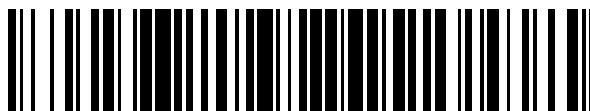


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 686 530**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61N 1/44 (2006.01)

A61M 31/00 (2006.01)

A61M 37/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.11.2011 PCT/US2011/059025**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.05.2012 WO12061535**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.11.2011 E 11838769 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.06.2018 EP 2635226**

54 Título: **Sistema de corte electroquirúrgico con gas conductor para mejorar escaras, sellar vasos y tejidos**

30 Prioridad:

24.10.2011 US 201161550905 P
02.11.2010 US 409138 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.10.2018

73 Titular/es:

U.S. PATENT INNOVATIONS, LLC (100.0%)
919 N. Market St., 11th Fl.
Wilmington, DE 19801, US

72 Inventor/es:

CANADY, JEROME;
VIEIRA, EDSON;
VIEIRA, NICHOLAS y
WILEY, KIMBERLY

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 686 530 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de corte electroquirúrgico con gas conductor para mejorar escaras, sellar vasos y tejidos

5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

La presente solicitud está relacionada con la solicitud de patente provisional de Estados Unidos, N.º de serie 61/409.138 presentada por los presentes inventores el 2 de noviembre de 2010 y con la solicitud de patente provisional de Estados Unidos, N.º de serie 61/550.905 presentado por los presentes inventores el 24 de octubre de 2011.

Declaración respecto a la investigación o al desarrollo federalmente patrocinado

Ninguna

Antecedentes de la invención

Campo de la divulgación

La presente divulgación se refiere a sistemas y a métodos electroquirúrgicos, y más particularmente, a sistemas y a métodos electroquirúrgicos que usan plasma de argón durante los modos de operación de corte.

Breve descripción de la técnica relacionada

Los medios convencionales para controlar la pérdida de sangre traumática y quirúrgica son los generadores electroquirúrgicos y los láseres que dirigen respectivamente las corrientes eléctricas de alta frecuencia o la energía de la luz para localizar el calor en los vasos sangrantes para coagular la sangre y las paredes de los vasos. La hemostasia y la destrucción del tejido son de importancia crítica cuando se extrae tejido anormal durante la cirugía y la endoscopia terapéutica. Para la electrocirugía monopolar, la energía eléctrica se origina a partir de un generador electroquirúrgico y se aplica al tejido diana a través de un electrodo activo que normalmente tiene un área superficial de sección transversal pequeña para concentrar la energía eléctrica en el sitio quirúrgico. Un electrodo de retorno inactivo o una placa de paciente que es grande en relación con el electrodo activo entra en contacto con el paciente en un lugar alejado del sitio quirúrgico para completar el circuito eléctrico a través del tejido. Para la electrocirugía bipolar, se usan un par de electrodos activos y la energía eléctrica fluye directamente a través del tejido entre los dos electrodos activos.

La patente de Estados Unidos N.º 4.429.694 de McGreevy divulga una variedad de diferentes efectos electroquirúrgicos que pueden lograrse dependiendo principalmente de las características de la energía eléctrica aportada por el generador electroquirúrgico. Los efectos electroquirúrgicos incluyen un efecto de corte puro, un efecto combinado de corte y hemostasia, un efecto de fulguración y un efecto de desecación. La fulguración y la desecación a veces se conocen colectivamente como coagulación.

Un procedimiento de desecación convencional, mostrado en la figura 1B, normalmente se realiza manteniendo el electrodo activo en contacto con el tejido. La corriente de radiofrecuencia (RF) pasa desde el electrodo directamente al tejido para producir el calentamiento del tejido mediante calentamiento por resistencia eléctrica. El efecto de calentamiento destruye las células de los tejidos y produce un área de necrosis que se extiende radialmente desde el punto de contacto entre el electrodo y el tejido. La necrosis generalmente es profunda.

Un procedimiento de fulguración convencional, mostrado en la figura 1A, puede obtenerse variando la tensión y la potencia aplicadas por el generador electroquirúrgico. Los procedimientos de fulguración convencionales se realizaban normalmente usando una forma de onda con una tensión de cresta alta pero un ciclo de trabajo bajo. Si el electrodo activo se acercaba pero no tocaba el tejido y la tensión de cresta era suficiente para producir un arco de RF, la fulguración se produciría en el punto en el que el arco entraba en contacto con el tejido. Debido al bajo ciclo de trabajo, la potencia por unidad de tiempo aplicada al tejido era lo suficientemente baja para que los efectos de corte se redujeran al mínimo.

Un procedimiento de corte convencional, mostrado en la figura 1C, puede obtenerse aportando suficiente potencia por unidad de tiempo al tejido para vaporizar la humedad celular. Si la potencia aplicada es suficientemente alta, se genera una cantidad de vapor suficiente para formar una capa de vapor entre el electrodo activo y el tejido. Cuando se forma la capa de vapor, se forma un plasma que consiste en moléculas de aire y de agua altamente ionizadas entre el electrodo y el tejido. Después se desarrolla un arco de RF en el plasma. En el lugar en el que el arco entra en contacto con el tejido, la densidad de potencia se vuelve extremadamente alta y altera instantáneamente la arquitectura del tejido. De este modo, se produce nuevo vapor para mantener la capa de vapor. Si la densidad de potencia es suficiente, se destruyen suficientes células para provocar que se produzca una acción de corte. Una forma de onda de tensión repetitiva, como una senoide, aporta una sucesión continua de arcos y produce un corte con muy poca necrosis y poca hemostasia.

También era posible crear una combinación combinada de efectos variando la forma de onda eléctrica aplicada al tejido. Específicamente, podría producirse una combinación de corte y desecación convencionales interrumpiendo periódicamente la tensión sinusoidal continua usada normalmente para realizar un procedimiento de corte convencional. Si la interrupción era suficiente, las partículas ionizadas en el plasma entre el electrodo y el tejido colapsarían, haciendo que el electrodo entre en contacto momentáneamente con el tejido. Ese contacto desecaría el tejido, sellando así los vasos sanguíneos en las proximidades del electrodo.

Los generadores electroquirúrgicos convencionales normalmente tienen modos de operación de "corte" o de corte y "coagulación" o de coagulación. Como se ha indicado previamente, el modo de corte normalmente tendrá una forma de onda de tensión baja con un ciclo de trabajo alto, por ejemplo del 100 %. El modo de coagulación de un generador electroquirúrgico normalmente crea una forma de onda con gran amplitud pero "picos" de corta duración para lograr la hemostasia (coagulación). Por ejemplo, en modo coagulación, un generador electroquirúrgico puede usar una forma de onda de tensión alta a un ciclo de trabajo del 6 %. El tejido circundante se calienta cuando la forma de onda forma un pico y luego se enfría (entre picos), produciendo la coagulación de las células. La fulguración se logra en el modo de coagulación del generador electroquirúrgico, con la punta del "electrodo activo" quirúrgico mantenida por encima (pero no en contacto) con el tejido. La desecación electroquirúrgica se logra en los modos de corte o de coagulación del generador. La diferencia entre la desecación y la fulguración es que la punta del "electrodo activo" debe estar en contacto con el tejido como en la figura 1B para lograr la desecación. Normalmente, el modo más deseado para lograr la desecación del tejido a través del contacto directo con el tejido es el modo de corte. Pueden lograrse diferentes grados de hemostasia (coagulación) utilizando grados variables de formas de onda "mezcladas", por ejemplo, 50 % encendido/50 % apagado, 40 % encendido/60 % apagado o 25 % encendido/75 % apagado.

Otro método de electrocirugía monopolar mediante tecnología de plasma de argón se describió mediante la patente de Estados Unidos #4.040.426 de Morrison en 1977 y mediante la patente de Estados Unidos N.º 4.781.175 de McGreevy. Este método, conocido como coagulación con plasma de argón (APC, por sus siglas en inglés, argon plasma coagulation) o coagulación con haz de argón es un método de electrocoagulación por termoablación no monopolar sin contacto que se ha utilizado ampliamente en cirugía durante los últimos veinte años. En general, la APC implica suministrar un gas ionizable tal como argón más allá del electrodo activo al tejido diana y conducir energía eléctrica al tejido diana en vías ionizadas como corriente difusa no arqueada. Canady describió en la patente de Estados Unidos N.º 5.207.675 el desarrollo de la APC a través de un catéter flexible que permitía el uso de la APC en la endoscopia. Estos nuevos métodos permitieron al cirujano, al endoscopista, combinar el electrocauterio monopolar convencional con un gas de plasma para la coagulación del tejido.

Se ha demostrado que la APC es efectiva en la coagulación de vasos sanguíneos y de tejidos humanos durante la cirugía. La APC funciona sin contacto. La corriente eléctrica se inicia solo cuando la punta de la pieza de mano o el catéter se encuentra dentro de un centímetro del tejido diana y produce una escara homogénea de 1 mm a 2 mm bien delineada. La escara creada por APC se caracteriza además por una disminución de la ausencia de quemado y carbonización en comparación con la escara resultante de la fulguración electroquirúrgica convencional. La escara permanece firmemente adherida al tejido, en contraste con otras modalidades de coagulación en las que hay una capa quemada superpuesta de sangre coagulada. Con la APC hay una necrosis tisular mínima.

En las patentes de Estados Unidos N.ºs 5.217.457 y 5.088.997 de Delahuerza et al. se divulga un dispositivo para realizar el procedimiento denominado "corte envuelto en argón". El dispositivo era un lápiz electroquirúrgico que tenía un electrodo expuesto con un extremo distal que definía una punta para cortar tejido biológico y una pieza de nariz montada alrededor del electrodo para definir una vía para una corriente de gas inerte que envolvía el electrodo en o cerca de su punta. Cuando estaba en modo de coagulación, se dirigía una corriente convergente de gas inerte directamente sobre la punta del electrodo. En el modo de coagulación, la tensión era suficiente para iniciar una descarga eléctrica en el gas inerte. En el modo de corte, la corriente de gas ionizado se dirigía para incidir oblicuamente sobre el electrodo en un punto adyacente pero alejado de la punta del electrodo. En el modo de corte, la tensión del circuito abierto generalmente no era lo suficientemente alta como para plasmatizar continuamente el gas inerte e iniciar y mantener una descarga eléctrica. En consecuencia, en el modo de corte, la función del gas inerte es proporcionar una envoltura alrededor del electrodo en lugar de iniciar una descarga eléctrica.

Existe una gran cantidad de bibliografía que divulga y analiza diversos generadores electroquirúrgicos disponibles comercialmente y las formas de onda de tensión producidas por esos generadores. Por ejemplo, A. Erwine, "ESU-2000 Series Product Overview A Paradigm Shift in Electrosurgery Testing Technology and Capability Is Here", BC Group International, Inc. (2007)) describe los generadores electroquirúrgicos de ERBE Elektromedizin GmbH y ConMed Corporation, entre otros. El documento WO-A-95/26686 divulga la técnica anterior más relevante.

60 Sumario de la invención

La invención se define en la reivindicación 1.

En una realización preferida, la presente divulgación es un método electroquirúrgico para cortar y coagular tejido simultáneamente con un dispositivo electroquirúrgico que tiene un electrodo y un canal en el que dicho canal tiene un puerto cerca de un extremo proximal de dicho electrodo para dirigir un gas sobre dicho extremo proximal de dicho

electrodo. El método comprende las etapas de hacer que un gas fluya a través de dicho canal y salga de dicho puerto, aplicando energía de alta frecuencia a dicho electrodo mientras dicho gas fluye a través de dicho canal, en el que dicha energía de alta frecuencia aplicada a dicho electrodo plasmaliza continuamente el gas que sale de dicho puerto, iniciando una descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas continuamente plasmalizado a dicho tejido, cortando tejido con dicho electrodo, manteniendo dicha descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas plasmalizado mientras se corta el tejido con dicho electrodo para provocar la coagulación del tejido adyacente a dicho extremo proximal de dicho electrodo simultáneamente con dicho corte. El gas puede comprender un gas inerte tal como argón. La etapa de aplicar energía de alta frecuencia a dicho electrodo comprende aplicar 70-100 W de potencia a dicho electrodo. La etapa de hacer que un gas fluya a través de dicho canal comprende hacer que un gas inerte fluya a través de dicho canal a un caudal de 7 l/min. El dispositivo electroquirúrgico está conectado a un generador electroquirúrgico, teniendo dicho generador un modo de corte que comprende una forma de onda de tensión repetitiva y un modo de coagulación que comprende una forma de onda de tensión variable, y en el que dicha etapa de aplicar energía de alta frecuencia a dicho electrodo comprende activar dicho generador electroquirúrgico en dicho modo de corte. La forma de onda de tensión repetitiva puede ser una forma de onda sinusoidal. El gas inerte puede salir del puerto en una dirección sustancialmente paralela a dicho electrodo. Una porción de dicho canal adyacente a dicho puerto en dicho canal puede mantenerse en un ángulo de 45 ° a 60 ° con respecto a una superficie del tejido diana. El corte y coagulación simultáneos provocan una baja profundidad de lesión en dicho tejido y un pequeño diámetro de lesión en dicho tejido.

En otra realización, la presente divulgación es un dispositivo electroquirúrgico. El dispositivo comprende medios para iniciar una descarga eléctrica al tejido desde un electrodo a través de gas inerte continuamente plasmalizado y medios para cortar tejido con un electrodo excitado y para coagular dicho tejido simultáneamente manteniendo dicha descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas inerte plasmalizado mientras se corta dicho tejido con dicho electrodo excitado. Los medios para cortar tejido y coagular dicho tejido simultáneamente usando un gas inerte plasmalizado pueden comprender una carcasa que tiene una abertura en un extremo distal, un electrodo que se extiende desde dicho extremo distal de dicha carcasa, un canal dentro de dicha carcasa, teniendo dicho canal un puerto adyacente a dicho electrodo que se extiende desde dicha carcasa, medios para hacer que un gas inerte fluya a través de dicho canal y salga de dicho puerto, medios para aplicar energía de alta frecuencia a dicho electrodo mientras dicho gas inerte fluye a través de dicho canal, en el que dicha energía de alta frecuencia aplicada a dicho electrodo plasmaliza continuamente el gas inerte que sale de dicho puerto, medios para iniciar una descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas inerte continuamente plasmalizado a dicho tejido, y medios para mantener dicha descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas inerte plasmalizado mientras corta tejido con dicho electrodo para provocar la coagulación de dicho tejido de forma simultánea con dicho corte. El dispositivo electroquirúrgico puede comprender además una boquilla telescópica conectada a dicha carcasa, en el que dicha boquilla telescópica es ajustable para cambiar la longitud de dicho electrodo que se extiende desde dicha carcasa. El electrodo se extiende de 2 a 25 mm desde dicha boquilla telescópica.

En una realización preferida, el dispositivo electroquirúrgico comprende una carcasa, un electrodo, en el que el electrodo se extiende a través de la carcasa y una porción del electrodo se extiende desde un extremo distal de la carcasa, un conector para conectar el electrodo a un generador electroquirúrgico, un canal en la carcasa, un puerto en un extremo próximo del canal para conectar el canal a una fuente de gas inerte presurizado, y un puerto en un extremo distal del canal para descargar gas inerte que fluye a través del canal, y controles para iniciar un flujo de gas inerte a través del canal y aplicar energía eléctrica de alta frecuencia al electrodo, en el que los controles proporcionan un modo de corte convencional, un modo de coagulación convencional, un modo de coagulación con plasma de argón y un modo de corte con plasma. El modo de corte con plasma comprende mantener una descarga eléctrica desde el electrodo a través del gas inerte plasmalizado que se descarga desde el canal mientras se corta el tejido con el electrodo para provocar la coagulación del tejido simultáneamente con el corte.

En una realización, los controles comprenden tres botones en la carcasa para permitir la operación del dispositivo en el modo de corte, el modo de coagulación convencional, el modo de coagulación con plasma de argón y el modo de corte con plasma. En otra realización, los controles comprenden un conmutador de pedal para permitir la operación del dispositivo en el modo de corte, el modo de coagulación convencional, el modo de coagulación con plasma de argón y el modo de corte con plasma. El corte y la coagulación simultáneos pueden causar una baja profundidad de lesión en el tejido. También pueden causar un pequeño diámetro de lesión en el tejido. El caudal del gas inerte a través del canal puede estar entre 0,1 y 10 l/min.

Aún otros aspectos, características y ventajas de la presente invención son fácilmente evidentes a partir de la siguiente descripción detallada, simplemente ilustrando realizaciones e implementaciones preferibles. La presente invención también está abierta a otras realizaciones diferentes y sus diversos detalles pueden modificarse en varios aspectos obvios, todo ello sin apartarse del alcance de la presente invención. En consecuencia, los dibujos y descripciones deben considerarse de naturaleza ilustrativa y no tan restrictiva. Objetos y ventajas adicionales de la invención se expondrán en parte en la descripción que sigue y en parte serán obvios a partir de la descripción, o pueden aprenderse mediante la práctica de la invención.

65

Breve descripción de los dibujos

Para una comprensión más completa de la presente invención y de las ventajas de la misma, ahora se hace referencia a la siguiente descripción y a los dibujos adjuntos, en los que:

- 5 La figura 1A es un diagrama que ilustra un modo de operación de fulguración convencional de un dispositivo electroquirúrgico.
 La figura 1B es un diagrama que ilustra un modo de operación de desecación convencional de un dispositivo electroquirúrgico.
- 10 La figura 1C es un diagrama que ilustra un modo de operación de corte convencional de un dispositivo electroquirúrgico.
 La figura 2A es una vista en perspectiva de una pieza de mano electroquirúrgica que tiene su electrodo retraído dentro de su carcasa de acuerdo con una primera realización preferida de la presente invención.
 La figura 2B es una vista en perspectiva de una pieza de mano electroquirúrgica que tiene su electrodo extendiéndose desde un extremo distal de su carcasa de acuerdo con una primera realización preferida de la presente invención.
- 15 La figura 2C es un dibujo de conjunto de una pieza de mano electroquirúrgica de acuerdo con una primera realización preferida de la presente invención.
 La figura 3A es un diagrama que ilustra una configuración experimental para ensayar en modo de coagulación con argón.
 La figura 3B es un diagrama que ilustra una configuración experimental para ensayar una realización preferida de la presente invención en modo de corte con plasma híbrido.
 La figura 4A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo y de la longitud de la chispa en función de la potencia con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación convencional.
- 25 Las figuras 4B-C son tablas de los valores numéricos correspondientes al gráfico de la figura 4A.
 La figura 5A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función de la potencia a diversas configuraciones de caudal de argón con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón.
 La figura 5B es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función del caudal de argón a diversas configuraciones de potencia con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón.
- 30 La figura 5C es un gráfico de la longitud del haz de argón en función de la potencia a diversas configuraciones de caudal de argón con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón.
 La figura 5D es un gráfico de la longitud del haz de argón en función del caudal de argón a diversas configuraciones de potencia con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón.
- 35 Las figuras 5E-F son tablas de los valores numéricos correspondientes a los gráficos de las figuras 5A-D.
 La figura 6A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función de la potencia realizado con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte convencional.
- 40 La figura 6B es una tabla de los valores numéricos correspondientes al gráfico de la figura 6A.
 La figura 7A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función de la potencia a diversos caudales realizado con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con la presente invención.
 La figura 7B es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función del caudal de gas a diversas configuraciones de potencia realizado con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con la presente invención.
- 45 La figura 7C es una tabla de los valores numéricos correspondientes a los gráficos de las figuras 7A y 7B.
 La figura 8A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado del cerdo y de la longitud de la chispa en función de la potencia con un sistema USMI SS-601MCa/Argon 4 en modo de coagulación convencional.
- 50 Las figuras 8B-C son tablas de los valores numéricos correspondientes al gráfico de la figura 8A.
 La figura 9A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función de la potencia a diversas configuraciones de caudal de argón con un sistema USMI SS-601MCa/Argon 4 en modo de coagulación con plasma de argón.
 La figura 9B es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función del caudal de argón a diversas configuraciones de potencia con un sistema USMI SS-601MCa/Argon 4 en modo de coagulación con plasma de argón.
- 55 La figura 9C es un gráfico de la longitud del haz de argón en función de la potencia a diversas configuraciones de caudal de argón con un sistema USMI SS-601MCa/Argon 4 en modo de coagulación con plasma de argón.
 La figura 9D es un gráfico de la longitud del haz de argón en función del caudal de argón a diversas configuraciones de potencia con un sistema USMI SS-601MCa/Argon 4 en modo de coagulación con plasma de argón.
- 60 Las figuras 9E-F son tablas de los valores numéricos correspondientes a los gráficos de las figuras 9A-D.
 La figura 10A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función de la potencia realizado con un sistema USMI SS-601MCa/Argon 4 en modo de corte convencional.
- 65 La figura 10B es una tabla de los valores numéricos correspondientes al gráfico de la figura 10A.
 La figura 11A es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función de la potencia a

diversos caudales realizado con un sistema USMI SS-601Mca/Argon 4 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con la presente invención.

La figura 11B es un gráfico de la temperatura de la muestra de hígado de cerdo en función del caudal de gas a diversas configuraciones de potencia realizado con un sistema USMI SS-601Mca/Argon 4 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con la presente invención.

La figura 11C es una tabla de los valores numéricos correspondientes a los gráficos de las figuras 11A y 11B.

La figura 12A es una imagen tisular que ilustra la profundidad de la lesión de 1,2 mm a una configuración de potencia de 20 W con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte convencional.

La figura 12B es una imagen tisular que ilustra la profundidad de la lesión de 1,5 mm a una configuración de potencia de 20W con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación convencional.

La figura 12C es una imagen tisular que ilustra la profundidad de la lesión de 0,1 mm a una configuración de potencia de 20W y a una configuración de flujo de 0,1 l/min con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con plasma híbrido.

La figura 12D es una imagen tisular que ilustra la profundidad de la lesión de 0,6 mm a una configuración de potencia de 20 W y a una configuración de flujo de 0,5 l/min con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón.

Las figuras 13A y 13B son una tabla y un gráfico de datos de corte convencionales con un sistema USMI SS-200E/Argon 2.

Las figuras 14A y 14B son una tabla y un gráfico de datos de coagulación convencionales con un sistema USMI SS-200E/Argon 2.

Las figuras 15A y 15B son una tabla y un gráfico de datos de coagulación con plasma de argón con un sistema USMI SS-200E/Argon 2.

Las figuras 16A y 16B son una tabla y un gráfico de datos de corte con plasma híbrido con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con una realización preferida de la presente invención.

Las figuras 17A y 17B son una tabla y un gráfico de datos de corte con plasma híbrido con un sistema USMI SS-601Mca/Argon 4 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con una realización preferida de la presente invención.

La figura 18A es una tabla de datos de profundidad de lesión con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte convencional.

La figura 18B es una tabla de datos de profundidad de lesión con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación convencional.

La figura 18C es una tabla de datos de profundidad de lesión con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con argón.

La figura 18D es una tabla de datos de profundidad de lesión con un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con una realización preferida de la presente invención.

La figura 18E es una tabla de datos de profundidad de lesión con un sistema USMI SS-601Mca/Argon 4 en modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con una realización preferida de la presente invención.

La figura 19A es un gráfico que compara datos de profundidad de lesión para un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón y en modo de corte con plasma híbrido.

La figura 19B es un gráfico que compara datos de profundidad de lesión para un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con plasma híbrido y un sistema USMI SS-601Mca/Argon 4 en modo de corte con plasma híbrido.

La figura 19C es un gráfico que compara datos de profundidad de lesión para un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte convencional, en modo de coagulación convencional, en modo de coagulación con plasma de argón con un caudal de gas de 2,5 l/min y en modo de corte con plasma híbrido con un caudal de gas de 2,5 l/min.

La figura 19D es un gráfico que compara datos de profundidad de lesión para un sistema USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte convencional, en modo de coagulación convencional, en modo de coagulación con plasma de argón con un caudal de gas de 5 l/min y en modo de corte con plasma híbrido con caudal de gas de 5 l/min.

La figura 20A es un gráfico de datos de profundidad de lesión para un USMI SS-200E/Argon 2 en modo de coagulación con plasma de argón.

La figura 20B es un gráfico de datos de profundidad de lesión para un USMI SS-200E/Argon 2 en modo de corte con argón híbrido de acuerdo con una realización preferida de la presente invención.

La figura 20C es un gráfico de datos de profundidad de lesión para un sistema USMI SS-601Mca/Argon 4 en modo de corte con argón híbrido de acuerdo con una realización preferida de la presente invención.

La figura 21A es una imagen tisular del corte con plasma híbrido de piel de porcino in vivo: 20 w@3 litros/min, 2 s, profundidad de la lesión 0,2 mm, escala 1,5 mm.

La figura 21B es una imagen tisular del corte convencional de piel in vivo: 20 w@3 litros/min, 2 s, profundidad de la lesión (0,4 mm), escala (2,5 mm).

La figura 21C es una imagen tisular de la coagulación convencional in vivo: 20 w@3 litros/min, 2 s, profundidad de la lesión (3,4 mm), escala (5,0 mm).

La figura 21D es una imagen tisular de la coagulación con plasma de argón: 20 w@3 litros/min, 2 s, profundidad de la lesión 2,0 mm, escalas 5,0 mm.

La figura 21E es una imagen tisular de la coagulación con plasma de argón: profundidad de la lesión (1,0 mm), escala (10,0 mm) @40 w, 3 l/min.

La figura 21F es una imagen tisular del corte con plasma híbrido in vivo: profundidad de la lesión (0,2 mm), escara (1,4 mm), 40 w@3 l/min.

La figura 21G es una imagen tisular de la resección porcina in vivo de la 1ª parte del duodeno por corte con plasma híbrido, profundidad de la lesión (0,2 mm) escara (1,0 mm) @40 w, 3 l/min, 3 s.

5 La figura 21H es una imagen tisular de la resección porcina in vivo del esternón: profundidad de la lesión 0,6 mm, 120 w@5 l/min.

Las figura 21I y 21J son una imagen tisular de la resección in vivo del esternón en el modelo porcino in vivo de daño mínimo a la médula ósea (0,2 mm) @120 w, 5 l/min.

10

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Una realización preferida de un dispositivo electroquirúrgico 100 de acuerdo con la presente invención se describe con referencia a las figuras 2A-2C. El dispositivo electroquirúrgico, pieza de mano o lápiz 100 tiene una carcasa rígida 110 y una boquilla o punta telescópica 120. La carcasa rígida puede estar formada, por ejemplo, de lados moldeados 102 y 104. Los dos lados 102, 104 se unen para formar la carcasa 110 que tiene una cámara hueca dentro. Dentro de la carcasa 110 hay un electrodo 230, un tubo de electrodo 270 y una placa de fibra de vidrio 240. El electrodo 230 se extiende a través del tubo de electrodo 270. El tubo de electrodo adicional tiene dentro un canal, tubo u otro medio para conducir el gas inerte desde el extremo distal extremo del tubo 220 a través del tubo de electrodo 270 y fuera del tubo de electrodo 270. El gas inerte que sale del canal en el tubo de electrodo sale luego de una abertura en el extremo distal de la boquilla 120. La placa de fibra de vidrio 240 y el electrodo 230 están conectados al conjunto de cable eléctrico 210. El tubo de electrodo está conectado en su extremo distal al tubo de manguera 220. Se coloca una junta tórica entre la boquilla telescópica y el tubo de electrodo para formar un sello entre los mismos. Puede colocarse una punta cerámica 250 en un extremo distal de la punta o boquilla telescópica 120 para proteger la boquilla 120 del daño por calor cuando el electrodo pasa a través de una abertura en el extremo distal de la boquilla 120. El conjunto del cable eléctrico se extiende desde un extremo proximal de la carcasa 110 y tiene en su extremo distal un tapón 212. Durante la operación del dispositivo, el conector 212 está conectado a un generador electroquirúrgico. El tubo de manguera de PVC también se extiende desde el extremo proximal de la carcasa 110 y tiene en su extremo distal un cuerpo conector de gas 222, una punta conectora de gas 224 y una junta tórica 226. Durante la operación del dispositivo, el conjunto conector de gas (222, 224, 226) está conectado a una fuente de un gas inerte tal como argón.

15

20

25

30

La carcasa 110 tiene una pluralidad de aberturas u orificios para acomodar una pluralidad de controles o botones 140, 150, 160. La boquilla o punta telescópica 120 tiene un elemento de control 122 que se extiende a través de una ranura 112 en la carcasa 110. Un cirujano utiliza el elemento de control, lengüeta, perilla o deslizador 122 para mover la punta telescópica 120 dentro o fuera de una abertura en un extremo distal de la carcasa 120. Tres controles o botones 140, 150, 160, se extienden fuera de las aberturas en el carcasa 110 y tienen resortes 152 entre ellos y una placa de fibra de vidrio conectada 240 para desviar los controles o botones de la placa o conector 240.

35

40

El dispositivo electroquirúrgico de la presente invención puede operarse, por ejemplo, en cuatro modos diferentes: modo de corte convencional, modo de coagulación convencional, modo de coagulación con plasma de argón y modo de corte con plasma híbrido. La escara resultante del corte y la coagulación en el modo de corte con plasma híbrido de acuerdo con la presente invención es sustancialmente mejor que con las técnicas de coagulación con plasma de argón y fulguración convencionales. Además, hay una ausencia sustancial de quemado, carbonización, necrosis tisular y destrucción del tejido adyacente. Por lo tanto, el tejido puede cortarse con precisión y los vasos adyacentes se sellan simultáneamente con una profundidad de lesión, necrosis tisular, escara y carbonización mínimas.

45

Un gas inerte combinado con energía de alta frecuencia en el modo de corte con plasma puede cortar con precisión los tejidos (es decir, piel, músculo, hueso o vascular) con una velocidad y precisión sustanciales.

50

Puede usarse cualquier generador que proporcione tensión de alta frecuencia para ionizar el gas inerte para formar una corriente de gas. Los generadores preferidos incluyen el modelo de unidad de electrocirugía Canady Plasma™ (SS-601 MCA) y el modelo de unidad de electrocirugía Canady Plasma™ (SS-200E) que se utilizan preferentemente con las unidades de plasma de argón Canady Plasma™ Argon 4 Coagulator (CPC 4) y Canady Plasma™ Argon 2 Coagulator (CPC 2), respectivamente. El CPC 4 proporciona un flujo controlado de gas inerte al dispositivo electroquirúrgico durante el modo de coagulación con plasma de argón y en el modo de corte con plasma híbrido. El caudal y la potencia pueden configurarse manualmente. En un modo de coagulación, el generador aporta, por ejemplo, una tensión de cresta a cresta de menos de 9000 voltios. En un modo de corte, por ejemplo, el generador aporta una tensión de cresta a cresta de menos de 3800 voltios. Más preferentemente, el generador aporta una tensión de cresta a cresta de 100 a 9000 voltios.

55

60

Pueden conectarse dispositivos accesorios a la combinación de unidad de electrocirugía/unidad de plasma. Los dispositivos a modo de ejemplo son un dispositivo electroquirúrgico (una pieza de mano) o una sonda flexible de plasma de argón (catéter), rígida o laparoscópica.

65

Para operar el dispositivo electroquirúrgico, la corriente de alta frecuencia puede activarse mediante dos botones pulsadores para el modo de corte convencional y el modo de coagulación convencional, respectivamente. El gas argón puede aportarse activando un tercer botón pulsador. Esta activación permitirá el modo de coagulación con plasma de argón y el modo de corte con plasma híbrido. El modo de corte con plasma cortará y coagulará el tejido al mismo tiempo. Puede cambiarse fácilmente entre los diferentes modos activando los botones respectivos. La corriente de plasma o eléctrica también puede activarse con un conmutador de pedal.

La boquilla telescópica del dispositivo electroquirúrgico puede extenderse o acortarse sobre el electrodo según se desee al realizar procedimientos con plasma. En una realización preferida, el electrodo se extiende de 2 a 25 mm fuera de la boquilla telescópica.

El electrodo puede ser de cualquier material común del estado de la técnica. En una realización preferida, el electrodo es un alambre de tungsteno.

En una realización preferida, la presente divulgación es un método electroquirúrgico para lograr cortar y coagular simultáneamente con una fuente de gas inerte e ionizable en combinación con energía de alta frecuencia. La fuente de gas inerte e ionizable puede ser cualquier tipo de gas inerte e ionizable. El tipo de gas preferido para su uso en el corte es argón puro. El gas argón causa una disminución de la temperatura del tejido que limita la microdestrucción del tejido, mejora la conductividad a través del tejido y permite el corte de alta frecuencia a través del tejido a temperaturas del tejido bajas. El gas inerte también disipa las moléculas de oxígeno del área quirúrgica y evita la oxidación del tejido, lo que provoca una disminución de la temperatura del tejido local y evita la carbonización. Los caudales pueden variar y pueden ajustarse dependiendo del tejido que se corte.

Una corriente de alta frecuencia suministrada por un generador electroquirúrgico se transmite a través de un electrodo. Los electrodos pueden estar compuestos, por ejemplo, de tungsteno, acero inoxidable, cerámica o cualquier material conductor eléctrico. Se crea una descarga eléctrica entre el electrodo activo y el tejido. La descarga se desata mediante una tensión de CA con una amplitud y frecuencia típicas a 4 kV y o superior a 350 kHz, respectivamente. La forma de onda de tensión preferentemente es una forma de onda sinusoidal que contiene secciones positivas y negativas alternas de amplitudes aproximadamente iguales. Un gas inerte fluye a través del canal que contiene el electrodo. El electrodo entra en contacto con el tejido y aporta una corriente de alta frecuencia de plasma ionizado a través del tejido. La presente invención ha creado un nuevo fenómeno que puede cortar con precisión el tejido y simultáneamente sellar vasos y tejidos adyacentes.

La presente invención se evidencia adicionalmente por los siguientes ejemplos.

35 Modelo porcino ex vivo

Todos los experimentos porcinos ex vivo se llevaron a cabo en explantes de muestras de hígado porcino en el Laboratorio de micropropulsión y nanotecnología (MpNL), George Washington University, Washington, D.C y en el Laboratorio de investigación de plasma WEM Equipamentos, Ribeirao Preto-Sao Paulo, Brasil. Las muestras de hígado se colocaron inmediatamente en solución de formalina de pH 7,0 al 10 % y se enviaron para la preparación de hematoxilina y eosina de los portaobjetos patológicos y para la interpretación al Laboratorio de Patología quirúrgica Dr. Prates, Ribeirao Preto-Sao Paulo, Brasil

45 Modelo porcino in vivo

Las operaciones quirúrgicas porcinas in vivo se realizaron en la Universidad de Sao Paulo, Departamento de Cirugía y Anatomía, Laboratorio de Investigación Animal, Ribeirao Preto, SP, Brasil. La aprobación se obtuvo por el director de investigación animal de la institución. En este estudio se usaron tres cerdas hembra dalland (peso medio 14,5 kg). Se indujo la anestesia con 50 mg/cc de ketamina mezclada y con dopaser-xilazina 200 mg/10 cc, intramuscular. Posteriormente se intubaron los animales y se mantuvo la anestesia con tiopentato de sodio para su efecto. La piel se preparó con alcohol y se cubrió de la manera estéril habitual. La mercedes, la línea media abdominal y la esternotomía media se realizaron durante las operaciones con el bisturí de plasma. Se realizaron múltiples procedimientos quirúrgicos, esternotomía media, resección gástrica, esplenectomía parcial, nefrectomía parcial, hepatectomía parcial, resección en cuña del hígado, resección intestinal e incisiones en la piel. Las operaciones se grabaron en video. Se registraron las observaciones de la hemorragia quirúrgica durante el procedimiento. Se compararon la profundidad de la lesión y la escara con cuatro modos de operación de alta frecuencia: corte y coagulación convencionales, coagulación con plasma de argón y corte con plasma de argón híbrido. Se colocaron muestras de piel, hígado, estómago, intestino y hueso en una solución de formalina de pH 7, al 10 % y se enviaron para la preparación de hematoxilina y eosina de los portaobjetos patológicos y para la medición de la profundidad de la lesión y del diámetro de la escara al Laboratorio de Patología quirúrgica Dr. Prates, Ribeirao Preto-Sao Paulo, Brasil. Los animales se sacrificaron usando una inyección intravenosa de pentobarbital sódico y fenitoína sódica.

65 La hoja de bisturí de plasma híbrido de la presente invención se usó en combinación con los modelos SS-200E/Argon 2 de USMI y SS-601MCA/Argon 4 para evaluar en cuatro modos de operación de alta frecuencia:

(i) corte convencional; (ii) coagulación convencional; (iii) coagulación con plasma de argón convencional (APC); y (iv) corte con plasma híbrido. Como se ha descrito anteriormente en los antecedentes de la invención, los modos de corte y coagulación convencionales no implican el uso de un gas inerte tal como argón. En cambio, se realizan al tocar el tejido diana con el electrodo activo. La coagulación con plasma de argón convencional se realiza como se ha descrito anteriormente en los antecedentes de la invención. El modo de corte con plasma híbrido es el modo de la presente invención descrito anteriormente en la descripción detallada de las realizaciones preferidas. El bisturí de plasma híbrido usado en los cuatro modos es como se ha descrito anteriormente con respecto a la figura 2-C.

Se midieron cuatro parámetros: la longitud de la columna de descarga de plasma, el calentamiento del tejido, el diámetro de la escara y la profundidad de la lesión mediante el modo de operación de alta frecuencia. La longitud del plasma se caracterizó por la longitud máxima de la columna de descarga de plasma observada en el tratamiento del tejido con el bisturí de plasma híbrido en el que puede mantenerse la descarga. Los tratamientos se grabaron en video mediante la cámara digital Nikon Coolpix 995 (15 fotogramas/s) y la longitud máxima de la columna de descarga de plasma (L) se midió mediante evaluación postexperimento de los videos grabados. El calentamiento del tejido se caracterizó por el incremento de la temperatura (ΔT) de la muestra de hígado de cerdo que apareció como resultado de la aplicación de un bisturí de plasma híbrido. El ΔT se midió usando sondas termopar (Tipo K) incrustadas en el hígado de cerdo. La precisión de las medidas de temperatura y longitud fue de 5 °C y 0,5 mm respectivamente. La temperatura del tejido antes del tratamiento era de 18-20 °C. El diámetro de la escara producida por la hoja de bisturí de plasma se midió usando un calibre digital. Los patólogos utilizaron una cámara Motim 1000, 1,3 y un microscopio Olympus Bx 41 para calcular la profundidad de la lesión.

Las muestras de hígado de cerdo se trataron con el bisturí de plasma híbrido de la siguiente manera. En el modo de coagulación, la muestra de hígado de cerdo se trató mediante 5 aplicaciones consecutivas del bisturí de plasma híbrido en el mismo punto de la muestra de hígado (la duración total del tratamiento fue de ~5 s). El termopar se localizó aproximadamente a 3 mm bajo el punto tratado como se muestra en la figura 3A. En modo corte, se creó un corte recto de 5 mm en la muestra de hígado de cerdo mediante cinco pases consecutivos con bisturí de plasma híbrido a lo largo del corte (duración total ~5 s) y la sonda de termopar se localizó aproximadamente a 3 mm a un lado del corte (véase la figura 3B). El bisturí de plasma híbrido se utilizó con los sistemas Argon 2/SS-200E y Argon 4/SS601MCA con caudales de 0,5 a 5 litros/minuto y de 0,1, 3,0, 7,0 y 10,0 litros/minuto, respectivamente. Los datos y gráficos de los resultados de estos experimentos se muestran en las figuras 4-11 y 13-20 y las imágenes del tejido tratado se muestran en las figuras 12A-D y 21A-J.

Los datos y gráficos para ensayar cada uno de los cuatro modos de operación se muestran en los dibujos de la siguiente manera: i) el corte convencional se muestra en las figuras 6A-6B, 10A-B, 13A-B y 18A; (ii) la coagulación convencional se muestra en las figuras 4A-C, 14A-B y 18B; (iii) la coagulación con plasma de argón convencional se muestra en las figuras 5A-F, 9A-F, 15A-B y 18C; y (iv) el corte con plasma híbrido se muestra en las figuras 7A-C, 11A-C, 16A-B, 17A-B (con Argon 4/SS601MCA), 18D y 18E (con Argon 4/SS601MCA). Los gráficos que comparan el rendimiento en los diversos modos de operación se muestran en los gráficos en las figuras 19A-D y 20A-C.

Las figuras 19C-D muestran las comparaciones de la profundidad de la lesión encontrada en los cuatro modos de operación realizados con el sistema Argon 2/SS-200E. La figura 19C muestra la comparación tanto con el modo de coagulación con plasma de argón convencional como con el modo de corte con plasma híbrido de la presente divulgación a una caudal de argón de 2,5 l/min. La figura 19D muestra la comparación usando un caudal de argón de 5 l/min. Puede verse en la forma de la figura 19C que en configuraciones de potencia inferiores, por ejemplo, por debajo de 70 W y un caudal de 2,5 l/min, el modo de corte con plasma híbrido de la presente divulgación da como resultado que la profundidad de la lesión tisular sea mayor que la profundidad de la lesión el modo de coagulación con plasma de argón convencional. Dado que el generador electroquirúrgico está en un modo de corte similar (o idéntico) al corte electroquirúrgico convencional cuando se utiliza el modo de corte con plasma híbrido de la presente invención, es lógico que resulte en una mayor profundidad de la lesión que un modo de coagulación con plasma de argón convencional. Sin embargo, en los intervalos de potencia media a alta, 70-100W (véase el artículo 1920), el modo de corte con plasma híbrido de la presente invención da como resultado una menor profundidad de la lesión que la coagulación con plasma de argón convencional y que el corte electroquirúrgico convencional. El resultado es muy superior al corte electroquirúrgico convencional (0,7-1,5 mm de profundidad para corte con plasma híbrido versus 2,5-3,7 mm para corte convencional) y significativamente mejor que la APC convencional (0,6 mm para corte con plasma frente a 1,2 mm para APC convencional). La figura 19D muestra resultados similares para un caudal de argón de 5 l/min. En los intervalos de potencia más baja (véase el artículo 1940) la profundidad de la lesión para el corte con plasma híbrido tiende a seguir la profundidad de la lesión con corte electroquirúrgico convencional. Sin embargo, en los intervalos de potencia media a alta, 70-100W (véase el artículo 1930), el modo de corte con plasma híbrido de la presente invención proporciona una profundidad de la lesión superior, es decir, más pequeña, frente a la coagulación con plasma de argón convencional (véase el artículo 1930) y al corte electroquirúrgico convencional.

La figura 19A muestra una comparación de la profundidad de la lesión en el modo de corte con argón híbrido de la presente invención frente al modo de coagulación con plasma de argón convencional a caudales de argón de 2,5 y 5,0 l/min. El gráfico de la figura 19A muestra que con el sistema Argon 2/SS-200E, el modo de corte con plasma híbrido logra un resultado sustancialmente superior en comparación con la coagulación con plasma de argón convencional a configuraciones de aproximadamente 70-90 W y 2,5 l/min (véase el artículo 1902) y de 30-50 W a

5 l/min (véase el 1904). La figura 19B muestra una comparación del modo de corte con plasma híbrido de la presente invención realizado con los dos sistemas de ensayo diferentes. En la figura 19B, puede verse que con el sistema Argon 4/SS601MCA, el modo de corte con plasma híbrido logra un resultado inesperadamente superior en configuraciones de aproximadamente 50-80 W y 7 l/min (véase el artículo 1910) pero también superior al APC convencional en el intervalo de potencia de 50-100 W a 7 l/min.

10 Como se muestra en la figura 20A, la profundidad de la lesión asociada con la coagulación con plasma de argón convencional no depende mucho del caudal de argón. Como cada nivel de potencia ensayado en el sistema Argon 2/SS-200E en el modo de APC convencional, la profundidad de la lesión varió solo en una pequeña cantidad (aproximadamente <2 mm) en cada caudal ensayado. Por el contrario, en el modo de corte con plasma híbrido, se encontraron variaciones significativas en la profundidad de la lesión a diversas combinaciones de potencia y caudal de argón como se muestra en las figuras 20B y 20C. En la figura 20B, puede verse que a niveles de potencia mayores de 60-100 W en el sistema Argon 2/SS-200E en modo de corte con plasma híbrido, la profundidad de la lesión disminuye drásticamente en el intervalo de caudal de argón 2020 de 1-3 l/min a un nivel de potencia de 100 W disminuye constantemente a medida que el caudal aumenta los 5 l/min., que fue la tasa de flujo más alta probada en ese sistema. Con ese sistema, el gráfico de la figura 20B muestra un efecto beneficioso particular a un nivel de potencia de aproximadamente 80 W y un caudal de argón de aproximadamente 2,5 l/min. En la figura 20C, puede verse de manera similar que a niveles de potencia mayores de 60-100 W en el sistema Argon 4/SS601MCA en modo de corte con plasma híbrido, la profundidad de la lesión disminuye drásticamente en el intervalo de caudal de argón 2030 de 6-8 l/min. En el gráfico de la figura 20C puede verse que con este sistema más potente, se logra un efecto particularmente beneficioso con niveles de potencia de 60-100W y un caudal de argón de aproximadamente 7,0 l/min.

25 La descripción anterior de la realización preferida de la invención se ha presentado con fines de ilustración y descripción. No pretende ser exhaustiva o limitar la invención a la forma precisa divulgada, y son posibles modificaciones y variaciones a la luz de las enseñanzas anteriores o pueden adquirirse a partir de la práctica de la invención. La realización se ha elegido y se ha descrito para explicar los principios de la invención y su aplicación práctica para permitir a un experto en la materia utilizar la invención en diversas realizaciones, que son adecuadas para el uso particular contemplado. Se pretende que el alcance de la invención esté definido por las reivindicaciones adjuntas a la misma, y sus equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo electroquirúrgico que comprende:

5 medios para iniciar una descarga eléctrica a un tejido desde un electrodo a través de gas inerte continuamente plasmalizado; y
 medios para cortar tejido con un electrodo excitado y coagular simultáneamente dicho tejido manteniendo dicha
 descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas inerte plasmalizado al tiempo que se corta dicho
 tejido con dicho electrodo excitado, en el que dichos medios para cortar tejido y coagular simultáneamente dicho
 10 tejido usando un gas inerte plasmalizado comprende:

una carcasa que tiene una abertura en un extremo distal;
 un electrodo que se extiende desde dicho extremo distal de dicha carcasa;
 15 un canal dentro de dicha carcasa, teniendo dicho canal un puerto adyacente a dicho electrodo que se
 extiende desde dicha carcasa;
 medios adaptados para hacer que un gas inerte fluya a través de dicho canal a un caudal de 7 l/min y salga
 de dicho puerto;
 medios adaptados para aplicar energía de alta frecuencia a dicho electrodo mientras dicho gas inerte fluye a
 través de dicho canal, en el que dicha energía de alta frecuencia aplicada a dicho electrodo plasmaliza
 20 continuamente el gas inerte que sale de dicho puerto;
 medios adaptados para iniciar una descarga eléctrica a dicho tejido desde dicho electrodo a través de dicho
 gas inerte plasmalizado de forma continua;
 medios adaptados para mantener dicha descarga eléctrica desde dicho electrodo a través de dicho gas inerte
 plasmalizado mientras se corta tejido con dicho electrodo para provocar la coagulación de dicho tejido
 25 simultáneamente con dicho corte, y en el que dicha energía de alta frecuencia tiene una potencia de 70-
 100 W.

2. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además una boquilla telescópica
 30 conectada a dicha carcasa, en el que dicha boquilla telescópica es ajustable para cambiar la longitud de dicho
 electrodo que se extiende desde dicha carcasa.

3. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el electrodo se extiende de 2-25 mm
 desde dicha boquilla telescópica.

35 4. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho gas inerte comprende argón.

5. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1 que comprende:

una carcasa;
 40 un electrodo, en el que dicho electrodo se extiende a través de dicha carcasa y una porción de dicho electrodo se
 extiende desde un extremo distal de dicha carcasa;
 un conector para conectar dicho electrodo a un generador electroquirúrgico;
 un canal en dicha carcasa;
 un puerto en un extremo próximo de dicho canal para conectar dicho canal a una fuente de gas inerte
 45 presurizado; y
 un puerto en un extremo distal de dicho canal para descargar el gas inerte que fluye a través de dicho canal; y
 medios para iniciar un flujo de un gas inerte a través de dicho canal y para aplicar energía eléctrica de alta
 frecuencia a dicho electrodo, en el que dichos medios proporcionan un modo de corte convencional, un modo de
 coagulación convencional, un modo de coagulación con plasma de argón y un modo de corte con plasma;
 50 en el que dicho modo de corte con plasma comprende mantener una descarga eléctrica desde dicho electrodo a
 través de gas inerte plasmalizado que se descarga desde dicho canal mientras se corta el tejido con dicho
 electrodo para provocar la coagulación de dicho tejido simultáneamente con dicho corte.

6. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dichos medios son controles que
 55 comprenden tres botones en dicha carcasa para permitir la operación del dispositivo en dicho modo de corte, dicho
 modo de coagulación convencional, dicho modo de coagulación con plasma de argón y dicho modo de corte con
 plasma.

7. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dichos controles comprenden un
 60 conmutador de pedal para permitir la operación del dispositivo en dicho modo de corte, dicho modo de coagulación
 convencional, dicho modo de coagulación con plasma de argón y dicho modo de corte con plasma.

8. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dichos modos de corte comprenden una
 65 forma de onda de tensión repetitiva, y dichos modos de coagulación comprenden una forma de onda de tensión
 variable.

9. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 8, en el que dicha forma de onda de tensión repetitiva comprende una forma de onda sinusoidal.

5 10. Dispositivo electroquirúrgico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho electrodo comprende un alambre de tungsteno.

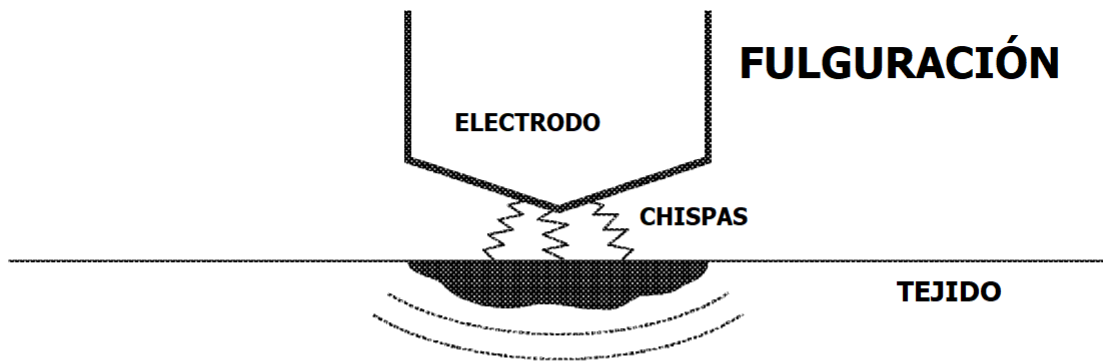


FIG. 1A
TÉCNICA ANTERIOR

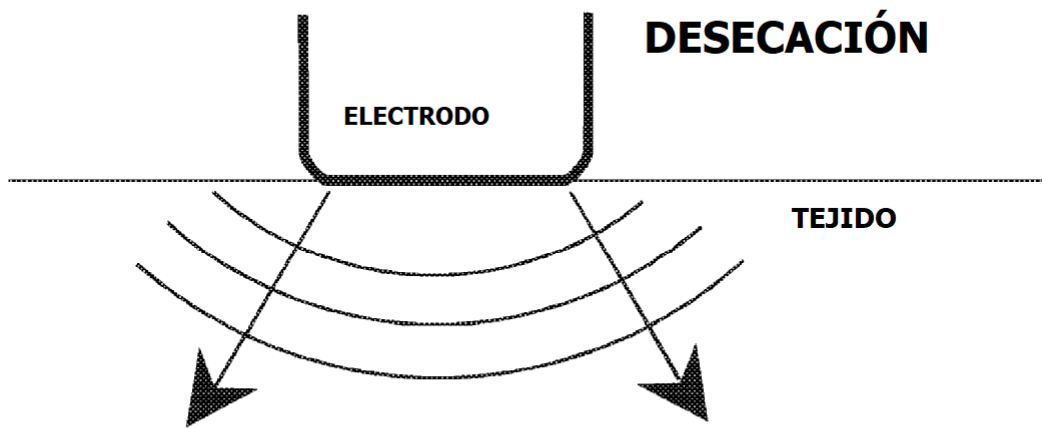


FIG. 1B
TÉCNICA ANTERIOR

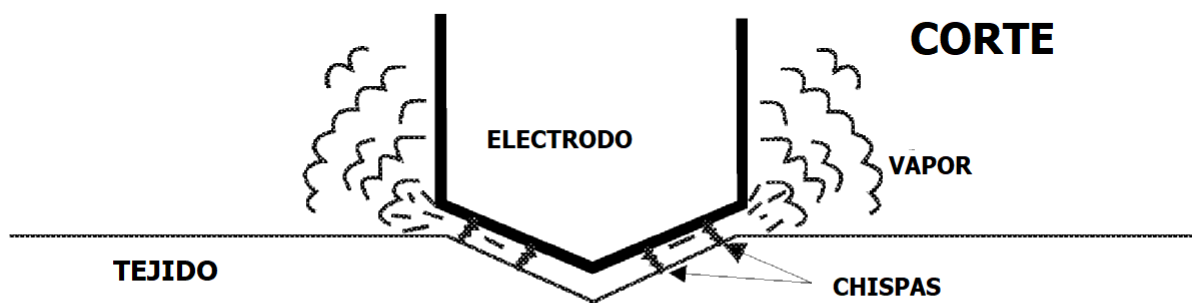
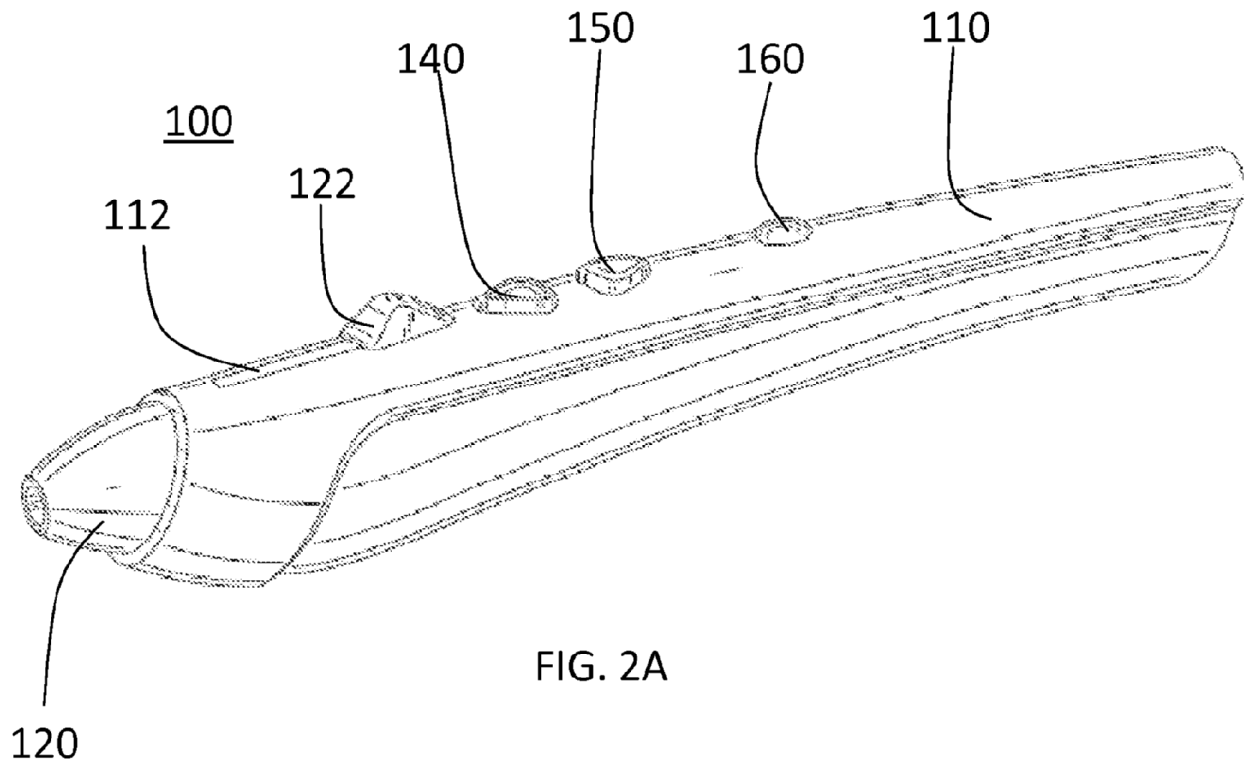


FIG. 1C
TÉCNICA ANTERIOR



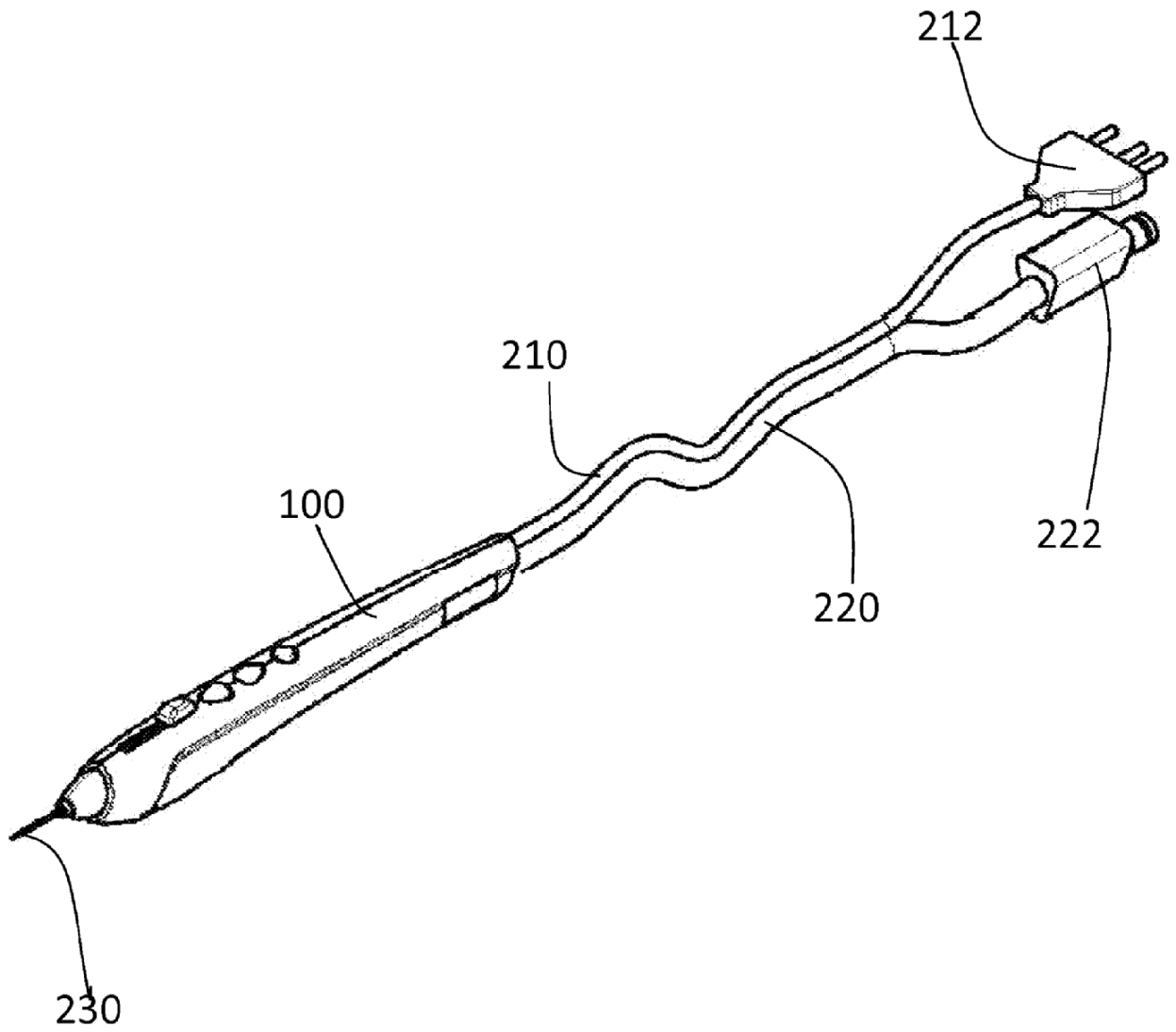


FIG. 2B

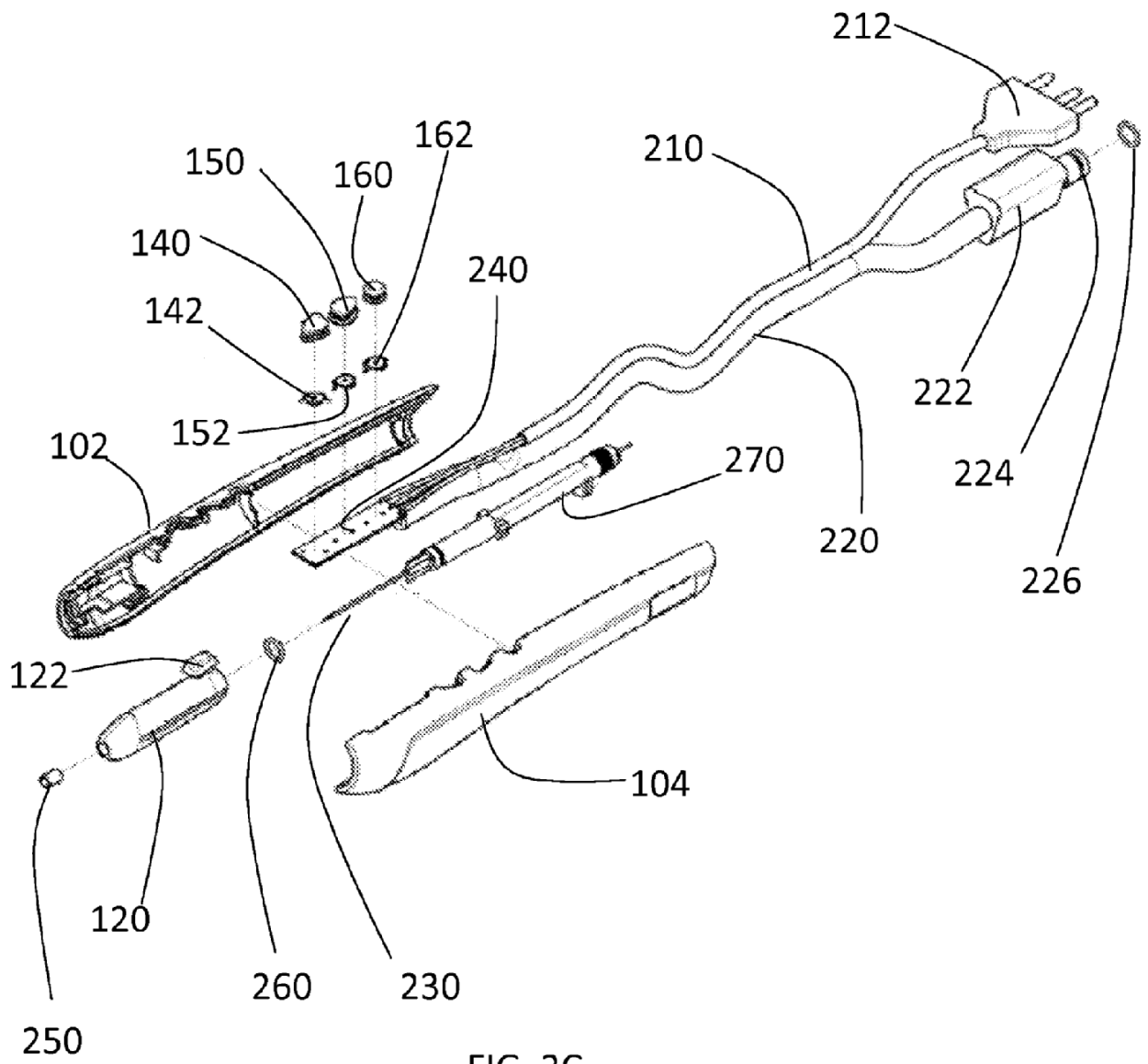


FIG. 2C

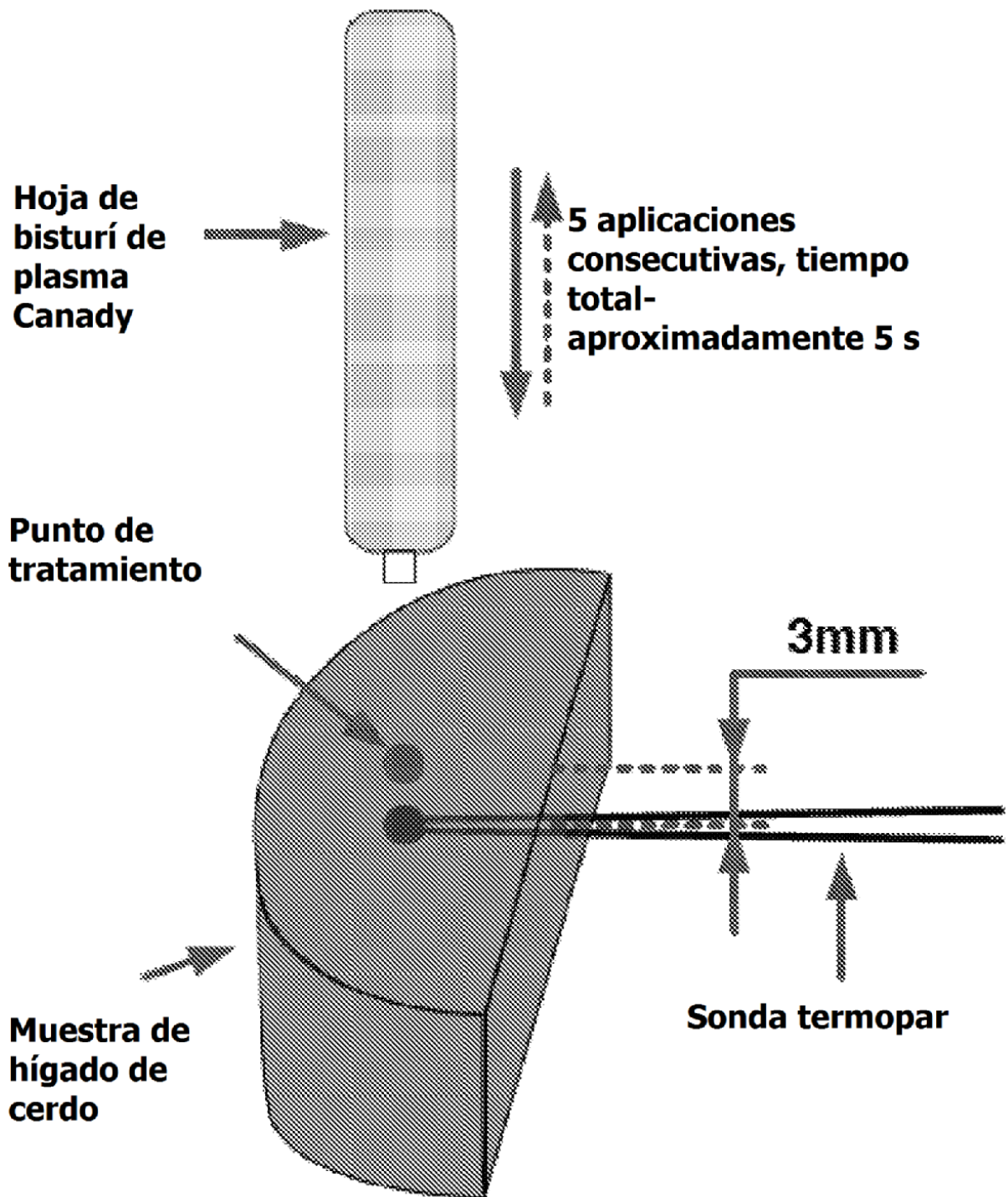


FIG. 3A

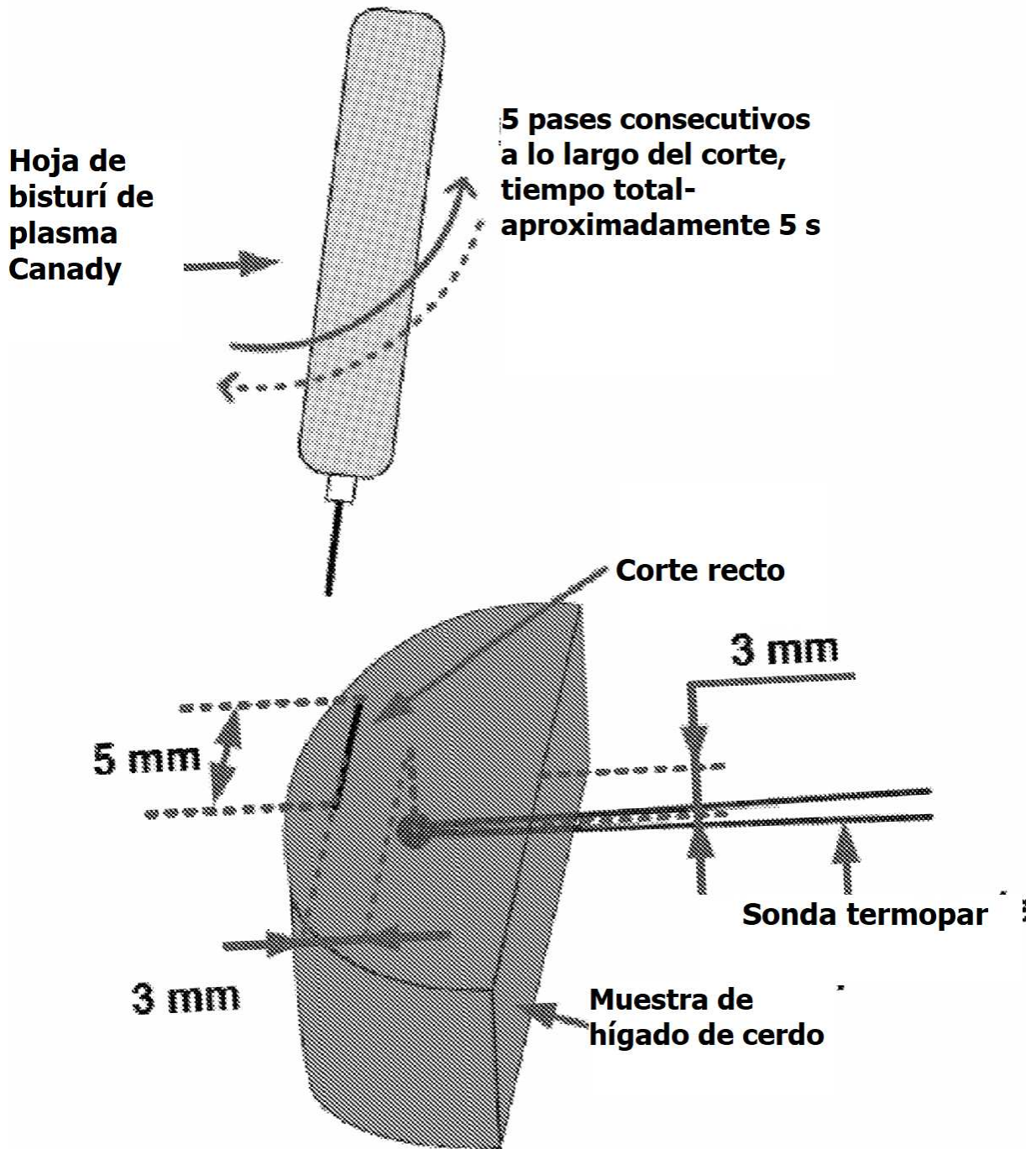


FIG. 3B

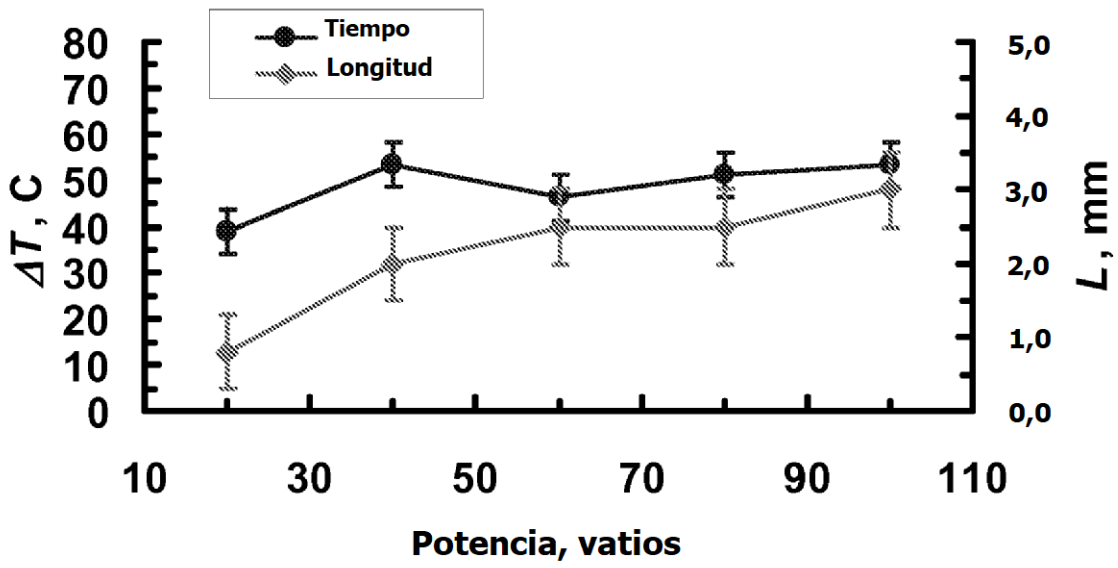


FIG. 4A

Potencia (W)	ΔT, °C
20	38,9
40	53,5
60	46,2
80	51,0
100	53,5

FIG. 4B

Potencia (W)	Longitud, mm
20	0,8
40	2,0
60	2,5
80	2,5
100	3,0

FIG. 4C

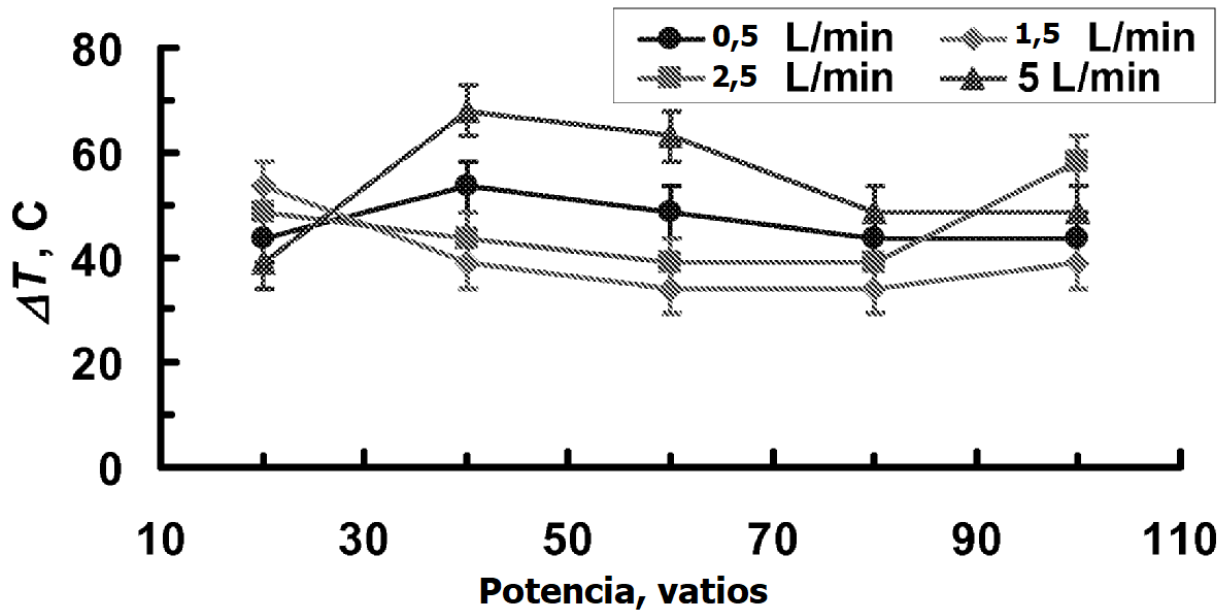


FIG. 5A

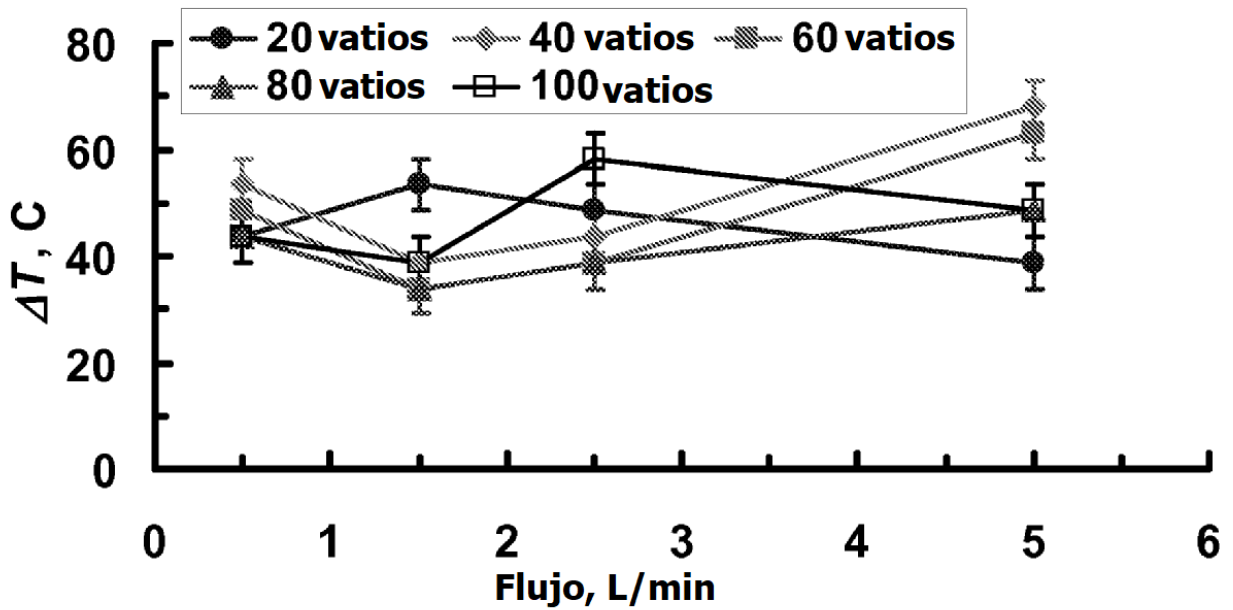


FIG. 5B

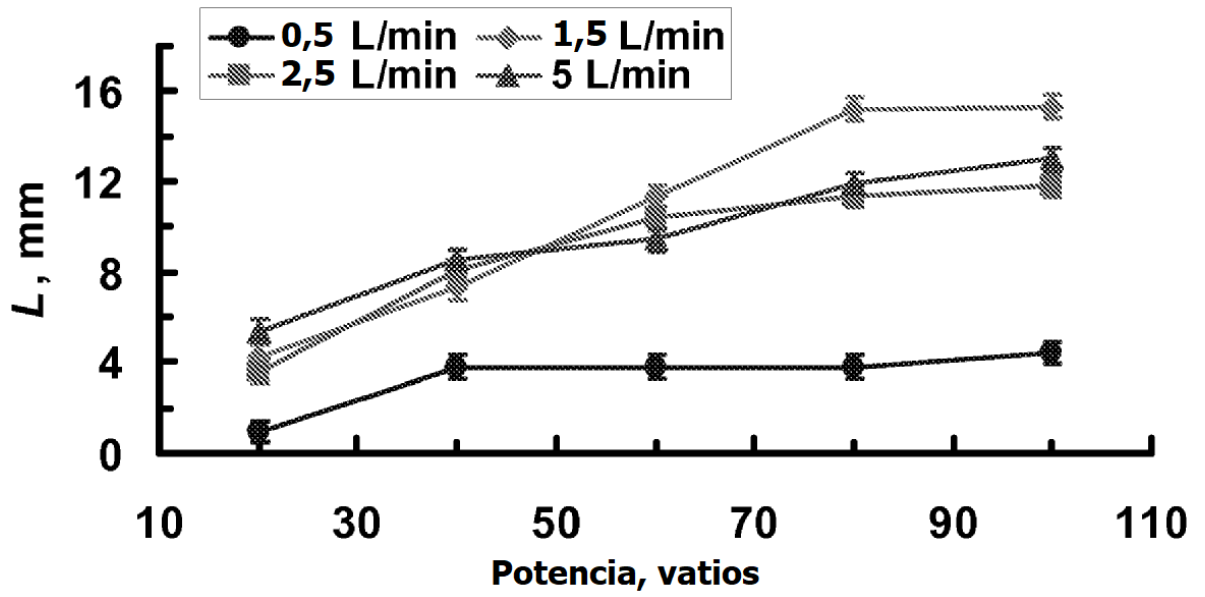


FIG. 5C

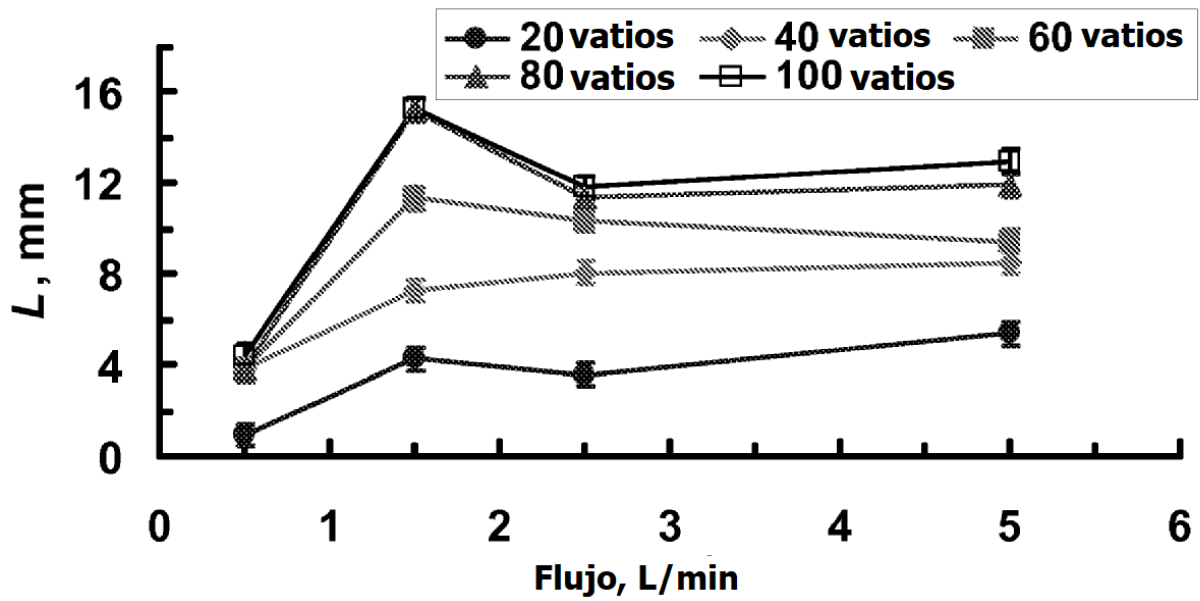


FIG. 5D

Potencia(W)/ Flujo (l/min)	$\Delta T, ^\circ C$			
	0,5	1,5	2,5	5
20	43,7	53,5	48,6	38,9
40	53,5	38,9	43,7	68,0
60	48,6	34,0	38,9	63,2
80	43,7	34,0	38,9	48,6
100	43,7	38,9	58,3	48,6

FIG. 5E

Potencia(W)/ Flujo (l/min)	Longitud, mm			
	0,5	1,5	2,5	5
0,9	0,9	4,3	3,6	5,4
40	3,8	7,3	8,1	8,5
60	3,8	11,3	10,4	9,4
80	3,8	15,2	11,3	11,9
100	4,4	15,3	11,8	13,0

FIG. 5F

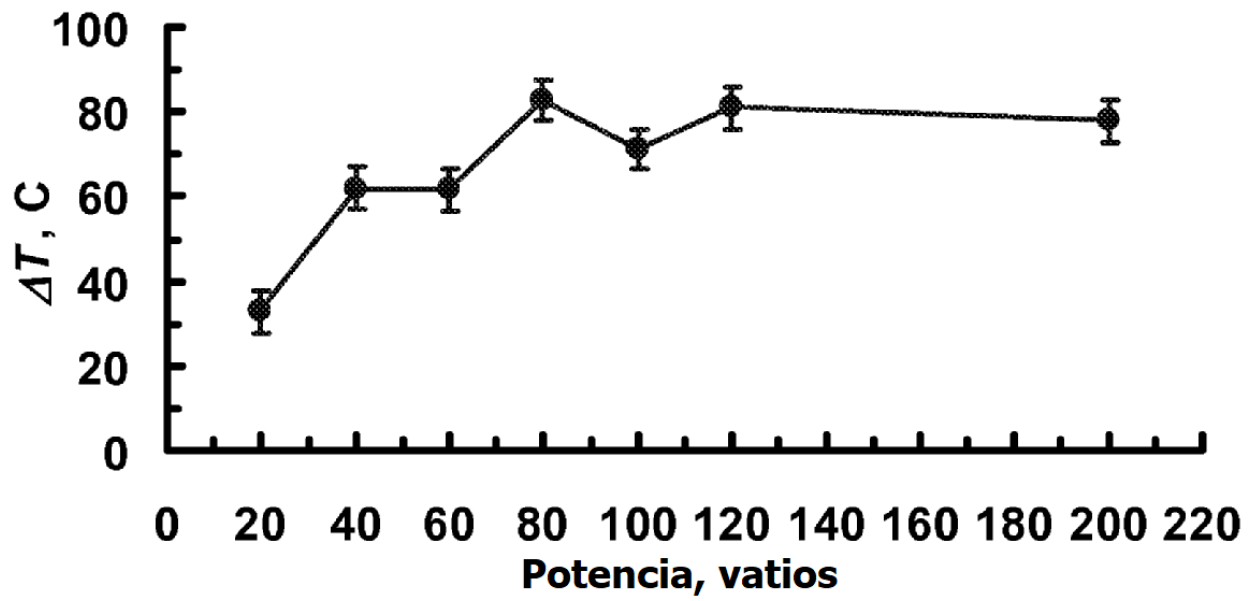


FIG. 6A

Potencia (W)	ΔT , °C
20	32,8
40	62,0
60	61,6
80	82,6
100	71,3
120	81,0
200	77,8

FIG. 6B

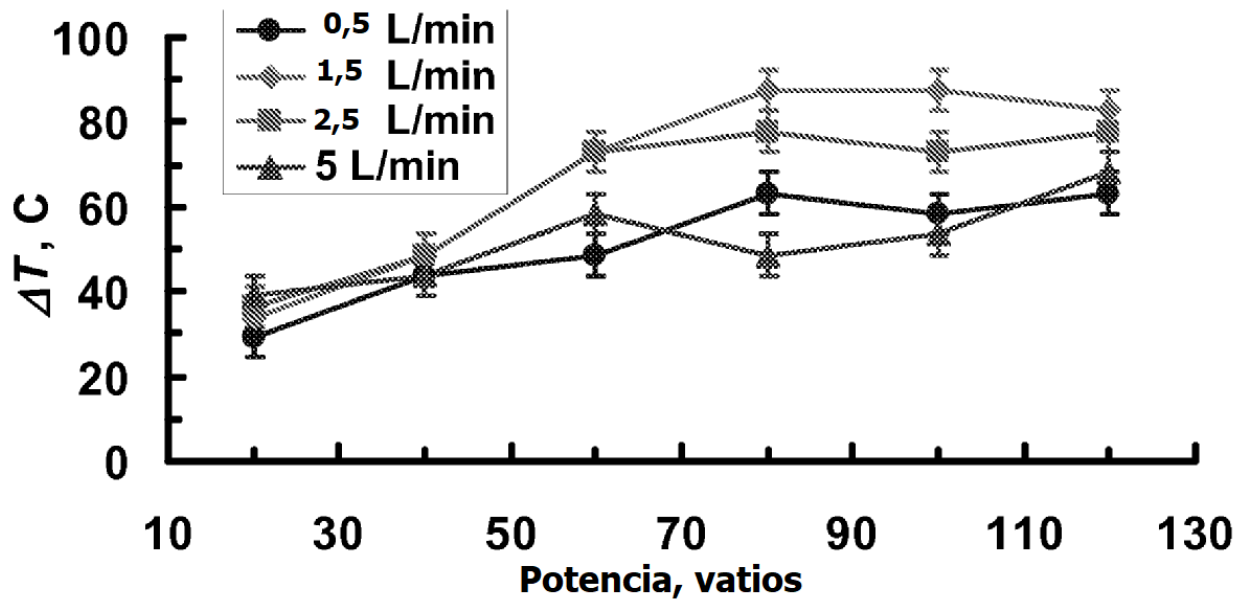


FIG. 7A

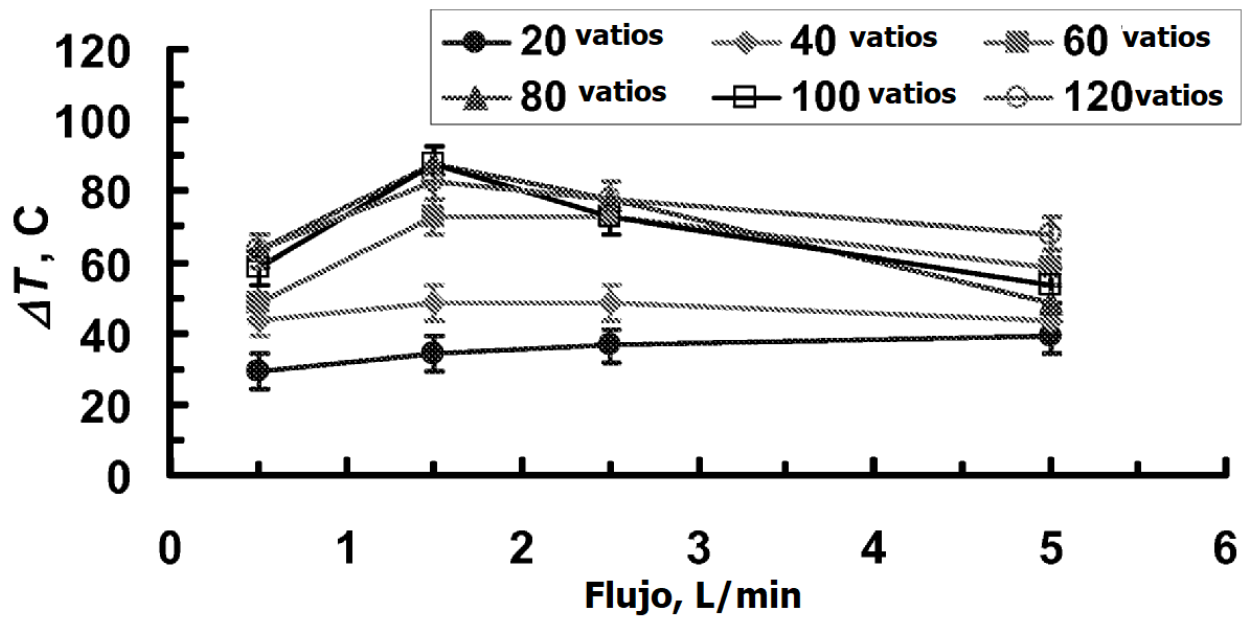


FIG. 7B

Potencia(W)/ Flujo (l/min)	$\Delta T, ^\circ C$			
	0,5	1,5	2,5	5
20	29,2	34,0	36,5	38,9
40	43,7	48,6	48,6	43,7
60	48,6	72,9	72,9	58,3
80	63,2	87,5	77,8	48,6
100	58,3	87,5	72,9	53,5
120	63,2	82,6	77,8	68,0

FIG. 7C

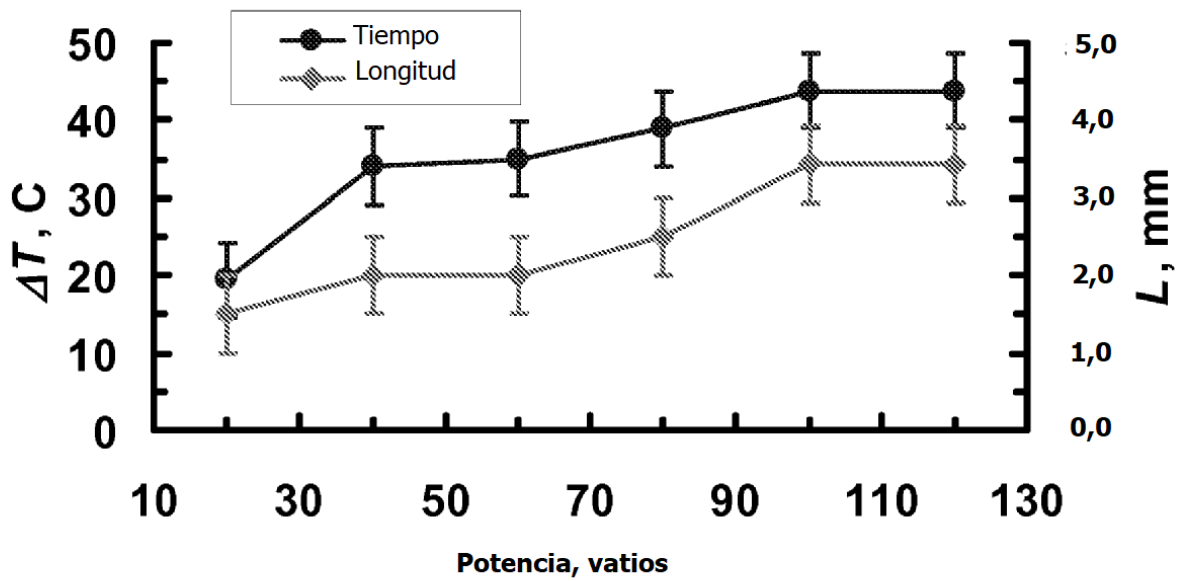


FIG. 8A

Potencia (W)	$\Delta T, ^\circ\text{C}$
20	19,4
40	34,0
60	35,0
80	38,9
100	43,7
120	43,7

FIG. 8B

Potencia (W)	Longitud, mm
20	1,5
40	2,0
60	2,0
80	2,5
100	3,4
120	3,4

FIG. 8C

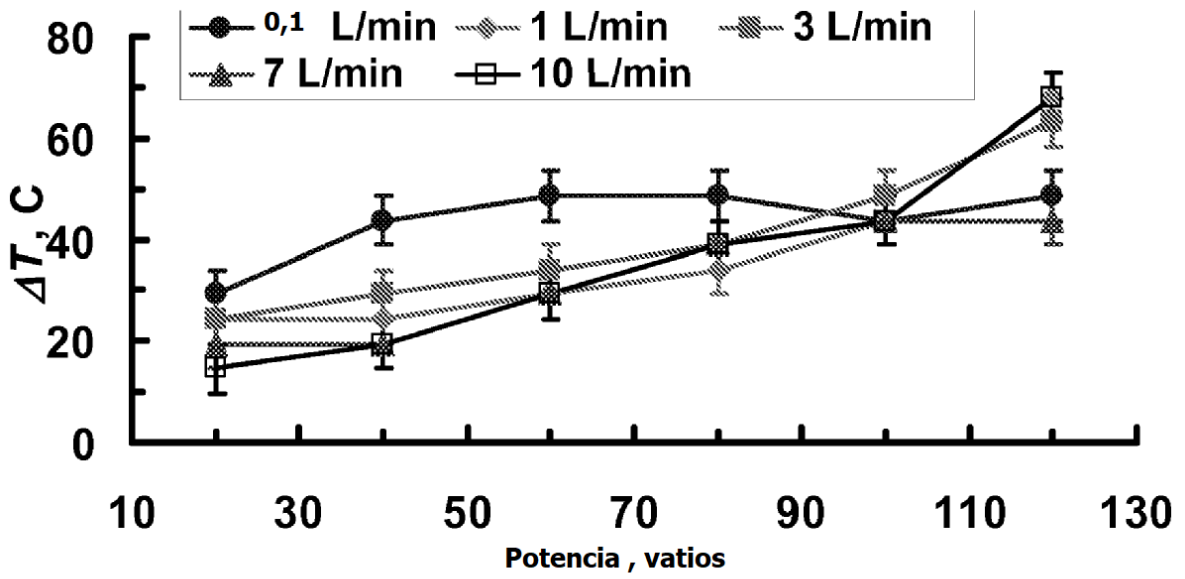


FIG. 9A

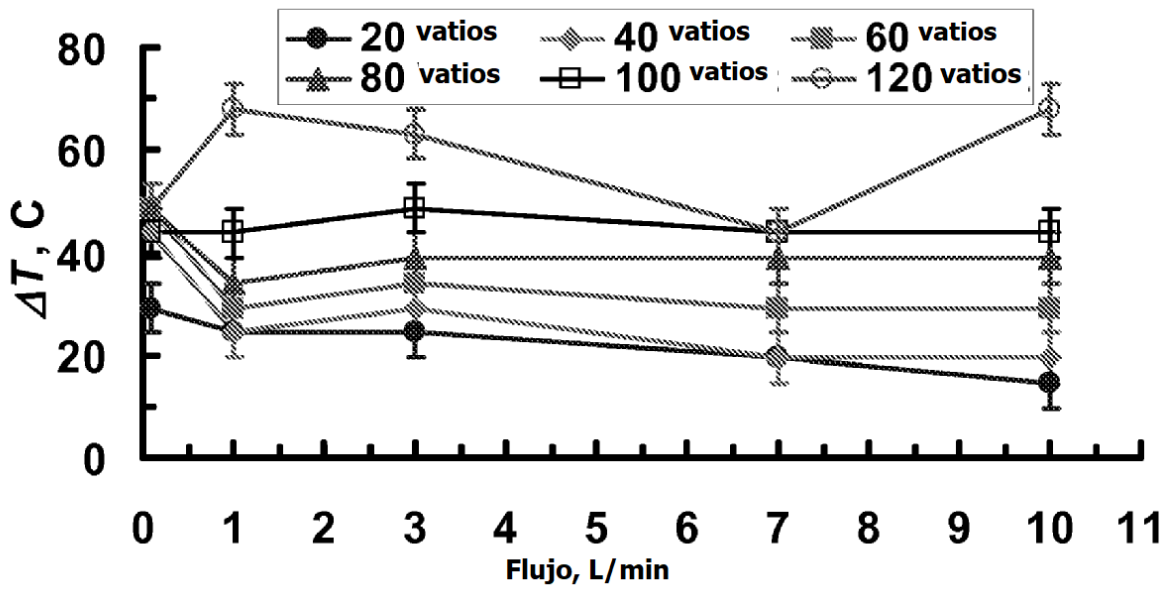


FIG. 9B

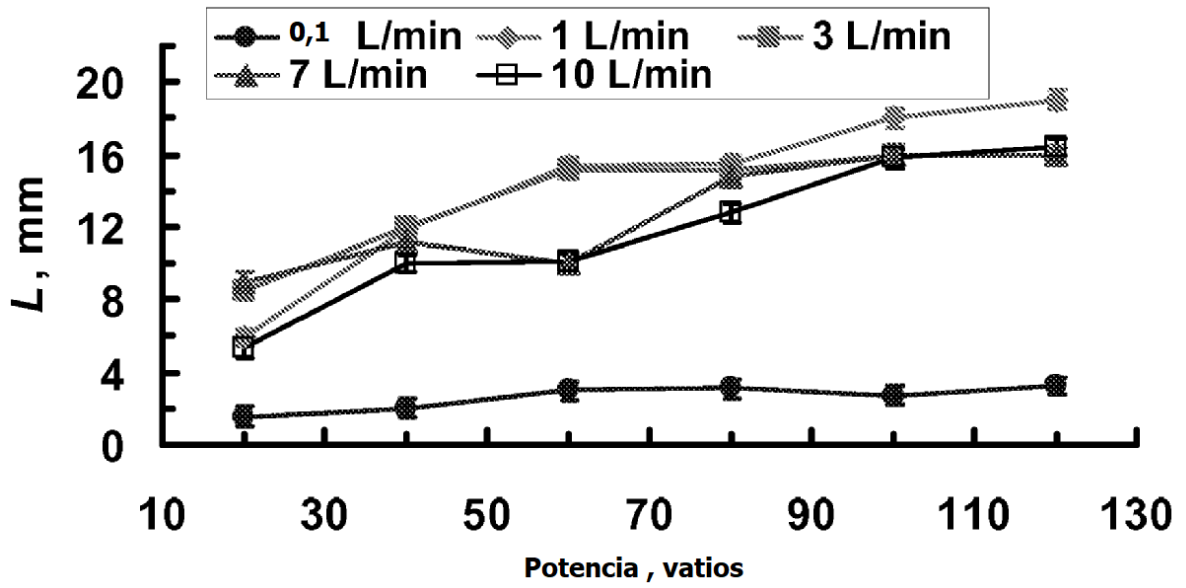


FIG. 9C

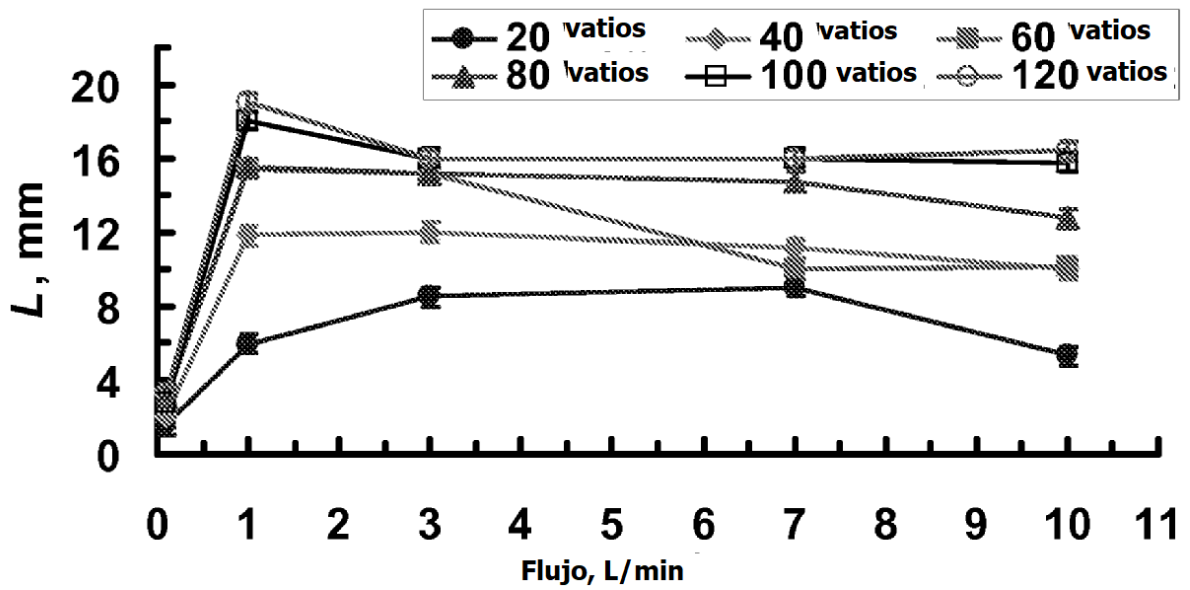


FIG. 9D

$\Delta T, ^\circ\text{C}$

Potencia (W)/Flujo (l/min)	0,1	1	3	7	10
20	29,2	24,3	24,3	19,4	14,6
40	43,7	24,3	29,2	19,4	19,4
60	48,6	29,2	34,0	29,2	29,2
80	48,6	34,0	38,9	38,9	38,9
100	43,7	43,7	48,6	43,7	43,7
120	48,6	68,0	63,2	43,7	68,0

FIG. 9E

Longitud, mm

Potencia (W)/Flujo (l/min)	0,1	1	3	7	10
20	1,5	6,0	8,5	9,0	5,3
40	2,0	11,8	12,0	11,2	10,0
60	3,0	15,4	15,1	10,0	10,1
80	3,1	15,5	15,1	14,7	12,8
100	2,7	18,0	16,0	16,0	15,8
120	3,2	19,0	15,9	15,9	16,4

FIG. 9F

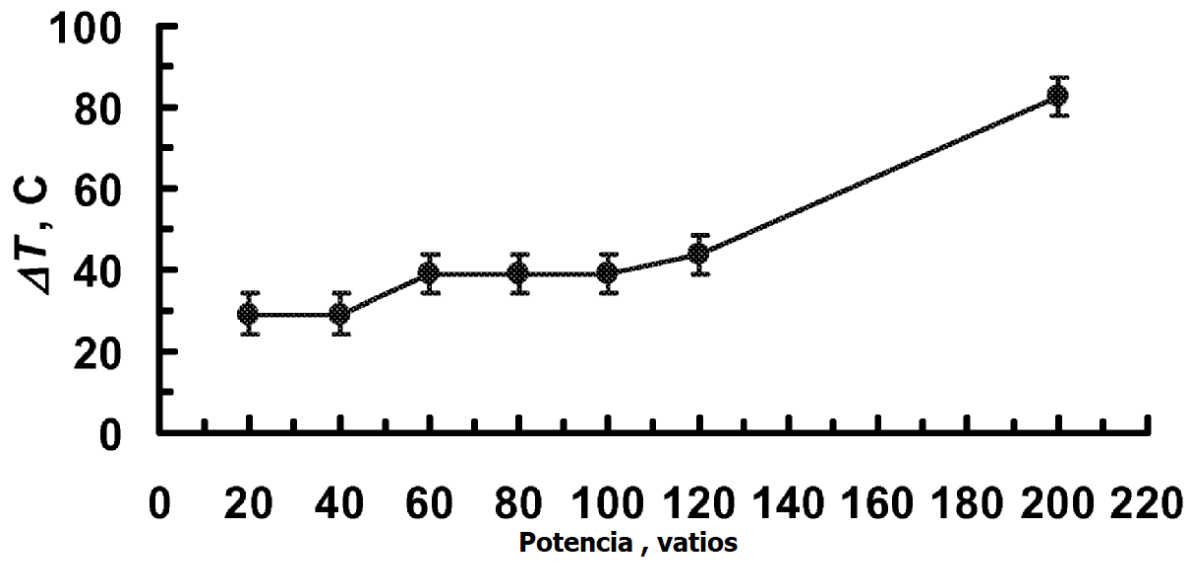


FIG. 10A

Potencia (W)	ΔT , °C
20	29,2
40	29,2
60	38,9
80	38,9
100	38,9
120	43,7
200	82,6

FIG. 10B

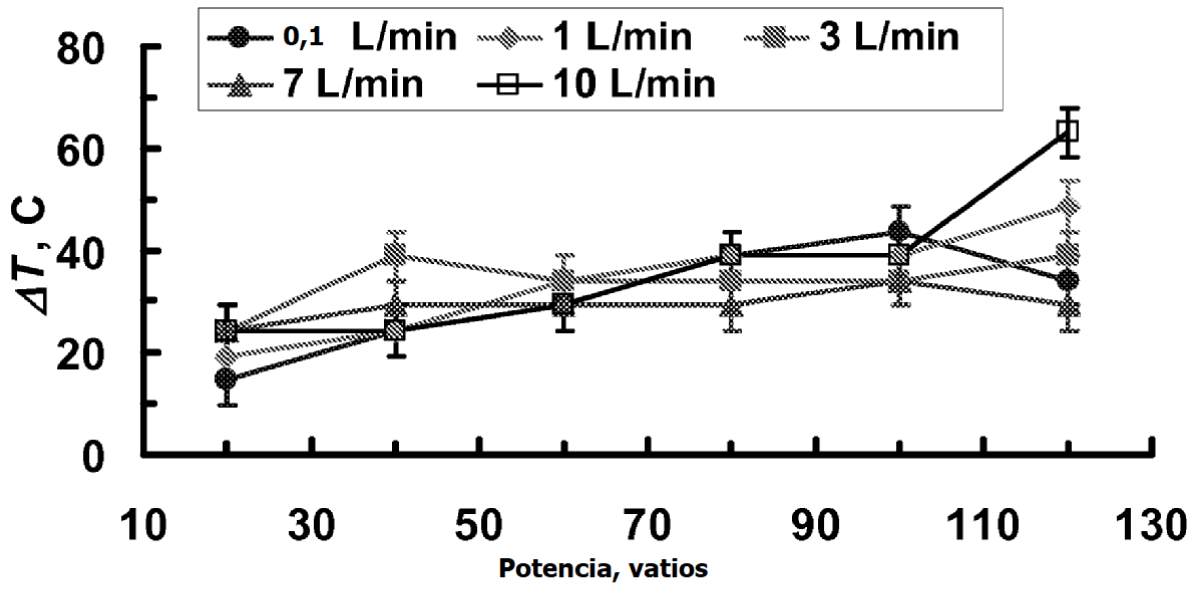


FIG. 11A

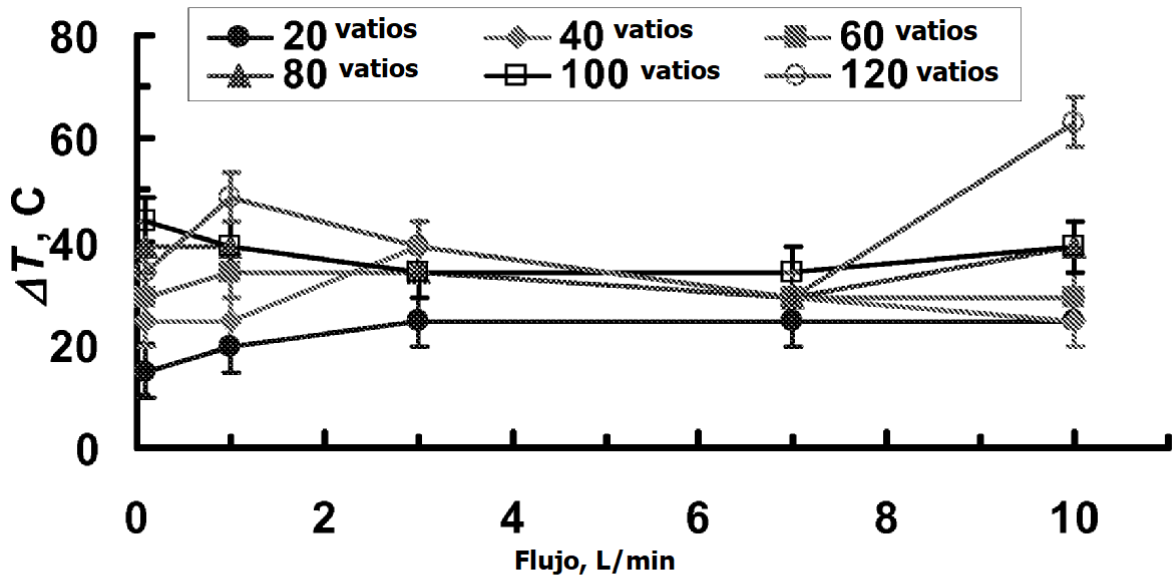


FIG. 11B

$\Delta T, ^\circ\text{C}$

Potencia (W)/Flujo (l/min)	0,1	1	3	7	10
20	14,6	19,4	24,3	24,3	24,3
40	24,3	24,3	38,9	29,2	24,3
60	29,2	34,0	34,0	29,2	29,2
80	38,9	38,9	34,0	29,2	38,9
100	43,7	38,9	34,0	34,0	38,9
120	34,0	48,6	38,9	29,2	63,2

FIG. 11C

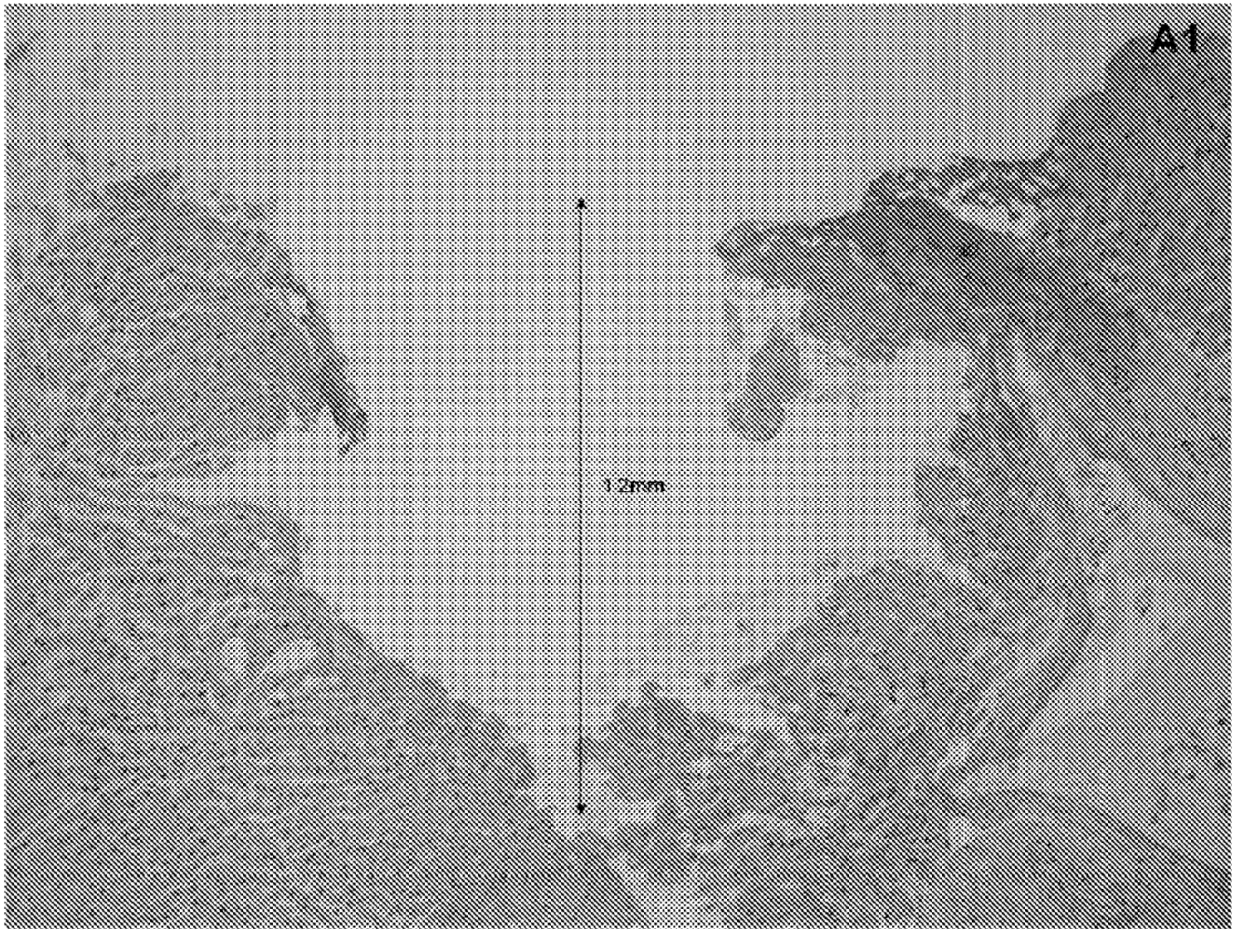


FIG. 12A

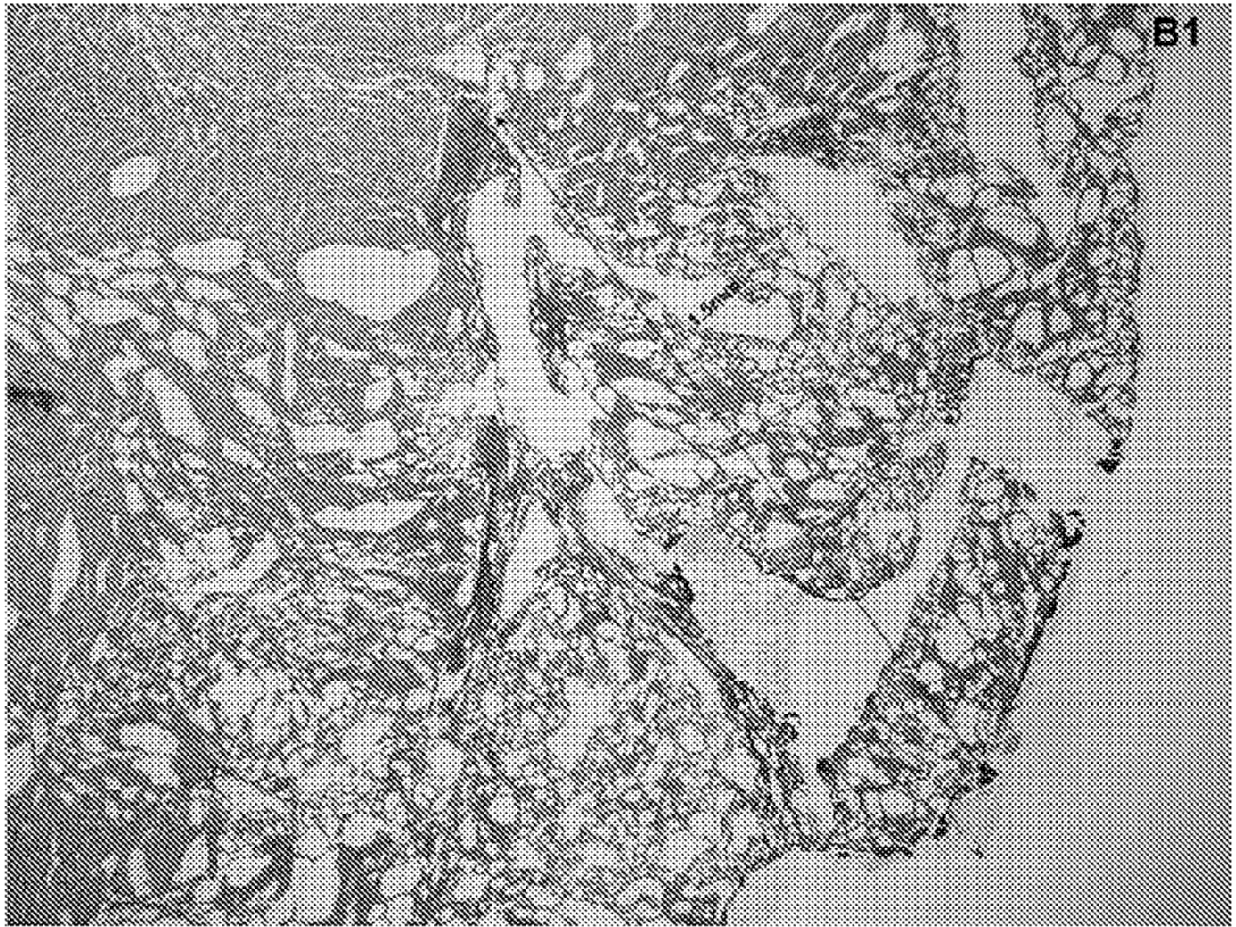


FIG. 12B

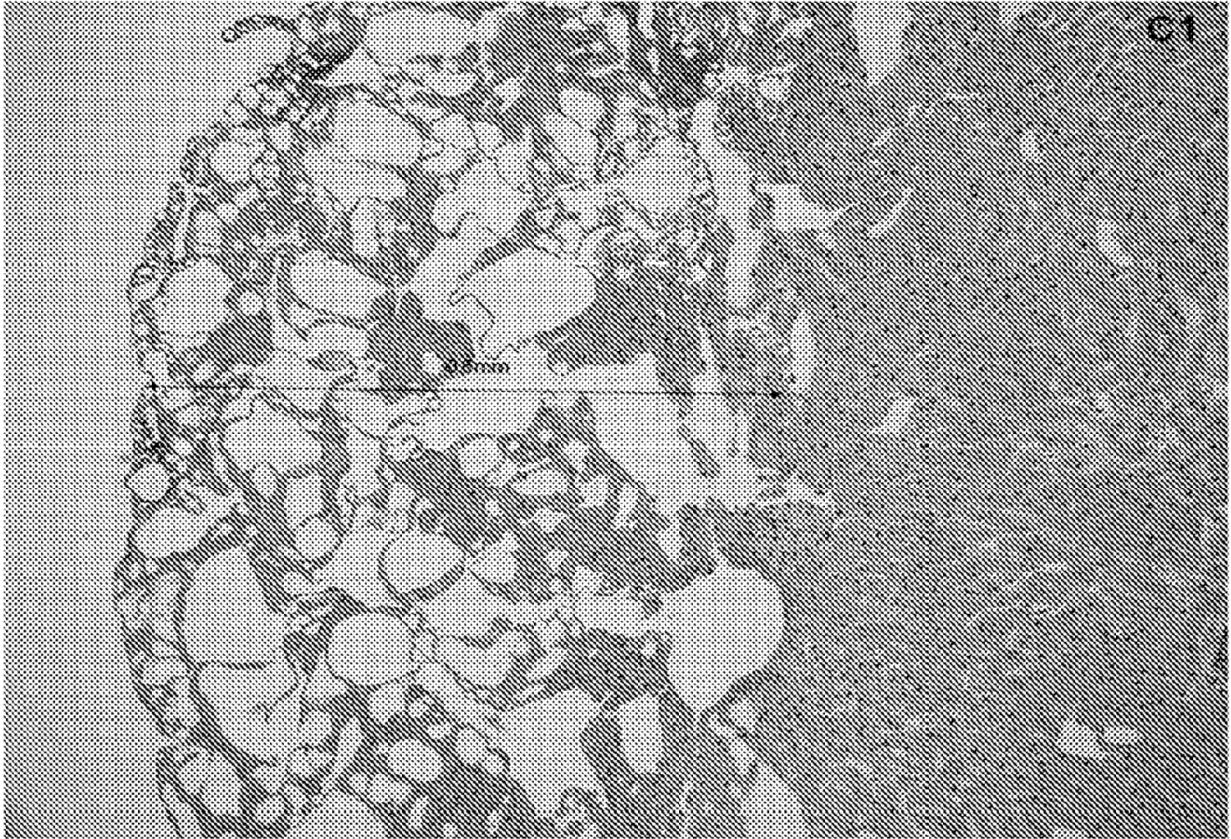


FIG. 12C

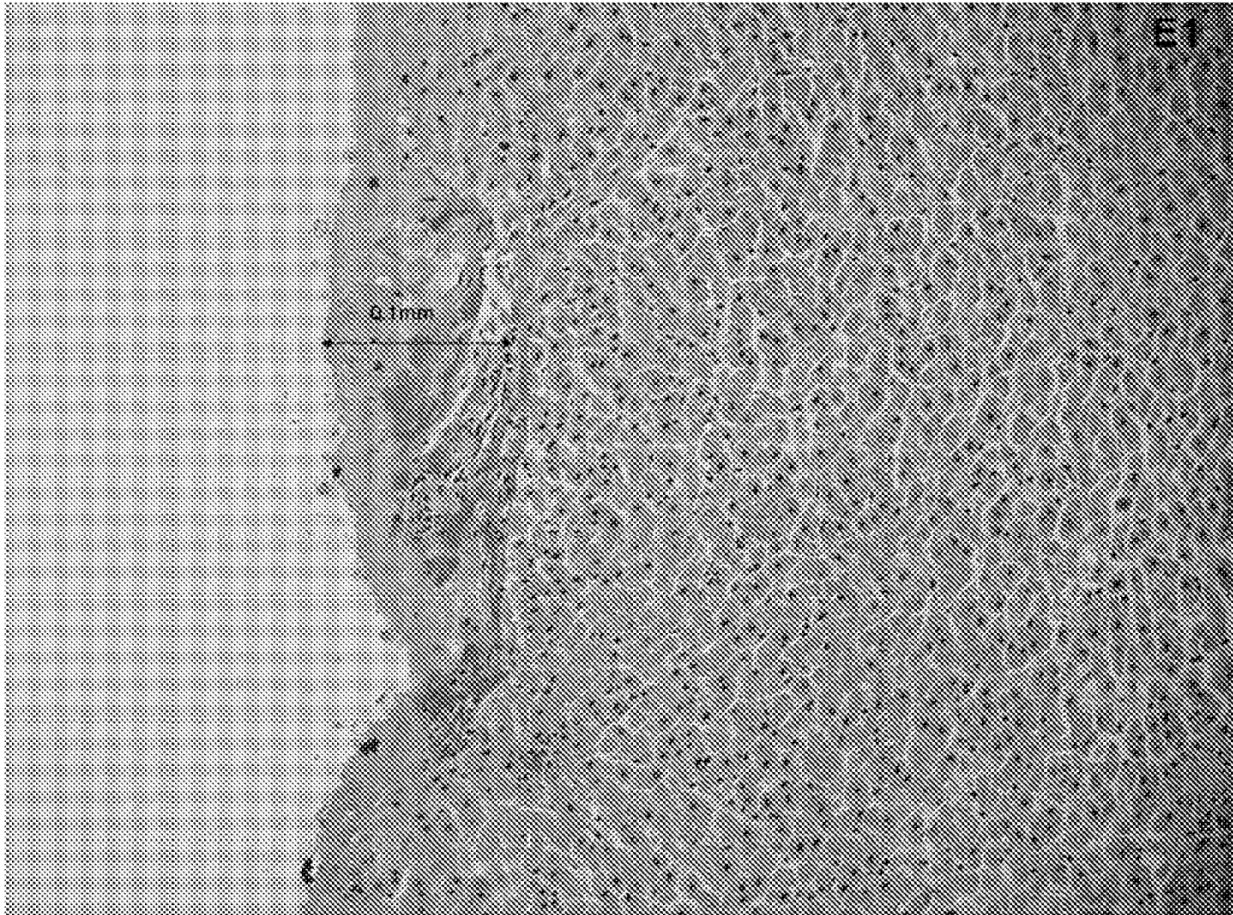


FIG. 12D

A - Corte convencional

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Diámetro (mm)
A-1	20	---	3,09
A-2	40	---	2,83
A-3	60	---	2,83
A-4	80	---	4,23
A-5	100	---	4,81
A-6	120	---	5,04
A-7	150	---	5,14

FIG. 13A

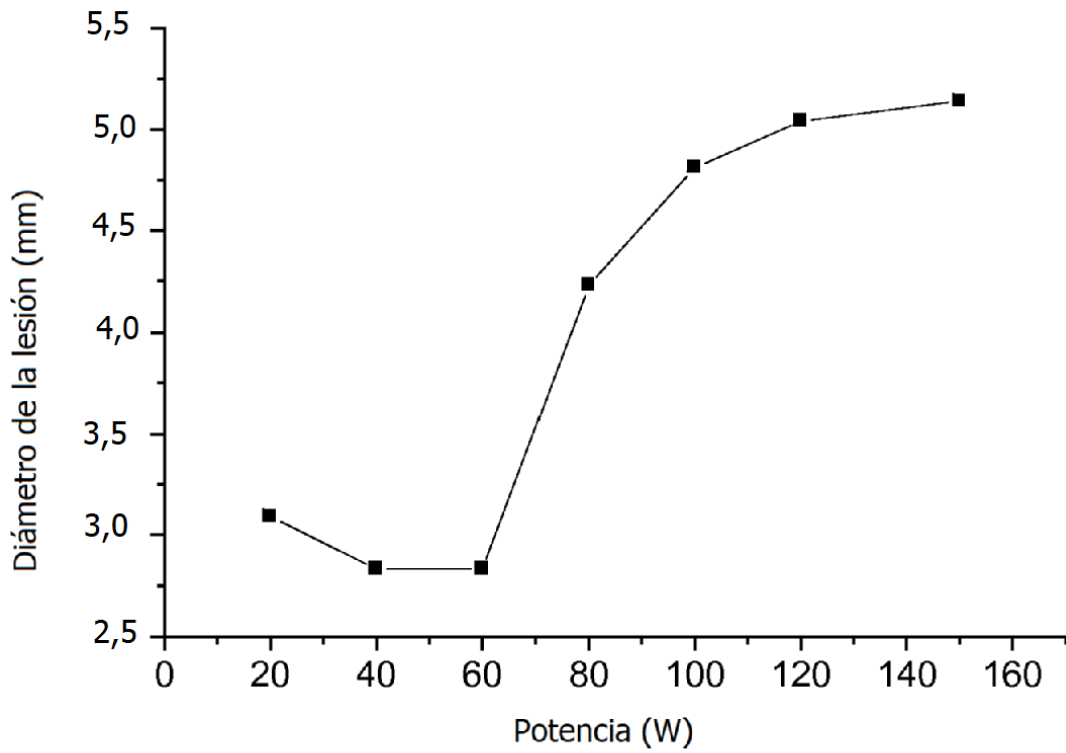


FIG. 13B

B - Coagulación convencional

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Diámetro (mm)
B-1	20	---	5,13
B-2	40	---	6,74
B-3	60	---	8,45
B-4	80	---	10,64
B-5	100	---	9,66

FIG. 14A

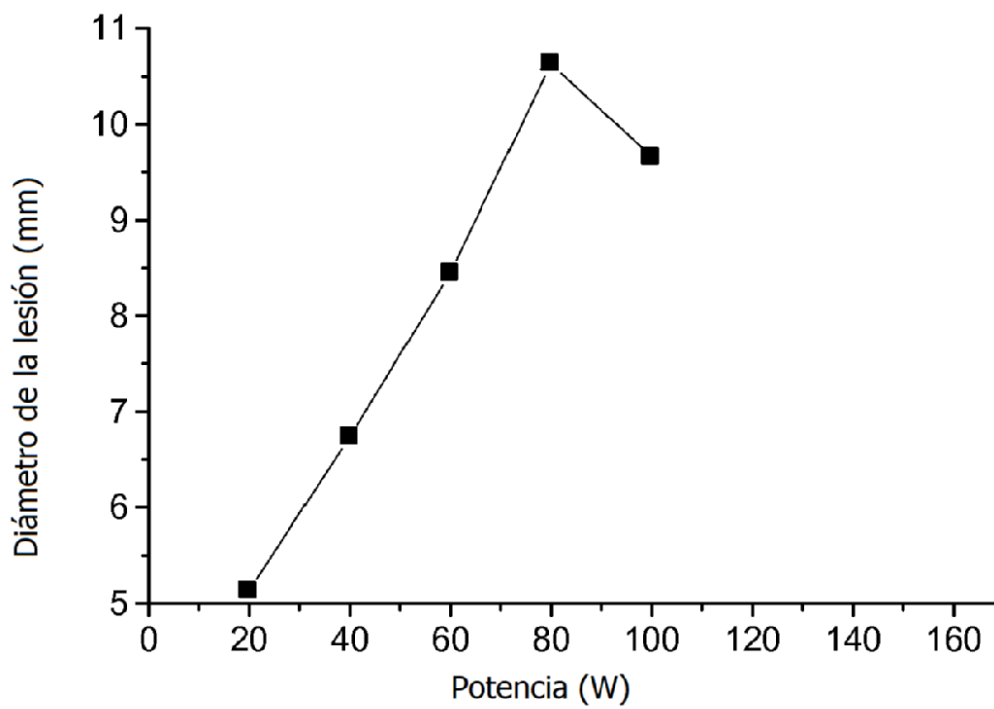


FIG. 14B

C - Coagulación con argón

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Diámetro (mm)
C-1	20	0,5	7,76
C-2	20	1,5	8,77
C-3	20	2,5	8,78
C-4	20	5,0	8,78
C-5	40	0,5	8,81
C-6	40	1,5	8,51
C-7	40	2,5	8,88
C-8	40	5,0	9,65
C-9	60	0,5	9,93
C-10	60	1,5	9,56
C-11	60	2,5	9,65
C-12	60	5,0	10,36
C-13	80	0,5	10,31
C-14	80	1,5	10,31
C-15	80	2,5	11,35
C-16	80	5,0	12,13
C-17	100	0,5	13,28
C-18	100	1,5	12,36
C-19	100	2,5	12,38
C-20	100	5,0	12,24

FIG. 15A

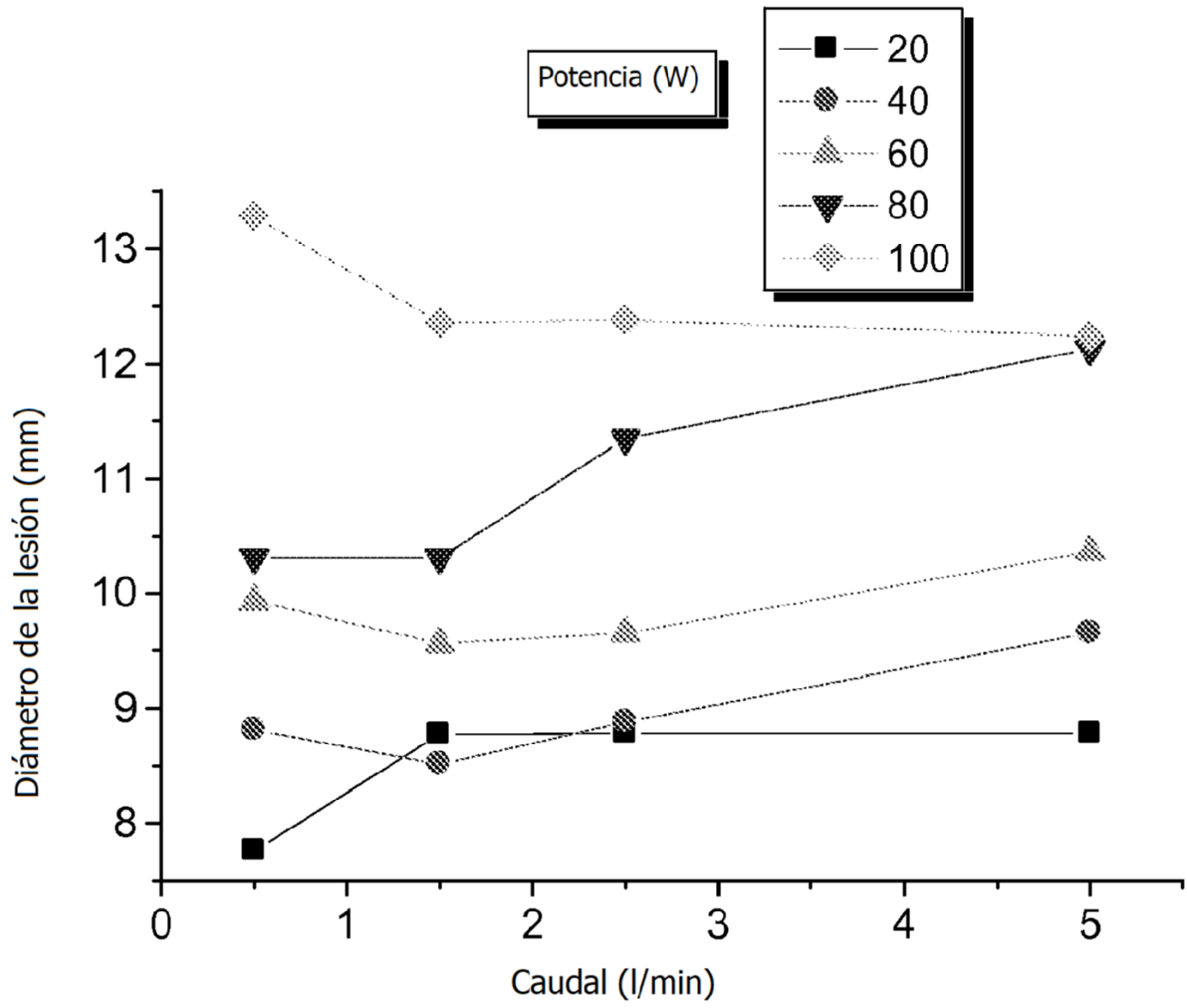


FIG. 15B

Tabla 16

D –Corte con plasma híbrido SS-200E/Argon 2

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Diámetro (mm)
D-2	20	0,5	2,60
D-3	20	2,5	2,33
D-4	20	5,0	2,20
D-7	40	0,5	2,46
D-8	40	2,5	2,47
D-9	40	5,0	4,42
D-12	60	0,5	4,38
D-13	60	2,5	5,07
D-14	60	5,0	3,90
D-17	80	0,5	4,38
D-18	80	2,5	3,94
D-19	80	5,0	6,10
D-22	100	0,5	3,38
D-23	100	2,5	3,86
D-24	100	5,0	4,31
D-27	120	0,5	2,52
D-28	120	2,5	3,72
D-29	120	5,0	5,73
D-32	150	0,5	8,44
D-33	150	2,5	7,86
D-34	150	5,0	6,88

FIG. 16A

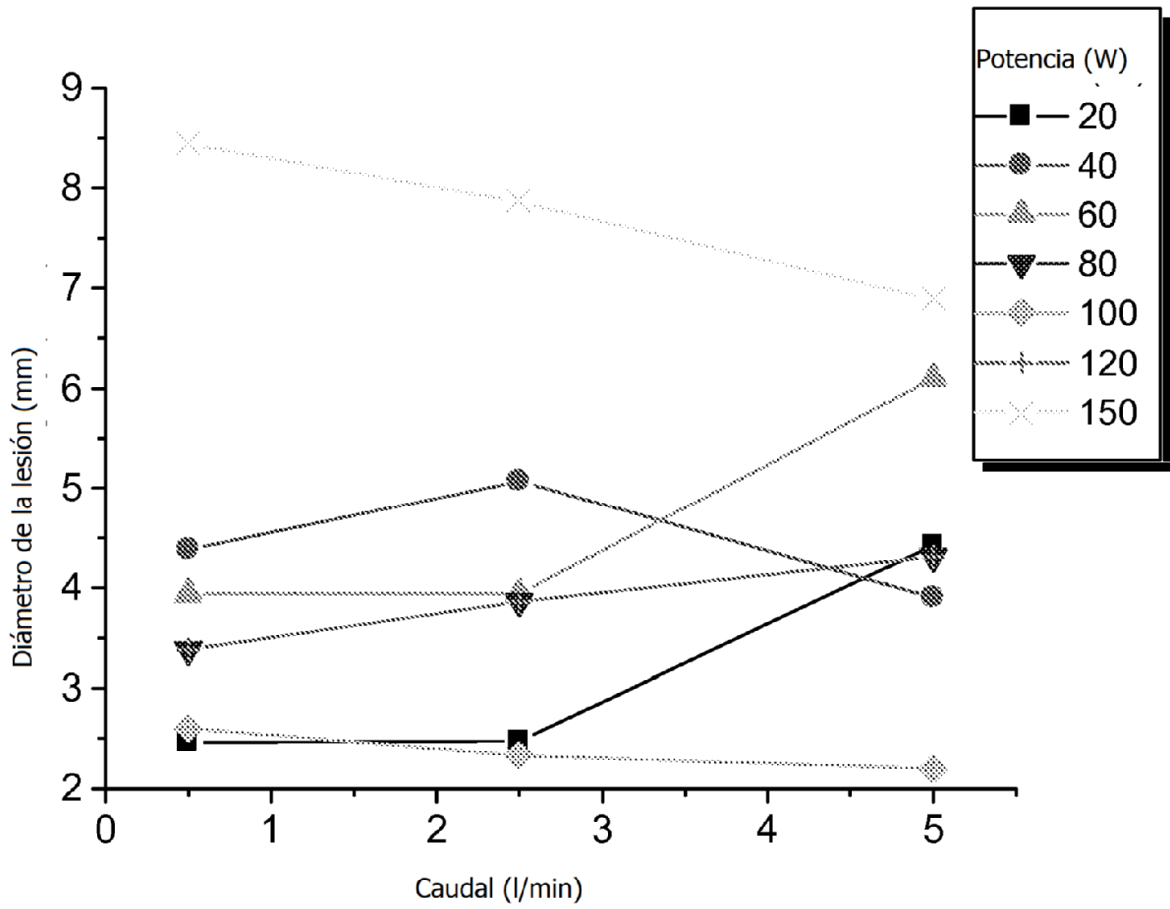


FIG. 16B

	Potencia (W)	Flujo (l/min)	Diámetro (mm)
E-1	20	0,1	2,50
E-2	20	1,0	2,51
E-3	20	3,0	1,21
E-4	20	7,0	1,75
E-5	20	10,0	1,38
E-6	40	0,1	1,78
E-7	40	1,0	2,05
E-8	40	3,0	2,00
E-9	40	7,0	1,90
E-10	40	10,0	1,59
E-11	60	0,1	1,59
E-12	60	1,0	1,81
E-13	60	3,0	2,02
E-14	60	7,0	2,46
E-15	60	10,0	1,66
E-16	80	0,1	2,51
E-17	80	1,0	2,04
E-18	80	3,0	2,55
E-19	80	7,0	1,69
E-20	80	10,0	2,63
E-21	100	0,1	2,56
E-22	100	1,0	2,21
E-23	100	3,0	1,77
E-24	100	7,0	2,04
E-25	100	10,0	5,80
E-26	120	0,1	2,47
E-27	120	1,0	2,94
E-28	120	3,0	2,49
E-29	120	7,0	7,53
E-30	120	10,0	7,81
E-31	150	0,1	5,82
E-32	150	1,0	8,75
E-33	150	3,0	9,78
E-34	150	7,0	9,58
E-35	150	10,0	9,59

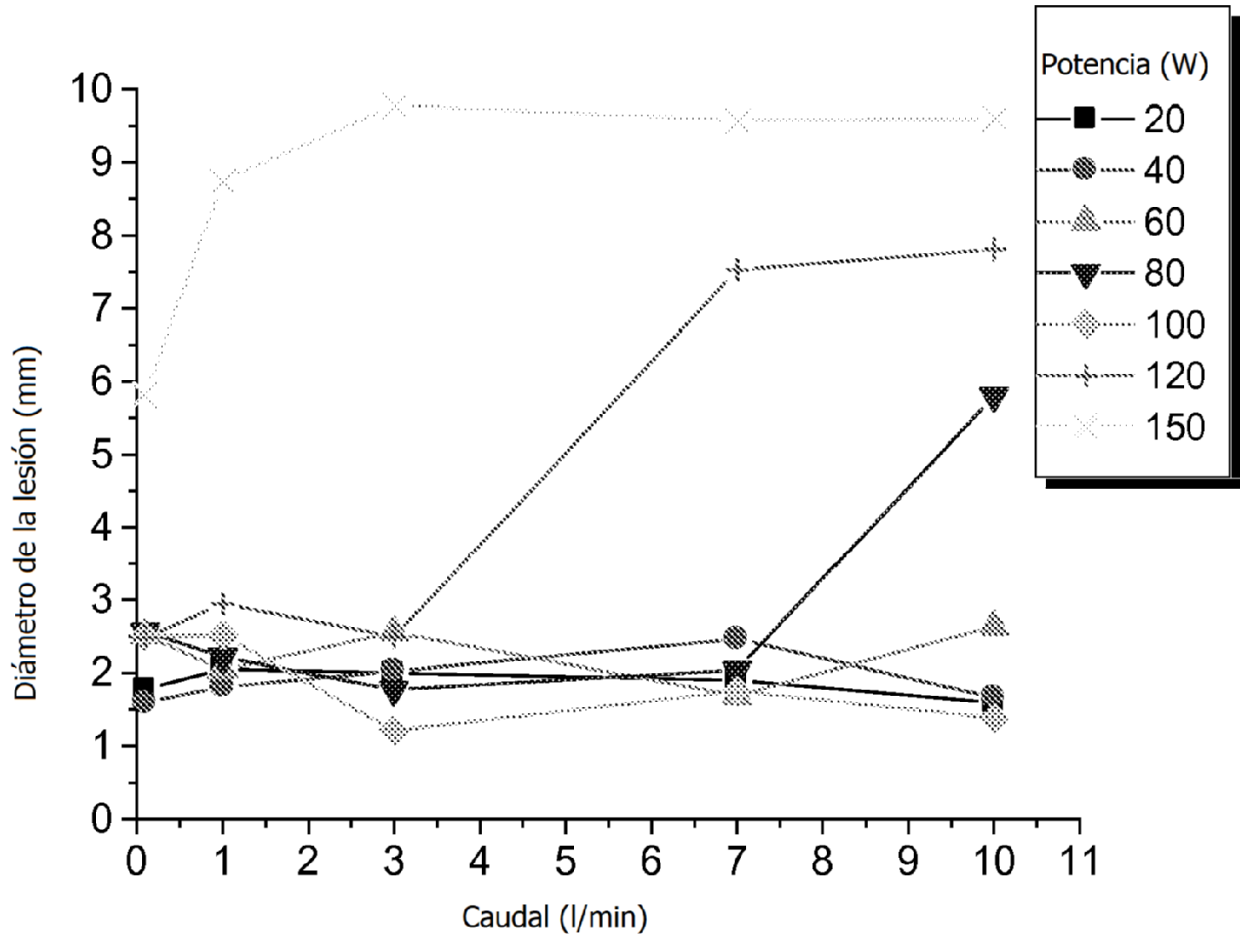


FIG. 17B

Corte convencional

	Potencia (W)	Profundidad de la lesión (mm)
A1	20	1,2
A2	40	0,4
A3	60	1,6
A4	80	3,7
A5	100	2,5
A6	120	3,3
A7	150	3,5

FIG. 18A

Coagulación convencional

	Potencia (W)	Profundidad de la lesión (mm)
B1	20	1,5
B2	40	2,5
B3	60	3,6
B4	80	3,6
B5	100	4,0

FIG. 18B

Coagulación con argón

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Profundidad de la lesión (mm)
C1	20	0,5	0,6
C2	20	1,5	0,7
C3	20	2,5	0,5
C4	20	5,0	0,5
C5	40	0,5	0,8
C6	40	1,5	0,9
C7	40	2,5	1,0
C8	40	5,0	1,2
C9	60	0,5	1,3
C10	60	1,5	1,1
C11	60	2,5	1,1
C12	60	5,0	1,1
C13	80	0,5	1,6
C14	80	1,5	1,3
C15	80	2,5	1,3
C16	80	5,0	1,5
C17	100	0,5	0,7
C18	100	1,5	1,1
C19	100	2,5	1,1
C20	100	5,0	1,1

FIG. 18C

Corte con plasma híbrido @ SS-200E and Argon2

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Profundidad de la lesión (mm)
D2	20	0,5	0,4
D3	20	2,5	0,4
D4	20	5,0	0,4
D7	40	0,5	1,2
D8	40	2,5	1,4
D9	40	5,0	0,3
D12	60	0,5	2,1
D13	60	2,5	1,5
D14	60	5,0	1,5
D17	80	0,5	2,5
D18	80	2,5	0,7
D19	80	5,0	1,2
D22	100	0,5	1,4
D23	100	2,5	1,2
D24	100	5,0	1,1
D27	120	0,5	1,6
D28	120	2,5	1,7
D29	120	5,0	1,2
D32	150	0,5	2,7
D33	150	2,5	2,5
D34	150	5,0	1,9

FIG. 18D

	Potencia (W)	Flujo (L/min)	Profundidad de la lesión (mm)
E1	20	0,1	0,1
E2	20	1,0	0,1
E3	20	3,0	0,1
E4	20	7,0	1,2
E5	20	10,0	0,4
E6	40	0,1	0,2
E7	40	1,0	1,0
E8	40	3,0	3,0
E9	40	7,0	1,0
E10	40	10,0	0,1
E11	60	0,1	0,1
E12	60	1,0	0,5
E13	60	3,0	3,7
E14	60	7,0	0,1
E15	60	10,0	0,15
E16	80	0,1	1,1
E17	80	1,0	0,7
E18	80	3,0	1,7
E19	80	7,0	0,7
E20	80	10,0	3,1
E21	100	0,1	1,9
E22	100	1,0	2,1
E23	100	3,0	2,0
E24	100	7,0	1,8
E25	100	10,0	5,4
E26	120	0,1	1,4
E27	120	1,0	2,0
E28	120	3,0	3,1
E29	120	7,0	6,6
E30	120	10,0	7,2
E31	150	0,1	5,3
E32	150	1,0	5,0
E33	150	3,0	4,8
E34	150	7,0	4,4
E35	150	10,0	4,9

FIG. 10E

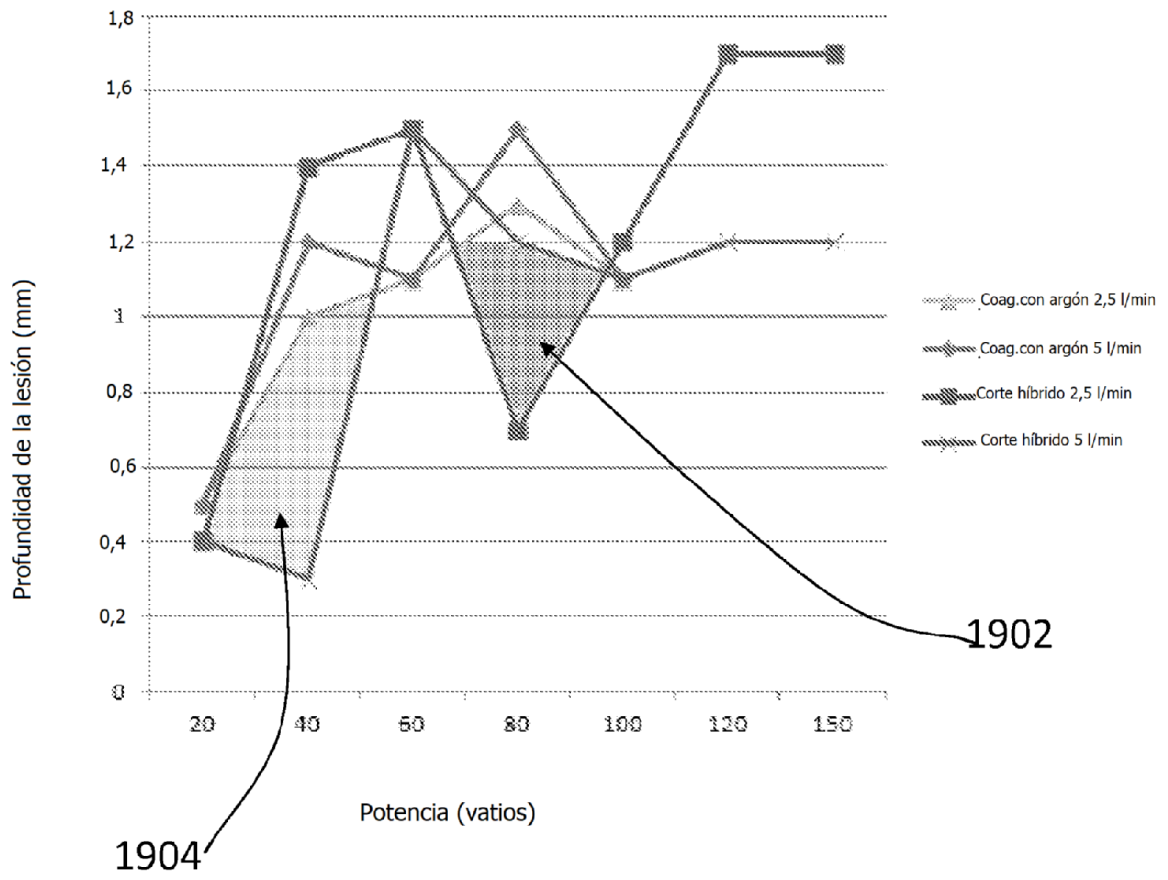
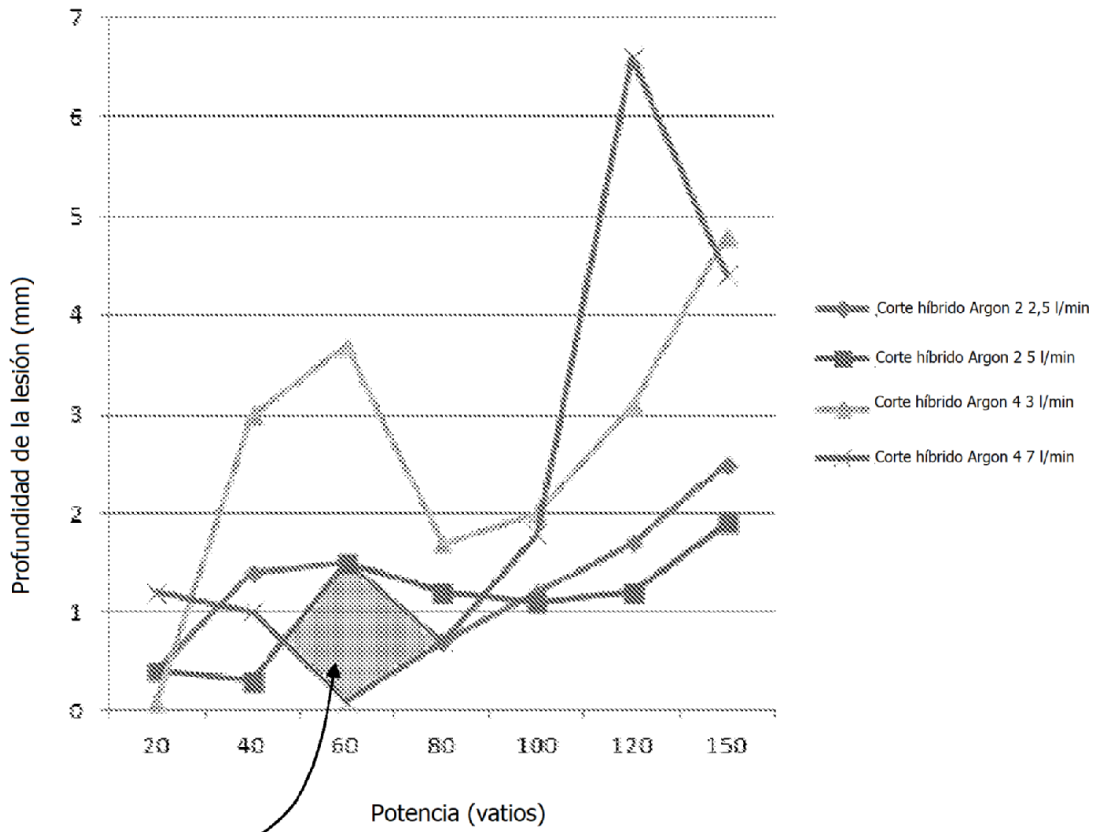


FIG. 19A



1910

FIG. 19B

Corte con plasma híbrido @ SS-200E and Argon2

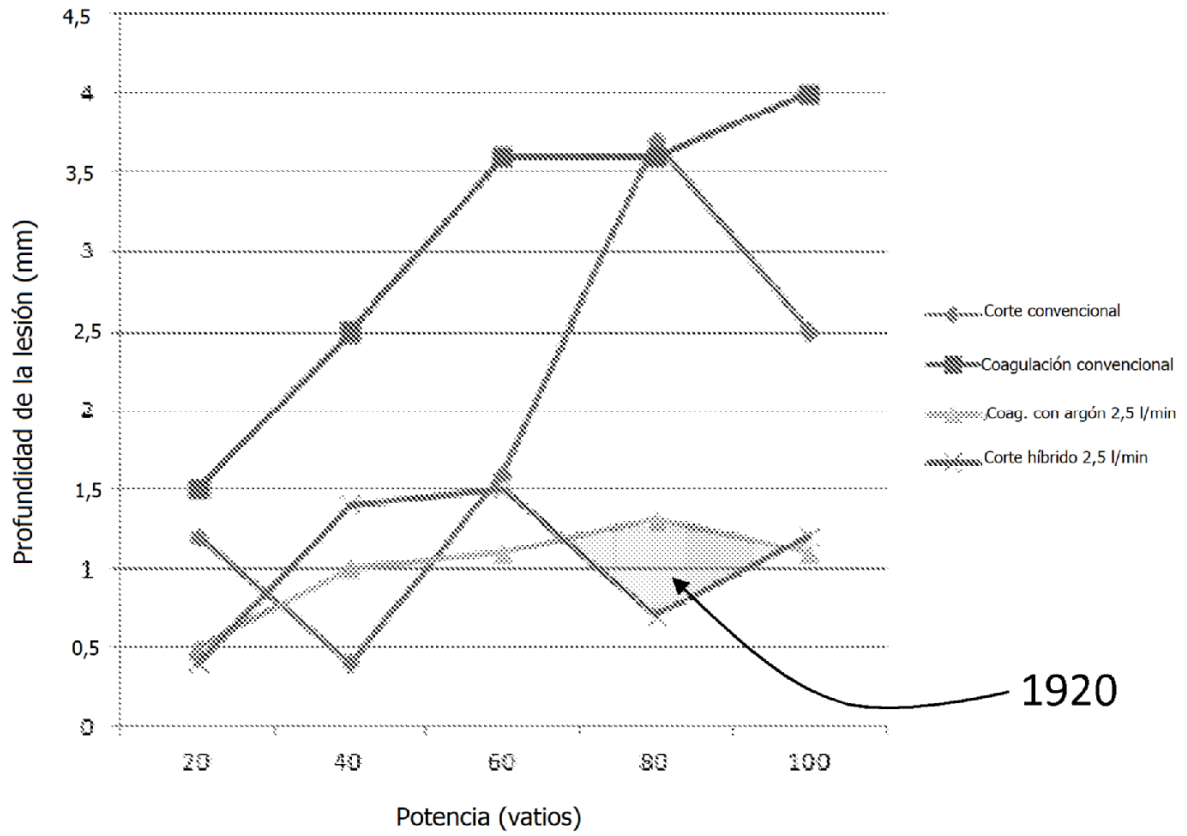
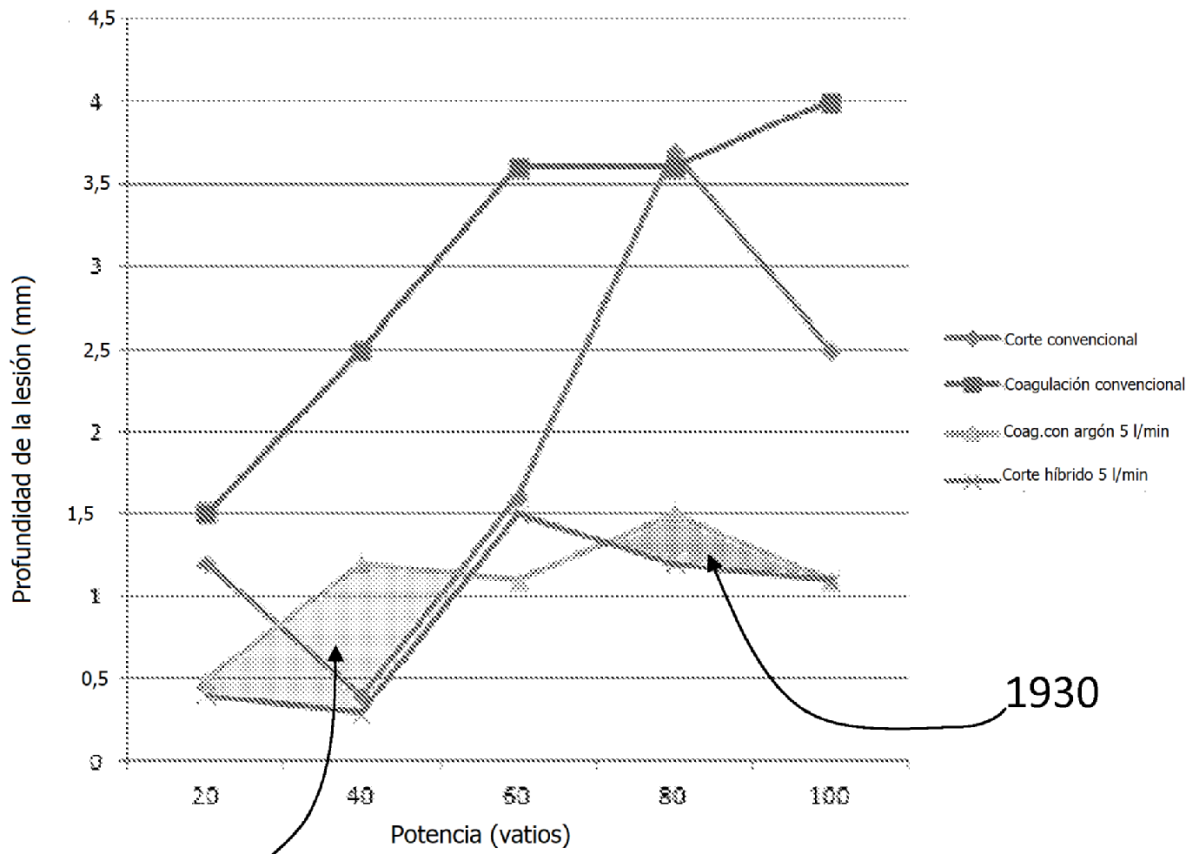


FIG. 19C

Corte con plasma híbrido @ SS-200E and Argon2



1940

1930

FIG. 19D

SS-200E y Argon2

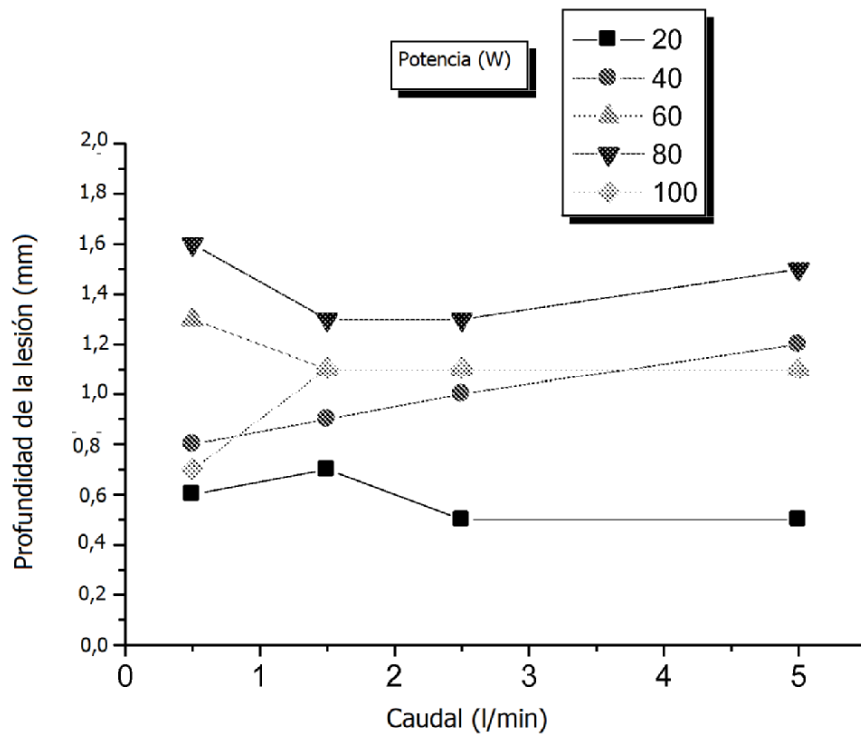


FIG. 20A

Coagulación con argón: Profundidad de la lesión no muy dependiente del caudal

SS-200E y Argon2

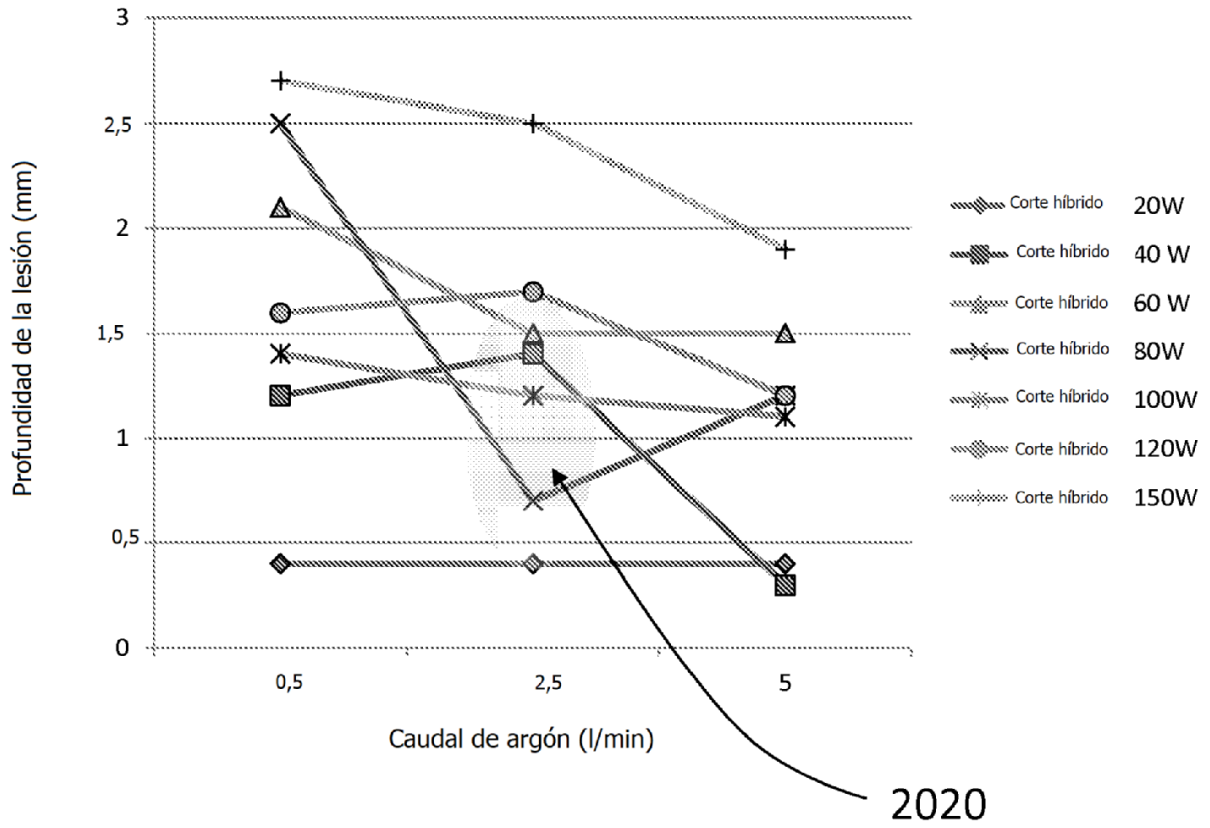


FIG. 20B

SS-601MCA y Argon4

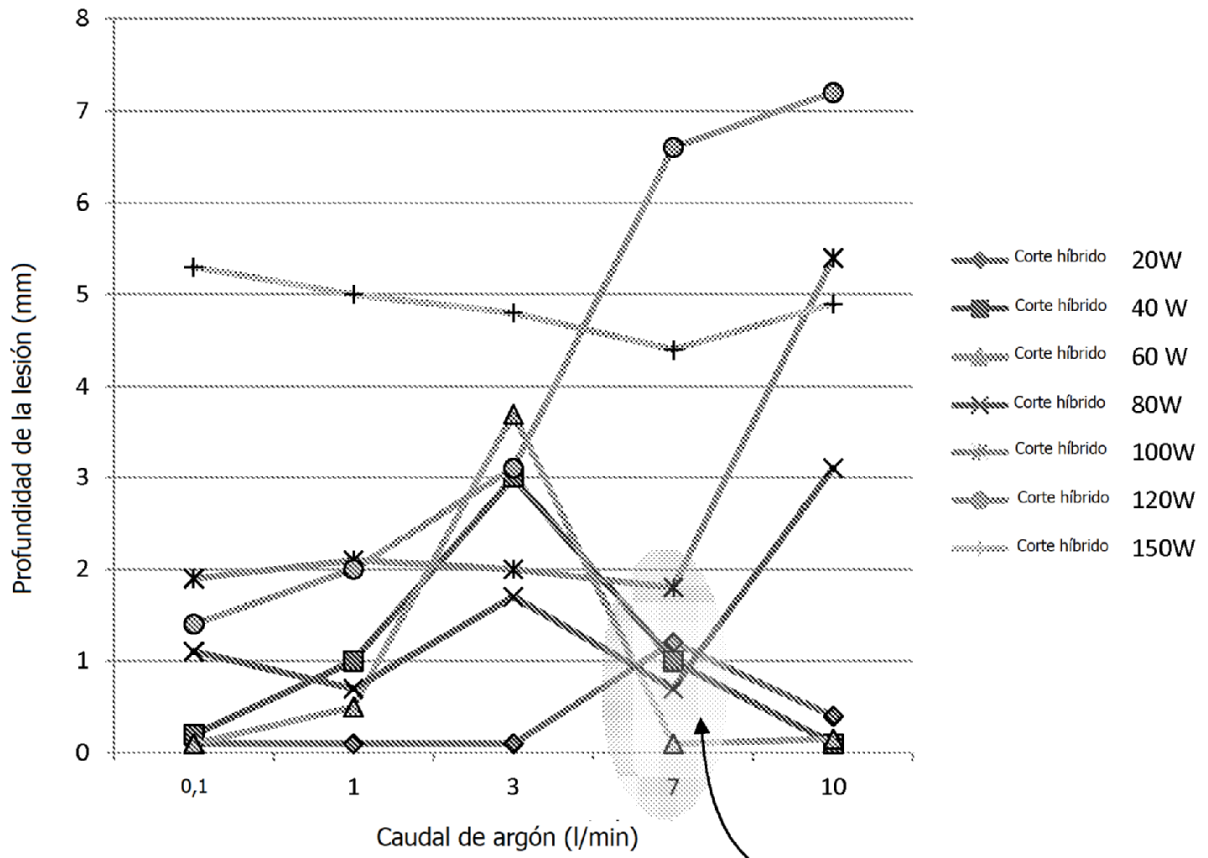


FIG. 20C

2030

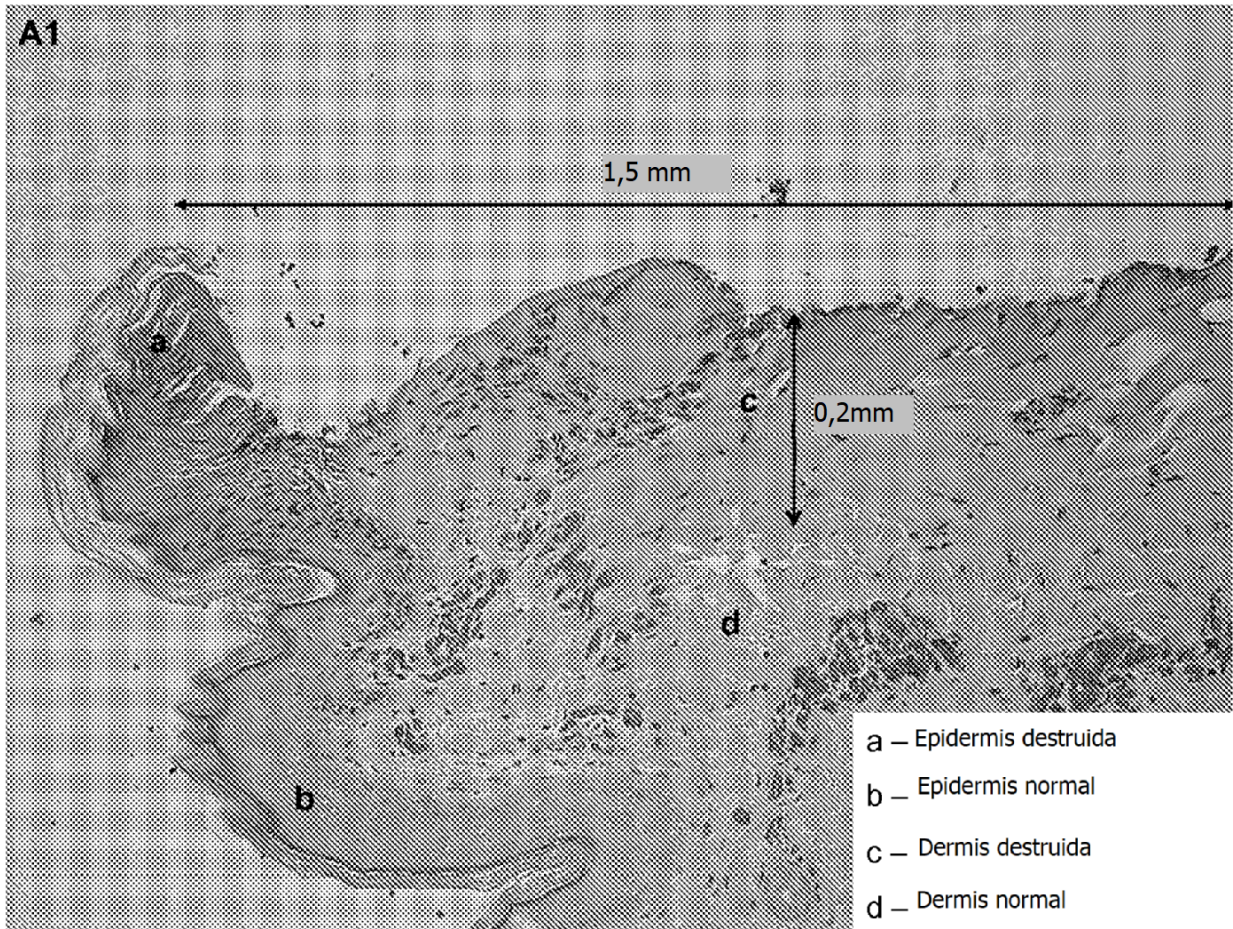


FIG. 21A

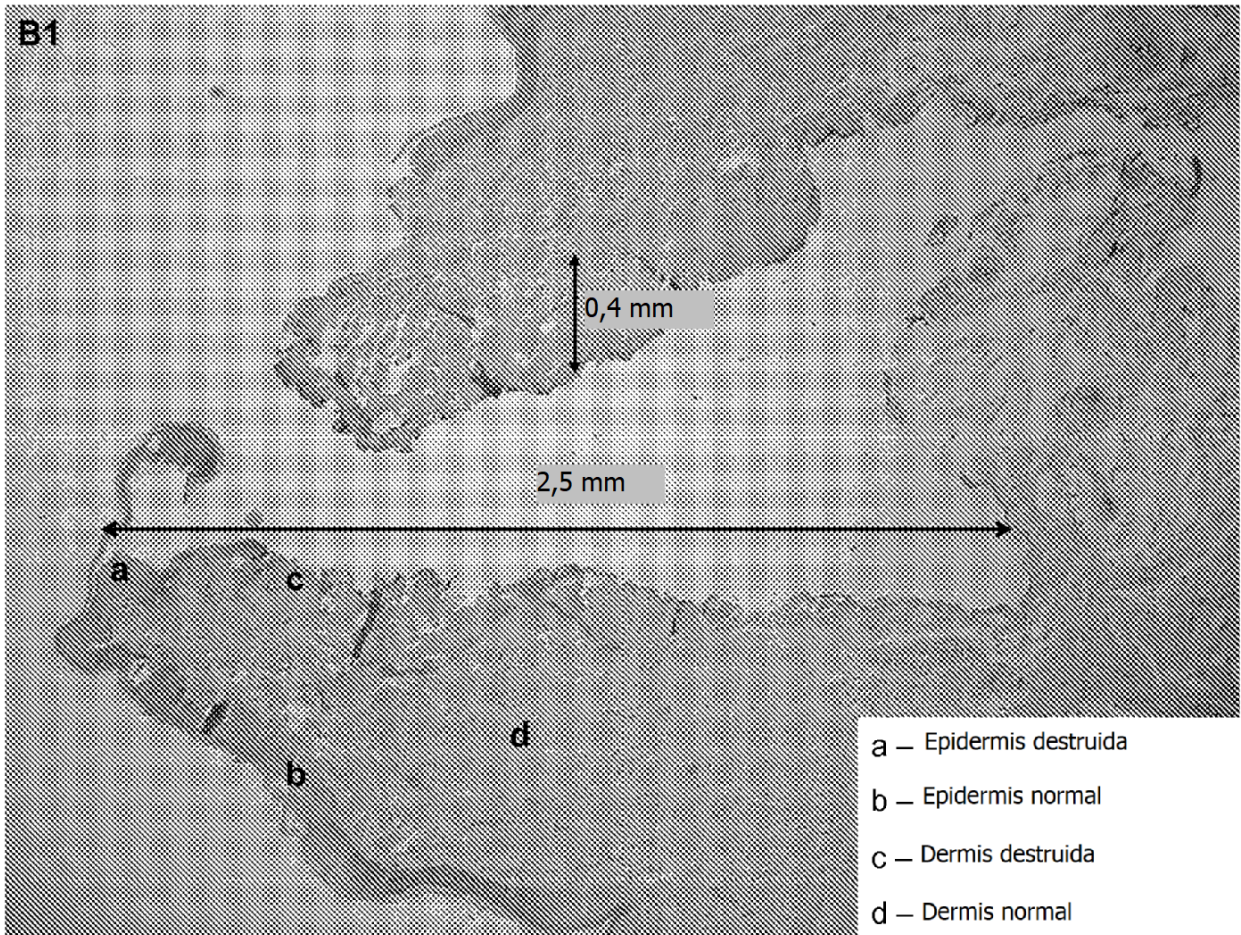


FIG. 21B

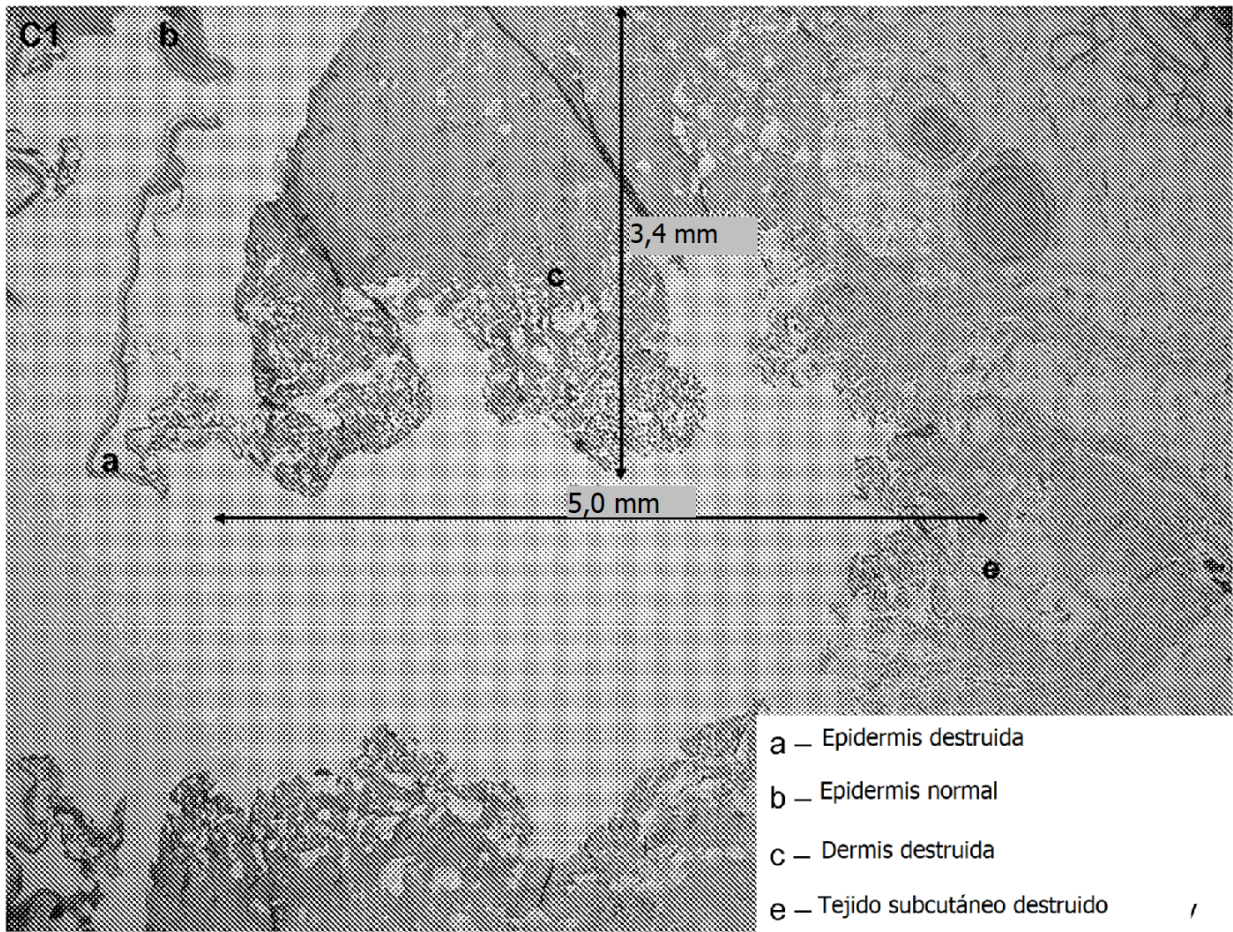


FIG. 21C

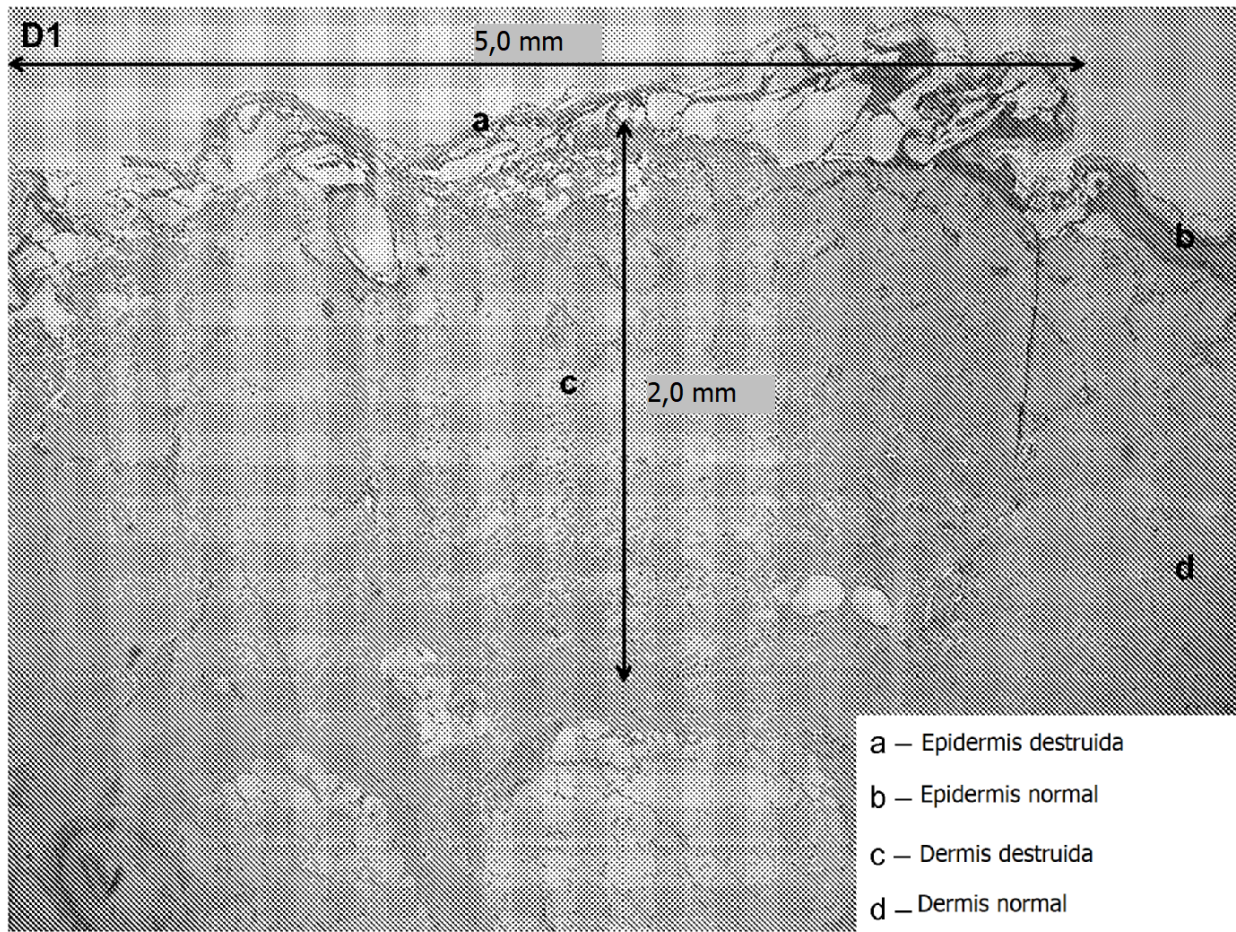


FIG. 21D

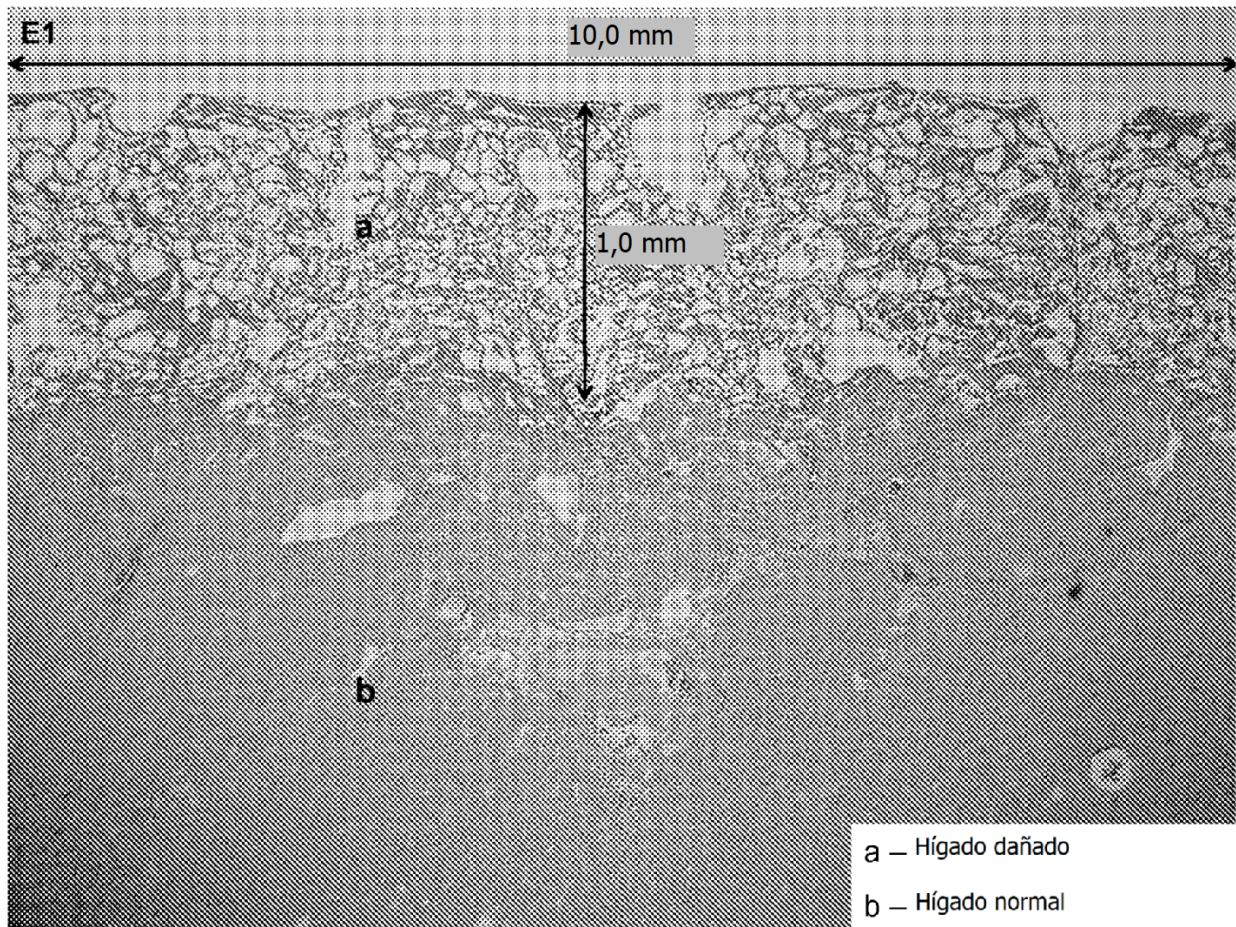


FIG. 21E

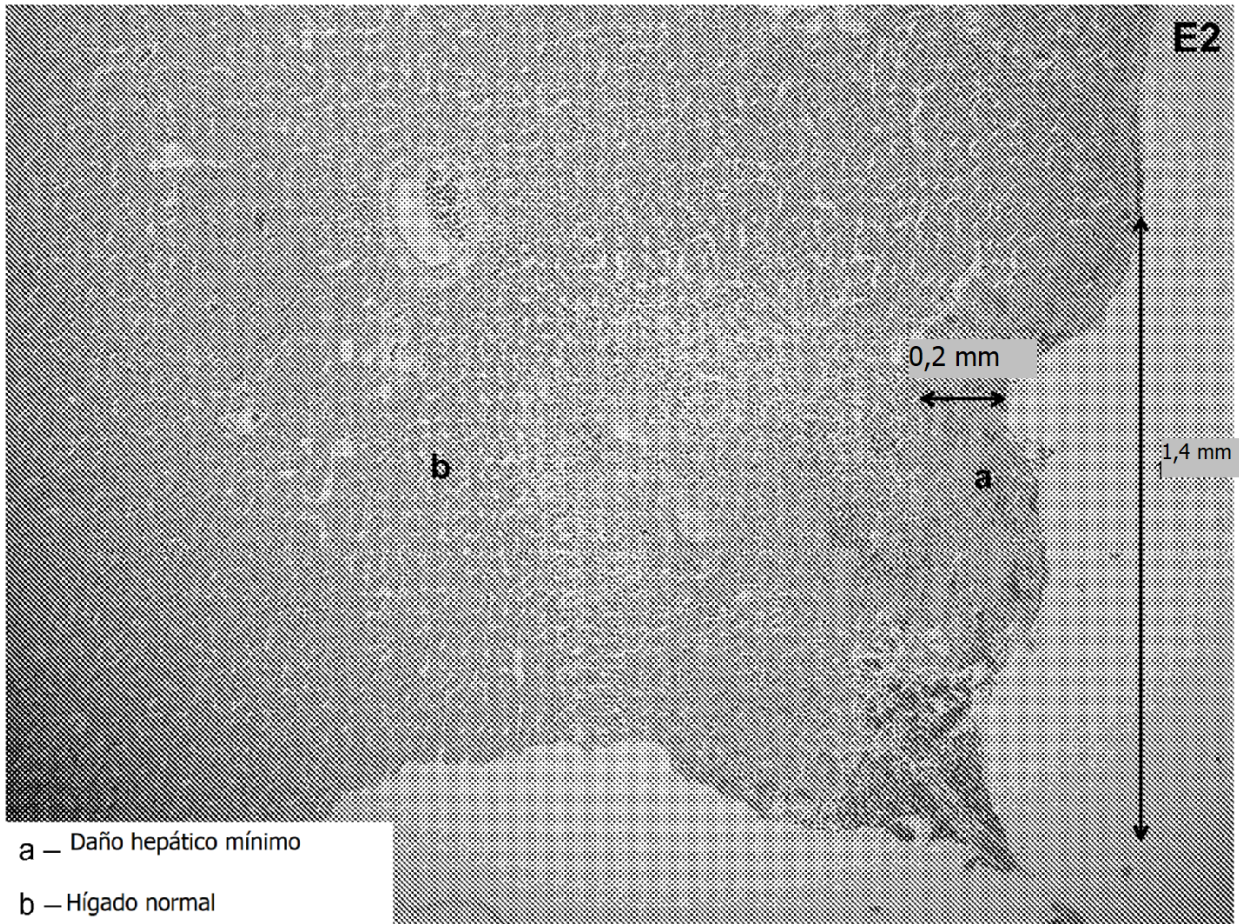


FIG. 21F

- a – Daño de la mucosa epitelial mínimo
- b – Epitelio normal
- c – Daño de la capa profunda mínimo
- d – Capa profunda normal

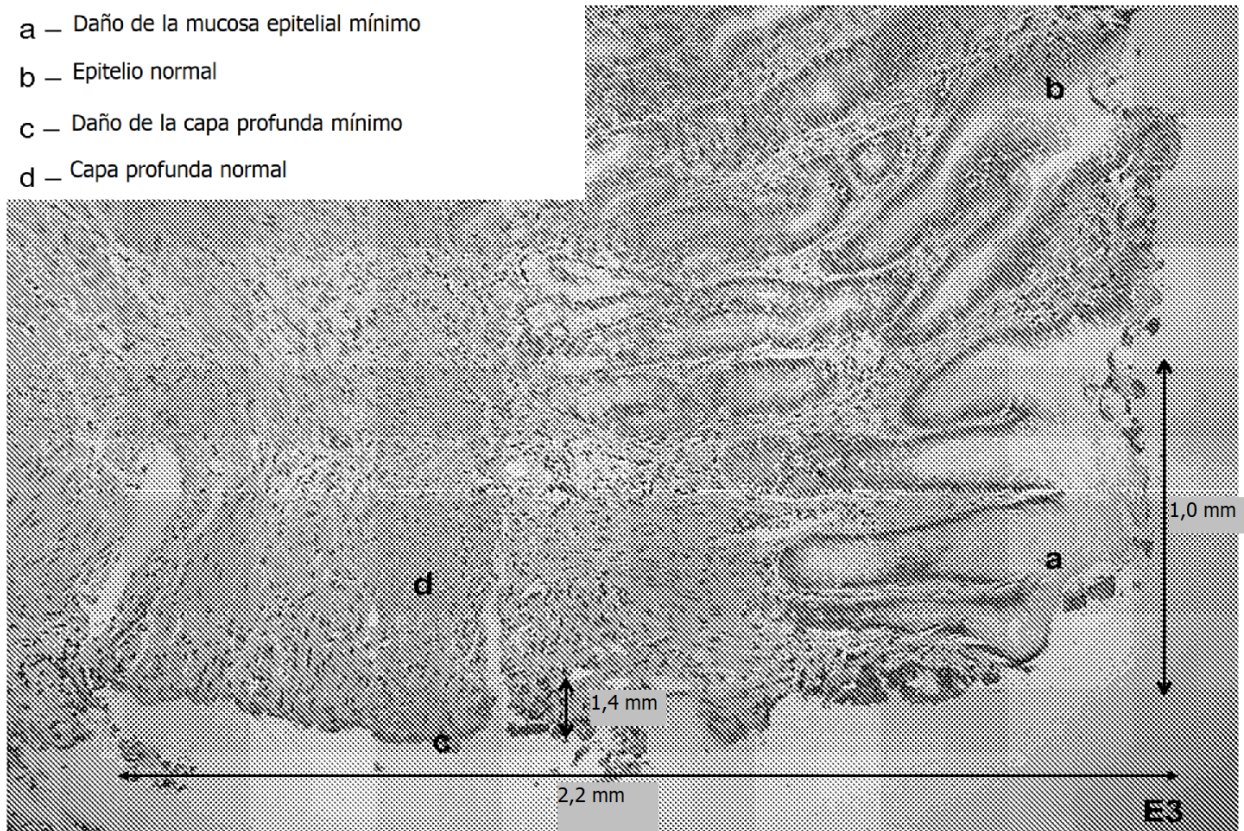


FIG. 21G

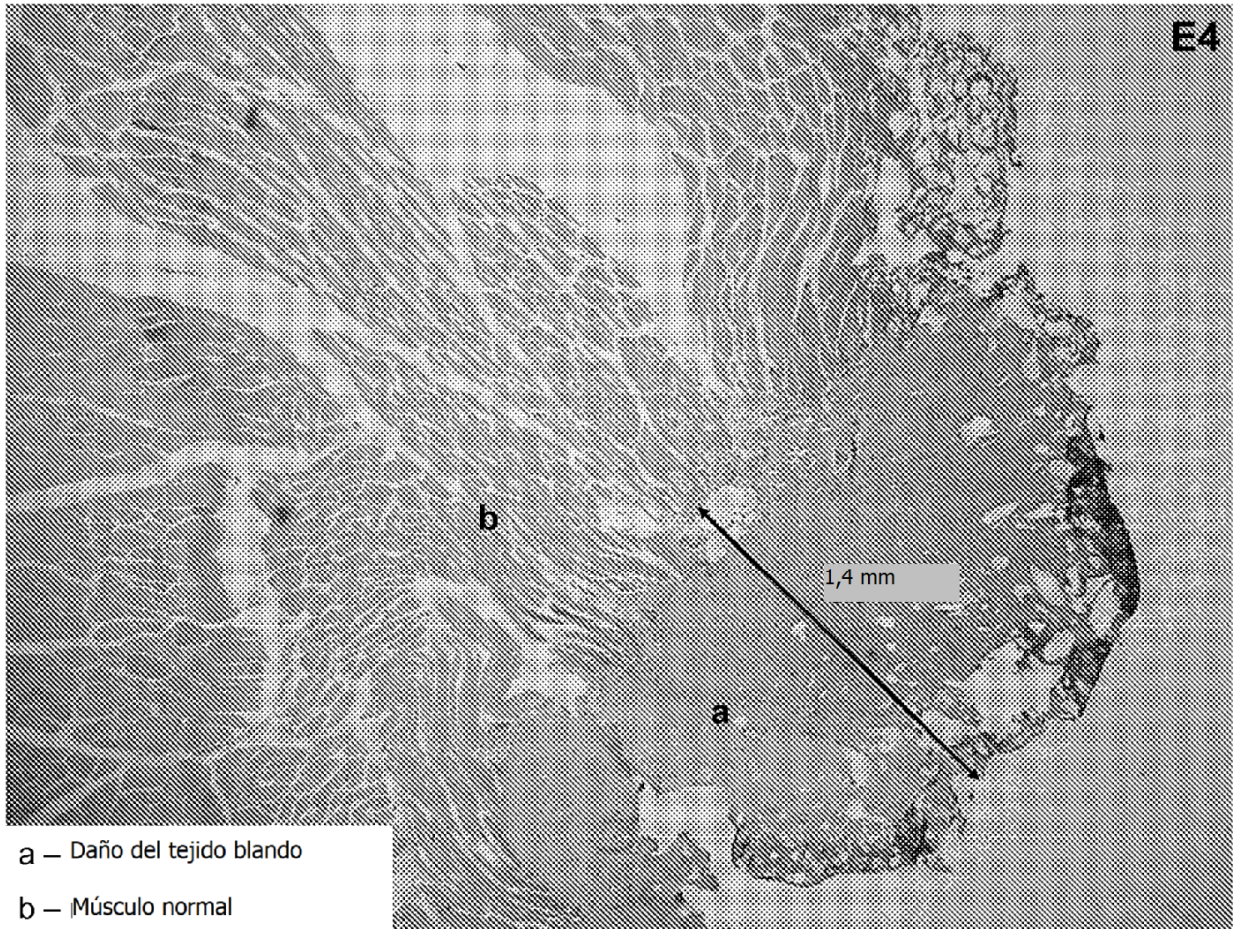


FIG. 21H

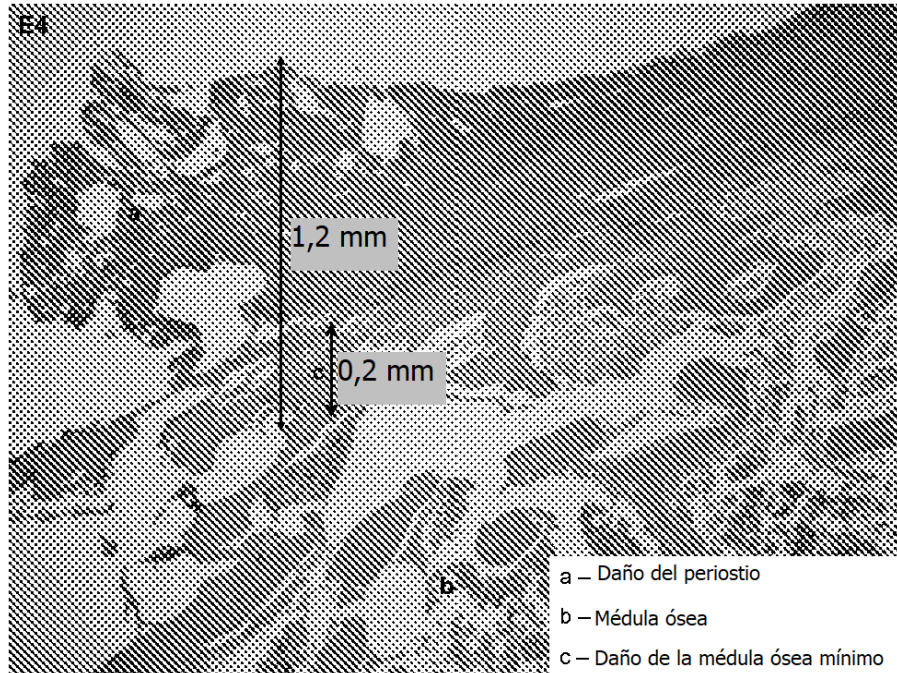


FIG. 21I

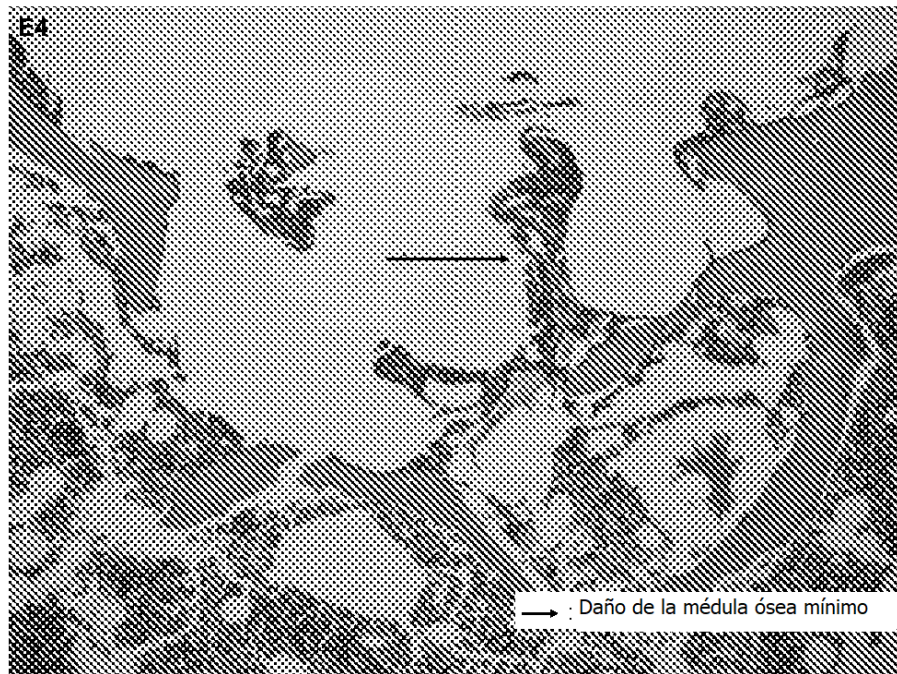


FIG. 21J