

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 995 164**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.08.2022** **E 22192311 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.07.2024** **EP 4140426**

54 Título: **Generador electroquirúrgico con inversor multinivel para alta tensión HF**

30 Prioridad:

26.08.2021 US 202163237397 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
07.02.2025

73 Titular/es:

OLYMPUS WINTER & IBE GMBH (100.00%)
Kuehnstraße 61
22045 Hamburg, DE

72 Inventor/es:

DIJKSTRA, JELLE;
FÄHSING, THOMAS;
RAMIN, DANIEL;
DIETRICH, STEFAN;
PREZEWOWSKY, THOMAS;
SCHIDDEL, STEFAN y
BECKER, DIMITRI

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 995 164 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

Generador electroquirúrgico con inversor multinivel para alta tensión HF

La invención se refiere a un generador electroquirúrgico que está diseñado para suministrar una tensión alterna de alta frecuencia a un instrumento electroquirúrgico. Incluye una fuente de tensión continua y un inversor de alta tensión alimentado por la fuente de alimentación de tensión continua y que genera una tensión alterna de alta frecuencia aplicada a una salida para conectar el instrumento electroquirúrgico.

En la electrocirugía se utiliza corriente alterna de alta frecuencia, especialmente para cortar o seccionar tejido y para eliminar tejido corporal en el sentido de una resección térmica (el llamado bisturí eléctrico). El principio de funcionamiento se basa en calentar el tejido a cortar. Una ventaja es que, al mismo tiempo que se realiza el corte, se puede detener el sangrado cerrando los vasos afectados (coagulación). Esto requiere una potencia considerable, concretamente en frecuencias desde 200 kHz o más hasta 4000 kHz, normalmente alrededor de 400 kHz. A tales frecuencias, el tejido corporal se comporta como una resistencia óhmica. Sin embargo, la resistencia específica depende en gran medida del tipo de tejido, por lo que las resistencias específicas de los músculos, la grasa o los huesos difieren mucho entre sí, y concretamente hasta el factor 1000. Esto significa que la impedancia de carga del bisturí eléctrico puede variar durante el funcionamiento de manera rápida e intensa dependiendo del tejido a cortar, resultando incluso en un casi cortocircuito. Esto impone exigencias especiales y únicas al generador electroquirúrgico y su suministro de alta tensión. En particular, se requiere una regulación de tensión rápida, adecuada para tensiones altas en el rango de unos pocos kilovoltios y alta frecuencia en un amplio rango, típicamente entre 200 kHz y hasta 4 MHz.

Dependiendo del tejido y de la impedancia resultante, las corrientes varían entre unos pocos miliamperios y varios amperios, concretamente de forma muy dinámica en un tiempo muy corto. La forma de onda de la tensión alterna suministrada puede ser sinusoidal continua o puede modularse con un factor de cresta de hasta 10 a frecuencias de modulación de hasta aproximadamente 20 kHz.

Para cumplir con estos requisitos únicos, los generadores electroquirúrgicos generalmente están diseñados para incluir un inversor para alimentar el instrumento electroquirúrgico, que recibe corriente rectificada de la red eléctrica a una tensión diferente. El inversor, a su vez, normalmente está diseñado como un generador de un solo extremo de oscilación libre con un circuito resonante LC (véase el bloque 114 resaltado por una línea de puntos en la figura 13 del estado de la técnica anterior, que es alimentado por una fuente de alimentación 112 para alimentar a un instrumento 116). Esta estructura está probada (a modo de ejemplo: documento EP 2 514 380 B1). Sin embargo, últimamente han cobrado cada vez más importancia modos cada vez más modulados, en los que los instrumentos electroquirúrgicos se activan de forma sincronizada. En las figuras 9a a 9e se incluyen ejemplos de tales modos. Por ejemplo, los generadores electroquirúrgicos pueden emitir continuamente una tensión de, por ejemplo, 600 voltios (valor eficaz) en un modo de corte para cortar tejido (figura 9a) y en un modo de coagulación pueden emitir alta tensión modulada con una tensión pico de hasta 4500 V, pero en forma de intervalo con un ciclo de trabajo pequeño (figura 9e). Aquí se pueden configurar varios modos adicionales con otros tipos de curvas de tensión/tiempo (véanse las figuras 9b-d). En particular, los modos con un ciclo de trabajo pequeño y saltos de tensión grandes y rápidos imponen altas exigencias a los generadores electroquirúrgicos.

Los generadores electroquirúrgicos con un circuito de resonancia en paralelo permiten generar ciertamente altas frecuencias necesarias, pero presentan una serie de desventajas. Por un lado, la eficiencia es baja debido a las elevadas pérdidas. Además, en el circuito resonante en paralelo se producen grandes corrientes reactivas, lo que requiere componentes más grandes y también empeora la eficiencia a baja potencia. Además, la frecuencia de salida depende de la carga, al igual que el factor de cresta, lo que es desfavorable para modos muy modulados. La regulación de la tensión de salida es relativamente lenta, por lo que la adaptación a las impedancias de carga cambiantes es solo deficiente.

En otros sectores, como en amplificadores de audio, es conocido prever inversores como etapa de potencia construidos según la tecnología de los amplificadores digitales, los denominados amplificadores de clase D. Sin embargo, este diseño, con su frecuencia de salida en el rango de baja frecuencia, no se utiliza para aplicaciones de alta frecuencia, como generadores electroquirúrgicos. Las pérdidas de potencia que se producen al conmutar los semiconductores de potencia aumentan linealmente con la frecuencia e incluso cuadráticamente con la tensión, lo que, por ejemplo, con aproximadamente seis veces la frecuencia y también seis veces la tensión, conduciría a un aumento inaceptable del factor de pérdida de potencia a ($6^3=$) 216. Esto no es justificable ni en términos de pérdidas en los semiconductores de potencia ni en términos de eficiencia.

La invención tiene el objetivo de mejorar un generador electroquirúrgico del tipo mencionado el principio en cuanto a su comportamiento operativo, concretamente en el caso de modos modulados.

La solución según la invención reside en las características de la reivindicación independiente. Perfeccionamientos ventajosos son objeto de las reivindicaciones subordinadas.

En un generador electroquirúrgico diseñado para suministrar una tensión alterna de alta frecuencia a un instrumento electroquirúrgico, que comprende un suministro de tensión continua y un inversor de alta tensión, que es alimentado por el suministro de tensión continua y genera una tensión alterna de alta frecuencia con tensión y frecuencia variables,

que se aplica a una salida para la conexión del instrumento electroquirúrgico, según la invención está previsto que el inversor esté configurado como inversor multinivel y comprenda varias celdas de inversor conectadas en cascada, que son activadas por un dispositivo de control.

El núcleo de la invención es la idea de dividir la alta tensión y la alta frecuencia que normalmente suministra el generador electroquirúrgico en varias celdas de inversor. De este modo se reducen las pérdidas de conmutación que se producen en los semiconductores de potencia de las distintas celdas de inversor. Esto se aplica tanto en términos de nivel (debido a la tensión dividida y, por tanto, más baja) como en términos de frecuencia (debido a la frecuencia de conmutación reducida). Puesto que la pérdida de potencia aumenta especialmente de manera cuadrática con la tensión, gracias a la conexión en cascada se puede conseguir con el inversor multinivel según la invención una descarga desproporcionada de las celdas de inversor. Por ejemplo, con una disposición de diez celdas de inversor, cada una de las celdas de inversor solo produce una décima parte de las operaciones de conmutación a $(1/10)^2$ correspondiente a una centésima parte de la potencia perdida. Pero existen ventajas no sólo en términos de tensión y frecuencia, sino también en términos de dinámica. Con las celdas de inversor, la tensión alterna emitida se puede adaptar rápidamente a los cambios, especialmente a los saltos en la impedancia de carga, pudiendo seleccionarse casi libremente la forma de la curva. De este modo, la tensión alterna suministrada se puede modular también fuertemente, incluidos picos de tensión elevados y agudos, sin sobrecargar las celdas de inversor con sus semiconductores de potencia. En particular, en modos fuertemente pulsados se pueden conseguir también tensiones de salida estables, con un factor de cresta fiable y predeterminable incluso con ciclos de trabajo cortos.

Algunos términos utilizados deben explicarse primero a continuación:

en el ámbito de los generadores de electrocirugía, normalmente se entiende que las frecuencias de "alta frecuencia" se encuentran en el rango de 200 kHz a 4000 kHz. Opcionalmente, en formas de realización ventajosas se puede cubrir también el rango ultrasónico. El rango ultrasónico se refiere a un rango de frecuencia de entre 20 kHz y 200 kHz.

Por "alta tensión" se entiende normalmente tensiones de hasta 10 kV, preferiblemente hasta 5000 V.

La potencia proporcionada por el generador electroquirúrgico está típicamente en el rango de entre 1 y 500 vatios, por lo que la impedancia de carga puede variar mucho y, en consecuencia, la tensión de salida y la salida de potencia pueden cambiar igualmente bruscamente y rápidamente.

Los inversores multinivel son inversores que generan tensión alterna a partir de tensión continua y pueden generar más de dos niveles de tensión distintos de cero en su salida.

Convenientemente, las celdas de inversor presentan en cada caso un desacoplamiento potencial en el lado de salida. La invención aprovecha el hecho de que, por definición, en el lado de salida de las celdas de inversor está presente tensión alterna, de modo que con transmisores simples y económicos se puede conseguir de forma más sencilla (en comparación con fuentes de tensión continua aisladas e individuales, como sería necesario en el lado de entrada) una separación de potencial fiable de las tensiones finalmente suministradas por las celdas de inversor. Es preferible que se proporcionen transmisores en el lado de salida de las celdas del inversor para un posible desacoplamiento. Por lo tanto, el transformador respectivo en cada celda de inversor garantiza que la tensión de salida finalmente entregada por la celda de inversor respectiva esté libre de potencial. Ventajosamente, los transmisores están conectados a su lado primario respectivo en la salida de la celda de inversor respectiva, estando conectados los lados secundarios de los transmisores para sumar las tensiones secundarias de los transmisores respectivos, siendo conducida la tensión sumada a través de una línea de suministro a la salida para conectar el instrumento electroquirúrgico.

En general, esto da como resultado una mejora en el comportamiento de conmutación en combinación con una reducción significativa del esfuerzo. En efecto, la disposición de los transmisores en la salida de las celdas de inversor hace que ya no sea posible el suministro de tensión continua, esto, como ha reconocido además la invención, en el campo de los generadores electroquirúrgicos no es una desventaja, sino una ventaja.

Esto también aumenta la seguridad para el paciente al privar a toda la disposición del inversor de su capacidad intrínseca para suministrar tensión continua (lo cual es peligroso para el paciente). El desacoplamiento de potencial, en particular los transmisores, en la salida de las celdas del inversor actúa como una pantalla protectora adicional para el paciente.

Preferiblemente, cada uno de los transmisores está provisto de un transformador como preamplificador para aumentar la tensión. Por tanto, puede incrementarse la tensión entregada por las celdas de inversor, reduciendo al mismo tiempo las corrientes que fluyen en la línea de suministro. Es particularmente útil si el transmisor está diseñado para integrarse estructuralmente con el transformador respectivo. Esto permite una combinación especialmente económica y que ahorra espacio de las dos funciones de separación galvánica, por un lado, y de amplificación de tensión, por otro lado.

Preferentemente, las celdas de inversor son alimentadas por una respectiva fuente de tensión continua. Las fuentes de tensión continua pueden estar aisladas entre sí o separadas entre sí en términos de potencial. Sin embargo, esto no es obligatorio, sino que puede preverse opcionalmente que estén conectados mediante un potencial de referencia. Por lo tanto, no es necesario realizar un complejo aislamiento de potencial de las fuentes de tensión continua en la entrada de las celdas del inversor.

Sin embargo, también puede estar previsto que estén previstos varios grupos, al menos dos, de celdas de inversor, siendo alimentados juntos los inversores del grupo respectivo mediante una fuente de tensión continua. Combinarlos en grupos permite un uso eficiente de las fuentes de tensión continua, lo que reduce el esfuerzo. Sin embargo, se pueden lograr más ventajas con la alimentación compartida, como se explicará a continuación. Se entiende por "grupo" el que incluye al menos una celda de inversor.

Convenientemente, las fuentes de tensión continua se alimentan juntas desde la alimentación de tensión continua. En particular, la alimentación de tensión continua puede comprender un circuito intermedio de tensión continua, que se alimenta con CC, por ejemplo, desde una fuente de alimentación o directamente desde el exterior. Ya no es necesario el complejo suministro de fuentes de tensión continua separadas, incluso galvánicamente aisladas, para las celdas del inversor. Esto simplifica no sólo el suministro de la tensión continua necesaria para el funcionamiento de las respectivas celdas del inversor. También permite una importante simplificación del diseño. Cuando se opera un inversor multinivel, pueden surgir condiciones en donde se invierte la dirección del flujo de potencia en al menos una de las celdas del inversor, es decir, la potencia se devuelve a la fuente de tensión continua. Para ello se necesitan las denominadas fuentes de tensión continua bidireccionales, que son más complejas que las convencionales. Si se necesitan muchas fuentes de tensión continua, por ejemplo, una para cada inversor, el esfuerzo aumenta considerablemente. Sin embargo, dado que la invención permite ya no tener que separar las fuentes de tensión continua, sino más bien poder conectarlas entre sí, cualquier reflujo de potencia a través de una de las celdas del inversor hacia la fuente de tensión continua se compensa con otra de las celdas del inversor con un flujo de potencia regular en dirección hacia delante. Esto se aplica aún más cuando los inversores se combinan en grupos con varias celdas de inversor. Como resultado, hay poco o ningún retorno de potencia perturbadora. Pero incluso si hay un retorno de potencia, ahora es suficiente tener solo una fuente de tensión continua bidireccional en lugar de muchas, como era el caso antes.

Ventajosamente, están previstos varios, al menos dos grupos de celdas de inversor, siendo alimentados los grupos con tensión continua a diferentes niveles, siendo alimentado preferiblemente un grupo de los varios grupos con una tensión continua que es al menos dos veces mayor que otro grupo de los varios grupos. Se entiende por "grupo" el que incluye al menos una celda de inversor. Al suministrar un grupo de celdas de inversor con una tensión continua diferente, se puede aumentar el número máximo de niveles de tensión que se pueden generar en comparación con un número igual de celdas de inversor, todas alimentadas con la misma tensión. De esta manera se puede conseguir una gradación más fina de la tensión alterna emitida. Además, puede estar previsto además que la activación de las celdas de inversor esté diseñada para reducir aún más el número de operaciones de conmutación, lo que a su vez contribuye a reducir la potencia de disipación. Convenientemente están previstos tres o más grupos de celdas de inversor, siendo en cada caso diferente el nivel de su tensión continua de alimentación. Ventajosamente puede estar previsto que las distintas tensiones continuas de alimentación sigan en particular una serie geométrica. Preferiblemente, la tensión continua de alimentación se divide en una proporción de 1:3:9 para poder alcanzar como máximo niveles diferentes con tres grupos.

Ventajosamente, está previsto al menos un convertidor de tensión continua, en particular ratiométrico, para alimentar con diferentes tensiones al menos uno de los grupos. Esto significa que incluso si hay fluctuaciones en el nivel absoluto de la tensión continua, la relación de la tensión continua suministrada permanece constante. Es particularmente útil si el convertidor de tensión continua es bidireccional, por ejemplo, si puede convertir 12 voltios CC a 48 voltios CC o viceversa. Esto permite un uso flexible, especialmente en entornos con alimentación de CC, por ejemplo, en vehículos convencionales con red eléctrica de a bordo de 12 voltios o en vehículos modernos con una potente red eléctrica de a bordo de 48 voltios. Dependiendo de la situación, el convertidor de tensión continua bidireccional realiza una conversión ascendente de 12 voltios a 48 voltios o una conversión descendente de 48 voltios a 12 voltios.

La invención consigue así resolver las dificultades que surgen con los inversores multinivel en relación con las fuentes de tensión continua, es decir, su aislamiento potencial y su capacidad de ser bidireccionales (incluido el consumo de potencia), con una medida que a primera vista parece sorprendentemente sencilla, en una manera que es tan sencilla como conveniente, de resolver de golpe.

Ventajosamente, las fuentes de tensión continua de las celdas de inversor están acopladas galvánicamente. El acoplamiento galvánico permite una conexión sencilla y generalmente menos compleja de las fuentes de tensión continua con las celdas de inversor. En particular, esto también permite implementar el concepto según el cual se proporciona una única fuente para alimentar el gran número de celdas de inversor. Como fuente de tensión continua actúa convenientemente el circuito intermedio de tensión continua del generador electroquirúrgico. Esto permite una estructura conceptualmente simple y robusta.

Es especialmente conveniente que la alimentación de tensión continua esté configurada como alimentación de tensión fija, en particular con un circuito intermedio de tensión continua con un nivel de tensión fijo. Opcionalmente se pueden conectar especialmente convertidores ratiométricos de tensión continua. Una alimentación de tensión fija de este tipo permite una simplificación significativa en comparación con construcciones que requieren una tensión continua de tensión variable compleja y, correspondientemente, un circuito intermedio de tensión continua de tensión variable. Para la invención es suficiente una alimentación con tensión continua de un nivel fijo; todo ajuste de tensión adicional para el rango de tensión de salida que abarca cientos o miles de voltios se realiza mediante el inversor multinivel según la invención.

La alimentación de tensión continua se puede disponer interna o externamente. Puede estar diseñado como fuente de alimentación para la conexión a una red de alimentación, en particular a una red trifásica o de corriente alterna, o también puede estar diseñado para un suministro directo con tensión continua. Esto último es especialmente ventajoso en aplicaciones móviles en vehículos (alimentación con 24 voltios CC, en los vehículos modernos también con 48 voltios CC) o en otros entornos que se alimentan con CC (por ejemplo, con 48 voltios CC).

Con respecto al diseño de las celdas de inversor como tales, la invención no se limita a un solo tipo. Por lo tanto, puede estar previsto que las celdas de inversor estén configuradas, por ejemplo, también en el tipo con sujeción de punto neutro o en el tipo con condensador volante. Las celdas con sujeción de punto neutro son relativamente sencillas, especialmente en su realización conveniente con diodos para sujeción. Un inversor de tres niveles sólo requiere dos diodos. Son posibles más niveles, lo que permite lograr una gradación más fina y reducir la carga de tensión en cada diodo. Sin embargo, el número de diodos necesarios aumenta cuadráticamente el número de niveles, lo que limita el número de niveles por razones prácticas. En este sentido, las celdas de inversor del tipo de condensador volante son más baratas. Tienen ventajas similares a las de los diodos, pero el número de condensadores necesarios aumenta menos con el nivel adicional. Sin embargo, se prefiere diseñar las celdas de inversor de tal manera que estén conectadas en serie. En particular, se implementa en un circuito de puente H. De esta manera, se puede proporcionar cualquier número de celdas de inversor, con lo que la carga de tensión en cada una de las celdas de inversor se reduce de manera antiproporcional al número de celdas de inversor. Esto no sólo reduce las pérdidas de tensión en los semiconductores de potencia, sino también sus pérdidas de conmutación. Además, con la disposición en cascada se puede reducir el número de operaciones de conmutación por celda de inversor, lo que también contribuye a reducir las pérdidas de conmutación.

Para activar el inversor multinivel con sus celdas de inversor está previsto convenientemente un generador de señales de control, que está diseñado para generar una señal de referencia para activar el inversor multinivel. Esto permite un control preciso sobre el tipo de tensión alterna emitida, lo cual es una ventaja importante, particularmente con respecto a la capacidad de ajuste de diferentes modos. La señal de referencia es convenientemente una representación de la tensión alterna que debe suministrar el generador electroquirúrgico, en particular en lo que respecta a la amplitud, frecuencia, forma de la curva y/o factor de utilización, pudiendo elegirse libremente de preferencia la forma de la curva. De este modo se garantiza en particular que se pueda imprimir la frecuencia de la tensión alterna generada por las celdas de inversor y, en caso necesario, también la forma de la curva. Ventajosamente, el generador de señales de control controla un control de inversor, que está diseñado para activar las celdas de inversor de modo que generen una tensión de salida según la señal de referencia. Además, en particular la amplitud, la forma de la curva y/o el factor de utilización de la tensión alterna generada corresponden a la señal de referencia.

Además, está previsto convenientemente que las celdas de inversor se activan con una frecuencia variable. De este modo se puede reaccionar más rápidamente directamente a diferentes necesidades modificando la señal de referencia. Esto permite ajustar rápidamente la frecuencia de la tensión alterna generada por las celdas de inversor dependiendo de los requisitos del tejido que se procesa con el instrumento electroquirúrgico. También se puede cambiar entre diferentes tipos de modulación de forma rápida y armoniosa.

Preferiblemente, el control del inversor está diseñado como control de alta velocidad. Éste está diseñado para generar señales de activación para las celdas de inversor con una frecuencia de al menos 150 MHz, preferentemente 200 MHz. Esto permite minimizar la distorsión de la señal de salida. Para poder proporcionar las señales de activación a una velocidad tan alta, el control del inversor está configurado preferentemente como una matriz de puertas lógicas programable en campo (FPGA).

Convenientemente está previsto un transmisor de salida en la línea de suministro, especialmente en la zona de la conexión de salida, del generador electroquirúrgico. Esto sirve como dispositivo de separación galvánico para proporcionar una seguridad adicional de que la tensión alterna emitida en la salida para conectar el instrumento electroquirúrgico esté libre de potencial para proteger al usuario y al paciente. En particular, el transmisor de salida puede estar configurado como transmisor de salida y funcionar así como amplificador de tensión principal. Preferiblemente, además, en el terminal de salida en el lado secundario del transmisor de salida está dispuesto adicionalmente un condensador en serie. Esto actúa como una barrera de corriente continua (condensador de bloque) y evita que la corriente continua dañina fluya hacia el instrumento electroquirúrgico y a través de él hasta el paciente.

Ventajosamente, al final de la línea de suministro está previsto un filtro de paso bajo, que está configurado preferentemente como filtro al menos de segundo orden, en particular como filtro LC. Con el filtro de paso bajo se pueden eliminar las interferencias de alta frecuencia resultantes de la alta frecuencia de conmutación de las celdas de inversor. Convenientemente, el filtro está diseñado de modo que su pico de resonancia se encuentre en el rango entre la frecuencia máxima para la salida de tensión alterna y la frecuencia de conmutación efectiva de las celdas de inversor. Para conseguir una igualación suficiente de la señal a la salida del generador eléctrico se puede utilizar un filtro de segundo orden. El filtro de paso bajo puede estar configurado preferentemente en dos partes (dos etapas), estando dispuesta ventajosamente una etapa antes y otra después del transmisor de salida. Las ventajas de una igualación cerca de la fuente se combinan con las de la igualación cerca de la salida y, por tanto, definitivas.

Con los filtros, existe un riesgo general de que la frecuencia de resonancia del filtro sea excitada por componentes de alta frecuencia en la señal de control, entidades no lineales en el sistema o cambios (repentinos) en la impedancia de

carga. Para evitarlo está previsto un dispositivo amortiguador que está configurado convenientemente como dispositivo amortiguador activo. Esto permite lograr una amortiguación suficiente para el filtro de paso bajo, concretamente sin las pérdidas de potencia indeseables de la señal de salida asociadas con las medidas de amortiguación pasiva. Cabe señalar que un filtro de paso de banda también puede funcionar como un filtro de paso bajo en este sentido, siempre que la frecuencia límite superior de la banda de paso sea suficientemente alta para eliminar las interferencias de alta frecuencia.

Según una forma de realización especialmente ventajosa, que puede merecer una protección independiente, el dispositivo de amortiguación activo comprende una realimentación que presenta preferentemente al menos un sensor de corriente en el filtro de paso bajo. Si se trata de un filtro LC, el sensor de corriente está convenientemente dispuesto en serie en una conexión de salida del filtro de paso bajo. Esto significa que se puede realizar una amortiguación activa midiendo la corriente que realmente fluye a través de la capacidad del filtro LC. Esto mejora significativamente el comportamiento de impulso, ya que con esta amortiguación activa el filtro se puede ajustar con mayor precisión que con la amortiguación pasiva convencional. Se considera que se pueden añadir más variables (variables de estado), con lo que se puede lograr un ajuste aún más preciso del filtro. Para ello puede estar previsto, por ejemplo, un segundo sensor de corriente, que esté diseñado para determinar una corriente en la salida. Para la realimentación está previsto preferentemente un detector de corriente transversal, a través del cual se puede determinar el flujo de corriente (eventualmente parásita) en el filtro y/o transmisor. Es especialmente conveniente si se dispone un respectivo sensor antes y después del transmisor. De esta manera se pueden registrar y, en caso necesario, compensar las pérdidas de corriente debidas a capacidades transversales parásitas, especialmente en el transmisor en la salida. Por "transversal" se entiende un flujo de corriente o una capacidad entre los dos conductores de tensión alterna de la línea de suministro o la salida del generador electroquirúrgico.

El dispositivo de amortiguación activo está configurado preferentemente de modo que actúa sobre el inversor multinivel con una señal de salida, en particular está acoplado en la activación de las celdas del inversor. En este caso se superpone una señal de corrección correspondiente a la activación de las celdas de inversor, con lo que se influye correspondientemente en la potencia entregada por las celdas de inversor. Por lo tanto, la señal de salida del dispositivo de amortiguación puede actuar directamente sobre la fuente de potencia para combatir de inmediato la aparición de oscilaciones desfavorables y/o comportamientos impulsivos desfavorables. Técnicamente, esto se soluciona ventajosamente de tal manera que la señal de salida del dispositivo de amortiguación se aplica a la activación de las celdas de inversor y se modifica una señal de referencia para la activación del inversor, a partir de la cual se emiten señales de activación correspondientemente modificadas de nuevo para las válvulas de control de las celdas de inversor. Por tanto, la activación de las celdas de inversor se modifica dinámicamente mediante el dispositivo de amortiguación activo. De esta forma, la tensión de salida del inversor multinivel se controla en función de la señal de salida del dispositivo de amortiguación.

En otra forma de realización ventajosa de la invención está prevista preferentemente otra salida y el inversor multinivel está diseñado además para generar otra tensión alterna que se aplica a la otra salida. Convenientemente, la otra tensión alterna tiene en la salida para la conexión del instrumento electroquirúrgico una frecuencia más baja que la tensión alterna de alta frecuencia. Esta frecuencia más baja se encuentra preferiblemente en el rango ultrasónico. Esto amplía considerablemente las posibilidades de uso del generador electroquirúrgico, ya que también se pueden conectar y manejar instrumentos para cirugía ultrasónica. Esto le da al cirujano la oportunidad de cambiar a un instrumento quirúrgico ultrasónico según sea necesario con un esfuerzo mínimo, sin tener que proporcionar y poner en funcionamiento un generador completamente diferente. También se pueden utilizar instrumentos que operen con ultrasonido y alta frecuencia al mismo tiempo.

Ventajosamente está previsto al menos un dispositivo de conmutación, que está diseñado para conectar selectivamente el inversor multinivel con una de las salidas. De esta manera, el cirujano puede cambiar la salida de forma rápida y sin dificultad, ciertamente también intraoperativamente. De esta manera, el instrumento quirúrgico se puede adaptar de forma rápida y sencillas a las necesidades individuales del paciente, dependiendo de las condiciones específicas del lugar.

Las celdas de inversor en el inversor multinivel están convenientemente divididas en términos de circuito, estando previstas al menos una parte de las celdas de inversor para una conexión con la al menos una salida adicional y la otra parte de las celdas de inversor continúa alimentando la (primera) salida. Esto hace posible operar la salida adicional al mismo tiempo, de modo que en la (primera) salida se puede operar tanto un instrumento electroquirúrgico como un instrumento quirúrgico ultrasónico en la salida adicional. La celda de inversor, por así decirlo, independiente para la salida adicional ofrece también la ventaja de que, además de la diferente frecuencia de la tensión alterna emitida, es posible adaptar la tensión alterna adicional emitida en la salida adicional a otras necesidades de tensión o corriente del instrumento quirúrgico ultrasónico. Esto significa que también se pueden activar de forma segura y fiable instrumentos quirúrgicos ultrasónicos con diferentes características, por ejemplo con resistencias internas muy diferentes.

La invención se explica a continuación con más detalle a modo de ejemplo haciendo referencia a formas de realización ventajosas. Muestran:

Figura 1,

una representación esquemática de un generador electroquirúrgico según un ejemplo de realización con un

instrumento electroquirúrgico conectado;

Figuras 2a, b,

diagramas de bloques de ejemplos de realización de un inversor multinivel del generador electroquirúrgico según la figura 1 con celdas de inversor en cascada;

5 Figura 3,

un diagrama de circuito esquemático de dos de las celdas de inversor;

Figuras 4a-c,

diagramas de curvas de tensión y señal para elementos de conmutación de las dos celdas de inversor según la figura 3;

Figura 5,

10 un ejemplo de diagrama de circuito para el inversor multinivel con varias celdas de inversor en cascada;

Figuras 6a, b,

diagramas de circuitos esquemáticos para versiones formas de realización alternativas de la celda de inversor;

Figuras 7a, b,

curvas de tensión en salida sin retroacoplamiento para cargas de alta resistencia o cortocircuitos;

15 Figuras 8a, b,

curvas de tensión en salida con retroacoplamiento para cargas de alta resistencia o cortocircuitos;

Figuras 9a-e,

representación de diversas curvas tensión/tiempo en cirugía de alta frecuencia;

Figura 10,

20 una representación esquemática de un generador electroquirúrgico según otro ejemplo de realización;

Figura 11,

una representación esquemática de un generador electroquirúrgico según otro ejemplo de realización;

Figura 12,

una representación esquemática de una variante de otro ejemplo de realización según la figura 11; y

25 Figura 13,

un diagrama de circuito para un inversor según el estado de la técnica.

En la figura 1 se muestra un generador de electrocirugía según un ejemplo de realización de la invención. El generador electroquirúrgico, designado en su totalidad con el número de referencia 1, comprende una carcasa 11 que está provista de una conexión 14 para un instrumento electroquirúrgico 16, en el ejemplo de realización mostrado se trata de un bisturí eléctrico. Está conectado a la conexión 14 del generador electroquirúrgico 1 a través de un conector macho 15 de un cable de conexión de alta tensión. La salida de potencia al instrumento electroquirúrgico 16 se puede cambiar mediante un accionador de potencia 12.

30

Para alimentar de potencia el generador electroquirúrgico 1 está prevista una alimentación de tensión continua 2, que se puede conectar a través de un cable de conexión (no representado) a la red eléctrica pública y se alimenta desde ésta. En el ejemplo de realización mostrado, la alimentación de tensión continua 2 es una fuente de alimentación de alta tensión (HVPS). Incluye un rectificador y alimenta un circuito intermedio de tensión continua 20 con tensión continua, cuyo nivel es preferentemente fijo y es, por ejemplo, de 48 voltios. Sin embargo, no se debe descartar que el nivel de tensión continua pueda variar entre 0 y aproximadamente 400 voltios, pudiendo el nivel absoluto de la tensión continua depender en particular de la potencia ajustada, del tipo de instrumento electroquirúrgico 16 y/o de su impedancia de carga, que a su vez depende del tipo de tejido tratado. Sin embargo, no es necesaria una fuente de alimentación interna, por lo que el suministro de tensión continua también se puede implementar mediante una fuente de alimentación externa, o se proporciona una alimentación CC directa, por ejemplo 24 voltios en vehículos o 48 voltios en aplicaciones estacionarias.

35

40

Un inversor es alimentado por el circuito intermedio de tensión continua 20 y genera una tensión alterna de alta

frecuencia en el rango de alta tensión de unos pocos kilovoltios a partir de la tensión continua suministrada, con frecuencias predeterminables en el rango de entre 200 kHz y 4 MHz. El inversor está diseñado del tipo inversor multinivel 4, como se explica más detalladamente a continuación. La frecuencia y la forma de curva de la tensión alterna de alta frecuencia que va a generar el inversor multinivel 4 están predeterminadas por un controlador de inversor 41 basándose en una señal de referencia generada por un generador de señales de control 40. La alta tensión de alta frecuencia generada por el inversor multinivel 4 pasa a través de un paso bajo 8 y un transmisor de salida 7, que actúa como transformador de salida para aumentar la tensión y está protegido por un condensador de bloque 17 dispuesto en serie contra componentes de corriente continua no deseados, sale en la conexión 14 como Uout a la conexión para el instrumento electroquirúrgico 16. Además, la tensión y la corriente del alta tensión generada y emitida por el inversor multinivel 4 se miden por medio de un sensor combinado de tensión y corriente 18 y las señales de medición se alimentan a una unidad de procesamiento 19, que proporciona los datos correspondientes sobre la tensión, la corriente y la potencia emitidas como retroalimentación al generador de señales de control 40 y a un control operativo 10 del generador electroquirúrgico 1. El accionador de potencia 12 también está conectado al control operativo 10. El control operativo 10 también está diseñado para establecer varios de los llamados modos, que normalmente son curvas de tensión/tiempo almacenadas. Se proporciona un interruptor de selección 12' para que el usuario seleccione el modo. El control operativo 10 también trabaja junto con el generador de señales de control 40, que está diseñado para generar la señal de referencia para la tensión alterna a emitir, en particular con respecto a amplitud, frecuencia, forma de curva y factor de utilización.

El inversor multinivel 4 comprende una pluralidad de celdas de inversor 5 conectadas en serie, que son activadas por un controlador de inversor 41. Se hace referencia ahora a la figura 2a. En el ejemplo de realización que se muestra allí, una fuente de tensión continua con una tensión continua específica está conectada a la entrada (mostrada a la izquierda en el dibujo) de cada una de las celdas 5 de inversor. La respectiva celda de inversor 5 genera a partir de esto una tensión alterna, que se emite como tensión alterna en la salida (representada a la derecha en el dibujo) de la respectiva celda de inversor 5. El número de celdas de inversor no está limitado y es arbitrario. Las celdas de inversor 5 están numeradas en la figura 2a con la designación "5-1", "5-2" a "5-5", siendo el número 5 un ejemplo y pudiendo proporcionarse cualquier número de al menos dos celdas de inversor. Las tensiones continuas aplicadas a la entrada de la respectiva celda de inversor 5 están potencialmente acoplados de manera opcional a través de un carril guía 50. De manera correspondiente, la tensión alterna en la salida de la respectiva celda de inversor 5 se denomina "V_1", "V_2" hasta a "V_5". Cuando las celdas de inversor 5 están conectadas en serie, sus tensiones de salida se suman, de modo que la tensión de salida total finalmente resulta en:

$$V_{out} = \sum_{i=1}^N V_i$$

El número de niveles de tensión que se pueden conseguir con las celdas de inversor "N" 5 es de al menos

$$2N + 1$$

suponiendo que las tensiones continuas "Vin_1", "Vin_2" a "Vin_N" aplicadas a la entrada de las celdas de inversor 5 sean todas de la misma magnitud. Por ejemplo, con un número de cinco celdas de inversor 5, hay un total de once niveles de tensión posibles para la tensión de salida total Vout.

El número de niveles de tensión se puede aumentar considerablemente con un número idéntico de celdas de inversor 5 si se alimentan al menos en grupos con tensiones continuas de diferentes niveles. Esta configuración se muestra en las figuras 2a, b. Allí se forman dos grupos de celdas de inversor: un primer grupo I con tres celdas de inversor 5-1, 5-2 a 5-3, que son alimentadas por una fuente de tensión continua de baja tensión continua, en el ejemplo 12 V; y un segundo grupo II con dos celdas de inversor 5-4, 5-5, que son alimentadas por otra fuente de tensión continua de mayor tensión continua, en el ejemplo 48 V. El primer grupo I contiene celdas de inversor de baja tensión y el segundo grupo II contiene celdas de inversor de alta tensión. El esfuerzo en términos de fuentes de tensión continua aumenta aquí, porque ahora se necesitan dos en lugar de una. Pero el número de niveles de tensión aumenta considerablemente, ciertamente comenzando desde once y más del doble hasta 23 niveles de tensión. El número de niveles de tensión que se pueden alcanzar de esta manera sigue la fórmula

$$2 * (mHVc * r + nLVc) + 1 ,$$

siendo mHVc el número de celdas de inversor con tensión continua más alta (en el ejemplo anterior m=2), nLVc el número de celdas de inversor con tensión continua más baja (en el ejemplo anterior n=3) y r la relación entre mayor y menor tensión continua (en el ejemplo anterior r=4).

En este caso, las dos fuentes de tensión no necesitan estar aisladas entre sí en términos de potencial, sino que pueden compartir un potencial de referencia común, como se materializa en la figura 2a por medio del carril guía 50. Esto también hace posible utilizar la tensión continua más alta, que es, por ejemplo, la tensión continua que puede actuar en el circuito intermedio 20 para generar la tensión continua más baja por medio de un convertidor de tensión continua 42, en particular un convertidor reductor CC/CC. En el presente ejemplo, como se muestra en la figura 2b, se diseñaría para un suministro ratiométrico con una relación de reducción de 4:1. Una ventaja de esta configuración por medio de

suministro ratiométrico es que los cambios o fluctuaciones en la tensión continua más alta se reflejan luego de forma proporcional en la tensión continua más baja, de modo que se mantiene la gradación relativa. Esto significa, por ejemplo, que la tensión de salida se puede aumentar en 12 V de dos maneras diferentes, ya sea de forma convencional conectando otra celda de inversor de 12 V o conectando una celda de inversor de 48 V combinada con la desactivación de tres celdas de inversoras de 12 V.

La estructura de las distintas celdas de inversor 5 y su interacción se muestran a modo de ejemplo en el diagrama de circuito esquemático según la figura 3. Allí se muestran en total dos celdas de inversor 5-1 y 5-2 dispuestas en cascada para mostrar su interconexión mutua. En el borde izquierdo de la imagen se muestra la fuente de tensión continua común 31 con una tensión de suministro V_{in} de 12 voltios. A éste está asignado un condensador de estabilización 33. Alimentan las dos celdas de inversor 5-1 y 5-2. A continuación se hará referencia en primer lugar a la conmutación de la celda de inversor 5-1. Se proporcionan cuatro interruptores de potencia que funcionan como válvulas de corriente y están dispuestos en un circuito de puente H. Los interruptores de potencia son interruptores de potencia semiconductores, por ejemplo, diseñados como IGBT, MOS-FET, GaN-FET. Los interruptores de potencia 51, 53 están conectados en serie y forman una primera rama, y los semiconductores de potencia 52, 54 también están conectados en serie y forman una segunda rama. Los centros de las dos ramas salen y se conectan a los dos extremos de un devanado primario 61 de un primer transmisor 6-1. El transmisor 6-1 también tiene un devanado secundario 62 y se utiliza para la separación potencial, por lo que opcionalmente también puede tener una relación de transformación para la preamplificación de la tensión, en el ejemplo mostrado es 1:1,5 (cabe señalar que también se puede prever otra relación de transformación, por ejemplo, con una relación de transformación de 1:1, especialmente si no se debe conseguir ninguna preamplificación). Conectada al devanado secundario 62 hay una línea de suministro 13, que conduce a la salida 14 del generador electroquirúrgico 1 (posiblemente a través de un filtro de paso bajo no mostrado en la figura 3).

Los dos interruptores de potencia 51, 53 de la primera rama son activados con una señal común C1.a, siendo suministrada esta señal al interruptor de potencia 53 de manera invertida. Por consiguiente, los dos interruptores de potencia 52, 54 de la segunda rama también se controlan con una señal común C1.b, siendo suministrada esta señal al interruptor de potencia 52 de manera invertida. Esto significa que con una señal ALTA de C1.a, el interruptor de potencia 51 se enciende y el interruptor de potencia 53 se bloquea, es decir, la primera rama de potencia aplica un potencial positivo a la conexión superior del devanado primario 61 del transmisor 6-1. En consecuencia, en la segunda rama de potencia, con una señal ALTA de C2.b, el interruptor de potencia 54 se enciende, mientras que el interruptor de potencia 52 se bloquea. La segunda rama de potencia aplica así un potencial negativo a la conexión inferior del devanado primario 61. Si hay una señal BAJA de C1.a o C1.b, esto se aplica a la inversa, es decir, la polaridad en el devanado primario 61 está invertida. Por lo tanto, la celda de inversor 5-1 genera una tensión alterna y lo aplica al devanado primario 61 del transmisor 6-1.

La segunda celda de inversor 5-2 tiene una estructura idéntica y es alimentada por la fuente de tensión continua 31 de la misma manera que la primera celda de inversor 5-1. Por tanto, en la figura se utilizan los mismos números de referencia para elementos similares. Se activa por las señales de control C2.a y C2.b de la manera correspondiente como se describe anteriormente. Por lo tanto, también genera en su salida una tensión alterna, que se aplica a un devanado primario 61 de un segundo transmisor 6-2. Puesto que las dos celdas de inversor 5-1 y 5-2 están alimentadas por la misma fuente de tensión continua 31, están conectadas potencialmente. Esto significa que las tensiones alternas emitidas directamente por las celdas de inversor 5-1 y 5-2 no se pueden sumar fácilmente porque están vinculados entre sí en términos de su potencial. Sin embargo, al suministrar estas tensiones alternas emitidas a los transmisores 6-1 y 6-2, las tensiones alternas emitidas por los transmisores 6-1 y 6-2 están libres de potencial y se pueden sumar fácilmente para formar una tensión de salida común, que se aplica a la línea de suministro 13.

El comportamiento de conmutación de los interruptores de potencia 51 a 54 bajo el efecto de las señales de control C1.a, C1.b, C2.a y C2.b, generadas por el control de inversor 41, por ejemplo, mediante el control PWM conocido per se, se muestra en la figura 4. La figura 4a muestra la adquisición de las señales de control C1.a, C1.b, C2.a y C2.b. El control de inversor 41 proporciona una señal portadora en forma de diente de sierra con una frecuencia de 1 MHz para cada una de las señales de control, que están desfasadas uniformemente 90° entre sí. Estas cuatro señales portadoras se muestran en la figura 4a mediante cuatro líneas de dientes de sierra desplazadas. También se muestra la señal de modulación necesaria para la modulación PWM, en el presente caso formada por la señal de referencia en forma de onda sinusoidal con una frecuencia de 200 kHz. Las secuencias de señales resultantes de la modulación de las cuatro señales de control C1.a, C1.b, C2.a y C2.b, tal como son emitidas por el control de inversor 41 para las celdas de inversor 5-1 y 5-2, se muestran en la figura 4b. Se trata de secuencias de señales de onda cuadrada pura, cada una de las cuales sólo conoce un estado de conmutación de 1 bit. Si los interruptores de potencia 51 a 54 de las dos celdas de inversor 5-1 y 5-2 se activan de la manera descrita anteriormente con estas secuencias de señales para las señales de control, y las tensiones emitidas respectivamente por las dos celdas de inversor 5-1 y 5-2 se suman por los transmisores 6-1 y 6-2, luego finalmente resulta la curva de tensión que se muestra en la figura 4c en la salida 14. A partir de las cuatro señales de control de 1 bit se genera una tensión de salida aproximadamente sinusoidal que tiene cinco niveles de tensión.

En la figura 5 se muestra un diagrama de circuito a modo de ejemplo para el inversor multinivel 4 y su conexión a componentes vecinos. Se puede observar el inversor multinivel 4 con su gran cantidad de celdas de inversor, representadas por la celda de inversor 5-1 hasta la celda de inversor 5-n. Aplican la tensión alterna que generan a los

devanados primarios 61 de los transmisores 6-1 a 6-n que tienen asignados. En este ejemplo de realización, los transformadores están diseñados de tal manera que sus devanados secundarios 62' tienen un mayor número de espiras que el devanado primario 61. Por lo tanto, están diseñados como transmisores y transformadores combinados y de este modo no sólo garantizan un desacoplamiento potencial, sino también una amplificación de tensión adicional. Los devanados secundarios 62' están conectados en serie de modo que sus tensiones amplificadas suman una tensión total aumentada.

La tensión total se envía a la línea de suministro 13, en cuyo extremo está dispuesto el filtro de paso bajo 8. Está diseñado como un filtro de segundo orden e incluye una inductancia 81 y una capacitancia 82 conectada en serie con el mismo. Cabe señalar que las inductancias parásitas de los transmisores 6-1 a 6-n también contribuyen a las inductancias 81 del filtro de paso bajo y, si es necesario, puede reemplazarlo al menos parcialmente. El filtro de paso bajo 8 está sintonizado de modo que se filtren las perturbaciones en la tensión alterna generadas debido a la frecuencia de conmutación de los interruptores de potencia en las celdas de inversor del inversor multinivel 4. La salida del filtro de paso bajo 8 se aplica a un devanado primario 71 de un transmisor de salida 7, lo que provoca una separación galvánica de la salida 14 conectada al devanado secundario 72. Además, está previsto un condensador de bloque 17. Esto sirve para evitar el suministro de componentes de tensión continua al instrumento quirúrgico 16.

El filtro de paso bajo 8 está provisto de amortiguación activa. Incluye una retroalimentación 9 a la que se conecta un sensor de corriente 83 como entrada. El sensor de corriente 83 está dispuesto en la misma rama que la capacitancia 82 del filtro de paso bajo 8 y determina así el flujo de corriente a través del cual fluye la capacitancia 82. Mediante la determinación de la corriente se puede retroalimentar una señal correspondiente proporcional a la corriente medida a través de la realimentación 9. En ésta se implementa la función de transferencia, que se selecciona según el comportamiento deseado del filtro de paso bajo 8 ahora amortiguado activamente. En el caso más sencillo, la función de transferencia puede diseñarse como un elemento proporcional. La señal de salida de la realimentación 9 está conectada a una entrada negativa de un elemento diferencial 91 para modificar la señal de referencia generada por el generador de señales de control 40, que está conectada a la entrada positiva del elemento diferencial 91. La señal de referencia modificada de esta manera se emite a la salida del elemento diferencial 91 y se aplica a una entrada del control de inversor 41 como señal de activación para el inversor multinivel 4. De esta manera, la tensión de salida del inversor multinivel 4 se puede controlar dependiendo de la realimentación 9. Esto permite evitar desde el principio resonancias no deseadas. Además, alternativa o adicionalmente puede estar previsto un sensor de corriente 84, que está dispuesto en la conexión del lado primario del transmisor de salida 7 o en serie con el condensador de bloque 17 y determina así el flujo de corriente a través del transmisor de salida 7. Al determinar la corriente, a través de la realimentación 9 también se puede enviar una señal correspondiente proporcional a la corriente medida. En la realimentación se implementa una función de transferencia (correspondientemente ampliada), que se selecciona según el comportamiento deseado, ahora amortiguado activamente, del filtro LC formado por la inductancia 81 y el condensador de bloqueo 17.

El efecto de la realimentación 9 sobre las curvas de tensión o corriente en la salida 14 se muestra en las figuras 7a, b y figura 8a, b. En ambos casos, el inversor multinivel 4 genera una señal de tensión alterna en forma de impulso que consta de una única oscilación de onda sinusoidal (como se muestra en la figura 9 e). En el caso que se muestra en la figura 7a, se supone que la carga en la salida es de alta resistencia (en el rango de 100 kOhm). De este modo se superpone adicionalmente una oscilación de resonancia a la tensión de salida (línea discontinua) de la onda sinusoidal generada por las celdas de inversor 5 del inversor multinivel 4. Esto resulta de la frecuencia de resonancia del filtro LC formado por las inductancias 81 y la capacitancia 82 según la fórmula conocida

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L \cdot C}}$$

La señal de salida superpuesta resultante se muestra con la línea continua. Se puede observar una deformación importante de la curva y un zumbido pronunciado. - El caso complementario de un cortocircuito se muestra en la figura 7b. Se puede ver de nuevo la oscilación de onda sinusoidal (idéntica) (línea discontinua) generada por las celdas de inversor 5 del inversor multinivel 4. Además, se produce una superposición de la oscilación de resonancia, que resulta de la inductancia del filtro 81, que resuena con el condensador de bloqueo 17 en la salida 14. La curva de corriente resultante se muestra en la salida 14 con una línea continua. Se puede observar que se forma una importante oscilación perturbadora.

Los mismos casos se muestran en las figuras 8a, b, amortiguándose el filtro 8 por medio de la realimentación 9. La figura 8a muestra nuevamente el caso con una carga de alta resistencia. La señal de salida original de las celdas de inversor 5 del inversor multinivel 4 todavía se muestra con una línea discontinua como referencia. La señal de salida real superpuesta a una perturbación se realimenta a través de la realimentación 9 usando señales de medición del sensor de corriente 83 y cambia la señal de referencia suministrada al inversor multinivel 4 mediante la intervención en el elemento diferencial 91. Este se dobla deliberadamente, por así decirlo, y se crea una señal de referencia modificada, que en realidad se aplica como señal de control al control de inversor 41 para activar las celdas de inversor 5. La señal de salida resultante (véase línea de puntos, que representa una curva suavizada) está en "doblado" de tal manera que se contrarresta específicamente la oscilación superpuesta en la salida. La señal de salida real resultante en última instancia de la tensión deliberadamente "doblada" del inversor multinivel 4 y la señal de salida real resultante

de la oscilación de resonancia del filtro 8 se muestran con la línea continua. Al compararlo con la figura 7a, se puede ver fácilmente que la señal de salida real es una onda sinusoidal sustancialmente más armoniosa.

Lo mismo se aplica al caso de un cortocircuito utilizando la realimentación 9. Este caso se muestra en la figura 8b. De nuevo, la señal de activación original, generada como señal de referencia por el generador de señales de control 40, se muestra con una línea discontinua. La señal de referencia modificada finalmente generada bajo el efecto de la realimentación 9 usando señales de medición del sensor de corriente 84 se usa para activar las celdas de inversor 5. La señal de salida resultante se muestra (después de la igualación) mediante la línea de puntos. Resulta ser extremadamente pequeño en relación con la amplitud de tensión, lo que se debe al hecho de que la frecuencia de resonancia no deseada está bastante cerca de la frecuencia de la tensión alterna generada por el inversor multinivel 4. Esto significa que sólo se requiere una señal de control real muy pequeña para el control del inversor 41. La curva de corriente real resultante en la salida 14 se muestra nuevamente con la línea continua. Al compararlo con la Figura 7a, se puede ver fácilmente que la señal de salida real es una onda sinusoidal sustancialmente más armoniosa. Se puede ver claramente comparándolo con la figura 7b que la oscilación de la onda sinusoidal real se reproduce con mucha más precisión (período de hasta 2 μ s) y después de eso el timbre parásito se suprime efectivamente (sin efecto de "timbre"). La realimentación utilizando las señales de medición del sensor de corriente 84 garantiza una señal de salida sinusoidal significativamente mejor y con menos armónicos a pesar del filtro LC crítico 8 con el condensador de bloque 17 en la salida 14.

De este modo, con el inversor multinivel 4 según la invención se pueden especificar de forma fina y precisa las curvas de tensión alterna a emitir. En particular, con el inversor multinivel 4 activado por la señal de referencia, hay un control total sobre la forma de la curva, concretamente en particular con señales de salida moduladas. De esta manera, las señales de salida moduladas se pueden generar de forma precisa y reproducible, como se muestra en las figuras 9a a 9e. Para garantizar una producción de energía constante, con el inversor multinivel 4 según la invención también es posible que, en el caso de modos más modulados con un factor de utilización más corto, el nivel de la tensión emitida aumente hasta tal punto que se envía la misma energía al instrumento electroquirúrgico 16 a pesar del corto tiempo de encendido como en los modos con un ciclo de trabajo más largo o en el modo continuo.

La invención permite así un control más dinámico y preciso de la tensión alterna de alta frecuencia emitida, concreta y precisamente en modo pulsado. Gracias a la realimentación opcional, los modos se pueden mantener aún de manera mucho más precisa.

También cabe señalar que la invención no se limita a las celdas de inversor 5 con un circuito de puente en H. También se pueden proporcionar otras topologías para las celdas de inversor 5. Ejemplos de esto se muestran en las figuras 6a y 6b, en las que se muestran topologías alternativas, concretamente cada una con cuatro elementos de conmutación 51' a 54' y 51" a 54". La figura 6a muestra una realización de la celda de inversor en el diseño con sujeción de punto neutro usando diodos 55, 56 y la figura 6b en el diseño con un condensador volante 57. Estos también pueden estar en cascada, de manera similar a las celdas de inversor en un circuito de puente H para lograr un mayor número de niveles de tensión.

La figura 10 muestra un ejemplo de realización alternativo al ejemplo de realización según la figura 1. Elementos iguales o similares se designan con los mismos números de referencia. Se diferencia esencialmente en que el filtro de paso bajo 8 está configurado en el ejemplo de realización alternativo en dos etapas. Una primera etapa 8' del filtro de paso bajo también está dispuesta directamente en la salida del inversor multinivel 4 para igualar la tensión alterna generada. En el lado de salida del transmisor de salida 7 está dispuesta una segunda etapa 8" del filtro de paso bajo. Poco antes de la salida tiene lugar una igualación adicional, para detectar en particular también interferencias a través del transmisor de salida 7. Cabe señalar que también la inductancia esparcidora del transmisor de salida 7 puede contribuir a la inductancia 81 de la segunda etapa 8" del filtro de paso bajo y, si es necesario, puede reemplazarla al menos parcialmente.

En la forma de realización según la figura 10 están previstos condensadores de bloque doble 17, 17' para aumentar la seguridad. Se considera que, en otros ejemplos de realización también puede estar prevista una disposición doble de este tipo.

En el ejemplo de este ejemplo de realización según la figura 10 se muestra también una disposición alternativa conveniente de los sensores de corriente para la realimentación; esto también puede estar previsto en otros ejemplos de realización. En este caso, en el paso bajo 8, más precisamente en la salida de la primera etapa 8', está previsto un sensor de corriente 18' en serie. El segundo sensor de corriente es el del sensor combinado de corriente y tensión 18. Basándose en estas señales, se puede medir la corriente real emitida (y se transmite al control operativo 10 a través de la unidad de procesamiento 19), así como el flujo de corriente en el lado de entrada del transmisor de salida 7. También se forma un detector de corriente transversal. Está diseñado para determinar a partir de una diferencia de corriente resultante cómo de grande es una corriente a través de una capacitancia 82 de paso bajo (aquí la segunda etapa 8" de paso bajo). Esto puede detectarse mediante la realimentación 9 y compensarse mediante el cambio de la activación del inversor multinivel 4. De este modo se pueden detectar y compensar las pérdidas de corriente debidas a capacidades transversales parásitas que de otro modo no se pueden medir directamente, en particular del transmisor de salida 7 o del paso bajo 8 con sus etapas 8', 8".

En la figura 11 se muestra otro ejemplo de realización de un generador electroquirúrgico según la presente invención. Se basa en el ejemplo de realización mostrado en la figura 1, pero se diferencia por que está prevista una segunda salida 14* y un dispositivo de conmutación 3. A su entrada está conectado el inversor multinivel 4 y a su única salida está conectada la línea de suministro 13, que conduce a través del paso bajo 8 y el transmisor de salida 7 a la (primera) salida 14 para el instrumento electroquirúrgico 16. A la otra salida del dispositivo de conmutación 3, a través de una segunda línea de suministro 13*, un segundo filtro de paso bajo 8* y un segundo transmisor de salida 7* está conectada una segunda salida 14*. A ésta puede estar conectado un conector macho 15* para un segundo instrumento (no representado), siendo el segundo instrumento en particular un instrumento quirúrgico ultrasónico como, por ejemplo, un bisturí ultrasónico. En las salidas 14, 14* está previsto todavía al menos un respectivo (no representado) condensador de bloque 17, como en el ejemplo de realización mostrado en la figura 1.

El dispositivo de conmutación 3 está diseñado para emitir la tensión alterna generada por el inversor multinivel 4 ya sea en la salida 14 al instrumento 16 conectado allí, en particular el instrumento electroquirúrgico 16, o en la salida 14* al instrumento allí conectado, en particular el instrumento quirúrgico ultrasónico. Así, con el mismo generador de electrocirugía 1, según los deseos del cirujano, se puede utilizar un instrumento electroquirúrgico, como por ejemplo un electrocauterio, o un instrumento quirúrgico ultrasónico, como por ejemplo unas tijeras de disección ultrasónicas. El cambio entre instrumentos es considerablemente más fácil e incluso puede realizarse intraoperatoriamente. De este modo se amplía considerablemente el campo de aplicación del generador electroquirúrgico. Alternativa o adicionalmente, en una variante como se muestra en la figura 12, también puede estar previsto que las celdas de inversor 5 estén divididas en términos de circuito. Al menos una (pero no todas) de las celdas de inversor 5 está conectada a la segunda salida 14* y puede, por ejemplo, suministrarle una tensión alterna en el rango de frecuencia ultrasónica, mientras que las celdas de inversor restantes 5-1 a 5-4 alimentan adicionalmente a la salida 14 con tensión alterna de alta frecuencia. De esta manera, se pueden operar también dos instrumentos electroquirúrgicos en paralelo (incluso en modos diferentes), o se puede operar fácilmente un instrumento que utilice tanto ultrasonido como energía de alta frecuencia.

REIVINDICACIONES

1. Generador electroquirúrgico que está diseñado para emitir una tensión alterna de alta frecuencia a un instrumento electroquirúrgico (16), que comprende un suministro de tensión continua (2) y un inversor de alta tensión que se alimenta desde el suministro de tensión continua (2) y genera una tensión alterna de alta frecuencia con tensión y frecuencia variables que se aplica a una salida (14) para la conexión del instrumento electroquirúrgico (16), caracterizado por que el inversor está configurado como inversor multinivel (4) y comprende una pluralidad de celdas de inversor (5) conectadas en cascada que son activadas por un dispositivo de control (41).
2. Generador electroquirúrgico según la reivindicación 1, caracterizado por que las celdas de inversor (5) tienen un desacoplamiento de potencial, preferentemente en el lado de salida.
3. Generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, caracterizado por que a la salida de la respectiva celda de inversor (5) está conectado un respectivo transmisor (6) con su lado primario, estando preferentemente encadenados los lados secundarios de los transmisores (6) para sumar las tensiones secundarias de los respectivos transmisores (6), siendo además preferentemente canalizada la tensión sumada a través de una línea de suministro a la salida (14) para la conexión del instrumento electroquirúrgico (16).
4. Generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, caracterizado por que los transmisores (6) están provistos cada uno de ellos de un transformador como preamplificador para aumentar la tensión, estando configurados los transmisores (6) preferentemente para estar estructuralmente integrados con el respectivo transformador.
5. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las celdas de inversor (5) se alimentan en cada caso desde una fuente de tensión continua (31) o desde varios, al menos dos, grupos de celdas de inversor (5), siendo alimentados los inversores del respectivo grupo conjuntamente por una fuente de tensión continua.
6. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que se prevén varios, al menos dos grupos (I, II) de celdas de inversor (5), siendo alimentados los grupos con una tensión continua de diferente altura, siendo alimentado preferentemente un grupo de la pluralidad de grupos con una tensión continua al menos dos veces mayor que otro grupo de la pluralidad de grupos, estando además preferentemente previsto en cada caso al menos un convertidor de tensión continua ratiométrico (42) en particular, preferentemente de diseño bidireccional, para alimentar al menos uno de los grupos con una tensión diferente.
7. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las fuentes de tensión continua para alimentar las celdas de inversor (5) están acopladas galvánicamente, y/o la alimentación de tensión continua (2) está diseñada como una alimentación de tensión fija, en particular comprende un circuito intermedio de tensión continua (20) que tiene un nivel de tensión fijo, al que están conectados unos convertidores de tensión continua opcionales (42).
8. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las celdas de inversor (5) están configuradas cada una con un tipo de estructura con sujeción de punto neutro (55, 56) en su suministro de tensión continua o con un condensador flotante (57), o bien las celdas de inversor (5) están conectadas en serie y están configuradas preferentemente cada una en una configuración en puente H.
9. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que está previsto un generador de señal de control (40) para el inversor multinivel (4) que está diseñado para generar una señal de referencia para activar el inversor multinivel (4), siendo la señal de referencia preferiblemente un patrón para la tensión alterna que será emitida por el generador electroquirúrgico (1), en particular con respecto a la amplitud, frecuencia, forma de curva y/o factor de utilización, pudiendo ajustarse la forma de curva además preferiblemente con selección libre.
10. Generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, caracterizado por que el generador de señal de control (40) activa un control de inversor (41) que está diseñado para activar las celdas de inversor (5) de manera que generen una tensión de salida según la señal de referencia.
11. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que las celdas de inversor (5) se activan con una señal de referencia de frecuencia variable.
12. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que en la línea de suministro (13) está previsto un transmisor de salida (7) como dispositivo de separación galvánico adicional, que interactúa preferentemente con un condensador (17) en el terminal de salida (14) como bloqueador de corriente continua, estando configurado el transmisor de salida (7) preferentemente como transformador de salida para la amplificación de la tensión principal.
13. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que en la línea de suministro (13) está previsto un filtro paso bajo (8), que está configurado preferentemente como filtro al menos de segundo orden, en particular como filtro LC, estando previsto además preferentemente una configuración de dos partes del filtro paso bajo (8', 8'').

14. Generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, caracterizado por que está previsto un dispositivo de amortiguación activo para el filtro de paso bajo (8), comprendiendo el dispositivo de amortiguación activo preferiblemente una realimentación, presentando la realimentación (9) al menos un sensor de corriente (83, 84, 18') en el filtro de paso bajo (8), y está previsto además preferiblemente un detector de corriente transversal, con ayuda del cual puede determinarse el flujo de corriente en el filtro de paso bajo (8) y/o en el transmisor de salida (7).
15. Generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, caracterizado por que una señal de salida del dispositivo de amortiguación activo actúa sobre el inversor multinivel (4), estando la señal de salida del dispositivo de amortiguación activo acoplada preferiblemente en una activación de las celdas de inversor (5).
16. Generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que está prevista al menos una salida adicional (14*) a la que se aplica otra tensión alterna generada por el inversor multinivel (4), presentando la al menos otra tensión alterna preferiblemente una frecuencia menor que la tensión alterna de alta frecuencia en la salida (14) para la conexión del instrumento electroquirúrgico (16), y estando en particular en el rango ultrasónico.
17. Generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, caracterizado por que está previsto al menos un dispositivo de conmutación (3) que está diseñado para conectar selectivamente el inversor multinivel (4) a una de las salidas (14, 14*).
18. Generador electroquirúrgico según la reivindicación 16 o 17, caracterizado por que las celdas de inversor (5) están divididas en términos de circuito de tal manera que al menos una parte de las celdas de inversor está prevista para la conexión a la al menos otra salida (14*) y otra parte de las celdas de inversor además alimenta a la salida (14).

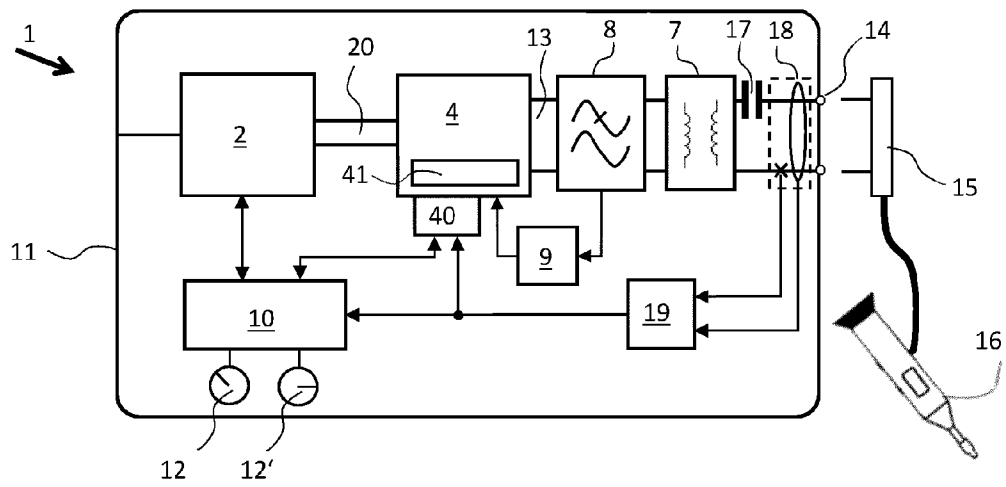


Fig. 1

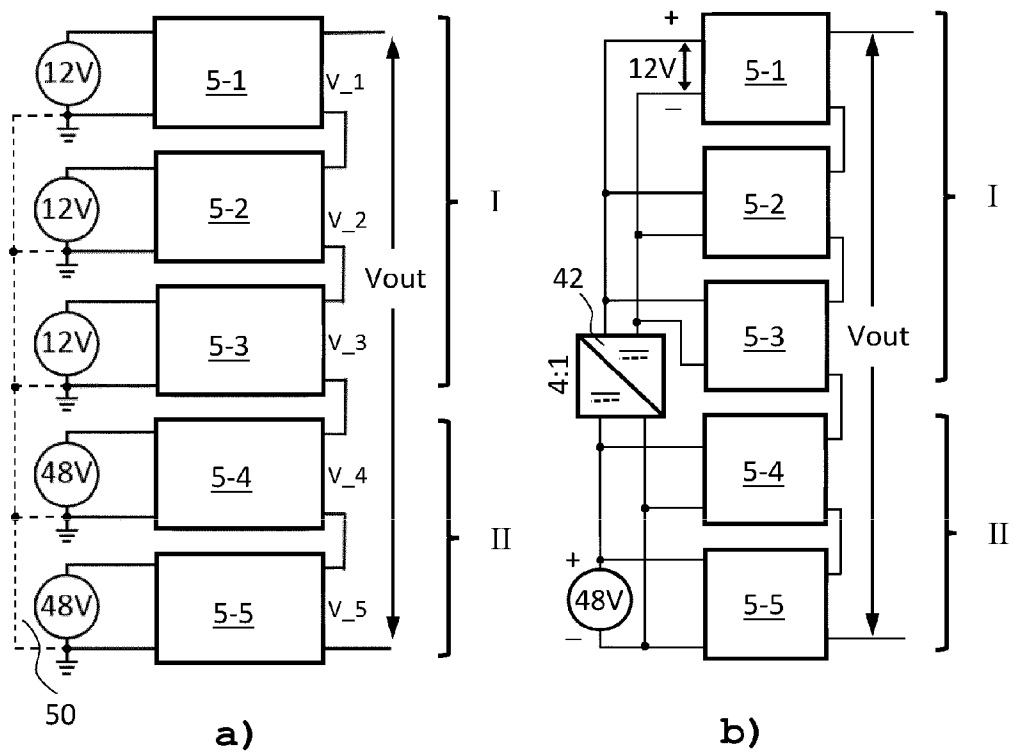


Fig. 2

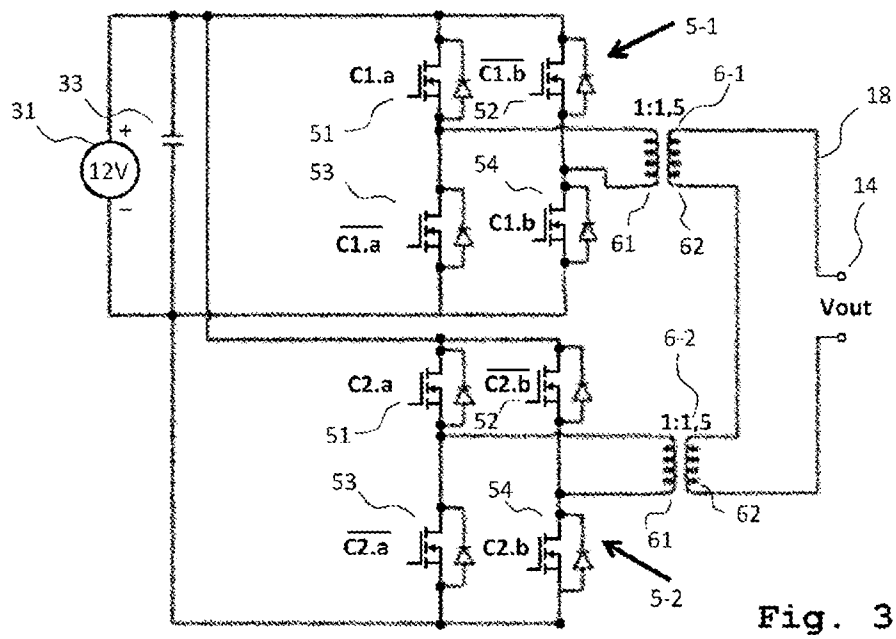


Fig. 3

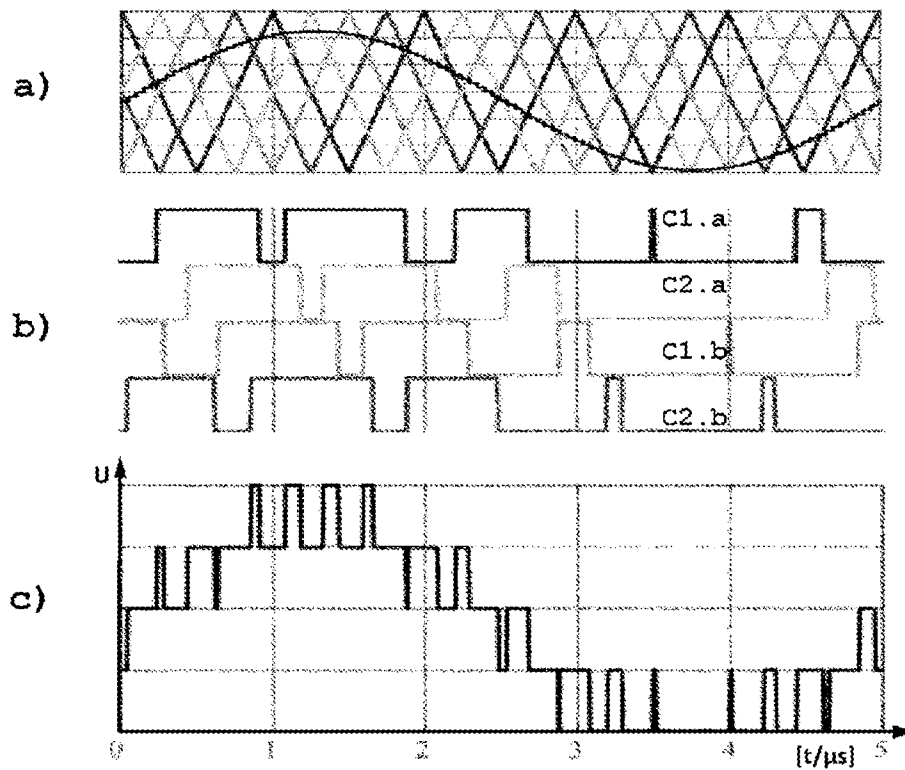


Fig. 4

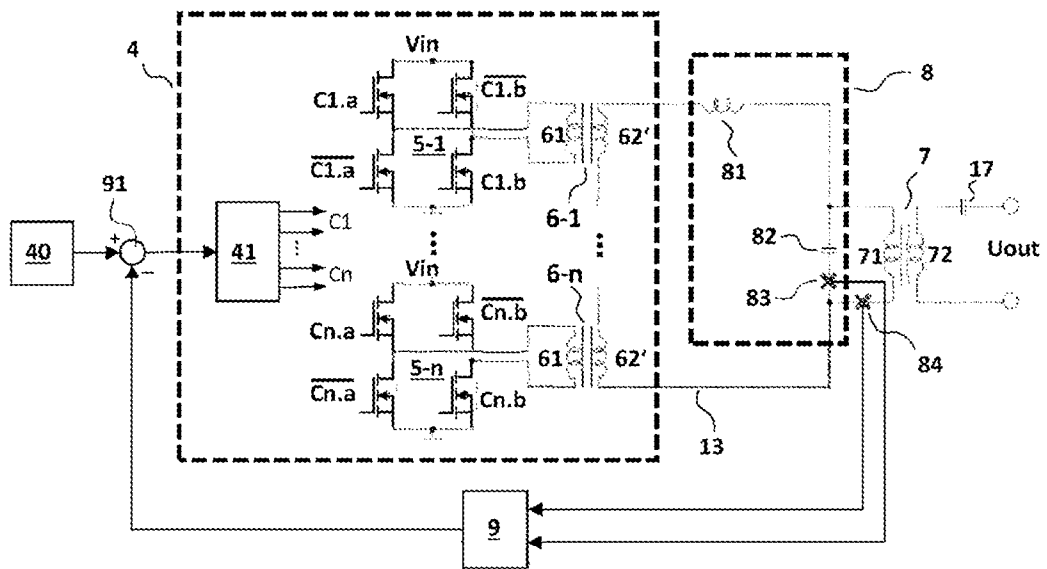


Fig. 5

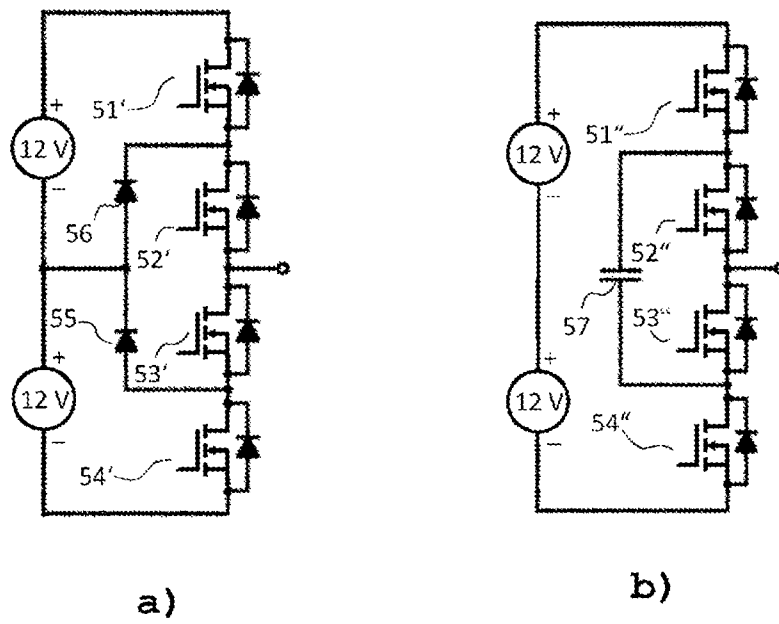
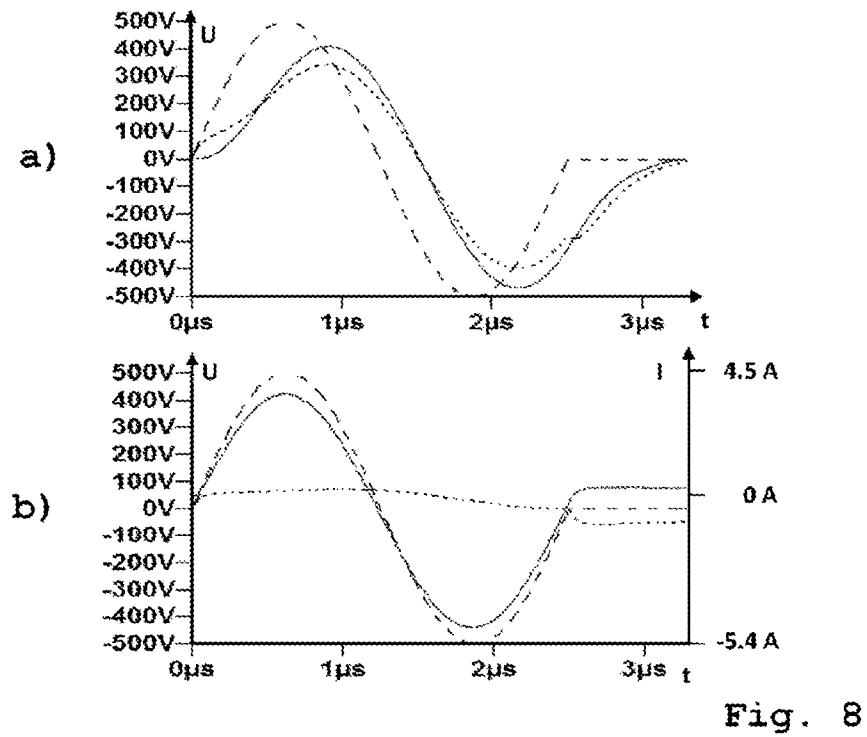
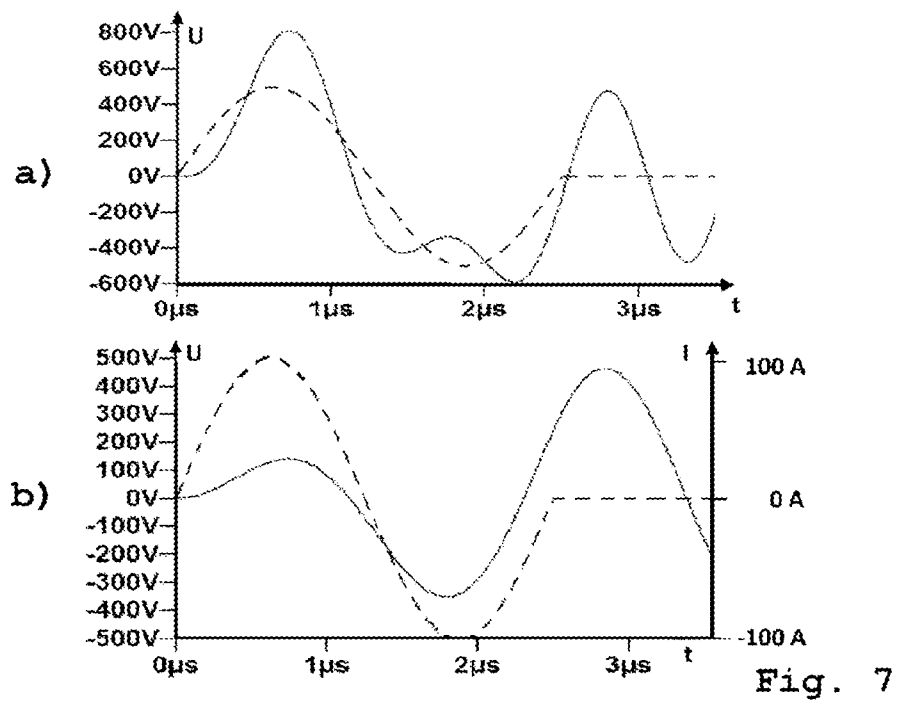
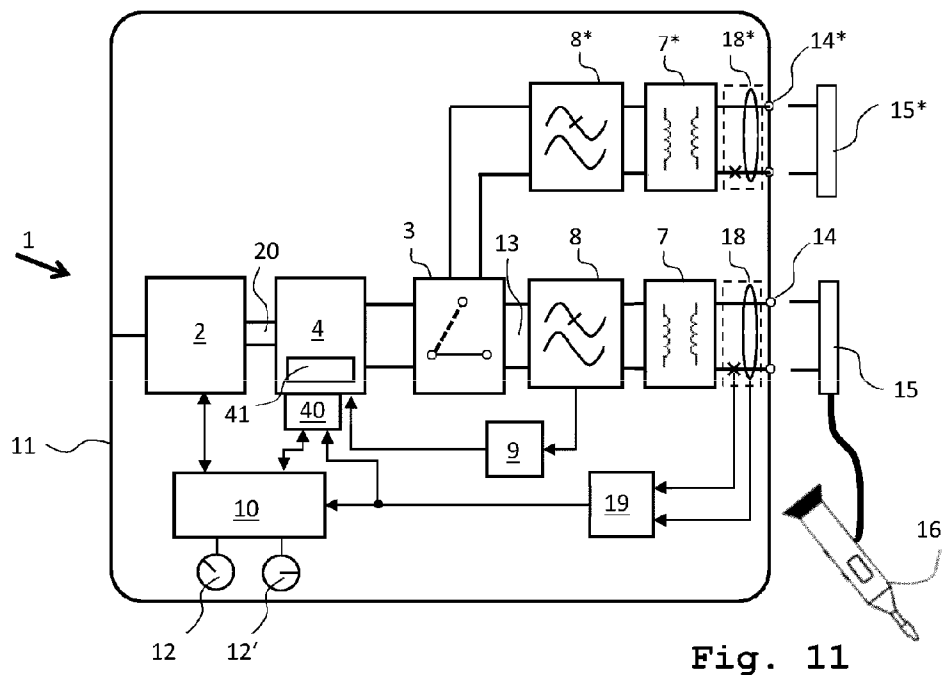
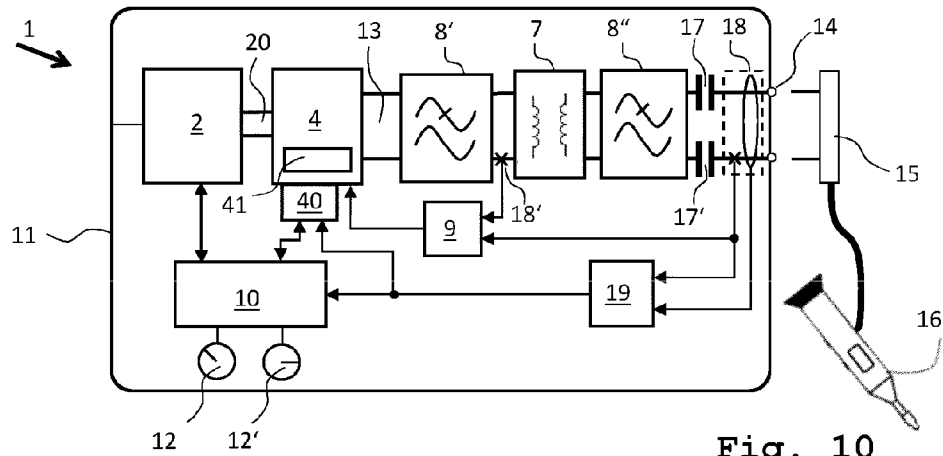
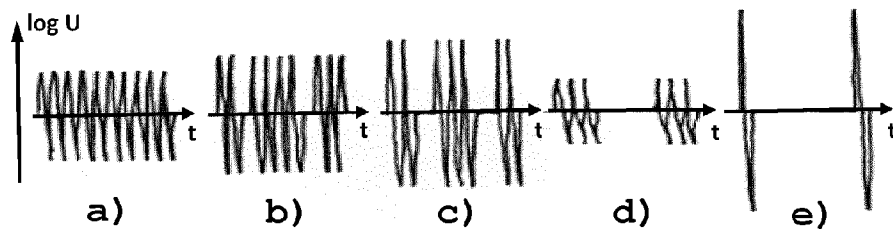


Fig. 6





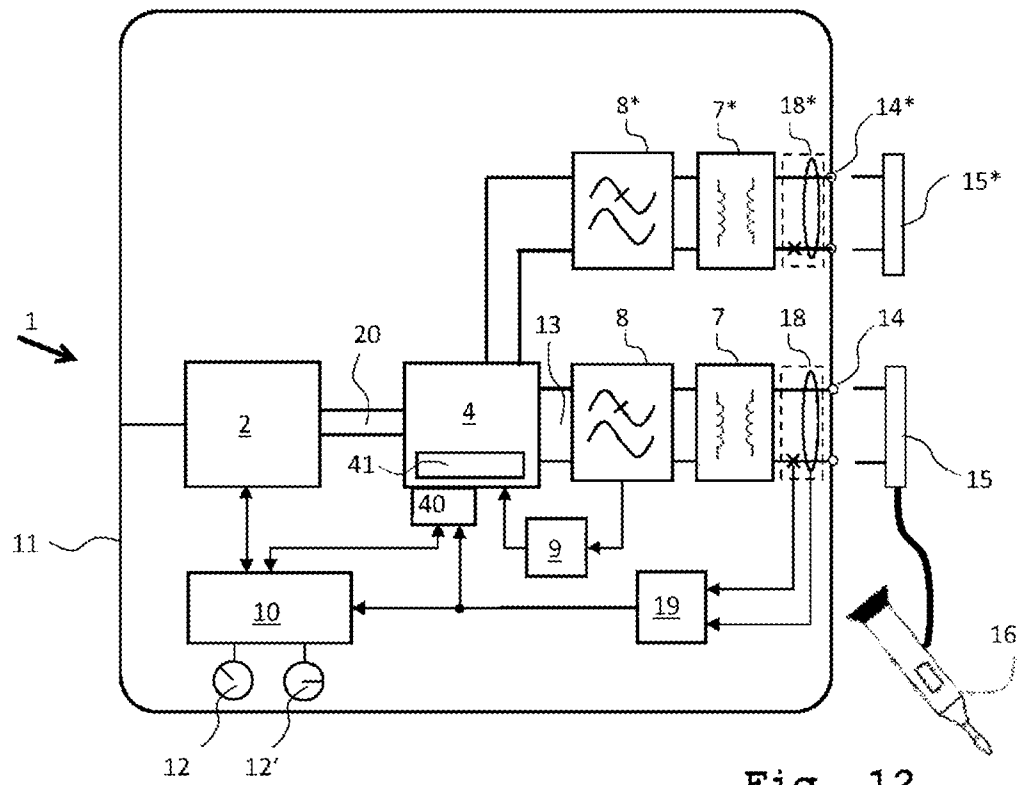


Fig. 12

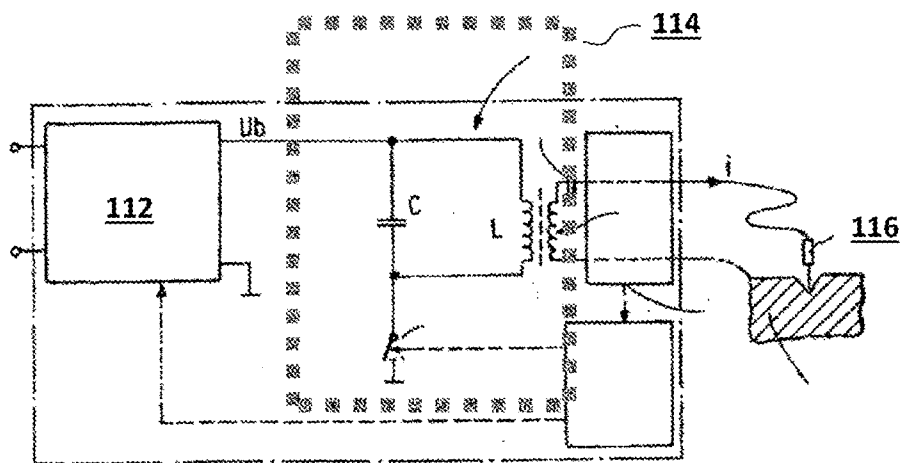


Fig. 13