



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES ARAGÓN



“Fundamentos de la cirugía por alta frecuencia basado en un microprocesador”

Informe del ejercicio profesional

Que para obtener el Título de:

Ingeniero Mecánico Electricista

Presenta:

Jorge Alfredo Guerrero Nájera

Asesor: Ing. Julio Bernal Vázquez

San Juan de Aragón, Estado de México, Febrero 2010.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A mi esposa,
Por ser mi compañera en este viaje tan maravilloso llamado vida.

A mis hijos,
Por enseñarme el verdadero valor de una sonrisa.

A mis padres,
Por haberme apoyado cuando más los necesite.

Al Ing. Julio Bernal,
Por su paciencia y comprensión para la elaboración de este Informe.

Al Ing. Gustavo Cadena,
Por haber sido mi maestro en el arte de expandir posibilidades.

A mi amada Universidad,
Por ayudarme a ser la persona en la que me he convertido, por regalarme años maravillosos de mi juventud, y sobre todo, por haberme dado las herramientas necesarias para enfrentar el mundo laboral.

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN

1.1.	Ingeniería Eléctrica.....	1
1.2.	Ingeniería Electrónica.....	1
1.3.	Similitudes entre ambas.....	1
1.4.	Ingeniería Biomédica.....	1
1.5.	Objetivo del informe.....	2

2. DESARROLLO DE LAS COMPUTADORAS

2.1.	Antecedentes.....	3
2.1.1.	Historia de las computadoras.....	3
2.1.2.	Representaciones numéricas.....	4
2.1.3.	Representaciones analógicas.....	4
2.1.4.	Procesos digitales.....	5
2.2.	Fundamentos de microprocesadores.....	5
2.2.1.	Introducción a los componentes y buses de un sistema.....	6
2.2.2.	Estructura básica del microprocesador.....	7
2.2.3.	Bus de direcciones.....	9
2.2.4.	Bus de datos.....	10
2.2.5.	Bus de control.....	10
2.2.6.	Decodificador de direcciones.....	10
2.2.7.	Tipos de memoria.....	10
2.2.8.	Puerto de entrada.....	10
2.2.9.	Puerto de salida.....	11

3. LA CIRUGÍA POR ALTA FRECUENCIA

3.1.	Electrocirugía.....	12
3.2.	Desarrollo de la cirugía por alta frecuencia (AF).....	14
3.3.	Principios físicos.....	14
3.4.	Electrodos dispersivos.....	15
3.5.	Tipos de electrocirugía.....	17
3.5.1.	Monopolar.....	18
3.5.2.	Bipolar.....	18
3.6.	Efectos sobre el tejido.....	18
3.6.1.	Corte.....	19
3.6.2.	Fulguración.....	20
3.6.3.	Desecación.....	20
3.7.	Ventajas.....	21
3.8.	Desventajas.....	21
3.9.	Sistemas de electrocirugía con tierra.....	23
3.10.	Aplicaciones.....	24
3.11.	Principios de operación.....	24
3.12.	Efectos físico-eléctricos en la cirugía por alta frecuencia.....	26
3.12.1.	Efecto electrolítico.....	26
3.12.2.	Efecto farádico.....	27
3.12.3.	Efecto térmico.....	28
3.12.4.	La resistencia eléctrica en tejidos biológicos.....	30
3.12.5.	La densidad de corriente en tejidos biológicos.....	30
3.12.6.	Superficie de contacto.....	31
3.12.7.	Distribución de la corriente eléctrica.....	31

4. RIESGOS Y SEGURIDAD DE LA CIRUGÍA DE ALTA FRECUENCIA

4.1.	Daño térmico involuntario de tejido.....	32
4.1.1.	Quemaduras por fuga de corriente.....	32
4.1.2.	Quemaduras accidentales por activación involuntaria del generador de AF.....	33
4.1.3.	Quemaduras accidentales por uso inadecuado de la cirugía por AF.....	33
4.1.4.	Quemaduras accidentales por uso inadecuado del electrodo neutro.....	33
4.1.5.	Quemaduras accidentales del tejido por accesorios inapropiados y/o defectuosos.....	34
4.1.6.	Quemaduras accidentales por descuidos.....	34
4.1.7.	Quemaduras accidentales del tejido causadas por errores de salida.....	34
4.1.8.	Quemaduras accidentales por ignición de líquidos, gases y vapores inflamables.....	35
4.1.9.	Quemaduras accidentales causadas por electrodos calientes..	35
4.2.	Electrochoque.....	35
4.3.	Excitación de músculos y nervios.....	35
4.4.	Marcapasos.....	36
4.5.	Peligro de explosión.....	36
4.6.	Interferencia con otros aparatos electrónicos.....	36

5. DESCRIPCIÓN DE LOS CIRCUITOS

5.1.	Tarjeta madre.....	37
5.2.	Tarjeta CPU.....	41
5.3.	Suministro de bajo voltaje.....	42
5.4.	Tarjeta de control.....	44
5.5.	Etapa de potencia QC.....	51
5.6.	Módulo de poder.....	54
5.7.	Etapa de potencia ST.....	56
5.8.	Tarjeta de sensores.....	57
5.9.	Tarjeta de relevadores.....	62
5.10.	Tarjeta de display.....	63
5.11.	Diagrama de bloques.....	66
5.12.	Diagramas de circuitos.....	67
5.12.1.	Tarjeta madre.....	67
5.12.2.	CPU PCB.....	72
5.12.3.	Suministro de bajo voltaje.....	75
5.12.4.	Tarjeta de control.....	78
5.12.5.	Etapa de potencia QC.....	81
5.12.6.	Modulo de poder.....	82
5.12.7.	Etapa de potencia ST.....	83
5.12.8.	Tarjeta de sensores.....	84
5.12.9.	Tarjeta de relevadores.....	87

6. DESCRIPCIÓN DEL APARATO QUIRÚRGICO

6.1.	Descripción general.....	88
6.2.	Descripción de los elementos de mando.....	92
6.2.1.	Interruptor de red.....	92
6.2.2.	Campos de funciones para CORTE.....	92
6.2.3.	Campo de funciones para COAGULACIÓN.....	94
6.2.4.	Campo de funciones BIPOLAR.....	94
6.2.5.	Toma para electrodos neutros.....	95
6.2.6.	Toma para instrumentos de corte y coagulación monopolares	96
6.2.7.	Toma para instrumentos de coagulación bipolar.....	96
6.2.8.	Campo de seguridad.....	96
6.2.9.	Toma para interruptor de doble pedal.....	96
6.2.10.	Conexión equipotencial.....	96
6.2.11.	Volumen de la señal acústica.....	97
6.2.12.	Altavoz para las señales acústicas.....	97
6.2.13.	Conexión a la red.....	97
6.2.14.	Fusibles de red.....	97
6.3.	Descripción de los dispositivos de seguridad.....	97
6.3.1.	Dosificación errónea por parte del aparato.....	97
6.3.2.	Tiempo de conexión.....	98
6.3.3.	NESSY.....	98
6.3.4.	Seguridad contra un manejo indebido.....	99

7. INSTALACIÓN Y MANTENIMIENTO

7.1.	Condiciones del local.....	101
7.2.	Posibilidades de emplazamiento en el quirófano.....	101
7.3.	Conexión a la red.....	101
7.4.	Conexión equipotencial.....	101
7.5.	Protección contra explosiones.....	102
7.6.	Protección contra humedad.....	102
7.7.	Refrigeración.....	102
7.8.	Interferencia de alta frecuencia.....	102
7.9.	Combinación con otros equipos.....	102
7.10.	Comprobación de recepción.....	103
7.11.	Mantenimiento de la unidad electroquirúrgica.....	103
7.12.	Cuidado de la unidad electroquirúrgica.....	104
7.13.	Reciclamiento de la unidad electroquirúrgica.....	104

8. CONCLUSIONES..... 105

9. ANEXO DE DATOS TÉCNICOS, SEÑALES Y DIAGRAMAS

9.1.	Datos técnicos.....	106
9.2.	Señales visuales y acústicas.....	110
9.3.	Diagramas funcionales.....	111
9.3.1.	Modo de Auto Corte efectos 1, 2, 3 y 4.....	111
9.3.2.	Diagrama de AF U_{AF} vs P_{max} en MODO COAGULACIÓN-SUAVE en función AUTOBIPOLAR.....	112
9.3.3.	Diagrama de AF U_{AF} vs P_{max} en MODO COAGULACIÓN-FORZADA.....	113
9.3.4.	Diagrama de P_{max} vs R_C en los efectos 1 a 4 MODO CORTE...	114

9.3.5.	Diagrama de P_{\max} vs R_c en MODO COAGULACIÓN-SUAVE en función AUTOBIPOLAR.....	115
9.3.6.	MODO DE AUTO CORTE (AUTO CUT MODE), efectos 1 a 4.	116
10.	BIBLIOGRAFÍA.....	117

1. INTRODUCCIÓN

Para iniciar se dan las siguientes definiciones:

1.1. Ingeniería Eléctrica:

La Ingeniería Eléctrica es el campo de la Ingeniería que se ocupa del estudio y la aplicación de la electricidad, la electrónica y el electromagnetismo. Aplica conocimientos de ciencias como la Física y las Matemáticas para generar, transportar, distribuir y utilizar la energía eléctrica.

1.2. Ingeniería Electrónica:

La Ingeniería Electrónica es el conjunto de conocimientos técnicos, tanto teóricos como prácticos que tienen por objetivo la aplicación de la tecnología electrónica para la resolución de problemas prácticos.

1.3. Similitudes entre ambas:

Entre la Ingeniería Electrónica y la Ingeniería Eléctrica existen similitudes fundamentales, pues ambas tienen como base de estudio el fenómeno eléctrico. Sin embargo la primera se especializa en circuitos de bajo voltaje entre ellos los semiconductores, los cuales tienen como componente fundamental al transistor o el comportamiento de las cargas en el vacío, como en el caso de las antiguas válvulas termoiónicas, y la Ingeniería Eléctrica se especializa en circuitos eléctricos de alto voltaje como se ve en las líneas de transmisión y en las estaciones eléctricas. Ambas ingenierías poseen aspectos comunes como pueden ser los fundamentos matemáticos y físicos, la teoría de circuitos, el estudio del electromagnetismo y la planificación de proyectos.

1.4. Ingeniería Biomédica:

La Ingeniería Biomédica es la rama de la Ingeniería que implementa los principios de las tecnologías al campo de la medicina. Se dedica fundamentalmente al diseño y construcción de productos sanitarios tales como equipos médicos, prótesis, dispositivos médicos, dispositivos de diagnóstico (imagenología médica) y de terapia. También interviene en la gestión o administración de los recursos técnicos ligados a un sistema de hospitales. Combina la experiencia de la ingeniería con necesidades médicas para obtener beneficios en el cuidado de la salud. Puede ser definida como "la aplicación de técnicas y principios de ingeniería al campo médico".

La Ingeniería Biomédica es ampliamente reconocida como un campo multidisciplinario, resultado de un largo espectro de disciplinas que la influyen desde diversos campos y fuentes de información. Debido a su extrema diversidad, no es extraño que la bioingeniería se centre en un aspecto en particular. Existen muy diversos desgloses de disciplinas para esta Ingeniería, a menudo se clasifica como:

- Biomagnetismo y técnicas cerebrales

- Creación de imágenes y óptica biomédicas.
- Biomateriales
- Biomecánica y biotransporte
- Instrumentación médica
- Ingeniería molecular y celular
- Biología de sistemas

En otros casos, las disciplinas dentro de la Bioingeniería se dividen en la cercanía con otros campos de la Ingeniería más arraigados, los cuales suelen incluir:

- Ingeniería Química - a menudo asociado con la Ingeniería Bioquímica, celular, molecular, nuevos materiales y tejidos, etc.
- Ingeniería Clínica- a menudo asociado con la Ingeniería Médica ó la Ingeniería Hospitalaria , administración y mantenimiento de equipos médicos en una clínica u hospital.
- Ingeniería Electrónica - a menudo asociado con la bioelectricidad, bioinstrumentación, creación de imágenes, e instrumentación médica.
- Ingeniería Mecánica - a menudo asociado con biomecánica, biotransporte, y modelado de sistemas biológicos.
- Óptica e Ingeniería Óptica - óptica médica, imagen e instrumentación.

1.5. Objetivo del informe:

Los egresados de Ingeniería Mecánica Eléctrica de la UNAM en el área Eléctrica-Electrónica en particular, al incorporarse a la actividad profesional se ven obligados a adquirir conocimientos extraordinarios para poder desempeñarse en las distintas áreas profesionales y muy en especial en el ramo Hospitalario, ya que como Ingeniero de Soporte Técnico Hospitalario es necesario adquirir conocimientos específicos de la materia, los cuales no se adquieren en la universidad, si no a través de la empresa que se dedica a este tipo de servicios, esta tesis tiene el objetivo de introducir a estos nuevos Ingenieros en el ambiente quirúrgico, en especial con Unidades Electroquirúrgicas de Alta frecuencia y así tener una fuente de apoyo práctica y sencilla con todo el rigor a nivel Ingeniería que se requiere para estos casos.

Se necesita información que proporcione tanto conceptos teóricos como prácticos para resolver problemas relacionados con la electrocirugía y poder desempeñarse apropiadamente, esta búsqueda nos lleva a indagar en manuales, libros y cursos impartidos por las empresas dedicadas a este ramo, pero no hay mejor aprendizaje que el que se puede adquirir en quirófano, ya que se aprende no sólo del equipo mismo sino de todo lo que lo rodea, ya que es necesario conocer muchos aspectos hospitalarios involucrados para poder ejercer apropiadamente como Ingeniero de Soporte Técnico Hospitalario.

Lo que muestra este informe, es el resultado de 7 años de aplicación continua de la electrocirugía, en la cual se exponen desde los principios básicos, hasta la descripción detallada de una unidad electroquirúrgica para consulta posterior de cualquier Ingeniero que esté interesado en obtener capacitación, o profundizar más sobre este tema.

2. DESARROLLO DE LAS COMPUTADORAS

2.1 Antecedentes

Para el ingeniero moderno el hecho de “ir a la par con su profesión” implica inevitablemente el uso de las computadoras. Hay pocas disciplinas, o dicho sea de otra forma, pocas actividades cotidianas que de alguna manera no tienen contacto con estas máquinas tan poderosas y rápidas. Ciertamente, las computadoras han sido por años un aliado de la ingeniería al desempeñar millares de tareas, tanto analíticas como prácticas, en el desarrollo de proyectos y en la solución de problemas en forma más eficiente.

2.1.1 Historia de las computadoras

En el sentido más amplio, una computadora se puede definir como un dispositivo que ayuda a calcular. Con base en esta definición, una de las computadoras más antiguas es el ábaco. Descubierta en el antiguo Egipto y en China, se compone de cuentas hiladas sobre alambres en un marco rectangular.

Las cuentas se usan para guardar potencias de 10 (unidades, decenas, centenas, etc.) durante un cálculo. Cuando se emplea con destreza, el ábaco puede competir en velocidad con una calculadora de bolsillo.

Aunque los dispositivos manuales tales como el ábaco aceleran la velocidad en los cálculos, las máquinas extienden aún más las capacidades humanas para estos cálculos. Estimulados por la revolución industrial, los científicos del siglo XVII desarrollaron la primera de tales computadoras mecánicas. Blas Pascal inventó, en 1642, una máquina para sumar. Al final de ese siglo, Gottfried Leibnitz desarrolló una calculadora mecánica que podía multiplicar y dividir.

Aunque en los siglos siguientes se desarrollaron otros instrumentos de cálculo, no fue sino hasta la década de 1940 cuando surgieron las computadoras electrónicas. Se originaron, inicialmente para proyectos militares en la segunda guerra mundial, eran dispositivos de investigación para un solo propósito. Estas máquinas, con nombres como ENIAC y EDSAC, usaron tubos al vacío como componentes electrónicos básicos. Aunque eran caras, lentas y a menudo desconfiables, estas computadoras de la primera generación auguraban un procesamiento de datos a gran escala.

Aunque algunas máquinas de la primera generación, en especial la UNIVAC, se vendieron a nivel comercial, no fue sino hasta la década de 1960 que las computadoras estuvieron disponibles para una gran cantidad de científicos e ingenieros. Esto se debió al desarrollo de los transistores y de algunos dispositivos electrónicos de estado sólido que suplieron a los tubos de vacío creando computadoras que, entre otras cosas, eran más confiables. Aunque el uso de estas computadoras se extendió, su acceso era algunas veces limitado ya que las máquinas seguían siendo muy caras para que la mayoría de los profesionistas las obtuvieran individualmente. Por lo tanto, los ingenieros debían asociarse con grandes organizaciones tales como universidades, oficinas gubernamentales, corporaciones o firmas consultoras para tener acceso a las computadoras.

Sin embargo, a la mitad de la década de 1960 y principios de la década de 1970 un adelanto en la técnica alteró dramáticamente esta situación. En particular, el reemplazo de los transistores en circuitos integrados ha producido un gran poder computacional en el medio profesional de los ingenieros. Un circuito integrado, o CI, consiste en una pastilla delgada de silicón donde se han colocado miles de transistores. El resultado práctico de esta innovación ha sido en dos aspectos. Primero, en el núcleo de la máquina o la parte central de las computadoras, las velocidades y la capacidad de memoria son muy grandes. Segundo, y más importante en el contexto actual, las computadoras personales que son convenientes, pequeñas, rápidas y confiables se están produciendo en masa y a precios razonables. Como se expresó en un artículo de la revista Scientific American: “Las microcomputadoras de hoy en día a un costo tal vez de 300 dólares, tienen más capacidad de cómputo que las primeras computadoras electrónicas gigantescas ENIAC. Son 20 veces más rápidas, tienen una memoria mayor, son miles de veces más confiables, consumen la energía de un bulbo en vez de la de una locomotora, ocupan 1/30 000 de volumen y cuestan 1/10 000 parte. Se pueden obtener por una orden postal o en cualquier tienda especializada” (Noyce, 1977).

2.1.2 Representaciones numéricas

Cuando la mayoría de nosotros escuchamos el término “digital” inmediatamente pensamos en una “calculadora digital” o en una “computadora digital”. Lo anterior probablemente pueda atribuirse a la forma tan impresionante en que ahora la persona promedio tiene acceso a poderosas computadoras y calculadoras de bajo costo. Es importante señalar que ambas representan sólo una de las muchas aplicaciones de los circuitos y principios digitales. Los circuitos digitales se emplean en productos electrónicos como juegos de video, hornos de microondas y sistemas de control para automóviles; también en equipo de prueba como medidores, generadores y osciloscopios. Las técnicas digitales han reemplazado además muchos de los “circuitos analógicos” utilizados en productos de consumo como radios, televisores y equipos para grabación y reproducción de alta fidelidad.

En la ciencia, la tecnología, la administración y, de hecho, en muchos otros campos de la actividad humana, constantemente se manejan cantidades. Estas se miden, monitorean, registran, manipulan aritméticamente, observan o, en alguna otra forma, se utilizan en muchos sistemas físicos. Cuando se manejan diversas cantidades es importante que podamos representar sus valores con eficiencia y exactitud. Existen básicamente dos maneras de representar el valor numérico de las cantidades: la analógica y la digital.

2.1.3 Representaciones analógicas

En la representación analógica, una cantidad se denota por medio de otra que es proporcional a la primera. Un ejemplo de esto es el velocímetro de un automóvil, en el cual la deflexión de la aguja es proporcional a la velocidad a la que se desplaza el auto. La posición angular de la aguja representa el valor de la velocidad del coche y la aguja sigue cualquier cambio que ocurra conforme el automóvil acelera o frena.

Otro ejemplo es el termostato común de una habitación, en el cual la flexión de la banda bimetálica es proporcional a la temperatura del cuarto. A medida que la temperatura varía, la curvatura de la banda cambia proporcionalmente.

Incluso se puede hallar otro ejemplo de una cantidad analógica en el micrófono de audio. En este dispositivo se genera un voltaje de salida en proporción a la amplitud de las ondas sonoras que capta el micrófono. Las variaciones en el voltaje de salida siguen las variaciones del sonido de entrada.

Las cantidades analógicas como las que se citaron antes tienen una característica importante: pueden variar gradualmente sobre un intervalo continuo de valores. La velocidad del automóvil puede tener cualquier valor entre cero y, por decir algo, 100 km/h. En forma análoga, la salida del micrófono podría encontrarse en cualquier nivel dentro de un intervalo de cero a 10 mV (por ejemplo, 1 mV, 2.3724 mV, 9.9999 mV).

2.1.4 Procesos digitales

En la representación digital las cantidades no se denotan por valores proporcionales, sino por símbolos denominados dígitos. Para poner un ejemplo, consideremos el reloj (o cronómetro) digital, el cual da la hora en forma de dígitos decimales que representan horas y minutos (y algunas veces segundos). Como se sabe, las horas varían continuamente, pero la lectura del cronómetro digital no cambia de la misma manera; en su lugar, lo hace en etapas de uno por minuto (o por segundo). En otras palabras, esta representación digital de la hora varía en etapas discretas, en comparación con la representación analógica de la hora que da un reloj de pulso, donde la lectura del cuadrante varía continuamente.

La diferencia principal entre las cantidades analógicas y las digitales se puede enunciar en forma simple de la manera siguiente:

Analógico \equiv continuo

Digital \equiv discreto (paso a paso)

Debido a la naturaleza discreta de las representaciones digitales, no existe ambigüedad cuando se lee el valor de una cantidad digital, en tanto que el valor de una cantidad analógica con frecuencia se presta a interpretación.

2.2 Fundamentos de los microprocesadores

La unidad tipo del equipo de electrocirugía que veremos en esta tesis, anteriormente estaba basada en la combinación de compuertas lógicas y de circuitos integrados. Un ejemplo común de esta combinación de circuitos es el controlador de un semáforo que va en una secuencia de verde-ámbar-rojo. Para implementar los circuitos usando combinaciones y secuencias lógicas, debemos utilizar algunos contadores para la medición del tiempo y un registro que nos permita llevar la secuencia de las luces. Este arreglo se puede generar fácilmente en el mundo de los circuitos integrados.

Pero, por otro lado, piense acerca de la complejidad de un control electrónico para un automóvil moderno. Existen varias cantidades analógicas que se deben monitorear, como la velocidad del motor, la presión del aceite, la temperatura de enfriamiento, etc.; y también existen varias funciones de control digital que se deben realizar, como el tiempo de arranque del motor, control de la mezcla de combustible y control de la circulación de aire en el radiador. La operación se vuelve más complicada por los cálculos y decisiones que se tienen que hacer para seguir controlando el automóvil, y está es, definitivamente, una aplicación para un sistema basado en un microprocesador.

La unidad de electrocirugía que veremos, está dentro de la cuarta generación de estos equipos y funciona mediante varios sensores, por lo cual, el microprocesador es ideal para esta aplicación, ya que permite obtener datos externos muy importantes para el correcto funcionamiento de la unidad, brindándonos nuevas características que facilitan la labor del cirujano y la recuperación del paciente; además de que nos ofrece una memoria la cual nos sirve como historial del equipo que también facilita su mantenimiento tanto preventivo como correctivo.

Un desarrollador de sistemas debe considerar una solución basada en microprocesadores cuando la aplicación involucre realizar cálculos, hacer decisiones basadas en estímulos externos y mantener una memoria de eventos pasados. Un Microprocesador ofrece varias ventajas sobre las propuestas de las familias lógicas. Primero, el microprocesador es un dispositivo de propósito general, dependiendo de las instrucciones que se le den toma la “personalidad” asignada por el desarrollador de sistemas. Si sólo se necesita que el microprocesador cuente, se le puede programar para que lo haga vía el software. Si se quiere que cambie sus valores de salida, hay una instrucción que le dice que lo haga. Y si se quiere que sume una cantidad a otra previamente obtenida, también lo puede hacer. Su capacidad para realizar operaciones aritméticas, hacer comparaciones y actualizar su memoria lo convierten en una herramienta digital muy poderosa para resolver problemas. Realizar cambios a una aplicación de microprocesadores en específico es fácil de hacer con el cambio de unas cuantas instrucciones dentro de su programa, nada parecido con los sistemas basados en circuitos integrados, en los cuales cualquier cambio hace forzosa la reconstrucción y un nuevo diseño de la aplicación.

Nuevos microprocesadores son introducidos al mercado cada año para satisfacer las necesidades de los ingenieros. Sin embargo, los principios detrás de la tecnología de los microprocesadores siguen siendo los mismos. Es un dispositivo digital de propósito general que es manejado por instrucciones (software) que se comunica con varios circuitos externos (chips) para obtener la entrada / salida necesaria para una tarea en específico.

2.2.1 Introducción a los componentes y buses de un sistema

La figura 1 muestra un microprocesador con la circuitería necesaria para realizar funciones de entrada / salida básicas. Usaremos esta figura para ilustrar como el microprocesador actúa como un dispositivo de propósito general, manejado por software, para realizar una tarea en específico. A continuación veremos los componentes de un sistema basado en un microprocesador.

2.2.2 Estructura básica del microprocesador

El microprocesador es el corazón de cualquier sistema. Realiza muchas tareas, entre las que se incluyen:

- Proporcionar las señales de control y temporización para todos los elementos del sistema.
- Extraer las instrucciones y los datos de la memoria.
- Transferir los datos a y desde la memoria y los dispositivos de entrada / salida.
- Decodificación de instrucciones.
- Ejecutar las operaciones aritméticas y lógicas invocadas por las instrucciones.
- Responder a las señales de control generadas en entrada / salida tales como reinicio e interrupción.

El microprocesador contiene toda la circuitería lógica necesaria para llevar a cabo las funciones anteriores pero, en general, no existe manera de tener acceso a la lógica interna. En lugar de ello, se puede controlar lo que ocurre dentro del microprocesador mediante un programa formado por varias instrucciones mismo que se coloca en la memoria para que el microprocesador lo ejecute. Esto es lo que hace al microprocesador tan versátil y flexible cuando se desea cambiar su operación, sólo es necesario cambiar los programas almacenados en la RAM (software) o grabada en la ROM (firmware) sin necesidad de cambiar la electrónica (hardware).

La lógica interna del microprocesador es muy compleja pero puede considerarse como formada por tres secciones básicas: la sección de control y temporización, la sección de registros y la Unidad Lógico Aritmética (ALU). Aunque existen interacciones bien definidas entre estas secciones, cada una tiene funciones específicas.

La función principal de la sección de control y temporización es traer de la memoria y decodificar (interpretar) las instrucciones que están en la memoria y que forman parte de un programa, para después generar las señales de control necesarias para ejecutar las instrucciones. Esta sección también genera las señales de control y temporización (por ejemplo lectura/escritura y de reloj) para la RAM, ROM y dispositivos de entrada / salida externos.

La sección de registros contiene varios registros (dentro del microprocesador) y cada uno tiene una función especial. El más importante de todos ellos es el contador de programa (PC), el cual mantiene la dirección donde se encuentra la siguiente instrucción que se extraerá de la memoria. Los demás registros del microprocesador se emplean para realizar funciones tales como guardar los códigos correspondientes a las instrucciones mientras éstas son decodificadas, retener los datos que constituyen los operandos con los que trabaja la ALU, almacenar las direcciones donde se encuentran los datos en la memoria y varias funciones más de conteo y almacenamiento con propósitos generales.

La ALU efectúa una gran cantidad de operaciones aritméticas y lógicas. Estas operaciones siempre incluyen la adición y la sustracción, y las operaciones lógicas AND, OR, XOR, corrimiento, incremento y decremento. Los microprocesadores más

avanzados tienen una ALU que realiza operaciones de multiplicación y división. Durante la operación de la microcomputadora, las operaciones que la ALU realiza se llevan a cabo bajo el control de la sección de control y temporización la que, claro esta, hace lo que indican los códigos de instrucción que trae de la memoria.

Para mostrar un poco más el funcionamiento de un microprocesador, pondremos un ejemplo, puede ser cualquier microprocesador popular de 8-bits como el Intel 8085, Motorola 6800 o Zilog Z80. Cabe mencionar que la unidad tipo de electrocirugía que detallaremos más adelante tiene un microprocesador Zilog Z84 que es una mejora de los microprocesadores que estamos mencionando. Estos microprocesadores son llamados de 8-bits por que el manejo interno y externo de datos es realizado en 8 bits por tiempo. El microprocesador leerá instrucciones de programa de la memoria y ejecutará estas instrucciones que manejan tres buses externos con el nivel y tiempo apropiados para hacer que los dispositivos conectados desarrollen operaciones específicas. Los buses son simples grupos de conductores que son encaminados a través del sistema y están conectados entre varios dispositivos que necesitan compartir información que está viajando a través de ellos.

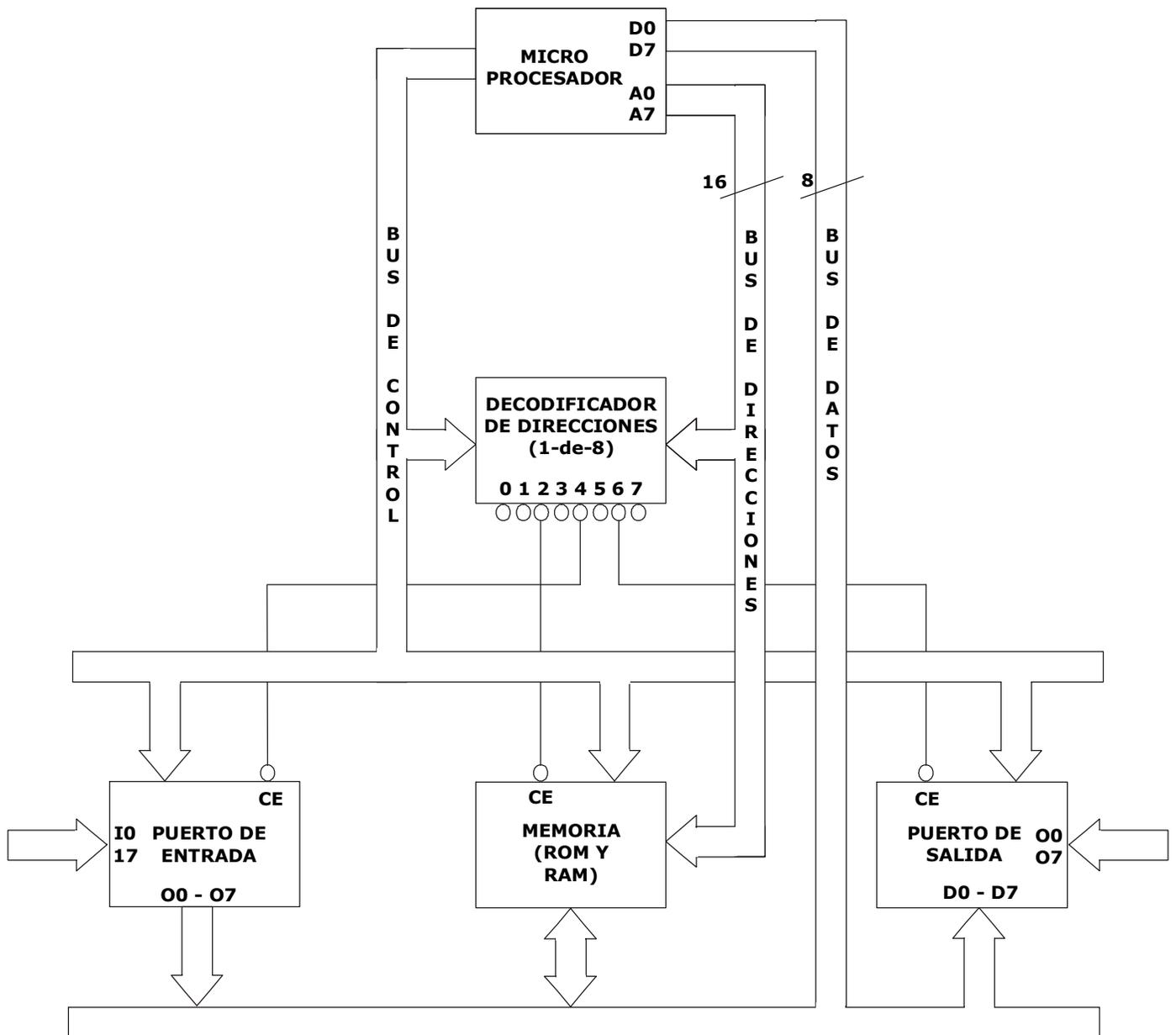


Figura 2.1. Ejemplo de un sistema basado en un microprocesador utilizado para operaciones simples de entrada y salida.

2.2.3 Bus de direcciones

El bus de direcciones es de 16 bits y es generado por el microprocesador para seleccionar una dirección o circuito integrado activo. En el caso de un circuito integrado de memoria seleccionado, los bits de bajo orden en el bus de direcciones seleccionan una dirección en particular dentro del circuito integrado. Ya que el bus de direcciones tiene un ancho de palabra de 16 bits, puede especificar 65,536 (2^{16}) diferentes direcciones. El puerto de entrada es una dirección, el puerto de salida es otra dirección y la memoria en este sistema tiene un tamaño de 4K (4096) direcciones.

2.2.4 Bus de datos

Una vez que el bus de direcciones es asignado a una dirección en particular que el microprocesador necesita acceder, el microprocesador envía o recibe 8 bits de datos (información) hacia o desde esa dirección vía el bus de datos bidireccional.

2.2.5 Bus de control

El bus de control tiene un ancho de palabra variable, dependiendo del microprocesador que se esté utilizando. Este bus maneja señales de control que se conectan con otros circuitos integrados para comunicar que tipo de operación se está realizando. A partir de estas señales, los circuitos integrados pueden decir si la operación que se está llevando a cabo es de lectura, escritura, de entrada / salida, acceso de memoria o alguna otra operación.

2.2.6 Decodificador de direcciones

El decodificador de direcciones es normalmente un decodificador octal. Su función es proporcionar la señal de Habilitación de Chip (CE) a los circuitos integrados externos basado en información que recibe del microprocesador vía los buses de control y direcciones. Debido a que existen varios circuitos integrados en el bus de datos, el decodificador de direcciones garantiza que solamente un circuito integrado este activo a la vez, para evitar un conflicto debido a que dos circuitos integrados estén escribiendo diferentes datos en un mismo bus.

2.2.7. Tipos de memoria

Existirán cuando menos dos circuitos integrados de memoria en un sistema: ROM o EPROM y RAM. La ROM (Read Only Memory) tendrá las instrucciones de "inicialización", indicándole al microprocesador lo que debe hacer cuando éste sea encendido. Esto incluye tareas como la lectura del teclado y el manejo del display. También tendrá varias rutinas que podrán ser "llamadas" por el microprocesador para realizar tareas tales como traducciones de datos de entrada/salida o retardos de tiempo. Estas instrucciones, que están permanentemente guardadas en la ROM, son conocidas como "programa monitor" o "sistema operativo". La RAM (Random Access Memory) es una memoria volátil, esto significa que la RAM pierde su contenido al momento que se apaga el sistema, y es normalmente usada para almacenamiento temporal de datos.

2.2.8 Puerto de entrada

El puerto de entrada proporciona datos al microprocesador vía el bus de datos. En este ejemplo, es un buffer octal de tres estados de salida. La entrada al buffer será proporcionada por algún dispositivo de entrada como un teclado o, como lo muestra nuestro ejemplo, desde 8 interruptores. El puerto de entrada descargará su información hacia el bus de datos cuando reciba la señal de Habilitación de Chip del decodificador de direcciones y el comando Read (Leer) del bus de control.

2.2.9 Puerto de salida

El puerto de salida proporciona la forma en la que el microprocesador se comunicará con el mundo exterior. Esto puede ser enviando datos a un dispositivo de salida como una impresora o, como se muestra en nuestro ejemplo, puede enviar datos a 8 diferentes LEDs. Un flip-flop D es utilizado como interface debido a que después de que el microprocesador le envía los datos, el flip-flop guardará los datos, permitiéndole al microprocesador continuar con sus demás tareas.

Para cargar los datos en el flip-flop D, el microprocesador primero debe colocar los datos de salida en el bus de datos. Luego debe dar la dirección del puerto de salida para que el decodificador de direcciones pueda enviar la señal de Habilitación del circuito indicado. Finalmente, emite un pulso en su línea de escritura que viaja del bus de control a la entrada de reloj del flip-flop D. Cuando el flip-flop D recibe el disparo del pulso del reloj, guarda los datos que están en el bus de datos en ese instante y así se pueden manipular los LEDs.

3 LA CIRUGÍA POR ALTA FRECUENCIA

3.1 Electrocirugía

La electrocirugía es la aplicación de electricidad por medio de radiofrecuencia sobre un tejido para obtener un efecto clínico deseado, principalmente, cortar el tejido. Esta electricidad genera calor en el mismo tejido, es decir, no es necesario aplicar calor desde una fuente externa para calentar el tejido sino que la electricidad hace que el tejido se caliente debido a su propia impedancia. Este método presenta una gran ventaja y es que el paciente sangra en mucha menor cantidad que en las cirugías donde se utilizan Instrumentos cortantes tradicionales, implica menor duración de las cirugías y facilidades para el médico que al mantener limpia el área de trabajo puede realizar el procedimiento con mayor facilidad.

Es necesario diferenciar la electrocirugía de la electrocauterización, ya que esta última técnica es más común y consiste simplemente en la utilización de corriente directa, donde los electrones fluyen en una sola dirección, para calentar un implemento quirúrgico que calienta el tejido favoreciendo el proceso de cauterización de los vasos. Durante la electrocauterización la corriente no ingresa en el cuerpo del paciente, solamente la parte caliente del instrumento entra en contacto con el tejido. Por el contrario en la electrocirugía se utiliza corriente alterna y el paciente se incluye en el circuito, es decir, la corriente ingresa en el cuerpo. Sin embargo, la cauterización de vasos también se puede realizar por medio de equipos de electrocirugía, durante este proceso la corriente no entra en contacto directo con el tejido, sino que pasa a través del aire hacia el tejido por medio de un arco de corriente y es conducida por los diferentes iones del cuerpo.

El circuito completo de una unidad de electrocirugía (Figura 3.1) está compuesto por el generador, un electrodo activo, el paciente, y un electrodo de retorno del paciente. El tejido del paciente genera una impedancia y los electrones al vencerla generan calor.

Generador electroquirúrgico de radio frecuencia: Es la fuente de la corriente de electrones y el voltaje. Es un generador de alta potencia y alta frecuencia.

Electrodo activo: Tiene un área de sección transversal muy pequeña. Esta diseñado en forma de herramienta para que pueda ser manipulado por el cirujano.

Electrodo de retorno del paciente: Su función es remover corrientes desde el paciente de manera segura. El calor debe ser disipado por el tamaño y la conductividad del electrodo. Generalmente es una superficie metálica pero actualmente se está reemplazando por un electrodo adhesivo desechable.

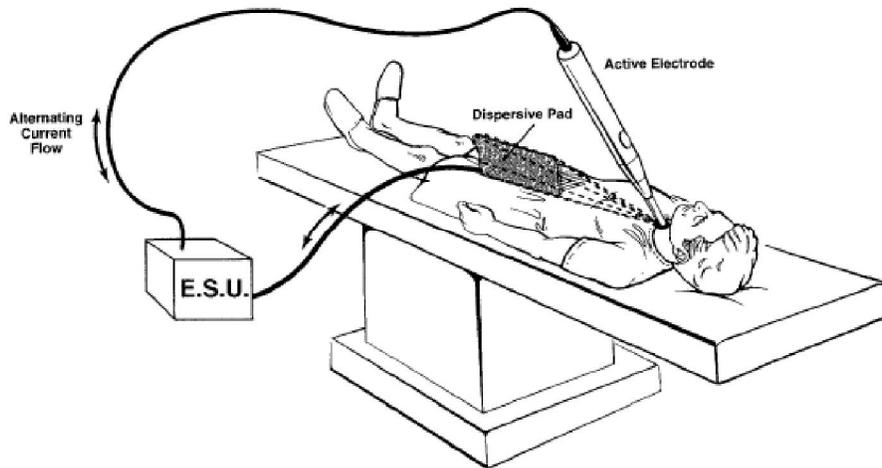


Figura 3.1. Unidad de electrocirugía

La frecuencia de estos dispositivos varía entre los 0.2MHz y los 0.33MHz (Figura 3.2), en comparación con los 60Hz de frecuencia que posee la electricidad normal con la que funcionan los aparatos eléctricos. En el espectro electromagnético, las ondas de radio tienen una frecuencia de 300kHz a 3MHz.

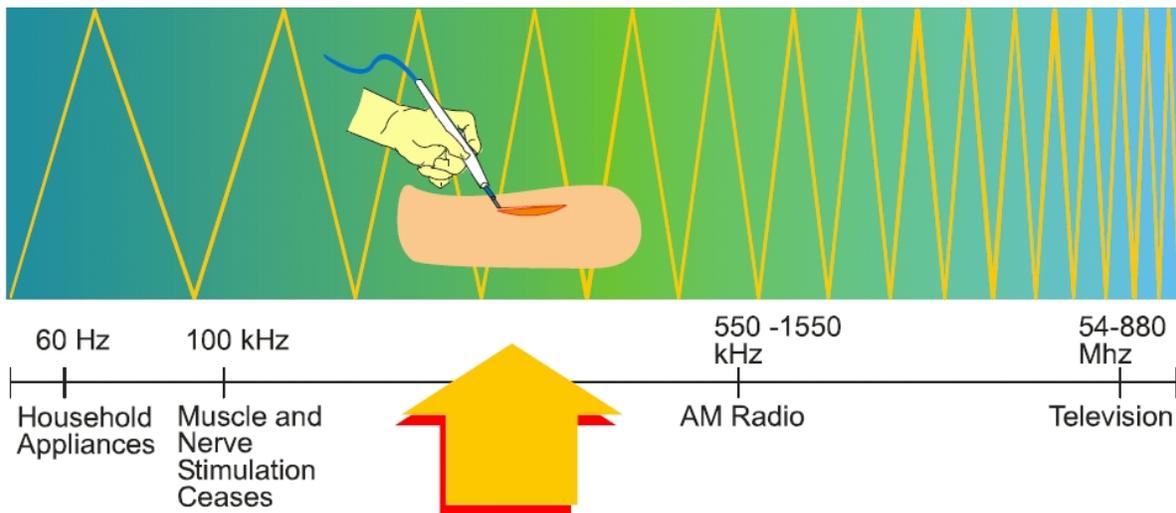


Figura 3.2. Rango de frecuencias en electrocirugía

El paso de corriente a través del cuerpo es altamente riesgoso, ya que la fibrilación ventricular se puede dar con corrientes de 50 a 500mA y frecuencias de 50 a 60Hz. Sin embargo, en el rango de las radiofrecuencias, el sistema nervioso y muscular es menos sensible al flujo de la corriente, por lo que la utilización de electrocirugía es de gran utilidad ya que se pueden crear lesiones localizadas en el tejido de acuerdo con las necesidades médicas sin crear un shock eléctrico.

3.2 Desarrollo de la cirugía por alta frecuencia (AF)

El bisturí ha tenido aplicaciones en la cirugía por miles de años. En el año de 1928 se desarrollo un importante complemento para su aplicación en cirugía (unidades electroquirúrgicas).

Los primeros equipos de electrocirugía fueron creados en el año de 1928 en Alemania en el pueblo de Tübingen por el investigador Erbe, seguido por el Sr. Bobye en los Estados unidos, en el año de 1930.

El principio de funcionamiento de esta primera unidad, se basaba en un generador de alto voltaje, que producía chispas, las cuales daban un efecto de corte; el corte se controlaba, aumentando o disminuyendo la potencia del equipo y no se contaba con un controlador para la coagulación.

La segunda generación de equipos de electrocirugía se caracterizó por colocar transistores en los controles del equipo, pero el funcionamiento de la unidad siguió siendo del mismo modo.

La tercera generación de equipos de electrocirugía incluyó el uso de microprocesadores en su funcionamiento, esto dio la ventaja de separación en el control de la coagulación y de la potencia de corte, esto se logró poniendo un regulador de voltaje con el cual se podía controlar la cantidad de chispas.

Cuarta generación de equipos de electrocirugía, estos equipos logran por medio de sensores, realizar un efecto de corte con regulación automática, independiente de la potencia de coagulación, esto quiere decir que de acuerdo al tejido que se este cortando, el equipo despliega la potencia necesaria. Este efecto de corte se denomina Tiempo Real de despliegue de potencia.

3.3 Principios físicos

Los equipos de electrocirugía se aprovechan del calor generado por la disipación de la corriente, de manera que pueda ser utilizado para fines terapéuticos o de tratamiento clínico. El calor es simplemente energía en movimiento.

El calentamiento del tejido con radiofrecuencia se puede dar por medio de dos mecanismos: calentamiento óhmico o calentamiento dieléctrico. El calentamiento óhmico, producido a menos de 500MHz incrementa el movimiento traslacional de las partículas. El calentamiento dieléctrico producido a más de 500MHz incrementa el movimiento vibratorio y rotacional de las partículas. Cuando un campo eléctrico es aplicado sobre la materia, los dipolos absorben parte de la energía del campo. El calentamiento óhmico es el mecanismo utilizado por los dispositivos de electrocirugía y el calentamiento dieléctrico es el utilizado por el láser y hornos microondas.

Se debe tener presente que la corriente que fluye en uno de los electrodos debe ser igual a la corriente que fluye en el otro electrodo. Por lo tanto debido a que el electrodo activo tiene un área de sección transversal muy pequeña, la densidad de corriente es

muy alta. Debido a la diferencia de densidad de corriente entre los dos electrodos, el tejido en contacto con el electrodo de dispersión se calienta lentamente mientras que el que está en contacto con el electrodo activo se calienta hasta destruirse.

El calentamiento del tejido se genera por la potencia disipada en el tejido que se puede expresar como:

$$P = rVI^2 \dots\dots\dots(1)$$

Donde: P es la potencia en Watts
r es la resistividad del tejido en Ohmios- Metros
V es el volumen de tejido en m³
I es la densidad de corriente en A/m²

3.4 Electrodo dispersivos

En los comienzos de la electrocirugía, los electrodos no dispersivos fueron utilizados; el camino de regreso para la corriente de la Unidad de Electrocirugía fue provisto por una capacitancia distribuida entre el sujeto y la tierra. Esta técnica funcionaba porque un lado de la Unidad de Electrocirugía estaba aterrizado. Sin embargo, si un área del sujeto entraba en contacto con un objeto aterrizado, una alta densidad de corriente pasaba por este sitio y a menudo resultaba en severas quemaduras. Fue así como reconocieron que un dispositivo de larga área con camino de regreso para la corriente eliminaba el riesgo de quemaduras. Por consiguiente, muchos tipos de electrodos dispersivos fueron desarrollados para ser aplicados al sujeto (por ejemplo nalga, hombro, etc.) para establecer un regreso seguro de la corriente. Actualmente hay 4 tipos de electrodos dispersivos en uso. El mas simple es largo, seco y de placa metálica (Fig. 3.3-A). Más frecuentemente, un electrolito cubierto de placa metálica es usado, (Fig. 3.3-B). Otro tipo consiste de un electrolito empapado de gel por un electrodo metálico (Fig. 3.3-C). Recientemente, conductores adhesivos se han estado usando para mantener adherida la placa metálica a la piel. El electrodo capacitivo (Fig. 3.3-D) consiste de una placa aluminio que es completamente cubierta con una delgada película de material dieléctrico, el cual previene contacto óhmico entre el electrodo metálico y la piel.

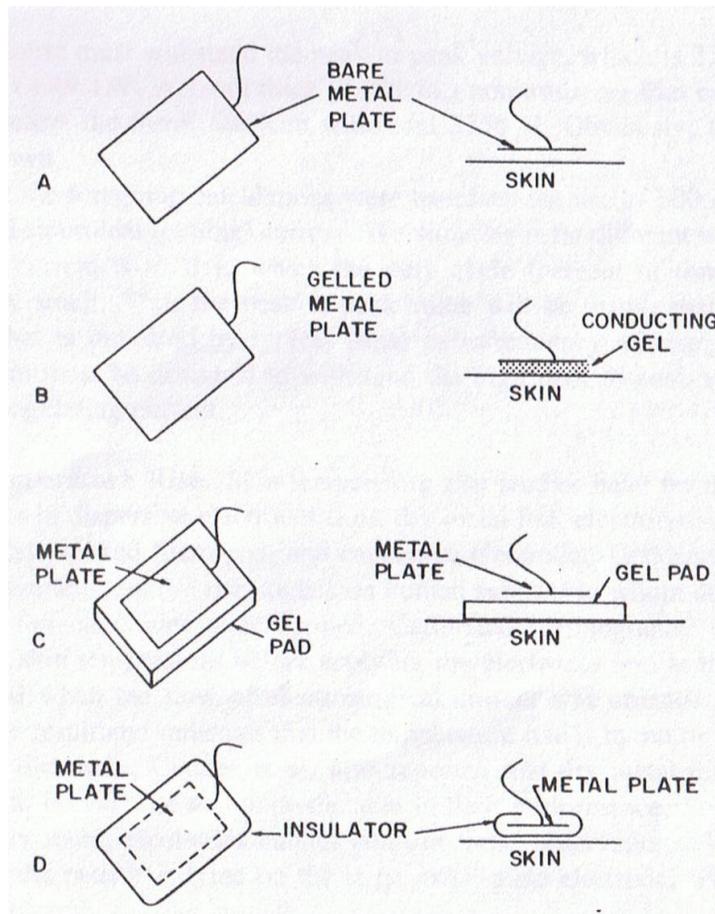


Figura 3.3 Tipos de electrodos dispersivos

Con el electrodo seco (Fig. 3.3-A), es difícil obtener contacto uniforme con la piel a menos que el sujeto repose sobre el electrodo. El uso de pasta conductora, gel o adhesivos conductivos sobre el electrodo permite baja resistencia y contacto uniforme sobre el sujeto. Con el electrodo capacitivo, no hay vía de conducción (óhmica) con el sujeto; el flujo de corriente a través de la reactancia del capacitor, el cual está hecho por un electrodo metálico, un dieléctrico, y fluidos conductivos bajo la piel. El dieléctrico (aislante) en este tipo de capacitor es la capa de aislamiento cubriendo al electrodo metálico y la superficie de la piel.

La corriente Electroquirúrgica pasa a través del electrodo capacitivo resultando en el desarrollo de voltaje a través del dieléctrico. El voltaje V a través del dieléctrico es igual a la corriente multiplicada por la reactancia X del electrodo capacitivo; por lo tanto,

$$V = IX \dots \dots \dots (2)$$

Ahora la reactancia

$$X = 1 / 2\pi fC \dots \dots \dots (3)$$

donde f es la frecuencia de la corriente electroquirúrgica y C es la capacitancia, la cual puede ser calculada por el área A del electrodo y el grosor t y la constante dieléctrica k del material aislador cubriendo al electrodo. La expresión para la capacitancia de un capacitor de placas paralelas en picofaradios ($1 \text{ pF} = 10^{-12} \text{ F}$) es

$$C = 0.0885kA / t \dots\dots\dots(4)$$

Donde A es el área en cm^2 , t el grosor en centímetros y k es la constante dieléctrica.

La expresión para la capacitancia cuando A esta en *pulgadas cuadradas* y t en pulgadas es

$$C = 0.2244kA / t \dots\dots\dots(5)$$

La corriente Electroquirúrgica I fluye a través de esta capacitancia y produce un voltaje V , el cual es

$$V = IX = \frac{I}{2\pi fC} \dots\dots\dots(6)$$

Esta es la información para calcular la capacitancia y el voltaje de un electrodo dispersivo capacitivo típico a través de él.

Considere un electrodo con medidas de 6 x 4 pulgadas con 0.005 pulgadas de espesor dieléctrico de poliestireno. A 1 MHz la constante dieléctrica es 2.55. Por lo tanto la capacitancia en picofaradios (pF) es

$$C = \frac{0.2244 \times 2.55 \times 24}{0.005} = 2747 \text{ pF}$$

La reactancia X con una frecuencia de 1 MHz es

$$X = \frac{1}{2\pi fC} = \frac{1}{6.28 \times 10^6 \times 2747 \times 10^{-12}} = 57.97 \Omega$$

El voltaje *rms* a través de este electrodo para 300 mA de corriente corte es

$$V = IX = 0.3 \times 57.97 = 17.4 \text{ V}$$

3.5 Tipos de electrocirugía

Dependiendo de los tipos de electrodos utilizados, la técnica de electrocirugía se clasifica en:

3.5.1 Monopolar

Es la modalidad de electrocirugía más utilizada por su versatilidad y efectividad clínica. En esta el electrodo activo se encuentra en la herida y el electrodo de retorno se encuentra localizado en algún otro sitio del cuerpo del paciente. La corriente de radiofrecuencia fluye del generador a través del electrodo activo hacia el tejido, a través del paciente y después a un electrodo dispersivo colocado en el paciente para finalmente volver al generador, es decir, la corriente pasa por el paciente completando el circuito desde el electrodo activo hasta el electrodo de retorno del paciente.

3.5.2 Bipolar

Las funciones del electrodo activo y del electrodo de retorno las realizan las dos patas de la pinza o fórceps, ambos brazos de los electrodos están unidos al instrumento quirúrgico por lo que no se necesita la dispersión de la corriente, no es necesario el electrodo de retorno del paciente. Únicamente se incluye en el circuito el tejido que toman las pinzas, es decir, el que se encuentra entre las dos patas de las mismas. Además se necesita una menor cantidad de corriente.

3.6 Efectos sobre el tejido

Los generadores de electrocirugía tienen la capacidad de producir una variedad de formas de onda eléctricas. A medida que la forma de onda cambia, también cambia el efecto correspondiente en el tejido. Cuando se usa una forma de onda constante, el cirujano puede vaporizar o cortar tejido pues se genera calor muy rápidamente. Por otra parte cuando se usa una forma de onda intermitente se reduce el ciclo de trabajo de la corriente y por lo tanto se produce menos calor y lo que se forma en el tejido es un coágulo.

El equipo de electrocirugía es muy versátil y tiene varias modalidades de corte y coagulación. Por ejemplo, cuando se trabaja en modo de corte se tienen varios blends o corrientes mezcladas además de la modalidad de corte puro. Una corriente mezclada no es una mezcla de los dos tipos de corriente, de corte y de coagulación, sino una modificación en el ciclo de trabajo de la corriente.



Figura 3.4. Modos de operación

En la Figura 3.4 se puede observar que en el corte puro hay una corriente continua, con gran potencia y un promedio alto de voltaje, pero presenta menos probabilidad de arcos eléctricos, responsables del proceso de coagulación, ya que no tiene picos. En la última que corresponde a la coagulación, se ven características contrarias a la primera, baja potencia, corriente alterna y presencia de picos, por lo que puede haber una alta probabilidad de generación de arcos eléctricos. Para entender el concepto de blend, se deben tener presentes los dos modos principales de operación, corte puro y coagulación, ya que cuando se presentan blends es porque hay una combinación de los efectos producidos por ambos. Por ejemplo Blend 1 es capaz de vaporizar el tejido con hemostasis mínima, ya que tiene menor presencia de picos de voltaje y en el Blend 3 hay menos efectividad cortando pero produce hemostasis máxima, debido a la presencia de picos que favorecen los arcos.

En electrocirugía, se puede presentar dos efectos: destrucción del tejido debido a la ebullición o, producir coagulación con el fin de dar cese al sangrado, esto es causado por las corrientes transmitidas por el electrobisturí.

Estos dos efectos permiten obtener tres diferentes procesos sobre el tejido:

3.6.1 Corte

Se divide el tejido con chispas eléctricas. El calor intenso generado en el sitio quirúrgico por períodos cortos de tiempo y la producción de una concentración de corriente máxima termina vaporizando el tejido. Lo que sucede es que al calentarse mucho el tejido de manera no gradual, el agua de las células se evapora y se forma vapor de agua, lo que hace que las células se desintegren, produciendo una destrucción de tejido. En el corte quirúrgico se deben utilizar electrodos de contacto lo más cortante y delgados posible. La temperatura de contacto y el vapor sobrecalentado producido aseguran la esterilización del corte. Dentro de este efecto se debe generar una onda senoidal de alta frecuencia, con

amplitud suficiente para proveer la energía requerida. Este tipo de onda es totalmente filtrada.

3.6.2 Fulguración

También llamada carbonización de los tejidos, se da a temperaturas mayores a 200°C. Es producida por un electrodo de bajo amperaje ubicado a distancia del tejido, en este proceso el tejido se carboniza superficialmente por un arco de alto voltaje debido a la corriente. Lo que sucede es que se disminuye el calor transmitido a los tejidos, con el fin de que hiervan en sus propios líquidos y formen un coágulo sobre un área amplia, reduciendo así el ciclo de trabajo. La corriente aplicada a través de la pared celular hace que los cationes y aniones intracelulares oscilen en el citoplasma y eleven la temperatura de la célula y las proteínas celulares se desnaturalizan y ocasionan la coagulación. Para dispersar la energía, se utilizan electrodos de gran superficie de contacto y con ligeros torques sobre los tejidos. Para superar la impedancia del aire, la forma de onda de la coagulación tiene un voltaje mucho mayor que el de la de corte, el tipo de onda de la fulguración es parcialmente rectificadas. Con esta técnica normalmente los tejidos profundos no sufren alteraciones, pero el daño causado por esta varía con la potencia. Este efecto ocurre principalmente cuando se mantiene la punta del instrumento en un mismo punto por mucho tiempo.

3.6.3 Desecación:

Es producida por un electrodo de bajo amperaje en contacto directo con el tejido. Se logra más eficientemente con la corriente de corte, cuando se toca el tejido con el electrodo la corriente se reduce y se genera menos calor por lo que no ocurre el corte, las células se secan y se forma un coágulo en lugar de vaporizarse y explotar. Las ventajas de coagular con la corriente de corte es que se utiliza mucho menos voltaje. Los aparatos que incluyen salida micro bipolar pueden realizar desecaciones sin chispas, lo que es ideal para ciertas aplicaciones.

Todos estos procesos si no son controlados pueden ser altamente nocivos para el organismo. Las complicaciones debido a la electrocirugía son causadas principalmente por las corrientes estacionarias, que transfieren energía de forma no controlada. Se debe tener muy en cuenta por esta razón que el paciente debe estar completamente aislado de cualquier elemento conductor ya que si no se puede presentar shock eléctrico.

La combinación de diferentes elementos, permite obtener modos adicionales, los cuales se exponen en la Tabla 3.1 junto con los modos tradicionales:

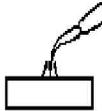
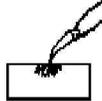
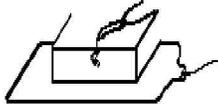
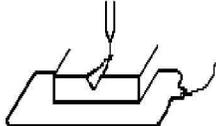
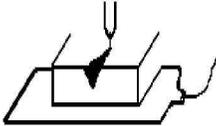
<u>TECNICA</u>	<u>FORMA DE ONDA</u>	<u>MECANISMO</u>	
1. Electrofulguración	Onda senoidal Amortiguada	Sin contacto con el tejido. Arcos de chispas del electrodo al tejido	
2. Electrodesecación	Onda Senoidal amortiguada	Contacto con el tejido, produce deshidratación por calor.	
3. Electrocoagulación	Moderadamente amortiguada	Usualmente con electrodo de dispersión o fórceps bipolares.	
4. Electrosección, corte puro.	Onda Senoidal pura	Corte del tejido sin coagulación o hemostasis	
5. Electrosección, mezcla.	Onda Senoidal modulada (Mezclada)	Corte del tejido con coagulación.	

Tabla 3.1. Técnicas de electrocirugía

3.7 Ventajas

- Ahorro de tiempo.
- Ausencia de sangrado, lo cual constituye una herramienta de significativa importancia ya que muchas de las complicaciones en las intervenciones quirúrgicas se pueden dar por infecciones por las gasas utilizadas para controlar el sangrado. Además, esta ausencia de sangrado puede facilitar la visibilidad del médico mejorando la intervención.
- Asegura una buena asepsia y elimina las posibilidades de transferir una infección desde un tejido enfermo a un tejido normal.
- La curación de las heridas toma casi el mismo tiempo que las hechas con un escalpelo.

3.8 Desventajas

En general, las complicaciones en a la electrocirugía son causadas principalmente por las corrientes estacionarias, que transfieren energía de forma no controlada, sin embargo, si se tiene un buen control del equipo, no debe existir este tipo de riesgos. A pesar de esto, existen otro tipo de desventajas de esta técnica, las cuales se presentan a continuación.

Estudios a través de los años han demostrado que el humo proveniente de la electrocirugía contiene una gran cantidad de sustancias tóxicas químicas que son carcinogénicas. Además, este humo contiene detritos celulares que pueden afectar tanto al médico como al paciente. Es por esta razón que se requiere el uso de extractores de humo especializados, pero esto no evita que los químicos generados al

interior de la cavidad peritoneal sean absorbidos en la circulación sistémica del paciente, lo cual se ha evidenciado por el gran incremento de carboxyhemoglobina y metahemoglobina circulante después de este tipo de intervenciones. Además, este humo puede también afectar la visibilidad del médico.

A nivel de los dispositivos cardíacos implantables como son los marcapasos y los desfibriladores implantables cardíacos, se ha observado una gran cantidad de contraindicaciones en el momento de realizar un procedimiento mediante electrocirugía. Si se utiliza el dispositivo de electrocirugía para realizar la cauterización de vasos, el único inconveniente que se presenta es el calentamiento del dispositivo por aplicación directa sobre este. Sin embargo, la electrocirugía produce fuerzas electromagnéticas que pueden interferir con el funcionamiento del dispositivo y pueden generar bradicardia, reprogramación del dispositivo y estimulación directa del miocardio. La asistole se debe principalmente a que el marcapasos identifica la corriente de electrocirugía como la corriente proveniente del corazón e intenta de cierta manera “arreglar las irregularidades en esta corriente” y va a cesar esta actividad hasta que se detenga la corriente de interferencia.

Otra desventaja en la electrocirugía es el hecho de que la distribución de corriente en el electrodo de dispersión o electrodo neutro no es homogénea (Figura 3.5) ya que en el centro, la corriente es totalmente perpendicular a la superficie mientras que en los bordes, la corriente apunta hacia fuera del electrodo, lo que conlleva a un aumento de la temperatura en el tejido en contacto directo con el centro del electrodo.

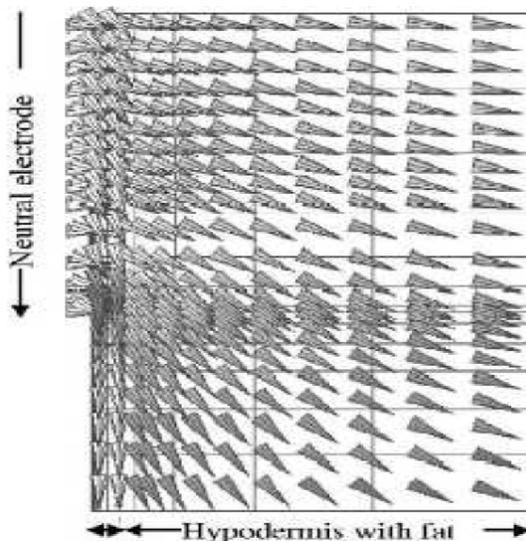


Figura 3.5.

Además de los elementos previamente mencionados, se puede presentar otro tipo de complicaciones con el uso de electrocirugía:

- Quemaduras: las quemaduras pueden ser causadas por colocar el electrodo neutro en una superficie lesionada del paciente, por ubicarlo en una prominencia ósea por contacto con elementos metálicos externos. Sin embargo, existe un

factor de gran importancia a tener en cuenta al realizar una cirugía y es que la piel del paciente no debe ser preparada con alcohol. Además, no se debe usar anestesia tópica ni oxígeno durante este procedimiento.

- Choque eléctrico: este puede ocurrir por contacto del paciente con algún elemento metálico o con el médico que realiza la cirugía.
- Daño ocular: está contraindicado realizar intervenciones cerca del ojo ya que se puede formar un arco de corriente hacia el globo ocular.

3.9 Sistemas de electrocirugía con tierra

Originalmente en los años 20's los generadores de electrocirugía utilizaban corriente a tierra desde los tomas de las paredes, asumiendo que una vez que la corriente ingresara en el cuerpo del paciente esta retornaría a la tierra a través del electrodo de retorno. Sin embargo la electricidad busca siempre el camino que le ofrezca menor impedancia. Con tantos objetos conductivos tocando al paciente y dirigidos a la tierra que pueden completar el circuito, como la mesa de cirugía, los ayudantes del cirujano y los equipos médicos, entre otros, la concentración de corriente puede desviarse hacia un sitio alternativo de conexión a tierra y producir una quemadura en ese lugar. Además de esto existe también el fenómeno de división de corriente donde la corriente puede seguir más de un camino hacia la tierra lo que produciría múltiples sitios de quemadura.

Por esta razón en 1968 se logró aislar la corriente terapéutica de la tierra al referenciarla dentro de los circuitos del mismo generador (Figura 3.6), de esta manera el circuito no se completa con la tierra sino con el generador. La energía entonces reconoce al electrodo de retorno como el camino preferido para retornar al generador.

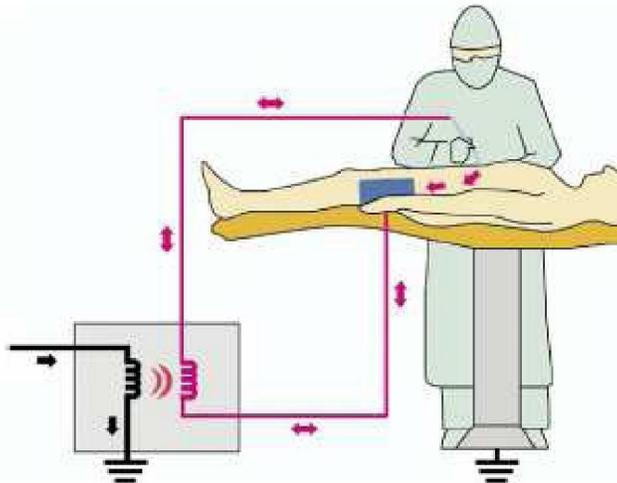


Figura 3.6. Sistema con tierra

Sin embargo este tipo de generadores no previene las quemaduras producidas por el electrodo de retorno. Estos electrodos no son inactivos ni pasivos por lo tanto se debe mantener la conductividad y el área de contacto para prevenir lesiones.

3.10 Aplicaciones

La electrocirugía ha permitido realizar un gran número de procedimientos médicos ya existentes de una forma más rápida y segura y ha permitido realizar procedimientos que hasta el momento eran de cierta forma imposibles por la dificultad en el acceso a un tejido determinado. Alguna de estas aplicaciones son:

- Ablación de tumores en el hígado: permite realizar la ablación del tumor causando el menor daño posible al parénquima hepático, lo que presenta una ventaja debido a que en el hígado, solo un 15% de los tumores pueden ser extirpados. La destrucción del tumor se hace mediante la aplicación de una corriente alterna de alta frecuencia originada de un dispositivo de electrocirugía y que va hacia el electrodo dispersivo, que actúa como una resistencia y convierte la corriente eléctrica en calor lo que hace que se deseeque el tejido del tumor. Sin embargo, esta técnica se ve limitada espacialmente ya que la efectividad del tratamiento sólo se aplica para tumores a ubicados a una distancia máxima de 2cm del electrodo.
- Tratamientos de la Piel: la electrocirugía puede ser utilizada para remover lesiones en la piel tanto superficiales como vasculares y más importante aún, para remover tumores en la superficie de la piel.
- Procedimientos quirúrgicos de histeroscopia en la cavidad uterina
- Cortar tejido y coagular durante operaciones abiertas.
- Sellar vasos sanguíneos.
- Cirugía máximo-facial para evitar el sangrado excesivo y realizar cortes precisos.
- Cortes de próstata a través de la uretra, y en general procedimientos donde los métodos de corte mecánico son difíciles de aplicar.

3.11 Principios de operación

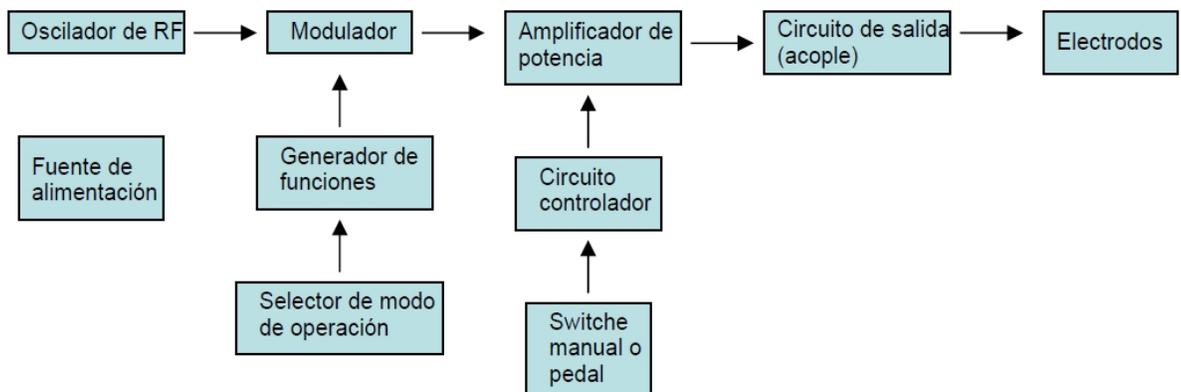


Figura 3.7. Diagrama de bloques del funcionamiento interno del equipo

La energía que se requiere para operar el generador proviene de una fuente de alimentación AC. Esta entrada puede ser modulada en algunos casos para producir la onda apropiada para cada aplicación. Si se da el caso el modulador controla la salida del generador. La salida del generador es controlada finalmente por el cirujano a través del circuito de control que determina el momento en el cual la potencia es aplicada a los electrodos para generar la acción particular.

En la Figura 3.7 se presenta un diagrama de bloques de una unidad de electrocirugía. El módulo Oscilador de RF brinda la señal básica de alta frecuencia la cual es amplificada y modulada. El modulo de generador de funciones determina la modulación de la onda dependiendo de el modo de operación seleccionado por el cirujano. La salida del generador se puede accionar o apagar por controles de mano o pie que son manipulados por el cirujano.

Un circuito acoplador de salida es utilizado entre el generador y los electrodos para controlar la energía que se transfiere al cambiar de un modo de operación a otro. El circuito se cierra por el electrodo de dispersión para monopolar y entre terminales de pinza para el bipolar.

Estos equipos informan, con señal luminosa y acústica, la activación de los electrodos, con el fin de advertir a los operadores y evitar algún tipo de accidente. Para el caso de quemadura, estos equipos deben disponer de un circuito de desconexión, para el caso de una placa neutra desconectada. Existe un electrodo tipo antena, pero este crea un problema, ya que el aislante se puede romper y producir con ello quemaduras de contacto.

Los equipos de electrocirugía de alta frecuencia generan una onda oscilatoria o seno. Tienen dos tipos de onda: seno amortiguada o seno pura.

La onda seno amortiguada tiene un grupo de oscilaciones y la primera de ellas tiene la máxima amplitud, seguida de pequeñas ondas. Este tipo de onda produce una excesiva generación de calor y coagulación y es utilizada de forma interrumpida y modulada. A medida que la onda es más amortiguada el efecto de coagulación y destrucción del tejido aumenta, por lo cual a mayor amortiguamiento mayor hemostasis o sea detención de la hemorragia.

La onda seno pura es balanceada y simétrica si la amplitud en todas las oscilaciones es la misma. Una onda de este tipo tiene un efecto focalizado sobre el tejido al hacer una separación del mismo con muy poca coagulación, ya que produce muy poco daño al tejido y no existe hemostasis. Esta onda eléctrica es utilizada para cortar ya que es continua, no modulada y no amortiguada.

Existe en tercer tipo de ondas que se da gracias a la mezcla de las dos anteriores. Es la más común porque permite al mismo tiempo cortar con hemostasis y un mínimo daño al tejido. Estas formas de onda se resumen en la figura 3.8.

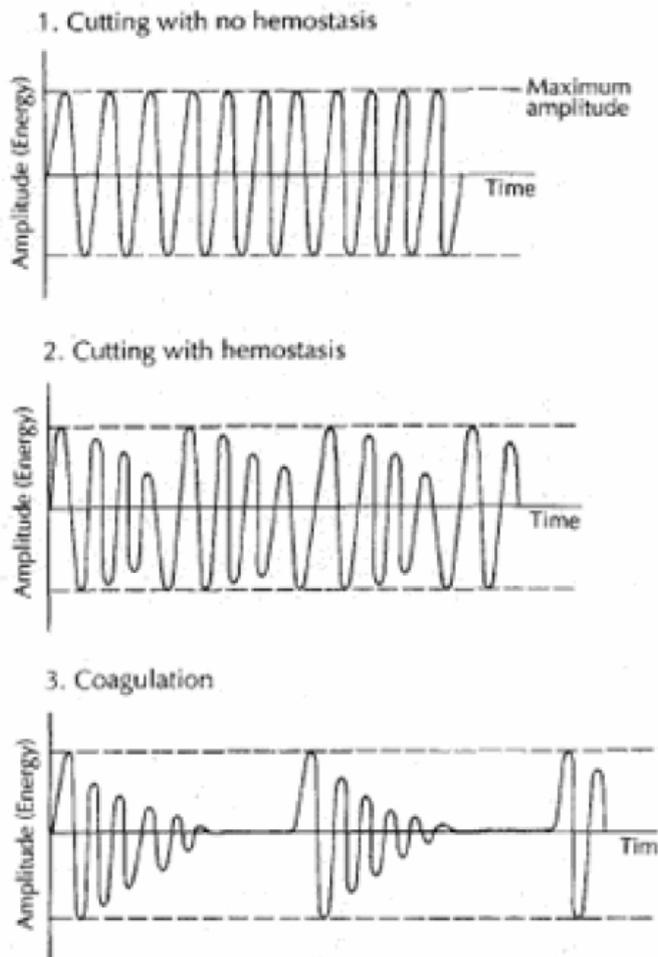


Figura 3.8. Formas de onda usadas en electrocirugía

3.12 Efectos físico- eléctricos en la cirugía por alta frecuencia

Es inconcebible que la técnica de electrocirugía no forme parte del aprendizaje de todas las disciplinas quirúrgicas especializadas, ya que los cirujanos de todas las especialidades se benefician de sus ventajas. No sólo en operaciones convencionales sino también y aún más concretamente en la cirugía de mínima invasión, la electrocirugía presta una contribución valiosísima.

Cuando corre corriente eléctrica a través de un tejido biológico, hay tres tipos de repercusiones según el tipo y la frecuencia de la corriente: el efecto electrolítico, el efecto farádico y el efecto térmico.

3.12.1 Efecto electrolítico

Con la corriente continua y la corriente alterna de baja frecuencia, predomina el efecto electrolítico, o sea los iones llegan a desplazarse dentro del tejido: los iones con carga positiva migran al polo negativo (cátodo), mientras los iones con carga negativa migran al polo positivo (ánodo).

Se aprovecha este efecto en la ionización cuya ayuda se puede hacer entrar “clandestinamente” al cuerpo determinados medicamentos. En cambio, en la electrocirugía, no es deseado el efecto electrolítico porque existe la posibilidad de que el tejido sea dañado electrolíticamente (Fig. 3.8).



Figura 3.9 El efecto electrolítico

3.12.2 Efecto farádico

El efecto farádico se produce cuando fluyen corrientes alternas de hasta 20 KHz de frecuencia a través de tejidos biológicos humanos. Las corrientes de este espectro de frecuencias estimulan las células nerviosas y musculares, ocasionando, por ejemplo, contracciones de los músculos. El efecto estimulante máximo resulta en frecuencias entre 10 y 100 Hz.

El efecto farádico se utiliza razonablemente en el diagnóstico de corriente estimulante y en la terapia de corriente estimulante, por ejemplo en los casos de parálisis de músculos. Al igual que el efecto electrolítico, el efecto farádico no es deseable en la electrocirugía, por que las contracciones de los músculos son desagradables, y hasta peligrosas para el paciente y molestas e inconvenientes para el cirujano (Fig. 3.10)



Figura 3.10 El efecto farádico

En la electrocirugía, el efecto farádico se evita mediante la aplicación de corriente alterna de una frecuencia suficientemente alta: 300 KHz o más.

3.12.3 Efecto térmico

En el tejido humano, mediante corrientes alternas de alta frecuencia, se procura evitar en gran medida tanto el efecto electrolítico como el farádico, dominando el efecto térmico. La frecuencia de la corriente alterna llega entonces a 300 000 Hz (300 KHz), de ahí que hablemos de cirugía de alta frecuencia o de cirugía de radiofrecuencia, lo que equivale a cirugía eléctrica o electrocirugía (Fig. 3.11).

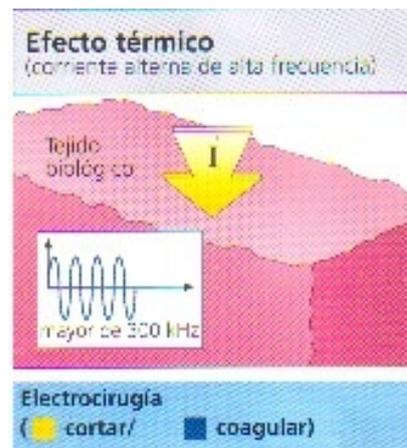


Figura 3.11 El efecto térmico

La base de la electrocirugía es el efecto térmico que las corrientes de alta frecuencia producen en el tejido biológico puede destruirse selectivamente, con una dosificación exacta. Los cirujanos utilizan esta destrucción térmica de los tejidos para cortar y coagular en la zona de operación, dependiendo del calentamiento de la resistencia específica del tejido, de la densidad de corriente y de la duración del impacto.

A continuación se muestran los efectos térmicos que se producen en el tejido humano a diferentes temperaturas:

- 40 °C: Daño reversible de la célula, según la duración de la exposición.
- 49 °C: Daño irreversible de la célula.
- 65 °C-70 °C: Coagulación. Los colágenos o colágenos se transforman en glucosa. El tejido que contiene colágeno se encoge, ocasionando una hemostasis.
- 100 °C: Deshidratación/deseccación. El líquido intracelular y extracelular pasa del estado de agregación líquido al estado gaseoso. Debido a la deshidratación, la glucosa puede tener un efecto pegajoso. Se encoge el tejido coagulado.
- 200 °C: Carbonización. El tejido se carboniza como en una combustión de IV grado. Puede perjudicarse el proceso curativo después de la operación.

Coagulación: al calentar (de un modo suficientemente lento) a aproximadamente 100 °C un tejido biológico con corriente alterna de alta frecuencia, el líquido intracelular y extracelular se evapora. Se llega a la coagulación de componentes del tejido y el tejido se encoge. De este modo también se pueden detener y cortar las hemorragias. Una vez que el cirujano ha seccionado pequeños vasos sanguíneos,

las paredes de los vasos se encogen gracias a la coagulación hasta tal punto que la hemorragia se paraliza.

Por lo tanto la coagulación ofrece una posibilidad rápida, fácil de operar y eficiente forma de hemostasis que en muchos casos reemplaza una ligadura hemostática o un costoso pegamento de fibrina (Fig. 3.12).

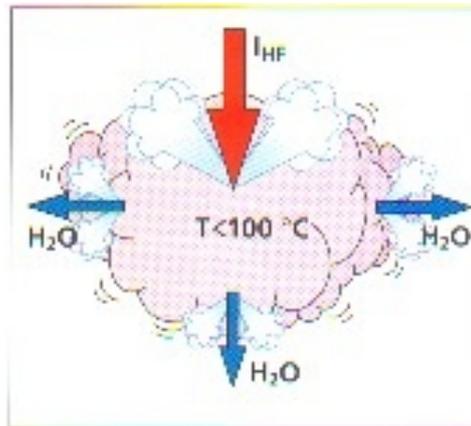


Figura 3.12 La coagulación

Corte: Sin embargo, la corriente alterna de alta frecuencia permite calentar tejido biológico de golpe a $100\text{ }^{\circ}\text{C}$, de modo que la presión del vapor rompe las membranas de las células como en una explosión. La suma de muchas pequeñas “explosiones de células” producen un “corte”. De este modo, y con el electrodo activo adecuado, el cirujano puede seccionar efectivamente cualquier tejido eléctricamente conductivo.

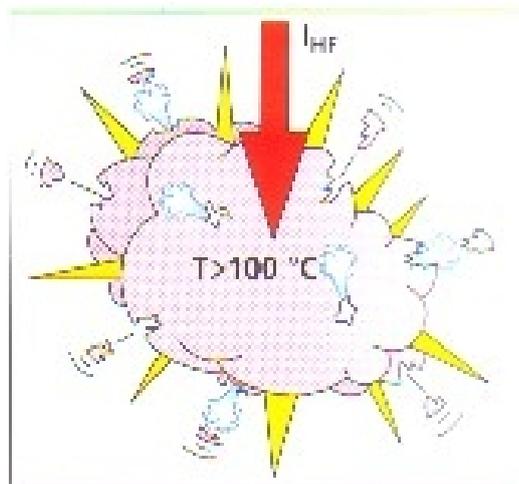


Figura 3.13 El corte

En comparación con el corte con el escalpelo, el corte con corriente alterna de alta frecuencia ofrece sustanciales ventajas:

- En el mismo momento del corte se produce la hemostasis.
- Se brinda protección mecánica al tejido.
- Gran estabilidad y precisión del corte sin necesidad de aplicar fuerza mecánica.
- Disminución de la transmisión de gérmenes.
- Posibilidad de la aplicación endoscópica.

3.12.4 La resistencia Eléctrica en tejidos biológicos

Se entiende por resistencia eléctrica como la dificultad que encuentran los electrones al circular por un conductor. En el caso de la electrocirugía los tejidos que conforman el cuerpo humano funcionan como un conductor de la corriente eléctrica. Por ley de ohm se establece que a mayor resistencia menor cantidad de corriente. Por lo tanto la corriente eléctrica busca el camino en donde halla menor resistencia.

Se ha comprobado que la resistencia eléctrica varía según la clase de tejido. En el tejido subcutáneo la resistencia eléctrica es mayor que en el tejido muscular. Afín de disminuir la generación de calor debajo del electrodo neutro, éste deberá tener el mayor tamaño posible y deberá aplicarse en zonas de escasa resistencia eléctrica como son los músculos.

3.12.5 La densidad de corriente en tejidos biológicos

La densidad de la corriente eléctrica se define como la intensidad de corriente eléctrica por unidad de superficie.

Cuando el contacto efectivo entre el tejido y el electrodo neutro es permanente, la duplicación de la corriente de AF tiene como consecuencia que la densidad de corriente y que la generación de calor se multiplique por cuatro.

Si se reduce a la mitad la superficie efectiva de contacto entre el electrodo neutro y el tejido con una corriente de AF constante, la densidad de corriente aumenta al doble y en consecuencia, la formación de calor se multiplica por cuatro. (Del mismo modo la generación de calor se reduce a una cuarta parte si se reduce a la mitad la densidad de corriente, por ejemplo, duplicando la superficie de contacto efectivo entre el electrodo y el tejido).

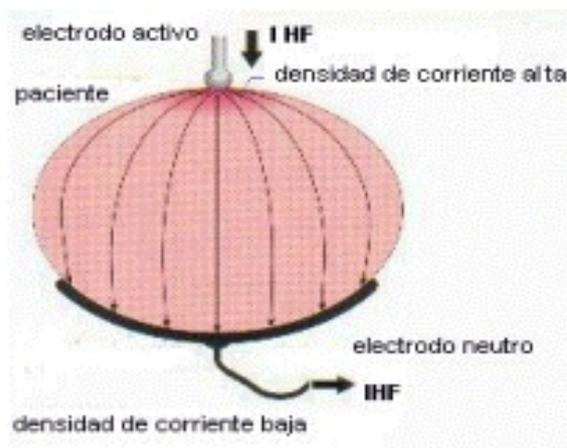


Figura 3.14-A

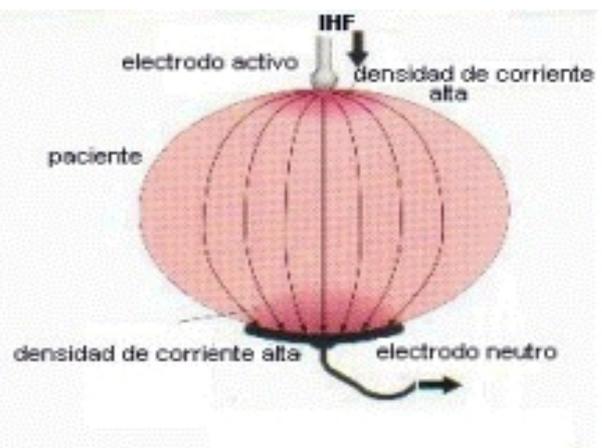


Figura 3.14-B

En la figura 3.14-A, la corriente IHF genera calor al pasar por el tejido biológico, especialmente si la densidad de corriente es alta. En la cirugía por AF solo debe calentarse el tejido que está en contacto con el electrodo activo.

En la figura 3.14-B, reduciendo en un 50% la superficie activa del electrodo neutro, se multiplica por dos la densidad de corriente y se multiplica por cuatro la generación de calor en la zona de aplicación del electrodo neutro.

3.12.6 Superficie de contacto

Hay que tener en cuenta que sólo se puede considerar como superficie efectiva de contacto, la parte conductora del electrodo neutro que está en contacto directo con la piel del paciente. Cuanto mayor sea esta superficie, menor será la densidad de corriente y la generación de calor.

- El electrodo neutro aplicado debe tener la mayor superficie posible
- Hay que asegurar que toda la superficie del electrodo neutro esté en contacto directo con la piel del paciente.

3.12.7 Distribución de la corriente eléctrica

Se ha determinado que el flujo de corriente de AF hacia el electrodo neutro no es uniforme, es decir la densidad de corriente es mayor en las esquinas y en los bordes del electrodo neutro que están más próximos al instrumento activo. En estos puntos se registra una doble densidad de corriente que tiene como consecuencia que el tejido se caliente cuatro veces más.

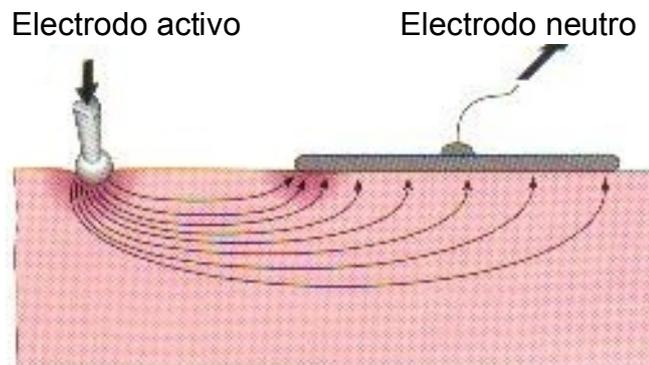


Figura 3.15 En el efecto esquina se registra un aumento de la densidad de corriente cuando esta se distribuye por el tejido.

4. RIESGOS Y SEGURIDAD DE LA CIRUGÍA DE ALTA FRECUENCIA

4.1. Daño térmico involuntario de tejido

La cirugía de alta frecuencia entraña por definición diferentes riesgos para el paciente, el personal y el entorno. A fin de prevenir esos riesgos en la práctica, deben el cirujano y sus asistentes conocer dichos riesgos y observar las normas correspondientes para prevenir posibles daños. A continuación se describen esos riesgos y las normas de prevención de daños.

4.1.1. Quemaduras por fuga de corriente

Durante la cirugía por AF el paciente recibe un voltaje eléctrico de alta frecuencia a tierra, si toca objetos conductivos durante la cirugía puede generarse una corriente de fuga en la zona de contacto entre el paciente y el objeto, la cual puede producir necrosis térmica. No solo los objetos de metal son conductores eléctricos, sino también los tejidos húmedos o mojados.

En las normas de aplicación para aparatos de cirugía por AF se exige a este respecto que:

- 1) Para la cirugía por AF el paciente incluyendo sus extremidades, deben de estar aislados de las partes metálicas de la mesa de operación que tengan toma de corriente.
- 2) Las cubiertas elásticas para mesas de operación tienen una cierta conductividad para reducir cargas eléctricas, por ello no siempre son aptas para garantizar simultáneamente un aislamiento de AF, con un número suficiente de cubiertas intermedias se puede lograr este aislamiento de la corriente (Fig. 2.8).
- 3) Si hay que cortar en la operación con humedad, secreción de sudor, hay que evitar con una lámina impermeable que las cubiertas aislantes se mojen.
- 4) Para evitar acumulación de líquido debajo del paciente es necesario colocar telas absorbentes entre la lámina impermeable y el paciente.
- 5) Las zonas con mayor secreción de sudor, extremidades extendidas lo largo del tronco o contactos piel con piel deben mantenerse secas colocando tejido absorbente entre medias(brazo, tronco, pierna-pierna, mamas)
- 6) El electrodo activo de cirugía no puede situarse cerca del electrodo de ECG (Distancia mínima de 15 cm.)
- 7) No se aconseja el uso de agujas o cánulas de inyección, en ningún caso el cono metálico debe tocar la piel, esto mismo es valido para líneas de alimentación de aparatos de vigilancia
- 8) Evacuar orina mediante catéter.

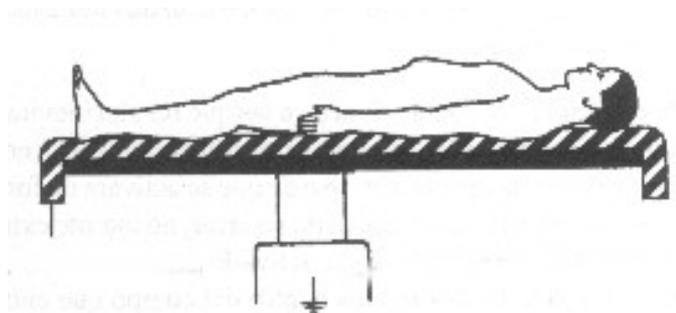


Figura 4.1 Colocación aislada del paciente sobre la mesa de operaciones

4.1.2. Quemaduras accidentales por activación involuntaria del generador de AF

La activación accidental de una unidad de AF puede causar quemaduras al paciente cuando el electrodo activo entre en contacto directo o indirecto a través de objetos conductores de electricidad o a través de telas húmedas o mojadas.

La activación accidental de una unidad de cirugía por AF puede ser causada por:

- La activación accidental del pedal
- La activación accidental del mango de un electrodo
- Un corto circuito en un cable del mango de un electrodo con botones de pulsación o de interruptor de pedal.
- La penetración de líquidos conductores en el interruptor digital, en el mango de un electrodo en un interruptor de pedal. Son líquidos eléctricamente conductivos la sangre, la orina, la solución fisiológica, los líquidos de irrigación y el líquido amniótico.
- Defectos en el interior de la unidad.

4.1.3. Quemaduras accidentales por uso inadecuado de la cirugía por AF

Preferentemente se debería utilizar la técnica bipolar de coagulación en vez de la monopolar, esto es especialmente válido para operaciones en órganos alargados, en los que la corriente de AF recorre zonas más largas, atravesando un diámetro de tamaño invariable o cada vez más pequeño (Fig. 4.2).

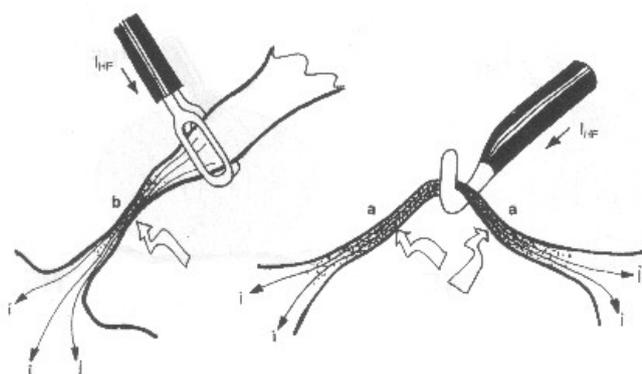


Figura 4.2 Daño térmico de tejido lateral

4.1.4. Quemaduras accidentales por uso inadecuado del electrodo neutro

En el caso de aplicación inapropiada o incluso, de no aplicación del electrodo neutro existe un gran riesgo de causar quemaduras involuntarias en el tejido tanto en el lugar de aplicación del electrodo neutro como otras partes del cuerpo del paciente. En la aplicación del electrodo neutro hay que respetar la siguiente regla:

“La superficie efectiva de contacto y la conductividad eléctrica entre el electrodo neutro y el paciente debe ser adecuada a la potencia de salida de AF y a la

intensidad de la corriente de AF aplicada, en este caso la superficie efectiva de contacto se refiere a la superficie del electrodo neutro que esta en contacto eléctricamente conductivo con la piel del paciente durante la operación de cirugía por AF” (fig. 4.3).

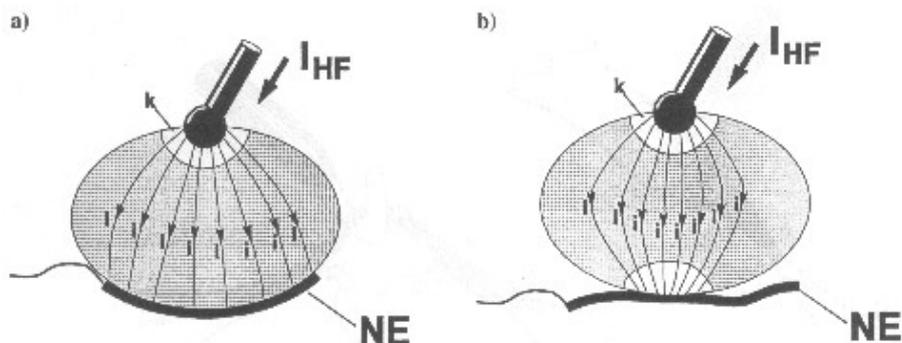


Figura 4.3 Superficie de contacto efectiva

4.1.5. Quemaduras accidentales del tejido por accesorios inapropiados y/o defectuosos

Es preciso asegurar que solo se utilicen los accesorios en perfecto estado para la cirugía por AF. Únicamente pueden usarse accesorios que cumplan con las normas de admisión y accesorios compatibles. Los accesorios neutros deben garantizar un contacto eléctrico perfecto con la piel del paciente.

4.1.6. Quemaduras accidentales por descuidos

La cirugía por AF, al igual que un bisturí representa peligro potencial si se aplica sin la debida precaución.

El electrodo de corte y coagulación deben manejarse siempre con extrema cautela y retirarse de manera que ni el paciente ni otras personas puedan entrar en contacto con ellos cuando no este en uso. Dejar mangos o pinzas que no se utilicen encima o al lado del paciente o en dobleces artificiales de las sabanas es peligroso.

4.1.7. Quemaduras accidentales del tejido causadas por errores de salida

El riesgo de causar daños térmicos accidentales es directamente proporcional a la intensidad de la corriente del aparato para coagular y/o cortar. Para coagular y/o cortar debe seleccionarse siempre la intensidad y duración estrictamente necesarias para el objetivo propuesto.

Un efecto insuficiente obtenido con un ajuste habitual puede deberse a un contacto insuficiente con el electrodo neutro, a una conexión deficiente en los conectores, a

un cable roto debajo del aislamiento o electrodos con restos endurecidos. Todos ellos deben comprobarse antes de seleccionar una potencia mayor.

4.1.8. Quemaduras accidentales por ignición de líquidos, gases y/o vapores inflamables

Los aparatos de cirugía por AF siempre generan chispas en el electrodo activo durante el funcionamiento. Por ello en las operaciones de cirugía por AF debe ponerse cuidado que anestésicos, sustancias de limpieza, desinfección y desengrasantes de la piel no sean inflamables ni explosivos. Por lo menos deben haberse evaporado antes de conectar el aparato de cirugía por AF y haberse limpiado el área de formación de chispas.

La aplicación de cirugía por AF en el tubo digestivo está contraindicada, dado que los gases endógenos causan peligro de explosión, a no ser que estos se eliminen de los órganos antes y durante la cirugía por AF, por ejemplo, mediante el enjuague con gases inertes.

4.1.9. Quemaduras accidentales causadas por electrodos calientes

Los electrodos de corte y/o coagulación se calientan indirectamente durante los procesos de utilización, por el calentamiento del tejido y por los arcos voltaicos. Se pueden causar quemaduras inmediatamente después de procesos de corte y/o coagulación si el electrodo aún caliente toca el tejido. Esto debe tenerse en cuenta especialmente en operaciones endoscópicas, como por ejemplo, la coagulación pelviscópica de las trompas de Falopio o en la polipectomía endoscópica.

4.2. Electrochoque

Un electrochoque puede producirse cuando el aparato quirúrgico de alta frecuencia suministra una corriente de baja frecuencia demasiado alta o si desde otra fuente de tensión fluye una corriente de baja frecuencia o demasiado alta a través del paciente hacia el aparato quirúrgico de alta frecuencia.

4.3. Excitación de músculos y nervios

Un riesgo conocido de cirugía por AF es la estimulación eléctrica accidental de nervios y músculos y puede producirse por corrientes eléctricas de baja frecuencia procedentes de aparatos emisores o como consecuencia de arcos voltaicos entre el electrodo activo y el tejido del paciente. Sin embargo los arcos voltaicos son inevitables durante el proceso de corte, coagulación forzada y coagulación spray, causando la rectificación de una parte de la corriente alterna de alta frecuencia, produciéndose componentes de corriente alterna de alta frecuencia más o menos modulados que estimulan estructuras sensibles a la estimulación eléctrica, ocasionando espasmos y contracciones musculares más o menos fuertes.

4.4. Marcapasos

Si se somete a una cirugía por AF a pacientes con marcapasos o electrodos de marcapasos, debe tomarse en cuenta que se causan daños irreparables en el marcapasos y se interfiere en su funcionamiento causando fibrilaciones ventriculares.

4.5. Peligro de explosión

Los aparatos quirúrgicos de alta frecuencia generan siempre chispas en el electrodo activo durante su funcionamiento. Al practicar una intervención deberá por ello asegurarse de que los anestésicos, desengrasantes y desinfectantes no sean inflamables o explosivos. Asegúrese al menos antes de conectar el aparato quirúrgico de alta frecuencia de que se hayan evaporado y eliminado por completo del área de formación de chispas.

4.6. Interferencia con otros aparatos electrónicos

Por su naturaleza, los aparatos de cirugía por AF generan corrientes de alta frecuencia que pueden causar perturbaciones en otros aparatos. Los aparatos electrónicos deben instalarse lo más lejos posible del aparato de cirugía por AF y especialmente de los cables de corriente de AF. Además dichos cables tienen el efecto de antenas emisoras, no deben ser más largos de lo estrictamente necesarios y en ningún caso deben colocarse cerca y en paralelo a los cables de aparatos electrónicos sensibles.

5. DESCRIPCIÓN DE LOS CIRCUITOS

5.1. Tarjeta madre

Las siguientes son algunas de las funciones que se pueden encontrar en la motherboard (tarjeta madre):

- Limitación de corriente de inicio.
- Cambio de nivel de voltaje y rectificación de potencia.
- Transformador de potencia para bajos niveles de voltaje.
- Rectificador de bajo voltaje.
- Generación de la señal Chipselect y adaptación de nivel de circuitos de tecnología TTL a 15 Volts para componentes CMOS.
- Generación del bus de control y de datos desde dispositivos de entrada/salida.
- Medición de corriente de Alta Frecuencia.
- Limitación de corriente de Alta Frecuencia.
- Cambio entre niveles flotantes y capacitancia-tierra.
- Circuito de entrada para el interruptor de pedal.
- Diferentes adaptaciones de niveles.

La motherboard detecta otros PCBs por medio de conectores.

Limitación de corriente de inicio

Inmediatamente después de la conmutación en el ICC, la unidad de capacitores es cargada, lo cual causa que exista un gran flujo de corriente a través de estos, si no existen mediciones de protección los fusibles para el sistema eléctrico pueden ser disparados.

Sin embargo, la limitación de la corriente de inicio es llevada a cabo en la motherboard, la cual limita los picos de corriente a niveles que no sean críticos inmediatamente después de encender el equipo.

La corriente primero fluye en el ICC por medio de la resistencia R5 y el fusible F1. El relevador REL1 aún permanece abierto. La potencia de la corriente es, por lo tanto, temporalmente limitada a valores que no son críticos gracias a la resistencia R5.

Tan pronto como se suministren 24 V y estén disponibles, el relevador REL1 puede energizarse, a través de la resistencia R5 y el fusible F1 con su contacto con el relevador, liberándolos a ambos. Este corto espacio de tiempo es suficiente para limitar efectivamente la sobrecorriente de inicio.

El LED D2 se ilumina en color rojo cuando el relevador REL1 está en funcionamiento y de esta manera sirve de control.

Cambio de nivel de voltaje y rectificación de potencia

La unidad puede trabajar en los rangos de voltaje de 230 Volts y de 115 Volts. Las desviaciones de voltaje que existen con respecto a la especificación del rango con el cual la unidad trabaja son compensadas y controladas por las unidades de suministro de energía.

En el rango de 230 Volts, la conexión del rectificador BR1 funciona como un verdadero puente de circuitos. El cable del puente debe conectarse como se indica:

- J15 libre
- J16-J20 gris
- J17-J21 café
- J18-J22 amarillo
- J19 libre

En el rango de 115 Volts, el rectificador BR1 opera con los capacitores electrolíticos C6 y C7 como un divisor de voltaje. El cable debe conectarse como se indica:

- J15-J20 gris
- J16 libre
- J17 libre
- J18-J21 café
- J19-J22 amarillo

Para bajos suministros de voltaje, existe el transformador TR1 con el rectificador BR2 y el filtro C15 en la motherboard. Aquí un voltaje de CD no regulado es proporcionado en el rango de 24 Volts.

Ya que hay datos presentes en el bus de datos para todos los circuitos simultáneamente, es necesario separar datos para la circuitería que actualmente necesite dar salida a estos datos. Esto es realizado por el método "Chipselect" en el cual el circuito que se direcciona es seleccionado usando la señal especial de "Chipselect".

Esta señal activa solamente uno de todos los módulos o circuitos que existen en la motherboard. Estas señales son generadas por el multiplexor IC4 y convertidas en el arreglo de transistores IC10 e IC11 a nivel CMOS de 15 Volts.

El PIO (Parallel Input Output module) genera datos en un pequeño periodo de tiempo para muchos y diferentes dispositivos de salida. Mientras que para el PIO los datos están presentes un pequeño instante de tiempo, para los dispositivos de salida deben de estar presentes por un periodo de tiempo más largo. Debido a esto, un bus de control y líneas de control externos e independientes son usados. Los datos para las líneas de control son almacenados en los flip-flops D IC2 e IC3 y llevados a nivel CMOS en el arreglo de transistores IC8 e IC9.

Para el bus de control externo, los datos del PIO sólo necesitan ser llevados a nivel CMOS en IC7.

Limitación de pérdidas de corriente de alta frecuencia

Las pérdidas de corriente de alta frecuencia son efectivamente limitadas en el ICC. El transformador UE1 es utilizado para esta limitación.

Todas las líneas que llevan la salida de alta frecuencia en el ICC están directamente conectadas vía el transformador UE1. Si no ocurren pérdidas de corriente de alta frecuencia, la corriente de AF fluye del generador pasa a través del paciente y llega al electrodo neutro y a través del transformador UE1 entra al generador por completo.

De forma ideal, la corriente de salida en un circuito es igual a la corriente de entrada. El bobinado del transformador UE1 es conmutado en una manera en la que su campo magnético es cancelado por la corriente que entra y sale de él. Ya que el bobinado en este transformador no tiene inductancia, la corriente puede fluir sin ningún impedimento.

Sin embargo, si llega a darse alguna pérdida de corriente de AF en el circuito paciente, generalmente la corriente que entra no es la misma corriente que sale. Los campos magnéticos en el transformador UE1 no cancelan otras salidas; y existe una inductancia en las bobinas la cual limita la pérdida de corriente de AF con esta impedancia inductiva.

Monitoreo de pérdidas de corriente de alta frecuencia

Como se ha intentado, la corriente de AF sólo debe ser utilizada para cortar o coagular tejido orgánico. Para lograr esto, la corriente de AF debe fluir del electrodo activo en una pequeña área con una alta densidad de corriente, hacia el electrodo neutro sobre un área grande con una densidad de corriente baja.

Sin embargo, si el cuerpo del paciente está en contacto con algún objeto eléctricamente conductor, la corriente puede también tomar un camino indeseable y, por ejemplo, causar alguna quemadura. Estas corrientes indeseables son conocidas como “pérdidas de corriente”. Esto es también importante de saber, como tal pérdida de corriente fluye y que intensidad tiene.

Tal pérdida de corriente no puede desaparecer fácilmente, pero siempre se debe hacer que regrese al generador. La mayor parte de ésta pérdida de corriente de AF fluye de regreso al generador a través del cable de alimentación y el conductor a tierra.

Ya que todas las líneas de alimentación y el conductor a tierra están directamente conectados al núcleo de la bobina L1, un correspondiente voltaje de alta frecuencia es inducido si existen pérdidas de corriente de AF en la bobina L1, el cual es rectificado con el diodo D1, restringido con D6 y D7 y sujetado por el capacitor C13. Para procesos futuros, este voltaje de CD es alimentado por el sistema vía el amplificador IC12.

Cambio entre salidas flotantes y capacitancia - tierra

Las unidades de cirugía de alta frecuencia están generalmente disponibles en una de dos conexiones de sistemas “capacitancia a tierra del electrodo neutro” o “electrodo neutro flotante”, por lo que no hay componentes entre la conexión del electrodo neutro y el chasis del sistema de conexión.

Los dos sistemas de conexión tienen sus ventajas y desventajas.

La ventaja de la capacitancia a tierra es que la línea de alimentación desde el electrodo neutro hacia el paciente es aterrizada a una alta frecuencia por medio de un capacitor y el riesgo de quemadura se reduce. Sin embargo, es una desventaja que imperceptibles pérdidas de corriente de baja frecuencia pueden fluir a través de este capacitor durante operaciones cardíacas.

Si el electrodo neutro es utilizado como flotante, por otro lado, las pérdidas de corriente de baja frecuencia pueden ser fácilmente limitadas a valores por debajo de 10 o 50 mA durante operaciones cardíacas, pero el riesgo de una quemadura se incrementa en este tipo de conexión ya que el conductor del electrodo neutro está cerca de la mitad del voltaje de alta frecuencia del generador.

En las unidades quirúrgicas de alta frecuencia con ICC, las pérdidas de corriente de baja frecuencia en el paciente son medidas. Al primer funcionamiento defectuoso, ésta no debe exceder los 50 mA. Una vez que esta condición es asegurada, la unidad está capacitada para llevar asignaciones CF (Cardiac Floating). Si la pérdida de corriente de baja frecuencia está debajo de 500 mA en el primer mal funcionamiento de la unidad, ésta, por lo tanto, no es conveniente para operaciones en el corazón y tiene la designación BF (Body Floating).

Inicialmente el ICC está en capacitancia-tierra vía los capacitores C30 y C31 y el relevador REL2. Las ventajas de la capacitancia a tierra son totalmente explotadas. La pérdida de corriente de baja frecuencia es medida por medio de R25 y C28. Si por alguna razón una pérdida de corriente de baja frecuencia debe existir, entonces será evaluado el uso de la unidad. Si la unidad excede el límite de 50 mA, el relevador REL2 se comporta como abierto y entonces ninguna pérdida de corriente de baja frecuencia puede fluir. El ICC entonces cumple con los requerimientos de CF para cirugía cardíaca en cualquier situación.

El voltaje que existe en la medición es proporcional a la corriente y es comparado en el amplificador operacional IC14 funcionando como un comparador del valor máximo permisible que es prescrito y ajustable por medio del divisor de resistencia R22 y TP1. La señal para conmutar el relevador REL2 está presente en la salida BF/CF.

Circuito de entrada del interruptor de pedal

El interruptor de pedal es operado a un voltaje de CD de 15 V vía la línea multipolo. Debido a que el interruptor de pedal, que puede tener una longitud de varios metros, también puede funcionar como una antena receptora y presentar interferencias, un circuito RC pasa-bajos está conectado directamente al contacto de entrada del ICC

el cual disminuye severamente las interferencias de altas frecuencias. Las señales del interruptor de pedal son entonces regeneradas usando el buffer IC13.

Para más procesos en el microprocesador, las señales de salida de IC13 son adaptadas al nivel TTL del microprocesador. Para realizar esto, el buffer no-inversor IC13 es usado.

Más señales son convertidas en la misma forma de nivel CMOS de 15 V al nivel TTL en los buffers IC1 e IC6.

5.2. Tarjeta CPU

Las siguientes funciones y elementos se pueden encontrar en la CPU board (tarjeta CPU):

- El CPU (Central Processing Unit) con RAM (Random Access Memory) y EPROM (Erasable Programmable Read Only Memory).
- El generador de reloj.
- Monitoreo de suministro de voltaje.
- La entrada y salida digital vía los módulos Parallel Input/Output (PIO).
- Entradas analógicas vía el convertidor Analógico/Digital.
- Generación de la señal Chipselect.
- La señal safety interlock para controlar la activación de señales.

Como Unidad Central de Procesamiento (CPU) se tiene el microprocesador CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) Z84 C00 (IC1) el cual es usado en conjunto con la EPROM 27 C512 como memoria de programa (IC3) y la **battery-buffered** RAM 5864 como la memoria principal y memoria “constante” (IC2) de la unidad.

El pulso de reloj usado para el funcionamiento de la unidad es producido por el generador de reloj de cuarzo IC16 que después es procesado en los dos flip-flop D IC13 a una frecuencia media.

En caso de una falta en el suministro de voltaje, los datos presentes en la unidad deben ser guardados y almacenados en la **battery-buffered** RAM. Todas estas tareas son llevadas a cabo por el circuito supervisor IC10 (MAX 691).

El suministro de voltaje es monitoreado por la resistencia divisora de voltaje R3, R4 y la entrada “Powerfail” (“Fallo en la alimentación”) (Pin 9, IC10). Los datos son almacenados por la batería de litio de 3 V BT1 la cual está conectada al Pin 1 del circuito IC10. Este circuito también monitorea el voltaje de esta batería. Cuando se enciende la unidad, se realiza un reset del sistema para especificar el estado inicial y proporcionar el monitoreo y capacidad funcional por medio del circuito integrado de “watchdog”.

Además, el suministro de voltaje de +5 Volts es también monitoreado en un circuito aparte vía la resistencia R9, el diodo D1, el capacitor C13 y la resistencia R7 vía el PIO IC6, Pin 27.

Las entradas y salidas digitales de la unidad son tomadas por los circuitos Parallel Input/Output (PIOs IC4 a IC7). Los puertos de entrada y salida están especificados y conectados por el programa.

Las dimensiones análogas, procesadas por el microprocesador, se desplazan vía la adaptación de nivel (puente de resistencias RN1 y resistencias R15 a R18) y simultáneamente por el filtro pasa-bajos (capacitores C16 a C19) al convertidor analógico-digital de 4 canales IC14, desde donde los datos están disponibles para el microprocesador.

Ya que todos los datos del sistema están presentes al mismo tiempo en el bus de datos, el sistema debe ser capaz de direccionar los módulos que deben de manejar los datos. Esto ocurre en el sistema debido a la señal de Chipselect, con la cual cada módulo en específico puede ser direccionado vía la asistencia de las “señales de selección”.

La señal Chipselect es creada en el decodificador IC9 desde las direcciones A3, A4 y A5. Dependiendo de la dirección, sólo una salida es conmutada y seleccionada.

Todas las señales de los interruptores tanto digitales como de pedal son integradas y verificadas en la señal de safety interlock, así como, para no permitir el traslapamiento o condiciones no permitidas que se produzcan. Si no hay traslapamientos detectados, la señal de safety interlock genera una señal que indica que los datos se pueden guardar sin ningún problema. Esta lógica es llevada a cabo por el controlador programable IC17.

5.3. Suministro de bajo voltaje

Los siguientes componentes se localizan en el PCB:

- Regulador de voltaje de +24 Volts.
- Regulador de voltaje de +15 Volts.
- Regulador de voltaje de +5 Volts.
- Regulador de voltaje de -15 Volts.
- Tres generadores de sonido para las señales acústicas.
- Circuito para selección de tono.
- Amplificador de salida de tonos con control de volumen.

Regulador de voltaje de +24 volts

El inestable voltaje de CD, suministrado en la motherboard vía el transformador TR1 y el puente rectificador BR2, llega a la entrada de la unidad de suministro de energía. Esto consiste en el controlador de conmutación IC3, la memoria L1 y el diodo D1 con su respectiva y necesaria instalación eléctrica. El voltaje de salida es ajustado por medio del divisor de voltaje R22, R23.

A la salida del controlador de conmutación, se tiene un voltaje de CD estabilizado a +24 Volts. La presencia de éste voltaje es indicada por el LED6.

Este voltaje es principalmente utilizado para las operaciones en la unidad quirúrgica.

Regulador de voltaje de +15 volts

La entrada de voltaje inestable, la cual es indicada por el LED4, llega a la entrada del controlador de conmutación IC1. El circuito corresponde a la regulación de +24 Volts, sin embargo, el transformador UE1 es usado como memoria el cual simultáneamente limita una parte del voltaje ocurriendo así la operación de la regulación de voltaje de +15 Volts.

La salida de voltaje de 15 Volts predeterminada por la proporción del divisor de resistencias R30 y R31 es utilizada para energizar los circuitos CMOS y amplificadores operacionales. El LED2 indica la presencia de este nivel de voltaje.

Regulador de voltaje de -15 volts

La obtención de un voltaje negativo de -15 Volts es principalmente requerida por el suministro de voltaje negativo de los amplificadores operacionales. Ya que la utilización de ésta fuente de voltaje es mínima para los circuitos de la unidad, un simple circuito regulador puede ser usado. El principio de regulación análoga es de esta manera suficiente, y las pérdidas resultantes son mínimas.

El voltaje en modo conmutado conectado desde la unidad de modo conmutado de potencia para +15 Volts en el transformador UE1 es rectificado a través del diodo D6 de modo que un voltaje de CD negativo está presente a la entrada del regulador análogo IC10. Este voltaje es estabilizado por el controlador de voltaje IC10 a -15 Volts. La presencia de éste voltaje es indicada por el LED1.

Regulador de voltaje de +5 volts

Un voltaje regulado a +5 Volts es principalmente requerido para la operación del CPU, los circuitos de la familia TTL y la luz del display del panel frontal. Ya que la utilización de ésta fuente de voltaje es relativamente alta, una unidad de suministro de energía conmutada fue utilizada.

El circuito es una extensión correspondiente al regulador de voltaje de +24 Volts: La entrada inestable de voltaje es estabilizada a +5 Volts por el regulador IC6. La presencia de este voltaje es indicada por el LED3.

Ya que el Pin 3 del controlador de conmutación integrado IC1 es para la regulación del voltaje de +15 V, una conexión de control llega al transistor T2 de +5 Volts. De esta manera es posible bloquear la función de la unidad de suministro de voltaje de +5 Volts si la unidad de suministro de voltaje de +15 Volts no está disponible. Esta medición es usada para incrementar la seguridad funcional del sistema.

Generador de tonos para señales acústicas

Los generadores de tonos son utilizados para operar todas las señales auditivas y condiciones de peligro cuando se este utilizando la unidad electroquirúrgica. Para hacer esto, tres generadores de tono están disponibles, las señales acústicas de cada generador pueden mezclarse con las de otro para producir señales más placenteras y tonos de diferente intensidad.

El timer IC4 produce la frecuencia para el primer tono, el cual puede ser ajustado usando el potenciómetro TP2 a 493 Hz.

El timer IC5 produce la frecuencia para el segundo tono, el cual puede ser ajustado usando el potenciómetro TP3 a 414 Hz.

El timer IC7 produce la frecuencia para el tercer tono, el cual puede ser ajustado usando el potenciómetro TP4 a 329 Hz.

El generador de frecuencias (o tonos) puede ser conmutado o seleccionado usando los interruptores analógicos en el IC8 y mezclado con otro. La combinación de tonos individuales es prescrita por el programa y es seleccionada utilizando los flip-flops D en IC9 como memoria y son conmutados usando los interruptores análogos en IC8. Por medio de las resistencias R5, R6, R9, R10, R16 Y R24, las frecuencias son combinadas para que un tono pueda ser resultado de varias frecuencias individuales.

El volumen de los tonos puede ser ajustado usando un potenciómetro el cual es conectado en paralelo a la resistencia R11.

El volumen de las alarmas de la unidad no debe ser reducido. Por esta razón, la reducción de amplitudes mediante los interruptores analógicos IC8, Pin 10-11, el cual es controlado por el CPU, puede ser inutilizada por lo que la señal del tono, en este caso, es reproducida con la máxima amplitud en la salida del amplificador de tonos IC2.

La red R37, C9, C10, C11 y R39 es usada para afinar el sonido, debido a que resulta un sonido placentero en la bocina que se conecta al amplificador de tonos.

5.4. Tarjeta de control

Los siguientes componentes se localizan en la PCB:

- Adquisición y ajuste de valores medidos.
- El monitor de contacto.
- Activación y ajuste de potencia de la etapa de salida ST.
- Activación del módulo de potencia.
- Sincronización de la etapa de salida QK.
- Circuitos de seguridad electrónicos.
- Control de chispas.
- Activación de la etapa de salida QK.

Adquisición y ajuste de valores medidos

Las señales de medición, las cuales son enviadas principalmente a la Senso-board como también a otras partes de la unidad, van primero a la tarjeta de control donde, usualmente, se deben ajustar para finalmente ser llevadas al microprocesador.

Para la mayoría de las entradas, una entrada en un circuito consiste de un divisor de voltaje variable con el cual las señales de voltaje pueden ser ajustadas.

Varios valores de las señales de voltaje, los cuales son necesitados de una manera muy rápida por el microprocesador del sistema, vienen de los amplificadores IC1 e IC2 llegando directamente al microprocesador.

Otras señales, las cuales no son requeridas por procesos rápidos, pueden ser alimentadas al microprocesador en una operación de multiplexaje. Estas señales primero son alimentadas al multiplexor de 16-canales IC3, escaneadas en orden cronológico, y luego amplificadas en el amplificador operacional IC1 y solamente entonces son alimentadas una después de otra al microprocesador (salida ANALOG4).

Los voltajes operacionales individuales, por ejemplo, son determinados de esta manera:

El voltaje operacional de +15 V es proporcionado por medio del divisor de resistencia R39, R40 al multiplexor.

El voltaje operacional de +24 V es proporcionado por medio del divisor de resistencia R41, R42 al multiplexor.

El voltaje operacional de -15 V es primero proporcionado por R31 al amplificador operacional C2 invirtiéndolo. Ahora el voltaje también puede ser procesado como parámetro positivo vía el multiplexor el cual solamente conmutará por medio de señales positivas.

El multiplexor IC3 recibe su dirección A0 a A3 desde el bus de control por medio de la memoria (flip-flop D) IC19.

El monitor de contacto

En el modo de operación bipolar, es necesario que el generador sea conmutado vía los electrodos cuando tejido biológico es encontrado entre las puntas de los estos. Este es el propósito del monitor de contacto. Este debe conmutar el generador a una impedancia del tejido de 2.5 k Ohms.

En un principio, dos puntos de inicio pueden ser especificados y ajustados. El área válida apropiada es prescrita por el bus de control, almacenada en la memoria IC20 y conmutada a través de la correspondiente salida de activación (BER_1 o BER_2).

Por ejemplo, si el área 1 es activada, el emisor del transistor T2 es puesto en alto y da su salida de voltaje vía el potenciómetro TP11, la resistencia R45 y el diodo D2 a la línea de medición U-NETZT, la cual también conduce el módulo de potencia a la línea de sensores del suministro de voltaje de salida conmutado, pero al mismo tiempo también al sistema de medición del microprocesador (potenciómetro TP1 en la tarjeta de control).

El transistor T2 también puede ser considerado como una fuente de voltaje extra-bajo, salida de voltaje de la cual el generador de alta frecuencia del módulo de potencia utiliza para producir un voltaje de alta frecuencia mínimo y emitirlo como un voltaje de prueba para el contacto bipolar.

La impedancia interna de esta mini-fuente de voltaje es ajustada por medio del potenciómetro TP11.

Si el generador es ahora cargado con tejido en los electrodos (o con una impedancia de 2.5 k Ohms) el suministro de voltaje en la impedancia interna de la mini-unidad de suministro de potencia se colapsa.

Este colapso de voltaje es medido por el microprocesador y comparado con el set de valores prescritos. Si estos valores concuerdan, la unidad de suministro de voltaje principal es conmutada y el generador de alta frecuencia entrega el voltaje.

La mini-unidad de suministro de potencia no puede ser retroalimentada debido al diodo D2 (diodo de protección).

Ya que la impedancia interna puede ser modificada por medio del potenciómetro TP11, el punto de inicio del monitor de contacto puede ser ajustado a la impedancia de carga del generador (impedancia del tejido).

Activación y ajuste de potencia de la etapa de salida ST

La instrucción para activar la etapa de salida ST llega como una palabra digital del bus de control. Por esto, en el convertidor digital-analógico IC8, resulta un voltaje de CD el cual es transformado en una frecuencia específica en el convertidor de frecuencia de voltaje IC15, el cual puede ser ajustado usando el potenciómetro TP17.

El pulso de reloj generado en esta forma es la repetición de la frecuencia de la activación de la etapa de salida ST.

El ancho de pulso de cada pulso de activación es tomado desde el repetidor de frecuencia. Utilizando la compuerta EXOR del circuito IC12, se obtiene un monoflop con el cual el ancho del pulso de activación puede ser ajustado con el potenciómetro TP16. Después del disparo del filo, el pulso de activación TSI_STE está disponible en la salida 11 de la compuerta EXOR IC12.

El generador de potencia puede ser ajustado por medio del repetidor de frecuencia.

Activación del módulo de potencia

El generador de potencia del módulo de potencia es, en principio, un generador retroalimentado el cual recibe su pulso de activación de la tarjeta de control. El generador, sin embargo, no comienza a oscilar por si mismo, pero en cambio debe ser activado por un pulso.

El circuito recibe la señal de arranque y el pulso de arranque necesarios desde el microprocesador por medio del PIO de la tarjeta CPU y el arreglo de transistores IC8 en la tarjeta madre.

La señal HF_EIN es enviada al comparador IC14 en la tarjeta de control, la salida permanece en estado ALTO durante la activación.

En el arranque, la señal ascendente es diferenciada por medio del circuito RC R19, C73 y llevada a la base del transistor T4 el cual, entonces, se conecta rápidamente a través y se dispara por medio del monoflop IC16. Este es el pulso de arranque en el cual el generador comienza a operar. Usando el potenciómetro TP15, el ancho del pulso del primer monoflop en IC16 puede ser seleccionado, resultando una onda simétrica senoidal característica de la señal del generador.

El reset del primer monoflop IC16 dispara un pulso secundario en el segundo monoflop IC16 el cual representa el verdadero pulso de activación para el manejo de la etapa de salida. La longitud de este pulso de activación es ajustable utilizando en potenciómetro TP14.

El módulo de potencia del generador siempre es inicializado solamente al iniciar la mitad de la oscilación a través del pulso de activación. Debido a que el circuito oscilante es como una resistencia de carga, la oscilación es extendida en una onda senoidal completa.

Para todas las oscilaciones durante una fase de activación, el generador es retroalimentado por medio de la señal senoidal resultante. Una parte del voltaje de salida U_PRIM del circuito paralelo es enviado al comparador IC14, que son los pulsos de salida de los cuales se disparará en monoflop IC16.

El generador del módulo de potencia, por lo tanto, continúa funcionando como un generador retroalimentado hasta que la señal de activación HF_EIN es vuelta a aceptar por el microprocesador.

De esta forma, se asegura que el generador siempre oscilará exactamente en la frecuencia de resonancia del circuito oscilante y la frecuencia de operación no necesita ser manualmente adaptada a las tolerancias de los elementos oscilantes.

Sincronización de la etapa de salida QK

La etapa de salida quasi-complementary opera en un circuito oscilante (en el módulo de potencia) para producir la señal senoidal requerida. Este circuito serial afecta la corriente en la etapa de salida QK como flywheel y fuerza hasta cierto grado el estado transitorio de la corriente.

Debido a que se mejora la eficiencia y protección de la etapa de salida QK, los transistores siempre deben ser conmutados al mismo tiempo en que la corriente en el circuito serial hace un corte en cero. Esto, por lo tanto, reduce las pérdidas en los transistores.

Este requisito puede ser mejorado de acuerdo al principio de retroalimentación. Este principio de la teoría de circuitos ya ha sido llevado a cabo en la activación del módulo de potencia. Aquí también, las ventajas de las señales de control digital con sus respectivos bajos consumos de corriente y su versatilidad podrían ser combinadas con la retroalimentación para un generador de alta eficiencia.

El generador no puede inicializarse por sí mismo; necesita un circuito de arranque. El oscilador digital IC18 es un oscilador free-wheeling, el cual tiene una frecuencia que debe ser lo más cercana posible a la frecuencia del circuito serie. Su señal de salida es enviada directamente al decodificador IC11. Mientras no fluya corriente en

la etapa de salida QK, la medición de corriente de la señal U_IHP es cero (medición en el punto MP1). El comparador IC9 detecta que no existe flujo de corriente en la entrada 9, sin embargo, la señal de salida es baja y el monoflop IC13 no genera pulsos. Su salida entonces, es baja continuamente así como también el selector S1 del decodificador IC11. Como resultado, las entradas IA2 e IA3 son conmutadas a través de la salida. De esta forma, la señal para el circuito de arranque IC18 o la activación de la etapa de salida QK es conmutada en el arranque.

Una vez que la etapa de salida QK ha “arrancado”, es producida una corriente la cual, a un nivel suficiente, excede el disparo del comparador IC9, Pin 10. Ya que la corriente en la etapa de salida QK es de media onda recortada, en la salida del comparador se presenta un pulso con la frecuencia de la etapa de salida QK. Este pulso dispara el monoflop IC13 en la entrada 4. El tiempo de encendido ha sido seleccionado de forma que sea mayor que la longitud del periodo de la señal de AF en la etapa de salida QK, así el monoflop no se caerá mientras el pulso del generador de AF vuelva a disparar este monoflop (principio del circuito watchdog). El monoflop incrementa la entrada del codificador IC11 a nivel alto. De esta forma, la señal del generador de arranque no es conmutada a través de la activación de la etapa de salida QK, pero en cambio si la señal de salida del comparador IC9, Pin 12.

Este comparador detecta el cruce a cero de la corriente de alta frecuencia de la etapa de salida QK y proporciona un pulso en la frecuencia del decodificador de alta frecuencia el cual conmuta esta frecuencia con el flujo de corriente suficiente para la activación de la etapa de salida. De este modo, la activación ahora ha sido conmutada desde el free-wheeling dando como resultado que el generador de arranque, en caso de que no exista carga, retroalmente el control de la corriente a un caso con carga.

Circuitos de seguridad electrónicos

La corriente de la etapa de salida QK es medida una vez más.

Primero la medición del voltaje es dividida por medio del divisor R57, R61, luego se rectifica con el diodo D10 y es generado un promedio usando la constante de tiempo de la resistencia R50 y el capacitor C10. Como resultado, la comparación del voltaje del divisor esta presente en la entrada del comparador IC4, y por otro lado, se compara el promedio del voltaje al que corresponde el promedio de la corriente de la etapa de salida. Si el promedio de la corriente en la etapa de salida excede el valor del umbral, el comparador se desborda. Su señal de salida bloquea la activación de la etapa de salida por medio de la compuerta AND IC7, Pin 4, y la etapa de salida QK es bloqueada por un mínimo de tiempo específico prescrito por el monoflop IC10. De esta forma, el circuito es provisto con un tiempo de recuperación y el efecto de desborde es evitado.

Esto es también un fusible electrónico para la etapa de salida QK.

De manera similar, otra medición de valores es monitoreada no sólo a través del software, sino también vía hardware:

El voltaje y corriente en el circuito paciente son dirigidas por medio de los parámetros UP_HF y IP_HF desde el comparador IC6 de la Senso-board. Esto

también se aplica al voltaje de la unidad de suministro de potencia U_NETZT y su corriente U_INT del módulo de potencia.

El módulo integrado IC6 es un comparador, el voltaje de umbral del cual puede ser pre-seleccionado como palabra digital por medio del bus de control. De esta forma, el voltaje de umbral puede ser adaptado a los requisitos prescritos por el microprocesador. El comparador compara los valores instantáneos análogos con aquellos límites impuestos por el microprocesador y pasa la decisión SI/NO al circuito NOR IC5. Allí las señales son resumidas y dirigidas a la compuerta IC7. Si un solo parámetro ha excedido los valores de los límites, la activación de la etapa de salida QK es bloqueada por el circuito AND IC7. Al mismo tiempo, el monoflop IC10, Parte 1, es disparado, manteniendo el bloqueo por un tiempo mínimo específico, así el efecto de desborde causado por apagar y regresar otra vez de manera rápida es evitado.

Por medio de la segunda parte del circuito AND IC7, otras señales importantes de habilitación son controladas por la etapa de salida QK:

- ¿Existe señal de habilitación desde el microprocesador?
- ¿Existe señal de safety interlock dando habilitación?
- ¿Actualmente hay reinicio del microprocesador?

Si cualquiera de estas preguntas puede ser contestada con NO, la etapa de salida QK es bloqueada.

Control de chispas

Varias unidades ICC ofrecen control del voltaje de salida de alta frecuencia así también como control opcional de las “chispas” el cual se desarrolla durante los procesos de corte y coagulación en el electrodo activo. Estos dos principios de control tienen aplicaciones concretas.

El control de la intensidad de chispas puede ser activado por medio de la tecla HIGH CUT (Corte Alto).

En la Senso-board, el voltaje de CD U_FUNKE que se obtiene en una chispa es reunido por medio de un amplificador y dirigido por la tarjeta de control.

El valor requerido para la intensidad de la chispa es transmitido por medio del bus de control al convertidor digital-analógico IC8. Su señal de salida análoga es combinada y comparada en el comparador IC4 con el valor actual de la chispa U_FUNKE. Si el valor es mayor que el valor requerido, la salida 12 se vuelca e ilumina en rojo el LED D1. En suma, la señal de salida sale del Pin 2 de entrada del circuito NOR IC5. La compuerta IC7 junto con el monoflop IC10 apaga la etapa de salida QK por un mínimo periodo de tiempo. De esta manera, el suministro de voltaje para el generador de alta frecuencia es reducido así como también la intensidad de la chispa.

Activación de la etapa de salida QK

El efecto del campo del transistor MOS de la etapa de salida quasi-complementaria requiere de pulsos de arranque y parada cortos para su activación durante el cruce a cero de la corriente de salida senoidal.

Como se vio en la sección "Sincronización de la etapa de salida QK", existe un pulso a la salida del encoder IC11 el cual está sincronizado al cruce a cero de la corriente de salida. Este pulso debe ser modificado de forma que el pulso de arranque o parada sea producido para cada una de las dos etapas de salida de los transistores en el tiempo indicado respectivamente.

Si asumimos que ninguno de los dos transistores QK son conmutados para conducir después de una pausa, el transistor A, en un principio, requerirá un pulso de arranque. El transistor entonces se enciende y produce una media-onda senoidal con el circuito oscilante de la salida QK. Al final de esta media-onda, el transistor A debe ser regresado a la posición donde no puede conducir utilizando un pulso pequeño. Luego el transistor B debe tomar la segunda parte de la media-onda y permitir la conductividad. Sin embargo, el transistor B requiere de un pequeño pulso de arranque después de que el transistor A fue apagado. La conductividad permanece hasta el cruce a cero de la segunda parte de la media-onda y debe ser apagada de nueva cuenta al terminar la media-onda por medio de un pulso.

De esta manera, una onda senoidal completa se ha obtenido y el proceso completo se repite constantemente hasta que la etapa de salida QK es apagada.

La salida del circuito IC11 produce un pulso por cada cruce a cero de la corriente senoidal. Sin embargo, la activación requiere, como se ha descrito, dos pulsos durante una media-onda, específicamente los pulsos de arranque y parada. Por lo tanto es necesario duplicar la frecuencia del pulso disponible. Esto ocurre en la compuerta EXOR IC12 en conjunto con el circuito RC pasa-bajos R67, C15. Usando este pasa-bajos, la señal en la entrada 1 de la compuerta IC12 es ligeramente retardada comparada a la de la entrada 2, el cual se dirige a un pulso de salida con la longitud del tiempo de retardo por cada cambio en la señal de entrada. La frecuencia de entrada es entonces duplicada. El pulso resultante es extremadamente pequeño.

Por medio del pulso pequeño, aunque non-legible running times en el circuito, mientras tanto la señal recibida no es completamente síncrona en el corte a cero de la corriente de la señal de salida. Usando el monoflop IC13, la relación correcta de fase del pulso de activación con la corriente de salida puede ser restablecida por la extensión del pulso en específico. El tiempo de retardo necesario puede ser ajustado utilizando el potenciómetro TP13.

Teniendo la frecuencia previamente duplicada en el flip-flop D IC21, Parte 2, la frecuencia de operación original de la etapa de salida QK es obtenida de nueva cuenta con un pulso de trabajo con factor de 1:1. La salida del pin 13 tiene un nivel alto, mientras el transistor A es direccionado. La salida invertida 12 tiene un nivel alto, mientras el transistor B de la etapa de salida QK es direccionada. De este modo las señales de salida A y B cumplen con la selección de los transistores actualmente activos.

Desde la frecuencia previamente duplicada, los pequeños pulsos de arranque y parada son producidos por el respectivo transistor activo.

La primera parte del monoflop IC17 produce el pulso de arranque, la segunda parte produce el pulso de parada.

La primera parte del flip-flop D IC21 es adicionalmente activada por una señal de ENCENDIDO_APAGADO de los circuitos de seguridad. De esta forma, todos los pulsos de arranque pueden ser suprimidos, por otra parte, esto asegura que los transistores pueden ser apagados en cualquier caso.

El arreglo de la selección de los pulsos para los transistores con pulsos de encendido/apagado es realizada en la compuerta NAND IC1 en la etapa de salida QK.

5.5. Etapa de potencia QC

Las siguientes funciones se encuentran en el PCB:

- Decodificación de las señales de conmutación.
- Circuito Power-on time-delay (Circuito de encendido del tiempo de retardo).
- Preamplificador, driver y aislamiento eléctrico de la activación.
- Circuito clamping.
- Etapa de salida push-pull.

La etapa de salida actúa como un amplificador de potencia para señales de alta frecuencia, como por ejemplo, fuentes conmutadas y unidades quirúrgicas de alta frecuencia. Esta etapa de salida está diseñada para operación push-pull debido a la mejor eficiencia y mayor potencia de salida. Así como existen frecuentes problemas para procurar y almacenar canales idénticos en los transistores tipo P y N –los cuales son requeridos para la etapa de salida push-pull- es una enorme ventaja el poder ser capaces de utilizar dos transistores de un mismo tipo. Este circuito es entonces llamado etapa de salida quasi complementaria, o etapa de salida QC.

El objetivo de este desarrollo fue el producir una etapa de salida con la más alta eficiencia posible y una señal de salida senoidal con la más pequeña proporción posible de frecuencias armónicas. La activación requiere una potencia tan baja como sea posible y preferentemente ser en modo digital para que los transistores puedan ser usados en operaciones de conmutación con baja pérdida de potencia.

Todos estos requisitos han sido dirigidos al presente circuito.

Principios del circuito

La etapa de salida complementaria consiste de dos canales N de transistores MOS-FET, T1 y T2, los cuales son operados alternadamente como interruptores. La señal de salida digital amplificada está presente en la fuente del transistor T1 y simultáneamente en el drenaje del transistor T2, ya que están conectados entre ellos. Sin embargo, ya que la señal de salida senoidal es una condición requerida, la salida de la etapa de salida es conmutada a un circuito oscilante (el cual está situado en el siguiente PCB).

La etapa de salida QC es activada entre la compuerta y la fuente del transistor respectivo, la cual siempre conduce los problemas de potencial eléctrico con este circuito lógico, ya que la señal de activación tiene que ser superpuesta a la señal de salida.

Este problema puede solucionarse mediante la activación del transistor por medio del transformador. Si este método es utilizado para ambas etapas de salida de los transistores tiene la ventaja de que el circuito de activación puede ser completamente aislado desde el circuito de salida y los elevados voltajes de salida que existen cuando hay algún defecto no pueden dañar el circuito de activación.

La desventaja sin embargo, es que el transformador no puede transmitir alguna señal de CD.

Aquí es donde la capacitancia compuerta-fuente de los circuitos MOS-FET demuestra ser útil. Debido a que esta capacitancia es de alta calidad, la capacitancia compuerta-fuente puede mantener una carga aplicada por un periodo de tiempo suficiente. El circuito **clamping** consiste de los diodos D8, D9, D10 y D5, D6, D7 tienen el efecto de la capacitancia compuerta-fuente que puede ser cargada con un pulso positivo pequeño. Este pulso positivo es alimentado vía el diodo D8 a la compuerta del transistor T1 y carga la capacitancia compuerta-fuente el tiempo suficiente para que el transistor sea conmutado al estado de conducción.

Esta carga no puede fluir de regreso al circuito de activación después de que el pulso de activación ha finalizado, ya que el diodo D8 actúa como un bloqueador y el diodo D9 también hace que no haya corriente de regreso debido a sus características de diodo Zener. El resultado es que el transistor permanece en el estado conductivo mientras que la capacitancia compuerta-fuente tenga la suficiente carga.

Si, por otro lado, un pulso negativo grande llega desde el circuito de activación, el voltaje del diodo Zener en el diodo D9 es excesivo y la capacitancia compuerta-fuente puede ser descargada de nueva cuenta. El Transistor T1 de este modo actúa como un bloqueador.

Así se puede ver que el transistor MOS-FET puede ser operado en modo de conmutación por medio del circuito clamping con un pulso del transformador con pulsos de arranque y paro cortos.

Los capacitores C4 y C5 son conectados en paralelo a la capacitancia compuerta-fuente y soportan el efecto descrito. Ya que sus capacitancias son significativamente más altas que las correspondientes a las capacitancias compuerta-fuente, el circuito se hace más grande independientemente del parámetro de dispersión de las capacitancias compuerta-fuente de diferentes lotes de producción.

La tarea de activación define el tiempo del proceso de activación de tal forma que cada uno de los dos transistores de potencia recibe un pulso de arranque pequeño y, después de una pausa definida, un pulso de parada en el tiempo correcto. Esto debe asegurar que los dos transistores nunca son conmutados a un estado de conductividad al mismo tiempo, ya que puede haber un corto circuito en la fuente de voltaje como resultado de esto.

Descripción del circuito

Las señales de activación son generadas en la tarjeta de control. Estas señales son pulsos pequeños para arranque y paro de los transistores de la etapa de salida y dos pulsos adicionales, uno para la selección del transistor más alto de la etapa de salida y el otro para seleccionar el transistor más bajo de la etapa de salida.

Estos pulsos llegan por medio del conector J1 a las compuertas NAND 1,2, IC1 e IC4 en la tarjeta QC. Ahí los pulsos de “Arranque” y “Transistor A”, por ejemplo, son llevados juntos (así como también los pulsos “Paro” y “Transistor A”). De este modo, la siguiente secuencia de pulsos está presente en las salidas del circuito IC1:

- Arranque transistor A.
- Paro transistor A.
- Arranque transistor B.
- Paro transistor B.

Cada uno de estos pulsos es preamplificado en las compuertas en paralelo triples NOR en los circuitos IC2 e IC3. Las salidas de los circuitos IC2 e IC3 actúan como etapas de conducción, cada una consiste de dos transistores en paralelo T3 a T10. La señal de salida de los cuatro conductores en paralelo es entonces amplificada a niveles tales que los pulsos de los transformadores UE1 y UE2 pueden ser operados con la energía suficiente.

En el caso de una etapa de salida complementaria, esta debe ser asegurada estrictamente para que los dos transistores de la etapa de salida no estén activados simultáneamente, ya que esto podría ser la causa de un corto circuito a través de los dos transistores y dañar la etapa de salida.

Por lo tanto, los pulsos de parada generalmente tienen la más alta prioridad. Esto entrega un estado de seguridad en la etapa de salida durante la operación indefinida. Los pulsos de arranque son separados en la lógica de activación para asegurar que solamente un transistor en la etapa de salida está activado.

Un estado indefinido podría, sin embargo, ocurrir en casos raros si el voltaje de operación de +15 V es muy bajo en cualquier momento. Para esta posibilidad, en la cual la lógica podría operar como indefinida, un circuito “Power-on time-delay” evita el arranque indefinido del transistor en la etapa de salida.

Con el transistor T11, la fuente de voltaje $V_{DD} = +15\text{ V}$ es monitoreada. Si este nivel de voltaje se pierde, el capacitor C10 es rápidamente descargado por medio del diodo D12. Esta señal BAJA es enviada a las dos compuertas NAND 1,2, IC1 y bloquea los pulsos de arranque. Si la fuente de voltaje está presente, el capacitor C10 es cargado a 15 V por medio del transistor T11 y el resistor R8 en un tiempo de retardo predefinido. Esta señal ALTA alcanza las dos compuertas NAND de nueva cuenta (ver explicación anterior) y permite la generación de los pulsos de arranque en la etapa de salida.

En el lado secundario del conductor de los transformadores, picos pequeños ocurren, inicialmente un pulso positivo para el arranque, luego un pulso negativo para la parada del transistor correspondiente en la etapa de salida.

Estos picos alcanzan las compuertas de los transistores MOS-FET por medio del circuito **clamping** descrito arriba, y conmuta las compuertas.

La señal de salida amplificada es **tapped** en los dos puntos de conexión mutuos de los transistores.

5.6. Módulo de poder

Las siguientes funciones son encontradas en el PCB:

- Circuito serie oscilatorio para la etapa de poder QC.
- Generación del voltaje de operación para el generador HF.
- Conducción y etapa de salida para el generador de HF.
- Circuito de salida del generador de HF.
- Medición de varios parámetros de operación.

Circuito serie oscilatorio para la etapa de poder QC

La etapa de poder QC tiene la tarea de generar una corriente senoidal tan libre de distorsión como sea posible. La etapa de poder QC no es usada en el ICC para generar una corriente de alta-frecuencia para cortar o coagular, en vez de eso funciona como una unidad de fuente de poder de modo-conmutada con una alta frecuencia de conmutación y eficiencia. Los transistores QC son siempre conmutados sobre el cruce a cero de la corriente. La corriente es forzada al mismo tiempo a través de un circuito serie por medio de la bobina L2 y el capacitor C17 a una forma senoidal.

Generación del voltaje de operación del generador HF

El voltaje de alta-frecuencia es generado por el transformador UE2 y rectificado por los diodos D3 y D4. Los capacitores C4 y C10 son filtros capacitivos. Con 22 μ F, pueden hacer mediciones relativamente pequeñas y la onda del voltaje de salida es por lo tanto pequeña debido a la alta frecuencia de operación. De esta forma esta fuente de poder conmutada también puede ser estabilizada de manera rápida.

El voltaje de salida de CD de la fuente de poder está disponible en el cátodo del diodo D3 y es

- a) dirigido por medio de la conexión U-NT-STE para alimentar la etapa de salida ST,
- b) usado para operar la etapa de salida de alta-frecuencia por medio del relevador REL1.

El polo negativo del capacitor C10 llega al chasis por medio de la resistencia R5. R5 es utilizada para manejar la medición de la corriente de salida tomada desde la unidad de la fuente de poder. El voltaje es asignado a la resistencia R5 si es utilizada para mediciones por medio de U-INT.

En las pausas de activación, la fuente de poder puede ser descargada por medio de NTE (habilitación de fuente de voltaje). Para realizar esto el transistor T3 es llevado a conducción y descarga el voltaje de alimentación almacenado por medio de la resistencia R12.

El voltaje de salida de la fuente de voltaje es dividido en valores más pequeños por medio del divisor de voltaje R7 y R8 y es llevado al dispositivo de medición (U-NETZT).

Por medio del relevador REL1, el transformador UE2 puede ser conmutado de nueva cuenta. Con el relevador activado, un mayor voltaje de salida puede ser tomado del transformador. Esto es requerido para operar la etapa de salida ST y así poder generar picos de alto voltaje. Este alto voltaje es apagado para proteger la etapa de salida de alta-frecuencia por medio del segundo contacto del relevador REL1.

Conducción y etapa de salida del generador de HF

La señal de activación para la etapa de salida de alta-frecuencia es generada en la tarjeta de control (IC16) y entrega la potencia al módulo de conducción IC1 por medio de la motherboard.

Debido a la alta capacitancia en la fuente de la etapa de salida en los transistores T1 y T2, el driver debe ser capaz de emitir y aceptar altas corrientes reactivas cuando se transfiere esta capacitancia. Por este motivo dos drivers son conmutados en paralelo. La corriente de salida del driver es restringida por las resistencias R1 y R19 para proteger al driver.

La etapa de salida de los transistores T1 y T2 es conmutada en paralelo debido a que es necesaria una corriente elevada que opera en la salida del transformador UE1.

Circuito de salida del generador HF

El circuito de salida de la etapa de salida consiste del devanado primario del transformador UE1 y de dos capacitores C5 y C7 conmutados en paralelo. Este circuito en paralelo es designado para la frecuencia de operación del generador de alta-frecuencia y para generar el voltaje senoidal en caso de que no exista carga.

En el lado secundario, hay un circuito serie formado por la bobina L1 y el capacitor C1. Este circuito serial también está designado para la frecuencia de operación del generador de alta-frecuencia y produce una corriente senoidal en la salida del circuito.

De esta forma, en cada caso de carga en el generador, tanto la corriente como el voltaje son senoidales.

Medición de los parámetros de operación

La corriente de salida en la etapa de potencia QC fluye por medio del transformador UE3 el cual es secundariamente cargado con las resistencias R13, R14 y R15 y es usado como transformador de corriente.

El voltaje en estas resistencias corresponde al voltaje de salida de la etapa de potencia QC (medio ciclo de corriente) y es llevado como U-IHP a la tarjeta de control.

La corriente en la fuente de poder es medida en la resistencia R5 y llevada como U-INT (voltaje como una función de la corriente de la fuente de poder) a la tarjeta de control.

El voltaje de salida de la fuente de poder es dividido por las resistencias R7 y R8 y es llevada como U-NETZT a la tarjeta de control (IC14).

El voltaje primario de alta-frecuencia de la etapa de salida es tomado del capacitor C5 del circuito oscilante y es llevado como U-PRIM a la tarjeta de control (IC14).

La temperatura en la etapa de salida es grabada por el termistor NTC1 y es llevado como voltaje desde el divisor R2, NTC1 con la designación TEMP a la tarjeta de control (IC2).

5.7. Etapa de potencia ST

Los siguientes circuitos se encuentran en el PCB:

- Etapa de salida con driver para pulsos de voltaje de alta-frecuencia.
- Relevadores con control de retardo.
- Retroalimentación de la frecuencia de activación para el CPU.

Etapa de potencia ST

La etapa de potencia ST es utilizada para generar pulsos elevados para coagular sin tener el efecto de corte, particularmente para una rápida coagulación superficial.

La designación de etapa de salida "ST" es derivada de la abreviación spray generator for TUR.

El control de la potencia y la generación de los pulsos de activación son encontrados en la tarjeta de control.

Los pulsos de activación (TSI-STE) se mueven desde el driver IC4 hacia la etapa de salida ST del transistor T1. Esto opera en la salida del transformador UE1, en el lado secundario, el cual emite la alta-frecuencia por medio de los capacitores C1 y C2 así como también los relevadores REL1, REL2 y REL3 en las conexiones AE y NE. La alta-frecuencia emitida es alimentada a las salidas por medio de la Senso-board.

Los capacitores C1 y C2 sirven como filtro pasa-altos para la supresión de efectos farádicos y también es una protección adicional para el aislamiento del circuito paciente desde el equipamiento del circuito. Debido a que se necesita una elevada corriente eléctrica. Dos relevadores de contacto son conmutados en serie.

La salida del relevador es activada por medio del driver del relevador IC7 el cual recibe su señal de activación por medio del bus y la memoria IC6 (flip-flop D).

La etapa de potencia ST es alimentada con el voltaje que es conmutado con el relevador REL19 del módulo de potencia por medio de los conectores J2 y J3.

El contador IC1 subdivide la frecuencia de la señal de activación de la etapa de salida ST a una frecuencia baja, así la frecuencia en el CPU puede ser determinada por medio de un temporizador.

Ya que el microprocesador prescribe la frecuencia de activación, éste recibe retroalimentación de este modo, como si el valor actual y el enviado concordaran. Esto es importante ya que la potencia de salida de la etapa de potencia ST es controlada por medio de la repetición de la frecuencia de los pulsos individuales.

5.8. Tarjeta de sensores

Los siguientes circuitos se encuentran en el PCB:

- Monitoreo de corriente en el circuito paciente.
- Monitoreo del voltaje en el circuito paciente.
- Monitoreo de fase en el circuito paciente.
- Monitoreo de chispa para monitorear el centelleo en los electrodos.
- Sistema de seguridad para el electrodo neutral (NESSY).
- Control de relevadores.

Monitoreo de corriente en el circuito paciente

La corriente de alta-frecuencia llega desde el generador de la Senso-board por medio de los conectores J1 y J2. Para llegar a los electrodos, la corriente es dirigida por el transformador UE1, las resistencias de carga R11 y R12 los cuales son transformados a un ratio de 2500:1 por el devanado primario y así sirve para maniobrar la medición de la corriente.

El voltaje de salida del devanado secundario es también proporcional a la corriente de salida de alta-frecuencia.

Ahora este voltaje va de uno de los amplificadores operacionales IC7 e IC8, el cual representa un “rectificador ideal” en conjunto con el diodo D27, el capacitor C30 y la resistencia R30.

El rectificador de voltaje IP_PAT es conducido por medio de la tarjeta de control al microprocesador y después de una nueva amplificación en el amplificador operacional IC8 es también conducido como voltaje IP_PAT A para el ajuste del potenciómetro TP6.

La salida de voltaje del transformador UE1 se mueve después de una restricción a través de los diodos D16 y D17 al comparador IC3, el colector abierto del cual opera la resistencia R23. Aquí, el cruce a cero de la corriente de alta-frecuencia es detectado, junto con la segunda parte del comparador IC3, en la salida en la cual una señal acorde con el cruce a cero del voltaje de alta-frecuencia está presente. Usando la carga común de la resistencia R23, este circuito representa un “WIRED OR”. Hay una señal digital a la salida del pulso al cual corresponde la relación de fase entre el voltaje y la corriente de la señal de alta-frecuencia.

Monitoreo del voltaje en el circuito paciente

Paralelo a las líneas que llegan al electrodo activo AE (Active Electrode) y al electrodo neutral NE (Neutral Electrode), el voltaje de alta-frecuencia es tomado y conducido por medio del capacitor C1 hacia el transformador UE2, el cual transforma el voltaje en un factor de 12.5 debilitando el devanado secundario.

Después de una medición adicional de voltaje en el divisor de resistencia R15, R16, el voltaje va, de forma similar que en el monitoreo de corriente, a un rectificador “ideal” activo, que consiste de los amplificadores operacionales IC4 e IC8 así como también en diodo D23, el capacitor C33 y la resistencia de retroalimentación negativa R52. El parámetro para el voltaje paciente de alta-frecuencia UP_HF es entonces llevado al microprocesador por medio de la tarjeta de control, así como también es llevada la señal amplificada UP_HF A.

Al mismo tiempo, el voltaje de salida en el transformador UE2 es llevado al comparador IC3 el cual emite la señal digital “WIRED OR” durante la fase positiva.

Monitoreo de fase en el circuito paciente

El monitoreo de la fase determina el ángulo de fase entre la corriente y el voltaje de alta-frecuencia en el circuito paciente. De este modo no solamente la potencia aparente puede ser calculada, sino que también la potencia activa emitida al paciente puede ser calculada.

Como ya se describió en las secciones de *monitoreo de corriente* y *monitoreo de voltaje* las características del cruce a cero del voltaje y la corriente son evaluadas en los comparadores del amplificador operacional a colector abierto IC3 y resumidas como “WIRED OR” en la resistencia de carga R23. Existe, por lo tanto, una señal digital en la salida 7 de circuito IC3, que es la longitud del pulso a la cual corresponde la relación de fase entre la corriente y el voltaje.

Esta señal es afinada usando los diodos D20 y D21, la resistencia R40 y el capacitor C13 y luego es amplificada y desacoplada por medio del amplificador operacional IC9.

El voltaje U_PHASE correspondiente a la fase entre la corriente de alta-frecuencia y el voltaje de alta-frecuencia es llevado a la tarjeta de control y aquí puede ser ajustado utilizando el potenciómetro TP7. El resultado es alimentado al microprocesador.

Monitoreo de chispa para monitorear el ciclo de chispas en los electrodos

Durante el proceso de corte, hay chisporroteo en el electrodo activo. Para mantener una calidad consistente para el corte, la chispa debe ser registrada y controlada en su intensidad.

Nuestros generadores producen voltajes de salida senoidales con un factor de distorsión muy bajo. Si llega a existir una chispa en el circuito paciente, frecuencias armónicas en la señal de salida son producidas por las características de no-lineales del canal de chispas. Las armónicas pueden ser tanto armónicas como voltajes de CD. Es por esto que uno puede llamar a este efecto “efecto rectificador de la chispa”.

El voltaje de CD resultante va desde el circuito paciente hacia el monitor de chispas ubicado en el ICC. Se mueve por medio de las resistencias R1, R2, R4 y R5 a los diodos Zener D1 y D2, lo cual limita la señal a 15 Volts. Luego sigue al amplificador operacional IC2 conmutado como un amplificador de acoplamiento, el cual permite que dure la señal del voltaje de CD.

El voltaje de CD proporcional a la intensidad de la chispa en el circuito paciente ahora debe ser evaluado por la unidad y aislado para que no alimente el circuito. El voltaje remanente en el circuito es en principio un amplificador de acoplamiento: la señal del voltaje de CD es cortada, la alimentación se acopla por medio del transformador hacia la unidad del circuito y luego es rectificadora de nueva cuenta.

El módulo oscilador IC1 produce una señal cuadrada con un factor de trabajo de 1:1, presente en las salidas 10 y 11 del circuito IC1. Esta es la frecuencia de corte la cual activa los transistores T1 y T2 para operación push-pull. Estos amplificadores push-pull funcionan en la salida del transformador UE5, el cual es operado por medio del amplificador de acoplamiento IC1 utilizando el voltaje de chispa como el voltaje de operación.

De este modo, el voltaje de chispa es cortado desde los transistores T1 y T2 y es alimentado por medio del transformador UE5 como un acoplador en el devanado secundario del circuito como un voltaje de CA.

El diodo D15 entonces fluye en el devanado secundario, el cual de nueva cuenta rectifica la señal alterna y la afina mediante el capacitor C22.

De esta forma se genera otro voltaje de CD, proporcional a la intensidad de la chispa, el cual es reducido por medio del divisor de resistencia R32, R33 y luego es alimentado por medio del amplificador de acoplamiento IC9. La señal de salida U_FUNKE viaja desde aquí por medio de la tarjeta de control para controlar al microprocesador.

Los componentes electrónicos del amplificador de acoplamiento dentro del circuito paciente requieren una fuente de voltaje acoplada para que funcione. Para esto, es utilizado un convertidor CD/CD el cual consiste de un oscilador Colpitts (circuito alrededor del Transistor T6), la señal alterna la cual es llevada desde el transformador UE6 al devanado secundario y rectificadora por los diodos D4 y D6. De este modo el voltaje de CD resultante es limitado a 9.1 Volts por los diodos Zener D3 y D5 respectivamente.

De esta forma, los voltajes de +9.1 Volts y -9.1 Volts están disponibles para los circuitos electrónicos en el circuito paciente el cual es identificado con I+9 y I-9.

Sistema de seguridad para el electrodo neutro

Descripción del problema: La línea del electrodo neutral debe ser monitoreada como un conductor abierto acorde al estándar ya que existe riesgo de quemaduras para el paciente si se alimenta la línea incorrecta.

En el ICC, la correcta aplicación del electrodo neutral en el paciente también es revisada, así como también la distribución uniforme de la corriente de alta-frecuencia en la superficie de los dos electrodos (simetría).

Para monitorear la línea de conexión, el cable es designado como una conexión de dos conductores, en los cuales se mide un loop de la resistencia. Si el valor obtenido de la resistencia con este método está por debajo del límite, uno puede asumir que el conductor del electrodo neutro no está abierto. El monitoreo se lleva a cabo con electrodos neutros convencionales de superficie simple.

Sin embargo, este monitoreo no puede determinar si el electrodo neutro está actualmente aplicado al paciente o si está descansando en algún otro lugar.

Para revisar la correcta aplicación del electrodo neutro en el paciente, los contactos del electrodo neutro deben ser divididos, por lo cual una corriente de control debe fluir en la mitad de los electrodos y en el paciente. Esta corriente de control permite la medición de la impedancia del tejido del paciente y también obtener la siguiente información.

- El electrodo no está conectado o tiene un conductor abierto (impedancia mayor a 120 ohms).
- Está descansando directamente en la mesa de operación (impedancia menor a 5 ohms).
- Su correcta aplicación al paciente (impedancia entre 5 y 120 ohms).

Si la corriente de alta-frecuencia no fluye regularmente sobre ambas superficies de la división del electrodo neutro, puede provocar quemaduras debido a la concentración de la corriente en el electrodo. Sin embargo, también es necesario revisar la distribución simétrica de la corriente en las dos mitades de los electrodos.

En el sistema NESSY (Neutral Electrode Safety System) un sistema de seguridad con electrodo neutro patentado por la compañía ERBE, se ocupa de todas estas tareas mencionadas.

Principio del sistema de medición NESSY

La resistencia eléctrica del electrodo neutro es medida por medio de un oscilador, de la cual la amplitud de la resistencia es tomada del paciente y es medida por el sistema. Con un diseño correcto del circuito, es posible tomar una medida de la resistencia lo suficientemente precisa para el paciente.

La simetría de la corriente de alta-frecuencia en los cables del electrodo neutro es medida por medio de un transformador simétrico, donde el voltaje de salida es una función de la simetría de la corriente.

Implementación: La circuitería se encuentra en la Senso-board. El oscilador es diseñado como un amplificador retroalimentado selectivo de frecuencias: El amplificador IC6 activa la etapa push-pull, consistente de los transistores T4 y T5, y pasa la señal de salida amplificada al circuito serie selectivo de frecuencia hecho del capacitor C20, la bobina L1 y la inductancia del devanado primario del transformador UE4.

Una parte de la señal de salida del transformador UE4 es llevada por medio de la resistencia R18 y alimentada al filtro pasabanda activo desde el amplificador operacional IC5 y sus conductores. La frecuencia central es igual a la frecuencia de resonancia del circuito serie previamente mencionado.

Una parte de la señal de salida del filtro pasabanda activo es alimentada de nueva cuenta en la fase apropiada al amplificador IC6, haciendo así que el arreglo completo cumple con la condición de oscilación y oscila en la frecuencia de resonancia como un oscilador.

El oscilador puede ser apagado por medio de los transistores T7 y T8 mediante la señal de deshabilitación OSZI_DIS desde el microprocesador.

La resistencia del electrodo neutro es determinada cargando este oscilador con la resistencia a ser medida. El voltaje se colapsa con la impedancia interna del oscilador acorde con la carga. Así cada voltaje del oscilador puede ser asignado a un valor de resistencia apropiado.

El voltaje del oscilador está presente en la entrada del filtro pasabanda activo y puede ser tomado en la salida del amplificador operacional IC6.

Después de la rectificación de picos por el diodo D30 y el capacitor C34, la medición del voltaje U_NESSY puede ser tomada del amplificador de acoplamiento IC9 y es llevado por medio del ajuste de la tarjeta de control (potenciómetro TP9) al microprocesador para determinar la resistencia del electrodo neutro.

El voltaje de salida de alta-frecuencia del electrodo neutro es balanceado por los capacitores C2 y C3 en los dos conductores del electrodo neutro.

Para que la corriente en ambos conductores hacia el electrodo neutro sea de la misma intensidad, depende de los dos electrodos de la división del electrodo neutro son aplicados en la misma superficie al paciente. Midiendo la simetría de la corriente y la resistencia, es posible recibir información como si el electrodo está aplicado de forma correcta en toda su superficie en el paciente.

La corriente de alta-frecuencia fluye por las dos bobinas primarias 1 y 2 del transformador UE3 de tal forma que el campo magnético resultante es cancelado por la igualdad de las corrientes. En este caso, ningún voltaje es inducido en la bobina 3 del transformador UE3. Así, entre más asimétrico sea el flujo de corriente, mayor será el voltaje inducido en la bobina 3.

El voltaje de salida de alta-frecuencia, el cual es una medición para la asimetría del flujo de corriente, es rectificando usando el diodo D9 y es filtrado por el capacitor C57, luego es amplificado utilizando el amplificador operacional IC9 y así la señal U_SYM está disponible y va de la tarjeta de control al microprocesador para evaluación.

La densidad de corriente es calculada matemáticamente con las siguientes dimensiones:

- Corriente de alta-frecuencia.
- Simetría de la corriente de alta-frecuencia en el electrodo neutro,

- Resistencia de contacto del electrodo neutro y del cuerpo del paciente.

Control de relevadores

Los relevadores REL1, REL2 y REL3 son utilizados para habilitar los sockets de salida requeridos. Los relevadores son controlados por el bus de control por medio de la memoria flip-flop D IC10 y los transistores T9, T10 y T11.

5.9. Tarjeta de relevadores

Los siguientes circuitos se encuentran en el PCB:

- Monitor 1 de activación manual.
- Monitor 2 de activación manual.
- Relevadores y sus funciones para opción, conexión separada de alta frecuencia para los sockets de salida requeridos.

El monitor de activación manual es usado para activar la unidad electroquirúrgica desde el accesorio manual. El monitor puede detectar cuales sockets de salida llevan alta frecuencia y que corriente (corte o coagulación) debe ser activada.

Desde los accesorios hasta el circuito de corriente del paciente, el circuito monitor debe estar aislado del circuito de la unidad y del chasis.

Los circuitos de monitoreo deben por esta razón ser alimentados de una fuente de voltaje flotante. Estas fuentes de voltaje deben sin embargo estar bien aisladas para altas frecuencias, como las que son usadas en cirugía de alta frecuencia. Esto significa que los monitores con sus fuentes de voltaje deben ser diseñados a baja capacitancia comparado con el resto de la unidad.

El voltaje de alimentación para los monitores es realizado por dos convertidores push-pull.

El convertidor de voltaje para el monitor 1 consiste esencialmente de los transistores T1, T2 y del transformador UE1.

El convertidor de voltaje para el monitor 2 consiste esencialmente de los transistores T5, T6 y del transformador UE2.

Los transistores de este convertidor son monitoreados por el oscilador IC6, el cual alimenta una señal de onda cuadrada simétrica que es reducida en el monoflop IC5, de tal manera que se asegure que los dos transistores de un convertidor no sean activados al mismo tiempo.

El circuito NAND del IC4 crea una apropiada señal push-pull que es directamente proporcional para la operación de los transistores convertidores.

Ya que ambos monitores de activación manual tienen circuitos idénticos, la circuitería de uno de los dos monitores es explicada a continuación:

En el lado secundario del transformador convertidor UE1, una señal de salida de forma needle-shaped en el rango de frecuencia media las cuales son dirigidas al

punto de diodos D1 a D5 con el diodo transmisor desde IC1 así como también al RC pasa bajos C3, R2, C1, R1 en los botones de selección de los accesorios manuales.

Debido al circuito puente por los diodos D1 a D5, el diodo transmisor por el optoacoplador IC1 puede ser iluminado durante ambas ondas de señal y conecta a través del transistor receptor por el optoacoplador IC1 mediante pulsos.

Si en la otra mano, un botón en el mango es activado, un voltaje needle por el convertidor de voltaje es desactivado por el diodo de silicio integrado dentro del mango, además que el diodo transmisor por el acoplador IC1 puede no ser iluminado por el afectado voltaje needle y el transistor apropiado no es largamente conectado a través en exactamente este voltaje needle.

La señal de salida del transistor receptor es dirigida a las dos entradas de datos para los flip-flops D del IC3. Estos dos flip-flops adicionalmente reciben las señales de operación para los transistores convertidores, además que una asignación definida es posible ahí entre el voltaje desactivador needle y la señal de operación. Los dos flip-flop D por esta razón funcionan como un circuito scan en fase propia, la señal de salida de la cual puede ser asignada al botón activado en el mango.

Desde que un diodo es activado en serie por cada uno de los dos botones en el mango, aunque ambos diodos tienen una definida y contraria polaridad, esta circuitería puede ser detectada exactamente por medio de la mitad de onda desactivada después de presionar un botón, cualquiera de los botones que sea activado. Las salidas 2 o 12 en el IC3 proveen información confiable ya sea el botón del corte o la coagulación que sea activado.

La información de que un botón no fue presionado es sólo tan posible como la información de que ambos botones fueron presionados simultáneamente.

El aislamiento del monitor del activador manual es completado por medio del transformador UE1 y por medio del optoacoplador IC1.

La función del segundo activador manual es equivalente.

Los dos relevadores REL1 y REL2 son también encontrados en el mismo PCB los cuales separan con seguridad los dos sockets de salida para el electrodo activo del circuito generador cuando la unidad no está activada, mientras conectan solo la salida activada del socket al generador cuando la unidad es activada.

Debido a la alta potencia eléctrica que puede ser alcanzada, dos relevadores de contacto son activados en serie.

Los dos relevadores son activados desde la CPU por medio de la tarjeta de memoria (flip-flops D) IC8 y el transistor T3, T4.

5.10. Tarjeta de display

Los siguientes circuitos se encuentran en el PCB:

- Displays de 7 segmentos y su activación.
- Tablero y matriz de LEDs.

- Bus de la tarjeta de operación y tablero de tratamiento.
- Memoria y driver para los renglones y columnas de la matriz del display.
- Jumpers para la activación de software especial.

Display de 7 segmentos y su activación

Todos los parámetros en el ICC son valores numéricos y son mostrados en la tarjeta de display con displays de 7 segmentos.

El dato a ser desplegado viene desde del bus del sistema de la tarjeta de operación B1BUS por medio de la memoria (8 flip-flops D) IC5 e IC7 al driver de segmentos IC6. Este resultado en el bus para la activación de segmentos es identificado como S1BUS.

El bus de segmentos S1BUS controla las resistencias en serie necesarias para la limitación de la corriente en los LEDs de los segmentos A a F y el punto decimal DP para los displays LED1 y LED2.

Las columnas son seleccionadas por la memoria IC5 por medio del driver de los transistores de columna, los cuales son representados en el diagrama del circuito cada uno directamente por medio de un display de 7 segmentos.

De esta manera, cada segmento individual dentro de la matriz es direccionable por medio de la selección de columna y el control del segmento.

Tablero y matriz de LEDS

Todas las teclas que funcionan para ingresar parámetros de operación son designadas como membranas y son conmutados eléctricamente en forma de una matriz con renglones y columnas.

Además, todos los displays, con excepción de los displays numéricos, están designados en forma de display de LEDs o campos de LEDs los cuales son eléctricamente conmutados como si fueran una matriz.

Bus de la tarjeta de operación y tablero de tratamiento

Para controlar la operación y tarjeta de display, un bus independiente en el sistema es requerido que es derivado del bus de direcciones (A0 a A7). Para realizar esto, las direcciones A0 a A7 son invertidas con el arreglo de transistores IC12 y a través del transistor T21 formando el bus de la tarjeta de operación B1BUS, el cual ahora direcciona la memoria de la tarjeta de display en conjunto con la correspondiente señal independiente de chipselect del inversor IC8 y los dispositivos requeridos.

Los renglones del tablero son multiplexados por medio de la memoria IC1; esto produce los pulsos de activación de los renglones TZ1 a TZ4 (renglones del tablero).

Si una tecla en específico es activada, esta envía su respuesta durante su tiempo de activación por medio del pulso de activación de los renglones como una señal de salida vía una línea de las columnas del tablero TS2 a TS3 hacia el codificador del

tablero IC11, el cual forma un número binario de 4 bits y lleva su salida hacia el CPU para su evaluación.

Memoria y driver para los renglones y columnas de la matriz del display

La matriz de LEDs es activada por el ya descrito bus interno del sistema B1BUS de la tarjeta de display.

Los 8 flip-flops D IC2, IC3 e IC12 son usados como memorias para las columnas (IC2) y renglones (IC3).

Las columnas de la matriz LS1 a LS6 son activadas por medio del driver de transistores T2, T20, T11, T10, T4 y T9 conmutados como emisores en un método de multiplexaje y cada uno se conmuta por un pequeño tiempo a +5 volts.

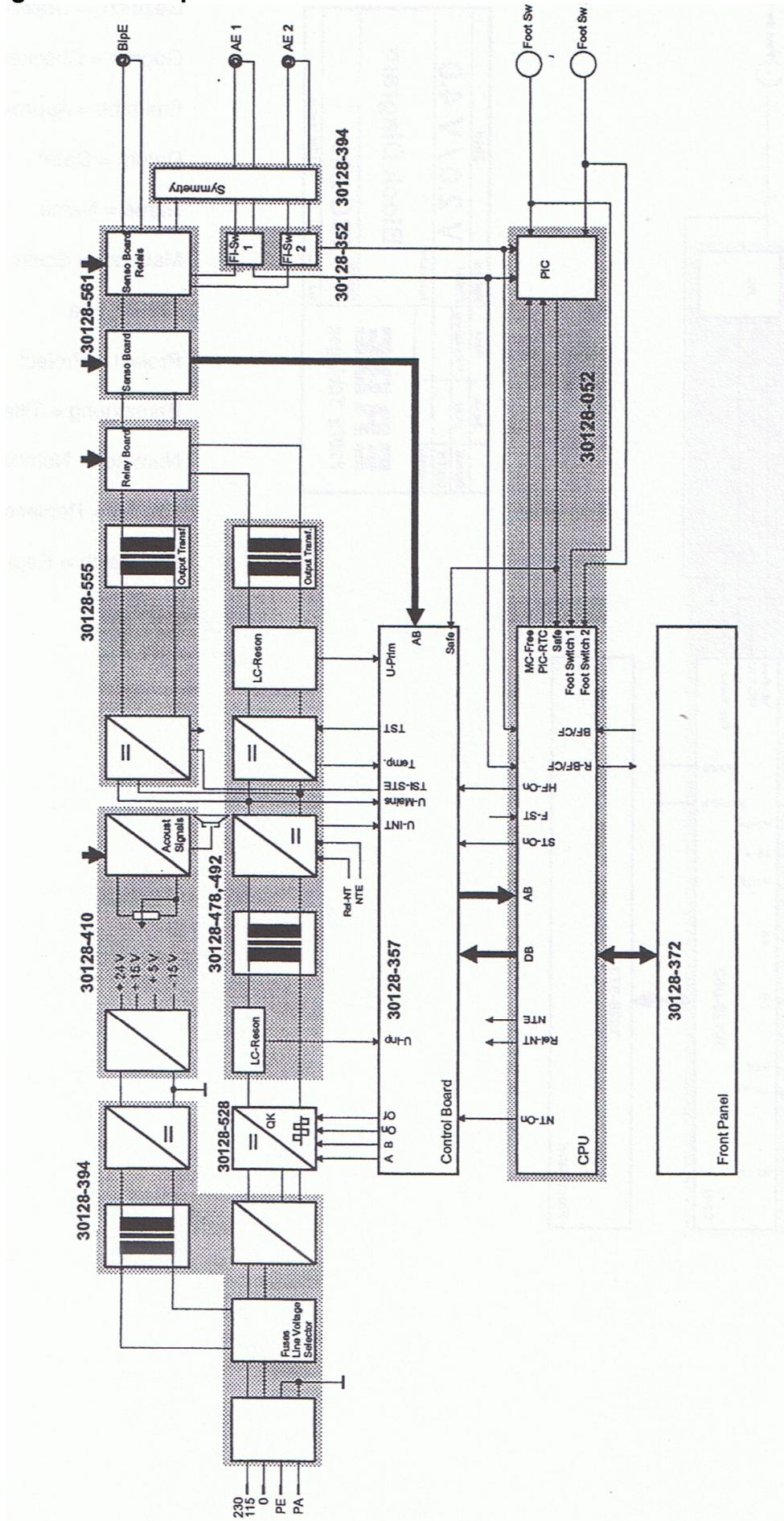
La corriente es entonces llevada por medio del LED apropiado y dirigido por medio de las resistencias limitantes de corriente necesarias así como en arreglo de transistores IC4 al chasis.

Los LEDs azules D36 y D37 para el despliegue de canales de coagulación son la excepción, sus ánodos están permanentemente en +5 Volts por medio de las resistencias limitantes de corriente y son encendidos por medio del arreglo de transistores IC13.

Jumpers para la activación de software especial

Los jumpers J3 a J10 están designados a especialidades de software disponibles para pruebas y para habilitar características especiales en determinados países. La correspondencia de los jumpers ya está hecha desde la producción de la unidad y no se deben de cambiar de forma arbitraria.

5.11. Diagrama de bloques



5.12. Diagramas de circuitos

5.12.1. Tarjeta madre (30128-394) Diagrama 1 de 5

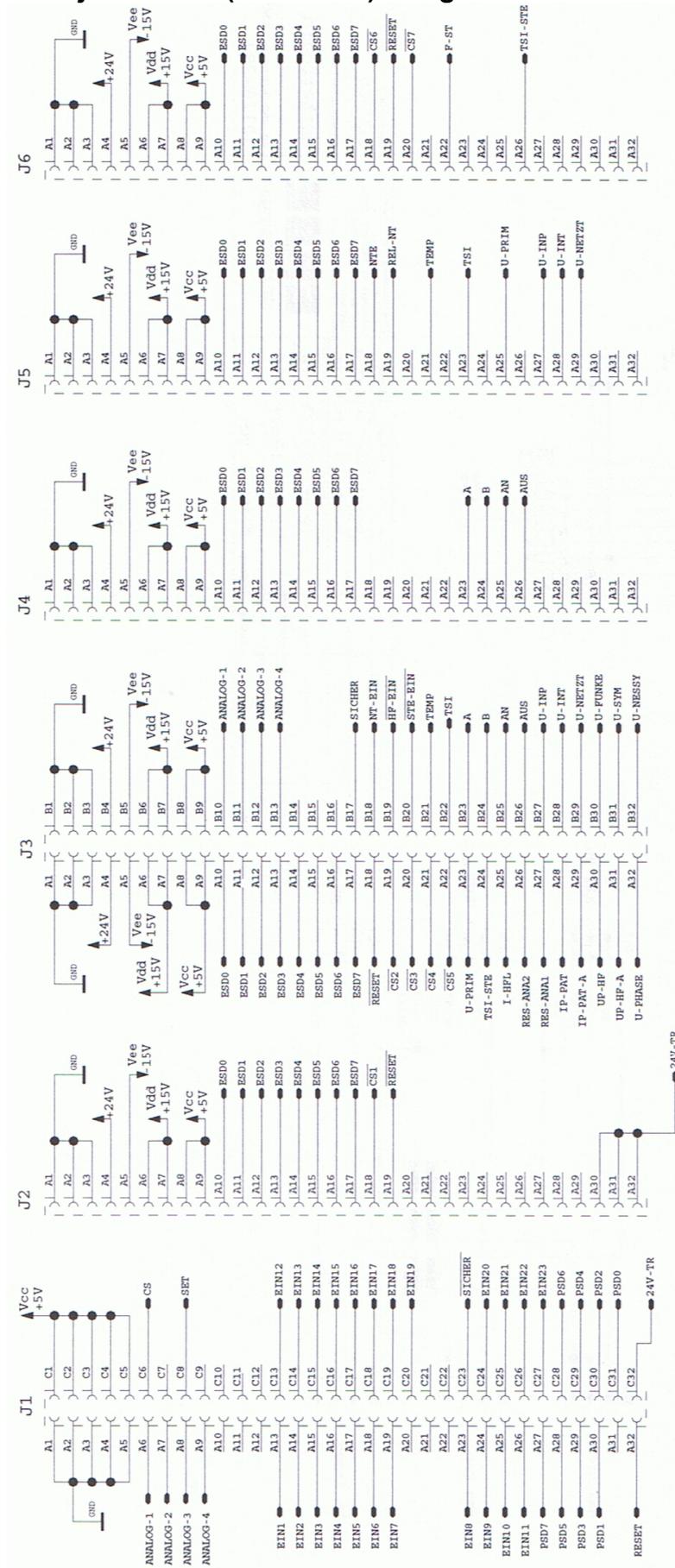


Diagrama 2 de 5

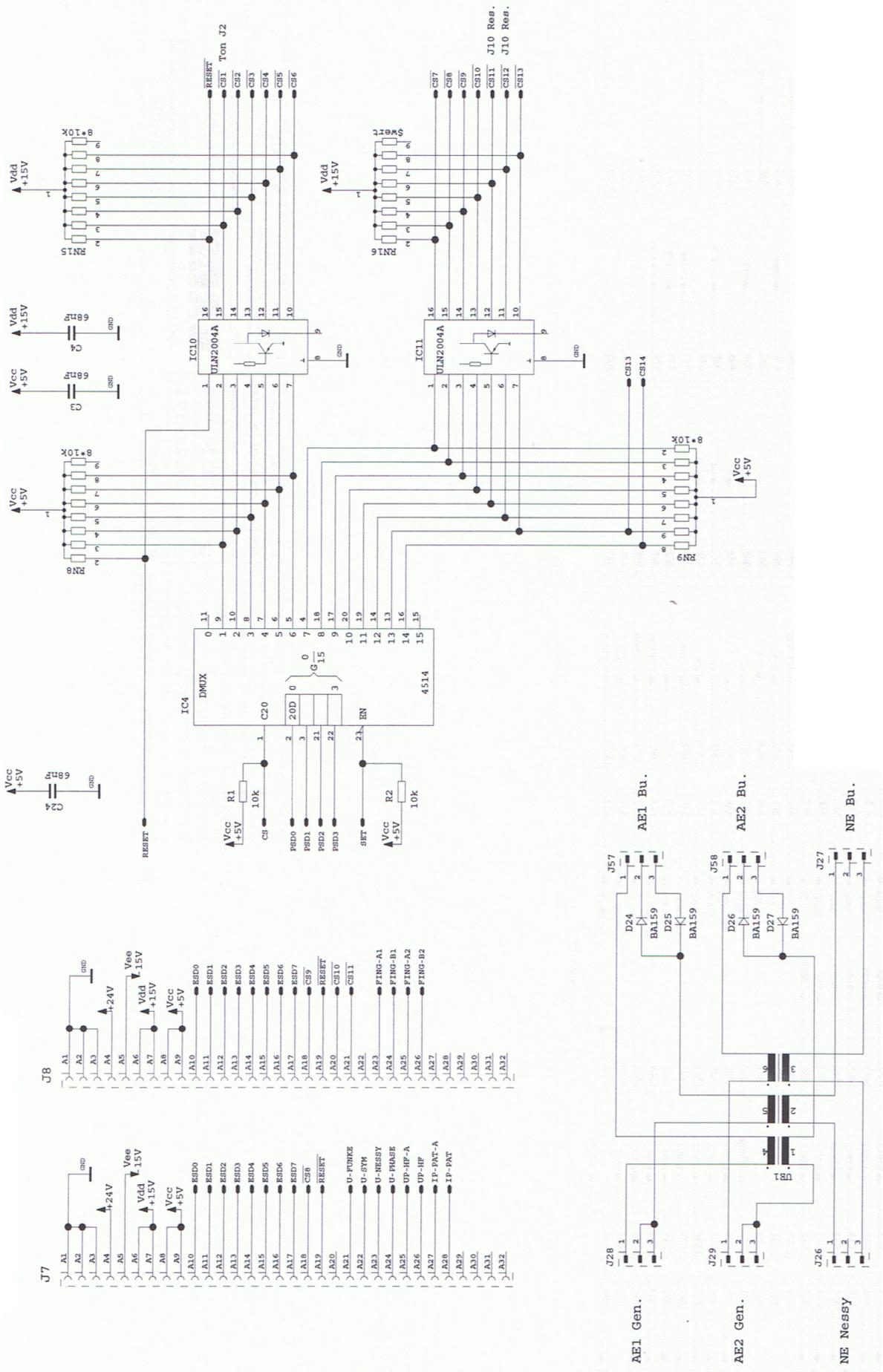


Diagrama 3 de 5

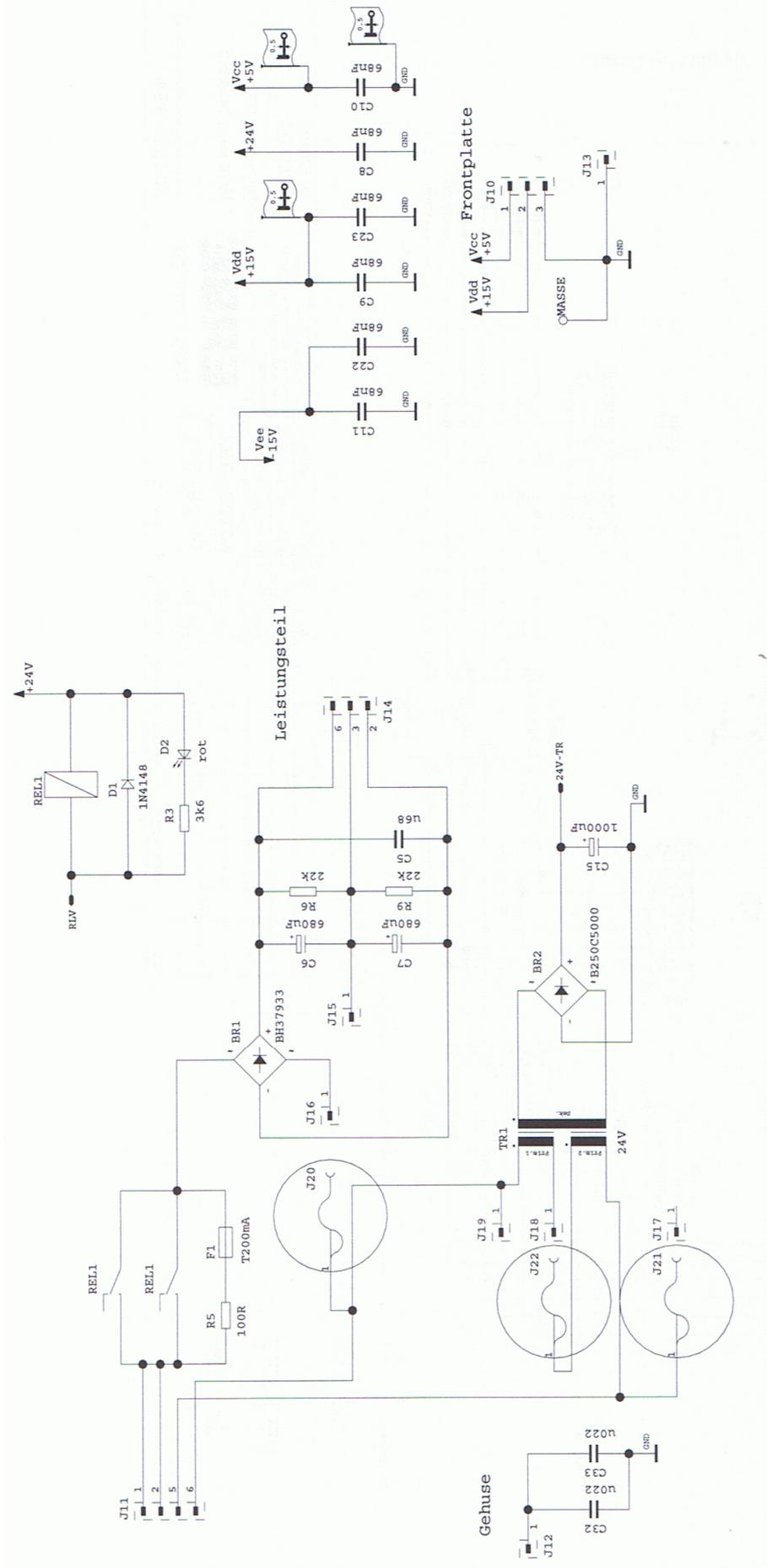
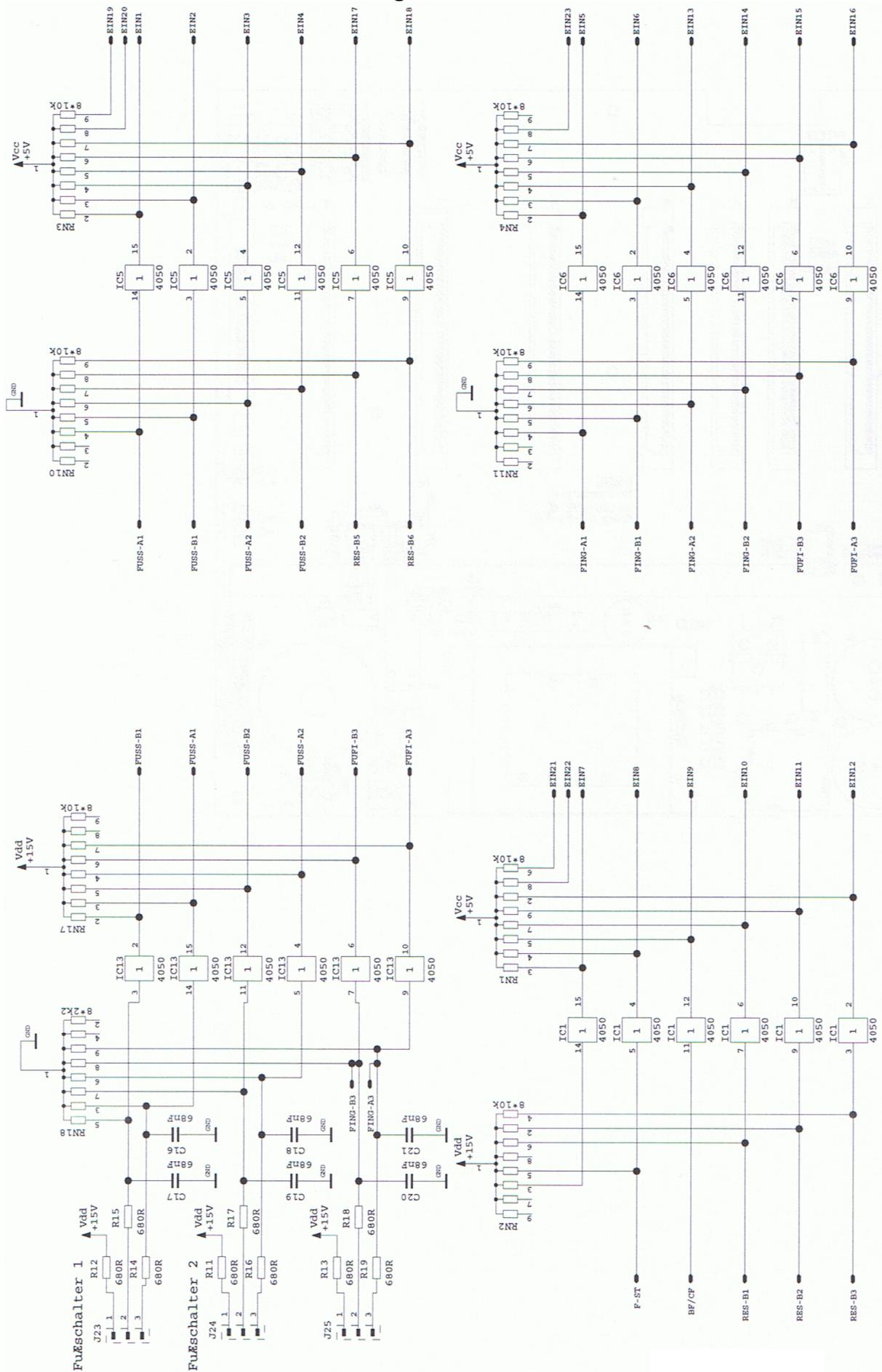


Diagrama 5 de 5



5.12.2. CPU PCB (30128-052)

Diagrama 1 de 3

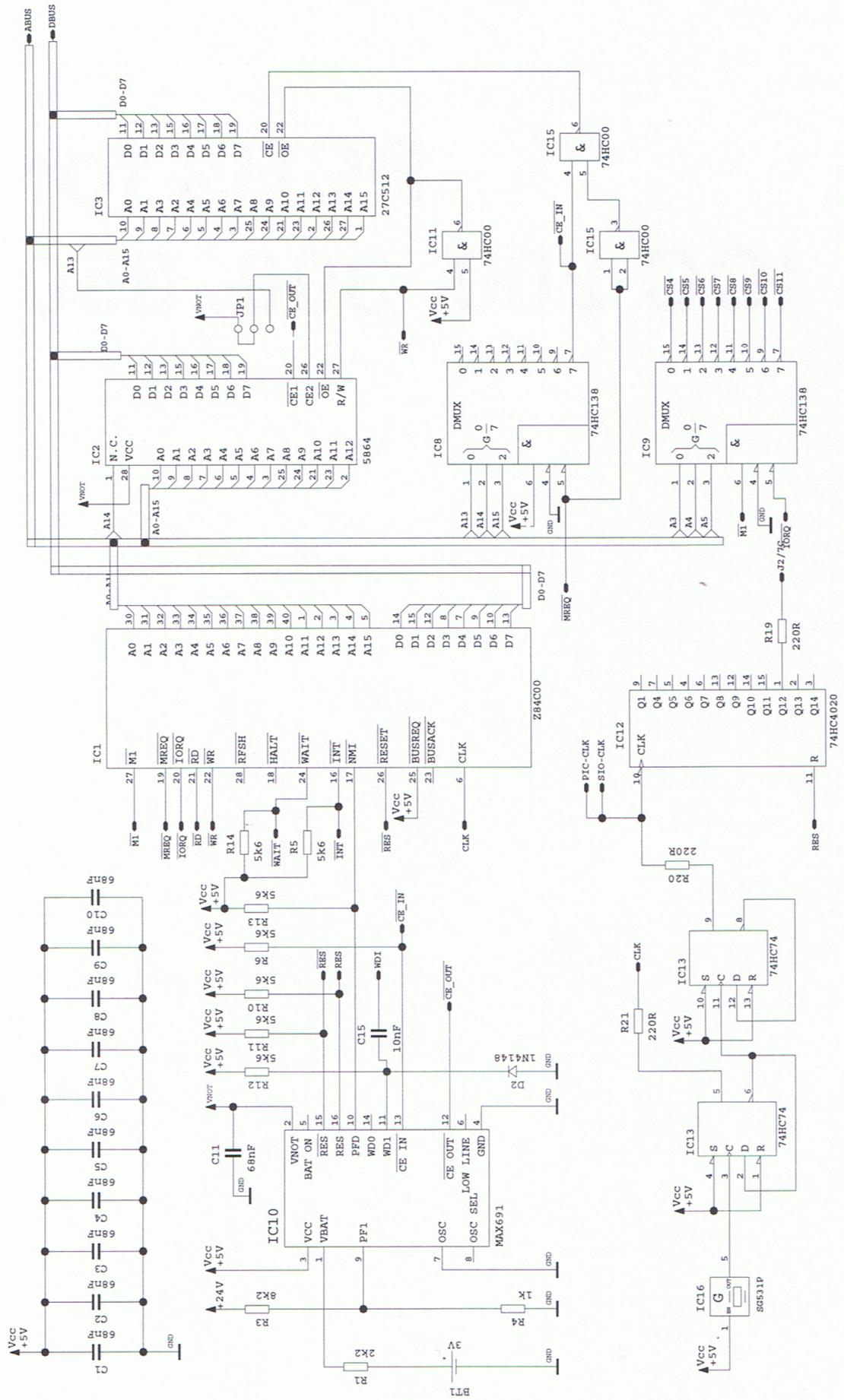


Diagrama 2 de 3

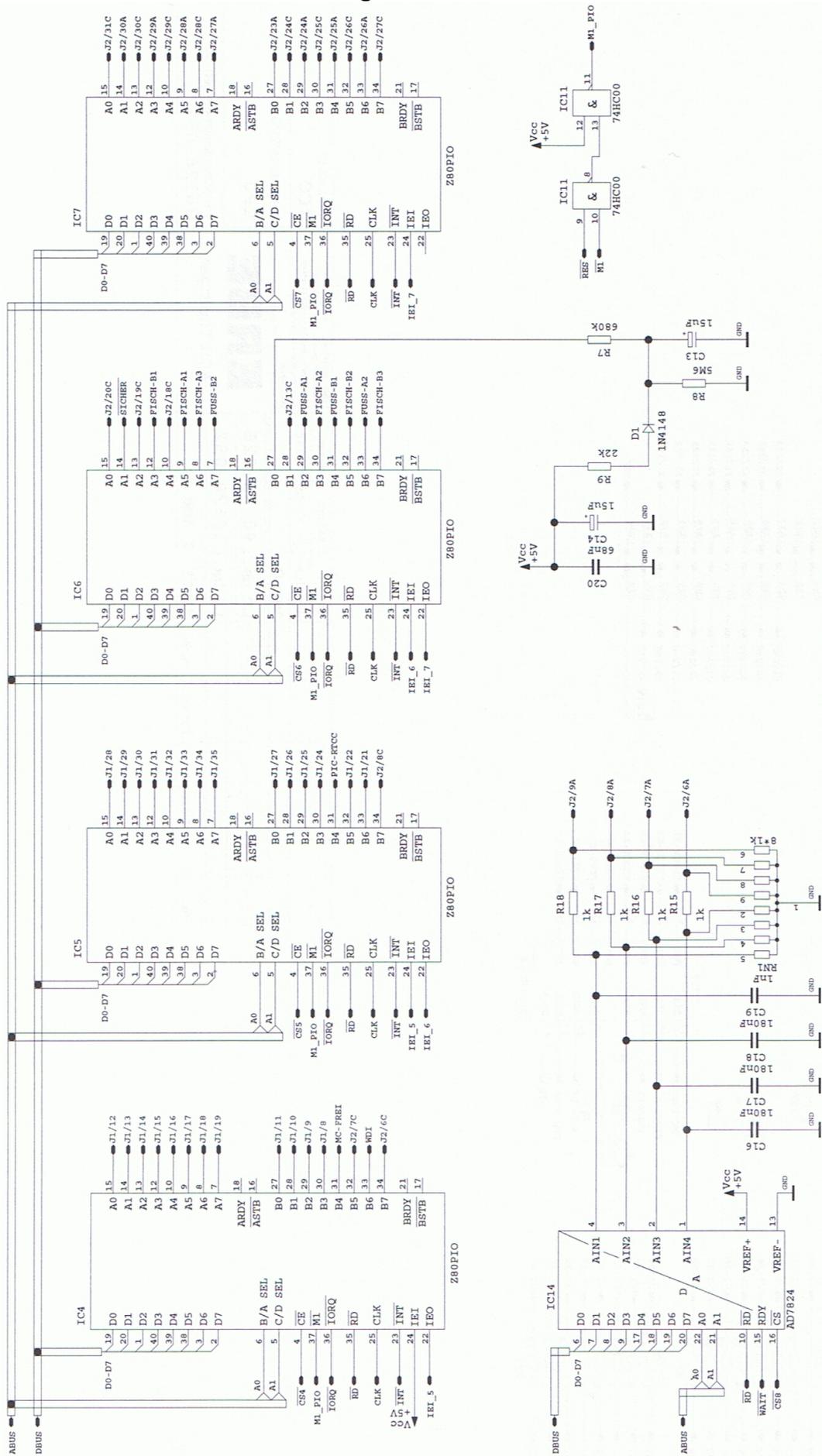
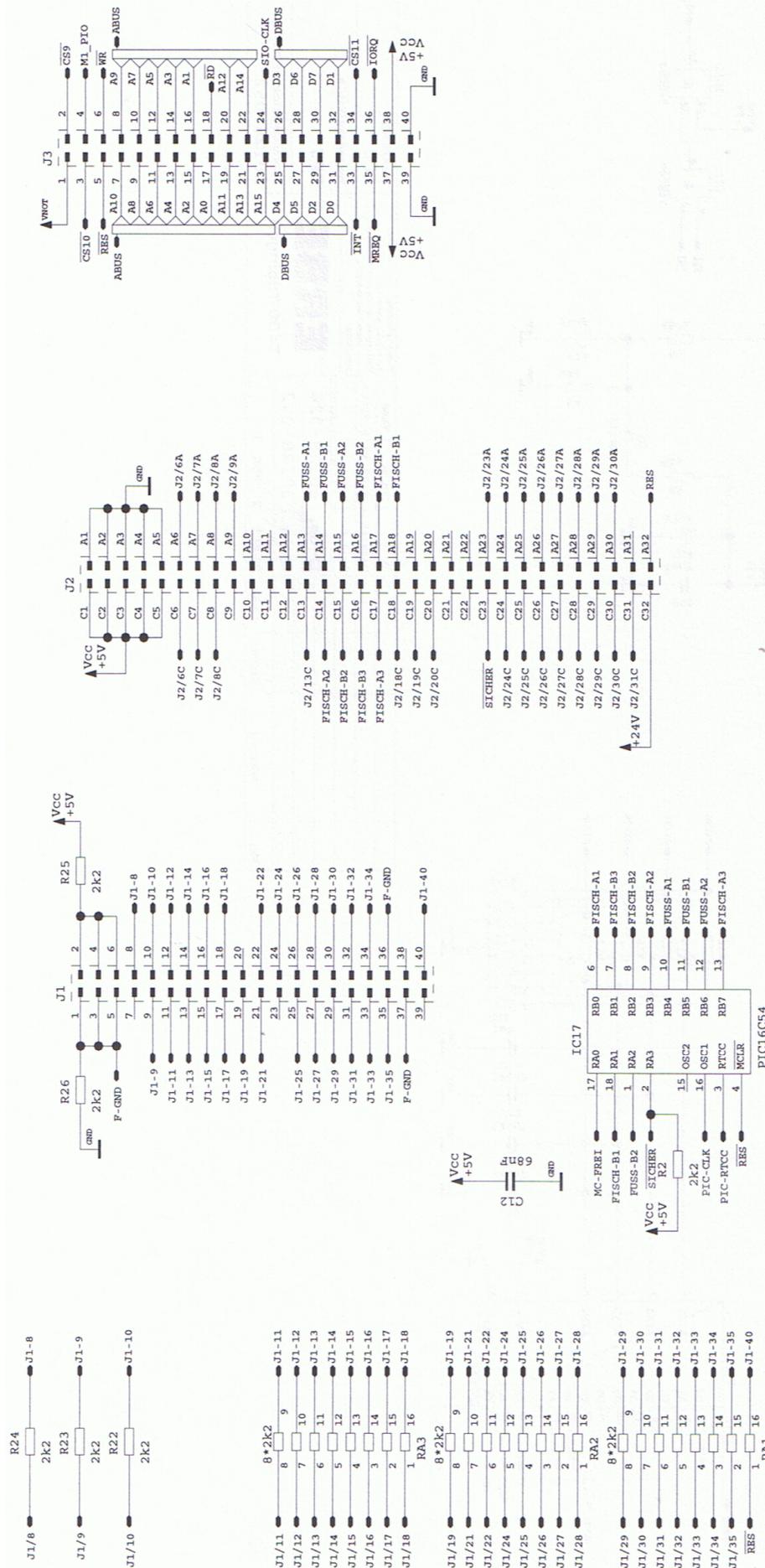


Diagrama 3 de 3



5.12.3. Suministro de bajo voltaje (30128-410) Diagrama 1 de 3

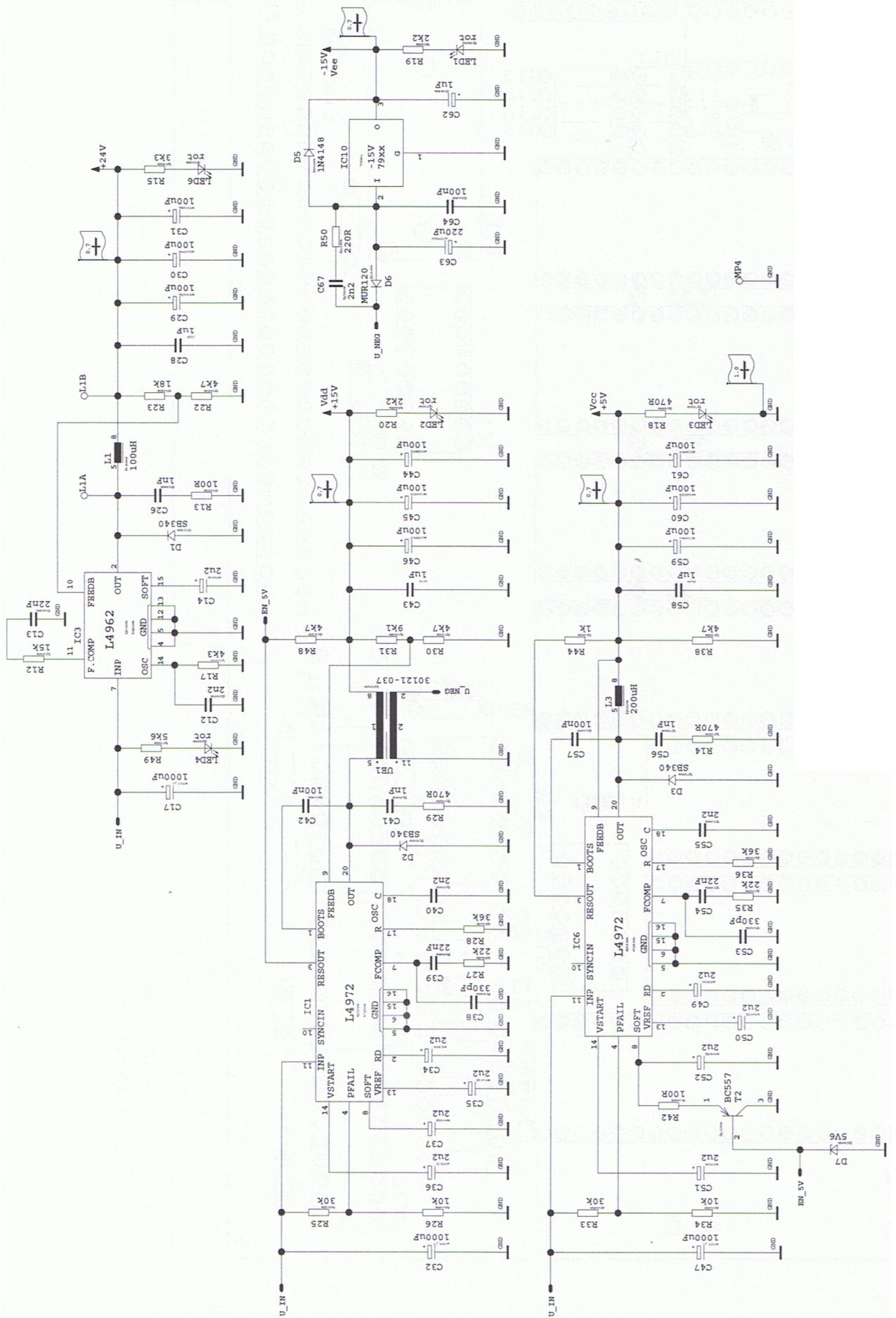


Diagrama 2 de 3

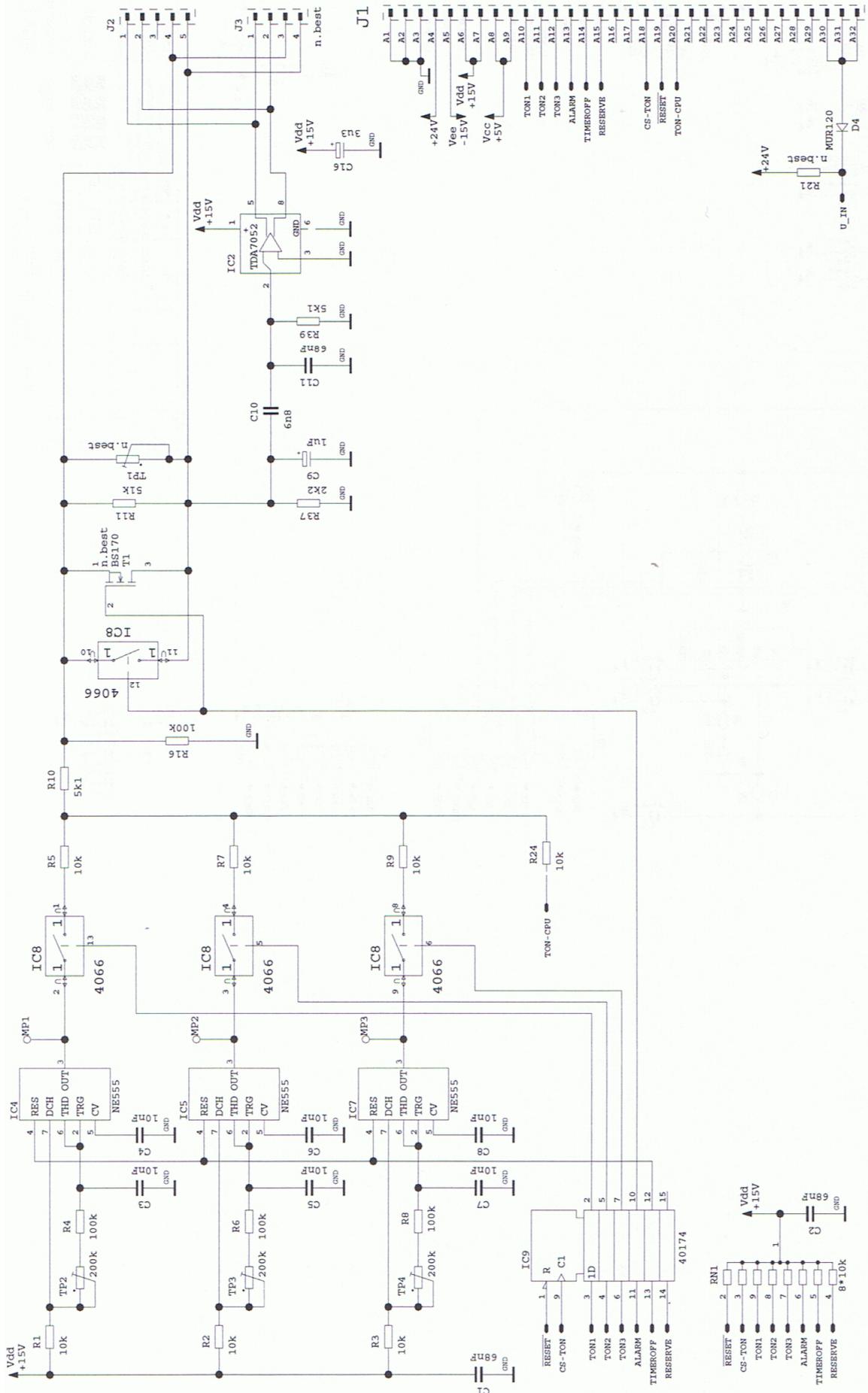
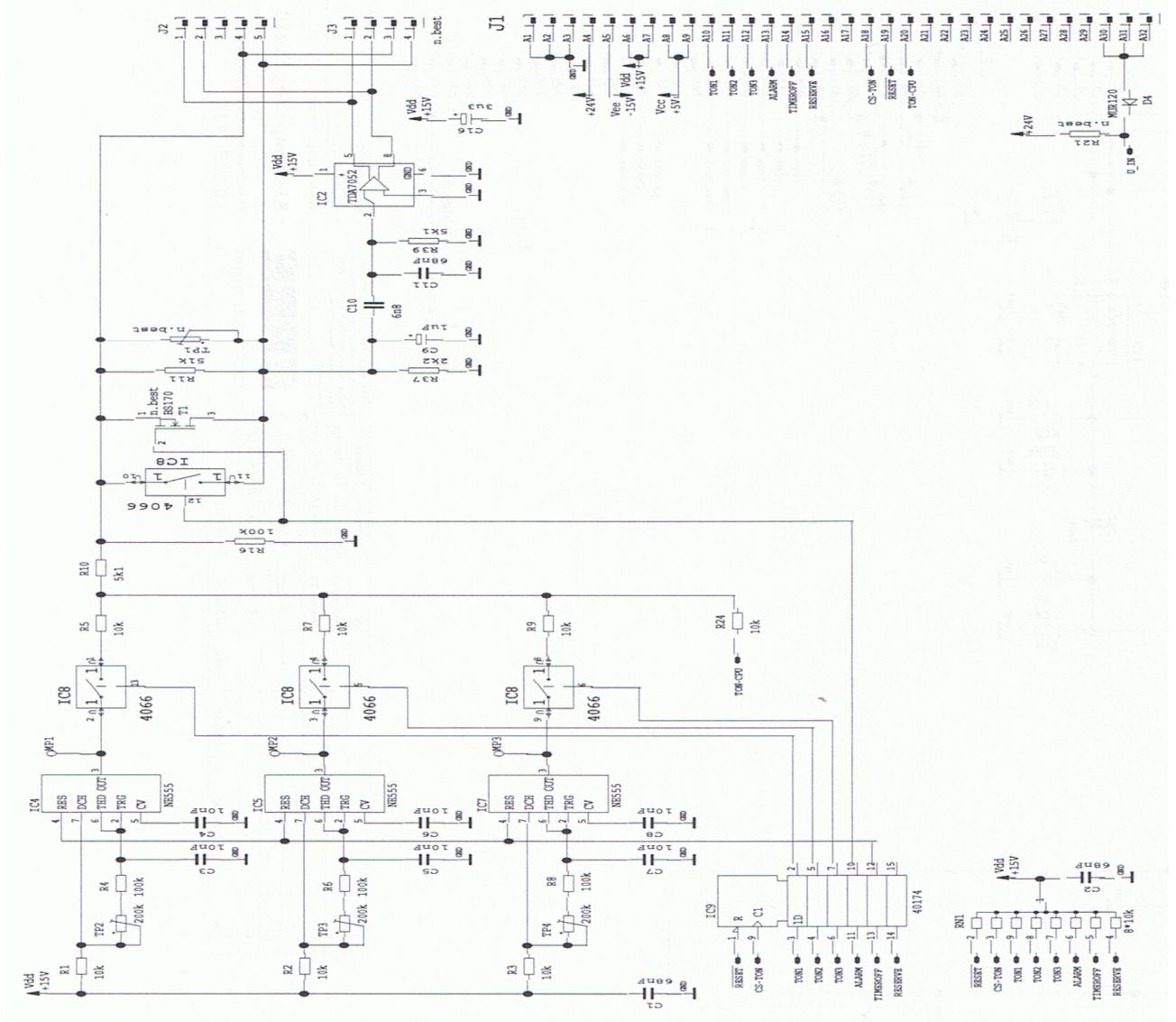


Diagrama 3 de 3



5.12.4. Tarjeta de control (30128-357)

Diagrama 1 de 3

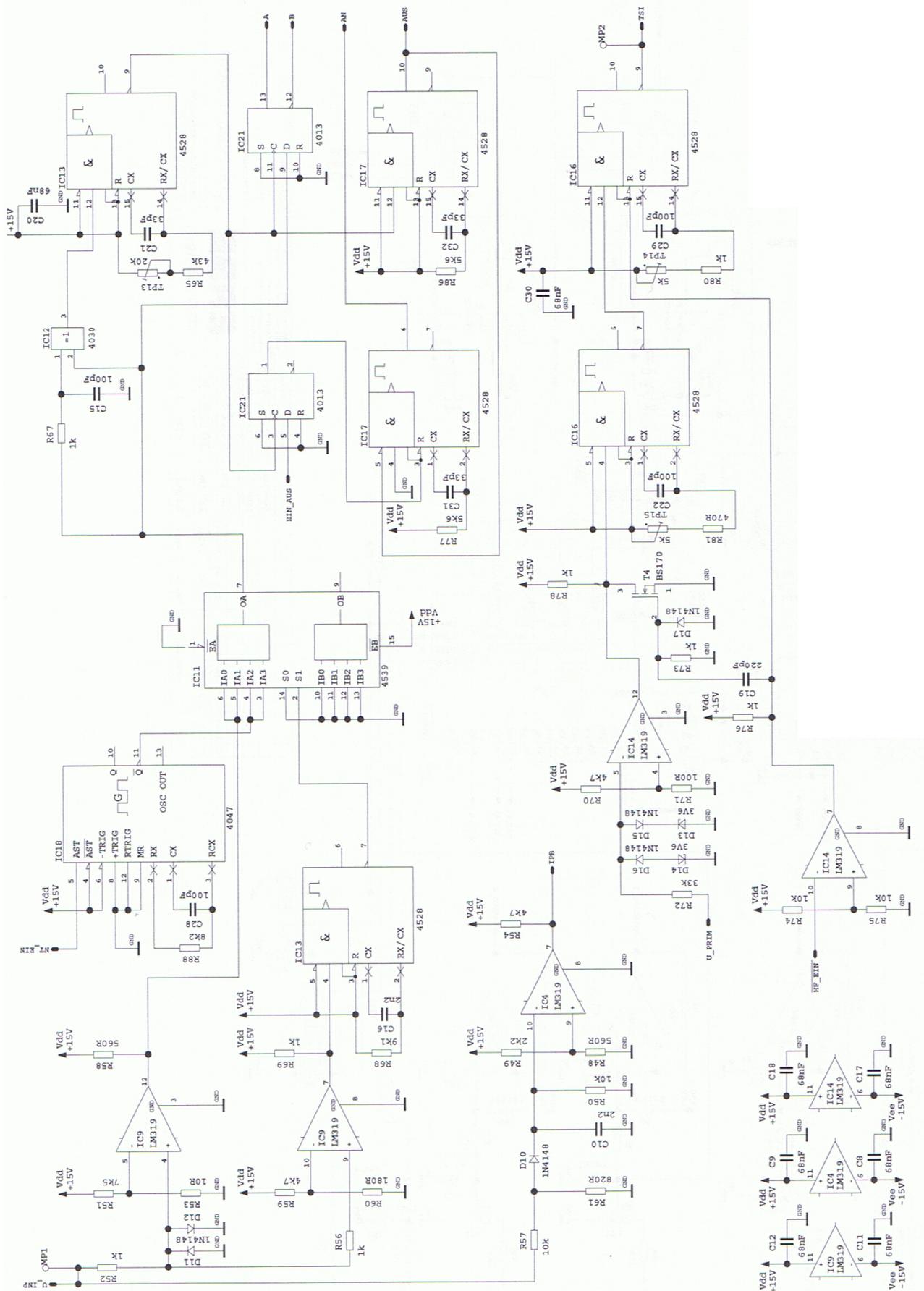


Diagrama 2 de 3

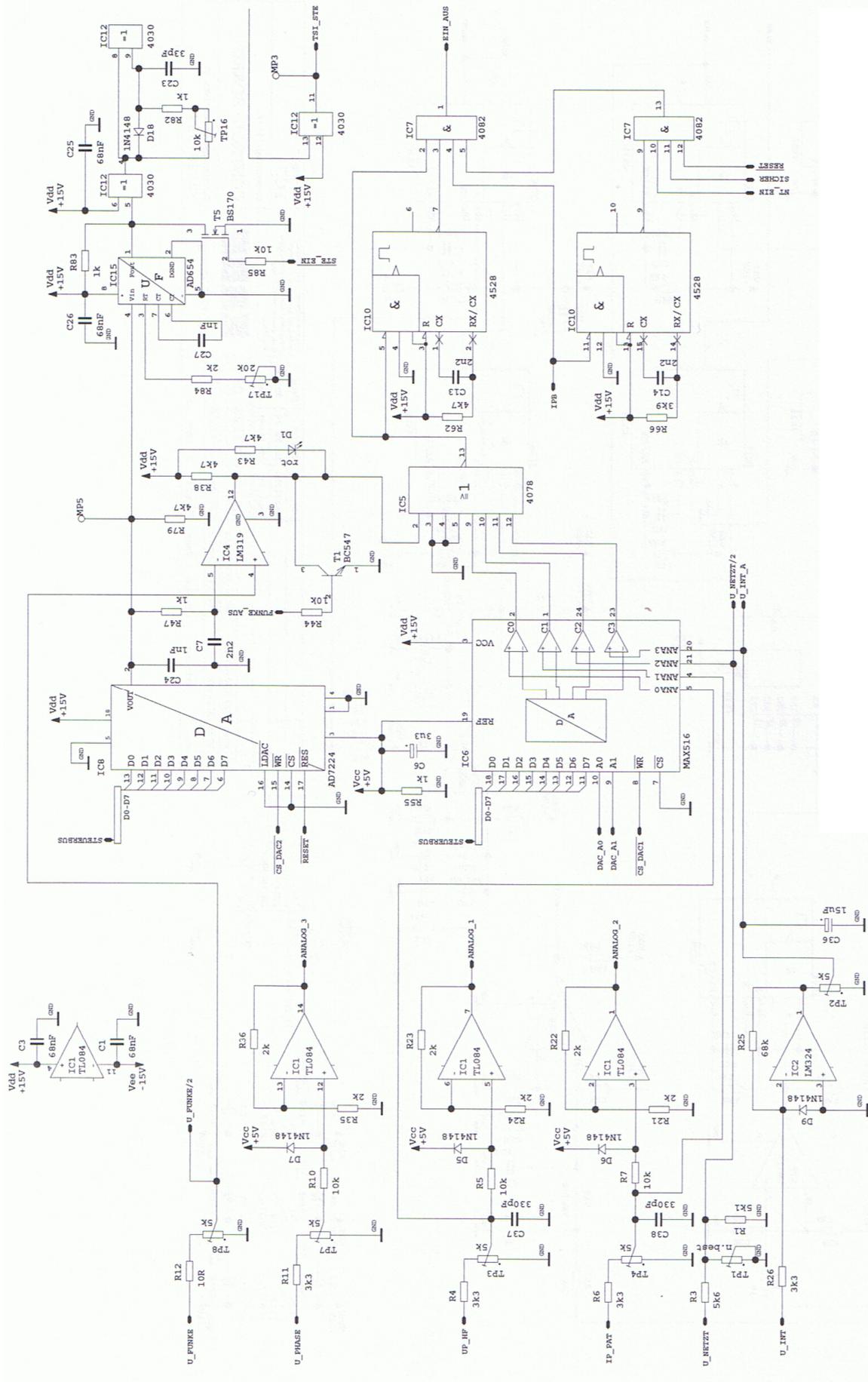
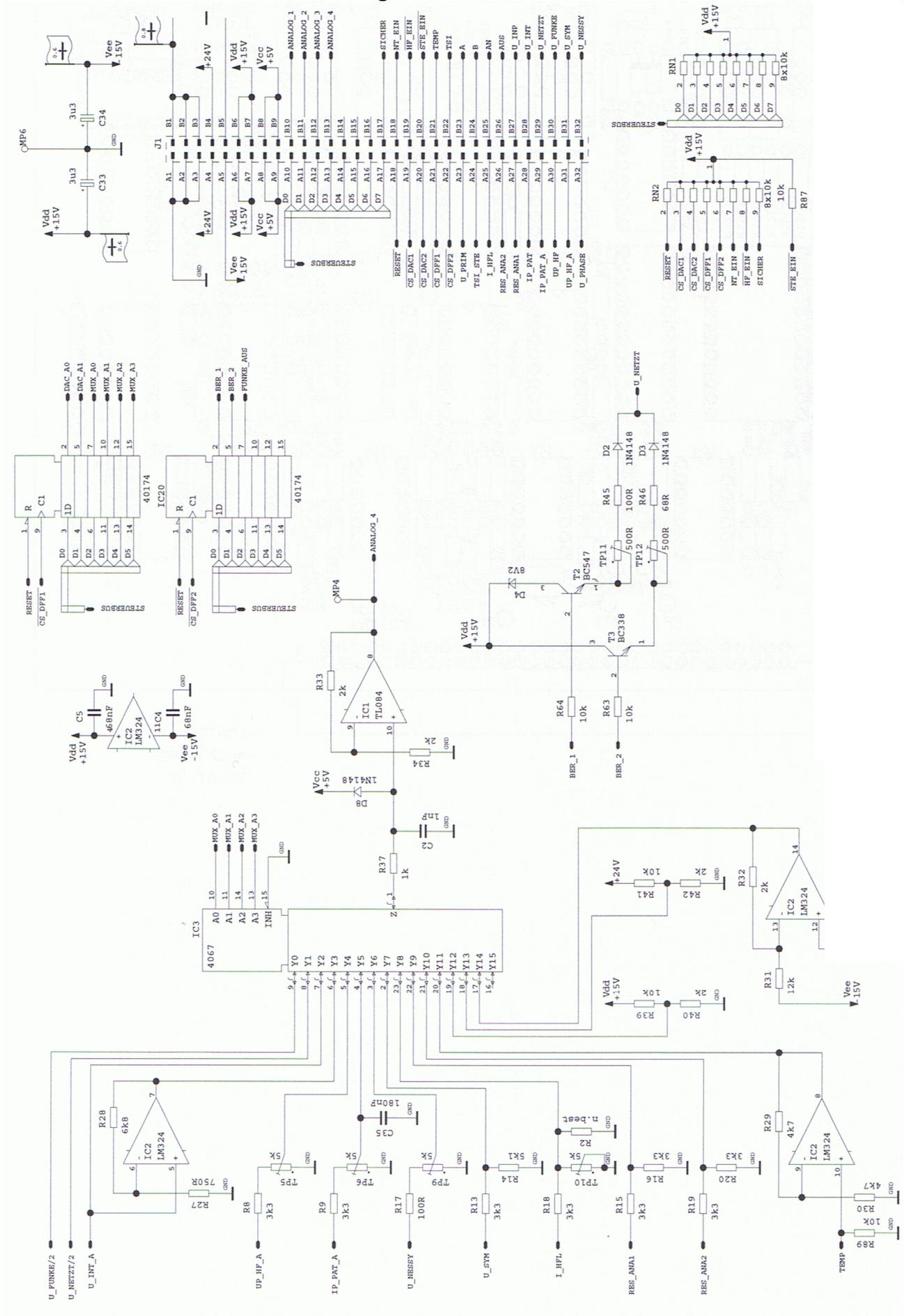


Diagrama 3 de 3



5.12.5. Etapa de potencia QC (30128-528)

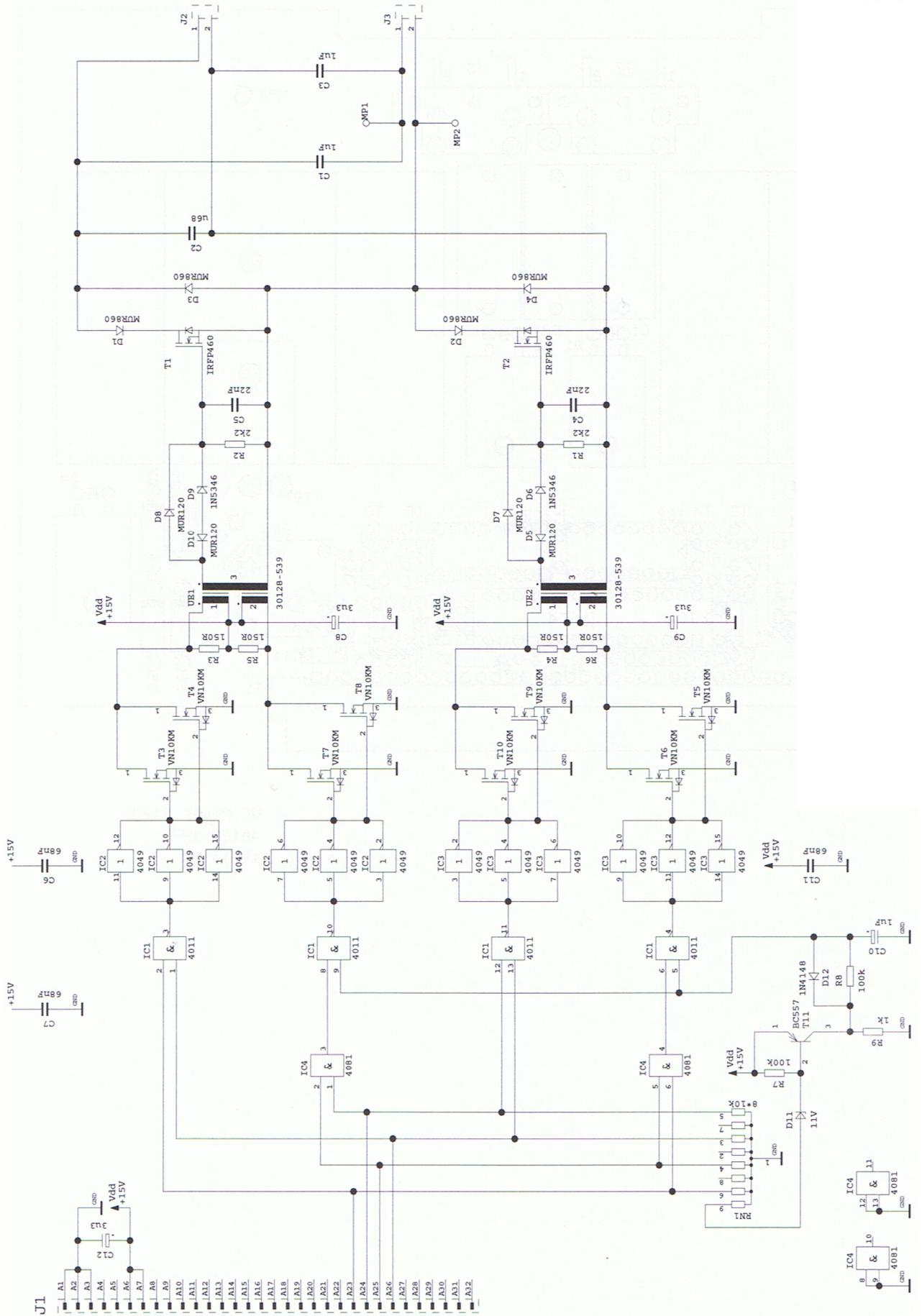


Diagrama 2 de 3

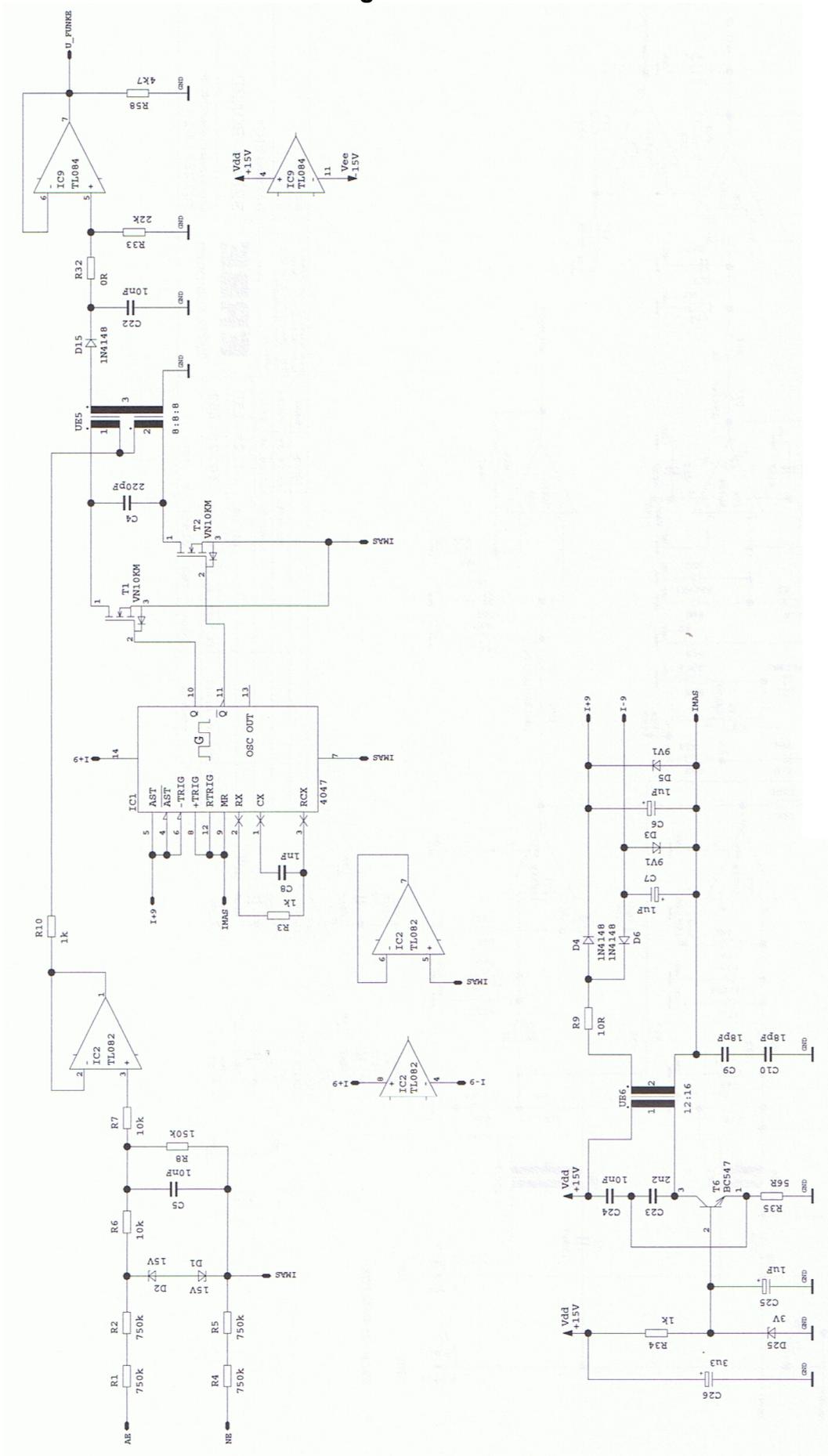
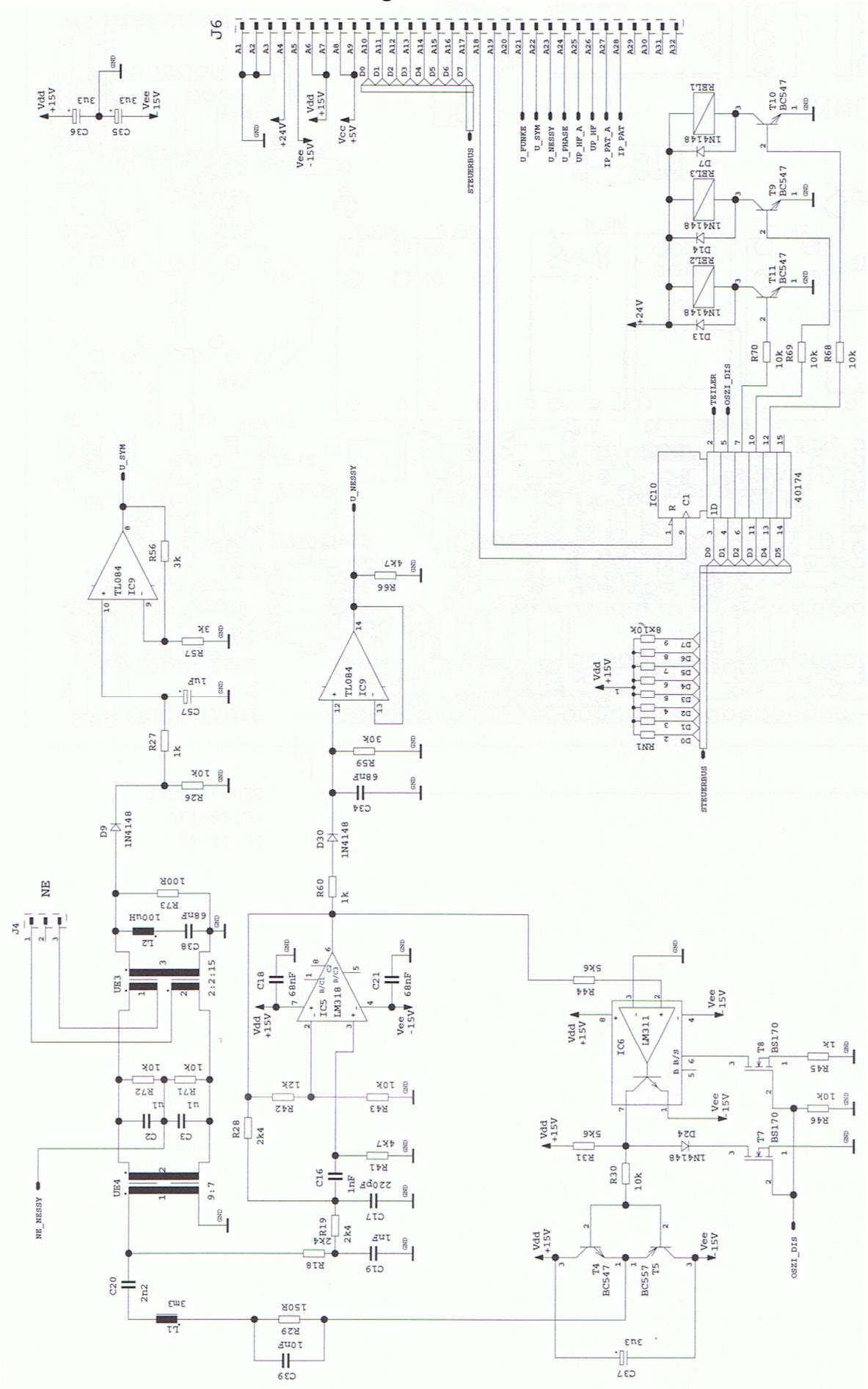
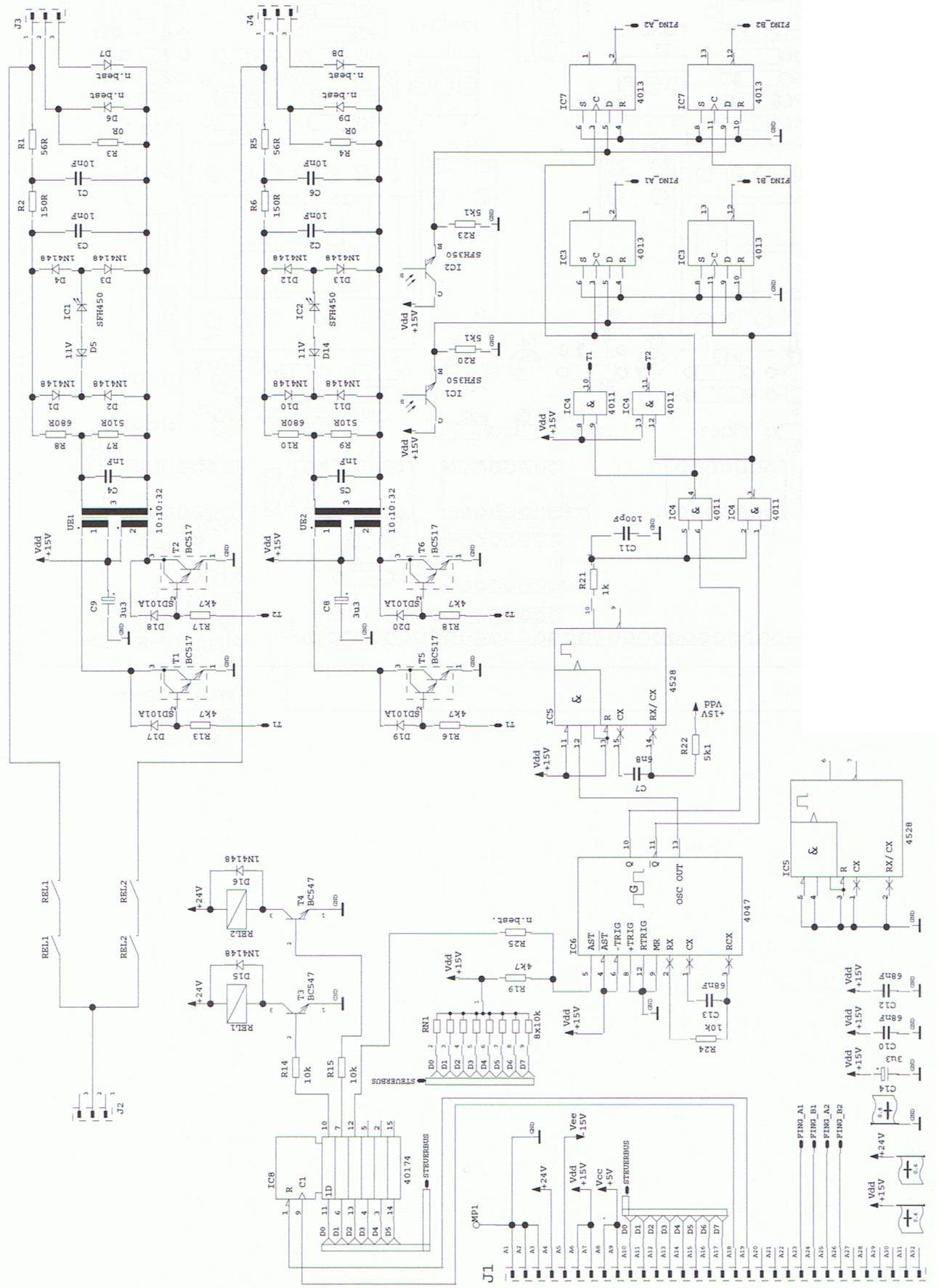


Diagrama 3 de 3



5.12.9. Tarjeta de relevadores (30128-352)



6. DESCRIPCIÓN DEL APARATO QUIRURGICO

6.1. Descripción general

Corte con regulación automática de la tensión de AF (AUTO CUT).

El ERBOTOM ICC (Corte y Coagulación Inteligente) está equipado con dispositivos automáticos de control y regulación que controlan y regulan los parámetros relevantes para la calidad del corte, hasta el punto de garantizar la reproducibilidad y constancia de la calidad de corte elegida.

Limitación de potencia regulable en el modo de corte

Los aparatos ERBOTOM ICC están equipados en el modo de corte con una regulación automática de la tensión de AF, así como de la intensidad del arco voltaico, por lo que no es necesario ajustar la potencia en relación con la calidad de corte. La función primordial de la limitación de potencia regulable es la de proteger al paciente contra daños térmicos no intencionados de tejido, así como a instrumentos de corte finos, como por ejemplo, electrodos de aguja finos, contra la destrucción como consecuencia de corrientes de AF demasiado elevadas, si en estado activo contactan con otros instrumentos metálicos. Este riesgo existe, por ejemplo, en las operaciones laparoscópicas. No confundir la limitación de potencia regulable con el ajuste de potencia en los aparatos quirúrgicos convencionales de alta frecuencia en los que la calidad de corte depende directamente del ajuste de la potencia.

PPS (Power Peak System)

La fase de inicio del corte puede constituir un problema especial durante el inicio de un corte a un tejido biológico, especialmente si el electrodo de corte se presiona firmemente contra el tejido a cortar antes de activar el generador de AF, con lo que el electrodo de corte mantiene un contacto superficial relativamente grande con el tejido y, en consecuencia, de baja impedancia. Este es el caso habitual, por ejemplo, en la RTU (Resección Trans Uretral) y en la polipectomía endoscópica. En esos casos ha de suministrar el generador de AF una potencia superior a la normal a fin de pueda iniciarse el corte de forma instantánea. En caso contrario, la necrosis por coagulación en el lugar de inicio del corte podría ser demasiado grande. El ICC está equipado con una regulación automática de la potencia que reconoce cargas de baja impedancia y regula al generador de AF de forma que éste suministre brevemente, incluso con cargas de baja impedancia, una potencia suficiente para garantizar tanto la tensión de AF como la intensidad de los arcos voltaicos, en función de la calidad de corte elegida. Gracias a este dispositivo puede mantenerse la potencia media en valores relativamente bajos, lo cual equivale a una mejora de la protección contra daños térmicos no intencionados de tejido.

ENDO CUT

Otro problema especial durante operaciones endoscópicas, se da en la polipectomía y papilotomía, lo constituye el hecho de tener que conducir los electrodos de corte, por ejemplo, bucles para la polipectomía y papilotomía, a través de los estrechos canales

de trabajo de endoscopios flexibles con la ayuda de alambres transmisores, con lo cual el operador pierde el control directo sobre el proceso de corte. Una dirección controlada del corte es, sin embargo, precisamente en la polipectomía y la papilotomía, algo absolutamente necesario para evitar complicaciones. Un corte demasiado rápido puede provocar hemorragias como consecuencia de una coagulación insuficiente en los bordes del corte. Un corte excesivamente lento puede ocasionar un daño térmico, por ejemplo, en la pared del intestino.

En los aparatos equipados con un control especial del corte (ENDO CUT), la ejecución del corte se fracciona de tal forma que los breves intervalos de corte accionados automáticamente por arco voltaico, se alternan con intervalos de pausa definidos. Esto evita que pueda seccionarse, por ejemplo, con un bucle de polipectomía, un pólipo a una velocidad arbitraria. La velocidad del corte y el grado de coagulación de los bordes del corte son más homogéneos. ENDO CUT es asistido además por el PPS.

La activación se efectúa mediante interruptor de pedal.

Coagulación Soft (Suave)

En la coagulación suave se limita el voltaje máximo entre electrodo activo y tejido a valores menores de 200 Vp. Con un voltaje tan bajo, entre electrodo activo y tejido, no puede resultar un arco voltaico, lo que excluye un corte indeseado y una carbonización indeseada.

Otra ventaja de la coagulación suave es la disminución del ensuciamiento del electrodo activo. Hay menos necesidad de limpiar el electrodo durante la intervención. A pesar de que el proceso de coagulación propiamente dicho dura más tiempo, en el caso de la coagulación suave el cirujano ahorra tiempo y prolonga la vida útil del electrodo. La regulación del voltaje compensa automáticamente distintos volúmenes de tejido al adaptar en cada caso la intensidad de la corriente de alta frecuencia. De esta manera es posible lograr coagulaciones que son reproducibles a pesar de que los electrodos y las superficies de contacto son variados (Fig. 6.1).

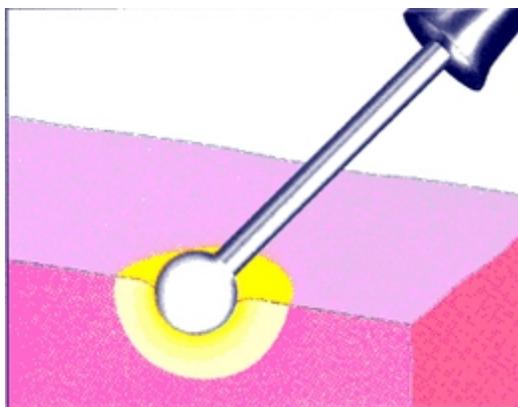


Figura 6.1 Coagulación Soft

La coagulación suave es apropiada para todas las intervenciones en las cuales el electrodo activo entra directamente en contacto con el tejido a coagular. La coagulación suave se utiliza exitosamente por ejemplo en la neurocirugía, la ginecología y otorrinolaringología, en especial cuando la intervención es de mínima invasión.

Ventajas de la Coagulación Suave:

- No hay carbonización indeseada
- No hay efecto indeseado del corte
- El electrodo se congutina menos.
- Las cualidades de la coagulación son reproducibles.

Coagulación forzada

En este modo de coagulación se trabaja con altos voltajes iniciales de hasta 2.65 KVp. Por este motivo, en la coagulación forzada puede formarse arcos voltaicos entre el electrodo activo y el tejido, lográndose en poco tiempo, coagulaciones más profundas hasta con electrodos activos relativamente pequeños (Fig. 6.2).

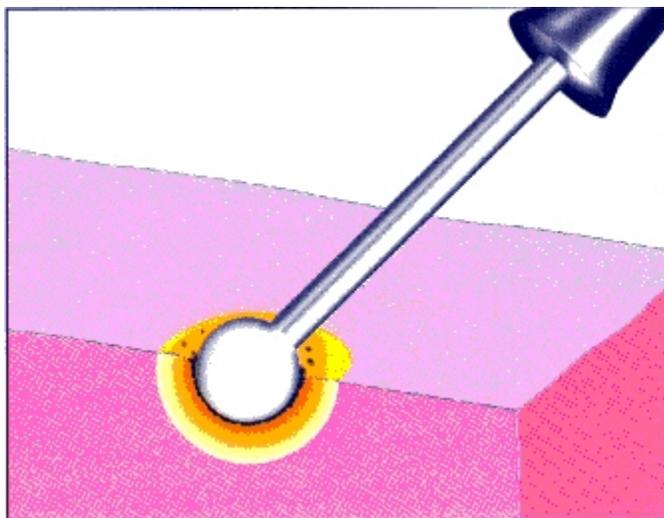


Figura 6.2 Coagulación forzada

Este modo de coagulación cumple los requerimientos a una coagulación estándar y permite al cirujano trabajar rápida y eficazmente a un que con el riesgo de que se carbonice el tejido.

La coagulación forzada se utiliza por ejemplo en las formas de coagulación de apriete, en la resección transuretral y en intervenciones ginecológicas.

La coagulación spray (Fulguración)

En la coagulación spray se utilizan voltajes iniciales muy altos aproximadamente de 4 KVp. Estos voltajes elevados resultan en arcos voltaicos muy extendidos en el espacio,

de modo que, utilizando la coagulación por spray se puede coagular sin contacto los tejidos (“No Contact Coagulation”).

Siempre que sea necesario realizar una coagulación superficial, cortar o detener hemorragias difusas, puede aplicarse la coagulación spray eficazmente por ejemplo en la coagulación del esternón o en la de tejidos parenquimatosos (Fig. 6.3).



Figura 6.3 Coagulación spray

Si hay necesidades de coagulaciones bajo agua, por ejemplo en el marco de una resección transuretral, también la coagulación por spray se aplica efectivamente.

La coagulación bipolar

En este modo de coagulación, de forma similar al modo de coagulación Soft, la regulación automática mantiene la potencia a un nivel constante. Con lo que la densidad de corriente, y con ello el efecto de coagulación, apenas depende de la superficie de contacto efectiva entre el electrodo de coagulación y el tejido, siempre y cuando esta no sea demasiado grande en relación a la limitación de potencia ajustada en cada caso.

La limitación regulable de la potencia sirve para evitar que se destruya térmicamente los instrumentos finos de coagulación bipolar, como por ejemplo, pinzas puntiagudas de coagulación bipolar, en caso de que se produzca un corto circuito entre las dos puntas de la pinza.

La activación puede realizarse mediante interruptor de pedal o a través del Auto Star. En el modo auto Star se activa automáticamente el equipo, cuando ambos polos del instrumento de coagulación bipolar utilizado tocan al mismo tiempo tejido electro conductor. El Auto Star puede activarse en el momento justo de producirse el contacto con el tejido o con más o menos retardo.



Figura 6.4 Coagulación bipolar

6.2. Descripción de los elementos de mando

Los campos de funciones AUTO CUT, AUTO COAG Y AUTO BIPOLAR pueden ajustarse de forma independiente, si bien no puede activarse simultáneamente por razones de seguridad.

6.2.1. Interruptor de red

Mediante el interruptor de red se conecta y desconecta el aparato. El aparato ejecuta después de cada conexión una serie de controles de funcionamiento. Si en el curso de esta rutina fuese detectado un error en el aparato o en los accesorios, sonará una señal de alerta y se indicará el error detectado mediante el correspondiente número de error. Si no se detecta ningún error, el aparato se encuentra listo para funcionar.

Si el aparato ha estado desconectado menos de 15 segundos aproximadamente, en el panel frontal aparecerán tras la comprobación automática de funciones todos los ajustes del programa utilizado antes de la desconexión y el aparato puede activarse de inmediato. Esto resulta interesante cuando por ejemplo se produce una breve falta de tensión de alimentación.

Si el aparato ha estado desconectado más de 15 segundos aproximadamente, en el panel frontal aparecerá tras la comprobación automática de funciones el ajuste básico del programa utilizado antes de la desconexión. Todas las indicaciones visuales relevantes parpadearán y el aparato no podrá ser activado hasta que se presione brevemente cualquier tecla en el panel frontal para confirmar que se desea utilizar dicho programa. A continuación permanecerán iluminadas las indicaciones relevantes y el aparato podrá ser activado con los ajustes existentes. Estos ajustes pueden modificarse y adaptarse en todo momento a las necesidades puntuales. También pueden seleccionarse otros programas.

6.2.2. Campo de Funciones para CORTE

En este campo de funciones puede ajustarse todos los parámetros relevantes para el corte:

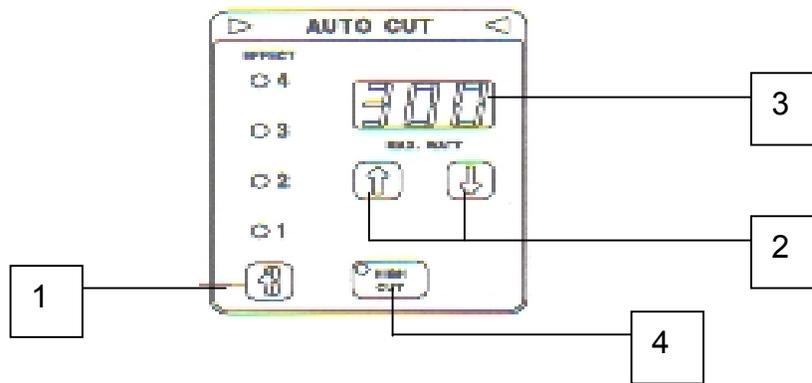


Figura 6.5 Campos de funciones para corte

1 Ajuste de EFECTO de coagulación durante el corte

Aquí puede ajustarse la calidad de corte deseada en relación al efecto de coagulación de los bordes de la incisión.

Nivel 1 equivalente a un efecto mínimo de coagulación.

Nivel 4 equivalente a un efecto máximo de coagulación.

2 Ajuste de la limitación de potencia.

La potencia de salida de AF puede regularse en intervalos de 1 watt desde 300 watts hasta 1 watt. En caso de que el visualizador 3 muestre "---", es que el modo Auto Cut está desconectado.

3 Indicaciones en watts de la limitación de potencia ajustada

Esta indicación muestra la limitación de potencia ajustada.

4 HIGH CUT conectado / desconectado

La tecla HIGH sólo funciona en el ICC 300-H. En el ICC 300-E no tiene función alguna la tecla.

Aquí puede seleccionarse el modo de corte requerido, "AUTO CUT" o "HIGH CUT". En el modo "AUTO CUT" permanece constante la tensión de AF. En el modo "HIGH CUT" permanece constante la intensidad.

El corte monopolar se activa pulsando la tecla amarilla en el mango del electrodo o el pedal amarillo del interruptor de pedal. La activación se señaliza acústica y óptimamente, a través de la iluminación continua de los pilotos triangulares ubicados en la parte superior del campo de funciones Auto CUT. Los instrumentos de corte monopolares se conectan a las tomas CUT/COAG.

6.2.3. Campo de funciones para COAGULACIÓN

En este campo de funciones pueden ajustarse todos los parámetros relevantes para la coagulación monopolar.

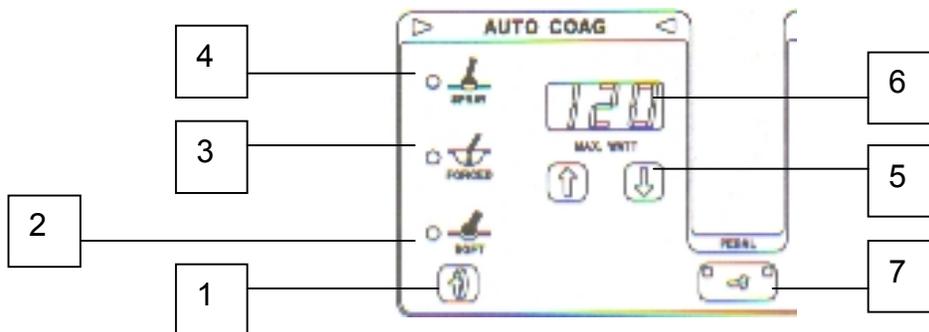


Figura 6.6 Campo de funciones para coagulación

1 Selección del modo de coagulación

2 Coagulación SOFT

3 Coagulación FORZADA

4 Coagulación SPRAY

5 Limitación de potencia

La potencia de salida puede regularse en intervalos de 1 Watt desde 120 Watts hasta 1 Watt.

6 Indicador de Watts

7 Conmutador para el pedal azul de un interruptor de dos pedales.

Si se ilumina la lámpara testigo izquierda en esta tecla, puede activarse el respectivo modo de coagulación seleccionando en el campo de funciones Auto Coag a través del pedal azul.

Activación

Los modos de activación de este campo de funciones AUTO COAG pueden activarse presionando la tecla azul de un mango porta electrodo. La activación se señala acústica y ópticamente, a través de la iluminación continua de los pilotos triangulares ubicados en la parte superior del campo de funciones AUTO COAG.

6.2.4. Campo de funciones BIPOLAR

En este campo de funciones pueden ajustarse todos los parámetros relevantes para la coagulación bipolar:

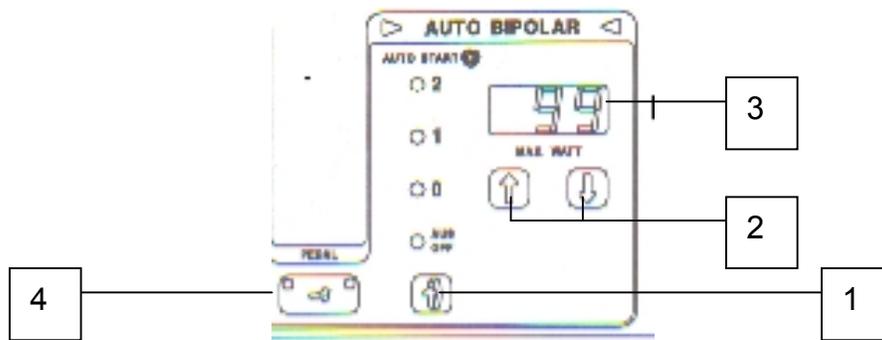


Figura 6.7 Campo de funciones para bipolar

1 selección del modo AUTO START

Existen tres modos diferentes de Auto Start para efectuar la activación:

AUTO START 2	Con retardo largo de activación
AUTO START 1	Con un retardo breve de la activación
AUTO START 0	Sin retardo de la activación
AUTO START OFF	Desconectado.

2 Limitación de la potencia

La potencia de salida puede regularse con el AUTO START desconectado en intervalos de 1 watt desde 120 Watts hasta 1 watt. La potencia máxima de salida esta limitada a 50 watts. La limitación de potencia resulta aconsejable por ejemplo para las pinzas bipolares puntiagudas, ya que de esta forma se evita el daño térmico de las puntas de las pinzas si estas se tocan directamente.

3 Indicador de Watts.

4 Activación, conmutador para el pedal azul de un interruptor de doble pedal.

6.2.5. Toma para electrodos neutros

Para el corte y/o la coagulación monopolar ha de emplearse un electrodo neutro adecuado, conectado al aparato y correctamente aplicado al paciente.

El ICC está equipado con un Sistema de Seguridad de Electrodo Neutros (NESSY) que controla automáticamente la conexión eléctrica entre el electrodo neutro y el aparato, así como la aplicación al paciente del electrodo neutro. Esto último sólo en caso de emplear electrodos neutros de dos superficies de contacto.

6.2.6. Toma para instrumentos de corte y coagulación monopolares

A esta toma pueden conectarse mangos de electrodo u otros instrumentos de coagulación monopolar con o sin interruptor manual. A esta toma pueden conectarse también otros instrumentos monopolares con o sin interruptor manual, como por ejemplo endoscopios rígidos o flexibles para operaciones endoscópicas. Para ello deberán disponer del tipo de clavija adecuado. La activación de esta toma puede efectuarse mediante el interruptor manual o a través de los pedales de un interruptor de pedal.

6.2.7. Toma para instrumentos de coagulación bipolar

A esta toma pueden conectarse instrumentos bipolares para la coagulación bipolar. Se presiona el pedal azul de un interruptor de pedal para activar la coagulación bipolar. Para ello deberá estar iluminada la lámpara indicadora de pedal en el panel frontal. Para activar el modo de coagulación bipolar por medio de un interruptor de un único pedal puede conectarse a la toma correspondiente del panel posterior del aparato un interruptor adecuado de un único pedal o como complemento a un interruptor de doble pedal.

6.2.8. Campo de seguridad

Los aparatos quirúrgicos de alta frecuencia de la serie ERBOTOM ICC están equipados con diferentes dispositivos de seguridad para proteger a pacientes y usuarios.

6.2.9. Toma para un interruptor de doble pedal

A esta toma puede conectarse un interruptor de doble pedal. Al emplear un interruptor de doble pedal, sólo puede activarse con el pedal amarillo el campo de funciones de corte. Con el pedal azul puede activarse tanto el campo de funciones de coagulación monopolar como al bipolar. La asignación del pedal azul al campo de funciones de coagulación monopolar como bipolar se efectúa a través de la tecla de cambio de función situada en el panel frontal del equipo, ubicada entre los campos de funciones de coagulación monopolar y bipolar.

6.2.10. Conexión equipotencial

En caso necesario puede conectarse el aparato a la conexión equipotencial local. Con ello se pretende evitar que corrientes eléctricas de baja frecuencia puedan perjudicar al paciente, por ejemplo corriente de fuga de baja frecuencia si el sistema de conductores protectores está defectuoso.

Los aparatos de la serie ICC están equipados con una clavija de conexión equipotencial ubicada en el panel posterior del aparato. Con ella pueden conectarse los aparatos a través de un conductor de equilibrio potencial a la conexión equipotencial del lugar de emplazamiento.

6.2.11. Volumen de la señal acústica

Con este botón giratorio puede ajustarse el volumen de la señal acústica. ¡Esto no afecta a las señales de alerta, que deberán sonar siempre a un volumen perfectamente audible!

Una función importante de la señal acústica es la de proteger al paciente y al personal de quemaduras producidas como consecuencia de la activación no intencionada del generador de alta frecuencia.

6.2.12. Altavoz para las señales acústicas

Se debe colocar el aparato de forma que puedan oírse con facilidad las señales acústicas de este altavoz.

6.2.13. Conexión a la red

Este aparato quirúrgico de alta frecuencia deberá conectarse exclusivamente a cajas de enchufe con toma a tierra en perfecto estado a través de cables de alimentación suministrados por el fabricante del aparato o cualitativamente equivalentes, que dispongan del correspondiente sello de homologación nacional.

6.2.14. Fusibles de red

El aparato está protegido por dos fusibles. Se debe inspeccionar del aparato antes de poner en marcha en caso de que se quemen los fusibles.

6.3. Descripción de los dispositivos de seguridad

6.3.1. Dosificación Errónea por parte del Aparato

El ICC está equipado con un control automático de salida de potencia, que controla el valor real con respecto al valor seleccionado de la potencia y genera señales de alerta y / o desconecta el equipo en caso de que la diferencia sea tan grande que deje de estar garantizada la calidad deseada del efecto en cuestión (corte o coagulación). La indicación de una dosificación errónea por parte del aparato sirve para saber enseguida, en el caso de que el efecto seleccionado no tenga los resultados esperados.

En le ICC la variación de la potencia de salida con respecto a la potencia seleccionada, únicamente pueden producirse como consecuencia de cargas de impedancia excesivamente bajas, por ejemplo electrodos de coagulación demasiado grandes, cortocircuito entre el electrodo activo y el electrodo neutro, o un error en el aparato.

6.3.2. Tiempo de conexión

El ICC está equipado con un monitor que controla automáticamente el tiempo de conexión del equipo. Una vez superado el tiempo máximo previamente establecido, el monitor emite una señal acústica y desconecta automáticamente el equipo. El equipo puede, no obstante, conectarse de nuevo en todo momento, con lo que de nuevo se iniciara el control del tiempo de conexión. De esta forma se evitan daños mayores como consecuencia de una activación no intencionada por un tiempo indefinidamente largo.

6.3.3. NESSY

El funcionamiento correcto del electrodo neutro es de gran importancia para la seguridad del paciente durante la cirugía por AF. Si no tiene un buen contacto con el paciente con toda la superficie activa pueden producir quemaduras en la zona de aplicación.

El sistema de seguridad del electrodo neutro NESSY es un producto único de ERBE y se constituye de un dispositivo electrónico de seguridad, integrado en los aparatos de cirugía por AF de la serie ICC, y de electrodos neutros perfectamente adaptados para la cirugía por AF.

Los electrodos neutros NESSY tienen dos superficies de contacto, que se aplican al paciente, orientando el lado largo hacia el electrodo activo, evitando de este modo el “efecto esquina” (Fig. 6.8).

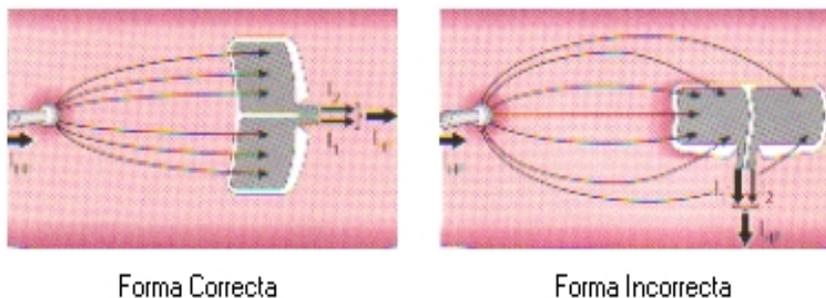


Figura 6.8 Colocación del electrodo neutro

Con la división del electrodo neutro en dos superficies activas del mismo tamaño, se consigue que ambas absorban dos corrientes parciales iguales. Si se orienta el lado A o B hacia el electrodo activo. En cambio orientando los lados C y D hacia el electrodo activo, la corriente se distribuye de forma desigual.

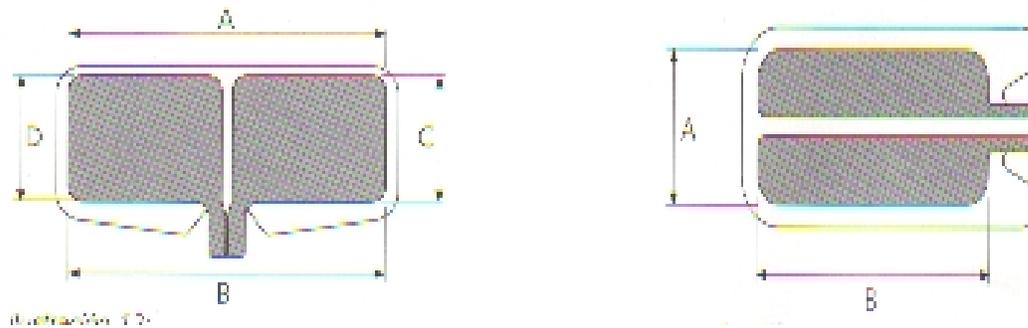


Figura 6.9 Formas de los electrodos neutros

En este caso el NESSY, emite una alarma e impide la activación del instrumento quirúrgico.

El NESSY controla:

- La colocación correcta del electrodo neutro
- El contacto del electrodo con la superficie de la piel, mediante medición de la resistencia
- La densidad de corriente debajo del electrodo
- El NESSY realiza un control continuo, una vez que el electrodo ha sido colocado
- El NESSY emite la alarma antes de que se produzcan situaciones críticas.

6.3.4. Seguridad contra manejo indebido

Con el objeto de evitar manejos indebidos, el panel frontal está configurado de forma que detecte y señalice automáticamente ajustes ilógicos o incompletos. En la regleta de tomas que se encuentra por debajo del panel frontal están dispuestas todas las tomas del instrumento de aplicación.

Las tomas están diseñadas de forma que sólo puedan enchufarse a las mismas clavijas de los accesorios conforme al uso previsto (siempre y cuando se utilicen únicamente accesorios suministrados por el fabricante del aparato).

A la unidad electroquirúrgica pueden conectarse simultáneamente tres instrumentos, no obstante, sólo puede activarse alternativamente por razones de seguridad. Sólo una toma suministra cada vez tensión de corriente alterna.

Después de cada conexión del interruptor de la red, se ejecuta dentro del aparato un programa automático de comprobación, que reconoce y señala los siguientes fallos o errores en los elementos de mando del aparato y en los accesorios conectados al aparato:

1. Si al conectar el interruptor de red se encuentra presionada una tecla del panel frontal o presenta un cortocircuito como consecuencia de un error, se indicara

dicho error a través de una señal acústica y de un número de error tras conectar el interruptor de red.

2. Si al conectar el interruptor de red presentara una tecla del mango porta electrodo un corto circuito o se encuentra presionada o puenteada (por ejemplo, debido a la presencia de humedad en el mango porta electrodo), se indicará un error a través de una señal acústica y de un número de error tras conectar el interruptor de red.
3. Si al conectar el interruptor de red se encuentra presionado, atascado o presenta un cortocircuito un contacto de un interruptor de pedal, se indicará dicho error a través de una señal acústica y de un número de error tras conectar el interruptor de red.

Cada campo de funciones sólo puede ser activado si está completamente ajustado. Al intentar activar un campo de funciones que no esté ajustado o lo esté sólo parcialmente, el aparato emitirá una señal acústica intermitente de alerta e indicará dicho manejo indebido iluminando los pilotos triangulares del campo de funciones correspondiente.

7. INSTALACIÓN Y MANTENIMIENTO

7.1 Condiciones del local

Las unidades de cirugía por alta frecuencia sólo pueden instalarse en locales de uso médico. Los requisitos del local afectan a la instalación eléctrica, por ejemplo al sistema de conductores protectores, a la conexión equipotencial, al circuito de corriente de defecto, así como a las medidas para prevenir cargas electrostáticas.

Si la unidad electroquirúrgica se utiliza en locales en los que el personal puede acumular cargas electrostáticas, por ejemplo en locales con piso no electroconductor, puede producirse un breve destello de los diodos luminosos o del display de 7 segmentos como consecuencia de la descarga de una carga electrostática al tocar el panel frontal del equipo. Esta circunstancia no afecta, sin embargo, a los ajustes del panel frontal.

7.2 Posibilidades de emplazamiento en el quirófano

Las unidades electroquirúrgicas pueden colocarse en principio sobre mesas, consolas de soporte de techo o de brazos de pared, así como carros especiales.

7.3 Conexión a la red

Los aparatos quirúrgicos de alta frecuencia sólo pueden conectarse a cajas de enchufe con puesta a tierra perfectamente instaladas a través de cables de alimentación suministrados por el fabricante del equipo de otros cualitativamente equivalentes provistos del sello de homologación nacional. Por razones de seguridad, no deberían emplearse enchufes de distribución o cables de extensión.

Si su utilización fuera inevitable, asegúrese de que están equipados con un conductor protector en perfecto estado. La caja de enchufe de red deberá estar protegida por un fusible con un mínimo de 10 Amp de corriente nominal.

7.4 Conexión equipotencial

En caso necesario puede conectarse la unidad electroquirúrgica a la conexión equipotencial, con ello se pretende evitar que corrientes eléctricas de baja frecuencia puedan dañar al paciente, por ejemplo, corrientes de fuga de baja frecuencia si el sistema de conductores protectores está defectuoso.

Las unidades de electrocirugía deberán estar equipadas con una clavija de conexión equipotencial según la norma DIN 42 801 ubicada en el panel trasero del equipo. Con ella pueden conectarse los equipos a través de un conductor de equilibrio a la conexión equipotencial del lugar de emplazamiento.

7.5 Protección contra explosiones

Los aparatos quirúrgicos de alta frecuencia generan por definición chispas eléctricas entre el electrodo activo y el tejido. También dentro del aparato puede producirse chispas eléctricas, razón por la cual está prohibido el uso de unidades electroquirúrgicas en las zonas de riesgo de explosión. La zona con riesgo de explosión es la comprendida hasta 20 cm por encima del piso, así como la zona alrededor y debajo de la mesa de operaciones, si se utilizan agentes de limpieza, desinfectantes, anestésicos, etc. Inflamables o explosivos. Las unidades electroquirúrgicas se instalan normalmente fuera de la zona de riesgo de explosión.

Advertencia: Los interruptores de pedal se utilizan, sin embargo, en la zona de riesgo de explosión deberán estar contruidos con una protección especial antiexplosión.

7.6 Protección contra humedad

Las unidades electroquirúrgicas de la serie ICC están protegidos según la norma EN 60 601-2-2 contra la penetración de la humedad. De todas formas, no conviene emplazar estos equipos cerca de mangueras o recipientes que contengan líquidos. No hay que depositar líquidos debajo ni mucho menos encima del equipo. Sólo hay que utilizar interruptores de pedal según la norma EN 60 601-2-2 párrafo 44.6 bb.

7.7 Refrigeración

Las unidades electroquirúrgicas de la serie ICC deberán emplearse de forma que se esté garantizado la circulación de aire alrededor de la carcasa. Por lo que no está permitido en nichos o estanterías estrechas.

7.8 Interferencia de alta frecuencia

Las unidades electroquirúrgicas generan por definición tensiones y corrientes de alta frecuencia. Al emplazarlo y trabajar con él, hay que tener en cuenta la posibilidad de general interferencias en el funcionamiento de otros equipos médicos, por ejemplo, Electrocardiógrafos.

7.9 Combinación con otros equipos

En caso de que se desee trabajar con un ICC en combinación con otros equipos, asegurarse de que dicha combinación no afecte negativamente el buen funcionamiento y la seguridad de otros equipos.

Si se desea trabajar con un ICC en combinación con un equipo de coagulación con argón plasma, hay que leer detenidamente, el manual de instrucciones del equipo.

7.10 Comprobación de recepción

Hay que comprobar la ausencia de daños de transporte y someter el equipo a una prueba de funcionamiento inmediatamente después de su recepción. Si se detecta una falla de transporte, reclámelo de inmediato al transportista y redacte un informe sobre los daños a fin de asegurarse el derecho a indemnización por daños y perjuicios. El informe deberá incluir, además del nombre y la dirección del receptor, la fecha de entrada, el número de modelo y de serie del equipo suministrado, así como una descripción de los daños.

Se debe conservar el embalaje original del equipo durante el periodo de garantía, para que en caso de hacerla válida, sea el equipo devuelto en su embalaje original.

7.11 Mantenimiento de la unidad electroquirúrgica

El mantenimiento del aparato, incluidos los accesorios reutilizables abarca medidas de carácter preventivo y correctivo. Los controles periódicos relativos a la técnica de seguridad previamente establecidos constituyen medidas de carácter preventivo, mientras que las modificaciones y reparaciones se engloban dentro del término mantenimiento correctivo. El mantenimiento periódico tiene por objeto mantener al equipo, incluidos los accesorios reutilizables, dentro del estado deseado especificado en los datos técnicos, así como garantizar, como mínimo hasta el siguiente plazo de mantenimiento, su capacidad de funcionamiento y la seguridad.

Para la unidad electroquirúrgica se han establecidos los siguientes controles técnicos de seguridad:

- Comprobación de rótulos y del manual de instrucciones
- Comprobación ocular del perfecto estado de la unidad electro quirúrgica y de los accesorios.
- Inspección de la seguridad eléctrica según norma DIN VDE 0751, Parte 1
 - a) inspección de los conductores protectores
 - b) inspección de la corriente de fuga
- Medición y evaluación de las corrientes de fuga, puede efectuarse alternativamente según la norma EN 60 601-1.
- Comprobación del funcionamiento de todos los interruptores y lámparas testigo del la unidad Electroquirúrgica.
- Inspección de los dispositivos de control.
- Inspección del modo de arranque automático.
- Medición de las tensiones de alta frecuencia en el modo operativo CORTE
- Medición de las tensiones de alta frecuencia en el modo operativo COAGULACIÓN.
- Medición de las potencias de alta frecuencia en los diferentes modos operativos.
- El control de las seguridades de la unidad Electroquirúrgica deberá realizarse como mínimo una vez al año.

7.12 Cuidado de la unidad electroquirúrgica

La protección eficaz del aparato contra daños abarca junto a su correcto manejo y mantenimiento, también el emplazamiento seguro del mismo. Esto incluye una sujeción fija de la unidad electroquirúrgica a la base sobre la que esté colocada, la protección contra humedad, la sujeción y el contacto con sustancias inflamables o explosivas. Para garantizar una buena disipación del calor de la unidad Electroquirúrgica durante su funcionamiento, deberá poder circular aire libremente por las ranuras de refrigeración y por el disipador de calor.

7.13 Reciclamiento de la unidad electroquirúrgica

La unidad electroquirúrgica puede ser reciclada una vez transcurrida su vida útil como chatarra electrónica convencional.

8. CONCLUSIONES

- La electrocirugía es la utilización de corrientes eléctricas oscilantes de alta frecuencia con el fin de cortar y/o coagular el tejido durante el acto quirúrgico.
- Los primeros equipos de electrocirugía fueron creados en el año de 1928 en Alemania en el pueblo de Tübingen por el investigador Erbe, seguido por el Sr. Boby en los Estados Unidos, en el año de 1930.
- Los equipos de electrocirugía de última generación son equipos que logran por medio de microprocesadores y sensores, realizar un efecto de corte con regulación automática, independiente de la potencia de coagulación.
- El circuito completo de una unidad de electrocirugía está compuesto por el generador, un electrodo activo, el paciente, y un electrodo de retorno del paciente.
- El tejido del paciente genera una impedancia y los electrones al vencerla generan calor.
- La frecuencia de estos dispositivos varía entre los 0.2MHz y los 0.33MHz
- Existen dos tipos de electrocirugía, la monopolar y la bipolar.
- En electrocirugía, se pueden presentar dos efectos, corte y coagulación.
- La electrocirugía ha permitido realizar un gran número de procedimientos médicos ya existentes de una forma más rápida y segura y ha permitido realizar procedimientos que hasta el momento eran de cierta forma imposibles por la dificultad en el acceso a un tejido determinado.
- La electrocirugía causa más lesiones a los pacientes que cualquier otro dispositivo eléctrico utilizado en el quirófano y la mayoría de los accidentes se deben a errores de manipulación.

9. ANEXO DE DATOS TÉCNICOS, SEÑALES Y DIAGRAMAS

9.1. Datos Técnicos

CORTE/ monopolar con regulación automática de la tensión	
Forma de la tensión de AF	Tensión alterna sinusoidal no modulada
Factor de pico C, a $R_L = 500$ ohms	C = 1.4 en todos los ajustes
Frecuencia nominal	330 KHz
Tensión máxima de AF a $R_L = \infty$	650 V _p
Impedancia int. Dinámica en el margen de carga nominal.	0 ohms
Constancia de la tensión de AF a $R_L > 350$ ohms	Regulación automática
Calidad de corte	Seleccionables por 4 efectos de coagulación
Constancia de los 4 efectos de coagulación	Regulación automática
Potencia nominal de AF	300 watts a R_L de 500 ohms
Limitación de la potencia de AF	De 1 a 300 watts en intervalos de 1 watt
Ajuste de la limitación de potencia de AF	Mediante las teclas arriba/abajo
Indicación de la limitación de potencia de AF	Visualización de 7 segmentos, 3 posiciones
Precisión de la limitación de potencia de AF	+/- 1 dígito o bien +/- 15 %
Activación del modo corte	Mediante tecla o pedal
Tomas de salida de AF	2, exclusión electrónica de conexión simultánea

Coagulación Suave	
Forma de la tensión de AF	Tensión alterna sinusoidal no modulada
Factor de pico C, a $R_L = 500$ ohms	C = 1.4 en todos los ajustes
Frecuencia nominal	330 KHz
Pico de la tensión de AF	Máxima 190 V _p
Constancia de la tensión de AF	Regulación automática
Potencia nominal de AF	120 watts a 125 ohms
Limitación de la potencia de AF (P_{Afmax})	De 1 a 120 watts en intervalos de 1 watt
Ajuste de la limitación de potencia de AF	Mediante las teclas arriba/abajo
Indicación de la limitación de potencia de AF	Visualización de 7 segmentos, 3 posiciones
Precisión de la limitación de potencia de AF	+/- 1 dígito o bien +/- 15 %
Activación de la coagulación Suave	Mediante tecla o pedal
Tomas de salida de AF	2, exclusión electrónica de conexión simultánea

Coagulación Forzada	
Forma de la tensión de AF	Tensión alterna sinusoidal no modulada
Factor de pico C, a $R_L = 500$ ohms	$C = 5$ a $120 \text{ watts}_{\text{max}}$, $C = 11$ a $5 \text{ watts}_{\text{max}}$
Frecuencia nominal	1 MHz
Pico de la tensión de AF versión 1	Máxima 1300 V _p
Pico de la tensión de AF versión 2	Máxima 2300 V _p
Pico de la tensión de AF versión 3	Máxima 2300 V _p
Pico de la tensión de AF versión 4	Máxima 2600 V _p
Potencia nominal de AF	120 watts a R_L de 350 ohms
Limitación de la potencia de AF (P_{Afmax})	De 1 a 120 watts en intervalos de 1 watt
Ajuste de la limitación de potencia de AF	Mediante las teclas arriba/abajo
Indicación de la limitación de potencia de AF	Visualización de 7 segmentos, 3 posiciones
Precisión de la limitación de potencia de AF	+/- 1 dígito o bien +/- 15 %
Activación de la coagulación Forzada	Mediante tecla o pedal
Tomas de salida de AF	2, exclusión electrónica de conexión simultánea

Coagulación Spray	
Forma de la tensión de AF	Tensión alterna sinusoidal no modulada
Factor de pico C, a $R_L = 500$ ohms	$C = 1.4$ en todos los ajustes
Frecuencia nominal	1 MHz
Pico de la tensión de AF	Máxima 4 KV _p
Potencia nominal de AF	120 watts a 500 ohms
Limitación de la potencia de AF (P_{Afmax})	De 1 a 120 watts en intervalos de 1 watt
Ajuste de la limitación de potencia de AF	Mediante las teclas arriba/abajo
Indicación de la limitación de potencia de AF	Visualización de 7 segmentos, 3 posiciones
Precisión de la limitación de potencia de AF	+/- 1 dígito o bien +/- 15 %
Activación de la coagulación Spray	Mediante tecla o pedal
Tomas de salida de AF	2, exclusión electrónica de conexión simultánea

Coagulación Bipolar	
Forma de la tensión de AF	Tensión alterna sinusoidal no modulada
Factor de pico C, a $R_L = 500$ ohms	$C = 1.4$ en todos los ajustes
Frecuencia nominal	330 KHz
Pico de la tensión de AF	Máxima 190 V _p

Constancia de la tensión de AF	Regulación automática
Potencia nominal de AF	120 watts a 125 ohms
Limitación de la potencia de AF (P_{AFmax})	De 1 a 120 watts en intervalos de 1 watt
Ajuste de la limitación de potencia de AF	Mediante las teclas arriba/abajo
Indicación de la limitación de potencia de AF	Visualización de 7 segmentos, 3 posiciones
Precisión de la limitación de potencia de AF	+/- 1 dígito o bien +/- 15 %
Activación de la coagulación Bipolar	Mediante tecla o pedal
Retardo del Auto-Start	0 = 0 seg., 1 = 0.5 seg., 2 = 1 seg., seleccionable
Auto Stop conexión / desconexión	Mediante tecla
Tomas de salida de AF	2, exclusión electrónica de conexión simultánea

Dispositivos de Seguridad	
Clase de protección según EN 60 601-1	I
Tipo según EN 60 601-1	CF
Control de los electrodos neutros de una superficie	Control automático de la conexión eléctrica entre el electrodo neutro y el aparato quirúrgico de AF
Control del electrodo neutro de dos superficies	Control automático de: <ul style="list-style-type: none"> a) la conexión eléctrica entre el electrodo neutro y el aparato quirúrgico de alta frecuencia b) entre el electrodo neutro y el paciente c) la simetría de las corrientes parciales AF i_{AF1} / i_{AF2} d) la corriente de AF I_{AF} en función de la resistencia de la transición $R_{\bar{u}}$ entre las superficies parciales del electrodo neutro.
Resistencia máxima $R_{\bar{u}}$ entre las superficies parciales de los electrodos neutros divididos	120 ohms +/- 20 ohms
Señales de alerta de S_w en dependencia de I_{AF} y $R_{\bar{u}}$	$S_w = f(I_{AF}, R_{\bar{u}})$
Control de los parámetros de salida de AF	Tensión de AF, corriente de AF, potencia de AF indicación del error en el campo de seguridad
Limitación de la potencia máxima de AF	Ajustable
Limitación automática del tiempo máximo de activación	Sí, indicación en el campo de seguridad
Comprobación automática de funciones	Autotest tras conectar el aparato

Documentación	
Almacenamiento automático de errores de manejo	Si
Almacenamiento automático de errores de función	Si
Almacenamiento automático de errores de seguridad	Si

Conexión a la Red	
Tensión nominal de alimentación	240 V / 230 V / 115 V / 100 V +/- 10 %
Frecuencia nominal de alimentación	50 / 60 Hz
Corriente de la red	4.0 Amp a 230 – 240 V 8.0 Amp a 100 – 115 V
Consumo de potencia en el modo de reserva	25 watts
Consumo de potencia a máxima potencia de AF	620 watts 920 VA
Consumo de corriente en el modo de reserva	150 mA a 230 – 240 V 300 mA a 100 – 115 V
Conexión equipotencial	Si
Fusibles de red	2 de acción lenta, 4 A a 230 –240 8 A a 100 – 115

Clasificación según la directiva de la CE 93/42/CEE	
Clase	IIb

Medidas, peso	
Ancho x Largo x Espesor	(41 x 15.2 x 36.8)cm
Peso	10 Kg

Condiciones ambientales para el transporte y el almacenamiento de aparato	
Temperatura	Entre – 40° C y 70° C
Humedad relativa del aire	Entre el 30 % y el 95 %

Condiciones ambientales para el funcionamiento del aparato	
Temperatura	Entre + 10° C y + 40° C
Humedad relativa del aire	Entre el 30 % y el 75 %, sin condensación

9.2. Señales visuales y acústicas

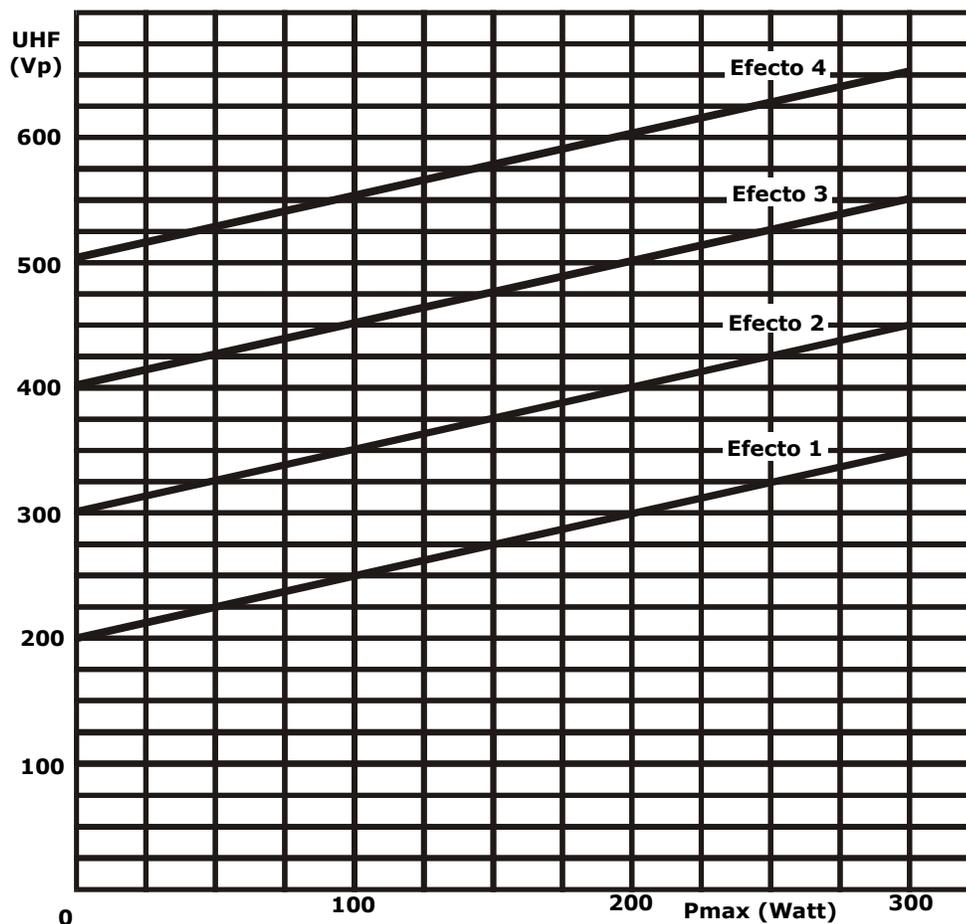
Estado	Visuales	Acústicas	AF desconectado
Interruptor de red desconectado	▲		
Manejo erróneo de la placa frontal	▲▲	▲▲	▲▲
Generador de AF conectado	▲▲	▲▲	
Dosificación errónea	▲▲ roja	▲▲	▲▲
Alcanzado el tiempo máximo de operación	▲▲ roja		
Superado en exceso el tiempo máximo de activación	▲▲ roja	▲▲	▲▲
No hay ningún electrodo neutro conectado al aparato	▲▲ roja error N° 13	▲▲	▲▲
Conectado al aparato un electrodo de una superficie	▲ verde		
Conectado al aparato un electrodo neutro de dos superficies y la resistencia de la transición entre las superficies de contacto es inferior a 120 ohms	▲ verde		
El electrodo neutro de dos superficies no esta aplicado al paciente o la resistencia de la transición entre el paciente y las superficies de contacto es superior a 120 ohms	▲▲ roja error N° 13	▲▲	▲▲
La corriente de AF es excesiva en relación a la resistencia de la transición entre el paciente y las superficies de contacto de un electrodo neutro de dos superficies	▲▲ roja error N° 19	▲▲ 4 veces	
Las corrientes parciales de AF que fluyen por las superficies de contacto de un electrodo de dos superficies no son iguales	▲▲ roja		
Las corrientes parciales de AF que fluyen por las superficies de contacto de un electrodo de dos superficies son demasiado desiguales	▲▲ roja error N° 21	▲▲	▲▲
Interrupción de la línea entre el aparato y el electrodo neutro o bien entre el paciente y un electrodo neutro de dos superficies durante la activación de AF	▲▲ roja error N° 13	▲▲	▲▲
Error de activación	▲▲	▲▲	▲▲
Aviso de error en caso de identificación de fallas en el curso del autotest	▲	▲	▲

- ▲ Estas señales se emiten independientemente de si el aparato está o no activado
 ▲▲ Estas señales se emiten únicamente con el aparato activado

9.3. Diagramas funcionales

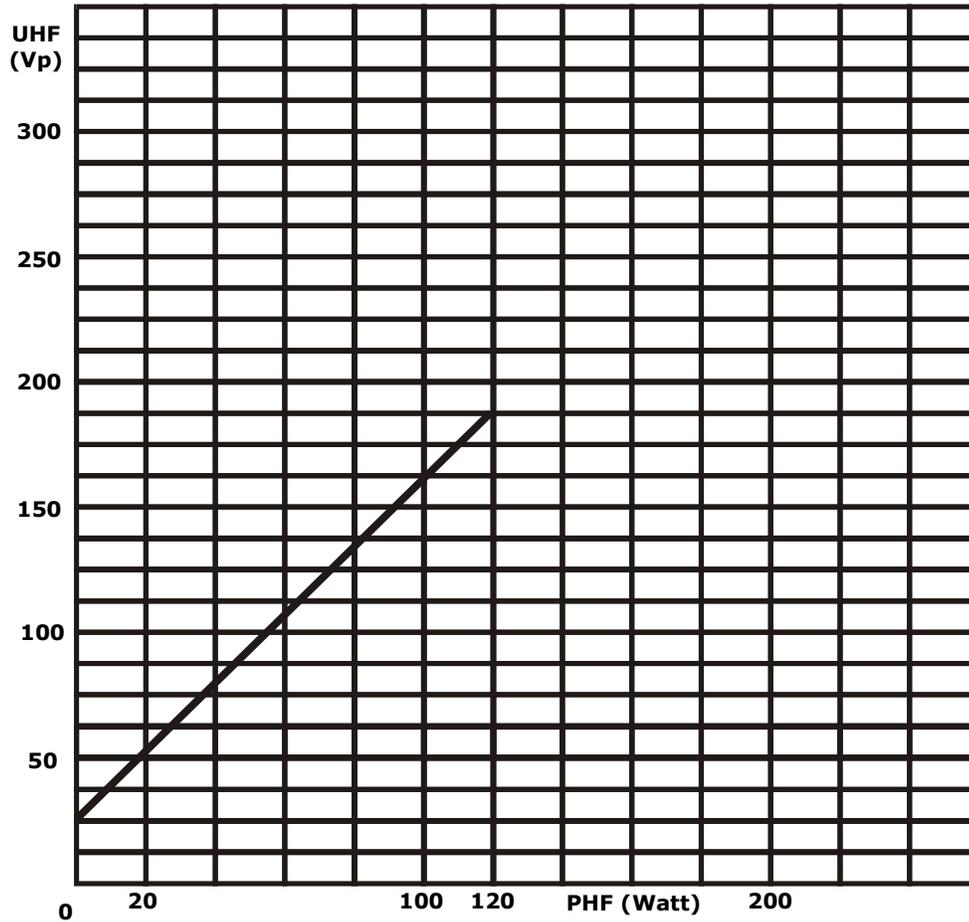
9.3.1. Modo de Auto Corte efectos 1, 2, 3, y 4

Pico de la tensión de salida de Alta frecuencia U_{AF} con circuito abierto en función de la limitación de potencia P_{max} en los efectos 1 a 4.



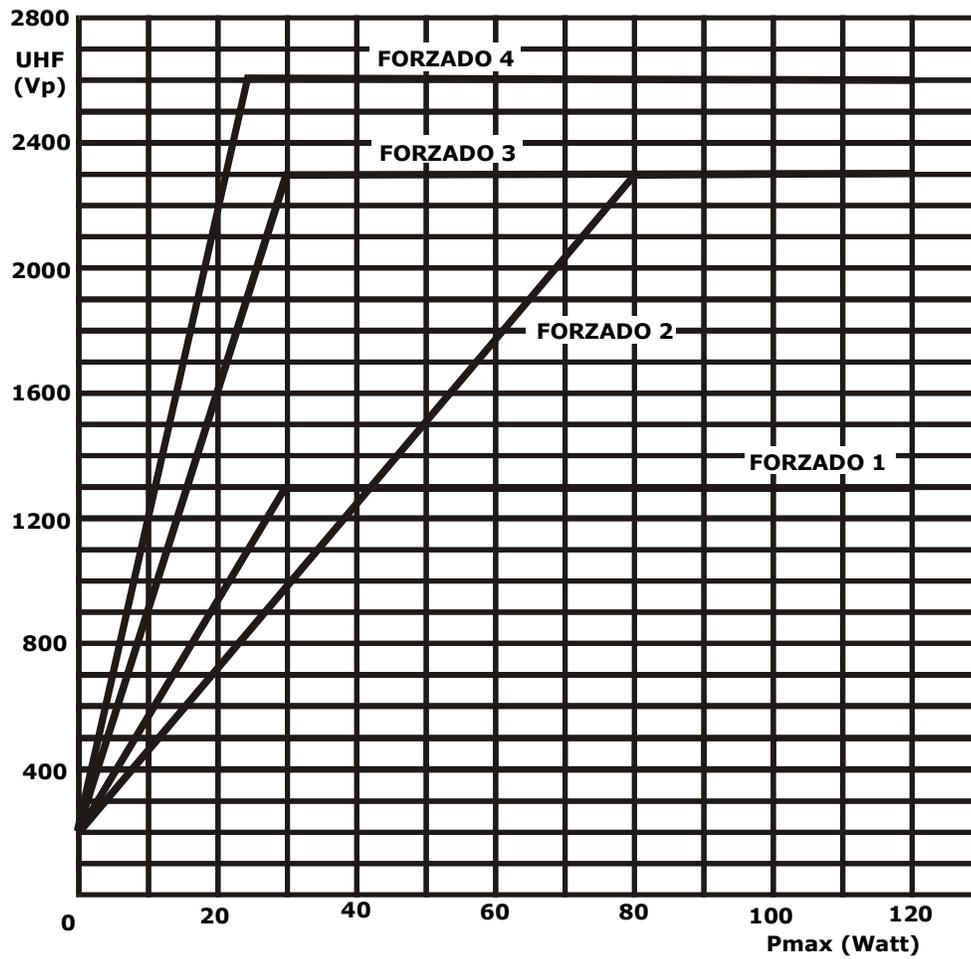
9.3.2. Diagrama de AF U_{AF} vs P_{max} en MODO COAGULACIÓN-SUAVE en función AUTOBIPOLAR

Pico de la tensión de salida de alta frecuencia U_{AF} con circuito abierto en función de la limitación de potencia P_{max} .



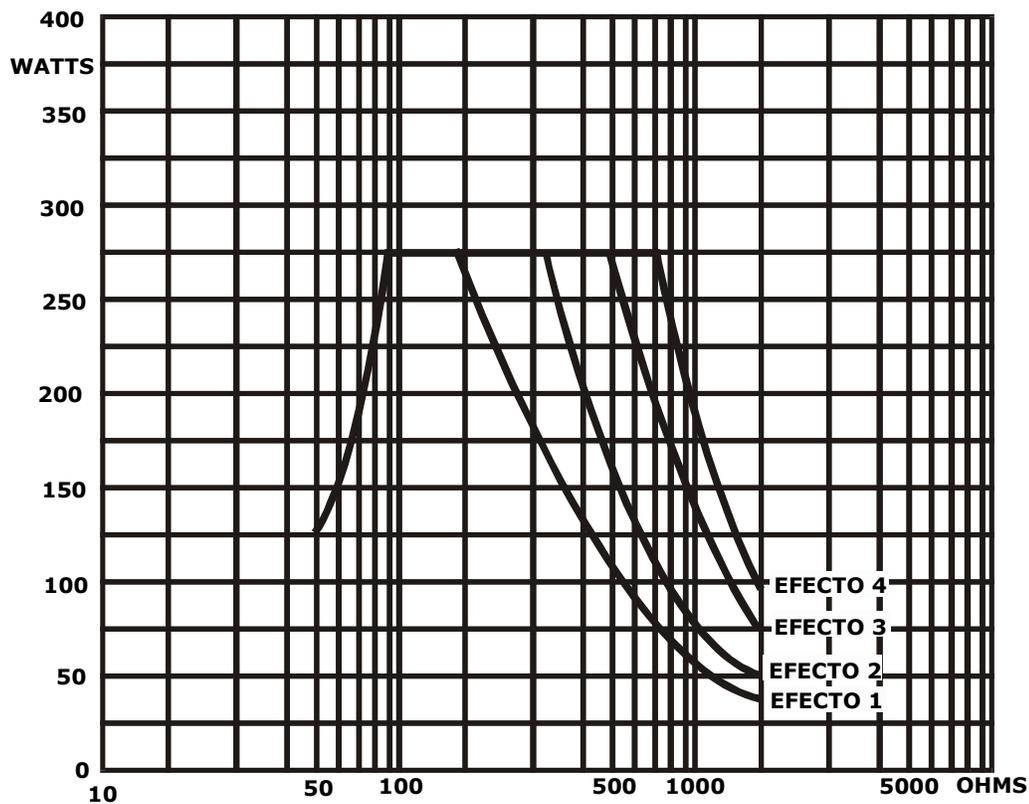
9.3.3. Diagrama de AF U_{AF} vs P_{max} en MODO COAGULACIÓN-FORZADA

Pico de la tensión de salida de alta frecuencia U_{AF} con circuito abierto en función de la limitación de potencia P_{max} .



9.3.4. Diagrama de P_{max} vs R_C en los efectos 1 a 4 MODO CORTE

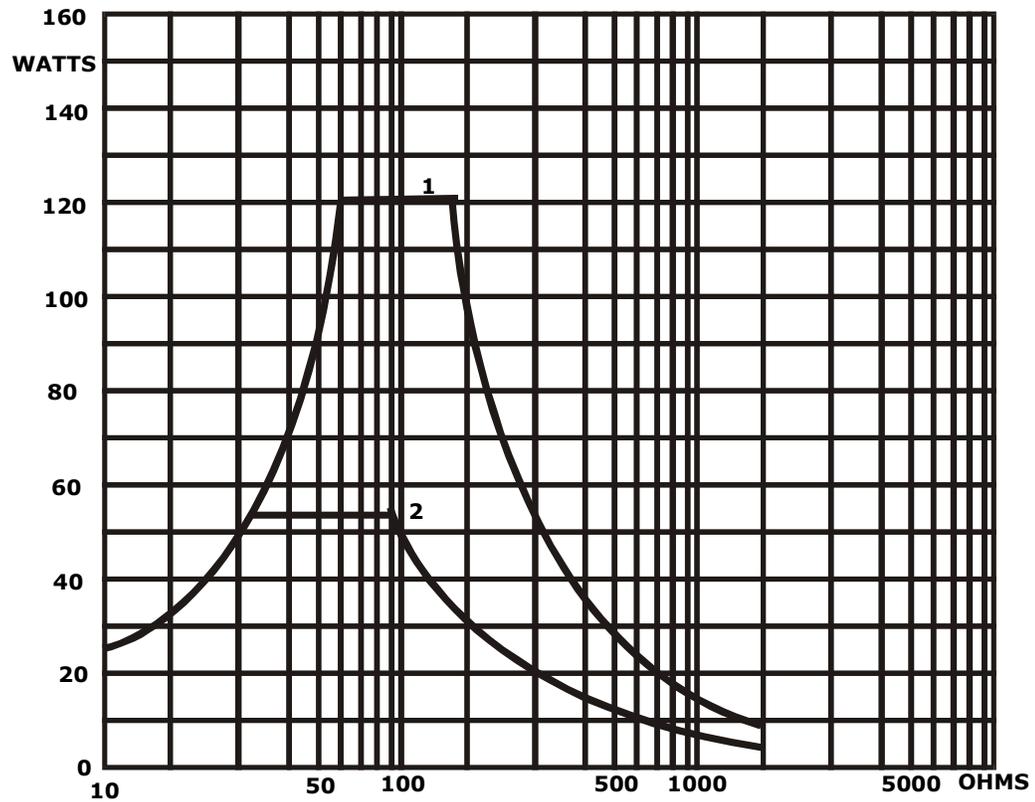
Potencia de salida en función de la resistencia de carga a 300 watts de limitación de potencia.



9.3.5. Diagrama de P_{max} vs R_C en MODO COAGULACIÓN-SUAVE en función AUTOBIPOLAR

Potencia de salida en función de la resistencia de carga a:

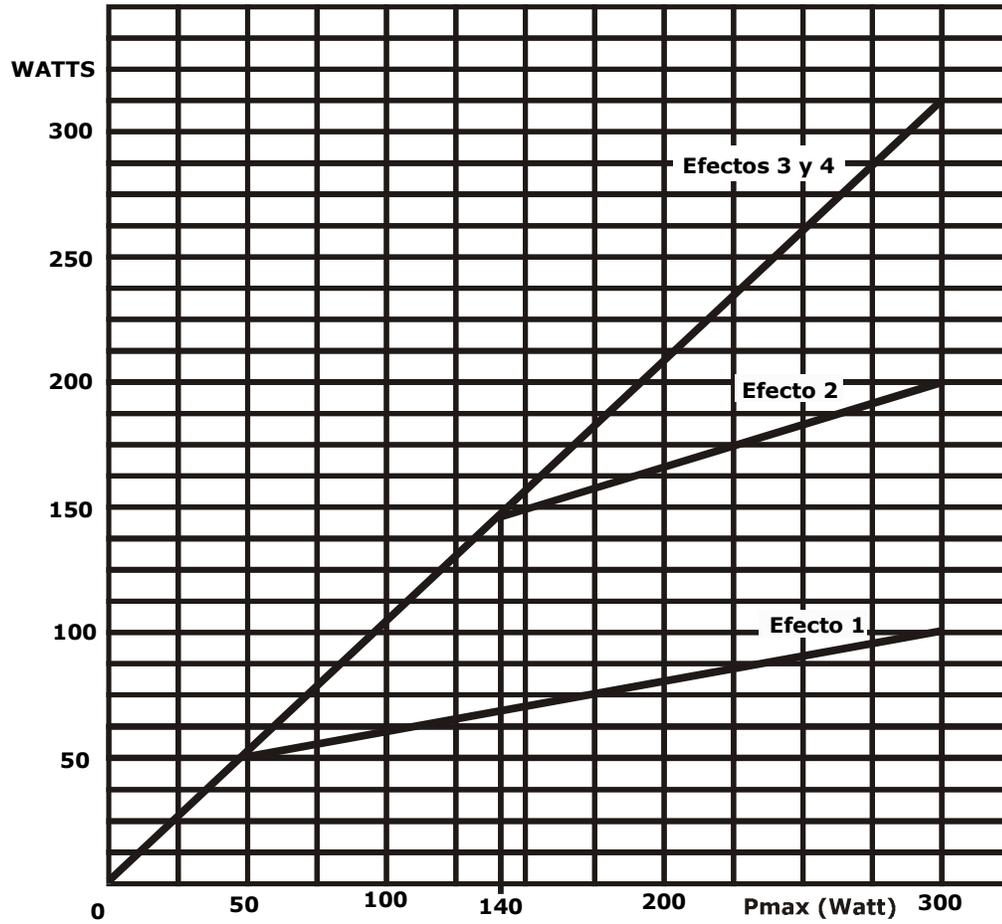
- 1) 120 watts de limitación de potencia.
- 2) 60 watts de limitación de potencia.



9.3.6. MODO DE AUTO CORTE (AUTO CUT MODE), efectos 1 a 4

Potencia de salida en función de la limitación de potencia

$R_L = 500$ Ohms.



REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Medical Instrumentation
Application and Design
1998 John Wiley & Sons, Inc.
U.S.A.

TSmith & Smith.
Operative Techniques in Otolaryngology- head and neck surgery,
Vol. 11, Num. 1, Marzo 2000,

Nader N. Massarweh, et al.
Electrosurgery: History, principles, and current and future uses.
2006.

Manual de servicio 11.2000
ERBE ICC 200 300H 350
Michael Grosse
© Tübingen, Alemania, 2000

Historia de la Cirugía
Knut Haeger
Nordbook Internacional
© México, 1999

Cirugía Laparoscópica y Toracoscópica
Jorge Cervantes, F.A.C.S.
José Félix Patiño F.A.C.S.
McGraw Hill Interamericana
© Mexico, 1997

Operating & Service Manual
733 Hyfrecator
© 1986 Birtcher Corporation

Los microprocesadores Intel, arquitectura, programación e interfaces
Barry B. Brey
Ed. Prentice Hall 3a. ed. México
© 1994

REFERENCIAS ELECTRÓNICAS

Autor: [Wikipedia, La enciclopedia libre]
Tema: [Ingeniería Electrónica]
URL: [http://es.wikipedia.org/wiki/Ingenier%C3%ADa_electr%C3%B3nica]
Estatus: [en línea]
Consulta: [Julio 2009]

Autor: [Wikipedia, La enciclopedia libre]
Tema: [Ingeniería Biomédica]
URL: [http://es.wikipedia.org/wiki/Ingenier%C3%ADa_biom%C3%A9dica]
Estatus: [en línea]
Consulta: [Julio 2009]

Autor: [Wikipedia, La enciclopedia libre]
Tema: [Ingeniería Eléctrica]
URL: [http://es.wikipedia.org/wiki/Ingenier%C3%ADa_el%C3%A9ctrica]
Estatus: [en línea]
Consulta: [Julio 2009]

Autor: [Wikipedia, La enciclopedia libre]
Tema: [Electrocirugía]
URL: [http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocirug%C3%ADa]
Estatus: [en línea]
Consulta: [Julio 2009]

Autor: Nathalia Londoño Jaramillo, Natalia Sánchez Aldana, Juliana Velásquez Gómez,
Juliana Villa Bedoya
Tema: Electrocirugía
Curso de Bioinstrumentación II, EIA-CES, 2006

REFERENCIAS DE IMÁGENES

Figura 3.1 Tomado de Smith & Smith. Operative Techniques in Otolaryngology- head and neck surgery, Vol. 11, Num. 1, Marzo 2000, pp 66-70

Figura 3.2 Tomado de Principles of Electrosurgery at Valleylab, a manufacturer of electrosurgical equipment.

Figura 3.3 Tomado de L.A. Geddes; Principles of Applied Biomedical Instrumentation pag 854

Figura 3.4 Tomado de Principles of Electrosurgery at Valleylab, a manufacturer of electrosurgical equipment.

Figura 3.5 Distribución de las corrientes en el electrodo de dispersión
Figura del Institute of Applied Physics, University of Innsbruck, Austria

Figura 3.6 Tomado de Principles of Electrosurgery at Valleylab, a manufacturer of electrosurgical equipment.

Figura 3.7 Tomado de Webster. Medical instrumentation. Tercera edición, 1998

Figura 3.8 Tomado de O'Connor and Bloom. Surgery, Vol 119, Num 4. Abril 1996

Figura 3.9 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

Figura 3.10 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

Figura 3.11 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

Figura 3.12 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

Figura 3.13 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

Figura 3.14 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

Figura 3.15 Tomado de Manual de servicio 11.2000 ERBE ICC 200 300H 350

REFERENCIAS DE TABLAS

Tabla 3.1 www.gruposaludgtz.org
