviada for suficientemente alta, pode ocorrer queimadura de tecido humano. Eliminando áreas de corrente elétrica potencialmente densa, pode-se diminuir significativamente o risco de queimaduras por ligação de capacitância. Isto pode ser realizado de maneira muito simples, optando por um trocar condutor ou metálico. Como o trocar envolve grande parte do eletrodo ativo, e como a eletricidade sempre percorre o caminho de menor resistência, qualquer corrente elétrica desviada pelo mecanismo de capacitância fluirá através da parede abdominal em contato com o trocar. Como a área de contato entre a parede abdominal e o trocar é grande, a densidade da corrente desviada será baixa, sem risco de queimaduras para o tecido. Por outro lado, a utilização de uma "âncora" de material isolante (p.ex. o plástico), previne que a corrente elétrica alternada flua através da parede abdominal, provocando a perigosa energização do trocar<sup>8</sup>. Ainda, quanto maior a potência criada pelo gerador, maior a quantidade de desvio de corrente, do eletrodo ativo, para a cânula que o envolve. As altas voltagens utilizadas, na fulguração, em correntes elétricas com ondas intermitentes (ondas de coagulação), aumentam o risco de desvio da corrente elétrica<sup>45,47</sup>. A ativação do eletrodo em circuito aberto, ou seja, quando este não está em contato com o tecido, também aumenta o risco de desvio de corrente. Outra variável que aumenta o risco de desvio de corrente é a utilização de cânulas de pequeno diâmetro, como as de 5mm, ao invés de cânulas de diâmetro maiores, como de 11mm<sup>47</sup>.

**Ligação direta:** destes três problemas associados ao desvio de corrente, a ligação direta é a situação que está mais próxima do controle do cirurgião. A ligação direta ocorre quando o eletrodo ativo é inadequadamente acionado quando em contato com outro instrumento metálico, antes de tecido humano. Se o eletrodo ativo estiver retraído dentro da cânula metálica de sucção e irrigação, no momento da inapropriada ativação do sistema elétrico, a corrente será transmitida a qualquer estrutura condutora em contato com a cânula, incluindo estruturas fora do campo de visão do cirurgião. No caso da ligação direta, a densidade da corrente é frequentemente suficiente para provocar queimadura transmural<sup>45</sup>. A fim de prevenir queimaduras indesejáveis por ligação direta, deve-se evitar a ativação do eletrodo ativo quando este não estiver em visível contato com o tecido alvo.

**Outros mecanismos:** Outro mecanismo de queimadura consiste da passagem de corrente elétrica a tecido humano através de tecido recentemente coagulado, eletricamente isolado. Durante esterilização tubária, lesões térmicas podem decorrer da passagem de corrente elétrica até alguma alça intestinal, através da trompa de falópio. A coagulação da trompa de falópio torna as fimbrias tubárias eletricamente isoladas<sup>24</sup>. A corrente elétrica, nestas circunstâncias, pode encontrar no intestino um caminho de menor resistência até o eletrodo dispersivo. A corrente elétrica pode ser transferida da

extremidade da fimbria à alça intestinal por contato direto ou por faiscamento. A pequena área da extremidade da fimbria pode concentrar a corrente elétrica a uma densidade suficientemente alta, capaz de provocar queimadura da alça intestinal. Ainda não foi comprovado, porém, se esse mecanismo pode realmente provocar lesão térmica. Estudos *in vitro* poderiam demonstrar a viabilidade deste mecanismo de lesão<sup>24</sup>. Se este mecanismo puder, de fato, produzir queimaduras, procedimentos que requerem coagulação prolongada, como apendicectomia ou colecistectomia, estariam expostos a estas lesões. TAN, SEGAWA e STEIN descreveram a realização de 50 apendicectomias laparoscópicas bem sucedidas, utilizando o sistema bipolar. Neste artigo, é apontado que o sistema monopolar tem sido descrito no processo de corte e coagulação do mesoapêndice, mas é potencialmente perigoso, já que o caminho de retorno da corrente monopolar é através da base do apêndice, e perfuração cecal pode ocorrer<sup>41</sup>. O efeito de canalização, descrito primariamente por SCHAEFER, em 1927, é definido como destruição térmica de tecido humano que estiver localizado longe, fora de contato, do local de aplicação da corrente elétrica<sup>36</sup>. Na eletrocoagulação monopolar, lesão térmica de tecido adjacente pode ocorrer já que a corrente elétrica é canalizada do instrumento para o chão<sup>54</sup>.

**Eletrodo de retorno:** Em diatermia monopolar, o eletrodo de retorno, ou eletrodo dispersivo, consiste de uma placa situada em contato direto com a pele do paciente. No processo de eletrocirurgia, tal eletrodo têm a função de recuperar a corrente elétrica, a fim de que esta retorne para o gerador, completando assim o circuito elétrico. A grande superfície de contato do eletrodo neutro diminui a densidade da corrente elétrica, para que esta possa atravessar a pele do paciente sem provocar queimaduras cutâneas. Entretanto, vários fatores podem dificultar a harmonia de funcionamento desta parte do circuito elétrico, com o potencial de provocar queimaduras cutâneas ao paciente,. O mau posicionamento da placa de retorno, em contato inadequado com a pele do paciente, pode criar áreas de contato pequenas. Uma pequena superfície de contato oferecida ao circuito elétrico aumenta a densidade da corrente elétrica, capaz de aquecer a pele do paciente ao ponto de provocar queimaduras. A interposição de pêlos ou cicatrizes diminui a condutividade do sistema, situação semelhante a aplicação parcial da placa sobre a pele do paciente<sup>9</sup>. Entretanto, como a resistência dos tecidos é relativa a sua composição (tecido adiposo apresentando resistência elétrica superior ao músculo), as constantes devem ser ajustadas de acordo com as características ponderais do paciente<sup>31</sup>. Deve-se evitar a colocação da placa sobre proeminências ósseas. É preferível aplicar o eletrodo dispersivo em contato com áreas de tecido altamente vascularizadas, proporcionando, assim, maior dissipação de calor. Outro aspecto importante consiste da presença de corpos condutores (p. ex. instrumentos metálicos) inadequadamente e despercebidamente em contato com a pele do paciente. Tal corpo condutor pode oferecer caminho de retorno para a corrente elétrica sair do corpo do paciente, com potencial de produzir queimaduras cutâneas, assim como perda de eficácia do processo eletrocirúrgico.

## SISTEMA BIPOLAR

A diatermia bipolar tem sido usada por mais de quatro décadas em procedimentos cirúrgicos abertos. Os eletrodos bipolares consistem de dois eletrodos, separados, entre si, pela pequena distância de 1 a 3 mm<sup>42</sup>. Esta disposição elimina o longo caminho da



corrente elétrica de alta frequência do eletrodo ativo ao distante eletrodo dispersivo, que ocorre no sistema monopolar. Os dois eletrodos intimamente próximos limitam o fluxo da corrente elétrica a uma pequena quantidade de tecido humano. GOGATE & JOSHI realizaram, entre 1981 e 1992, 2060 cirurgias de esterilização tubária, utilizando o sistema eletrocirúrgico bipolar. A percentagem de falha foi de 0.2%. Não ocorreu qualquer caso de lesão vesical ou intestinal, choque elétrico, aplicação de energia elétrica em estruturas erradas, ou sangramento importante do sítio de esterilização, que necessitassem laparotomi<sup>11</sup>.

O sistema bipolar elimina o distante eletrodo dispersivo, eliminando, portanto, as potenciais complicações relacionadas a seu uso, como queimaduras cutâneas e perda de eficácia do sistema. A ligação direta da corrente de alta frequência a instrumentos metálicos, os defeitos de isolamento no eletrodo ativo e os desvios de corrente elétrica provocados pelo fenômeno de ligação por capacitância, que constituem potenciais problemas relacionados a utilização do sistema diatérmico monopolar, estão também eliminados com a diatermia bipolar<sup>42,46,47</sup>. A ligação por capacitância é eliminada, provavelmente, pelo cancelamento da onda da corrente<sup>39</sup>. Não há possibilidade de faiscamento, que constitui um problema em potencial na utilização da diatermia monopolar<sup>33</sup>. A possibilidade de lesão térmica intestinal decorrente do uso da eletrocirurgia bipolar é mínima; seria necessário o pinçamento do tecido, com o acionamento simultâneo da energia elétrica. Mesmo que esta ocorra, é pouco provável que não fosse percebido, possibilitando, assim, medidas terapêuticas imediatas<sup>24</sup>.

## DIATERMIA MONOPOLAR VERSUS DIATERMIA BIPOLAR

No eletrodo monopolar, a energia elétrica é rapidamente difundida no tecido. Especificamente, a densidade da corrente encontrada ao redor de um eletrodo monopolar é reduzida de acordo com o raio (elevado à segunda potência) de um círculo proveniente do ponto de aplicação da corrente elétrica ( $d \propto 1/r^2$ )<sup>24</sup>. No sistema bipolar, a densidade da corrente é largamente concentrada na ponta dos eletrodos, já que o contato com o tecido completa um circuito entre dois eletrodos intimamente juntos. A densidade da corrente elétrica é reduzida de acordo com o raio (elevado a quarta potência) da distância do eletrodo ( $d \propto 1/r^4$ ), sugerindo que a energia térmica pode ser mais localizada, preservando tecidos mais profundos<sup>22</sup>. Como consequência, os eletrodos bipolares operam com energia muito inferior em relação ao sistema monopolar<sup>43</sup>. Como cada eletrodo bipolar têm a mesma superfície de contato, os elétrons aquecem somente o tecido localizado entre eles. Este processo é auto limitado, já que quando as células se encontram completamente desidratadas, cessa o fluxo da corrente, preservando tecidos vizinhos de lesões térmicas<sup>33</sup>.

A técnica para biópsia e coagulação simultânea de pólipos na colonoscopia, utilizando o fórceps monopolar, foi introduzida por WILLIAMS, em 1973<sup>53</sup>. Esta técnica tornou-se popular entre os endoscopistas. Em 1985, em pesquisa realizada pela Sociedade Americana de Gastroenterologistas (ASGE), 71% dos cirurgiões que responderam confirmaram a utilização deste método<sup>48</sup>. Entretanto, apesar do uso difundido do sistema monopolar para tal fim, questões de segurança foram levantadas. Estudos realizados no cólon direito de cães, comparando eletrocoagulação monopolar e bipolar, demonstraram taxa de lesão transmural muito mais alta quando a diatermia monopolar

foi aplicada<sup>12,13</sup>. Vários relatos recentes de hemorragia maciça, resultando da remoção de pólipos diminutivos no cólon direito, foram publicados<sup>7,23,26,29</sup>. Em pesquisa realizada por WADAS & SANOWSKI, envolvendo 13,081 procedimentos de biópsia do trato gastrointestinal, todas utilizando o sistema eletrocirúrgico monopolar, foram encontradas complicações em 16% dos casos. As complicações incluíram sangramento, perfuração de alças intestinais, síndrome da pós coagulação e foi relatado também um caso de óbito, associado a perfuração<sup>49</sup>.

TUCKER, PLATZ, SIEVERT, VENNER e SILVIS demonstraram que a polipectomia bipolar requer quantidade de energia significativamente menor em relação a polipectomia monopolar, resultando na redução de lesões térmicas ao tecido subjacente<sup>44</sup>. A síndrome da coagulação pós-polipectomia, pouco conhecida, pode ter sua incidência diminuída com a utilização do sistema bipolar<sup>51</sup>. Em estudo controlado, randomizado, avaliando lesões causadas por biópsia e eletrocoagulação em cólon canino direito. SAVIDES, JACQUES, DENNIS, JUTHABA, MACHICADO e HIRABAYASHI (1995) encontraram os seguintes resultados: o fórceps monopolar apresentou, em comparação com o fórceps bipolar, taxas substancialmente superiores de "embranquecimento agudo de serosa" (29% contra 0%); e lesão transmural (44% contra 5%), esta avaliada nove dias após o procedimento<sup>35</sup>. O fórceps bipolar foi recentemente introduzido, no lugar do fórceps monopolar, a fim de diminuir a possibilidade de lesão transmural, em procedimentos envolvendo eletrocoagulação de tecido humano<sup>15</sup>.

RIEDEL, CORTS-KLEINWORT e SEMM, comparando diferentes técnicas de coagulação, demonstraram que o eletrodo monopolar produz um área de coagulação tecidual duas vezes superior ao eletrodo bipolar<sup>32</sup>. Vários pesquisadores provaram que a técnica bipolar deveria ser preferida em detrimento da técnica monopolar, a fim de minimizar danos teciduais em procedimentos eletrocirúrgicos<sup>22,28</sup>. Dados técnicos demonstram que os eletrodos bipolares cortam e coagulam utilizando menor potência e destruindo menos tecido que os eletrodos monopolares. Isso ganha importância quando a eletrocirurgia é aplicada próximo a estruturas ocas (como coagulação no duodeno ou polipectomia colônica, onde lesões térmicas profundas, com potencial de provocar perfuração e outras complicações envolvendo o órgão em questão, não são desejadas) e/ou estruturas nobres e delicadas, como vasos ou nervos.

Em virtude da menor penetração tecidual da corrente elétrica, o sistema diatérmico é recomendado para alcançar hemostasia em cirurgia orbitária profunda<sup>16,54</sup>. ZOHAR, STRAUSS, SADOV e DJIALDETTI compararam a eletrocoagulação puntiforme mono e bipolar em nervos humanos e nervos de rato. Com auxílio de microscópio eletrônico de transmissão, observaram que a eletrocoagulação monopolar provocou dano significativo às células de Schwann de nervos mielinizados e não mielinizados de humanos e ratos; com a eletrocoagulação bipolar, a arquitetura do tecido nervoso foi preservada em ambas espécies de tecido<sup>55</sup>.

A maior vantagem do sistema monopolar, sobre o sistema bipolar, consiste na facilidade de uso<sup>14</sup>. Essa característica constitui a principal razão da utilização do sistema monopolar, antes da técnica bipolar. Entretanto, as questões de segurança, envolvendo a técnica monopolar, estimulou o uso do sistema bipolar. BRYANT (1992) publicou estudo baseado na realização de colecistectomia laparoscópica com o auxílio do sistema eletrocirúrgico bipolar; 100 pacientes foram operados pelo mesmo cirurgião;

94 pacientes tiveram a operação completada laparoscopicamente. Não ocorreu qualquer caso de morte ou lesão a ductos biliares. O cirurgião responsável concluiu que a diatermia bipolar constitui uma modalidade segura, efetiva e econômica, na realização de colecistectomia laparoscópica<sup>2</sup>. EDELMAN & UNGER publicaram, em 95, estudo randomizado prospectivo, com a finalidade de comparar o sistema monopolar e o sistema bipolar na realização de colecistectomia laparoscópica. 80 pacientes foram divididos em dois grupos. A habilidade de corte com os dois sistemas foi igual. O sistema monopolar apresentou habilidade de coagulação significativamente superior ao sistema bipolar. O tempo de duração da cirurgia foi o mesmo, sem diferenças estatísticas significantes<sup>8</sup>. TAN, SEGAWA e STEIN publicaram um estudo descrevendo a utilização de um fórceps bipolar de 5mm, capaz de cortar e coagular tecido simultaneamente; 50 pacientes pediátricos, com quadro de apendicite aguda, foram à cirurgia. Não ocorreram complicações hemorrágicas. Ocorreram dois casos de abscesso no período pós-operatório. Concluíram que a realização de apendicectomia laparoscópica, utilizando a diatermia bipolar, constitui um procedimento rápido, seguro, efetivo, até mesmo para apendicite grave<sup>41</sup>. O sistema bipolar pode operar em soluções salinas<sup>50</sup>. Por outro lado, o eletrodo monopolar têm seu funcionamento prejudicado quando em contato com solução salina, pois a pequena resistência elétrica desta solução proporciona caminhos alternativos para a corrente elétrica percorrer seu circuito em direção ao eletrodo dispersivo, com o potencial de desviar a energia elétrica do tecido alvo<sup>43</sup>. Outra vantagem do sistema bipolar é a redução na produção de fumaça fator que pode ser importante na prevenção de acidentes<sup>32</sup>. Em estudo prospectivo randomizado, comparando o sistema monopolar e o sistema bipolar em colecistectomia laparoscópica, EDELMAN & UNGER encontraram produção de fumaça significativamente superior quando o eletrodo monopolar foi utilizado para cortar e coagular tecido<sup>8</sup>. Apesar de, neste trabalho, a presença de fumaça não ter interferido no sucesso dos procedimentos, ocorreu uma redução na visibilidade.

## ELETROCIRURGIA E MARCAPASSO

Existem considerações a respeito do uso da eletrocirurgia em pacientes portadores de marcapasso. Este pode ser danificado irreparavelmente, e a energia de alta frequência pode interferir na ação do marcapasso, causando fibrilação ventricular<sup>38</sup>. Há um caso relatado de parada final do marcapasso<sup>6</sup>, e, em outro caso, houve reprogramação do marcapasso<sup>3</sup>. O uso da eletrocirurgia em pacientes portadores de marcapasso programável de última geração é muito perigoso. No caso do eletrodo bipolar, pode haver redução nestes riscos. RAMSAY, SHEPARD, BUTLER, GOSLING, MILLER, WALLACE e WHITFIELD afirmam que, em virtude do modelo do eletrodo bipolar, não ocorre interferência na função de dispositivos elétricos implantados<sup>30</sup>. Na diatermia monopolar, a corrente elétrica atravessa grande parte do corpo do paciente no seu caminho em direção a placa. A corrente elétrica pode se desviar, tomando caminho em direção ao marcapasso. A potência do gerador é um fator importante em relação ao marcapasso. É preferível usar uma corrente de corte (em função de sua voltagem menor), ao invés de uma corrente de coagulação. Quando o uso do sistema monopolar não pode ser evitado, propõe-se o uso de eletrodos cardíacos externos, com um marcapasso externo disponível. Aconselha-se controle do marcapasso após a cirurgia<sup>38</sup>. Outras recomendações podem ser: consulta junto ao fabricante do marcapasso, para saber recomendações e contra-indicações; conferir as conexões nos cabos ativo e de retorno,

para evitar estimulação neuromuscular. Em cirurgias utilizando o sistema monopolar, recomenda-se a colocação do eletrodo dispersivo o mais próximo possível do local da cirurgia; evitar o cruzamento dos cabos eletrocirúrgicos junto ao marcapasso, minimizando assim interferências elétricas; monitorizar o marcapasso durante a cirurgia; manter um desfibrilador disponível durante o procedimento.

## CONCLUSÃO

A eletrocirurgia monopolar, embora muito utilizada, tem nos mostrado seu risco potencial, o qual tem sido comprovado em vários estudos<sup>9,27,42,49</sup>. A fuga da corrente por falhas de isolamento, ligação por efeito de capacitância e contato direto têm sido os principais mecanismos responsáveis por lesão. Estas são acentuadas nas seguintes condições: uso de ondas de coagulação; coagulação por fulguração; acionamento de eletrodo em circuito aberto; uso de altas voltagens; má visualização de campo cirúrgico e uso de âncoras de plástico, ou outro material isolante, potencializando ainda mais o efeito de capacitância. O sistema bipolar elimina muitos destes mecanismos, minimizando significativamente as lesões acidentais ou imprevisíveis, em virtude do curto espaço existente entre o eletrodo ativo e o de retorno, reservando seus efeitos a nível local, além de descartar o uso da placa de retorno, também passível de processo lesivo. Este sistema, apesar de ser considerado de uso mais difícil, está mais indicado para o uso próximo a estruturas ocas ou delicadas, procedimentos em que se tenha soluções salinas, e para pacientes com marcapasso. O uso é seguro, evitando as possíveis complicações do sistema monopolar.

**SUMMARY:** the knowledge of the physical laws and of the mechanisms of functioning of electrosurgery are of great importance for the surgeon. Lesions caused by electrosurgery in laparoscopic procedures have been observed, and are associated with the use of monopolar electrode, with the frequency of 1 to 2 lesions in every 1000 procedures. Concerning the development of the lesions, several factors are involved; current density, the waveform and the type of coagulation used, with its respective voltages; the insulation condition of the devices; the occurrence of the phenomenon of capacitance and the risks involved with the use in patients with pacemakers. In bipolar electrosurgery, the current density produced around the electrodes is much lower, causing less tissue damage and, still, eliminating several of the other mechanisms of injury, such as the dispersive electrode and those quoted above. Several studies reveal that the incidence of complications with the use of bipolar electrodes in cholecystectomies, appendicectomies, polypectomies and other procedures is significantly lower.

**HEADINGS:** Electrosurgery, Electrodes, Laparoscopy.

## REFERÊNCIAS

1. BONJORNO, REGINA F.S. AZENHA. - Física 3: eletrostática, eletrodinâmica e eletromagnetismo. São Paulo. ed. FTD, 1985, 93-192. [ [Links](#) ]
2. BRYANT, T.L. - Bipolar electrocautery in laparoscopic cholecystectomy. *J. Laparoendosc. Surg.*, 2 (3): 155- 158, 1992. [ [Links](#) ]
3. CARAMELLA, J.P.; MENTRE, B.; JATTIOT, F.; STROUK, R.; DELETANG, D. - Reprogrammation d' un stimulateur cardiaque induite par le bisturi électrique. *Ann. Fr. Anesth. Reanim.*, 16: 204-6, 1987. [ [Links](#) ]
4. CUNANAN, R.G.; COURE, N.G.; LIPPES, J. - Complications of Laparoscopic Tubal Sterilization. *Obstet. Gynecol.* 55: 501-6, 1980. [ [Links](#) ]
5. CURTIS, L.E. - High Frequency currents in endoscopy: a review of principles and precautions. *Gastrointest.Endosc.*,20: 9-15, 1973. [ [Links](#) ]
6. DELHUMEAU, A.; RONCERAY, S.; MOREAU, X; COTTINEAU, C.; CARELLAT, M. -Arrêt définitif d' un stimulateur cardiaque après utilisation du bisturi électrique. *Ann. Fr. Anesth. Reanim.* 7: 162-4, 1988. [ [Links](#) ]
7. DYER, W.S.; QUIGLEY, E.M.; NOEL, S.E.; CAMACHO, K.E.; MANELA, F.; ZETTERMAN, R.K. - Major colonic hemorrhage following electrocoagulation ( hot ) biopsy of diminutive colonic polyps: relation to colonic location and low-dose aspirin therapy . *Gastrointest. Endosc.* 37: 361-4, 1991. [ [Links](#) ]
8. EDELMAN, D.S. & UNGER, S.W. - Bipolar vs. Monopolar Cautery scissors for laparoscopy cholecystectomy: A randomized prospective study. *Surg. Laparosc. Endosc.* 5(6): 459- 462, 1995. [ [Links](#) ]
9. FRUHMORGEN, P.- Therapeutic colonoscopy. In: HUNT, R. H. , WAYE, J. - *Colonoscopy* . London, Chapman and Hall, 1981, p.199-235. [ [Links](#) ]
10. GIOVANNI, M.; VASILENKO, P.; BELSKY, D. - Laparoscopic Tubal Sterelization, The Potential for Thermal Bowel Injury. *J. Reprod. Med.*, 35: 951-4, 1990. [ [Links](#) ]
11. GOGATE, S. & JOSHI, S. - Laparoscopic sterilization by bipolar cautery and division *Int. Surg.* 79: 169-171, 1994. [ [Links](#) ]
12. JENSEN, D.M. - G I endoscopic hemostasis and tumor treatment: experimental results and techniques. In: JENSEN, D.M.; BRUNETAUD, J.M. ed *Medical laser endoscopy. Dordrecht, Netherlands: Kluwer Academic*, 1990: 45-70. [ [Links](#) ]
13. JENSEN, D.M.; TAPIA, J.I.; MACHICADO, G.A.; BILIN, D.B. - Hydrothermal probe, hot biopsy forceps and YAG laser hemostasis in the canine colon [Abstract] *Gastrointest. Endosc.*, 29: 189, 1983. [ [Links](#) ]

14. JOHNSTON J.H.; JENSEN, D.M.; MAUTNER, W. - Comparison of endoscopic electrocoagulation and laser photocoagulation of bleeding canine gastric ulcers. *Gastroenterology*, 82: 904-910, 1982. [ [Links](#) ]
15. KIMMEY, M.B.; SILVERSTEIN, F.E.; SAUNDERS, D.R.; HAGGITT, S.C. - Endoscopic bipolar forceps: a potential treatment for the diminutive polyp. *Gastrointest. Endosc.*, 34: 38-41, 1988. [ [Links](#) ]
16. KROHEL, G.B.; STEWART, W.G.; CHAVIS, R.M. - Orbital disease: a practical approach. *New york: Grune & Stratton* 1981, p.115.
17. LEAHY, A.L.; BOUCHIER-HAYER, D.B.; HYLAND, J.M.; DELANEY, P.V.; O SULLIVAN, G.; KEANE, F.B. - Early experiences in laparoscopic cholecystectomy in five Irish hospitals. Irish Laparoscopic Group. *Ir. J. Med. Sci.*, 161: 410-413, 1992. [ [Links](#) ]
18. LEVINSON, D.J.; SCHWARTZ, S.F.; SALTZSTEIN, E.D. - Complication of Laparoscopic Tubal Cauterization - Small Bowel Perforation. *Obstet. Gynecol.* 41: 253-6, 1973. [ [Links](#) ]
19. LEVY, B.S.; SODERSTON, R.M.; DAIL, D.H. - Bowel Injuries during Laparoscopy, Gross Anatomy and Histology. *J. Reprod. Med.* 30:168-72 , 1985. [ [Links](#) ]
20. LITWIN, D. E. M.; GIROTTI, M. J.; POULIN, E. C.; MAMAZZA, J.; NAGY, A.G. - Laparoscopic cholecystectomy: trans-Canada experience with 2201 cases. *Can. J. Surg.*, 35: 291-296, 1992. [ [Links](#) ]
21. LOFFER, F.D. & PENT, D. - Indications, contraindication and complications of laparoscopy. *Obstet. Gynecol. Surv.*, 30: 407, 1975. [ [Links](#) ]
22. MOORE, J.P.; SILVIS, S.E.; VENNES, J.A. - Evaluation of bipolar electrocoagulation in canine stomachs. *Gastrointest. Endosc.*, 24: 148-151, 1978. [ [Links](#) ]
23. NELSON, A.M. - Delayed hemorrhage following "hot biopsy" of a diminutive colonic polyp [letter] *Gastrointest. Endosc.*, 36: 418, 1990. [ [Links](#) ]
24. NDUKA,C.C.; SUPER, P.A.; MONSON, J.R., DARZI, A.W. - Cause and prevention of electrosurgical injuries in laparoscopy. *J. Am. Coll. Surg.*, 179: 161-170, 1994. [ [Links](#) ]
25. ODELL, R.C. - Laparoscopy electrosurgery. In: Hunter J.G.; Sackier J.M., eds. *Minimally invasive surgery*. New York: McGraw -Hill, 1993, p.33-41. [ [Links](#) ]
26. PELUSO, F. & GOLODNER, F. - Follow-up of hot biopsy forceps treatment of diminutive colonic polyps. *Gastrointest. Endosc.* 37:604-6, 1991. [ [Links](#) ]

27. PETERSON, H.B.; ORY, H.W.; GREENSPAN, J.R.; TYLER, C.W.JR - Deaths associated with laparoscopic sterilization by unipolar electrocoagulating devices, 1978 e 1979. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 139: 141-143, 1981. [ [Links](#) ]
28. PROTELL, R.L.; GILBERT, D.A.; SILVERSTEIN, F.E.; JENSEN, D.M.; HULET, F.M.; AUTH, D.C. - Computer-assisted electrocoagulation - Bipolar vs. monopolar in the treatment of experimental canine gastric ulcer bleeding. *Gastroenterol.*, 80: 451-455, 1981. [ [Links](#) ]
29. QUIGLEY, E.M.; DONOVAN, J.P.; LINDER, J.; THOMPSON, J.S.; SRAUB, P.F.; PAUSTIAN, F.F. - Delayed, massive hemorrhage following electrocoagulation biopsy (hot biopsy) of a diminutive colonic polyp. *Gastrointest. Endosc.*, 35: 559-563, 1989. [ [Links](#) ]
30. RAMSAY, J.W.; SHEPARD, N.A.; BUTLER, M.; GOSLING, P.T.; MILLER, R.A.; WALLACE, D.M.; WHITFIELD, H.V. - A comparison of bipolar and monopolar diathermy probes in experimental animals. *Urol. Res.*, 13: 99-102, 1985. [ [Links](#) ]
31. REY, J. F. - Votre bistouri est-il bien réglé? La bonne utilisation des bistouris électriques en endoscopie digestive. *Ann. Chir.*, 47 (6): 513 - 522, 1993. [ [Links](#) ]
32. RIEDEL, H.H.; CORTS-KLEINWORT, G.; SEMM, K. - Various coagulation technique tested in a rabbit model. *Endoscopy*, 16: 47-52, 1984. [ [Links](#) ]
33. RIOUX, J.E. & COURTIER, D.A. - A new bipolar instrument for laparoscopy tubal sterilization. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 119: 737, 1974. [ [Links](#) ]
34. SALMON P.R. - Operative endoscopy. In: PITMAN, M.P.- *Fiber-optic endoscopy*. London, 1974: 155-182. [ [Links](#) ]
35. SAVIDES, T.J.; JACQUES, A.S.; DENNIS, M.J.; JUTHABA, R.; MACHICADO, G.A.; HIRABAYASHI, K. - Randomized controlled study of injury in the canine right colon from simultaneous biopsy and coagulation with different hot biopsy forceps. *Gastrointest. Endosc.*, 42 (6): 573-578, 1995. [ [Links](#) ]
36. SCHAEFER, M.D. - Falle von Diathermieschadigungen bei Benutzung der Diathermie en der operativen Technic *Scheiz. Med. Wochenschr.*, 8: 268-78, 1927. In: SHERMAN, D. D.; DORTZBACH, R.K. - Monopolar Electrocautery Dissection in Ophthalmic Plastic Surgery *Ophthal.Plast. Reconstr. Surg.*, 9(2): 143-147, 1993. [ [Links](#) ]
37. SCHELLHAMER, P.F. - Eletrosurgery, Principles, Hazards, Precautions. *Urology*, 3:261-8, 1974. [ [Links](#) ]
38. SHERMAN, D.D. & DORTZBACH, R.K. - Monopolar electrocautery dissection in ophthalmic plastic surgery. *Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.*, 9 (2): 143-147, 1993. [ [Links](#) ]
39. SONDERSTORM, R. M. - Electrical safety in laparoscopy. In: DOWNEY, C.A.; - *Endoscopy in Gynecology*. J.M. Phillips., 1978, p. 306-311. [ [Links](#) ]

40. THE SOUTHERN SURGEONS CLUB. - A prospective analysis of 1518 laparoscopic cholecystectomies. *N. Engl. J. Med.*, 324: 1073-1078, 1991. [ [Links](#) ]
41. TAN, H.L.; SEGAWA, O.; STEIN, J.E. - Laparoscopic bipolar strip-tease appendicectomy. *Surg. Endosc.*, 9 : 1301-1303, 1995. [ [Links](#) ]
42. TUCKER R. D. & HOLLENHORST, M. J. - Bipolar eletrosurgical devices. *Endosc. Surg. Allied. Technol.* 1: 110-113, 1993. [ [Links](#) ]
43. TUCKER, R.D.; KRAMOLOWSKY, E.V.; BEDELL, E.; PLATZ, C.E. - A comparison of urologic application of bipolar versus monopolar: five French eletrosurgical probes. *J. Urol.*, 141:662- 665, 1989. [ [Links](#) ]
44. TUCKER, R.D.; PLATZ, C.E.; SIEVERT, C.E.; VENNER, J.A.; SILVIS, S.E. - In vivo evaluation of monopolar versus bipolar electrosurgical polypectomy snares. *Am. J. Gastroenterol.*, 85: 1386-1390, 1990. [ [Links](#) ]
45. TUCKER, R. D. & VOYLES, C. R. - Laparoscopy Electrosurgery: Complication and prevention. *Surg Tec Int II*, 131-135, 1992. [ [Links](#) ]
46. TUCKER, R.D.; VOYLES, C.R.; SILVIS, S.E. - Capacitevely coupled stray currents during laparoscopic and endoscopic electrosurgical procedures. *Biomed. Instrum. Technol.*; 26(4): 303-311, 1992. [ [Links](#) ]
47. VOYLES, C. R. & TUCKER, R. D. - Education and engineering solutions for potential problems with laparoscopy monopolar electrosurgery. *Am. J. Surg.*, 163: 57-62, 1992. [ [Links](#) ]
48. WADAS, D.D. & SANOWSKI, R.A. - Complications of the hot biopsy forceps technique. *Gastrointest. Endosc.*, 34:32-7, 1988. [ [Links](#) ]
49. WADAS, D.D. & SANOWSKI, R.A. - Complications of the hot biopsy forceps technique. *Gastrointest Endosc.* 3:32-7, 1990. [ [Links](#) ]
50. WAGER J.W. & PHILIPS, L.C. - Reducing vruations in power output measurements of electrosurgical devices. *Med. Instr.*, 14: 264, 1980. [ [Links](#) ]
51. WAYE, J.D. - The post polypectomy postcoagulation syndrome. *Gastrointest. Endosc.*, 27: 184-187, 1981. [ [Links](#) ]
52. WHEELESS, C. R. - Gastrointestinal injuries associated with laparoscopy. In: DOWNEY, C.A.- *Endoscopy in Gynecology*. J.M. Phillips., 1978, p. 317-324. [ [Links](#) ]
53. WILLIAMS, C.D. - Diathermy-Biopsy: A technique for the endoscopic management of small polyps. *Endoscopy*, 5 :215-8, 1973. [ [Links](#) ]
54. WULC, A.E.; ADAMS, J.L.; DRYEN, R.M. - Cerebral spinal fluid leakage complication orbital exenteration. *Arch. Ophthalmol.* 107 : 827-30,1989. [ [Links](#) ]



55. ZOHAR, Y.; STRAUSS, M.; SADOV, R.; DJIALDETTI, M. - Ultrastructural study of peripheral nerve injury induced by monopolar and bipolar diathermy. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 105: 673- 677, 1996. [ [Links](#) ]

Endereço:

Manoel Roberto M. Trindade  
Rua Hilário Ribeiro 144 ap 601  
Bairro Moinhos de Vento  
CEP 90 510 040  
Porto Alegre - RS  
Brasil

<sup>1</sup> Trabalho realizado no Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)

<sup>2</sup> Professor adjunto do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)

<sup>3</sup> Médico formado pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)

<sup>4</sup> Acadêmico da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)