

Saavedra S, Jaime
Electricidad en endocirugía
Revista Colombiana de Obstetricia y Ginecología, vol. 51, núm. 2, 2000
Federación Colombiana de Asociaciones de Obstetricia y Ginecología
Bogotá, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=195218310006>

Electricidad en endocirugía

Jaime Saavedra S, MD*

Recibido: Diciembre 13/1999

Revisado: Enero 18/2000

Aceptado: Junio 9 /2000

RESUMEN

Aunque la electrocirugía ha estado con nosotros por muchas décadas, muy pocos cirujanos han tenido un entrenamiento formal sobre la naturaleza de la electricidad y las leyes físicas que gobiernan esta, afectando sus aplicaciones clínicas potenciales.

La creencia errónea de que las técnicas electroquirúrgicas incrementan el proceso de cicatrización o deterioran los procesos curativos, ha determinado que muchos los cirujanos adopten otras fuentes de energía más costosas.

En la medida que comprendamos más los principios electroquirúrgicos, acompañado esto del uso de modernas unidades electroquirúrgicas con mandos comprensibles, con un polo a tierra superior, e instrumental para cirugía endoscópica con cubiertas aislantes mejoradas, determinará que la electrocirugía sea usada en una forma más amplia y con mayor confianza.

PALABRAS CLAVES: Endocirugía, electricidad, corriente alterna, corte, coagulación, fulguración, monopolar, bipolar.

SUMMARY

Although electrosurgery has been with us for decades, few surgeons received formal training in the nature of electricity and how the physical laws governing electricity affected its potential clinical application.

The erroneous belief that electrosurgical techniques increase scar formation or impair healing processes led surgeons to adopt other, more expensive energy sources.

A more thorough understanding of electrosurgical principles, coupled with modern electric equipment, with modern electrosurgical equipment, with understandable readouts, superior methods of grounding, and finer instruments with improved shielding should lead to a wider and more informed use of electrosurgery.

KEY WORDS: Endosurgery, electricity, alternating current, cut, coagulation, fulguration, monopolar, bipolar.

Historia

La electricidad en sus diferentes modos de entrega, ha sido de gran importancia en el campo de la medicina. A Cushing y Bovie se les acredita la introducción de la electricidad a las salas de cirugía, sin embargo hay otros cuyo trabajo debe ser acreditado. En 1910, Clark² reportó el uso de corriente de alta frecuencia, y fue el primero que usó el término de *desecación*. Edwin Beer es otro de los investigadores en el reino de la electrocirugía, y advocó el uso de *fulguración* para la destrucción de tumores. Por los años de 1960, la mayoría de las salas de operaciones poseían las "máquinas Bovie" y la electricidad de radiofrecuencia llega a ser la modalidad de energía estándar para cirugía.

Los generadores electroquirúrgicos permanecieron sin cambio a partir del diseño de Bovie (generador de chispa para coagulación y el generador de tubo de vacío para fulguración) hasta que se introdujeron los generadores de estado sólido en 1970 por Valleylab.

En 1970 hubo un gran estímulo en el uso de la electrocirugía por la aceptación generalizada de la esterilización laparoscópica de las trompas de Fallopio por "electrocoagulación".

El estado para que las calamidades se presentaran fue establecido. Al inicio de los 1970, muy pocos programas de residencia o cursos de postgrado incluían la física de electricidad como parte integral del currículum, los cirujanos fueron relativamente ignorantes de los daños potenciales inherentes de la endoscopia electroquirúrgica.

A la mitad de los años de 1970 comenzaron a reportarse lesiones y muertes como consecuencia del uso de la energía eléctrica. La Sociedad Americana de Médicos Endoscópistas pronuncia en contra del uso de la corriente unipolar. Simultáneamente, aparece el láser en los quirófanos, rápidamente se diseminaron reportes no sustentados de superioridad del láser sobre la electricidad.

* Profesor titular Departamento de Ginecología y Obstetricia Universidad del Valle, Cali- Colombia. Jefe del servicio de medicina reproductiva Hospital Universitario de Valle.
Presidente Sociedad Colombiana de Endoscopia.
Director general Centro de Biomedicina Reproductiva-Fecundar Cali, Valle del Cauca.

Por los años de 1980 la electricidad como energía de aplicación en cirugía cayó en desgracia. El uso del láser fue hipertrofiado por los mismos medios que publicaron casos de mala práctica provenientes de complicaciones electroquirúrgicas. Los pacientes aparecieron en las oficinas de los ginecólogos demandando los poderes curativos del láser. Estableciéndose a lo largo del país "centros láser", los cuales exigían a cualquier cirujano que buscaba acreditarse como experto en uso del láser un profundo conocimiento de la física de éste, cosa que no sucedió para el uso de la corriente eléctrica.

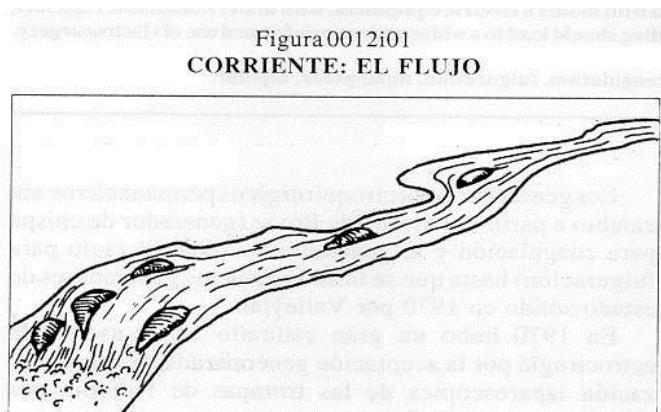
Electricidad básica

La electrocirugía es una ventaja útil en la laparoscopia para esterilización tubárica, tratamiento de implantes de endometriosis, remoción de anexos, excisión de embarazo ectópico, manejo de hemorragia, liberación de adherencias. Por lo tanto es importante que el laparoscopista practicante esté familiarizado con los principios físicos involucrados.

Terminología

Los términos y conceptos usados con más frecuencia son definidos y explicados haciendo apología con el sistema hidráulico, ya que los médicos usualmente están más familiarizados con la física de los fluidos que con la física de la electricidad 4

Corriente eléctrica chorro de electrones que fluyen a través del cuerpo conductor, así como un chorro de moléculas de agua fluyen por una manguera. Fig. 1.



Hay tres tipos básicos de corriente eléctrica.

1. **Corriente directa** (CD) (sinónimo de corriente galvánica). El intercambio de electrones es unidireccional y continuo entre dos polos de signos opuestos. Este tipo de energía es usado en medicina para otros propósitos diferentes a la electrocirugía (acupuntura, endoterapia)

2. **Corriente pulsada**: Una cantidad relativamente alta de corriente eléctrica es descargada en cortos períodos. Es usada para estimulación de nervios y músculo (ej. Electromiografía)

3. **Corriente alterna**: El recambio de electrones es bidireccional. La polaridad cambia rítmicamente en forma sinusoidal. No hay ganancia neta de electrones en uno

u otro polo del circuito eléctrico. Este es el tipo de corriente utilizada para electrocirugía.

En la electrocirugía moderna, la energía eléctrica convierte en los tejidos, en energía térmica.

Las tres propiedades de la electricidad que afectan aumento de temperatura son: Intensidad (I), voltaje (V) y resistencia (R).

Estas tres propiedades se relacionan según la ley de Ohm:

$$I = V/R$$

"La intensidad de una corriente (en amperios) en cualquier circuito eléctrico es igual a la diferencia en potencial (en voltios) a través del circuito, dividido por resistencia (en ohmios) del circuito". En otras palabras, una corriente eléctrica está directamente e inversamente relacionada a la resistencia.

La relación entre potencia, voltaje, y corriente puede ser establecida por la ecuación:

$$\text{Vatios} = V \times I$$

o potencia (Vatios) está directamente relacionada a voltaje (V) que pasa por un circuito y la corriente (I) que fluye en el circuito.

Combinando las dos relaciones, donde únicamente se conoce voltaje y corriente, podemos resolver potencia como sigue:

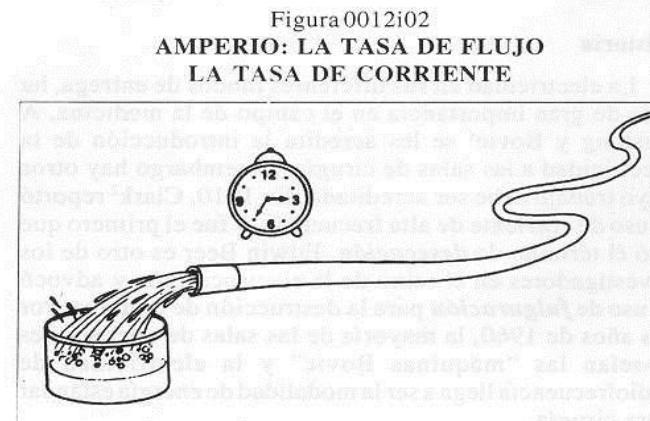
$$1) \text{ Vatios} = V \times I$$

$$2) \text{ Vatios} = V \times V/R$$

$$3) \text{ Vatios} = V^2/R$$

O la potencia está inversamente relacionada a la resistencia, directamente relacionada al cuadrado del voltaje.

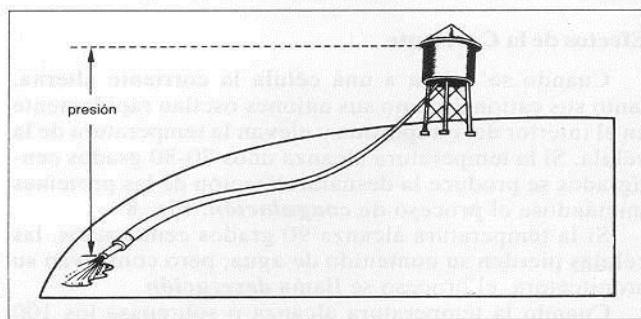
Amperio. Es una medida (I) del paso de electrones por un punto determinado del circuito en un período de tiempo como cuando medimos galones de agua que fluyen por una manguera por minutos Fig. 2



Voltios. El voltio es la unidad de fuerza electromotriz de los electrones que aplicada en forma constante a una resistencia de un ohmio producirá una corriente de 1 amperio. Como cuando agua fluye bajo muchas libras de presión por pulgada cuadrada (dependiendo de la altura de la columna de agua de la cual ésta proviene) se alcanza cierto nivel de presión. Fig. 3

Figura 0012i03

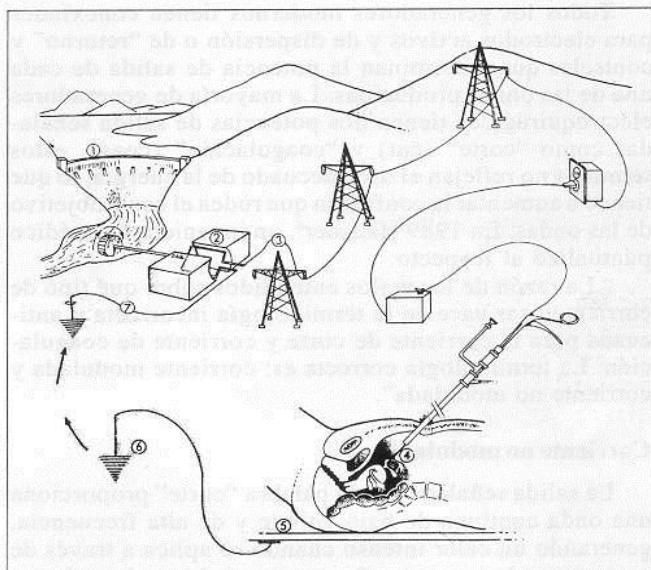
**VOLTIO: VOLT. LA FUERZA ELECTROMOTRIZ
LA "PRESION" DE LA CORRIENTE**



Ohmio. Es la resistencia eléctrica igual a la resistencia de un circuito en la cual una diferencia de potencial de 1 voltio produce una corriente de 1 amperio. Esto equivale a la resistencia de una rueda de agua. En electrocirugía, la resistencia es producida por el tejido. Fig. 4

Potencia (Vatios). Es la capacidad de realizar un trabajo por unidad de tiempo representada por la corriente de 1 amperio bajo la pérdida de presión de 1 voltio (Vatios = Voltios x Amperios)

Figura 0012i05
EL GRAN CIRCUITO DEL ELECTRÓN

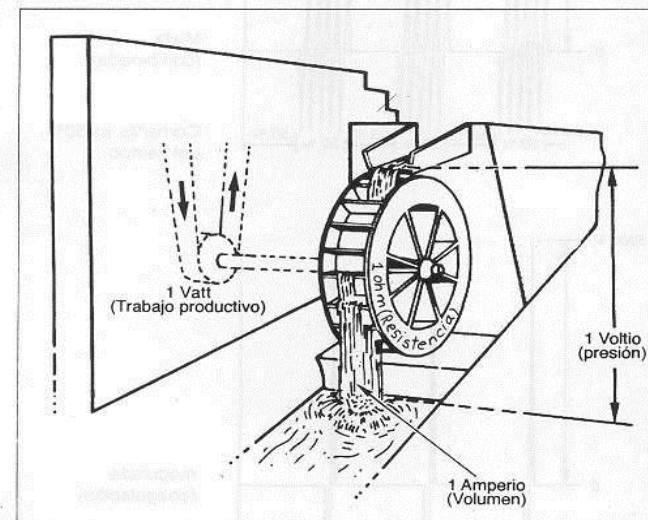


El concepto se puede asimilar al concepto de galones de agua por minuto y a la presión que ejerce esta agua aplicada para hacer girar una rueda para generar un trabajo. Desde el punto de vista práctico la electricidad genera energía, muchos de los generadores eléctricos son descritos en término de varios con voltaje y amperajes característicos los cuales varían considerablemente. El trabajo realizado en el tiempo se mide en joules (vatiros x tiempo). Fig. 4

Generadores y Circuitos

La energía cinética almacenada detrás de una represa Fig. es dirigida a una turbina que mueve un alambre a través de un campo magnético en un generador hidroeléctrico. Los electrones fluyen con energía con poca pérdida de esta, hasta que la resistencia de la trompa de Fallopio, disipa la energía de los electrones como calor. Los electrones continúan su viaje a través del cuerpo hasta llegar a una placa conectada a tierra, en esta los electrones se desplazan hasta ser restituidos en el extremo distal del alambre del generador.

Figura 0012i04
OHMIO Y VATIO
OHM: LA RESISTENCIA A EL FLUJO
WATT: EL TRABAJO REALIZADO

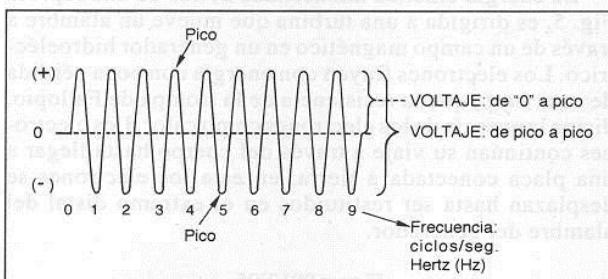


Los electrones no son absorbidos por el tejido, su energía lo es. Todos los electrones después de hacer su trabajo retornan a tierra. Estos electrones buscan el camino de menos resistencia así como lo hace el agua cuando baja de una colina 5.

La corriente alterna presenta una onda de forma sinusoidal que refleja la polaridad alterna de esta corriente, este detalle ayuda a comprender que la corriente en electrocirugía de radiofrecuencia no fluye en una sola dirección sino que mueve rápidamente en una dirección y en la contraria a través de los tejidos. Fig. 6

En nuestro medio la electricidad es suministrada con corriente alterna a 60 ciclos/segundo. La frecuencia de las ondas medidas en segundos se describe como hertz. Un hertz es una frecuencia de 1 ciclo /segundo. El voltaje se mide de cero a un máximo (voltaje pico) o de un máximo en una dirección a un máximo en otra (voltaje pico a pico). Los generadores modernos de electrocoagulación convierten la corriente casera de 60 hertz en corriente de alta frecuencia utilizando circuitos de estado sólido. Estos generan frecuencias entre 300.000 y 400.000 hertz sin una ventaja biológica sobre aquellas frecuencias aumentadas mas allá de 10.000 hertz.

Figura 0012i06
ANATOMIA DE LA CORRIENTE ALTERNA



Corrientes Clínicas

Todos los generadores modernos tienen conexiones para electrodos activos y de dispersión o de "retorno" y controles que determinan la potencia de salida de cada una de las ondas producidas. La mayoría de generadores electroquirúrgicos tienen dos potencias de salida señaladas como "corte" (cut) y "coagulación" (coag), estos términos no reflejan el uso adecuado de la energía, lo que tiende a aumentar la confusión que rodea el uso y objetivo de las ondas. En 1989 Hausner⁶, un ingeniero biomédico puntuó al respecto:

"La razón de los malos entendidos sobre qué tipo de corriente usar yace en la terminología incorrecta y anticuada para la corriente de corte y corriente de coagulación. La terminología correcta es: corriente modulada y corriente no modulada".

Corriente no modulada

La salida señalada con la palabra "corte" proporciona una onda continua de bajo voltaje y de alta frecuencia, generando un calor intenso cuando se aplica a través de un contacto de área pequeña como es el electrodo en forma de aguja.

El resultado de esta alta densidad de energía aplicada al tejido es transformar el agua de los tejidos en vapor y literalmente vaporiza las células. Fig. 7

Corriente modulada

La función denominada "coagulación" está diseñada exclusivamente para realizar fulguración. Produce una onda interrumpida, amortiguada de voltaje alto Fig. 7. En condiciones habituales se detecta corriente solo en un 10% del tiempo, lo que se denomina ciclo activo o de trabajo. Durante el período de no paso de corriente el calor generado por los picos de electricidad se disipa por conducción en el tejido produciendo coagulación o carbonización superficial que caracterizan la fulguración:

Corrientes Mixtas

La corriente fluye únicamente en 50% a 80% del tiempo, es útil para cortar grandes masas de tejido vascular como el músculo. Fig. 7. Una corriente no modulada de corte utiliza voltajes picos de 1200 voltios, una corriente mixta puede tener voltajes picos de 2000 voltios. Las corrientes para coagulación son moduladas con voltajes

pico de 5000 voltios. La coagulación más precisa se logra utilizando corriente de corte a voltajes de menos de 500 voltios.

Efectos de la Corriente

Cuando se aplica a una célula la corriente alterna, tanto sus cationes como sus aniones oscilan rápidamente en el interior del citoplasma y elevan la temperatura de la célula. Si la temperatura alcanza unos 70-80 grados centígrados se produce la desnaturalización de las proteínas iniciándose el proceso de **coagulación**. Fig. 8

Si la temperatura alcanza 90 grados centígrados, las células pierden su contenido de agua, pero conservan su arquitectura, proceso se llama **desección**.

Cuando la temperatura alcanza o sobrepasa los 100 grados centígrados se produce la **vaporización** explosiva de la célula. Finalmente si la temperatura alcanza los 200 grados se produce el proceso de **carbonización**. Fig. 8

Figura 0012i07
CORRIENTES CLINICAS

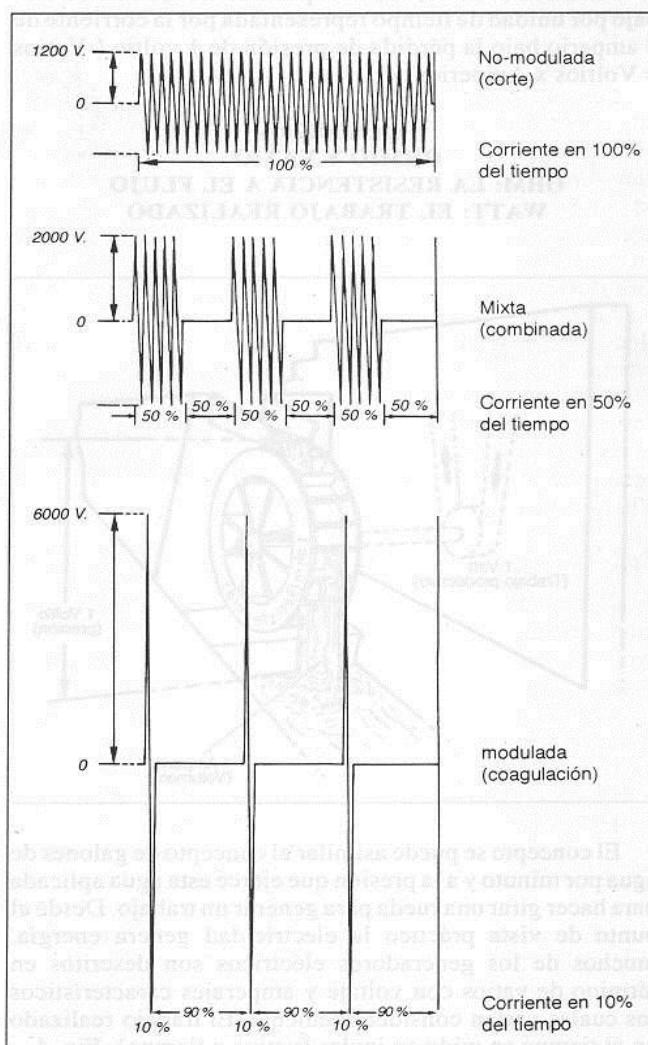
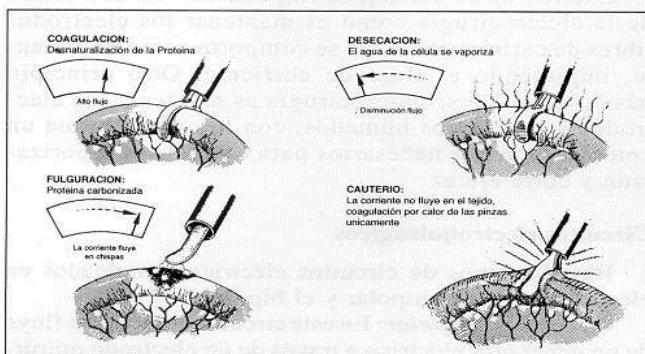


Figura 0012i08
COAGULACION, DESECACION, FULGURACION,
CAUTERIO



Efectos Tisulares de la Electrocirugía

La electrocirugía se puede utilizar para vaporizar o coagular tejidos. Si la vaporización se extiende en forma lineal se produce el fenómeno de corte. Los efectos tisulares dependen de diversos factores como potencia, resistencia tisular, tipo de onda, forma y tamaño del electrodo su proximidad a los tejidos.

Corte. La vaporización del tejido se logra mediante una corriente continua no modulada, unipolar y de bajo voltaje, empleando un electrodo puntiforme que se mantiene en la proximidad de los tejidos sin entrar en contacto con ellos Fig. 9. El generador se activa, permitiendo que la energía se condense en la punta. La corriente produce un arco sobre el tejido, elevando rápidamente la temperatura intracelular local, hasta producir la vaporización.

La profundidad real de la lesión cuando se utiliza electrodos para cortar depende de la forma y tamaño de estos, forma de la onda, voltaje máximo, velocidad de desplazamiento del electrodo y habilidad del cirujano. Se describe que la profundidad de la lesión térmica en corte es igual a inferior a 100 micras⁷ estudios sobre lesiones peritoneales sugieren que el límite se sitúa en menos de 200 micras⁸ para corte puro y 300⁸ micras para mixtas.

Coagulación y Desecación

El término de coagulación describe varios procesos interrelacionados en los que la célula se deshidrata y las proteínas son desnaturalizadas sin ser destruidas por la energía térmica.

Cuando el electrodo se pone en contacto con el tejido la energía se convierte en calor Fig. 9.

Los electrodos para producir coagulación son relativamente grandes, lo que reduce la densidad de potencia, impidiendo que la elevación de la temperatura intracelular alcance los 100 °C, haciendo que el agua intracelular se evapore produciendo desecación, coagulación o ambas cosas.

Se denomina desecación al proceso mediante el cual la temperatura alcanza 90 grados centígrados, lo que produce deshidratación celular sin desnaturalización proteica. Dado en que la práctica resulta difícil distinguir clínicamente entre estos dos procesos, nos referiremos a ambos empleando el término de coagulación.

Para realizar la coagulación tisular se puede emplear cualquier tipo de onda, las corrientes de corte y mixtas son preferibles al denominado modo de "coagulación". Esto tiene varias explicaciones. En primer lugar, la naturaleza discontinua de la corriente de "coagulación" o fulguración puede originar la formación de una cantidad desigual de enlaces proteicos, impidiendo la oclusión de un vaso sanguíneo. Además, esta corriente puede coagular rápidamente las capas superficiales de los tejidos, aumentando la resistencia e impidiendo con ello la transmisión de la corriente a las capas más profundas.

El efecto de fulguración que tiene lugar en la proximidad del electrodo provoca un calentamiento rápido y una adherencia del tejido, lo que facilita el desprendimiento de la escara al retirar el electrodo, lo que con frecuencia provoca recurrencia de hemorragia.

Debido a las consideraciones anteriores, la coagulación debe realizarse con un electrodo de superficie relativamente grande empleando las ondas denominadas de "corte" o "mixta" 8

Fulguración

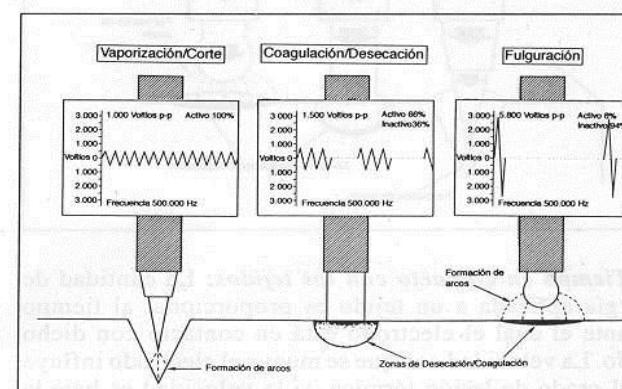
La fulguración, se denomina también coagulación diseminada o en "spray", en este proceso el tejido superficialmente carbonizado por arcos electroquirúrgicos repetidos y de alto voltaje, que elevan rápidamente la temperatura hasta alcanzar o superar los 200 °C. Para lograr esto, el electrodo debe encontrarse a unos milímetros por encima del tejido, para que la descarga atraviese dicha solución de continuidad Fig. 9. La naturaleza rápida y superficial de este tipo de coagulación aumenta la resistencia tisular, impidiendo que la corriente siga calentando las capas tisulares más profundas.

Este tipo de coagulación se prefiere para detener sangrado debido a sección de capilares o pequeñas arteriales o superficies amplias.

Factores que afectan los efectos de la electrocirugía en los tejidos

Voltaje: La lesión térmica colateral se aumenta a medida que aumentamos el voltaje. La aplicación de este

Figura 0012i09
EFFECTOS TISULARES DE LA CORRIENTE ELECTRICA



fenómeno consiste en que a mayor energía se calienta desproporcionadamente el tejido adyacente al electrodo, provocando una coagulación superficial prematura, con aumento de la resistencia tisular, produciendo una carbonización profunda.

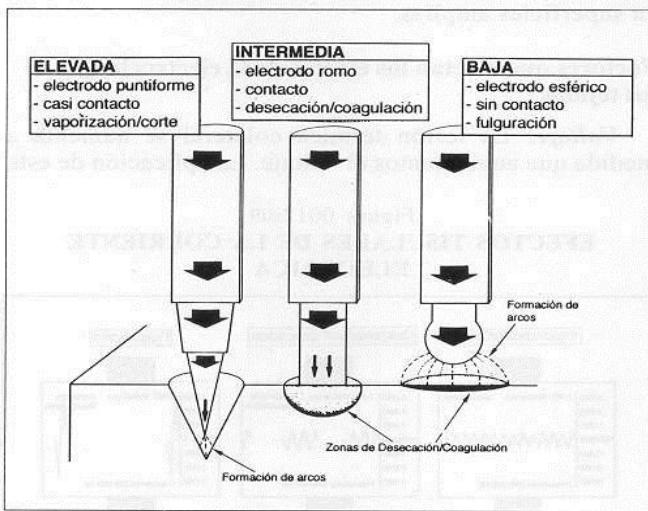
Densidad de potencia: A una misma potencia o vatiaje, la densidad de potencia, viene determinada en gran medida por la forma del electrodo, su relación con el tejido; así tenemos que la aplicación de la corriente a un electrodo en forma de aguja concentra la corriente de forma que el punto de impacto sea muy estrecho, elevando la densidad de potencia lo que produce vaporización y corte del tejido.

Cuando se utiliza un electrodo mayor en contacto con los tejidos con una misma potencia, la densidad de potencia se reduce, impidiendo la rápida elevación de temperatura celular. En lugar de ello la temperatura se aumenta despacio produciéndose la coagulación.

La utilización de electrodo en forma esférica, produce una densidad de potencia bastante baja facilitando el efecto de dispersión, permitiendo la fulguración del tejido Fig. 10

Proximidad tisular del electrodo: La relación entre el electrodo activo y tejido, es muy importante en electrocirugía, así tenemos que en corte que es una forma de vaporización el electrodo está casi en contacto con el tejido. En la coagulación el electrodo está en pleno contacto con el tejido, produciendo un mayor daño térmico en los tejidos adyacentes. La fulguración representa una actividad electroquirúrgica sin contacto, que requiere un mayor voltaje y corriente modulada, de tal manera que la corriente se disperse por los tejidos. Fig. 10

Figura 0012i10
DENSIDAD DE CORRIENTE



Tiempo en contacto con los tejidos: La cantidad de energía aplicada a un tejido es proporcional al tiempo durante el cual el electrodo está en contacto con dicho tejido. La velocidad con que se mueva el electrodo influye en el grado de lesión térmica, si la velocidad es baja la

lesión térmica colateral es mayor, si es muy rápido se produce coagulación superficial.

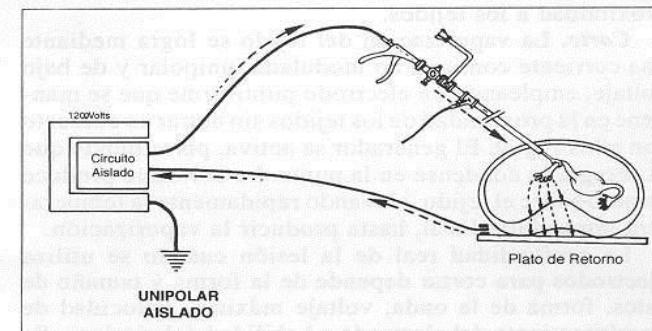
Existen otros conceptos importantes en uso eficaz de electrocirugía como es mantener los electrodos libres de carbón pues este se comporta como un aislante, impidiendo el flujo de corriente. Otro principio básico de la electromicrocirugía es mantener los electrodos y los tejidos húmedos, con lo que forma un entorno de vapor necesarios para lograr una vaporización y corte eficaz.

Circuitos electroquirúrgicos

Hay dos tipos de circuitos eléctricos empleados en electrocirugía: El unipolar y el bipolar.

Círculo monopolar: En este circuito la corriente fluye de un generador eléctrico a través de un electrodo quirúrgico pasando por el cuerpo del paciente a un electrodo de dispersión o "tierra" retornado finalmente al generador inicial Fig. 11. Este circuito requiere de un generador de 1200 voltios.

Figura 0012i11
SISTEMA UNIPOLAR



La electrocirugía unipolar fue introducida por primera vez la laparoscopia como método de esterilización.⁹

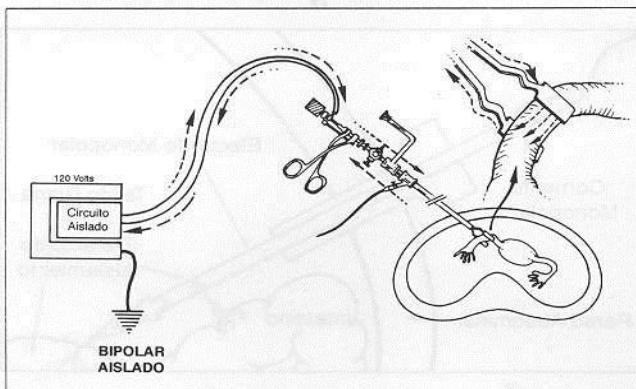
De cualquier modo, el método cayó en desgracia por el alto riesgo de perforación o quemadura por el uso de corriente a alta frecuencia. No obstante ha habido duda sobre esta teoría para explicar estas complicaciones. Hay evidencia histológica que demuestran que la mayoría de las perforaciones intestinales que se pensaba eran el resultado de quemaduras por corriente eléctrica fueron realmente complicaciones del uso del trocar. Sin embargo, las lesiones térmicas pueden ocurrir por el uso de electrocirugía unipolar como explicaremos más adelante.

Círculo bipolar

En la electrocirugía bipolar el circuito se continúa el mismo y no usa el paciente como tierra. La corriente eléctrica fluye a través de los dos electrodos constituidos por las paletas de las pinzas usadas en laparoscopia, de tal forma que la corriente va a través del tejido intervenido, y no a través del cuerpo del paciente. Fig. 12

Los instrumentos bipolares pueden coagular y desecar, pero en contraste con la corriente monopolar, no puede

Figura 0012i12
SISTEMA BIPOLAR



producir corte, debido a que el poder de densidad no es lo suficientemente alto para producir vaporización del tejido. Los instrumentos bipolares son hechos para agarrar y coagular vasos o trompas de Fallopio, especialmente cuando tiene grandes palas bipolares.¹¹ Las pinzas bipolares se pueden utilizar para fulgurar superficies, con una penetración superficial del tejido. Esta técnica es útil para ablacionar implantes endometrioscópicos o para realizar hemostasia en lechos sanguíneos.

Con las pinzas bipolares se puede realizar hemostasia tanto con corriente no modulada como modulada, lo más frecuente es utilizar corriente no modulada (corte). Cuando se utiliza el modo de coagulación, este produce un pico de voltaje muy alto, causando desecación de la superficie impidiendo la transmisión de la corriente a capas más profundas como el endosalpinx por el aumento de resistencia antes causada.

La corriente de corte o no modulada produce un calentamiento más lento pero profundo en el tejido. Por tanto una trompa de Fallopiano se puede coagular completamente a menos que se use corriente de corte o no modulada¹²

Complicaciones de la Electrocirugía

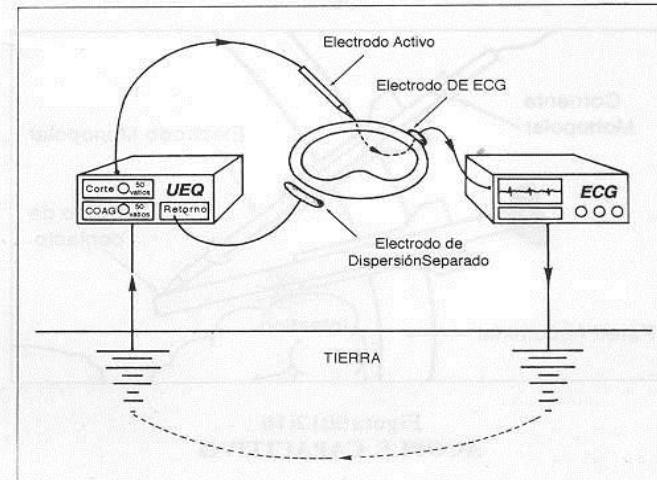
Las complicaciones de la electrocirugía son secundarias a lesión térmica y se pueden dividir en tres tipos fundamentales.

1. Lesiones térmicas accidentales

Esta complicación se produce al dejar un electrodo en la cavidad abdominal y activarlo accidentalmente.¹³⁻¹⁴, o cuando el electrodo por extensión de la zona de vaporización o coagulación afecta otras estructuras vitales como vasos, vejiga, uréter o intestino. En cirugía laparoscópica el uso de corriente bipolar minimiza aunque no elimina las lesiones térmicas al tejido adyacente¹⁴⁻¹⁵

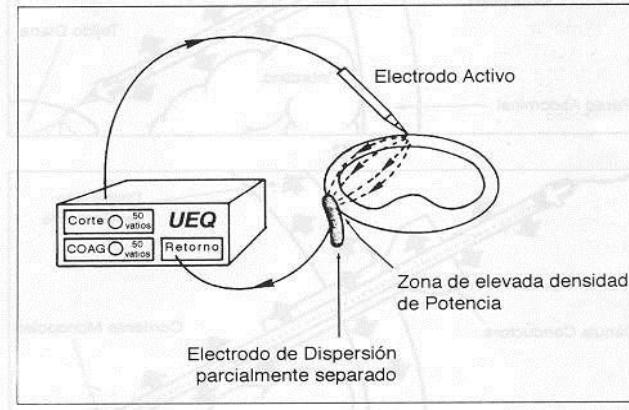
Otra complicación accidental se presenta cuando se produce una derivación de la corriente y esto es debido a que la corriente eléctrica encuentra una salida directa del paciente a través de tomas de tierra distintas del electrodo de dispersión, por ejemplo un electrodo del ECG Fig. 13, o cuando el electrodo de dispersión se separa, se incrementa

Figura 0012i13
DERIVACION DE CORRIENTE



la densidad de potencia produciéndose una quemadura en el sitio parcialmente separado Fig. 14.

Figura 0012i14
QUEMADURA POR ELECTRODO DE DISPERSION



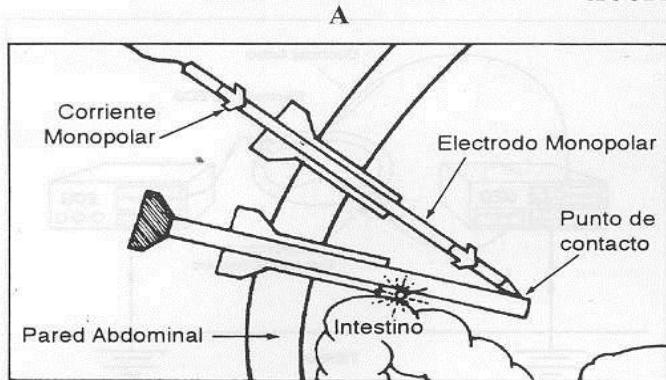
2. Acople directo

El acople directo se puede producir por el contacto del electrodo con algún conductor, por ejemplo el tubo de laparoscopio. Fig. 15 A, o cuando la ruptura del material aislante que rodea a electrodo electroquirúrgico permite derivación de corriente al tejido adyacente Fig. 15 B. En los procedimientos laparoscópicos el intestino es el órgano más lesionado cuando sucede¹⁰ anterior.

3. Acople capacativo

Cualquier electrodo unipolar laparoscópico activado que pase a través de una cánula metálica establece un campo eléctrico alrededor del instrumento (**Acople capacativo**). Este campo no es peligroso si el circuito se completa a través de una vía de dispersión como es la pared abdominal Fig. 16 A y B

Figura 0012i15
ACOPLE DIRECTO



B

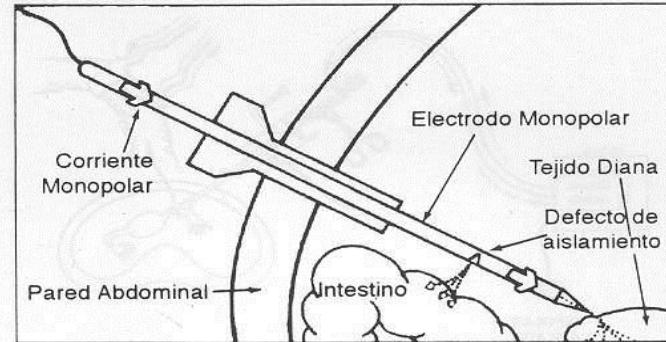
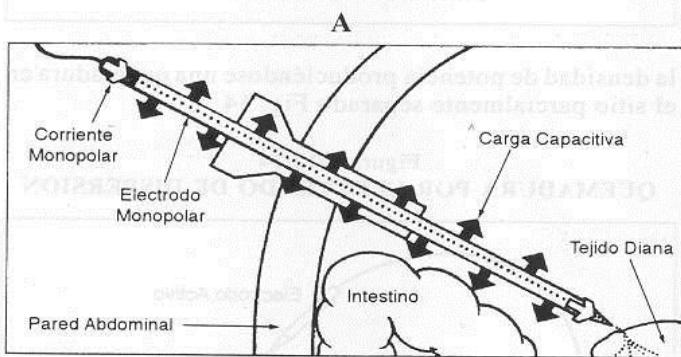
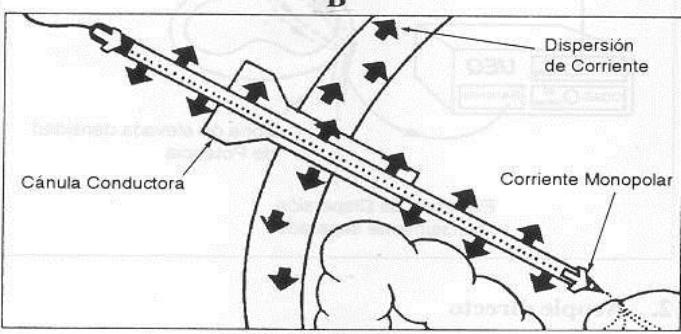


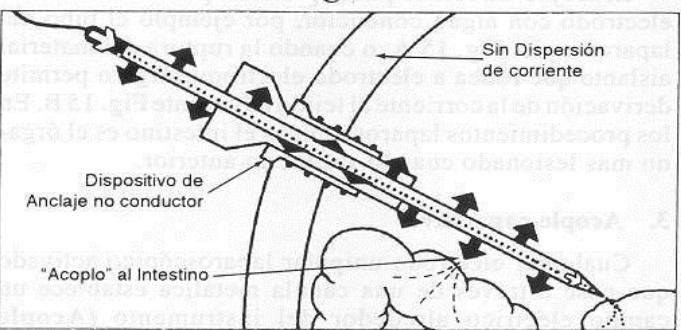
Figura 0012i16
ACOPLE CAPACITIVO



B



C



Si la cánula metálica está anclada a la pared abdominal mediante un mango de retención de plástico no conductor, la corriente no puede regresar a la pared abdominal, entonces

esta "busca" otra vía. Por tanto el intestino, que resulta ser un conductor más cercano, se convierte en el objetivo de una descarga de densidad de potencia elevada Fig. 16 C

Este problema también se presenta cuando el laparoscopio quirúrgico se introduce a través de una cánula de plástico. El acople capacitivo se evita utilizando sistemas de cánulas de material exclusivamente de plástico o de metal. Siempre que se utilice laparoscopio quirúrgicos, todos los sistemas de cánulas deben ser metálicos a menos que no exista la intención de realizar procedimientos electro quirúrgicos unipolares a través de un tubo quirúrgico.

Consideraciones sobre seguridad en electrocirugía

La electrocirugía es segura siempre que sus principios se comprendan y se pongan en práctica, se disponga de generadores electroquirúrgicos modernos y exista un adecuado entrenamiento del personal médico y auxiliar. Para mantener estos niveles de seguridad es necesario observar varios principios. Las máquinas electroquirúrgicas deben disponer de circuitos aislados y monitorizar el electrodo de retorno.

El instrumental electroquirúrgico debe estar en buen estado y el aislamiento intacto.

El riesgo de acople capacitivo se minimiza si se evita realizar electrocirugía unipolar a través del tubo del laparoscopio.

Es esencial fijar adecuadamente el electrodo de dispersión en una posición correcta, a la menor distancia posible del campo quirúrgico, sin que medien tomas de tierra potenciales, como los electrodos del ECG.

Para evitar lesiones accidentales de estructuras intraperitoneales o extraperitoneales por activación accidental del electrodo activo, el instrumental que no se utiliza debe colocarse en receptores de plásticos o desconectarse del generador electroquirúrgico.

El uso del instrumental electroquirúrgico en la cavidad peritoneal debe ser prudente. La zona de lesión térmica significativa suele sobrepasar los límites de la lesión visible, es por ello que se debe tener en cuenta al operar en inmediaciones de estructuras vitales como intestino, vejiga uréteres etc., además es importante aplicar la mínima cantidad de energía térmica necesaria para lograr nuestro objetivo.

BIBLIOGRAFIA

1. Cushing H, Bovie W: Electrosurgery as an aid to the removal of intracranial tumors. *Surg Gynecol Obstet* 1928; 47: 751-784.
2. Clark W: Oscillatory dessication in the treatment of accessible malignant growths and minor surgical conditions. *J Adv Thr* 1911; 29: 169-174.
3. Kelly HA, Ward G: Electrosurgery. WB Saunders, Philadelphia. 1931.
4. Stephen M C: Operative Laparoscopy and Hysteroscopy. *Electrosurgery* 1996; 37-86.
5. Hulka J F, Rich H: Texbook of Laparoscopy. Power: Electricity and Laser. 1994; 24-50.
6. Hausner K: Electrosurgery-macro vs micro. In *Laser vs Electrosurgery: Practical Considerations for Gynecology*. Addisson. IL, Elmed Inc., 1989; 7-9.
7. Oringer MJ, Kelly WJ, Harrison JD: Laboratory experimental evaluation of efficacy of clinical electrosurgical techniques in electrosurgery in density, Philadelphia. 1975, W.B Saunders.
8. Filmar S, Jetha N, McComb P, Gomel V: A comparative histologic study on the healing process after tissue transection: 1. Carbon dioxide laser and electrosurgery. *Am J Obstet Gynecol* 1989; 160: 1062-1067.
9. Boesh PF. Laparoscopie. *Schweiz Zkrankenh*. 1936; 6: 62-67
10. Levy BS, Soderstrom RM, Dail DH. Bowel injuries during laparoscopy gross anatomy and histology. *J Reprod Med*. 1985; 30: 168-170.
11. Reich H, Vancaille TH, Soderstrom RM. Electrical techniques. In *Manual of Laparoscopy*. DC, Holtz GL, Levinson CL, Soderstrom RM, eds. Manual Endoscopy. Santa Fe Springs: American Association of Gynecologic Laparoscopists, 1990; 105-112.
12. Soderstrom RN, Levy BS, Engel T. Reducing bipolar sterilization failures. *Obstet Gynecol*. 1989; 74: 60-64.
13. Gomel V, James C: Intraoperative management of urethral injury during operative laparoscopy. *Fertil Steril* 1991; 55: 416-419
14. Grainger RA, Soderstrom RM, Schiff SF, et al: Urethral injuries during laparoscopy: insights into diagnosis, management and prevention. *Obstet Gynecol* 1990; 75: 839-843.
15. Corson SL. Electrical considerations of laparoscopic sterilization. *Reprod Med* 1973; 11: 159-164.