

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 931**

51 Int. Cl.:  
**A61B 18/12** (2006.01)  
**A61B 18/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **05851938 .0**  
96 Fecha de presentación: **21.11.2005**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1827275**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **05.09.2007**

54 Título: **DISPOSITIVOS DE ELECTROCIRUGÍA ASISTIDOS POR FLUIDO.**

30 Prioridad:  
**23.11.2004 US 630582 P**  
**14.11.2005 US 274908**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**23.12.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**23.12.2011**

73 Titular/es:  
**Salient Surgical Technologies, Inc.**  
**One Washington Center, Suite 400**  
**Dover, NH 03820, US**

72 Inventor/es:  
**MCCLURKEN, Michael, E.**

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 370 931 T3

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

**DESCRIPCIÓN**

Dispositivos de electrocirugía asistidos por fluido.

5 La presente invención se refiere, en general, al campo de los dispositivos médicos, sistemas y procedimientos para su uso en un cuerpo durante una cirugía. Más particularmente, la invención se refiere a dispositivos de electrocirugía para su uso en tejidos de un cuerpo humano, durante una cirugía, particularmente, en una cirugía abierta y en una cirugía mínimamente invasiva, como una cirugía laparoscópica.

Un dispositivo de electrocirugía de punta seca, tal como un lápiz Bovie, puede hacer que la temperatura del tejido bajo tratamiento aumente a un valor considerablemente mayor de 100°C, dando como resultado una desecación del tejido, que el tejido se pegue a los electrodos, una perforación del tejido, formación de carbón y generación de humo.

10 Más recientemente, se han desarrollado dispositivos de electrocirugía asistidos por fluido que usan una solución salina para inhibir efectos no deseados, tales como desecación del tejido, pegado al electrodo, la producción de humo y la formación de carbón. Sin embargo, un exceso de solución salina puede proporcionar demasiada dispersión eléctrica y refrigeración en la interfase electrodo / tejido. Esto reduce la temperatura del tejido bajo tratamiento y, a su vez, puede resultar en un tiempo de tratamiento más prolongado necesario para conseguir la  
15 temperatura de tejido deseada para el tratamiento del tejido. Los tiempos de tratamiento prolongados son indeseables para los cirujanos, ya que la realización de los procedimientos quirúrgicos en el menor tiempo posible es en el mejor interés del paciente, el médico y el hospital.

20 El documento WO01/66026A2 se refiere a un sistema para el tratamiento de tejido, que incluye un dispositivo de medición de potencia, un controlador de tasa de flujo acoplado al dispositivo de medición de potencia, y un dispositivo electroquirúrgico configurado y dispuesto para proporcionar potencia de radio-frecuencia y fluido conductor al tejido. El controlador de tasa de flujo está configurado y dispuesto para modificar una tasa de flujo del fluido conductor al tejido, en base a la señales desde el dispositivo de medición de potencia. La invención proporciona también procedimientos y dispositivos para modificar la tasa de flujo de fluido conductor al tejido, en base a una medición de la potencia de radio-frecuencia suministrada al tejido.

25 El documento US2004/0024395A1 se refiere a un sistema de selección inteligente para operar un instrumento de electrocirugía para su uso por un cirujano, que depende principalmente del procedimiento quirúrgico a emplear. El modo de operación, así como otros parámetros operativos, puede ser controlado por la pieza de mano elegida por el cirujano para realizar el procedimiento. Cada pieza de mano está personalizada para activarse cuando es operado uno de entre diversos modos operativos prefijados del instrumento de cirugía. La presente invención se define por  
30 las características de las reivindicaciones.

La presente invención, en una realización, proporciona un aparato de electrocirugía para proporcionar un suministro controlado de energía de radiofrecuencia y un fluido a un dispositivo de mano de electrocirugía para tratar un tejido. El aparato consta de un generador de radiofrecuencia para suministrar la energía de radiofrecuencia, con la energía de radiofrecuencia desde el generador de radiofrecuencia seleccionable en un nivel de energía de radiofrecuencia, una bomba para suministrar el fluido, un cebador para cebar el dispositivo de mano con el fluido, un sistema de control para controlar un flujo del fluido suministrado por la bomba con una relación funcional entre el nivel de energía de radiofrecuencia y el flujo del fluido, la relación funcional para aumentar el flujo del fluido en respuesta a un aumento en el nivel de energía de radiofrecuencia y disminuir el flujo del fluido en respuesta a una disminución en el nivel de energía de radiofrecuencia, y un selector de flujo de fluido que cambia la relación funcional entre el nivel de energía de radiofrecuencia y el flujo del fluido.  
40

En ciertas realizaciones, la relación funcional es almacenada en el aparato, en forma de una ecuación matemática que tiene una constante de proporcionalidad, y el selector de flujo de fluido cambia la constante de proporcionalidad. En otras realizaciones, la ecuación matemática comprende una ecuación lineal. En todavía otras realizaciones, la relación funcional es almacenada en el aparato en forma de una tabla de búsqueda.

45 En ciertas realizaciones, el selector de flujo de fluido proporciona una variedad de configuraciones de flujo de fluido. En otras realizaciones, la pluralidad de configuraciones de flujos de fluido puede incluir una configuración de flujo de fluido baja y una configuración de flujo de fluido alta. En todavía otras realizaciones, el selector de flujo de fluido comprende al menos un interruptor, y este al menos un interruptor podría ser un interruptor pulsador, un interruptor de membrana o una pluralidad de interruptores.

50 En ciertas realizaciones, el sistema de control del aparato es de bucle abierto con respecto al tejido.

En ciertas realizaciones, la bomba usada es una bomba peristáltica, que podría ser una bomba peristáltica rotativa.

55 En la presente memoria, se describe también un dispositivo de electrocirugía, bipolar, no coaptivo, para tratar un tejido mediante un movimiento a lo largo de una superficie de tejido en presencia de energía de radiofrecuencia y un fluido proporcionados, de forma simultánea, desde el dispositivo, cuyo dispositivo no es parte de la presente invención. El dispositivo comprende una primera punta de electrodo separada al lado de una segunda punta de electrodo con una porción superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo y una

porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo, teniendo la primera punta de electrodo y la segunda punta de electrodo un extremo distal esférico, y una disposición de salida de fluido para expulsar el fluido sobre las puntas de electrodo solamente en las posiciones alejadas de las porciones de superficie de las puntas de los electodos, una frente a otra.

5 La disposición de salida de fluido puede tener una primera salida de fluido y una segunda salida de fluido, con la primera salida de fluido para expulsar el fluido sobre la primera punta de electrodo en una primera posición de la punta de electrodo alejada de la porción de superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo y la segunda salida de fluido para expulsar el fluido sobre la segunda punta de electrodo en una segunda posición de la punta de electrodo alejada de la porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo.

10 La primera salida de fluido puede expulsar el fluido sobre la primera punta de electrodo en una primera posición de la punta de electrodo alejada de la porción de superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo expulsa el fluido sobre una porción de superficie lateral de la primera punta de electrodo y la segunda salida de fluido para expulsar el fluido sobre la segunda punta de electrodo en una segunda posición de la punta de electrodo alejada de la porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo expulsa el fluido sobre una porción de superficie lateral de la segunda punta de electrodo.

15 La porción de superficie lateral de la primera punta de electrodo puede comprender una porción de superficie semi-cilíndrica o arqueada de la primera punta de electrodo y la porción de superficie lateral de la segunda punta de electrodo comprende una porción de superficie semi-cilíndrica o arqueada de la segunda punta de electrodo. La porción de superficie de la primera punta de electrodo tiene un arco cilíndrico o un arco arqueado de aproximadamente 180 grados y la porción de superficie de la segunda punta de electrodo tiene un arco cilíndrico o un arco arqueado de aproximadamente 180 grados.

20 Un plano, por ejemplo, un plano llano puede pasar a través de un eje longitudinal de la primera punta de electrodo y un eje longitudinal de la segunda punta de electrodo con la primera salida de fluido provista dentro de un área localizada de la porción de superficie lateral de la primera punta de electrodo, comprendiendo el área localizada una porción de superficie, tal como una porción de superficie semi-cilíndrica, que tiene un arco cilíndrico o arqueado de aproximadamente 150 grados proporcionado de igual manera en cada lado del plano y la segunda salida de fluido está provista dentro de un área localizada de la porción de superficie lateral de la segunda punta de electrodo, comprendiendo el área localizada una porción de superficie que tiene un arco cilíndrico o arqueado de aproximadamente 150 grados provistos de igual manera en cada lado del plano. El arco para cada punta del electrodo puede comprender aproximadamente 120 grados, aproximadamente 90 grados, aproximadamente 60 grados y aproximadamente 30 grados. En todavía otras realizaciones, la primera salida de fluido está provista en el plano y la segunda salida de fluido está provista en el plano.

25 La localización de la primera punta de electrodo alejada de la porción de superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo es proporcionada por una porción de superficie lateral de la primera punta de electrodo y la localización de la segunda punta de electrodo alejada de la porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo es proporcionada por una porción de superficie lateral de la segunda punta de electrodo. La porción de superficie lateral de la primera punta de electrodo puede comprender una porción de superficie semi-cilíndrica de la primera punta de electrodo y porción de superficie lateral de la segunda punta de electrodo comprende una porción de superficie semi-cilíndrica de la segunda punta de electrodo.

30 La porción de superficie semi-cilíndrica de la primera punta de electrodo puede tener un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados y la porción de superficie semi-cilíndrica del segundo electrodo puede tener un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados.

35 La porción de superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo puede ser proporcionada por una porción de superficie medial de la primera punta de electrodo y la porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo puede ser proporcionada por una porción de superficie medial de la segunda punta de electrodo. En otras realizaciones, la porción de superficie medial de la primera punta de electrodo comprende una porción de superficie semi-cilíndrica de la primera punta de electrodo y la porción de superficie medial de la segunda punta de electrodo comprende una porción de superficie semi-cilíndrica de la segunda punta de electrodo. La porción de superficie semi-cilíndrica de la primera punta de electrodo tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados y la porción de superficie semi-cilíndrica de la segunda punta de electrodo tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados.

40 La porción de superficie medial de la primera punta de electrodo tiene un revestimiento eléctricamente aislante sobre la misma y la porción de superficie medial de la segunda punta de electrodo tiene un revestimiento eléctricamente aislante sobre la misma. Un plano puede pasar a través de un eje longitudinal de la primera punta de electrodo y un eje longitudinal de la segunda punta de electrodo con el revestimiento eléctricamente aislante sobre la segunda punta de electrodo provista dentro de un área localizada de la porción de superficie medial de la primera punta de electrodo, comprendiendo el área localizada una porción de superficie semi-cilíndrica que tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 90 grados provista igualmente a cada lado del plano y el revestimiento eléctricamente aislante

sobre la segunda punta de electrodo provista dentro de un área localizada de la porción de superficie medial de la segunda punta de electrodo, comprendiendo el área localizada una porción de superficie semi-cilíndrica que tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 90 grados provistos de igual manera a cada lado del plano pasante.

5 La porción de superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo y la porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo son imágenes especulares, una de la otra.

10 El extremo distal esférico de la primera punta de electrodo comprende además un extremo distal semiesférico y el extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo puede comprender además un extremo distal semiesférico. El extremo distal esférico de la primera punta de electrodo tiene un arco esférico de aproximadamente 180 grados y el extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo puede tener un arco esférico de aproximadamente 180 grados.

15 La primera punta de electrodo puede comprender además una porción cilíndrica de la primera punta de electrodo y la segunda punta de electrodo comprende además una porción cilíndrica de la segunda punta de electrodo. La porción cilíndrica de la primera punta del electrodo puede estar localizada adyacente proximalmente al extremo distal esférico de la primera punta de electrodo y la porción cilíndrica de punta de la segunda punta de electrodo puede estar localizada adyacente proximalmente al extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo.

La primera salida de fluido puede estar definida, al menos parcialmente, por la primera punta de electrodo primera y la segunda salida de fluido puede estar definida, al menos parcialmente, por la segunda punta de electrodo.

20 La primera salida de fluido puede estar localizada proximal al extremo distal esférico de la primera punta de electrodo y la segunda salida de fluido puede estar localizada proximal al extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo. La primera salida de fluido puede expulsar fluido sobre la primera punta de electrodo en la porción cilíndrica de la primera punta de electrodo y la segunda salida de fluido puede expulsar fluido sobre la segunda punta de electrodo en la porción de la segunda punta de electrodo.

25 La primera punta de electrodo puede comprender además un canal de flujo de fluido de la primera punta de electrodo en comunicación fluida con la primera salida de fluido y la segunda punta de electrodo puede comprender además un canal de flujo de fluido de la segunda punta de electrodo en comunicación fluida con la segunda salida de fluido.

30 El canal de flujo de fluido de la primera punta de electrodo puede transportar el fluido expulsado desde la primera salida de fluido distalmente a lo largo de una longitud de la primera punta de electrodo y alejada de la porción de superficie de la primera punta de electrodo frente a la segunda punta de electrodo y el canal de flujo de fluido de la segunda punta de electrodo puede transportar el fluido expulsado desde la segunda salida de fluido distalmente a lo largo de una longitud de la segunda punta de electrodo y alejada de la porción de superficie de la segunda punta de electrodo frente a la primera punta de electrodo.

35 El canal de flujo de fluido de la primera punta de electrodo puede ser proporcionado por un hueco alargado de la primera punta de electrodo orientado longitudinalmente sobre la primera punta de electrodo y el canal de flujo de fluido de la segunda punta de electrodo puede ser proporcionado por un hueco alargado de la segunda punta de electrodo orientado longitudinalmente sobre la segunda punta de electrodo. La primera salida de fluido puede estar definida, al menos parcialmente, por el hueco alargado de la primera punta de electrodo y la segunda salida de fluido puede estar definida, al menos parcialmente, por el hueco alargado de la segunda punta de electrodo. El hueco alargado de la primera punta de electrodo puede terminar junto al extremo distal esférico de la primera punta de electrodo y el hueco alargado de la segunda punta de electrodo puede terminar junto al extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo. El hueco alargado de la primera punta de electrodo termina proximal al extremo distal esférico de la primera punta de electrodo y el hueco alargado de la segunda punta de electrodo termina proximal al extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo.

45 La primera punta de electrodo puede ser proporcionada en un extremo distal de un primer brazo inmóvil y la segunda punta de electrodo puede ser proporcionada en un extremo distal de un segundo brazo inmóvil. Una porción distal del primer brazo puede formar un ángulo con respecto a una porción adyacente del primer brazo y una porción distal del segundo brazo puede formar un ángulo con respecto a una porción adyacente del segundo brazo. La porción distal del primer brazo y la porción distal del segundo brazo pueden ser paralelas.

50 El primer brazo inmóvil puede comprender un primer eje que tiene un extremo distal del primer eje con la primera punta de electrodo extendiéndose distalmente más allá del extremo distal del primer eje y el segundo brazo inmóvil puede comprender un segundo eje, el extremo distal del primer eje y el segundo brazo inmóvil pueden comprender un segundo eje que tiene un extremo distal del segundo eje con la segunda punta de electrodo extendiéndose distalmente más allá del extremo distal del segundo eje. La primera salida de fluido puede estar localizada en el extremo distal del primer eje y la segunda salida de fluido puede estar localizada en el extremo del segundo eje. Además, el primer eje puede comprender una abertura del extremo distal del primer eje con la primera salida de fluido definida, al menos parcialmente, por la abertura del extremo distal del primer eje y el segundo eje puede comprender además una abertura del extremo distal del segundo eje con la salida de fluido definida, al menos

- parcialmente, por la abertura del extremo distal del segundo eje. La primera salida de fluido puede estar localizada entre una porción de la primera punta de electrodo y el extremo distal del primer eje y la segunda salida de fluido puede estar localizada entre una porción de la segunda punta de electrodo y el extremo distal del segundo eje. El primer eje puede comprender, además, un paso de fluido del primer eje, con el paso de fluido del primer eje en comunicación fluida con la primera salida de fluido y el segundo eje puede comprender, además, un paso de fluido del segundo eje, con el paso de fluido del segundo eje en comunicación fluida con la segunda salida de fluido.
- El dispositivo puede comprender un primer paso de flujo de fluido y un segundo paso de flujo de fluido, con el primer paso de flujo de fluido en comunicación fluida con la primera salida de fluido y el segundo paso de flujo de fluido en comunicación fluida con la segunda salida de fluido. Al menos uno de entre el primer paso de flujo de fluido y el segundo paso de flujo de fluido puede tener una sección transversal de forma circular. Al menos uno de entre el primer paso de flujo de fluido y el segundo paso de flujo de fluido puede estar proporcionado por un lumen de un tubo de metal hueco.
- La primera punta de electrodo puede comprender además una superficie que tiene un ángulo de contacto con el fluido expulsado desde la primera salida de fluido sobre la primera punta de electrodo de menos de aproximadamente 90 grados; y la segunda punta de electrodo puede comprender además una superficie que tiene un ángulo de contacto con el fluido expulsado desde la segunda salida de fluido sobre la segunda punta de electrodo de menos de aproximadamente 90 grados.
- La primera punta de electrodo y la segunda punta de electrodo pueden ser paralelas. La primera punta de electrodo y la segunda punta de electrodo pueden encontrarse en una disposición en la que están una al lado de la otra. La primera punta de electrodo y la segunda punta de electrodo pueden tener la misma forma o el mismo tamaño.
- La primera punta de electrodo puede tener un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1 mm y aproximadamente 7 mm, y la segunda punta de electrodo puede tener un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1 mm y aproximadamente 7 mm. La primera punta de electrodo puede tener un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2 mm y aproximadamente 5 mm y la segunda punta de electrodo puede tener un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2 mm y aproximadamente 5 mm.
- El extremo distal esférico de la primera punta de electrodo puede tener un radio en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 3,5 mm y el extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo puede tener un radio en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 3,5 mm. El extremo distal esférico de la primera punta de electrodo puede tener un radio en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1 mm y aproximadamente 2,5 mm y el segundo extremo distal esférico de la segunda punta de electrodo puede tener un radio en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1 mm ya aproximadamente 2,5 mm.
- La primera punta de electrodo puede estar separada de la segunda punta de electrodo por un hueco de al menos aproximadamente 2 mm. La primera punta de electrodo puede estar separada de la segunda punta de electrodo por un hueco en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1,3 mm y aproximadamente 4 mm. La primera punta de electrodo puede estar separada de la segunda punta de electrodo por un hueco en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2 mm y aproximadamente 3 mm.
- La Fig. 1 es una vista frontal de una realización de un sistema de la presente invención, que tiene una unidad de electrocirugía en combinación con una fuente de fluido y un dispositivo de electrocirugía portátil;
- La Fig. 2 es una vista frontal en perspectiva de la unidad de electrocirugía de la Fig. 1;
- La Fig. 3 es una vista posterior de la unidad de electrocirugía de la Fig. 1;
- La Fig. 4 es una gráfica de la salida de energía de RF en función de la impedancia para la unidad de electrocirugía de la Fig. 1;
- La Fig. 5 es una gráfica que muestra la relación de la tasa de flujo de fluido  $Q$  en unidades de centímetros cúbicos por minuto (cc/min) en el eje Y, y el ajuste de la energía de RF  $P_S$  en unidades de vatios en el eje X;
- La Fig. 6 es un diagrama de bloques que muestra una realización de la forma en la que la unidad de electrocirugía procesa las entradas de ajuste de la energía de RF  $P_S$  y el ajuste de la tasa de flujo de fluido,  $Q_L$ ,  $T_M$  o  $T_H$ , para controlar la velocidad de la bomba;
- Las Figs. 6A-6O son dibujos en detalle que muestran una realización específica de una unidad de electrocirugía;
- La Fig. 7 es una vista detallada en perspectiva de un ensamblaje de un dispositivo de electrocirugía que no es parte de la presente invención;
- La Fig. 8 es una vista en sección transversal longitudinal de un brazo del dispositivo de la Fig. 7;

- La Fig. 9 es un primer plano de una sección transversal longitudinal de la porción de punta del brazo mostrado en la Fig. 8, tomada a lo largo de la línea 9-9 de la Fig. 10;
- La Fig. 10 es una vista del extremo distal del brazo muestra en la Fig. 8;
- 5 La Fig. 11 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 7, ensamblada con un acoplamiento fluido a una superficie tisular de un tejido;
- La Fig. 12 es una vista en perspectiva de un dispositivo de electrocirugía alternativo;
- La Fig. 13 es un primer plano en perspectiva de una porción de punta alternativa;
- La Fig. 14 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 13, tomada a lo largo de la línea 14-14 de la Fig. 13;
- 10 La Fig. 15 es un primer plano en perspectiva de una porción de punta alternativa;
- La Fig. 16 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 15, tomada a lo largo de la línea 16-16 de la Fig. 15;
- La Fig. 17 es un primer plano en perspectiva de una porción de punta alternativa;
- 15 La Fig. 18 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 17, tomada a lo largo de la línea 18-18 de la Fig. 17;
- La Fig. 19 es un primer plano en perspectiva de la porción de punta de la Fig. 17, dispuesta en una hendidura de tejido;
- La Fig. 20 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 17, con un acoplamiento fluido a una superficie tisular de un tejido;
- 20 La Fig. 21 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 17 con un acoplamiento fluido alternativo a una superficie tisular de un tejido;
- La Fig. 22 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 17 con gotitas de fluido;
- La Fig. 23 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta de la Fig. 17 con un puente de fluido entre los electrodos;
- 25 La Fig. 24 es una vista detallada en perspectiva de un ensamblaje de otro dispositivo de electrocirugía;
- La Fig. 25 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta del dispositivo de la Fig. 24, tomada a lo largo de la línea 25-25 de la Fig. 24;
- La Fig. 26 es un primer plano de una sección transversal de la porción de punta del dispositivo de la Fig. 24, tomada a lo largo de la línea 26-26 de la Fig. 24;
- 30 La Fig. 27 es un primer plano de una sección transversal de otra porción de punta del dispositivo de la Fig. 24, tomada a lo largo de la línea 26-26 de la Fig. 24; y
- La Fig. 28 es un primer plano de una sección transversal de otra porción de punta del dispositivo de la Fig. 24, tomada a lo largo de la línea 25-25 de la Fig. 24.
- 35 A lo largo de la descripción, los números y las letras de referencia indican una estructura correspondiente a lo largo de las diversas vistas. También, cualquier característica o características particulares de una realización ejemplar particular pueden ser aplicadas por igual a cualquier otra realización o realizaciones ejemplares de esta especificación, según sea adecuado. En otras palabras, las características entre las diversas realizaciones ejemplares descritas en el presente documento son intercambiables según se considere adecuado, y no son exclusivas. A partir de la presente especificación, debe quedar claro que cualquier uso de los términos "distal" y
- 40 "proximal" se hacen con referencia desde el usuario del dispositivo, y no desde el paciente.
- La invención proporciona un aparato de electrocirugía para controlar la temperatura de un tejido en un sitio de tratamiento de tejido durante un procedimiento de electrocirugía. Esto es particularmente útil para los procedimientos en los que es deseable para reducir el tamaño, coagular y sellar un tejido contra pérdidas de sangre, por ejemplo, disminuyendo los lúmenes de vasos sanguíneos (por ejemplo, arterias, venas).
- 45 La invención se expondrá ahora con referencia a las Figuras, con la Fig. 1 mostrando una vista frontal de una realización de un sistema de la presente invención, que tiene una unidad de electrocirugía 14 en combinación con una fuente 22 de fluido y un dispositivo de electrocirugía 30 portátil. La Fig. 1 muestra un carro 2 móvil que tiene un chasis 4, que está provisto de cuatro ruedas 6 para un transporte fácil. El chasis 4 transporta un miembro 8 de

soporte que comprende un poste cilíndrico hueco que al que puede fijarse una canasta 10 de almacenamiento y usado para almacenar el manual de usuario de la unidad de electrocirugía, así como otros dispositivos adicionales no usados. Además, el miembro 8 de soporte transporta una plataforma 12 que comprende una mesa pedestal para proporcionar una superficie plana y estable para la ubicación de la unidad de electrocirugía 14.

5 Tal como se muestra, el carro 2 comprende además un polo 16 que transporta una fuente de fluido, que tiene una altura que puede ser ajustada deslizando el poste portador 16 arriba y abajo dentro del elemento 8 de soporte y después puede ser fijado en su posición con un tornillo de fijación. En la parte superior del polo 16 portador de la fuente de fluido hay un soporte 18 transversal, provisto de bucles 20 en sus extremos para proporcionar un gancho para transportar la fuente 22 de fluido.

10 Tal como se muestra en la Fig. 1, la fuente 22 de fluido comprende una bolsa de fluido desde la cual el fluido 24 fluye a través de una cámara 26 de goteo, después de que la bolsa haya sido perforada con un pico situado en el extremo de la cámara 26 de goteo. A continuación, el fluido 24 fluye a través unos tubos 28 flexibles de suministro a un dispositivo 30 de electrocirugía portátil. Preferentemente, el tubo 38 de suministro de fluido está realizado en un material de polímero.

15 Tal como se muestra en la Fig. 1, el tubo 28 de suministro de fluido pasa a través de la bomba 32. Tal como se muestra, la bomba 32 comprende una bomba peristáltica y, más específicamente, una bomba peristáltica rotativa. Con una bomba peristáltica rotativa, una porción del tubo 28 de suministro es cargada en el cabezal de la bomba subiendo y bajando el cabezal de la bomba en una manera conocida. Tal como se muestra mejor en la Fig. 6, el fluido 24 es transportado dentro del tubo 28 de suministro por ondas de contracción colocadas externamente en el tubo 28, que son producidas mecánicamente, típicamente, haciendo girar unos rodillos 57 de pinzamiento que giran sobre un eje 55 impulsor y comprimen, de manera intermitente, el tubo 28 contra un soporte 58 de yunque. Tal como alternativa, la bomba 32 puede comprender una bomba peristáltica lineal. Con una bomba peristáltica lineal, el fluido 24 es transportado dentro del tubo 28 de suministro por ondas de contracción colocadas externamente en el tubo 28, que son producidas mecánicamente, típicamente, por una serie de dedos o almohadillas de compresión que aprietan secuencialmente el tubo de 28 contra un soporte. Las bombas peristálticas son generalmente preferentes, ya que el mecanismo de fuerza electro-mecánico, en este caso rodillos impulsados por un motor eléctrico, no hace contacto con el fluido 24, reduciendo, de esta manera, la probabilidad de contaminación involuntaria.

20 En una realización preferente, el fluido 24 comprende una solución salina, y aún más preferentemente, una solución salina normal (fisiológica). Aunque la descripción del presente documento puede hacer referencia a una solución salina como el fluido 24, otros fluidos conductores de electricidad pueden ser utilizados según la invención.

25 Aunque un fluido conductor es preferente, tal como se hará más evidente con una lectura adicional de la presente especificación, el fluido 24 puede comprender también un fluido que no es conductor de electricidad. El uso de un fluido no conductor es menos preferente que un fluido conductor, sin embargo, el uso de un fluido no conductor todavía ofrece ciertas ventajas sobre el uso de un electrodo seco, incluyendo, por ejemplo, una menor incidencia de pegado de tejido al electrodo del dispositivo 5 y un enfriamiento del electrodo y/o el tejido. Por lo tanto, también está dentro del ámbito de la invención la inclusión del uso de un fluido no conductor, tal como, por ejemplo, agua desionizada.

30 Tal como se muestra en la Fig. 1, un dispositivo de electrocirugía 30 está conectado a una unidad de electrocirugía 14 a través de un cable 34, que comprende una pluralidad de hilos conductores aislados eléctricamente y al menos un enchufe 36 al final de los mismos. La unidad de electrocirugía 14 proporciona energía de radio frecuencia (RF) a través del cable 34 al dispositivo de electrocirugía 30. Tal como se muestra en la Fig. 2, el receptáculo 38 del conector de la unidad de electrocirugía 14 recibe el enchufe 36 del dispositivo 30 en el mismo, para conectar eléctricamente el dispositivo 30 a la unidad de electrocirugía 14. Preferentemente, el tubo 28 de suministro de fluido está provisto como parte del cable 34 y es producido con cables aislados eléctricamente por medio de una co-extrusión de plástico.

35 La Fig. 2 muestra el panel frontal de la unidad de electrocirugía 14. Se usa un interruptor 42 de alimentación para encender o apagar la unidad de electrocirugía 14. Después de encender la unidad de electrocirugía 14, el visualizador 44 de ajuste de energía de RF es usado para mostrar numéricamente la energía de RF en vatios. Preferentemente, el visualizador de ajuste de potencia comprende un visualizador de cristal líquido (LCD). Además, este visualizador 44 es usado para visualizar errores, en cuyo caso el visualizador 44 mostrará "Err" y parpadeará de manera alterna con un número o números de código de error especiales.

40 El selector de energía de RF comprende interruptores 46a, 46b de ajuste de energía de RF, que se usan para seleccionar el ajuste de energía de RF. Pulsando el interruptor 46a se aumenta el ajuste de la energía de RF, mientras que pulsando el interruptor 46b se disminuye el ajuste de energía de RF. La salida de energía de RF puede ser ajustada en incrementos de 5 vatios, en el intervalo de 20 a 100 vatios y en incrementos de 10 vatios, en el intervalo de 100 a 200 vatios. Además, la unidad de electrocirugía 14 incluye un visualizador de activación de energía de RF, que comprende un indicador luminoso que se ilumina cuando la energía de radiofrecuencia está activada. Los interruptores 46a, 46b pueden comprender interruptores de membrana.

Además de tener un visualizador de ajuste de energía de RF, la unidad de electrocirugía 14 incluye además un visualizador de ajuste de la tasa de flujo de fluido. El visualizador de ajuste de tasa de flujo comprende tres indicadores luminosos 50a, 50b y 50c, con un primer indicador luminoso 50a que corresponde a un ajuste bajo de la tasa de flujo de fluido, un segundo indicador luminoso 50b que corresponde a un ajuste medio (intermedio) de la tasa de flujo de fluido y un tercer indicador luminoso 50c que corresponde a un ajuste alto de la tasa de flujo. Uno de estos tres indicadores luminosos se encenderá cuando se seleccione un ajuste de la tasa de flujo de fluido.

Un selector de flujo de fluido que comprende los interruptores 52a, 52b y 52c de fijación de tasa de flujo es usado para seleccionar o cambiar el ajuste de la tasa de flujo. Tres interruptores pulsadores están provista del primer interruptor 52a que corresponde a un ajuste bajo de la tasa de flujo de fluido, el segundo interruptor 52b corresponde a un ajuste medio (intermedio) de la tasa de flujo de fluido y el tercer interruptor 52c corresponde a un ajuste alto de la tasa de flujo. Pulsando uno de estos tres interruptores pulsadores se selecciona el ajuste de la tasa de flujo bajo, medio (nivel intermedio) o alto correspondiente. El ajuste medio, o intermedio, de la tasa de flujo es seleccionado automáticamente como el ajuste por defecto, si no se realiza una selección manual del ajuste. Los Interruptores 52a, 52b y 52c pueden comprender interruptores de membrana.

Antes de empezar un procedimiento quirúrgico, es deseable cebar el dispositivo 30 con un fluido 24. El cebado es deseable para inhibir la activación de la energía de RF sin la presencia del fluido 24. Un interruptor 54 de cebado es usado para iniciar el cebado del dispositivo 30 con el fluido 24. Al pulsar una vez el interruptor 54 se inicia la operación de la bomba 32 durante un periodo de tiempo predeterminado para cebar el dispositivo 30. Una vez completado el período de tiempo, la bomba 32 se apaga automáticamente. Cuando se inicia el cebado del dispositivo 30, un visualizador 56 de cebado, que comprende un indicador luminoso, se ilumina durante el ciclo de cebado.

En el panel frontal, el indicador 74 de activación bipolar se ilumina cuando la energía de RF es activada desde la unidad de electrocirugía 14, bien por medio de un interruptor 168 manual en el dispositivo 30 o bien por medio de un pedal. Un cajón 76 extraíble está localizado bajo la unidad de electrocirugía 14, donde el usuario de la unidad de electrocirugía 14 puede encontrar una forma resumida del manual del usuario.

La Fig. 3 muestra el panel posterior de la unidad de electrocirugía 14. El panel posterior de la unidad de electrocirugía 14 incluye un altavoz de 60 y un mando 62 de control de volumen, para ajustar el volumen del tono que sonará cuando la energía de RF sea activada (tono de activación de la energía de RF). El volumen del tono de activación de la energía de RF se incrementa girando el mando en sentido horario, y se disminuye girando el mando en sentido antihorario. Sin embargo, la unidad de electrocirugía 14 previene que este tono sea silenciado completamente.

El panel posterior de la unidad de electrocirugía 14 incluye también un receptáculo 64 para el cable de alimentación, usado para conectar el cable de alimentación principal de la unidad de electrocirugía 14 y un conector 66 de puesta a tierra equipotencial usado para conectar la unidad de electrocirugía 14 a tierra, usando un cable adecuado. El panel posterior incluye también una funda 68 desmontable para la instalación de una toma de corriente bipolar, con interruptor de pie, conectable a un circuito con un interruptor de pie interno de la unidad de electrocirugía 14, de manera que la energía de RF pueda ser activada por medio de un interruptor de pie, además de un interruptor 30 manual del dispositivo. Además, el panel posterior incluye también una caja 70 de fusibles que contiene dos fusibles adicionales, consistentes con el voltaje de la línea. Finalmente, el panel posterior incluye una placa 72 que puede proporcionar información tal como información acerca del número de modelo, el número de serie, los voltajes nominales de línea, la frecuencia, la corriente y el valor nominal del fusible de la unidad de electrocirugía 14.

La curva de salida de la energía de RF de la unidad de electrocirugía 14 se muestra en la Fig. 4. La impedancia  $Z$ , se muestra en unidades de ohmios en el eje X y la potencia de salida  $P_o$  se muestra en unidades de vatios en el eje Y. En la realización ilustrada, la energía bipolar de la electrocirugía (RF) está fijada a 200 vatios. Tal como se muestra en la Figura, para un ajuste de la energía de RF de 200 vatios, la energía de salida  $P_o$  se mantendrá constante con la energía de RF  $P_s$  ajustada, siempre y cuando la impedancia  $Z$  se mantenga entre el valor bajo de corte de impedancia de 30 ohmios y el valor alto de corte de impedancia de 250 ohmios. Por debajo de una impedancia  $Z$  de 30 ohmios, la energía de salida  $P_o$  disminuirá, tal como se muestra mediante la rampa de impedancia baja. Por encima de una impedancia  $Z$  de 250 ohmios, la energía de salida  $P_o$  también disminuirá, tal como se muestra mediante la rampa de impedancia alta.

La unidad de electrocirugía 14 ha sido configurada también de manera que la velocidad de la bomba y, por lo tanto, el caudal de fluido expulsado por la bomba, está predeterminado en base a dos variables de entrada, el ajuste de la energía de RF y el ajuste de la tasa de flujo de fluido. En la Fig. 5 se muestra una relación de la tasa de flujo de fluido  $Q$  en unidades de centímetros cúbicos por minuto cc/min en el eje Y, y el ajuste de la energía de RF  $P_s$  en unidades de vatios en el eje X. La relación ha sido diseñada para inhibir efectos no deseados, tales como desecación del tejido, pegado al electrodo, producción de humo y formación de carbón, mientras que al mismo tiempo no proporcione un tasa de flujo de fluido  $Q$  a un ajuste de la energía de RF  $P_s$  correspondiente que sea tan grande como para ofrecer demasiada dispersión eléctrica y enfriamiento en la interfase electrodo/tejido. Aunque sin limitarse a una teoría particular, puede encontrarse una exposición más detallada sobre cómo interactúa la tasa de flujo de fluido con la energía de radiofrecuencia, los modos de transferencia de calor lejos de los tejidos, la



evaporación fraccional del fluido y las diversas estrategias de control en la publicación US No. 2001/0032002.

Tal como se muestra, una unidad de electrocirugía 14 ha sido configurada para incrementar linealmente la tasa de flujo de fluido Q con un ajuste de energía de RF  $P_S$  creciente para cada uno de los tres ajustes de la tasa de flujo de fluido, bajo, medio y alto, correspondientes a  $Q_L$ ,  $Q_M$  y  $Q_H$ , respectivamente. Por el contrario, la unidad de electrocirugía 14 ha sido configurada para disminuir linealmente la tasa de flujo de fluido Q con una reducción de la energía de RF  $P_S$  para cada uno de los tres ajustes de la tasa de flujo de fluido, bajo, medio y alto, correspondientes a  $Q_L$ ,  $Q_M$  y  $Q_H$ , respectivamente. Tal como se muestra,  $Q_L$ ,  $Q_M$  y  $Q_H$  se puede expresar como una función del ajuste de la energía de RF  $P_S$ , cambiando las constantes de proporcionalidad ejemplares de la siguiente manera:

$$Q_L = 0,1 \times P_S$$

$$Q_M = 0,1286 \times P_S$$

$$Q_H = 0,1571 \times P_S$$

La Fig. 6 muestra un diagrama de bloques ejemplar de cómo la unidad de electrocirugía 14 procesa las entradas de ajuste de la energía de RF  $P_S$  y el ajuste de la tasa de flujo de fluido,  $Q_L$ ,  $Q_M$  o  $Q_H$ , para controlar la velocidad de la bomba y, por lo tanto, el caudal de fluido expulsado por la bomba 32. Tal como se muestra, los valores de entrada seleccionados por el usuario para el ajuste de la energía de RF  $P_S$  y el ajuste bajo, medio o alto, de la tasa de flujo de fluido (correspondiente a  $Q_L$ ,  $Q_M$  y  $Q_H$ ), así como la activación de la función de cebado, son introducidos en la unidad de electrocirugía 14 pulsando los interruptores correspondientes para estos parámetros, posicionados en el panel frontal de la unidad de electrocirugía 14.

Tal como se muestra en la Fig. 6, los interruptores 46a, 46b de ajuste de la energía de RF, los interruptores 52a, 52b, 52c de ajuste de la tasa de flujo y el interruptor 54 de cebado, son, todos ellos, parte de un módulo 40 de panel de visualización que comprende, preferentemente, una placa de circuito impreso, que recibe las entradas a la unidad de electrocirugía 14.

Los valores de entrada seleccionados por el usuario para la energía de RF, la tasa de flujo de fluido y el cebado son transportadas, a continuación, a través de señales 41 de entrada correspondientes a un módulo 43 principal, que comprende preferentemente una placa de circuito impreso que incluye un chip 45 de ordenador, un generador 47 de radiofrecuencia y un controlador 48 de bomba. Tal como se muestra, el módulo 40 de panel de visualización y el módulo 43 principal, así como otros componentes, reciben energía de un módulo 49 de fuente de alimentación, que comprende también una placa de circuito impreso.

El chip 45 de ordenador comprende, preferentemente, una unidad micro-procesadora, una memoria y una unidad de control de entrada/salida. De esta manera, las relaciones funcionales entre el nivel de energía de radiofrecuencia y el flujo del fluido pueden ser almacenadas en la memoria del chip 45 de ordenador. Aunque las relaciones funcionales se almacenan preferentemente en la forma de las ecuaciones anteriores, las mismas pueden ser almacenadas también como puntos de datos numéricos como parte de una tabla de consulta de una base de datos.

Tal como se muestra, las señales 41 de entrada son recibidas y procesadas por el chip 45 de ordenador. Más específicamente, por ejemplo, a partir de la señal de entrada recibida correspondiente al ajuste de la tasa de flujo de fluido  $Q_L$ ,  $Q_M$  o  $Q_H$ , el chip 45 de ordenador puede determinar primero cuál de las ecuaciones anteriores aplicar. Después de determinar qué ecuación de aplicar, el chip 45 de ordenador puede solicitar, a continuación, la relación para determinar la salida para el flujo del fluido de la bomba 32 en base al nivel de potencia de radiofrecuencia seleccionado. Una vez determinada esta salida, el chip 45 ordenador envía señales 51 y 53 de salida correspondientes al nivel de energía de radiofrecuencia seleccionado y la salida calculada para el flujo del fluido desde la bomba 32 al generador 47 de radiofrecuencia y el controlador 48 de la bomba, respectivamente. A continuación, el controlador 48 de la bomba controla la velocidad del eje 55 impulsor de la bomba mediante el control del voltaje 59 de entrada al motor 61 de la bomba que hace que gire al eje 55 impulsor. Pueden encontrarse dibujos más detallados de una unidad de electrocirugía 14 ejemplar en las Figs. 6A-6O.

La unidad de electrocirugía 14 puede incluir un mecanismo de retardo, como un temporizador, para mantener automáticamente el flujo de fluido durante varios segundos después de desactivar la energía de RF, para proporcionar un enfriamiento post-tratamiento. La unidad de electrocirugía 14 puede incluir también un mecanismo de retardo, tal como un temporizador, para encender automáticamente el flujo de fluido hasta varios segundos antes de que la energía de RF sea activada, para inhibir la posibilidad de efectos no deseables, tales como la desecación del tejido, pegado al electrodo, formación de carbón y producción de humo.

La unidad de electrocirugía 14 está particularmente configurada para su uso con dispositivos bipolares. Con un dispositivo bipolar, se crea un circuito eléctrico de corriente alterna entre los polos eléctricos primero y segundo del dispositivo. Un dispositivo de electrocirugía bipolar ejemplar puede ser utilizado en conjunción con la unidad de electrocirugía 14 de la presente invención se muestra en el carácter de referencia 30a en la Fig. 7. Aunque varios dispositivos de electrocirugía se describen en este documento con referencia al uso con una unidad de electrocirugía, debe entenderse que la descripción de la combinación es con el propósito de ilustrar el sistema de la invención. Consecuentemente, debe entenderse que aunque los dispositivos de electrocirugía divulgados en esta

memoria pueden ser preferentes para su uso con una unidad de electrocirugía, puede ser plausible el uso de otros dispositivos de electrocirugía con la unidad de electrocirugía, tal como un dispositivo monopolar, o puede ser plausible el uso de los dispositivos de electrocirugía divulgados en la presente memoria con otra unidad de electrocirugía.

5 Tal como se muestra, un dispositivo 30a bipolar de electrocirugía ejemplar comprende dos brazos 100a, 100b, inmóviles, preferentemente paralelos, que comprenden ejes 102a, 102b huecos, rígidos, autoportantes. Los ejes 102a, 102b comprenden preferentemente tubos hipodérmicos de acero inoxidable, de paredes gruesas. De esta manera, los ejes 102a, 102b tienen suficiente rigidez para mantener su forma durante el uso del dispositivo 30a, sin enroscamiento o plegado considerables.

10 El dispositivo 30a comprende además un asa proximal que comprende porciones 104a, 104b asa de acoplamiento y porciones de punta de brazo, tal como se muestra por medios de los círculos 106a, 106b. Las asas 104a, 104b están realizadas, preferentemente, en un material rígido, esterilizable, no conductor, tal como un polímero (por ejemplo, policarbonato). También, el asa está configurado preferentemente delgado, junto con el resto del dispositivo, para facilitar que un usuario del dispositivo agarre y manipule el dispositivo como un dispositivo de tipo pluma. Tal como se ha indicado anteriormente, el dispositivo 30a comprende también un tubo 28 flexible de suministro de fluido, que se puede conectar a la fuente 22 de fluido, preferentemente a través de un pico situado en el extremo de la cámara 26 de goteo, y un cable 34 que se puede conectar a la unidad de electrocirugía 14, que proporcionan, respectivamente, fluido y energía de RF a las porciones 106a, 106b punta de brazo.

20 El cable 34 del dispositivo 30a comprende dos cables 34a, 34b aislados, que pueden conectarse a la unidad de electrocirugía 14 a través de dos conectores 37a, 37b (macho) de enchufe de punta cónica. Los conectores 37a, 37b de enchufe de punta cónica son ensamblados, cada uno, con los cables 34a, 34b dentro de las carcasas de los enchufes 36a, 36b. Los conductores 35a, 35b de cable de los cables 34a, 34b aislados están conectados distalmente a unos terminales 39a, 39b, semi-circulares, que se conectan por presión a una porción proximal de los ejes 102a, 102b.

25 Las porciones 106a, 106b punta de brazo son retenidas en una posición relativa, una con respecto a la otra, por un dispositivo de acoplamiento mecánico que comprende un collar 108 y se inhibe su separación, una con respecto a la otra. Tal como se muestra, el collar 108 comprende un polímero (por ejemplo, el acrilonitrilo-butadieno-estireno o policarbonato) y está localizado en la porción distal de los brazos 100a, 100b proximales a los extremos distales de los ejes 102a, 102b. Preferentemente, el collar 108 comprende dos aberturas 112a, 112b, que se muestran como formas en C opuestas, configuradas para recibir una porción de los ejes 102a, 102b que, preferentemente, se ajustan a presión en las mismas. Una vez que el collar 108 está conectado a los ejes 102a, 102b, preferentemente mediante una conexión de ajuste a presión, el collar 108 puede ser configurado para deslizarse a lo largo de la longitud de los ejes 102a, 102b, para ajustar o variar la ubicación del collar 108 en los ejes 102a, 102b. Como alternativa, la localización del collar 108 puede ser fijada en relación con los ejes 102a, 102b, por ejemplo, mediante por soldadura.

40 Tal como se muestra en la Fig. 7, los brazos 100a, 100b, del dispositivo 30a son idénticos. En el extremo de los brazos 100a, 100b, el dispositivo 30a comprende dos elementos de contacto, uno al lado del otro, separados espacialmente (por espacio vacío) que comprenden, preferentemente, electrodos 114a, 114b, que, tal como se muestra, comprenden bolas sólidas de metal que tienen una superficie suave e ininterrumpida, cuyo detalle puede observarse en la Fig. 11.

Las Figs. 8-10 muestran varias vistas de un brazo 100a del dispositivo 30a. Dado que los brazos 100a, 100b son idénticos, la descripción siguiente del brazo 100a se aplica igualmente al brazo 100b.

45 Tal como se muestra mejor en las Figs. 8 y 9, la porción 106a punta del brazo 100a comprende un manguito 116a que tiene un diámetro uniforme en su extensión longitudinal, un muelle 118a y una porción distal del eje 102a. Tal como se muestra en la Fig. 8, el eje 120a longitudinal de la porción 106 punta puede ser configurado en un ángulo  $\alpha$  con respecto al eje longitudinal del resto proximal del eje 102a. Preferentemente, el ángulo  $\alpha$  es de aproximadamente 5 grados a 90 grados y, más preferentemente, el ángulo  $\alpha$  es de aproximadamente 8 grados a 45 grados.

50 Tal como se muestra en las Figs. 8 y 9, el electrodo 114a tiene una forma esférica con una superficie esférica correspondiente, una porción 122a del cual está expuesta al tejido en el extremo distal del dispositivo 30a. Cuando el electrodo 114a tiene forma de esfera, la esfera puede tener cualquier diámetro adecuado. Típicamente, la esfera tiene un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1 mm y aproximadamente 7 mm, aunque se ha encontrado que cuando una esfera es mayor que aproximadamente 4 mm o menor de aproximadamente 2 mm, el tratamiento del tejido puede verse afectado negativamente (particularmente, el tiempo de tratamiento del tejido), debido a una superficie del electrodo que es, respectivamente, demasiado grande o demasiado pequeña. De esta manera, preferentemente, la esfera tiene un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2,5 mm y aproximadamente 3,5 mm y, más preferentemente, de aproximadamente 3 mm.

Se entiende que pueden usarse formas distintas a la de una esfera para el elemento de contacto. Los ejemplos de

dichas formas incluyen formas oblongas o alargadas. Sin embargo, tal como se muestra en la Fig. 8, preferentemente, una superficie del extremo distal del brazo 100a proporciona una superficie roma, redondeada, que no es puntiaguda ni afilada, tal como muestra el electrodo 114a.

5 Tal como se muestra en las Figs. 8 y 9, el electrodo 114a está localizado, preferentemente, en una cavidad 124a del manguito 116a cilíndrico, que proporciona un receptáculo para el electrodo 114a. Entre otras cosas, el manguito 116a guía el movimiento del electrodo 114a, y funciona también como un alojamiento para retener el electrodo 114a.

10 También, tal como se muestra en la Fig. 9, una porción 126a del electrodo 114a es retenida dentro de una cavidad 124a, mientras que otra porción se extiende distalmente a través de la abertura de salida de fluido proporcionada por un orificio 130 circular de salida de fluido. También, tal como se muestra, el manguito 116a es conectado, preferentemente, mediante soldadura con un soldador de plata, al extremo 110a distal del eje 102a. Para el dispositivo 30a, el electrodo 114a, el manguito 116a y el eje 102a comprenden, preferentemente, un metal conductor de electricidad, que también es, preferentemente, no corrosivo. Un material preferente es el acero inoxidable. Otros metales adecuados incluyen titanio, oro, plata y platino. El eje 102a es, preferentemente, un tubo delgado de acero inoxidable.

15 Volviendo a la cavidad 124a, el diámetro interno de la cavidad 124a que rodea el electrodo 114a es, preferentemente, ligeramente mayor que el diámetro de la esfera, típicamente, en aproximadamente 0,25 mm. Esto permite que la esfera gire libremente dentro de la cavidad 124a. Consecuentemente, la cavidad 124a del manguito 116a tiene también, preferentemente, un diámetro en el intervalo de aproximadamente 1 mm a aproximadamente 7 mm.

20 Tal como se muestra mejor en las Figs. 9 y 10, con el fin de retener el electrodo 114a dentro de la cavidad 124a del manguito 116a, preferentemente, el orificio 130 de salida de fluido, que en última instancia, proporciona una abertura de salida de fluido, de la cavidad 124a en su extremo 132a distal comprende una región 134a distal pellizcada que se reduce a un tamaño menor que el diámetro del electrodo 114a, para inhibir el escape del electrodo 114a del manguito 116a. Más preferentemente, el orificio 130 de salida de fluido tiene un diámetro menor que el diámetro del electrodo 114a.

25 Tal como se muestra mejor en la Fig. 10, el orificio 130a de salida de fluido tiene, preferentemente, un diámetro menor que el diámetro del electrodo 114a, lo que se puede lograr al menos mediante un engarce 136a localizado en el extremo 132a distal del manguito 116a que está dirigido hacia el interior del manguito 116a y distal a la porción 126a del electrodo 114a confinada en la cavidad 124a. Cuando se emplea un engarce 136a, el engarce 136a puede comprender un único patrón de borde circular continuo. De esta manera, la porción de elemento de contacto que se extiende distalmente a lo largo de la abertura de salida de fluido (es decir, la porción 128a del electrodo) proporcionada por el orificio 130a de salida de fluido tiene una forma complementaria a la abertura de salida de fluido proporcionada por el orificio 130a de salida de fluido, en este caso, ambos circulares.

30 Tal como se muestra en la Fig. 10, el engarce 136a puede tener un patrón borde circular discontinuo en el que el engarce 136a está interrumpido por al menos una ranura 138a de orificio rectangular, formada en el extremo 132a distal del manguito 116a. De esta manera, la abertura de salida de fluido localizada en el extremo distal del dispositivo 30a puede comprender una primera porción (por ejemplo, la porción 130a de orificio de salida de fluido circular) y una segunda porción (por ejemplo, la porción 138a de ranura de orificio de salida de fluido). Tal como se muestra en la Fig. 10, el engarce 136a comprende al menos cuatro secciones de engarce que forman un patrón borde circular, separados por cuatro ranuras discretas 138 localizadas radialmente en el mismo a 90 grados una respecto a la otra, e igualmente posicionadas alrededor de la porción de la primera abertura de salida de fluido. Las ranuras 138a se usan, preferentemente, para proporcionar una abertura de salida de fluido o una salida contigua al electrodo 114a, cuando el electrodo 114a está completamente asentado (tal como se explicará más adelante) y/o cuando el electrodo 114a no está en uso (es decir, sin carga eléctrica), para mantener la porción 122a de superficie de la superficie del electrodo 114a húmeda. Preferentemente, las ranuras 138a tienen una anchura en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,1 mm y 1 mm y, más preferentemente, aproximadamente de 0,2 mm a 0,3 mm. En cuanto a la longitud, las ranuras 138a tienen, preferentemente, una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,1 mm y 1 mm y, más preferentemente, aproximadamente de 0,4 mm a 0,6 mm.

35 Tal como se muestra en la Fig. 10, el engarce 136a puede tener un patrón borde circular discontinuo en el que el engarce 136a está interrumpido por al menos una ranura 138a de orificio rectangular, formada en el extremo 132a distal del manguito 116a. De esta manera, la abertura de salida de fluido localizada en el extremo distal del dispositivo 30a puede comprender una primera porción (por ejemplo, la porción 130a de orificio de salida de fluido circular) y una segunda porción (por ejemplo, la porción 138a de ranura de orificio de salida de fluido). Tal como se muestra en la Fig. 10, el engarce 136a comprende al menos cuatro secciones de engarce que forman un patrón borde circular, separados por cuatro ranuras discretas 138 localizadas radialmente en el mismo a 90 grados una respecto a la otra, e igualmente posicionadas alrededor de la porción de la primera abertura de salida de fluido. Las ranuras 138a se usan, preferentemente, para proporcionar una abertura de salida de fluido o una salida contigua al electrodo 114a, cuando el electrodo 114a está completamente asentado (tal como se explicará más adelante) y/o cuando el electrodo 114a no está en uso (es decir, sin carga eléctrica), para mantener la porción 122a de superficie de la superficie del electrodo 114a húmeda. Preferentemente, las ranuras 138a tienen una anchura en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,1 mm y 1 mm y, más preferentemente, aproximadamente de 0,2 mm a 0,3 mm. En cuanto a la longitud, las ranuras 138a tienen, preferentemente, una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,1 mm y 1 mm y, más preferentemente, aproximadamente de 0,4 mm a 0,6 mm.

40 En cuanto al extremo proximal de la punta (que comprende el electrodo 114a, el manguito 116a y el muelle 118) del dispositivo 30a, tal como se muestra en la Fig. 9, preferentemente la porción del manguito 116a proximal al electrodo 114a, tiene también una región 140 proximal apretada que retiene el electrodo 114a en la cavidad 124a del manguito 116a e inhibe un escape del electrodo 114a de la cavidad 116a del manguito 116a, tal como un diámetro menor que el diámetro del electrodo 114a.

45 Aunque la región 134a distal pellizcada y la región 140a proximal pellizcada pueden ser usadas solo para soportar el electrodo 114a, en su posición de uso, el electrodo puede ser soportado además por un muelle 118a de compresión, tal como se muestra en la Fig. 7. El uso del muelle 118a es preferente para proporcionar un soporte de longitud variable dentro de la longitud de trabajo del muelle 118a para superar las tolerancias de fabricación (por ejemplo, la longitud) entre los soportes fijos (es decir, las regiones 134a y 140a pellizcadas) del manguito 116a. N relación al mantenimiento de una localización apropiada del muelle 118a, el manguito 116a comprende también un lumen 142a,

tal como se muestra en la Fig. 9, el cual, además de proporcionar un paso directo para el fluido, proporciona un tubo de guiado para el muelle 118a.

Además de lo expuesto anteriormente, el muelle 118a proporciona una multitud de funciones y ventajas. Por ejemplo, la configuración de la región 134a distal pellizcada, la región 140a proximal pellizcada y el muelle 118a ofrece la capacidad de mover el electrodo 114a distal y proximalmente dentro del manguito 116a. Tal como se muestra en la Fig. 9, el muelle 118a está localizado proximal al electrodo 114a entre una primera superficie de carga que comprende la superficie 144a de electrodo y una segunda superficie de carga que el extremo 119a distal del eje 102a. De esta manera, el muelle 118a puede ser configurado para proporcionar una fuerza de descompresión para asentar el electrodo 114a contra la región 134a distal pellizcada, en este caso el borde 146a del perímetro del engarce 136a, previamente al uso del dispositivo de electrocirugía 30a.

Por el contrario, tras la aplicación del electrodo 114a contra una superficie de tejido con la fuerza suficiente para superar la fuerza de compresión del muelle 118a, el muelle 118a se comprime y el electrodo 114a se retrae proximalmente lejos de la región 134a distal pellizcada, en este caso el borde 146a del perímetro del engarce 136a, cambiando la posición del mismo. De la manera anterior, el elemento de contacto, que comprende el electrodo 114<sup>a</sup>, puede ser retraído a la cavidad 124a del alojamiento proporcionado por el manguito 116a tras la aplicación de una fuerza dirigida proximalmente contra la superficie 122a de la porción 128a del electrodo 114a que se extiende distalmente más allá de la abertura 130a distal localizada en el extremo 132a distal del alojamiento y el muelle 118a funciona como un miembro de desvío de retracción.

Al hacer que el electrodo 114a pueda ser posicionado de la manera anterior por medio del muelle 118a, el dispositivo de electrocirugía 30a puede estar provisto de un mecanismo de desatascado. Dicho mecanismo puede retraerse para proporcionar un acceso para desatascar los orificios de salida de fluido (por ejemplo, 130a y 138a), que pueden llegar a presentar un flujo restringido como consecuencia de residuos sueltos (por ejemplo, tejido, sangre, coagulación) que quedan atorados en los mismos. Por ejemplo, cuando una fuerza de desplazamiento, tal como por ejemplo desde un dispositivo de limpieza manual (por ejemplo, un cepillo) o debido al empuje de la punta distal contra una superficie dura, tal como un retractor, es aplicada a la superficie 122a, del electrodo 114a, la cual supera la fuerza de compresión del muelle 118a, causando que el muelle 118a se comprima y que el electrodo 114a se retraiga, la punta del dispositivo de limpieza manual puede extenderse al interior del orificio 130a de salida de fluido para limpiar el orificio 130a de salida de fluido, el borde 146a del perímetro y la ranura 138. Dicho de otra manera, el electrodo 118a, que puede estar posicionado tal como se indica, proporciona una metodología para desatascar un orificio de salida de fluido mediante un aumento de la sección transversal del orificio de salida de fluido, para proporcionar acceso al mismo.

Además, el muelle 118a puede comprender un conductor eléctrico, particularmente cuando el electrodo 114a, está retraído a una posición de no contacto (es decir, que no está en contacto) con el manguito 116a.

La región 140a proximal pellizcada puede comprender uno o más engarces similares a la región 134a distal pellizcada, de manera que el electrodo 114a es retenido en el manguito 116a tanto distal como proximalmente por los engarces. También, el manguito 116a puede estar dispuesto dentro del eje 102, en lugar de estar conectado al extremo 110a distal del eje 102a. También, el manguito 116a puede estar formado unitariamente (es decir, como una única pieza o unidad) con el eje 102a como una pieza unitaria.

En las posiciones en las que el eje 102 y el manguito 116a son eléctricamente conductores (para el dispositivo 30a, preferentemente el eje 102 y el manguito 116a son completamente conductores de electricidad y no comprenden porciones no conductoras), un aislante eléctrico 148a (es decir, que comprende material no conductor o aislante) rodea preferentemente el eje 102a y el manguito 116a a lo largo de sustancialmente toda su longitud expuesta (por ejemplo, la porción fuera de los confines del asa 104a, 104b), terminando a una distancia corta (por ejemplo, en el inicio proximal del engarce 136a o menos de aproximadamente 3 mm) del extremo 132a distal del manguito 116a. El aislante 148a comprende, preferentemente, un tubo de polímero termoencogible.

El eje 102a puede estar realizado en un material que no conduce la electricidad a excepción de una porción en su extremo 110a distal que hace contacto con el manguito 116a. Esta porción del eje 102a que hace contacto con el manguito 116a debería ser conductora de la electricidad. El cable 35a conductor del cable 34a aislado se extiende a esta porción conductora de electricidad del eje 102a. El eje 102a puede comprender completamente un material no conductor, como cuando el cable 35a conductor del cable 34a aislado se extiende directamente al manguito 116a.

Tal como se muestra en la Fig. 11, cuando el dispositivo 30a está en uso, los electrodos 114a, 114b están separados lateralmente, contiguos a la superficie 202 del tejido 200. Los electrodos 114a, 114b están conectados a una unidad de electrocirugía 14 para proporcionar energía de RF y forman un campo eléctrico de corriente alterna en el tejido 200 localizado entre los electrodos 114a y 114b. En presencia de la corriente alterna, los electrodos 114a, 114b alternan la polaridad entre cargas positivas y negativas con el flujo de corriente desde la carga positiva a la negativa. Sin estar ligado a una teoría particular, el calentamiento del tejido es realizado por calentamiento por resistencia eléctrica. Es decir, la temperatura del tejido aumenta como resultado del flujo de corriente eléctrica a través del tejido, siendo absorbida la energía eléctrica del voltaje y transformada en energía térmica (es decir, calor) por medio del movimiento acelerado de los iones, como una función de la resistencia eléctrica del tejido.

5 Durante el uso del dispositivo 30a, el fluido 24 desde la fuente 22 de fluido es comunicado primero a través del lumen 29 del tubo 28 de suministro. Preferentemente, el tubo 28 de suministro alimenta un lumen de entrada de un divisor Y 150 (tal como se muestra en la Fig. 7), que está en comunicación fluida con dos lúmenes de salida en el mismo, para proporcionar una comunicación fluida con los lúmenes 154a, 154b del tubo 152a, 152b de suministro para alimentar cada brazo 100a, 100b. A continuación, los lúmenes 154a, 154b son encajados, preferentemente, por interferencia sobre el diámetro exterior de los ejes 102a, 102b, para proporcionar un sello de encaje a presión entre los mismos. Un adhesivo puede ser usado entre los mismos para fortalecer el sello. A continuación, el fluido 24 es comunicado por los lúmenes 103a, 103b de los ejes 102a, 102b a través de los lúmenes 142a, 142b y las cavidades 124a, 124b de los manguitos 116a, 116b, donde es expulsado alrededor y sobre las superficies 122a, 122b expuestas de los electrodos 114a, 114b. Esto proporciona electrodos húmedos para realizar la electrocirugía.

10 La relación entre el material de los electrodos 114a, 114b y sus superficies, y el fluido 24 a lo largo de las diversas realizaciones debería ser tal que el fluido 24 humedezca la superficie de los electrodos 114a, 114b. El ángulo de contacto,  $\theta$ , es una medida cuantitativa de la humectación de un sólido por un líquido. Se define geoméricamente como el ángulo formado por un líquido en el límite trifásico en el que un líquido, gas y sólido se cruzan. En términos de la termodinámica de los materiales implicados, el ángulo de contacto  $\theta$  implica las energías libres interfaciales entre las tres fases dadas por la ecuación

$$\gamma_{LV} \cos \theta = \gamma_{SV} - \gamma_{SL}$$

15 en la que  $\gamma_{LV}$ ,  $\gamma_{SV}$  y  $\gamma_{SL}$  se refieren a las energías interfaciales de las interfaces líquido/vapor, sólido/vapor y sólido/líquido, respectivamente. Si el ángulo de contacto  $\theta$  es menor de 90 grados se dice que el fluido moja el sólido. Si el ángulo de contacto es mayor de 90 grados el líquido es no humectante. Un ángulo de contacto  $\theta$  igual a cero representa humectación completa. De esta manera, preferentemente, el ángulo de contacto es menor de 90 grados.

20 Tal como se muestra en la Fig. 11, durante el uso del dispositivo 30a de electrocirugía, los acoplamientos fluidos 204a, 204b comprenden, preferentemente, redes discretas, localizadas y, tal como se muestra, forman típicamente porciones de perla o redes con forma triangular que proporcionan una película de fluido 24 entre la superficie 202 del tejido 200 y los electrodos 114a, 114b. Cuando el usuario del dispositivo de electrocirugía 114a coloca los electrodos 114a, 114b en un sitio de tratamiento de tejido y mueve los electrodos 114a, 114b a través de la superficie 202 del tejido 200, el fluido 24 es expulsado alrededor y sobre las superficies 122a, 122b de los electrodos 114a, 114b en los extremos 132a, 132b distales de los manguitos 116a, 116b y sobre la superficie 202 del tejido 200 a través de los acoplamientos 204a, 204b. Al mismo tiempo, la energía eléctrica de RF, que se muestra por medio de las líneas 206 de campo eléctrico, es proporcionada al tejido 200 en la superficie 202 del tejido y por debajo de la superficie 202 del tejido al interior del tejido 200 a través de los acoplamientos 204a, 204b fluidos.

25 El fluido 24, además de proporcionar un acoplamiento eléctrico entre el dispositivo de electrocirugía 30a y el tejido 200, lubrica la superficie 202 del tejido 200 y facilita el movimiento de los electrodos 114a, 114b a través de la superficie 202 del tejido 200. Durante el movimiento de los electrodos 114a, 114b, los electrodos 114a, 114b se deslizan, típicamente, a través de la superficie 202 del tejido 200, pero también pueden girar conforme los electrodos 114a, 114b se mueven a través de la superficie 202 del tejido 200. Típicamente, el usuario del dispositivo de electrocirugía 30a desliza los electrodos 114a, 114b a través de la superficie 202 del tejido 200, adelante y atrás, con un movimiento de pintado mientras usa el fluido 24 como, entre otras cosas, una capa de lubricante. En ciertas realizaciones, el espesor del fluido 24 entre la superficie del extremo distal de los electrodos 114a, 114b y la superficie 202 del tejido 200 en el borde exterior de los acoplamientos 204a, 204b está en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,05 mm y 1,5 mm. También, las puntas del extremo distal de los electrodos 114a, 114b pueden hacer contacto con la superficie 202 del tejido 200 sin ningún fluido 24 entre las mismas.

30 Para evitar de mejor manera que el fluido desde el sitio de tratamiento fluya inadvertidamente al asa 104a, 104b del dispositivo 30a, cada brazo 100a, 100b del dispositivo 30a puede incluir un sello 156a, 156b, tubular, cilíndrico, hueco, que forma un sello entre la superficie exterior de los aislantes 148a, 148b y el asa 104a, 104b. Además, las porciones extremo proximal de los sellos 156a, 156b tubulares, los aislantes 148a, 148b y los eje 102a, 102b pueden ser recibidos en las aberturas 166a, 166b cilíndricas de un revestimiento 164 de goma para proporcionar un sellado adicional.

35 La Fig. 12 proporciona una vista en perspectiva de un dispositivo de electrocirugía alternativo. Tal como se muestra en la Fig. 12, el dispositivo 30b incluye un dispositivo interruptor 168 manual. El interruptor 168 comprende, preferentemente, un pulsador 169 y un interruptor de domo 167 que tiene dos contactos eléctricos. Los contactos comprenden, preferentemente, contactos superiores e inferiores dispuestos sobre una plataforma 171 en una relación de superposición. Preferentemente, el contacto superior comprende una configuración con forma de domo superpuesta y separada del contacto inferior, que es plano. Preferentemente, los contactos están separados, uno del otro, en virtud de la configuración en forma de domo del contacto superior cuando el interruptor 168 está en una posición no presionado, creando, de esta manera, un circuito de control abierto en relación al interruptor 168. Sin embargo, cuando el contacto superior es presionado a una posición presionada, el contacto superior hace contacto con el contacto inferior, cerrando, de esta manera, el circuito de control del interruptor manual. A continuación, la presencia del circuito de control cerrado es detectada, por medio del cual se proporciona energía a los electrodos

114a, 114b.

5 Cuando una fuerza de depresión es retirada del contacto superior, el contacto vuelve a su posición de domo no presionado, como consecuencia de su elasticidad o la memoria elástica, devolviendo, de esta manera, el interruptor 168 a su posición no presionada, volviendo a abrir el circuito de control manual. A continuación, la presencia del circuito de control abierto es detectada por la unidad de electrocirugía 14, que, a continuación, deja de proporcionar energía a los electrodos 114a, 114b.

La porción 106 de punta del dispositivo bipolar puede comprender otras configuraciones. La porción 106 punta de un dispositivo electroquirúrgico 30c bipolar de la presente invención, que puede ser usado en conjunción con la unidad de electrocirugía 14 de la presente invención, se muestra en la Fig. 13.

10 Tal como se muestra en las Figs. 13 y 14, de manera similar al dispositivo de electrocirugía 30a, el dispositivo 30c comprende dos brazos 100a, 100b inmóviles, preferentemente paralelos, que comprenden ejes 102a, 102b huecos, rígidos, autoportantes. Al igual que con el dispositivo 30a, los ejes 102a, 102b comprenden, preferentemente, tubos hipodérmicos de paredes gruesas para proporcionar suficiente rigidez para mantener su forma durante el uso del dispositivo 30c sin enroscamiento o plegado considerables. Además, las porciones 106a, 106b punta de brazo son retenidas en su posición relativa entre las mismas por medio de un dispositivo de acoplamiento mecánico que comprende un collar 108 y están inhibidas de separarse una con relación a la otra.

15 En el extremo de los brazos 100a, 100b, el dispositivo 30c comprende dos elementos de contacto, una al lado del otro, separados espacialmente (por espacio vacío) que comprenden, preferentemente, electrodos 114a, 114b en el extremo distal de la porción 106a de punta del primer brazo y la porción 106b de punta del segundo brazo, respectivamente.

20 Tal como se muestra en la Fig. 14, los electrodos 114a, 114b están localizados preferentemente en las cavidades 124a, 124b de los manguitos 116a, 116b cilíndricos que proporcionan receptáculos para los electrodos 114a, 114b. También, tal como se muestra, los manguitos 116a, 116b están conectados, preferentemente mediante soldadura, a los extremos 110a, 110b distales de los ejes 102a, 102b. Para el dispositivo 30c, los electrodos 114a, 114b, los manguitos 116a, 106b y los ejes 102a, 102b están realizados, preferentemente, en un metal conductor de electricidad, que, preferentemente, es también no corrosivo. Un material preferente es acero inoxidable. Otros metales adecuados pueden incluir titanio, oro, plata y platino. Preferentemente, los ejes 102a, 102b comprenden un tubo delgado de acero inoxidable.

25 Los electrodos 114a, 114b son ensamblados, preferentemente, dentro de las cavidades 124a, 124b de los manguitos 116a, 116b por medio de un ajuste mecánico de presión (interferencia). En otras realizaciones, los electrodos 114a, 114b pueden ser ensamblados en los manguitos 116a, 116b por medio de un acoplamiento roscado, adhesivos y soldadura. En ciertas realizaciones, los electrodos 114a, 104b, pueden ser ensamblados de manera desmontable en los manguitos 116a, 116b, de manera que puedan ser retirados de los manguitos 116a, 116b, preferentemente de forma manual, por medio de una mano humana, de manera que el dispositivo 30c pueda ser usado con múltiples elementos de contacto/electrodos diferentes, o el dispositivo 30c puede ser reutilizable y puede ser usado con elementos de contacto/electrodos desechables.

30 También, tal como se muestra, cada electrodo 114a, 114b comprende, preferentemente, una porción de conector, que comprende, preferentemente, un vástago 170a, 170b, que conecta los electrodos 114a, 114b a los manguitos 116a, 116b, respectivamente. Entre otras cosas, la porción de conector de los electrodos 114a, 114b está configurada, preferentemente, para formar una conexión con una porción de conector de acoplamiento de los manguitos 116a, 116b. Tal como se muestra, preferentemente, las porciones 170a, 170b vástago, están configuradas para extenderse a las cavidades 124a, 124b de los manguitos 116a, 116b que comprenden receptáculos cilíndricos y proporcionan las porciones conector de acoplamiento para los vástagos 170a, 170b, respectivamente. Más preferentemente, las superficies 172a, 172b de las porciones 170a, 170b vástago están configuradas para acoplarse contra, y formar un ajuste de interferencia, con las superficies correspondientes de las cavidades 124a, 124b, para proporcionar la conexión, respectivamente. Tal como se muestra, las porciones 170a, 170b vástago son preferentemente cilíndricas y están localizadas proximales y contiguas a las porciones 174a, 174b cilíndricas de los electrodos 114a, 114b. Las porciones 170a, 170b vástago tienen, preferentemente, un diámetro de aproximadamente 1,6 mm.

35 Las porciones de vástago 170a, 170b tienen, preferentemente, una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2 mm y aproximadamente 6 mm y, más preferentemente, tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2,5 mm a aproximadamente 5 mm. Aún más preferentemente, los vástagos 170a, 170b tienen una longitud de aproximadamente 3 mm.

40 Tal como se muestra en la Fig. 14, cada electrodo 114a, 114b comprende, preferentemente, una porción cabeza, con una superficie carente de bordes (para proporcionar una densidad de corriente uniforme) para el tratamiento del tejido sin cortes. Tal como se muestra, los electrodos 114a, 114b comprenden una porción 128a, 128b esférica y una porción 122a, 122b de superficie esférica correspondiente localizada en el extremo distal del dispositivo 30c que proporciona una superficie exterior suave, de contorno no afilado. Más específicamente, tal como se muestra, las

porciones 128a, 128b esféricas y las porciones 122a, 122b de superficie esférica proporcionan además un hemisferio con forma de domo, (es decir, menos de una esfera completa) y una porción de superficie semiesférica que comprende, preferentemente, aproximadamente 180 grados.

5 También, tal como se muestra, la porción cabeza de cada electrodo 114a, 114b comprende, preferentemente, una porción 174a, 174b cilíndrica, rectilínea y una porción 176a, 176b de superficie cilíndrica correspondiente localizada proximal y contigua a la porción 128a, 128b esférica y a la porción 122a, 122b de superficie cilíndrica, respectivamente.

10 Preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2,5 mm y aproximadamente 5.0 mm y, más preferentemente, tienen un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 3,0 mm y aproximadamente 4,0 mm y, aún más preferentemente, aproximadamente 3,5 mm.

15 Con respecto a la longitud, preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas del dispositivo 30c tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2 mm y aproximadamente 6 mm y, más preferentemente, tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 3 mm y aproximadamente 5 mm. Aún más preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen una longitud de aproximadamente 4 mm.

20 Tal como se muestra, los electrodos 114a, 114b comprenden al menos un hueco 178a, 178b, que proporciona un canal de flujo de fluido alargado para la distribución del fluido 24 en y alrededor de los electrodos 114a, 114b. Tal como se muestra, los electrodos 114a, 114b comprenden una pluralidad de huecos 178a, 178b, dirigidos longitudinalmente y, más específicamente, cuatro huecos 178a, 178b, separados homogéneamente 90 grados alrededor de los vástagos, 170a, 170b y una porción proximal de las porciones 174a, 174b cilíndricas. Preferentemente, los huecos 178a, 178b tienen una anchura en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,1 mm y aproximadamente 0,6 mm y, más preferentemente, tienen una anchura de aproximadamente 0,4 mm. Aberturas 184a, 184b de salida de fluido están provistas entre la estructura de los electrodos 114a, 114b (es decir, los huecos 178a, 178b) en los extremos 110a, 110b distales de los ejes 102a, 102b. Consecuentemente, las aberturas 184a, 184b de salida de fluido están definidas parcialmente por los huecos 178a, 178b de los electrodos 114a, 114b, y parcialmente por los extremos 110a, 110b distales de los ejes 102a, 102b. El uso de los huecos 178a 178b, y las aberturas 184a, 184b de salida de fluido para la distribución del fluido 24 son preferentes, generalmente, a las salidas de fluido de los dispositivos 30a y 30b, ya que están proximales al extremo distal del dispositivo 30c y, consecuentemente, son menos propensos a obstrucción o si no a que se ocluyan durante el uso del dispositivo 30c. Cuando el tejido se superpone y ocluye un hueco en una porción de su extensión longitudinal, inhibiendo, de esta manera, que el fluido 24 salga por el mismo, el fluido 24 desde el hueco todavía puede ser expulsado del dispositivo 30c después de fluir longitudinalmente en el hueco a una localización alejada en la que el hueco no está ocluido y no tiene restricciones a que fluya el fluido saliendo del mismo, o después de que el dispositivo es alejado del tejido ocluser.

35 Los ejes 120a, 120b longitudinales de las porciones 106a, 106b de punta y los electrodos 114a, 114b están separados, de centro a centro, CC, aproximadamente 6,5 mm. Como resultado, cuando las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen un diámetro preferente de 3,5 mm, la separación real del hueco espacial GS entre los electrodos 114a, 114b es de aproximadamente 3 mm.

40 Una porción de punta de otro dispositivo 30d de electrocirugía bipolar ejemplar que puede ser usado en conjunción con la unidad de electrocirugía 14 de la presente invención, se muestra con el carácter de referencia 106 en la Fig. 15.

45 Tal como se muestra mejor en la Fig. 16, en comparación con el dispositivo 30c, los electrodos 114a, 114b del dispositivo 30d son del mismo diámetro y separación. Sin embargo, la longitud de los electrodos 114a, 114b para el dispositivo 30d son más largos que los electrodos 114a, 114b del dispositivo 30c. Con respecto a la longitud, preferentemente, las partes 174a, 174b cilíndricas del dispositivo 30d tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 5 mm y aproximadamente 10 mm y, más preferentemente, tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 6 mm y aproximadamente 8 mm. Aún más preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen una longitud de aproximadamente 7 mm.

50 Una porción de punta de otro dispositivo 30e de electrocirugía bipolar ejemplar que puede ser usado en conjunción con la unidad de electrocirugía 14 de la presente invención, se muestra con el número de referencia 106 en la Fig. 17.

55 Tal como se muestra mejor en la Fig. 18, los manguitos 116a, 116b usados con las realizaciones 30a-30d se han eliminado de las porciones 106a, 106b punta del dispositivo 30e. Consecuentemente, los electrodos 114a, 114b están ahora ensamblados directamente con los ejes 102a, 102b, respectivamente. Los electrodos 114a, 114b son ensamblados, preferentemente, contiguos a los extremos 110a, 110b distales de los ejes 102a, 102b por medio de un ajuste de presión mecánico (interferencia). En otras realizaciones, los electrodos 114a, 114b pueden ser ensamblados a los ejes 102a, 102b por medio de una acoplamiento roscado, adhesivos y soldadura. En ciertas

realizaciones, los electrodos 114a, 114b pueden ser ensamblados, de manera desmontable, a los ejes 102a, 102b, de manera que puedan ser retirados de los ejes 102a, 102b, preferentemente de forma manual por una mano humana, de manera que el dispositivo 30e pueda ser usado con múltiples elementos de contacto/electrodos diferentes, o el dispositivo 30e pueda ser reusado y usado con elementos de contacto/electrodos desechables.

5 También, tal como se muestra, cada electrodo 114a, 114b comprende, preferentemente, una porción de conector, que comprende, preferentemente, un vástago 170a, 170b, que conecta los electrodos 114a, 114b a los ejes 102a, 102b, respectivamente. Entre otras cosas, la porción de conector de los electrodos 114a, 114b está configurada, preferentemente, para formar una conexión con una porción de conector de acoplamiento de los ejes 102a, 102b. Tal como se muestra, preferentemente, las porciones 170a, 170b vástago están configuradas para extenderse a las cavidades 180a, 180b de los ejes 102a, 102b que comprenden receptáculos cilíndricos y proporcionan las porciones de conector de acoplamiento para los vástagos 170a, 170b, respectivamente. Más preferentemente, las superficies 172a, 172b de porciones 170a, 170b vástago están configuradas para acoplarse con, y formar un ajuste de interferencia con, las superficies 182a, 182b de las cavidades 180a, 180b, para proporcionar la conexión, respectivamente.

15 Los electrodos 114a, 114b del dispositivo 30e comprenden una porción 128a, 128b esférica y una porción 122a, 122b de superficie esférica correspondiente localizada en el extremo distal del dispositivo 30e, que proporcionan una superficie exterior lisa, con un contorno no afilado. Más específicamente, tal como se muestra, las porciones 128a, 128b de superficie esférica y las porciones 122a, 122b de superficie esférica proporcionan además un hemisferio con forma de domo, (es decir, menos de una esfera completa) y la porción de superficie semiesférica comprendiendo preferentemente aproximadamente 180 grados.

20 Cada electrodo 114a, 114b del dispositivo 30e comprende también una porción 174a 174b, cilíndrica, rectilínea y una porción 176a, 176b de superficie cilíndrica correspondiente localizada proximal y contigua a la porción 128a, 128b esférica y a la porción 122a, 122b, de superficie esférica respectivamente.

25 Preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 1,0 mm y aproximadamente 3.5 mm y, más preferentemente, tienen un diámetro en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 2,0 mm a aproximadamente 2,5 mm y, aún más preferentemente, de aproximadamente 2,3 mm.

30 Con respecto a la longitud, preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas del dispositivo 30e tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 6 mm y aproximadamente 14 mm y, más preferentemente, tienen una longitud en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 8 mm y aproximadamente 12 mm. Aún más preferentemente, las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen una longitud de aproximadamente 10 mm.

35 Tal como se muestra, los electrodos 114a, 114b comprenden al menos un hueco 178a, 178b, que proporciona un canal de flujo de fluido alargado para la distribución del fluido 24 en y alrededor de los electrodos 114a, 114b. Tal como se muestra, los electrodos 114a, 114b comprenden una pluralidad de huecos 178a, 178b, dirigidos longitudinalmente y, más específicamente, cuatro huecos 178a, 178b, separados homogéneamente 90 grados alrededor de los vástagos 170a, 170b y una porción proximal de las porciones 174a, 174b cilíndricas. Preferentemente, los huecos 178a, 178b tienen una anchura en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,1 mm y aproximadamente 0,6 mm y, más preferentemente, tienen una anchura de aproximadamente 0,4 mm. Hay aberturas 184a, 184b de salida de fluido provistas entre la estructura de los electrodos 114a, 114b (es decir, los huecos 178a, 178b), en los extremos 110a, 110b distales de los ejes 102a, 102b.

40 Los ejes 120a, 120b longitudinales de las porciones 106a, 106b de punta y los electrodos 114a, 114b están separados, de centro a centro, CC aproximadamente 4,4 mm. Como resultado, cuando las porciones 174a, 174b cilíndricas tienen un diámetro preferente de 2,3 mm, la separación de hueco espacial GS entre los electrodos 114a, 114b es de aproximadamente 2,1 mm.

45 En comparación con los dispositivos 30c y 30d, los electrodos 114a, 114b del dispositivo 30e son más largos y tienen un diámetro más pequeño. Debido a la mayor longitud y a la anchura más estrecha de los electrodos 114a, 114b, el dispositivo 30e puede ser usado en espacios más estrechos en comparación con los dispositivos 30c y 30d. Además, los correspondientes huecos 178a, 178b mayores y la posición más proximal de las aberturas 184, 184b de salida de fluido los hacen todavía menos susceptibles a ser taponados. Esto puede ser particularmente ventajoso cuando el dispositivo 30e es usado en espacios estrechos, tales como una hendidura 208 de tejido mostrada en la Fig. 19.

50 Por el contrario, debido a la mayor superficie esférica, los dispositivos 30c y 30d pueden ser usados para tratar áreas superficiales de tejido más grandes que el dispositivo 30e para pintar sobre la superficie 202 rebosante, sin tratar, del tejido 200, para sellar el tejido 200 contra la hemorragia.

55 Tal como se muestra en la Fig. 20, una manera en la que el dispositivo 30e (y de manera similar para los dispositivos 30c y 30d) puede ser usado es con el eje longitudinal de los electrodos 114a, 114b orientados verticalmente, y las superficies 122a, 122b esféricas de los electrodos 114a, 114b separados lateralmente de la



superficie 202 de tejido contiguo del tejido 200. Durante el uso, el fluido 24 se comunica dentro de los lúmenes 103a, 103b de los ejes 102a, 102b a los huecos 178a, 178b de los electrodos 114a, 114b y es expulsado desde las aberturas 184a, 184b de salida de fluido.

5 Conforme el usuario del dispositivo 30e coloca los electrodos 114a, 114b en un sitio de tratamiento de tejido y mueve los electrodos 114a, 114b a través de la superficie 202 del tejido 200, el fluido 24 es expulsado desde los orificios 184a, 184b de salida de fluido y los electrodos 114a, 114b sobre la superficie 202 del tejido 200. Al mismo tiempo, la energía eléctrica de RF, mostrada por medio de las líneas 206 de campo eléctrico, es proporcionada al tejido 200 en la superficie 202 de tejido y por debajo de la superficie 202 del tejido al interior del tejido 200 a través de los acoplamientos 204a, 204b fluidos.

10 El fluido 24, además de proporcionar un acoplamiento eléctrico entre el dispositivo 30e y el tejido 200, lubrica la superficie 202 del tejido 200 y facilita el movimiento de los electrodos 114a, 114b a través de la superficie 202 del tejido 200. Durante el movimiento de los electrodos 114a, 114b, los electrodos 114a, 114b se deslizan, típicamente, a través de la superficie 202 del tejido 200. Típicamente, el usuario del dispositivo 30e desliza los electrodos 114a, 114b a través de la superficie 202 del tejido 200 hacia adelante y atrás, con un movimiento de pintado mientras usa el fluido 24 como, entre otras cosas, un revestimiento lubricante. Preferentemente, el espesor del fluido 24 entre la superficie del extremo distal de los electrodos 114a, 114b y la superficie 202 del tejido 200 en el borde exterior de los acoplamientos 204a, 204b está en el intervalo entre, e incluyendo, aproximadamente 0,05 mm y 1,5 mm. También, en ciertas realizaciones, la punta de extremo distal de los electrodos 114a, 114b puede hacer contacto con la superficie 202 del tejido 200 sin ningún fluido 24 entre las mismas.

20 Tal como se muestra en la Fig. 20, los acoplamientos 204A, 204B fluidos comprenden redes discretas, localizadas y, más específicamente, comprenden porciones de perlas o redes con forma triangular que proporcionan una película de fluido 24 entre la superficie 202 del tejido 200 y los electrodos 114a, 114b.

25 Tal como se muestra en la Fig. 21, el acoplamiento fluido del dispositivo 30e puede comprender también un puente 210 de fluido conductor entre los electrodos 114a, 114b, que descansa sobre la superficie 202 del tejido 200 y forma un cortocircuito entre los electrodos 114a, 114b. En este escenario, una cierta cantidad de energía de RF puede ser desviada para que no entre al tejido 200 y para que pase en realidad entre los electrodos 114a, 114b a través del puente 210 de fluido conductor. Esta pérdida de energía de radiofrecuencia puede ralentizar el procedimiento de coagulación y sellado del tejido y la producción de la deseada hemostasia del tejido.

30 Con el fin de contrarrestar la pérdida de energía a través del puente 210, una vez que ha entrado bastante energía en el puente 210 para hervir el fluido 24 del puente 210, la pérdida de energía de RF disminuye de manera correspondiente con la pérdida del puente 210. Preferentemente, la energía es proporcionada a fluido 24 del puente 210 por medio de disipación de calor desde el tejido 200.

35 De esta manera, cuando se crea un alto porcentaje de evaporación del fluido 24 conductor del puente 210, la pérdida de energía de RF a través del puente 210 puede ser reducida o eliminada, ya que todo el fluido 24 del puente 210 se evapora o una gran parte de la evaporación crea una interrupción suficiente en la continuidad del puente 210 para interrumpir el circuito eléctrico a través del puente 210.

40 Dependiendo de la tasa de flujo de fluido, por ejemplo, el fluido 24 expulsado desde las aberturas 184a, 184b de salida de fluido se puede transformar en gotas 212a, 212b, que fluyen distalmente sobre los electrodos 114a, 114b. Tal como se muestra en la Fig. 22, las gotas 212a, 212b se pueden formar en distintos momentos a partir del fluido 24 expulsados desde uno cualquiera de los orificios 184a, 184b de salida del fluido. También, el fluido 24 puede ser expulsado en cantidad variable desde cada una de las aberturas 184a, 184b de salida de fluido, dependiendo de, por ejemplo, la orientación del dispositivo y los tamaños variables de la salida de fluido. Con el uso del dispositivo 30e, el tamaño de las gotas 212a, 212b puede variar también debido a cambios en el acabado superficial de los electrodos 114a, 114b, por ejemplo, como resultado de estar contaminados por sangre y tejido.

45 Cuando un dispositivo 30e no usado se mantiene en una posición de uso normal (extremo frontal) con los ejes 120a, 120b longitudinales de las porciones 106a, 106b de punta apuntando directamente hacia abajo (es decir, perpendicular a la tierra) y con tasas de flujo de fluido de solución salina normal, el fluido 24 que fluye hacia abajo por los electrodos 114a, 114b y que gotea de los mismos permanecerá, generalmente, separado, tal como se muestra en la Fig. 22. Puede decirse lo mismo para los dispositivos 30c y 30d.

50 En ocasiones, por ejemplo, cuando la orientación del dispositivo es cambiada y la tasa de flujo de fluido es incrementada, el fluido 24 desde algunas de las aberturas 184a, 184b de salida de fluido puede mezclarse en un puente 210 entre los electrodos 114a, 114b. Tal como se muestra en la Fig. 21, este puente 210 puede gotear desde el dispositivo como la gota 212.

55 Tal como se ha indicado anteriormente, la formación de un puente 210 entre los electrodos 114a, 114b forma un cortocircuito entre los electrodos 114a, 114b y una cierta cantidad de energía de RF puede ser desviada para que no entre al tejido 200 y pase en realidad entre los electrodos 114a, 114b, a través del puente 210. Esta pérdida de energía de RF puede ralentizar el procedimiento de coagulación y sellado del tejido y la producción de la deseada hemostasia del tejido. También, tal como se ha indicado anteriormente, con el fin de disminuir las pérdidas de

energía a través de la derivación, puede ser ventajoso aumentar el porcentaje de evaporación del fluido conductor para reducir la presencia de una derivación de fluido conductor. Esto puede lograrse, por ejemplo, disminuyendo la tasa de flujo de fluido o aumentando el nivel de energía.

- 5 Otro medio para disminuir las pérdidas de energía a través de la derivación es configurar las porciones 114a, 114b de punta para reducir el mezclado del fluido 24 en el puente 210. Por ejemplo, se ha encontrado que configurando las porciones 106a, 106b de punta con los electrodos 114a, 114b que tienen una separación de hueco GS entre los electrodos 114a, 114b de al menos aproximadamente 2,0 mm reduce el mezclado del fluido 24 en el puente 210, en comparación con una separación de hueco de 1,3 mm. De esta manera, la reducción en el mezclado del fluido 24 en el puente 210 puede lograrse también separando las porciones 106a, 106b de punta.
- 10 Todavía otro medio para disminuir el mezclado del fluido en el puente 210 puede conseguirse por medio de la localización específica de las aberturas 184a, 184b de salida de fluido. Un dispositivo de electrocirugía bipolar ejemplar de la presente invención que puede ser usado en conjunción con la unidad de electrocirugía 14 de la presente invención se muestra con el carácter de referencia 30f en las Figs. 24-26.
- 15 Tal como se muestra mejor en las Figs. 25 y 26, la disposición de salida de fluido del dispositivo 30f expulsa el fluido sobre los electrodos 114a, 114b únicamente en localizaciones alejadas de las porciones de la superficie del electrodo, una frente a la otra. Más particularmente, la abertura 184a de salida de fluido expulsa el fluido sobre el electrodo en una localización alejada de la porción de la superficie del electrodo 114a frente al electrodo 114b, y salida 184b de fluido expulsa el fluido sobre el electrodo 114b en una localización alejada de la porción de la superficie del electrodo 114b frente al electrodo 114a.
- 20 Todavía más particularmente, la abertura 184a de salida del fluido expulsa fluido sobre una porción 186a de la superficie lateral del electrodo 114a, y la abertura 184b de salida de fluido expulsa el fluido sobre una porción 186b de la superficie lateral del electrodo 114b. Tal como se muestra en la Fig. 26, la porción 186a de superficie lateral del electrodo 114a comprende una porción de superficie semi-cilíndrica del electrodo 114a que tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados, y la porción 186b de la superficie lateral del electrodo 114b es proporcionada también por una porción de superficie semi-cilíndrica del electrodo 114b que tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados.
- 25 También, tal como se muestra en la Fig. 26, la porción de la superficie del electrodo 114a frente al electrodo 114b es proporcionada por una porción 188a de superficie medial del electrodo 114a, y la porción de superficie del electrodo 114b frente al electrodo 114a es proporcionada por una porción 188b de superficie medial del electrodo 114b. Tal como se muestra, la porción 188 de superficie medial del electrodo 114a es proporcionada por una porción de superficie semi-cilíndrica del electrodo 114a que tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados, y la porción 188b de superficie medial del electrodo 114b es proporcionada también por una porción de superficie semi-cilíndrica del electrodo 114b que tiene un arco cilíndrico de aproximadamente 180 grados.
- 30 Tal como se muestra en la Fig. 27, un plano 192 llano pasa a través del eje 120a longitudinal del electrodo 114a y el eje 120b longitudinal del electrodo del electrodo 114b. La abertura 184a de salida de fluido puede estar provista en un área 190a localizada de la porción 186a de superficie lateral del electrodo 114a, que, tal como se muestra, comprende un arco cilíndrico de aproximadamente 150 grados, proporcionado de igual manera a cada lado del plano 192. De manera similar, la abertura 184b de salida de fluido puede estar provista en un área 190b localizada de la porción 186b de la superficie lateral del electrodo 114b que, tal como se muestra, comprende un arco cilíndrico de aproximadamente 150 grados, proporcionados de igual manera a cada lado del plano 192. En otras realizaciones, las áreas 190a, 190b localizadas de las porciones 186a, 186b de la superficie lateral pueden comprender arcos cilíndricos más estrechos, tales como de aproximadamente 135, 120, 105, 90, 75, 60, 45 30 y 15 grados, proporcionados de igual manera a cada lado del plano 192. En todavía otras realizaciones, las áreas 190a, 190b localizadas de las porciones 186a, 186b de la superficie lateral pueden comprender arcos cilíndricos más amplios, tales como de aproximadamente 155, 160, 165, 170 y 175 grados proporcionados de igual manera a cada lado del plano 192. Tal como se muestra mejor en las Figs. 25 y 26, tanto la abertura 184a de salida del fluido como la abertura 184a de salida del fluido están provista en el plano 192, lo que coloca idealmente las aberturas 184a, 184b de salida de fluido en el área lateral más extrema de los electrodos 114a, 114b, respectivamente.
- 35 Los electrodos 144a, 114b del dispositivo 30f pueden tener también un revestimiento eléctricamente aislante sobre los mismos. Tal como se muestra en la Fig. 27, la porción 188a de la superficie medial del electrodo 114a tiene un revestimiento 194a eléctricamente aislante sobre la misma, y la porción 188b de la superficie medial del electrodo 114b tiene un revestimiento 194b eléctricamente aislante sobre la misma, preferentemente terminando ambos junto al extremo distal esférico de sus respectivos electrodos. Tal como se muestra, el revestimiento 194a puede estar provisto en un área 196a localizada de porción 188a de la superficie medial del electrodo 114a que, tal como se muestra, comprende un arco cilíndrico de aproximadamente 90 grados proporcionados de igual manera a cada lado del plano 192. De manera similar, el revestimiento 184b puede estar provisto dentro de un área 196b localizada de la porción 188b de la superficie medial del electrodo 114b que, tal como se muestra, comprende un arco cilíndrico de aproximadamente 90 grados proporcionados de igual manera a cada lado del plano 192. En todavía otras realizaciones, las áreas 196a, 196b localizadas de las porciones 188a, 188b de la superficie medial pueden comprender arcos cilíndricos más anchos o más estrechos, al igual que los indicados anteriormente.
- 60

Tal como se muestra mejor en la Fig. 25, cada uno de los huecos 178a, 178b, los electrodos 114a, 114b proporciona un canal de flujo de fluido que transporta el fluido expulsado desde las aberturas 184a, 184b de salida de fluido distalmente a lo largo de una longitud de los electrodos 114a, 114b y alejados de la porción de la superficie de los electrodos, uno frente al otro. También, tal como se muestra en la Fig. 25, cada hueco 178a, 178b termina proximal al extremo distal esférico de sus electrodos respectivos. Sin embargo, tal como se muestra en la Fig. 28, cada hueco 178a 178b puede terminar contiguo al extremo distal esférico de sus electrodos respectivos.

Para el dispositivo 30f, los ejes 120a, 120b longitudinales de las porciones 106a, 106b de punta y los electrodos 114a, 114b están separados, de centro a centro, CC aproximadamente 6 mm. Como resultado, cuando las porciones 174b 174a cilíndricas tienen un diámetro preferente de 3,5 mm, la separación del hueco espacial real GS entre los electrodos 114a, 114b es de aproximadamente 2,5 mm.

Los dispositivos bipolares descritos en la presente memoria son particularmente útiles como selladores de tejidos no coaptivos en la provisión de hemostasia durante una cirugía. En otras palabras, no es necesario apretar el tejido para reducir el tamaño, coagular y sellar el tejido contra la pérdida de sangre, por ejemplo, reduciendo el colágeno y los lúmenes asociados de los vasos sanguíneos (por ejemplo, arterias, venas) para proporcionar la deseada hemostasia del tejido. Además, el sistema de control de la unidad de electrocirugía 12 no depende necesariamente de una retroalimentación desde los tejidos, tal como la temperatura o la impedancia, para operar. De esta manera, el sistema de control de la unidad de electrocirugía 12 puede ser de lazo abierto con respecto al tejido, lo que simplifica su uso.

Los dispositivos bipolares descritos en la presente memoria son particularmente útiles para los cirujanos, para lograr la hemostasia después de diseccionar un tejido blando, tal como parte de la cadera o artroplastia de rodilla. Las porciones de tratamiento de tejido pueden pintarse sobre la superficie 202 no tratada, rebosante, del tejido 200 para sellar el tejido 200 contra las hemorragias, o enfocadas sobre vasos sangrantes individuales más grandes para detener la hemorragia de los vasos. Como parte del mismo procedimiento o de un procedimiento diferente, los dispositivos 30a-30e bipolares son útiles también para detener la hemorragia desde la superficie del tejido óseo cortado, como parte de un procedimiento ortopédico que requiere que un hueso sea cortado.

Tal como es bien conocido, el hueso o el tejido óseo, es una forma particular de tejido conectivo denso consistente en células óseas (osteocitos) embebidas en una matriz de sustancia intercelular calcificada. La matriz ósea contiene principalmente fibras de colágeno y los minerales carbonato de calcio, fosfato de calcio e hidroxapatita. Entre los muchos tipos de huesos en el cuerpo humano, están el hueso compacto y el hueso poroso. El hueso compacto es el hueso duro, denso, que forma las capas superficiales de los huesos y también los ejes de los huesos largos. Está compuesto principalmente de los sistemas de Havers, que están cubiertos por el periostio. El hueso compacto contiene canales discretos de nutrientes a través del cual los vasos sanguíneos tienen acceso a los sistemas de Havers y la cavidad de la médula de los huesos largos. Por ejemplo, los canales de Volkmann, que son pequeños canales en el hueso compacto, a través de los cuales pasan los vasos sanguíneos del periostio y se conectan con los vasos sanguíneos de los canales de Havers o de la cavidad medular. Los dispositivos 30a-30e descritos en la presente memoria pueden ser particularmente útiles para el tratamiento de hueso compacto y para proporcionar hemostasia y sellar vasos sangrantes (por ejemplo, mediante reducción del tamaño hasta el cierre) y otras estructuras asociadas con los canales de Volkmann y el sistema de Havers.

En contraste con el hueso compacto, el hueso poroso es hueso esponjoso y constituye la mayor parte de los huesos cortos, planos e irregulares, y los extremos de los huesos largos. La red de tejido óseo que forma la estructura del hueso poroso comprende muchas trabéculas pequeñas, encerrando parcialmente muchos espacios intercomunicantes llenos de médula ósea. Consecuentemente, debido a su estructura trabecular, los huesos porosos son más amorfos que los huesos compactos, y tienen muchos más canales con diversos precursores de células sanguíneas mezclados con capilares, vénulas y arteriolas. Los dispositivos 30a-30e descritos en la presente memoria pueden ser particularmente útiles para tratar un hueso poroso y para proporcionar hemostasia y sellado de estructuras sangrantes, tales como los micro-vasos indicados anteriormente (es decir, capilares, vénulas y arteriolas), además de las venas y las arterias. Los dispositivos 30a-30e pueden ser particularmente útiles para su uso durante procedimientos ortopédicos de rodilla, cadera, hombro y columna vertebral (por ejemplo, artroplastia).

Durante un procedimiento de reemplazo de rodilla, el cóndilo de la epífisis distal del fémur y la meseta tibial en la epífisis proximal de la tibia son cortados frecuentemente y se hacen más planos con dispositivos de sierra para proporcionar, en última instancia, una estructura de soporte más adecuada para la prótesis de cóndilo tibial femoral y la prótesis tibial fijada a la misma, respectivamente. El corte de estos huesos largos resulta en una hemorragia desde el hueso poroso en cada localización. Con el fin de sellar y detener la hemorragia desde el hueso poroso, que ha sido expuesto con el corte de la epífisis de cada hueso largo, puede usarse el dispositivo 30a-30e bipolar y, más particularmente, los dispositivos 30c y 30d, debido a su configuración de electrodos. A continuación, las prótesis respectivas pueden ser unidas.

En cuanto a un procedimiento de reemplazo de cadera, la cabeza y el cuello del fémur en la epífisis proximal del fémur se retiran, típicamente mediante un corte con un dispositivo de sierra, y en la región intertrocanterica del fémur se hace más plana para proporcionar una estructura de soporte más adecuada para la prótesis del vástago femoral fijada a la misma. Con respecto a la cadera, frecuentemente se usa una fresa de bola para fresar y alargar el

5 acetábulo del hueso innominado (cadera) para acomodar la inserción de una prótesis de copa acetabular en el mismo, que proporcionará la toma en la que encaja la cabeza de la prótesis de vástago femoral. El corte del fémur y el fresado del hueso de la cadera resultan en una hemorragia desde el hueso poroso en cada localización. Con el fin de sellar y detener la hemorragia desde el hueso poroso que ha sido cortado y expuesto, pueden usarse los dispositivos 30a-30e bipolares y, más particularmente, los dispositivos 30c y 30d, debido a su configuración de electrodos. A continuación, al igual que con el reemplazo de rodilla, las prótesis respectivas pueden ser unidas.

10 Los dispositivos 30a-30e bipolares pueden ser usados para el tratamiento de tejidos conectivos, tales como la reducción de los discos intervertebrales durante una cirugía de columna vertebral. Los discos intervertebrales son almohadillas flexibles de tejido fibrocartilaginoso fijados firmemente entre las vértebras de la columna vertebral. Los discos comprenden una cápsula plana, circular, aproximadamente de 2,54 cm diámetro y aproximadamente 0,635 cm de espesor, están realizadas en una membrana fibrosa externa, dura, llamada anillo fibroso, que rodea un núcleo elástico llamado núcleo pulposo.

15 Bajo estrés, es posible que el núcleo pulposo se hinche y se hernie, empujando a través de un punto débil en la membrana de anillo fibroso del disco y al interior del canal espinal. Consecuentemente, la totalidad o parte del material del núcleo pulposo puede sobresalir a través del punto débil, causando presión contra los nervios circundantes, lo que resulta en dolor e inmovilidad.

20 Los dispositivos 30a-30e bipolares y, más particularmente, el dispositivo 30e debido a su tamaño, pueden ser utilizados para reducir el tamaño que sobresale y los discos intervertebrales herniados, que, tras la reducción a su tamaño normal, reduce la presión sobre los nervios circundantes y alivia el dolor y la inmovilidad. Los dispositivos 30a-30e pueden ser aplicados por medio de un acceso vertebral posterior bajo control quirúrgico para una reducción focal de la membrana de anillo fibroso.

25 Donde un disco intervertebral no puede ser reparado y debe ser retirado como parte de una discectomía, los dispositivos 30a-30e puede ser particularmente útiles para sellar y detener una hemorragia desde el hueso poroso de las superficies de las vértebras superior e inferior opuestas (por ejemplo, la superficie craneal del cuerpo vertebral de una vértebra superior y la superficie caudal de una vértebra inferior). Donde el disco es retirado de la parte frontal del paciente, por ejemplo, como parte de un procedimiento de columna torácica anterior, los dispositivos 30a-30e pueden ser también particularmente útiles para sellar y detener una hemorragia desde los vasos segmentarios sobre el cuerpo vertebral.

30 Los dispositivos 30a-30e bipolares pueden ser utilizados para sellar y detener una hemorragia de las venas epidurales que sangran como resultado de la extracción de tejido alrededor de la membrana dural durante, por ejemplo, una laminectomía u otra cirugía neuroquirúrgica. Las venas epidurales pueden empezar a sangrar cuando la duramadre es retraída de las mismas como parte de una descompresión. También, durante una laminectomía, los dispositivos 30a-30e pueden ser utilizados para sellar y detener una hemorragia desde el arco vertebral y, en particular, la lámina del arco vertebral.

35 Tal como se ha establecido anteriormente, los dispositivos 30a-30e bipolares de la presente invención inhiben dichos efectos indeseables de desecación de tejido, pegado al electrodo, formación de carbón y generación de humo y, de esta manera, no adolecen de los mismos inconvenientes que los dispositivos de electrocirugía de punta seca de la técnica anterior. El uso de los dispositivos divulgados puede resultar en una pérdida de sangre considerablemente menor durante los procedimientos quirúrgicos. Dicha reducción en la pérdida de sangre puede reducir o eliminar la necesidad de transfusiones de sangre y, de esta manera, los costos y las consecuencias clínicas negativas asociadas con las transfusiones de sangre, tales como una hospitalización prolongada.

40 Aunque se ha descrito una realización preferente de la presente invención, debería entenderse que pueden realizarse diversos cambios, adaptaciones y modificaciones a la misma sin apartarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Por tanto, el alcance de la invención no debería ser determinado con referencia a la descripción anterior, sino que debería determinarse con referencia a las reivindicaciones adjuntas, junto con todo su alcance de equivalentes.

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato de electrocirugía para proporcionar un suministro controlado de energía de radiofrecuencia  
y un fluido a un dispositivo de electrocirugía de mano para tratar un tejido, comprendiendo el aparato: un generador  
de radiofrecuencia para suministrar la energía de radiofrecuencia, siendo la energía de radio frecuencia desde el  
5 generador de radio-frecuencia seleccionable por el usuario a un nivel de energía de radiofrecuencia de entre una  
pluralidad de ajustes de radiofrecuencia,  
una bomba para suministrar el fluido,  
un cebador para cebar el dispositivo de mano con el fluido; caracterizado porque comprende además un sistema de  
10 control para controlar una tasa de flujo del fluido suministrado por la bomba, siendo la tasa de flujo del fluido  
predeterminada para corresponder al nivel de energía de radiofrecuencia seleccionado por el usuario, en el que el  
sistema de control aplica una relación funcional entre el nivel de energía de radiofrecuencia seleccionado por el  
usuario y la tasa de flujo del fluido, para determinar la tasa de flujo del fluido en base al nivel de energía de  
radiofrecuencia seleccionado por el usuario en respuesta a un incremento en el nivel de energía de radiofrecuencia  
15 seleccionado por el usuario y para reducir la tasa de flujo del fluido en respuesta a una reducción en el nivel de  
energía de radiofrecuencia seleccionado por el usuario; y un selector de tasa de flujo del fluido que está adaptado  
para cambiar la relación funcional entre el nivel de energía de radiofrecuencia seleccionado por el usuario y la tasa  
de flujo del fluido.
2. Aparato según la reivindicación 1, en el que:  
la relación funcional está almacenada en el aparato en forma de una ecuación matemática.
- 20 3. Aparato según la reivindicación 2, en el que:  
la ecuación matemática comprende una ecuación lineal.
4. Aparato según la reivindicación 2, en el que:  
la ecuación matemática comprende una constante de proporcionalidad.
- 25 5. Aparato según la reivindicación 4, en el que: el selector de flujo de fluido está adaptado para cambiar la constante  
de proporcionalidad.
6. Aparato según la reivindicación 1, en el que:  
la relación funcional está almacenada en el aparato en forma de una tabla de búsqueda.
7. Aparato según la reivindicación 1, en el que:  
el selector de flujo de fluido proporciona una pluralidad de ajustes de flujo de fluido.
- 30 8. Aparato según la reivindicación 7, en el que:  
la pluralidad de configuraciones de flujo de fluido comprende una configuración baja de flujo de fluido y una  
configuración alta de flujo de fluido.
9. Aparato según la reivindicación 1, en el que:  
el selector de flujo de fluido comprende al menos un interruptor.
- 35 10. Aparato según la reivindicación 9, en el que:  
el al menos un interruptor comprende un pulsador.
11. Aparato según la reivindicación 9, en el que:  
el al menos un interruptor comprende un interruptor de membrana.
12. Aparato según la reivindicación 9, en el que:  
40 el al menos un interruptor comprende una pluralidad de interruptores.
13. Aparato según la reivindicación 1, en el que:  
el sistema de control es en lazo abierto con respecto al tejido.
14. Aparato según la reivindicación 1, en el que:

la bomba comprende una bomba peristáltica.

15. Aparato según la reivindicación 14, en el que:

la bomba peristáltica comprende una bomba peristáltica giratoria.

FIG. 1

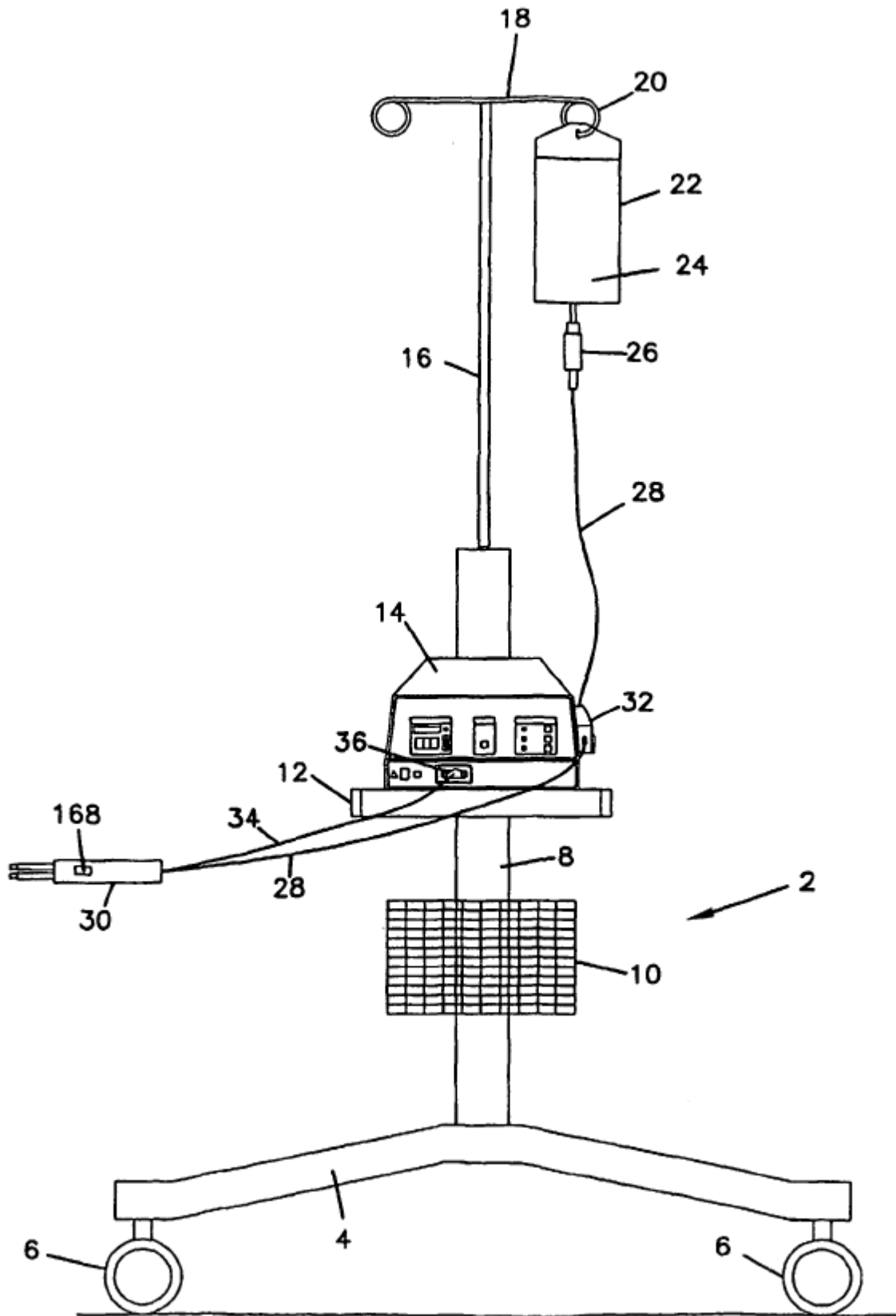
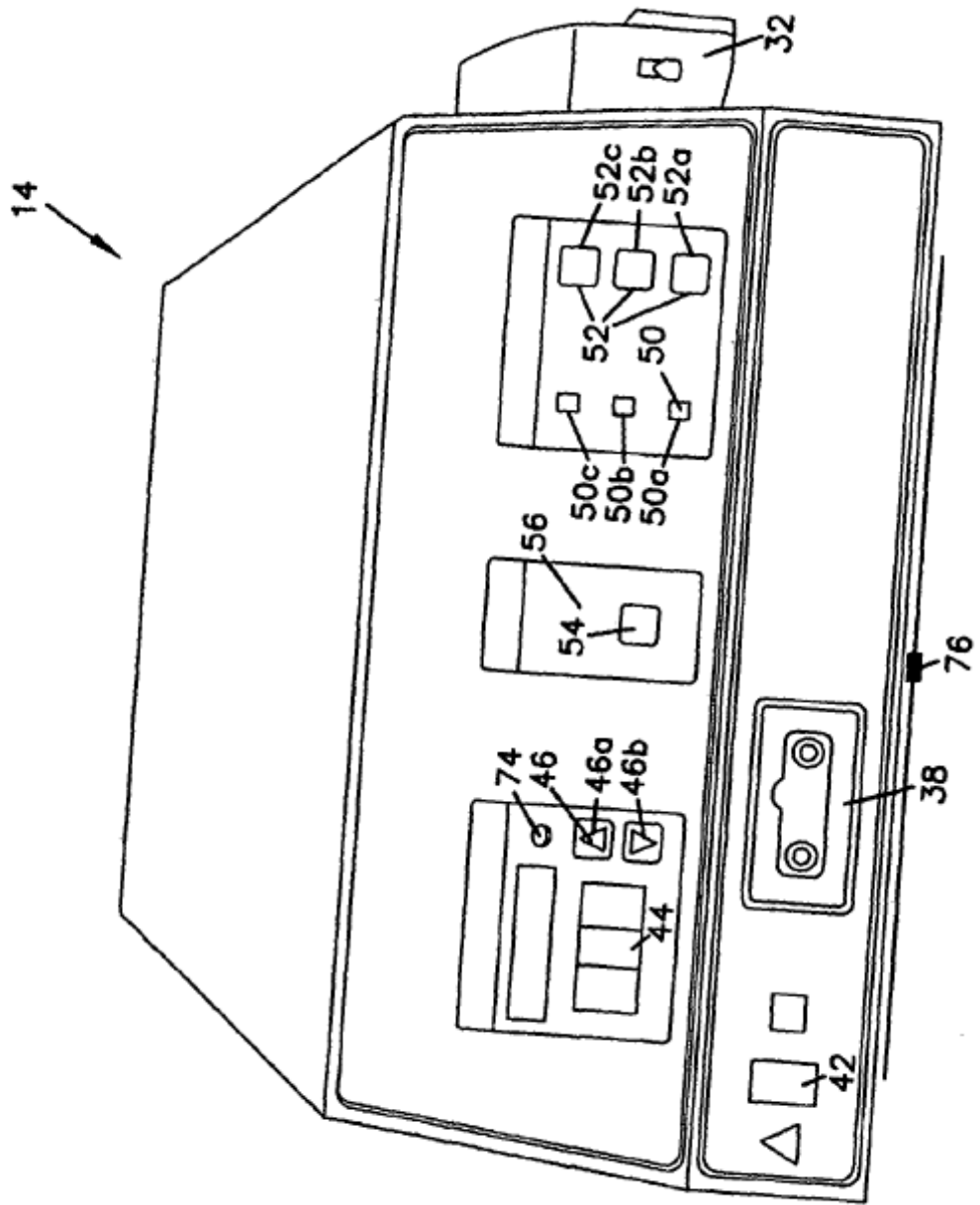


FIG.2





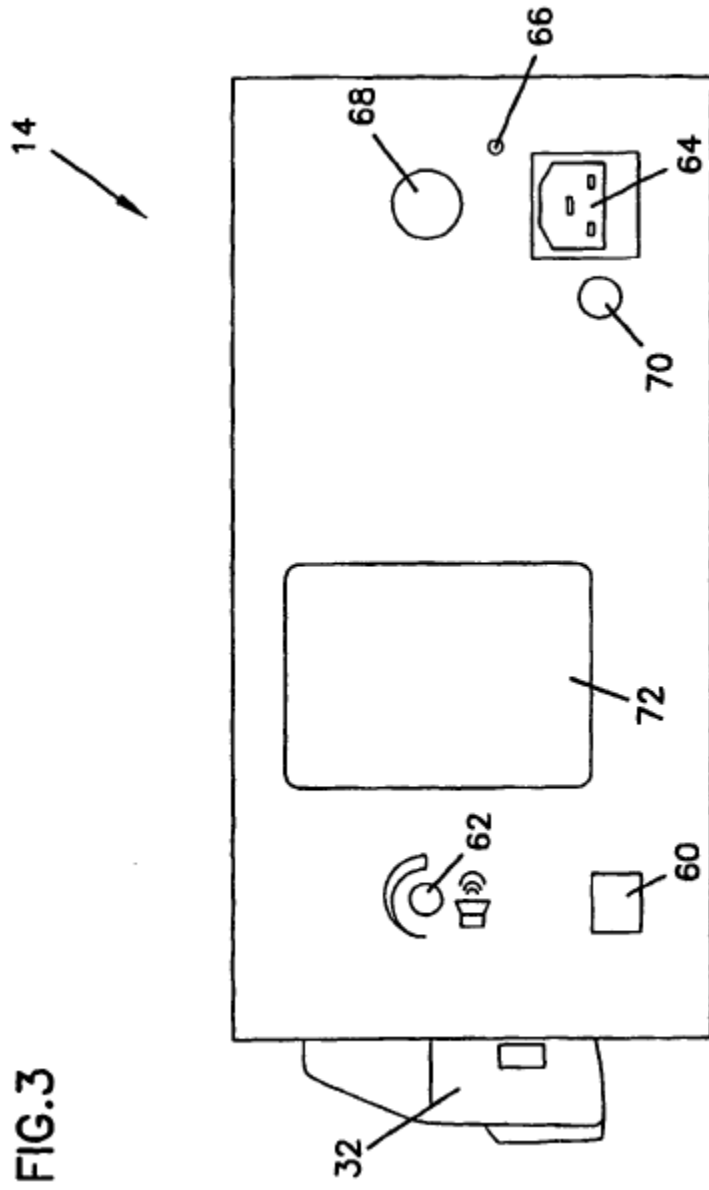


FIG. 3

FIG.4

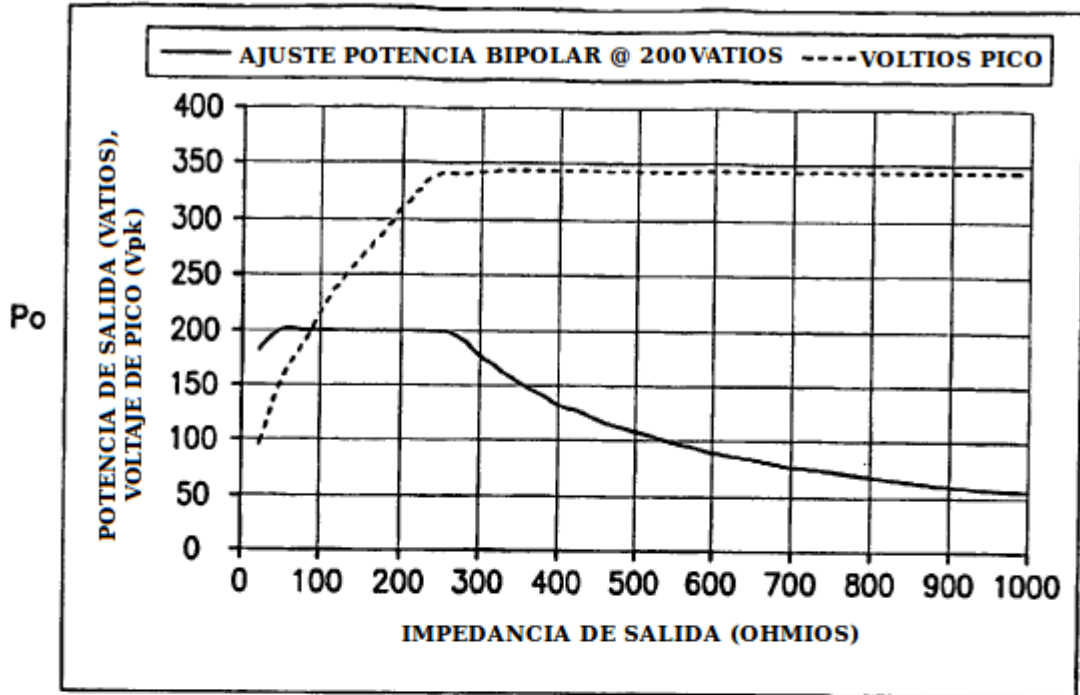
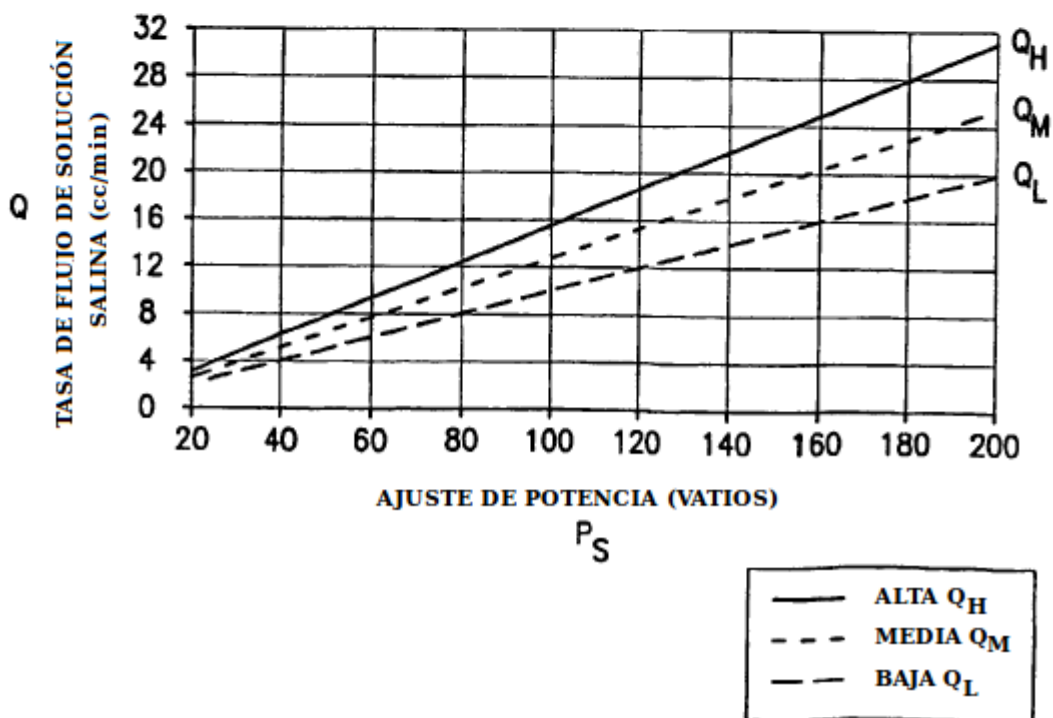


FIG.5



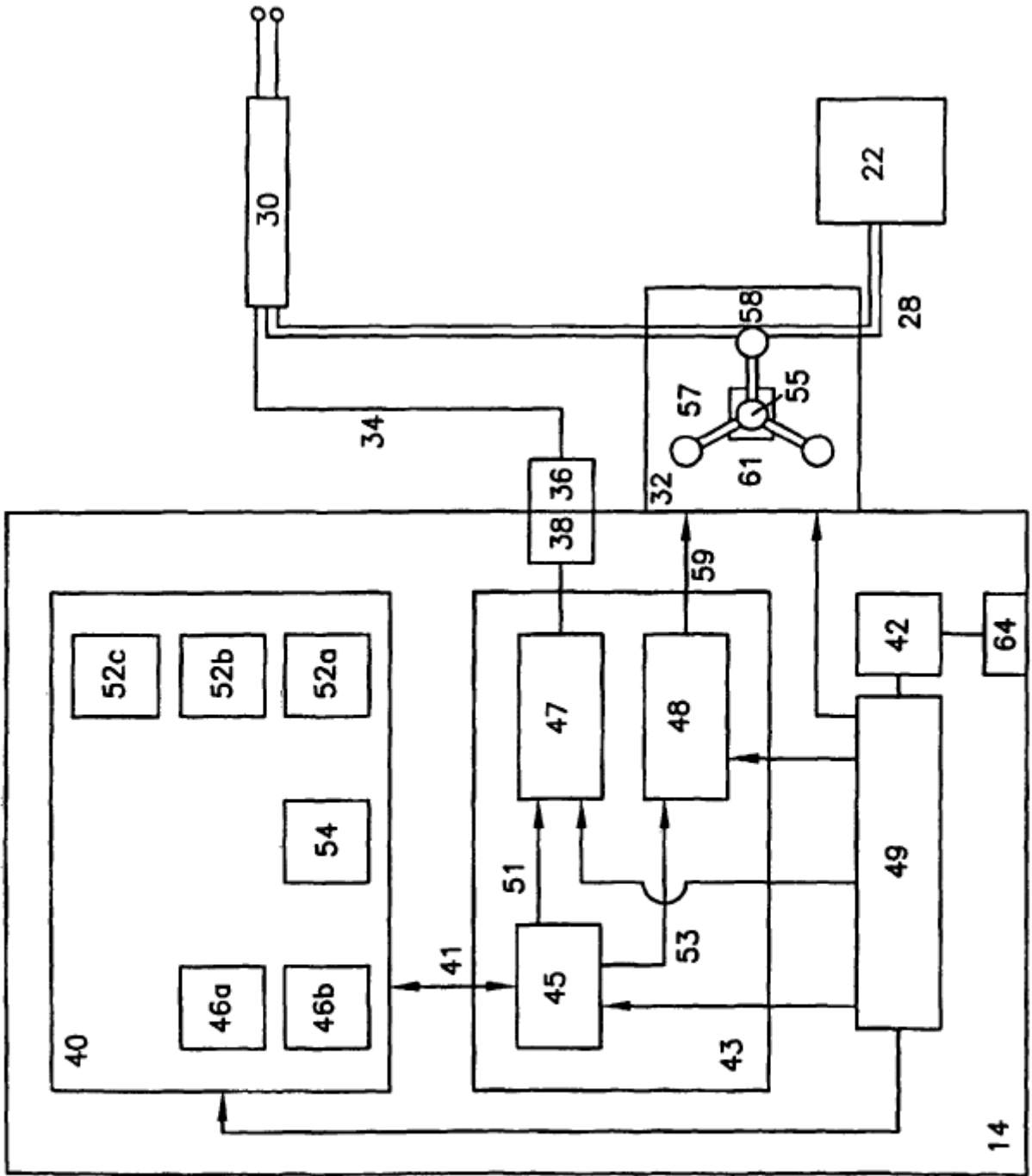


FIG. 6

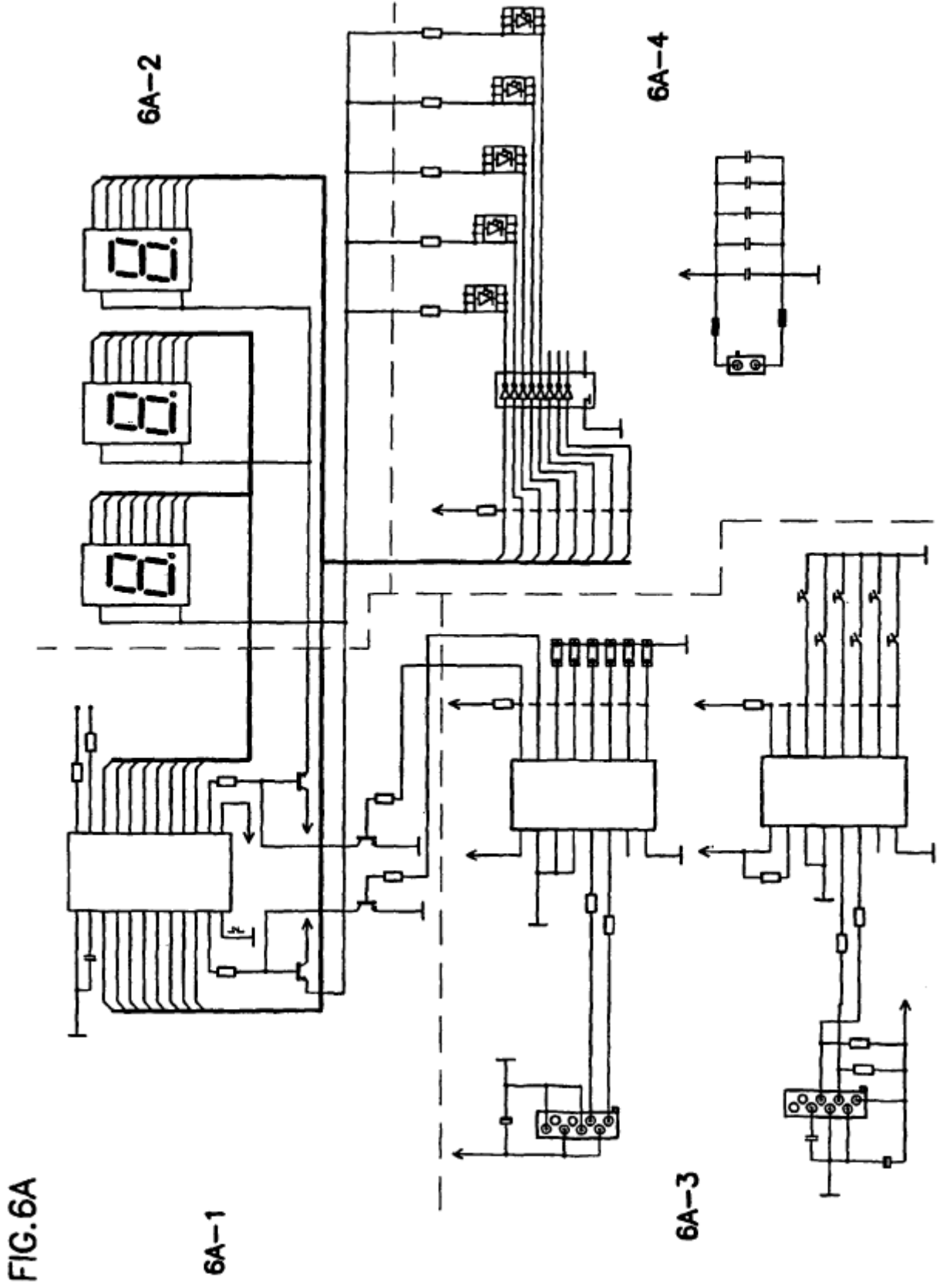


FIG. 6A

FIG.6A-1

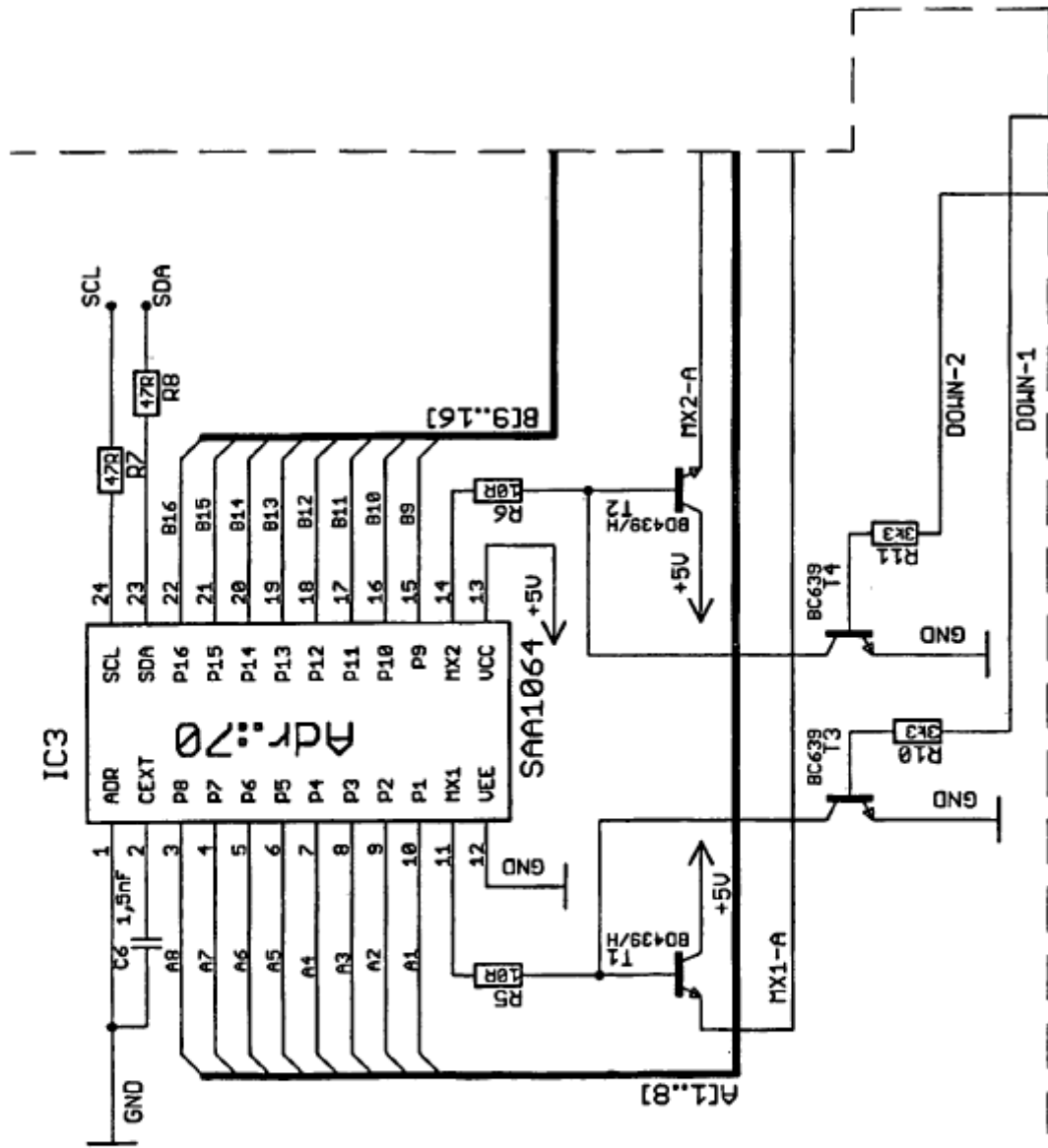
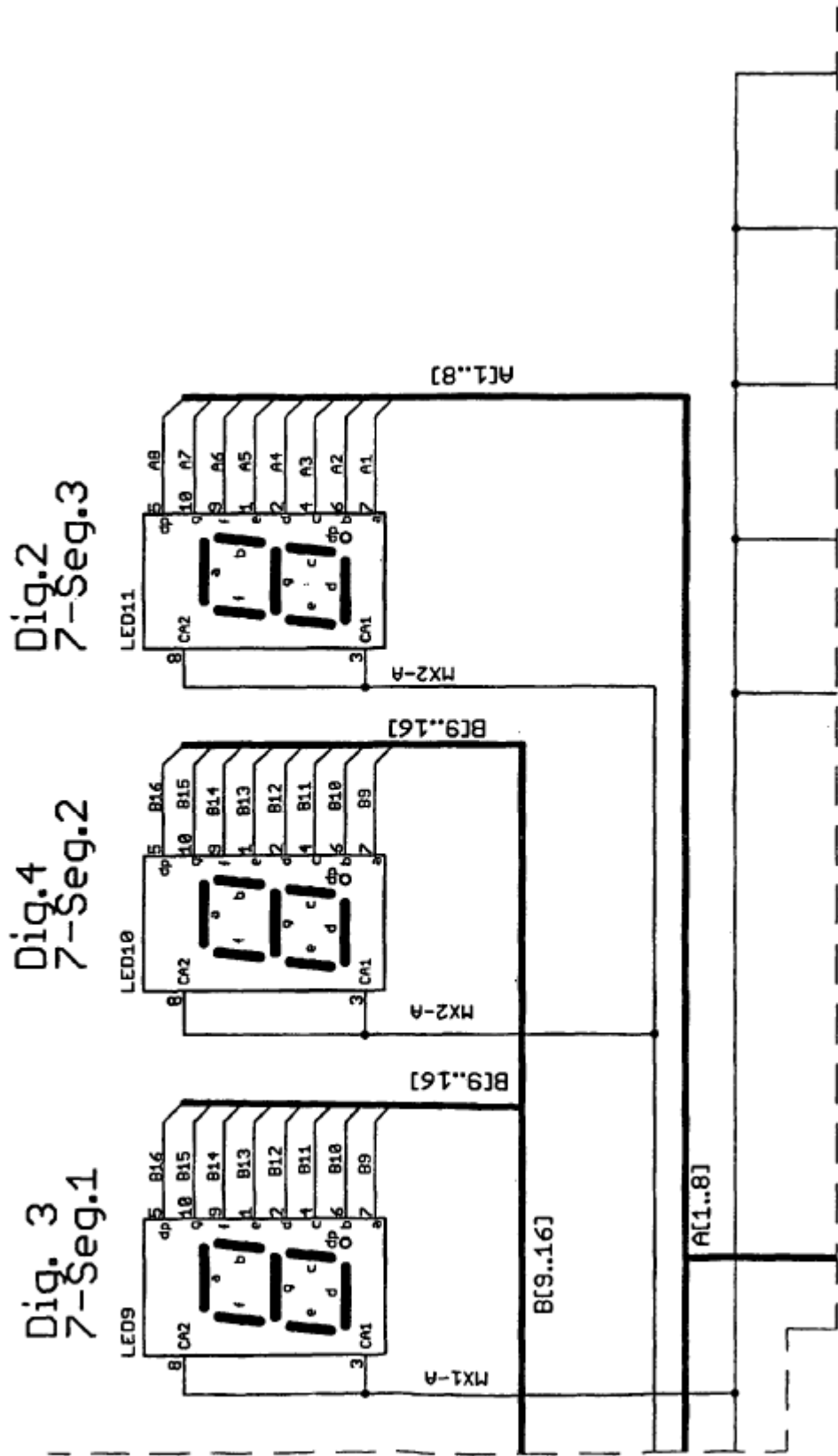


FIG.6A--2



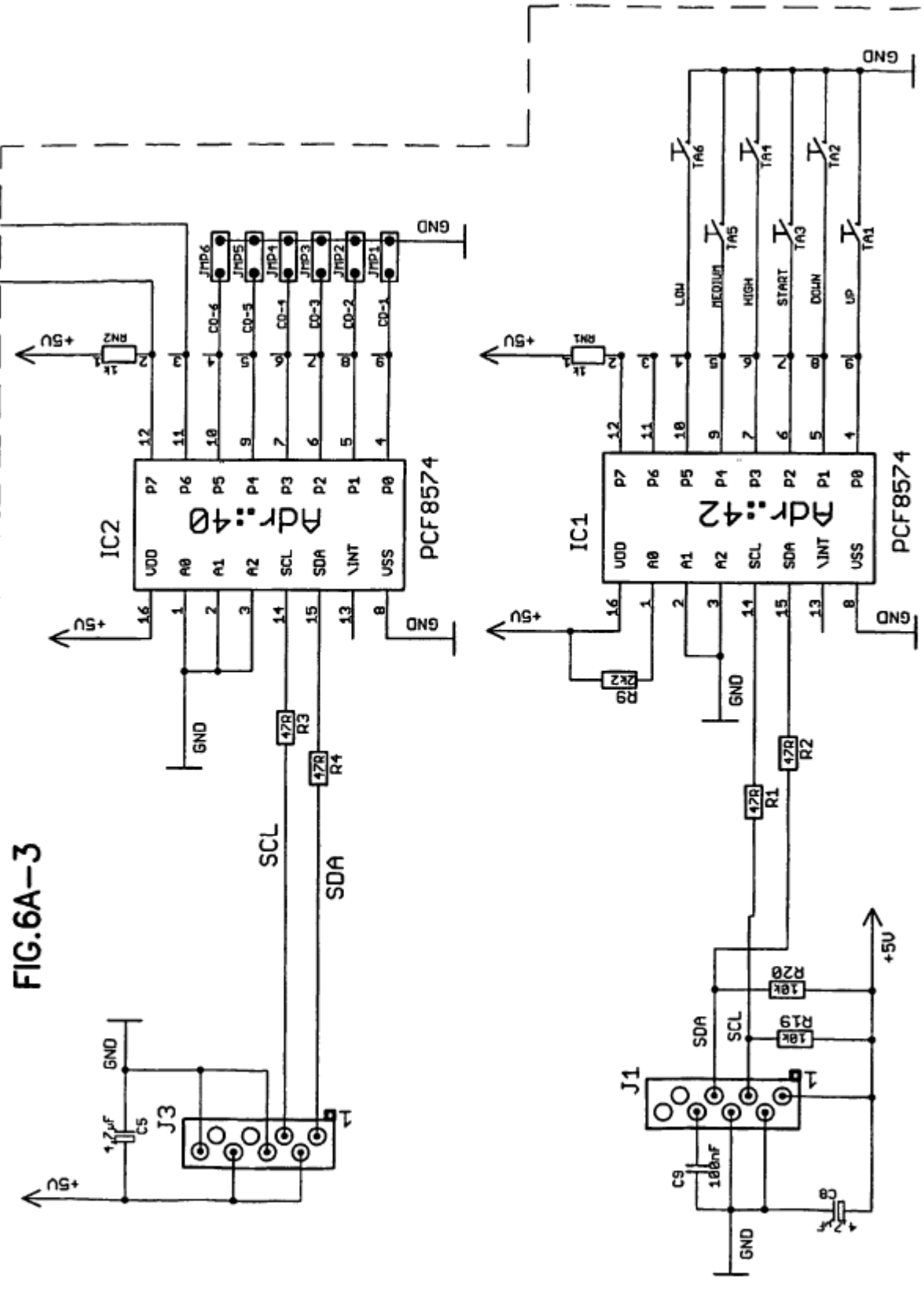
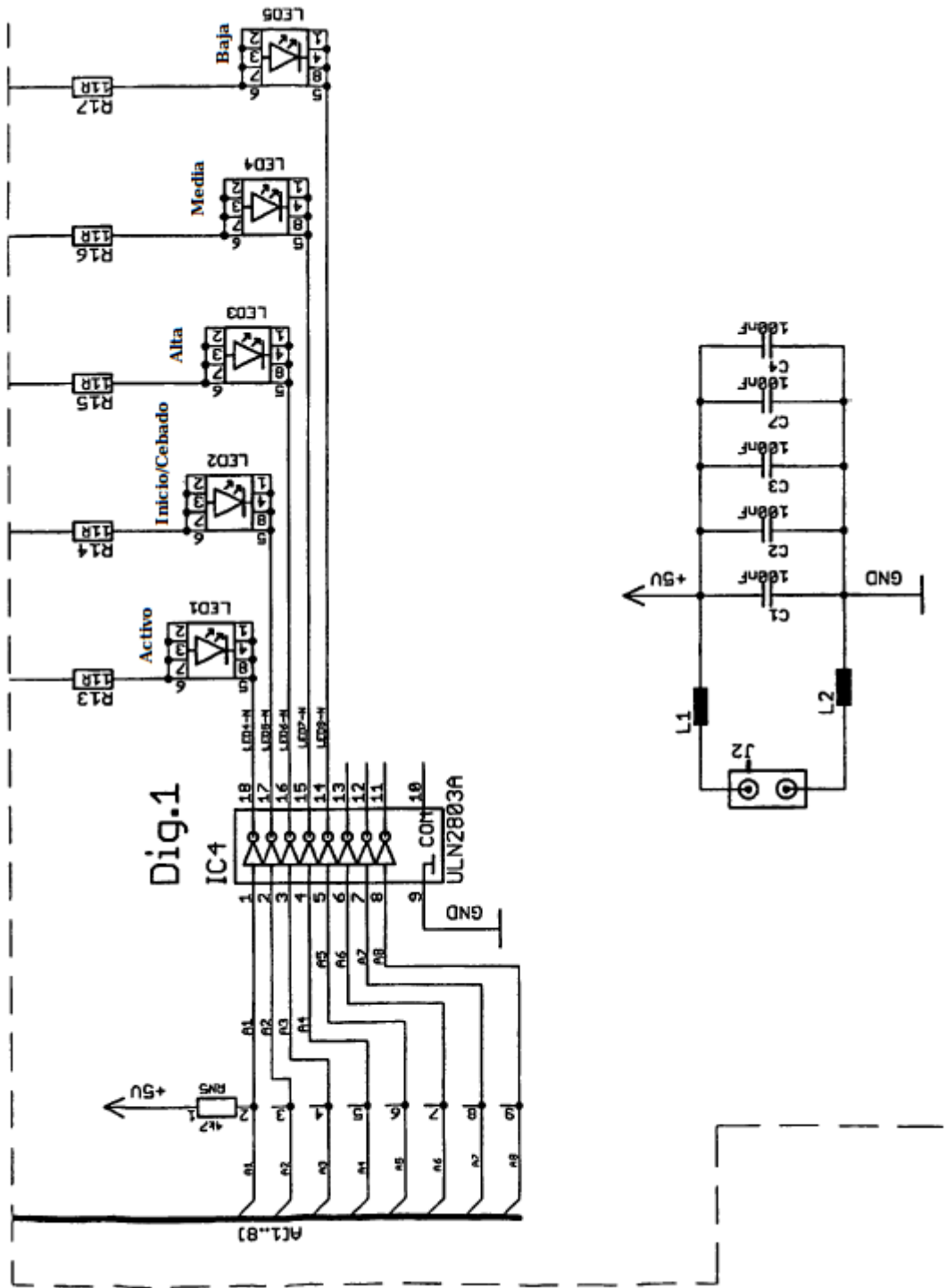


FIG.6A-3

FIG. 6A-4





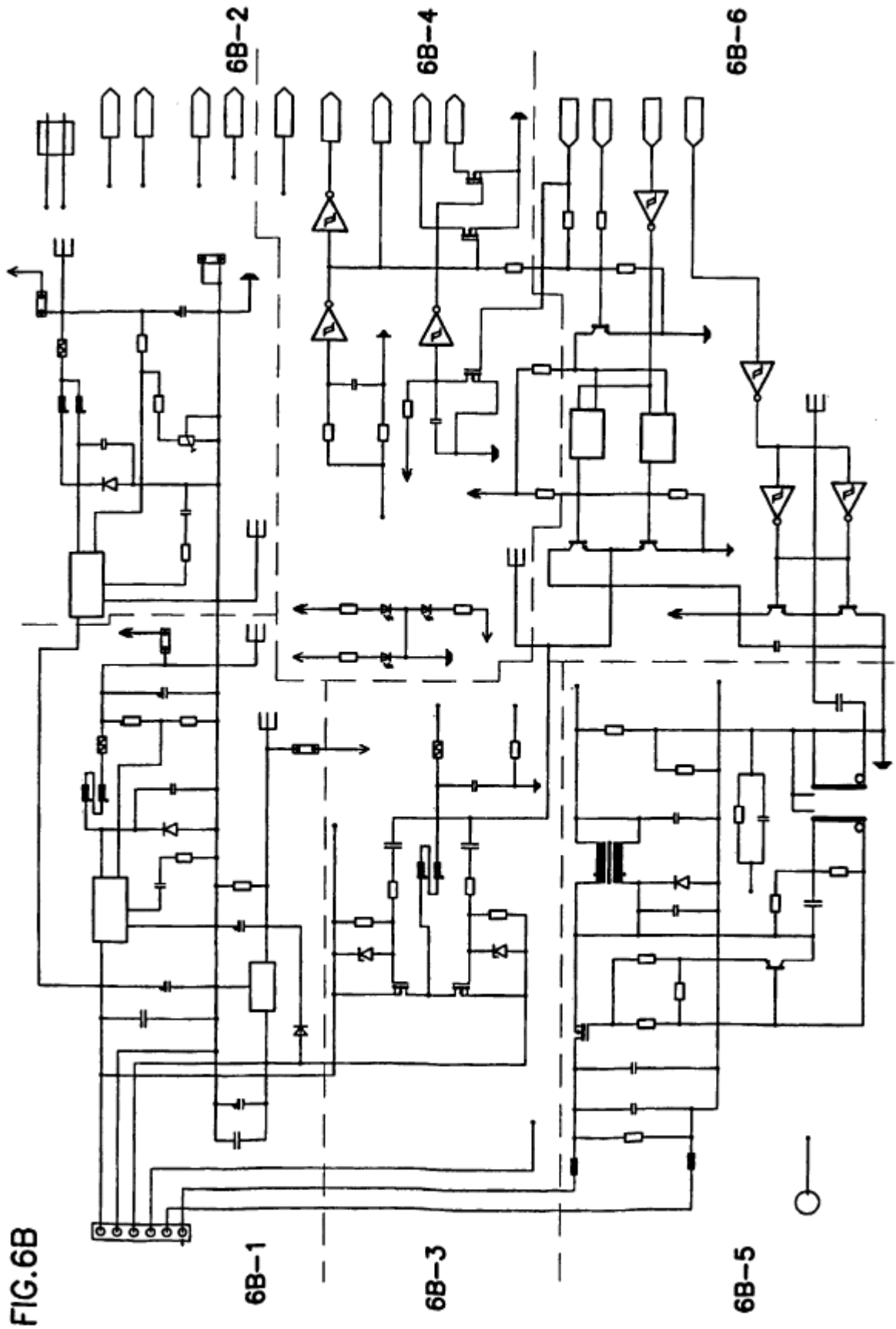


FIG.6B-1

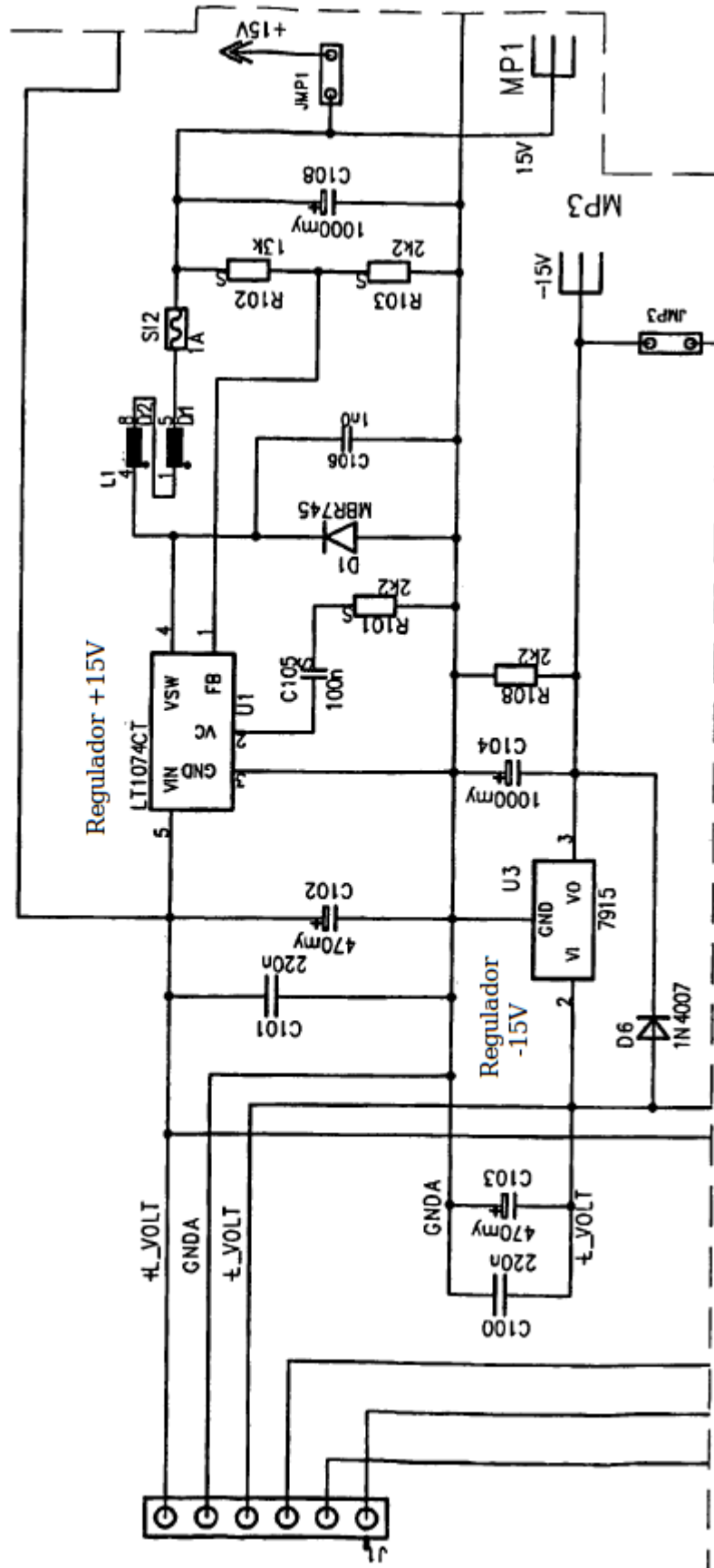


FIG. 6B--2

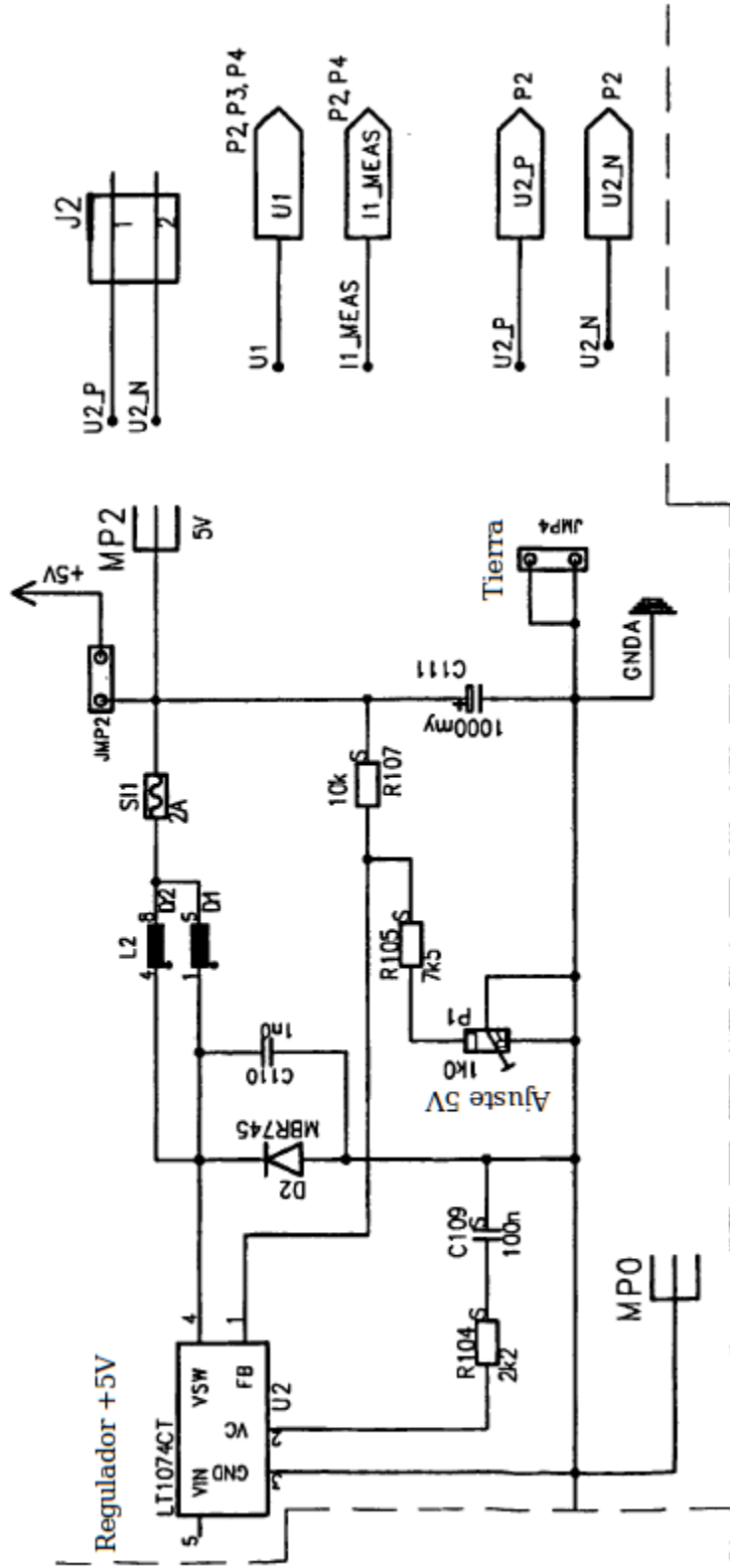


FIG.6B-3

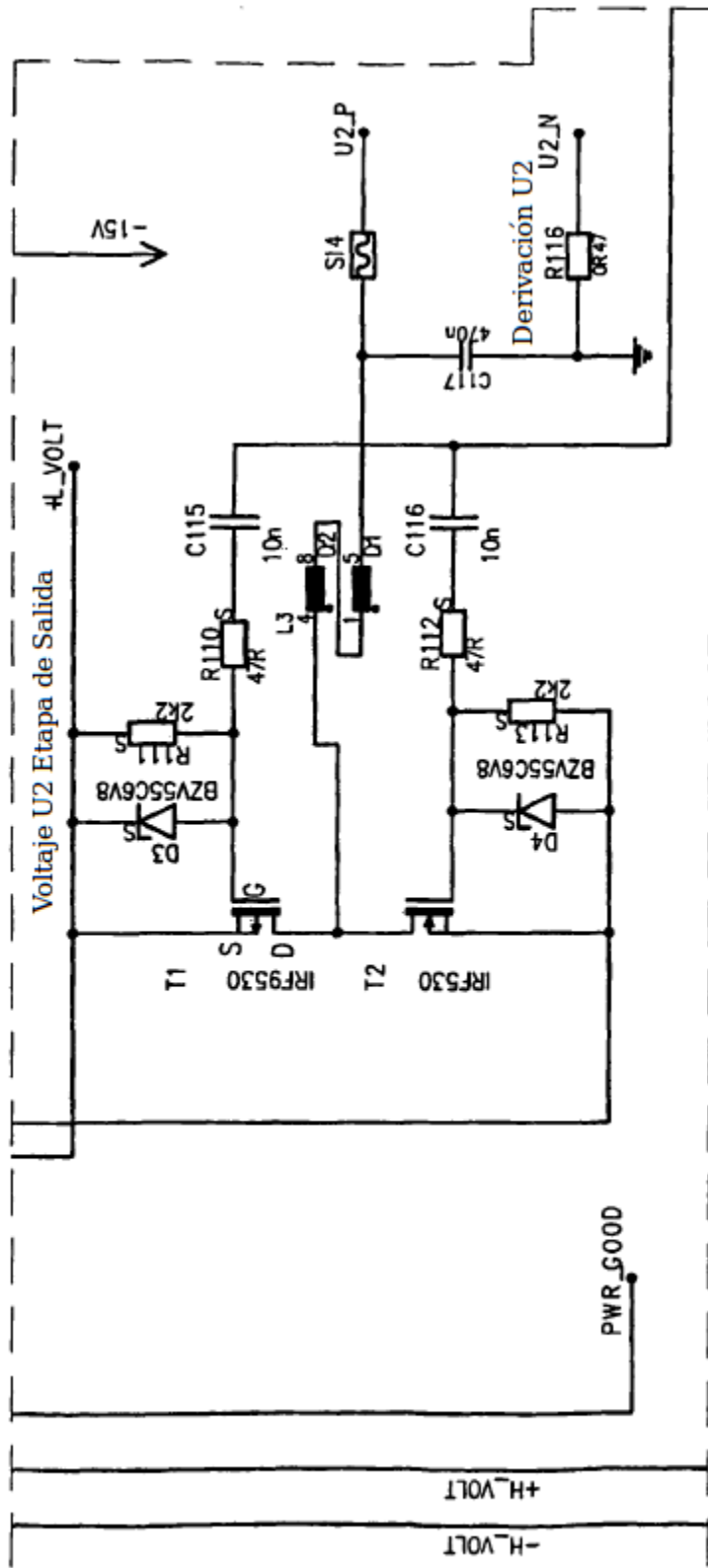


FIG.6B-4

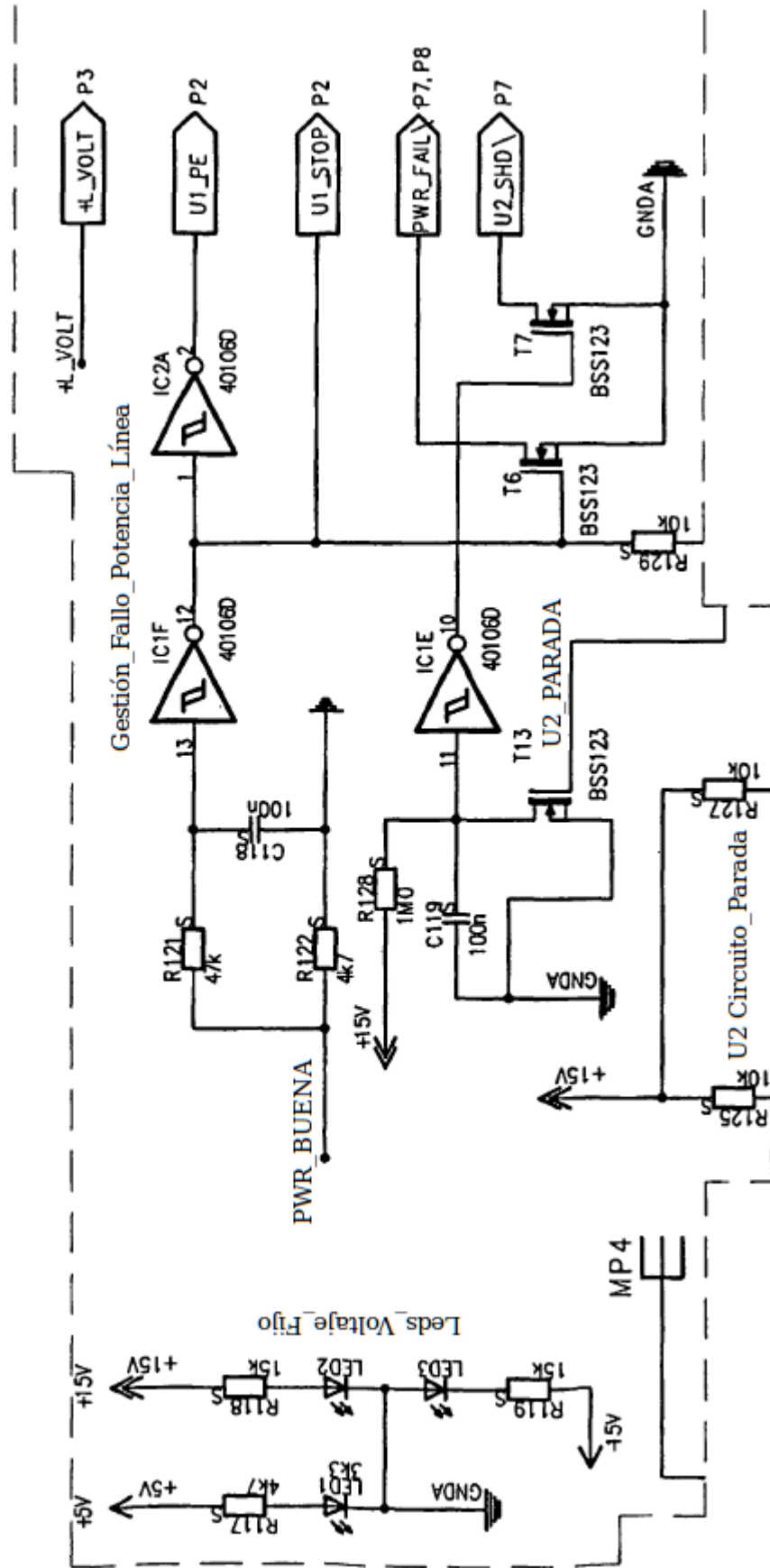


FIG.6B-5

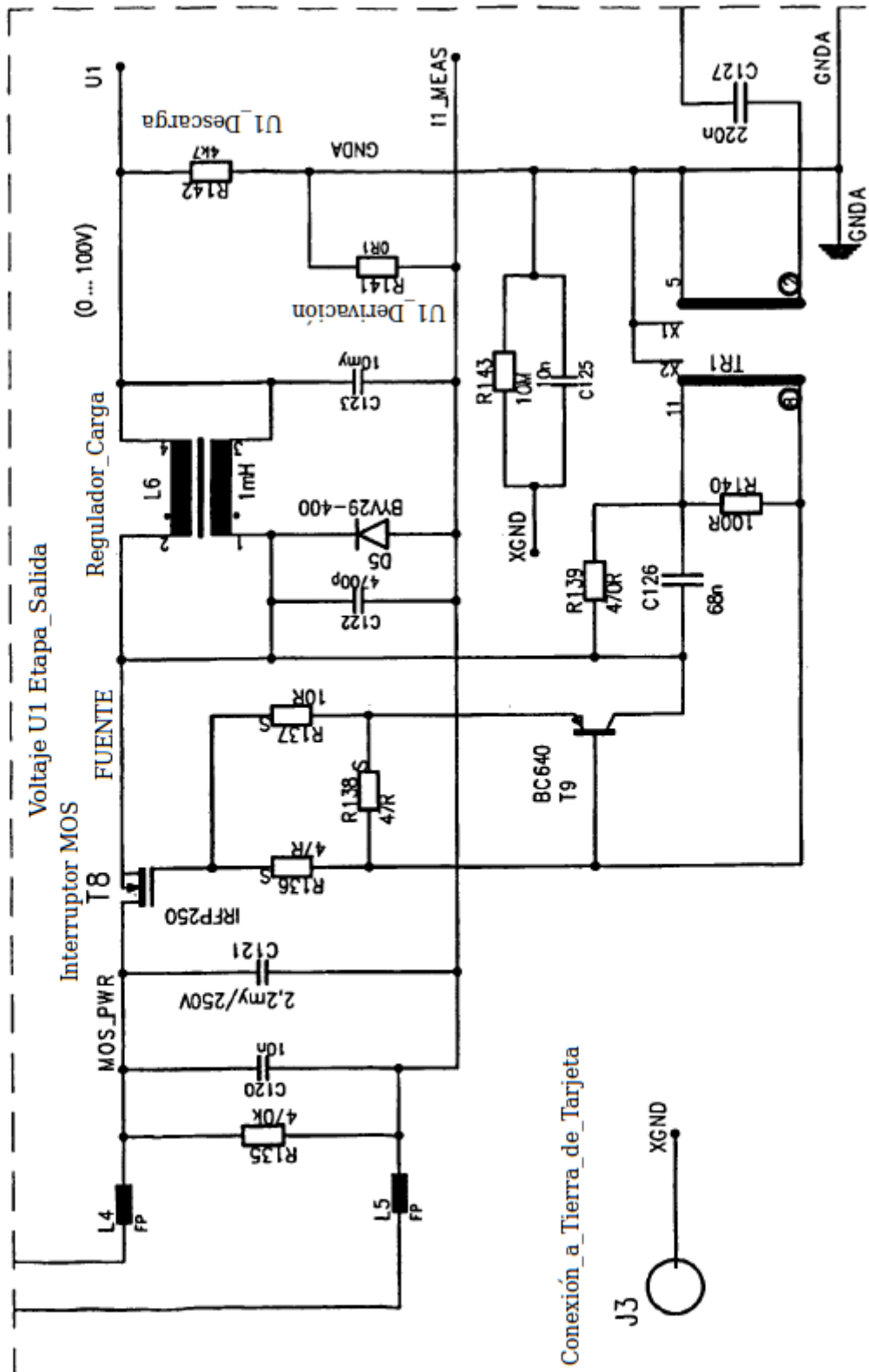
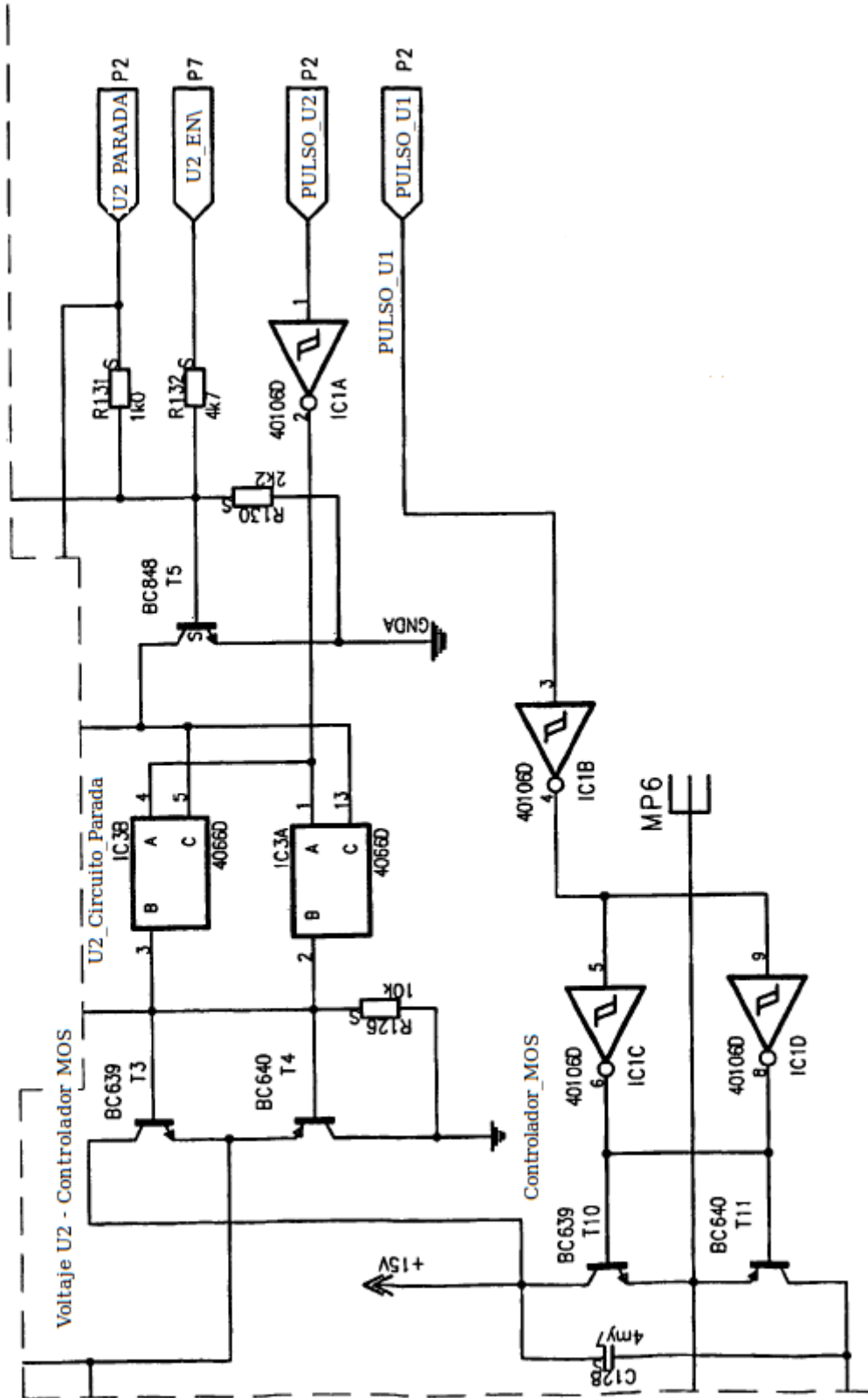


FIG.6B-6



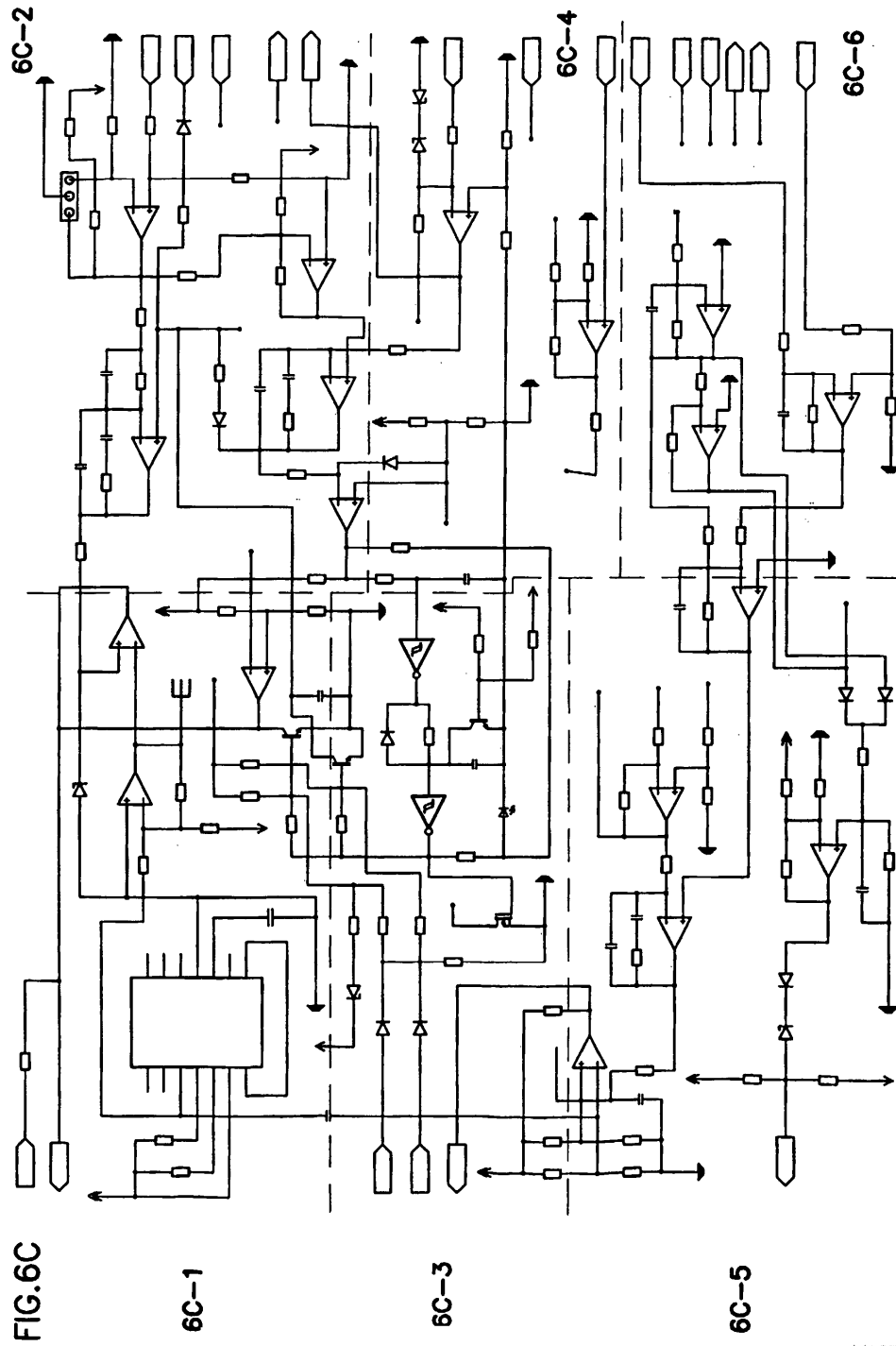




FIG.6C--1

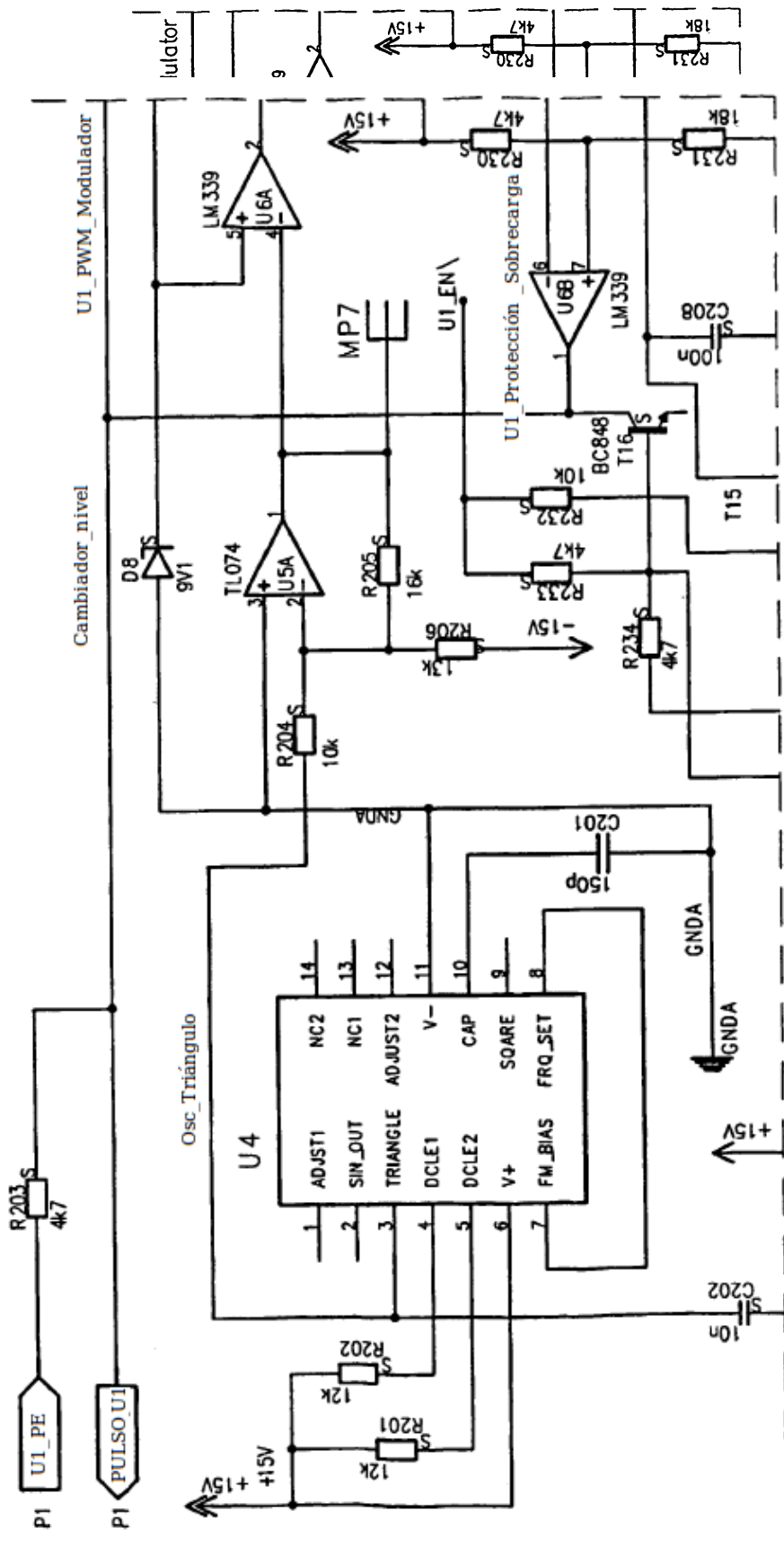


FIG.6C-2

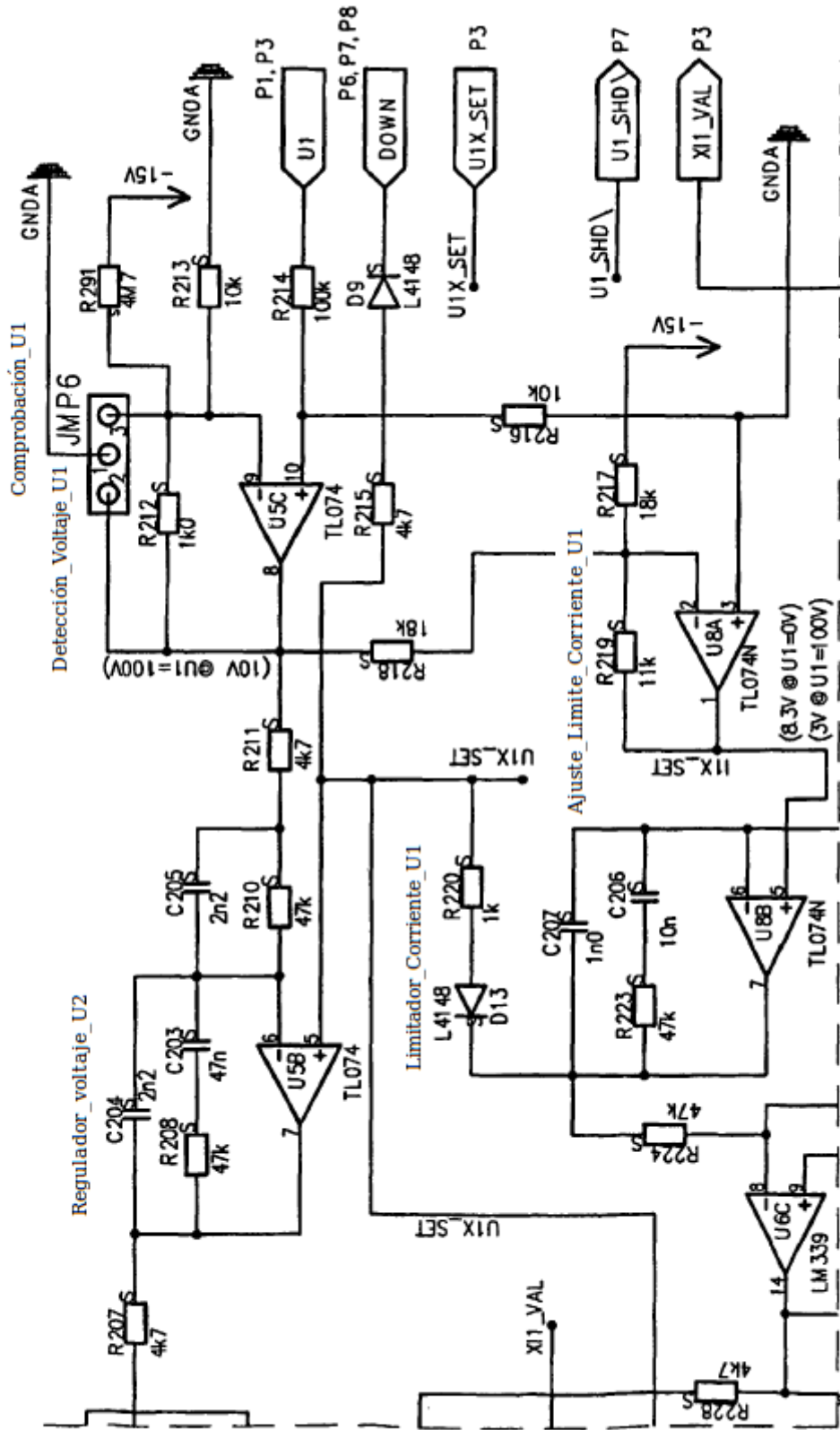


FIG.6C-3

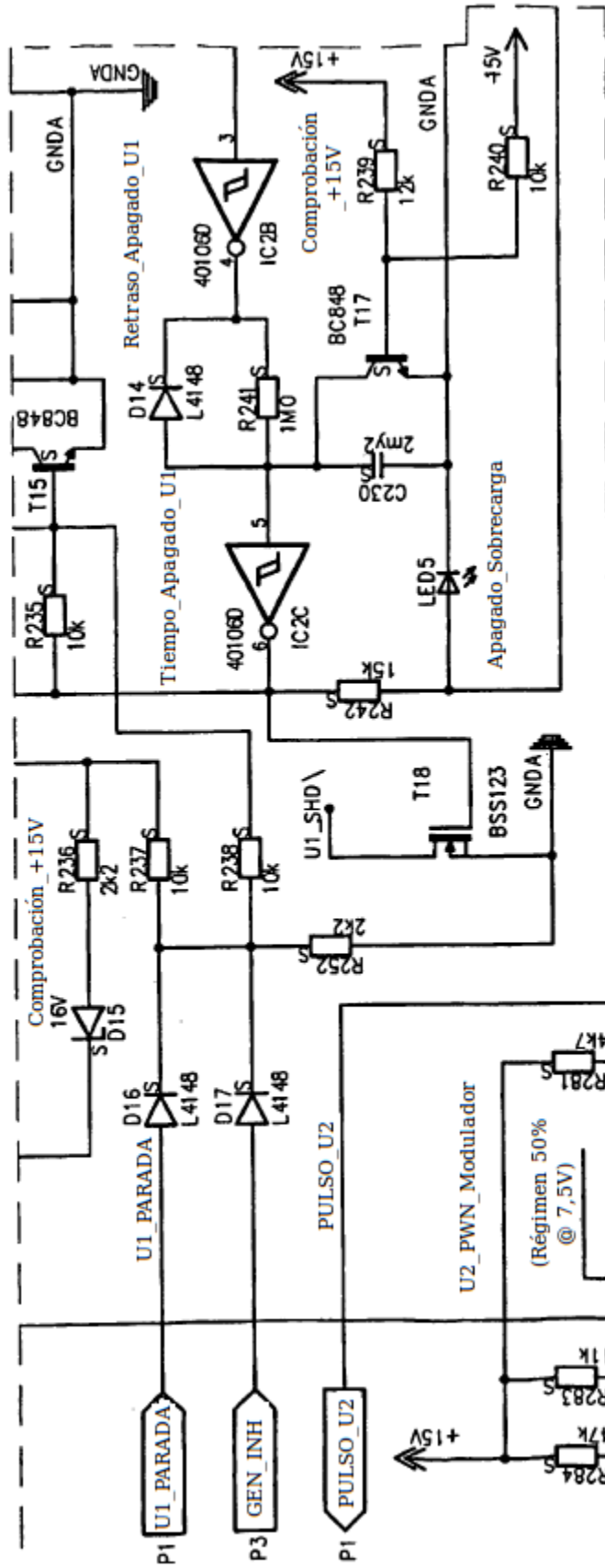


FIG.6C-4

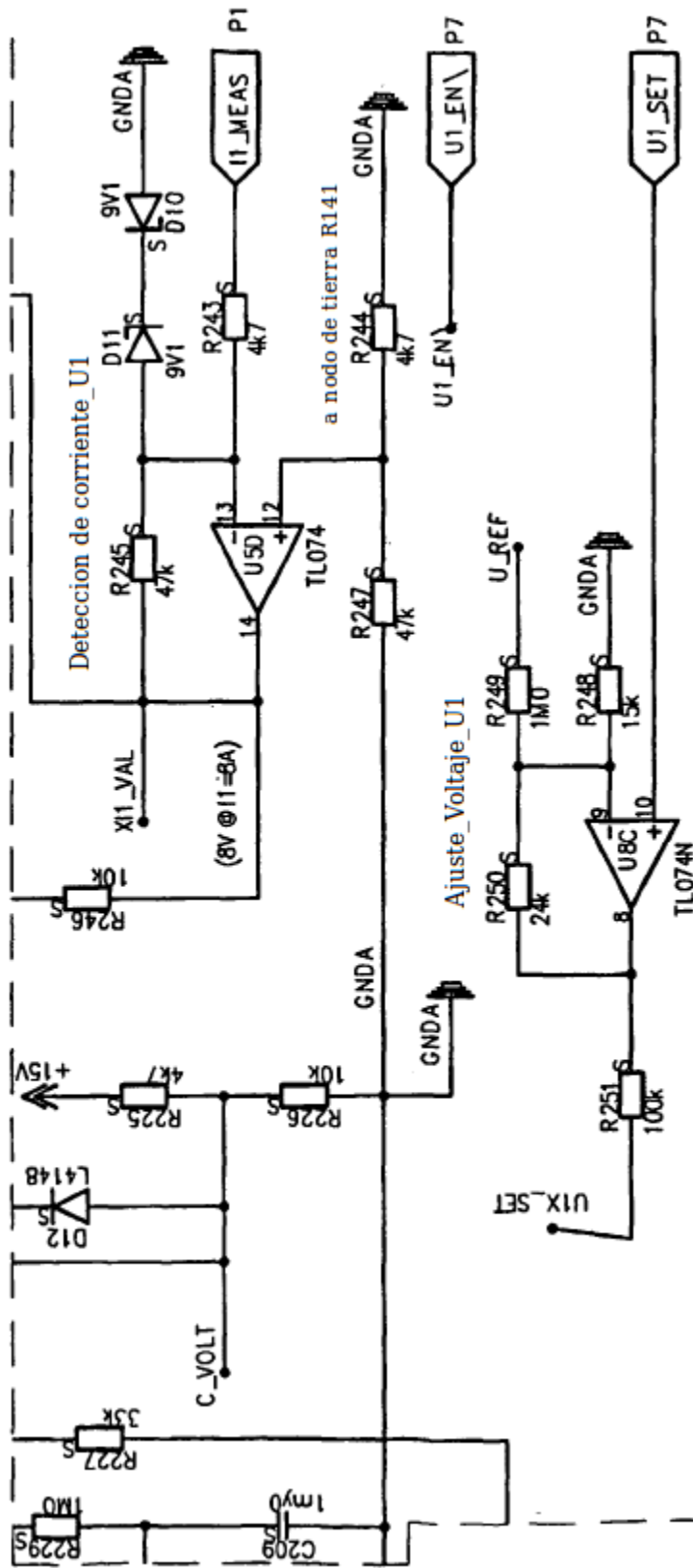


FIG.6C-5

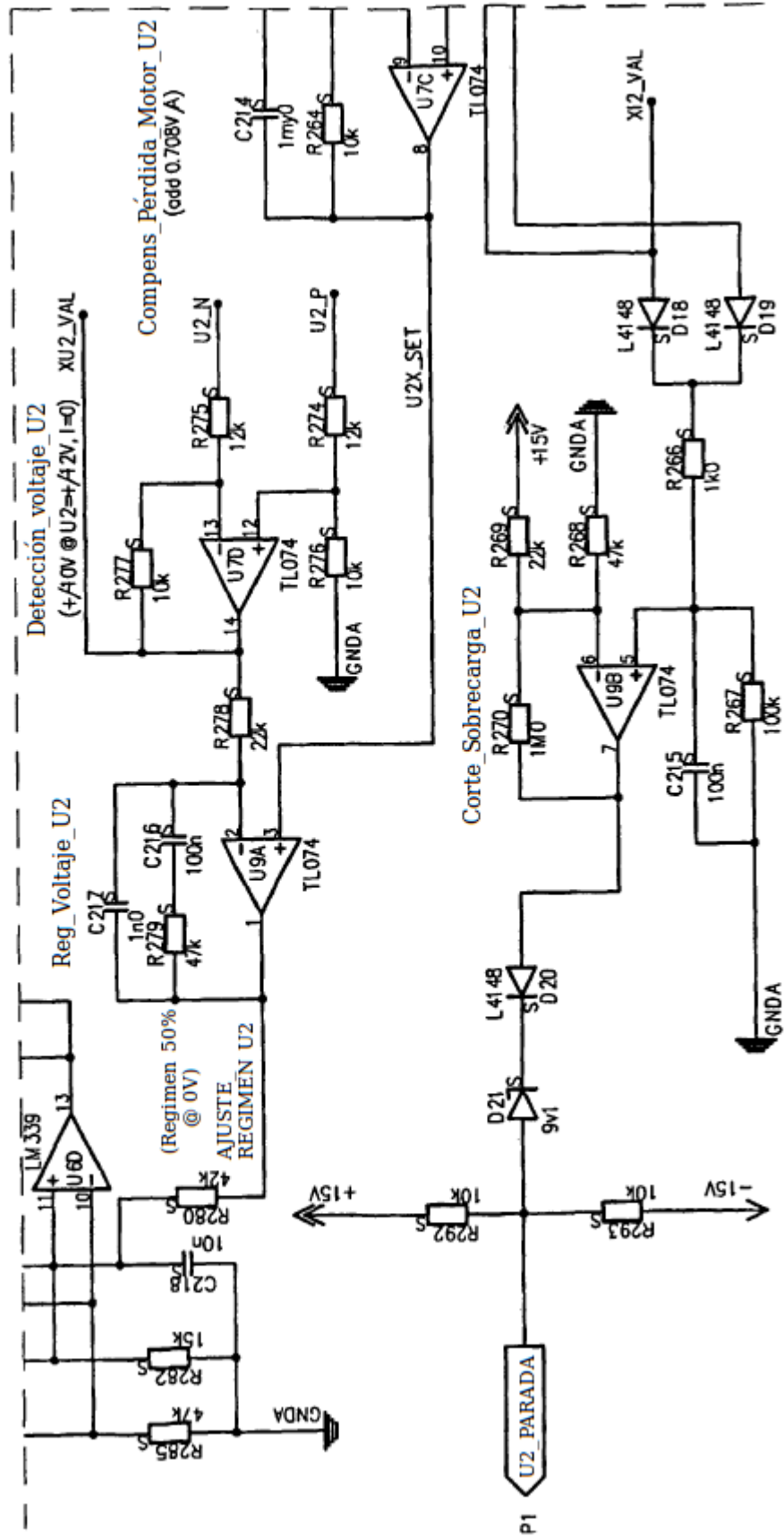
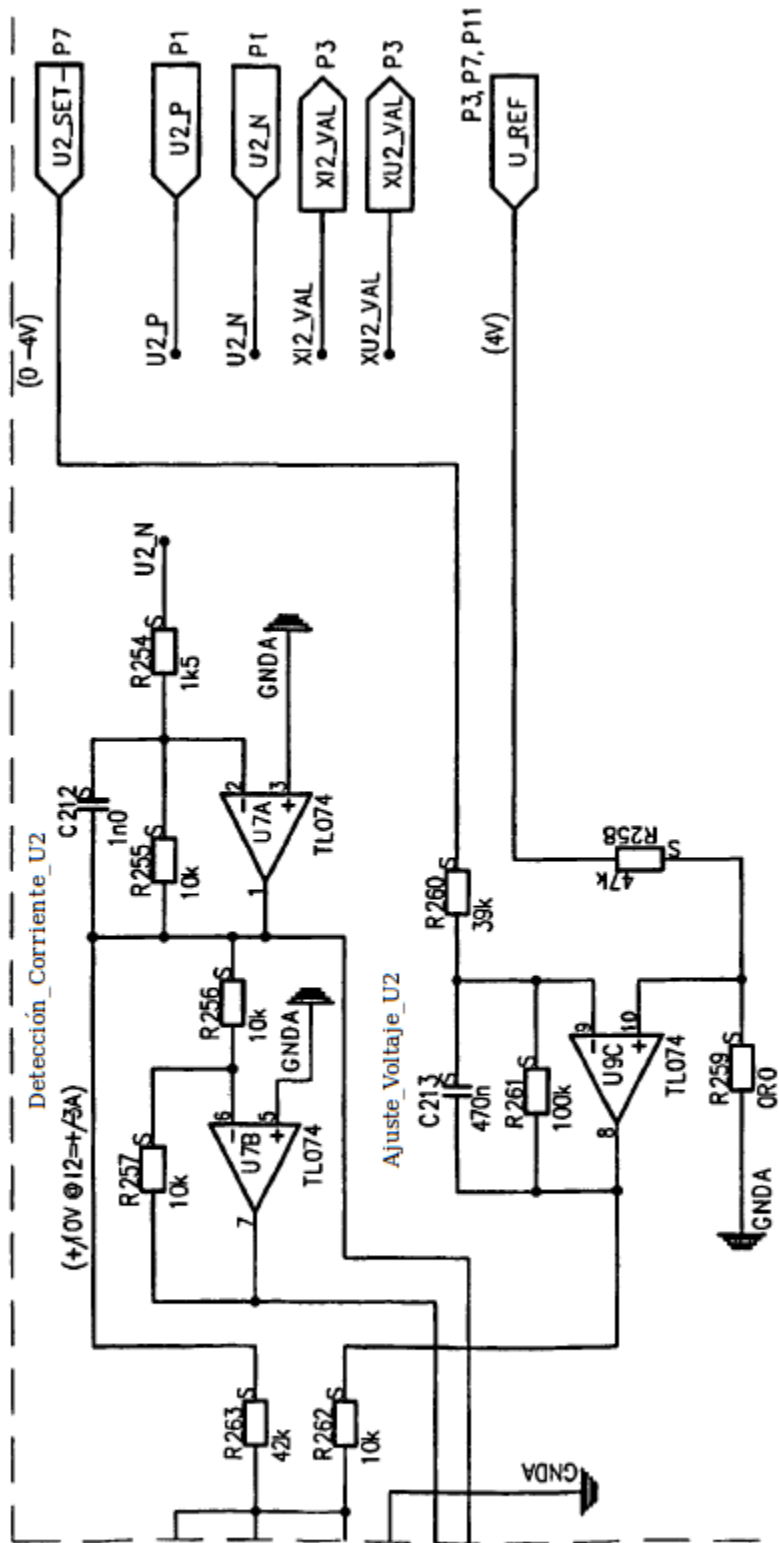
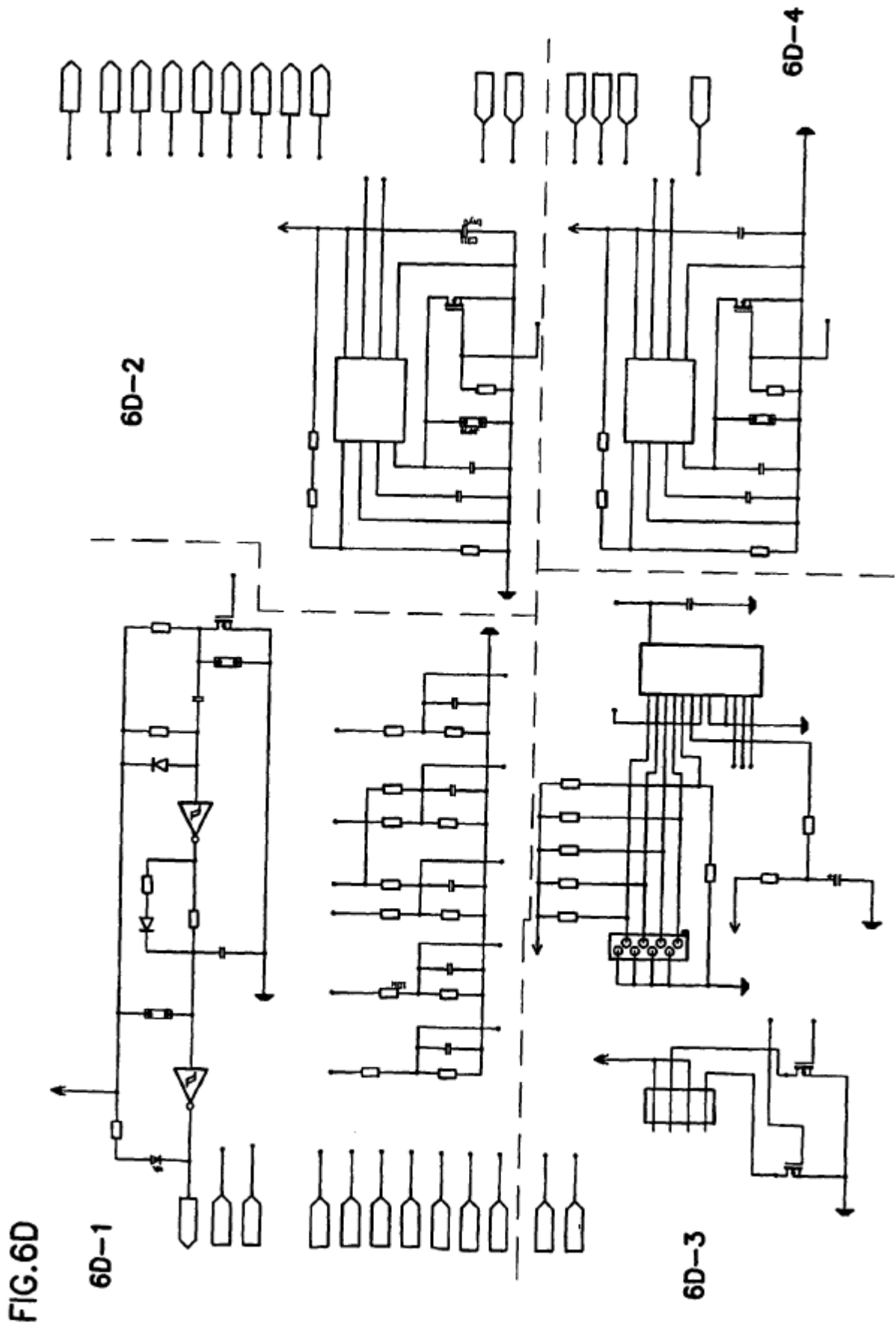
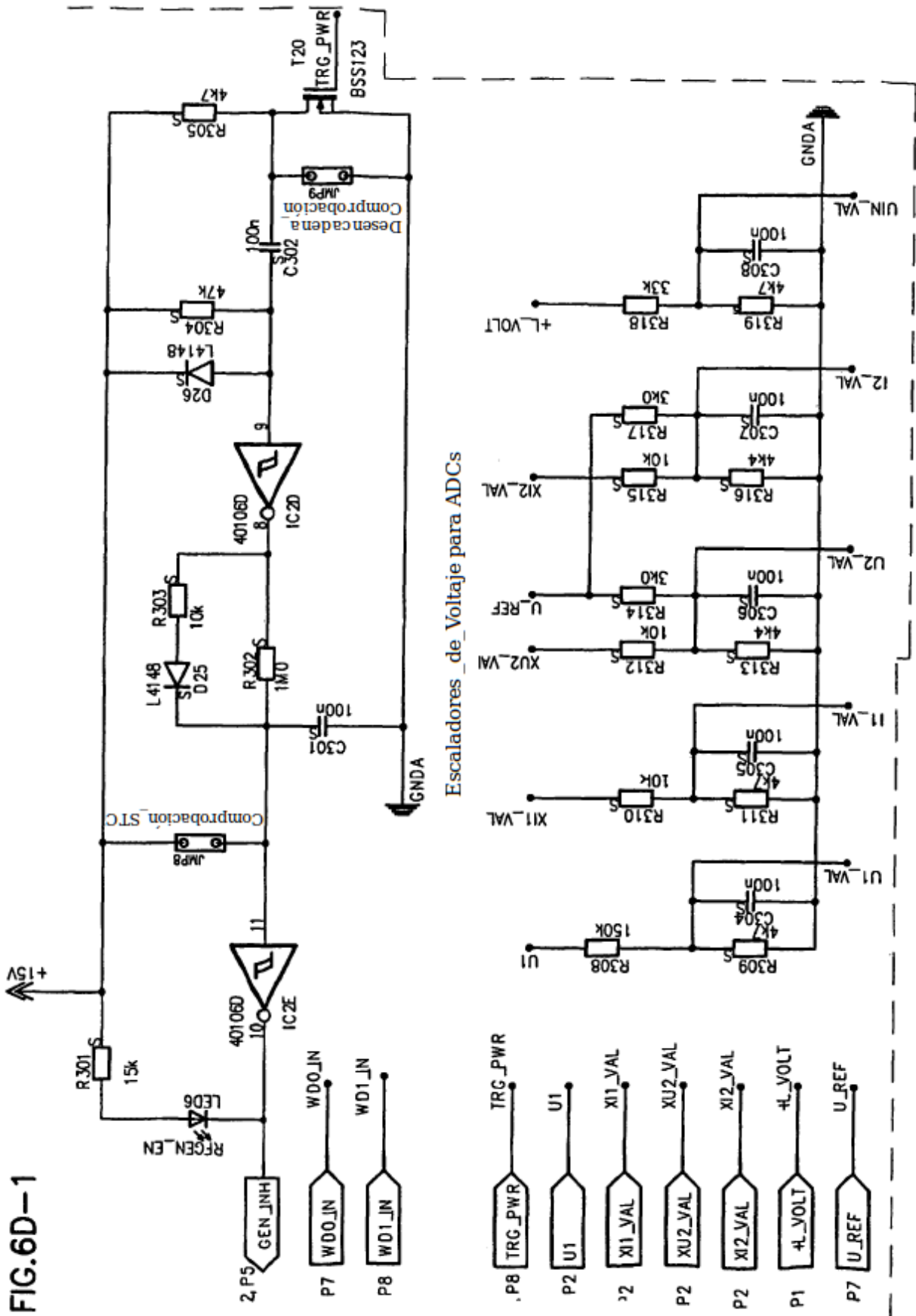


FIG.6C-6









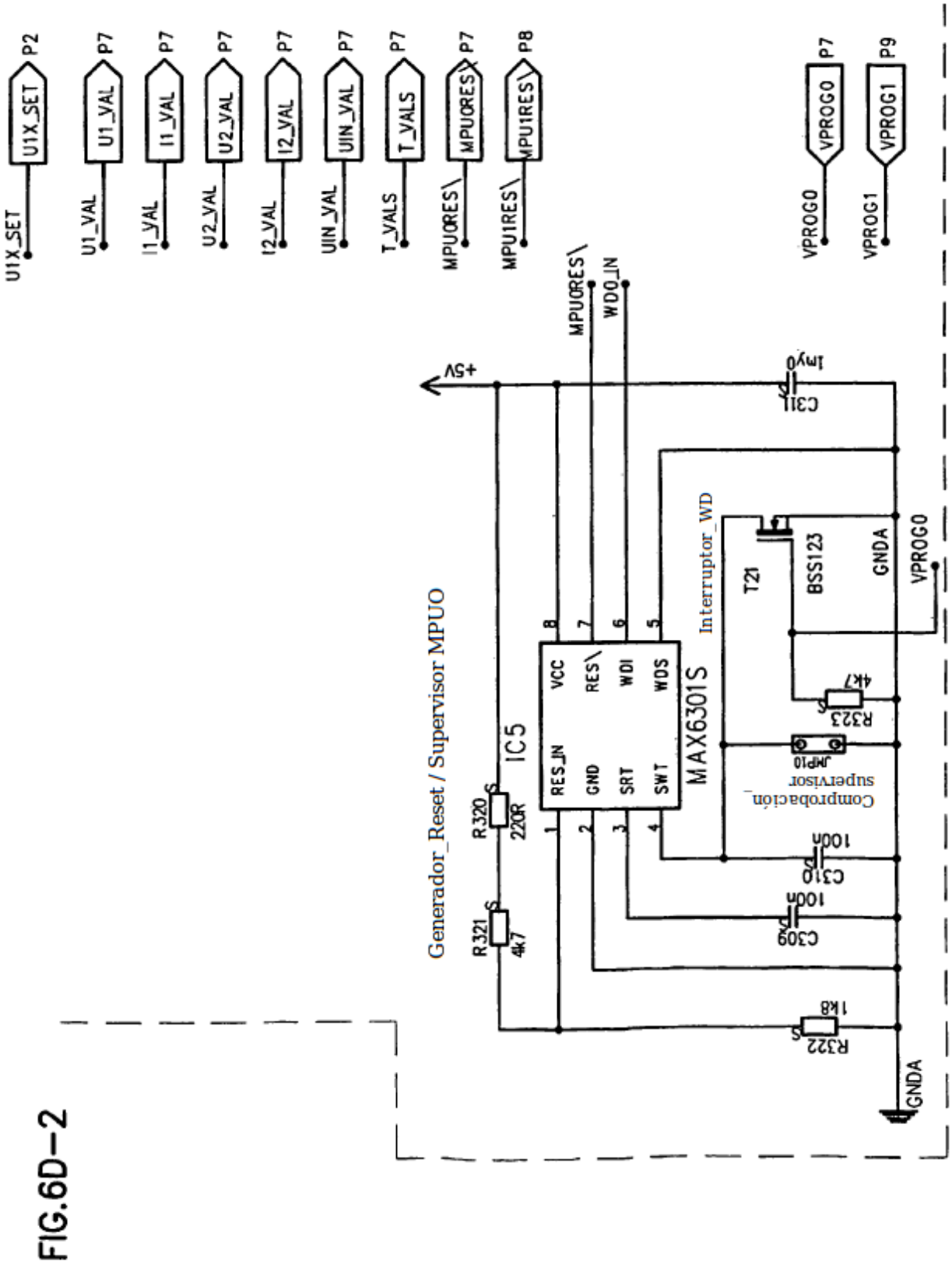


FIG.6D--3

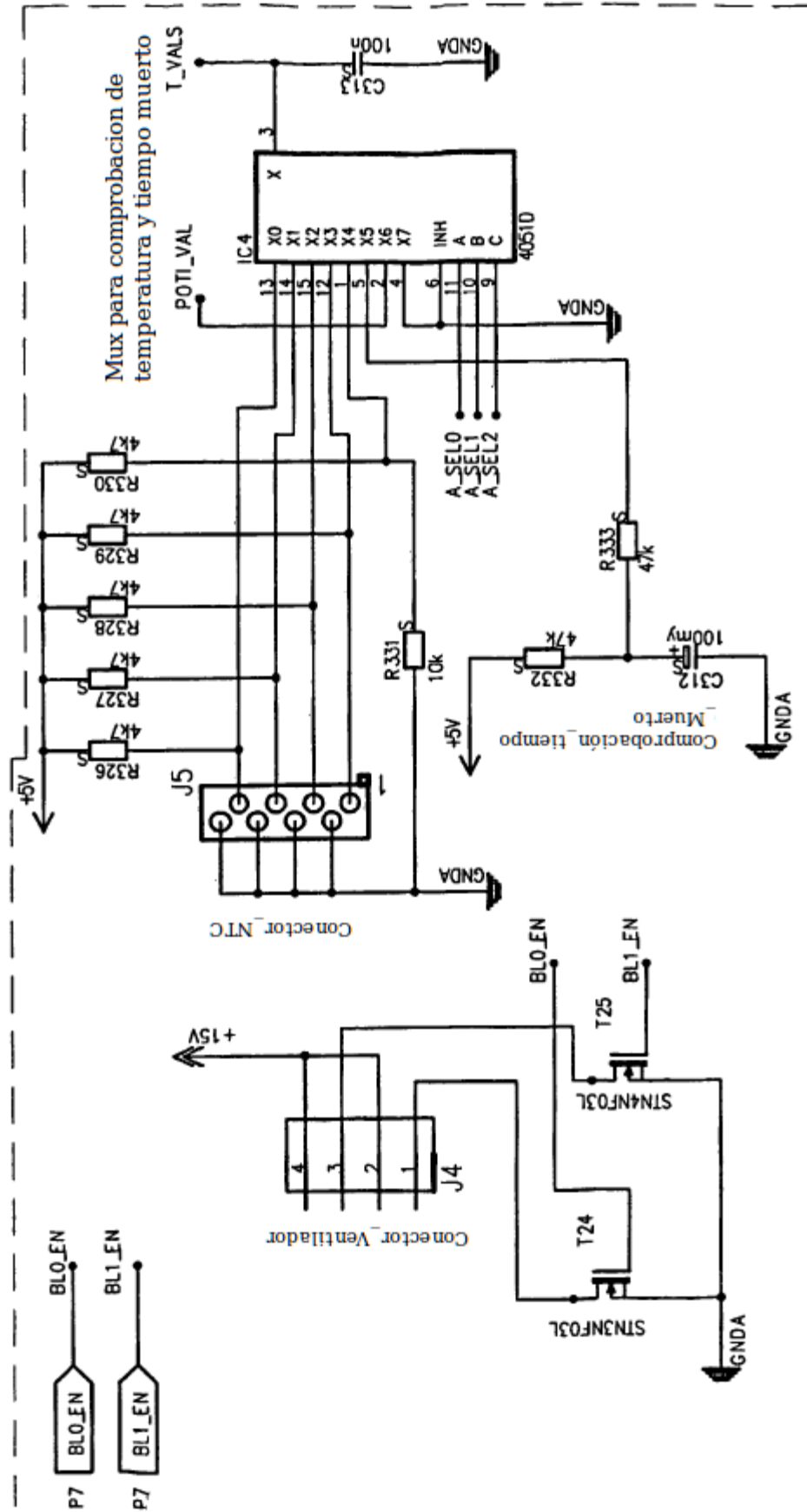
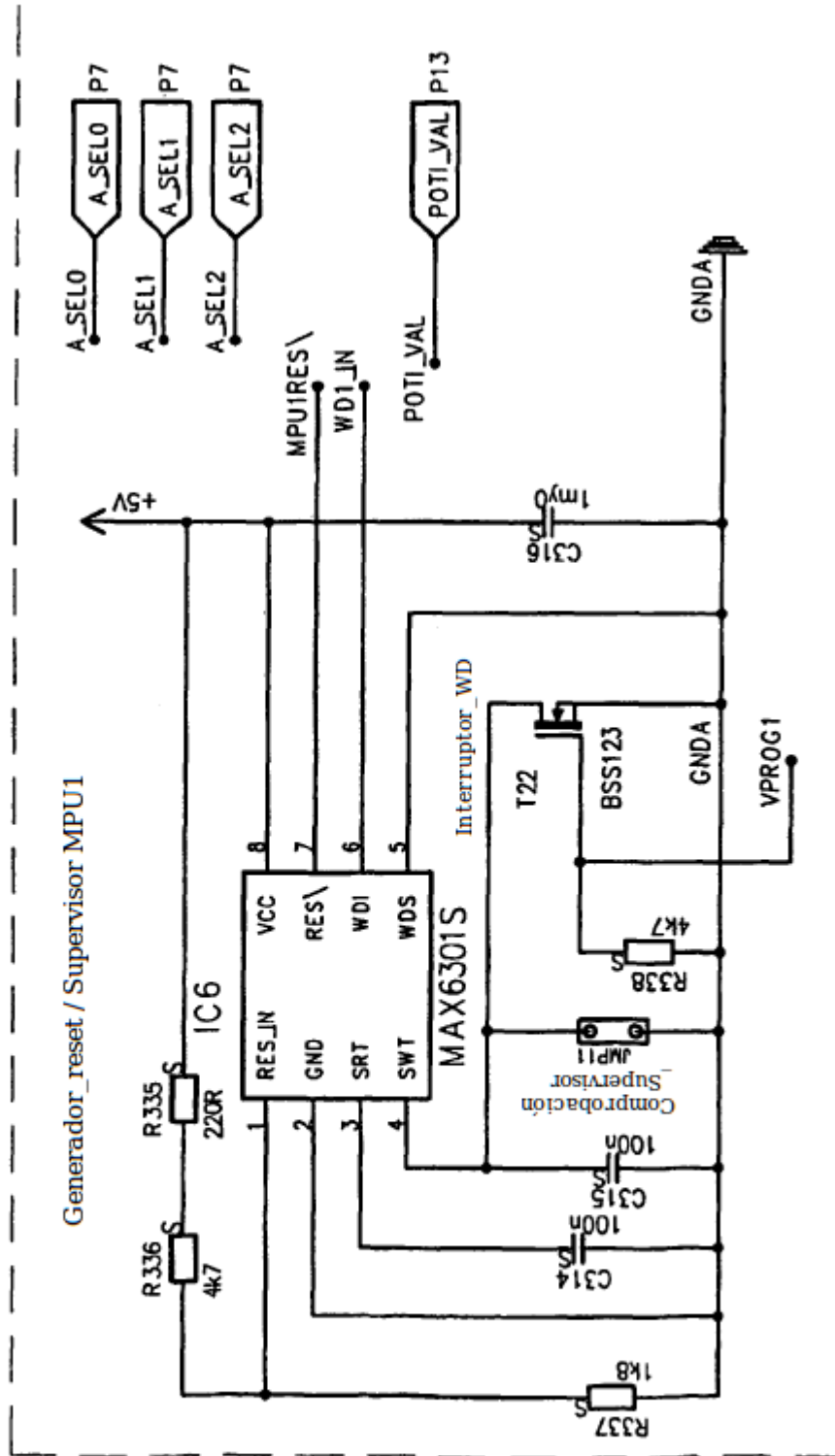
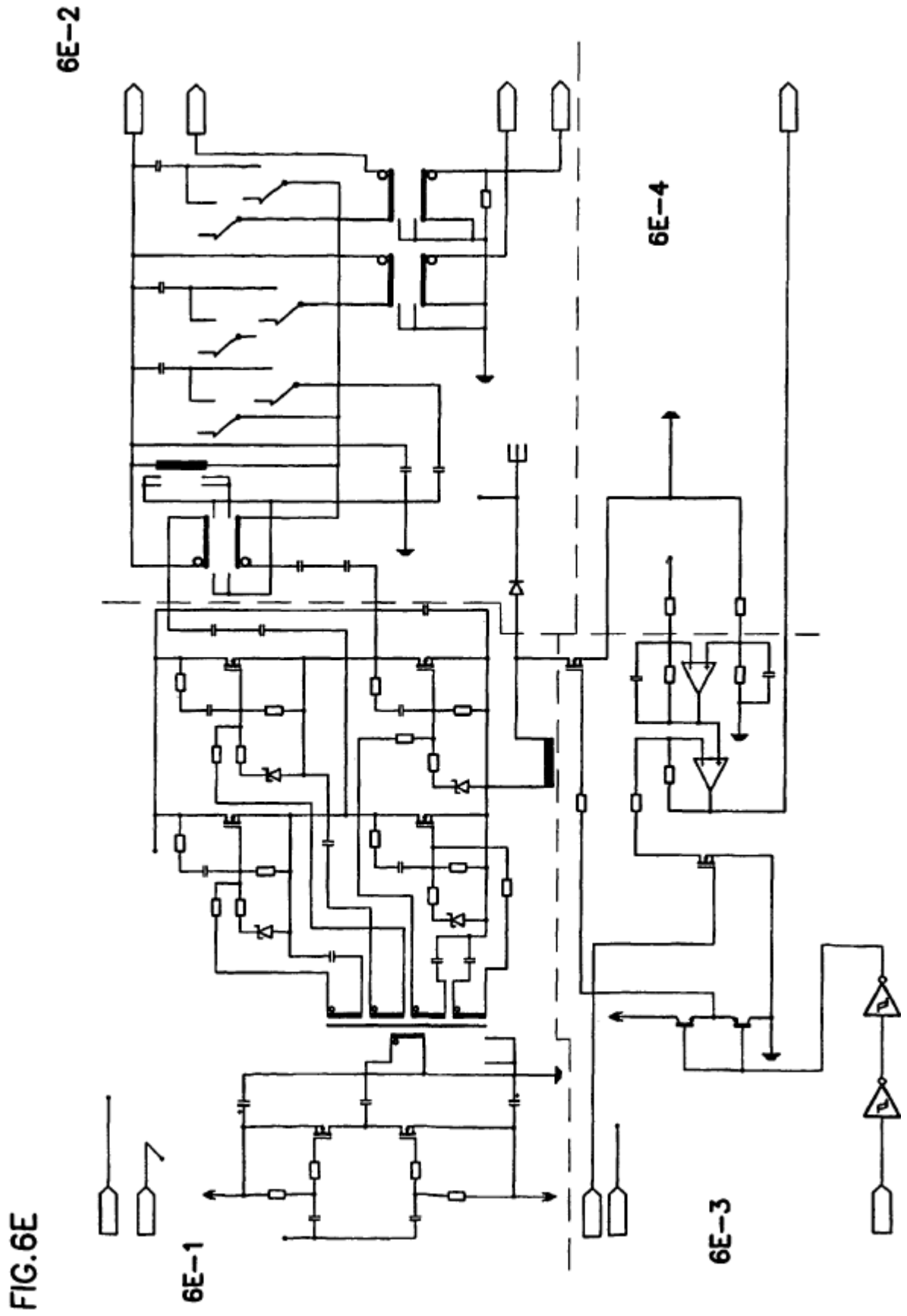


FIG.6D--4





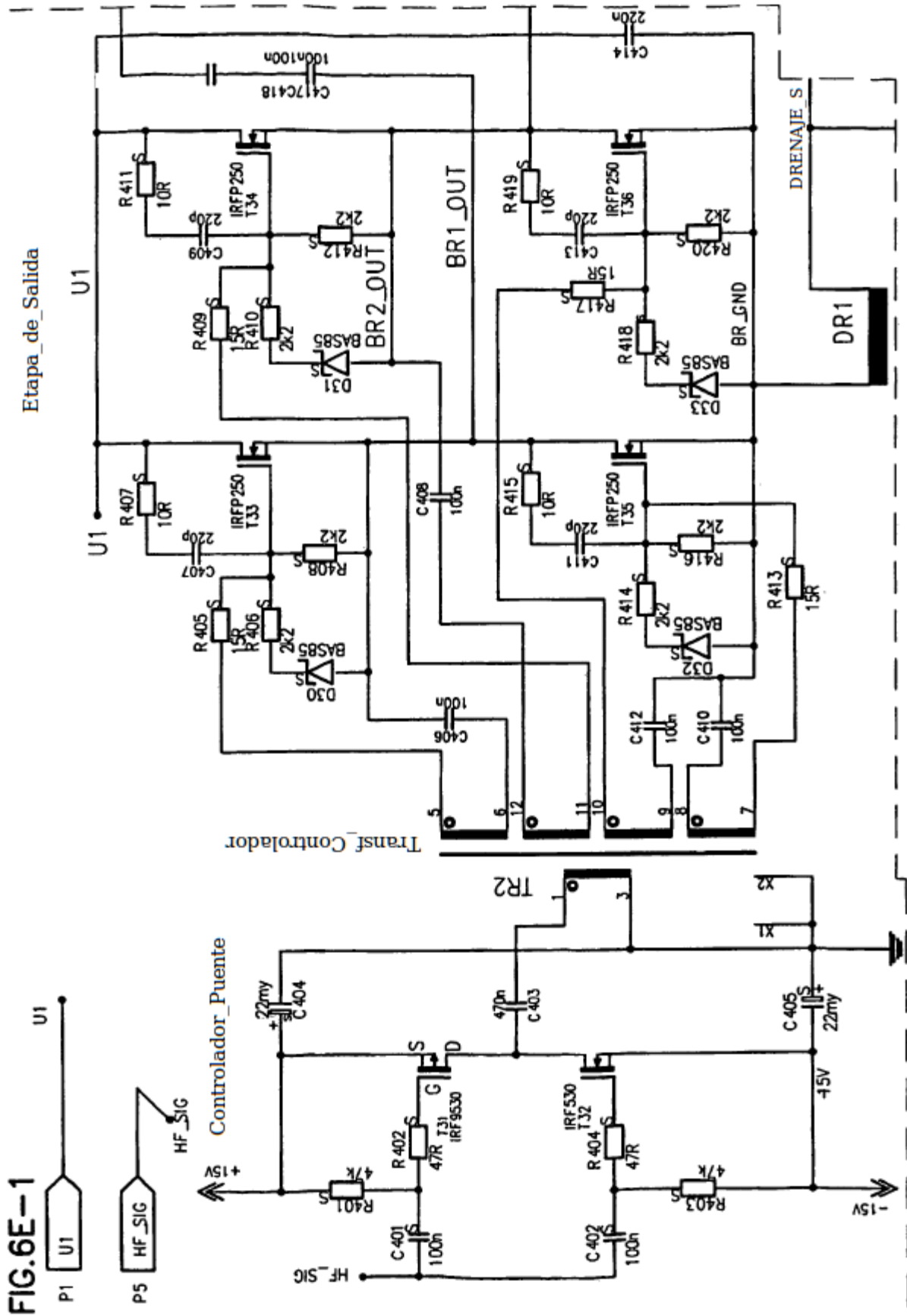


FIG.6E-2

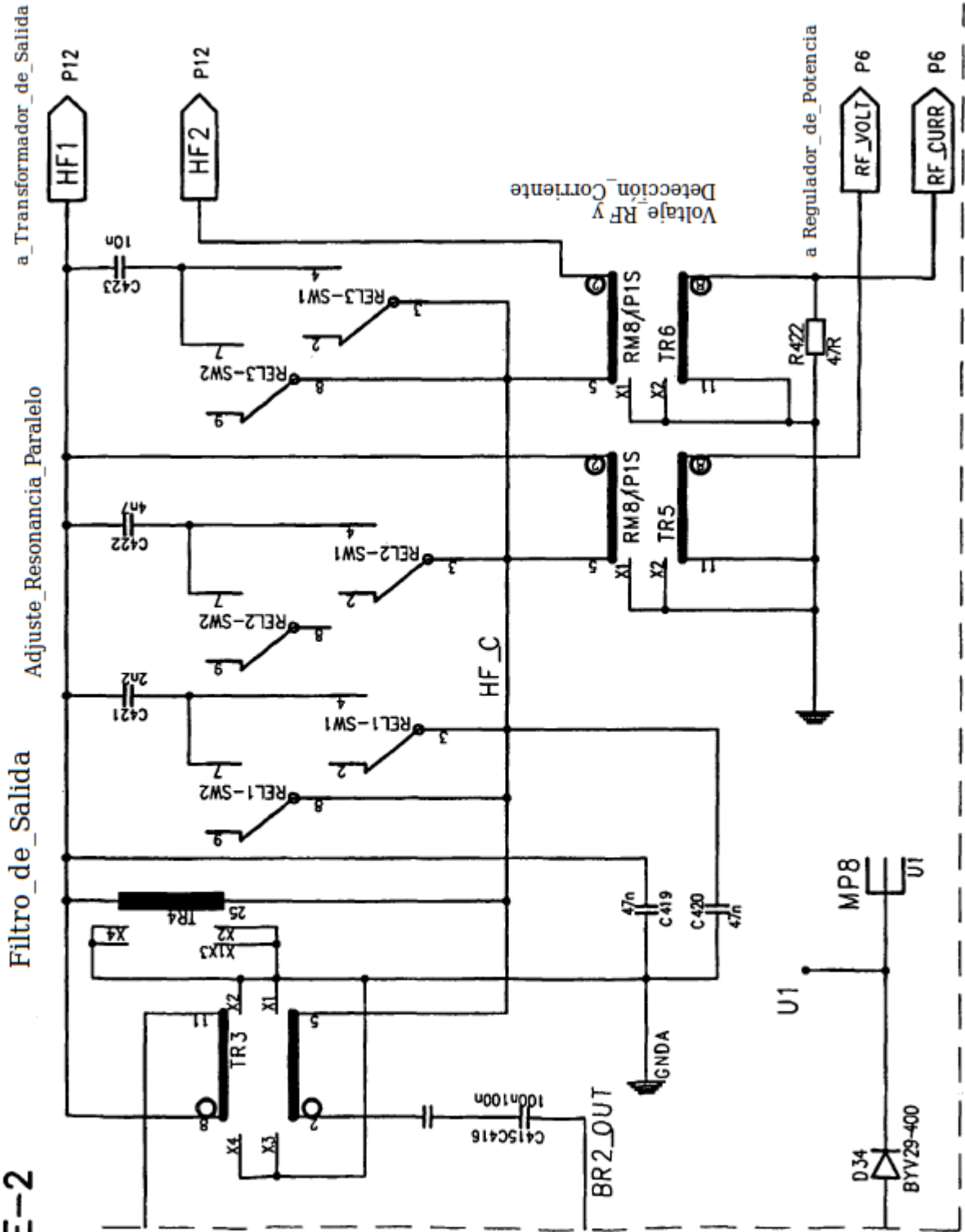


FIG.6E--3

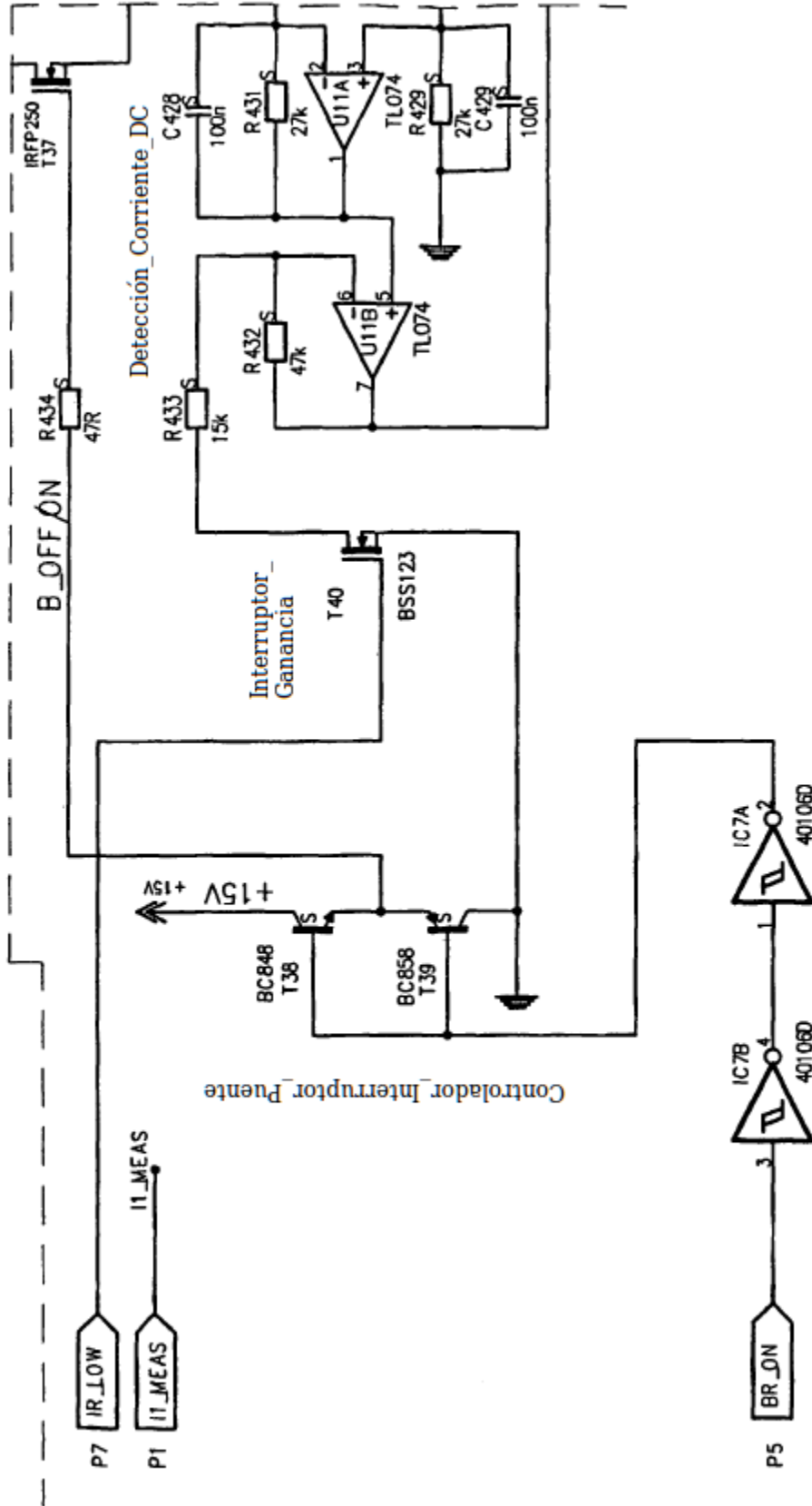
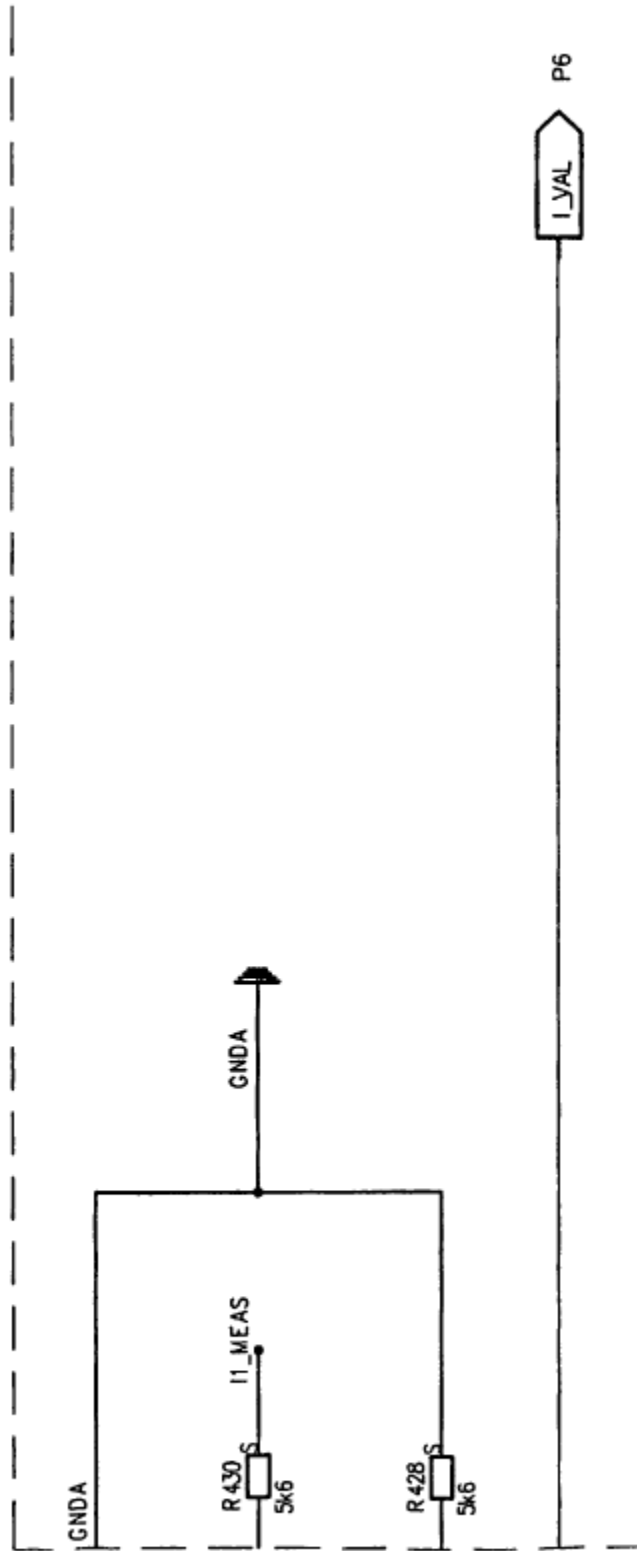


FIG.6E-4





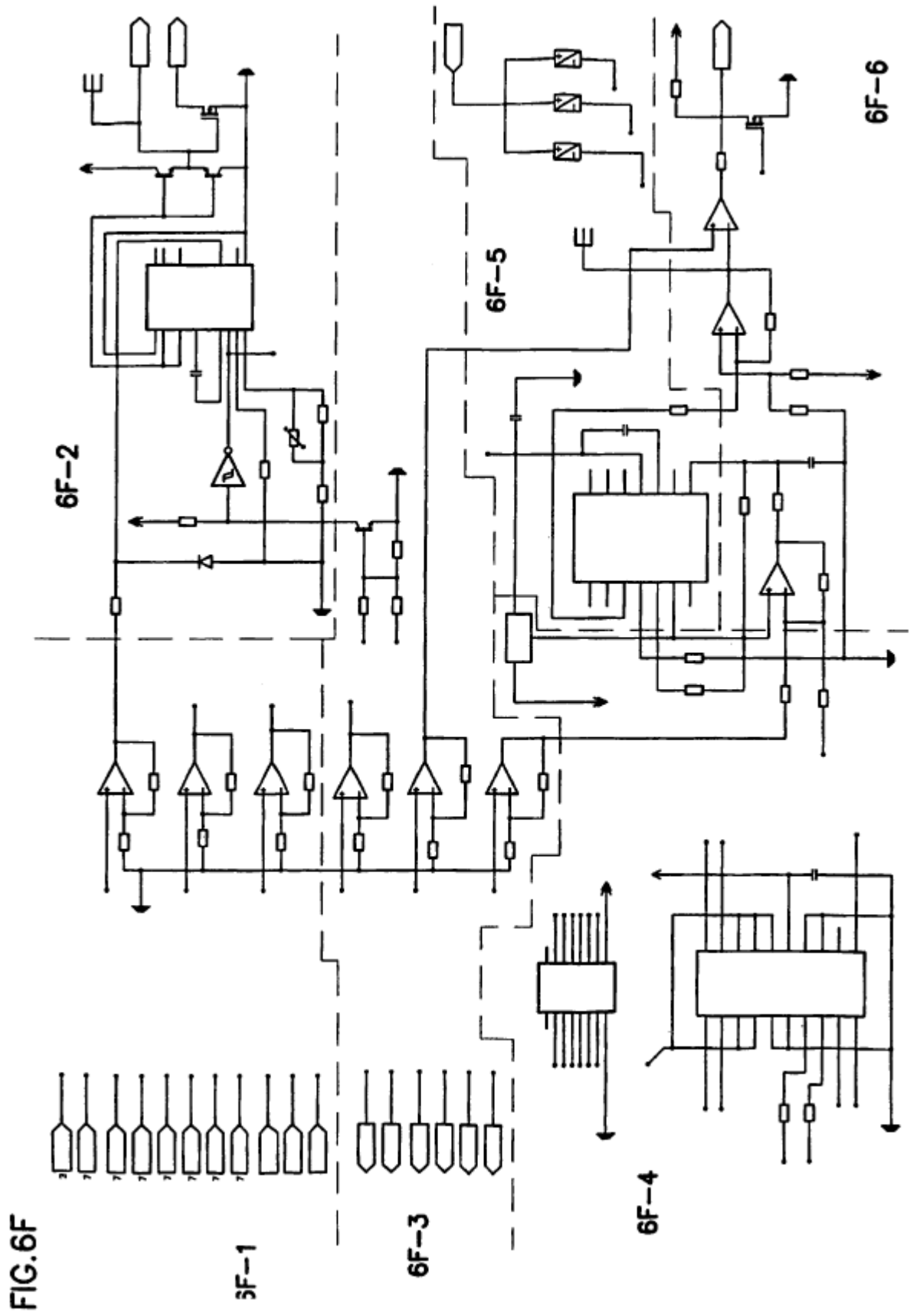


FIG.6F--1

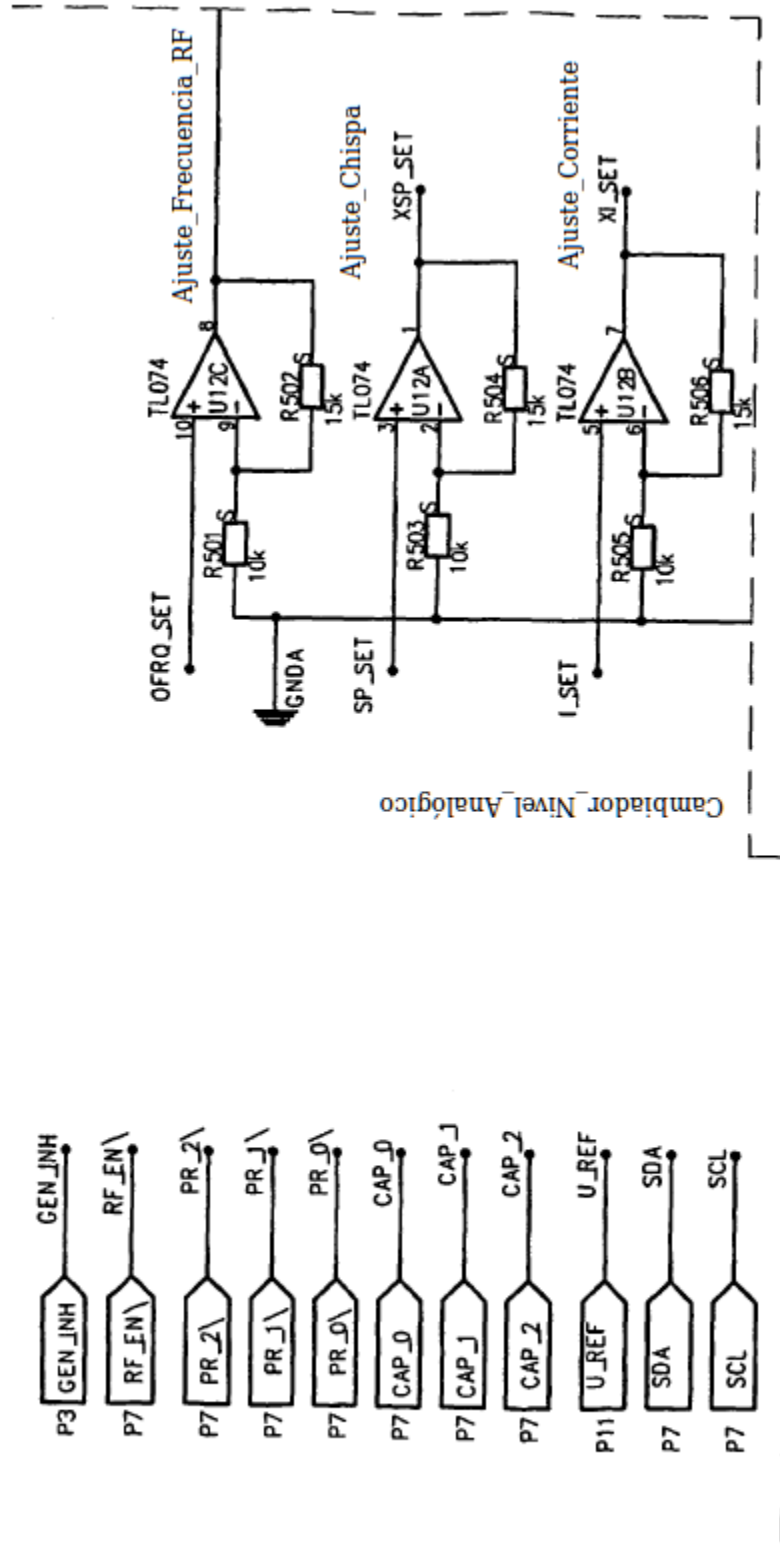


FIG.6F--2

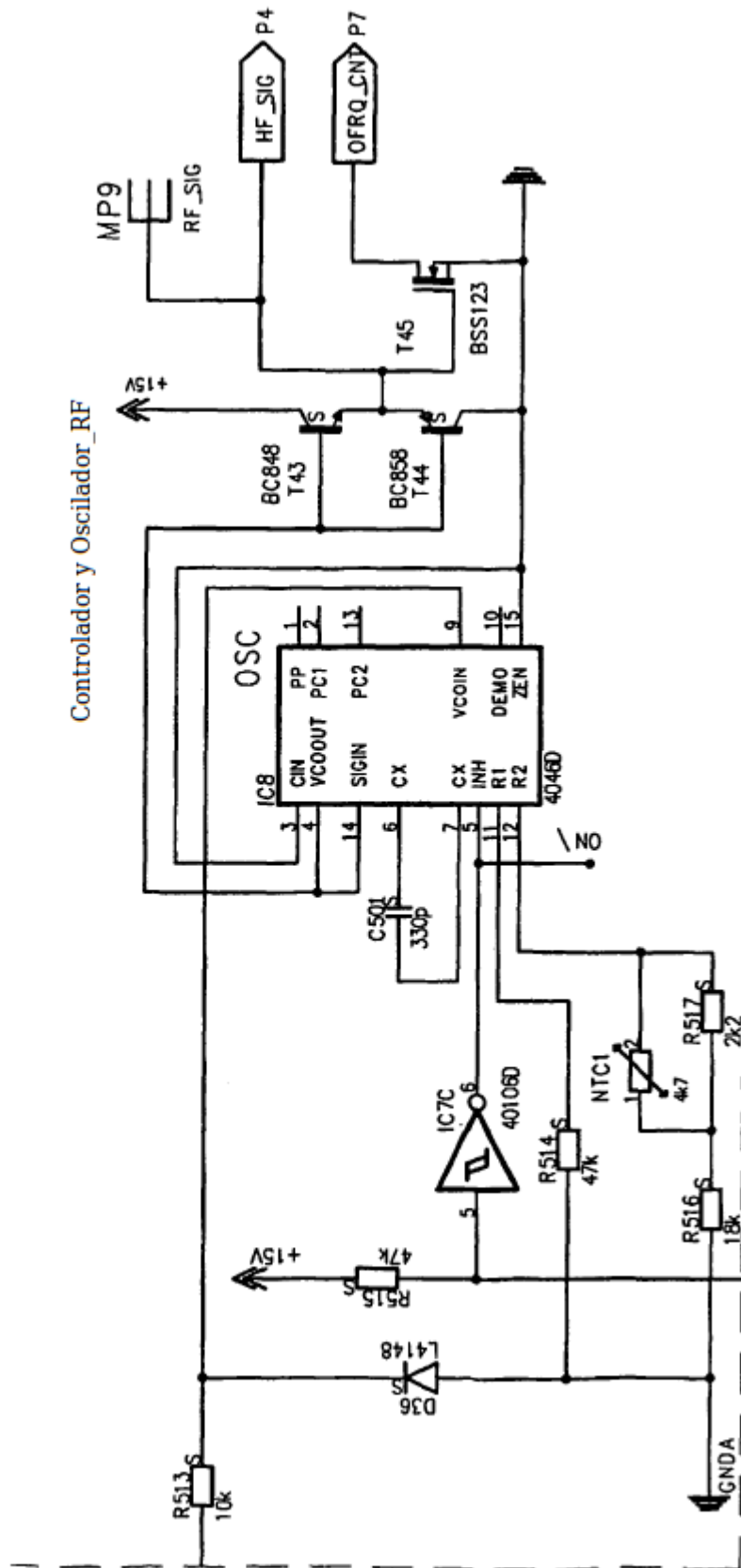


FIG.6F-3

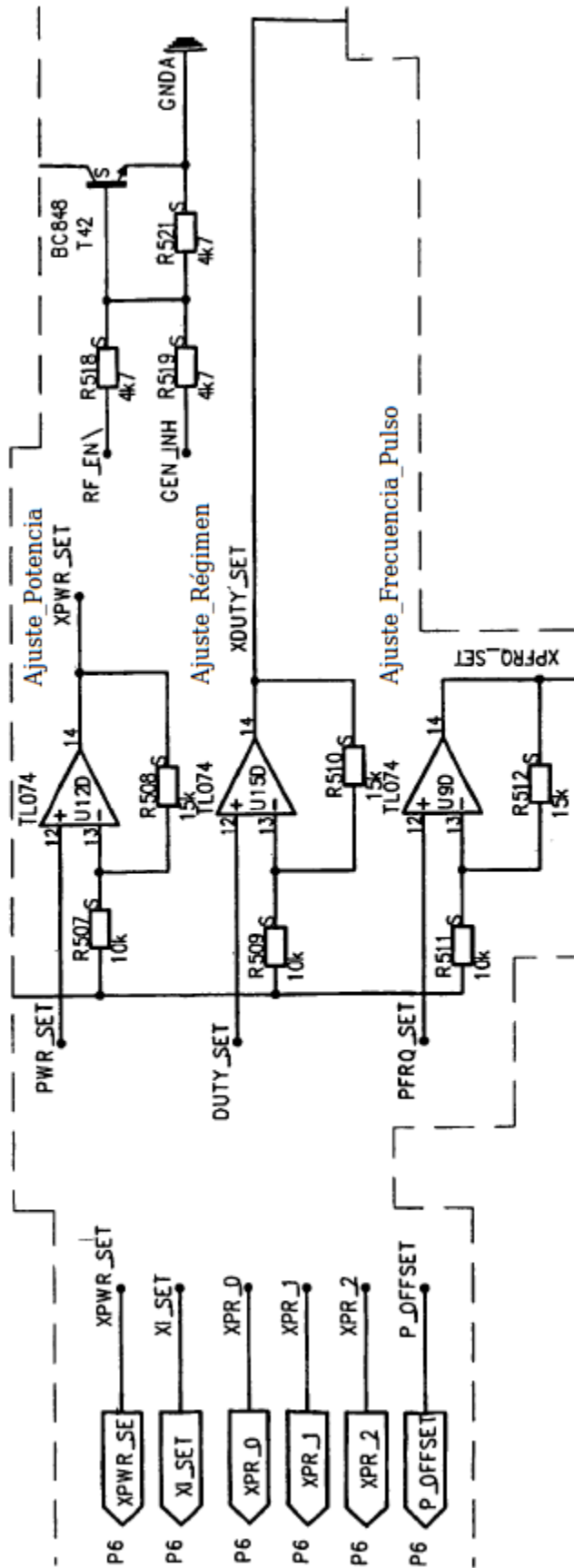
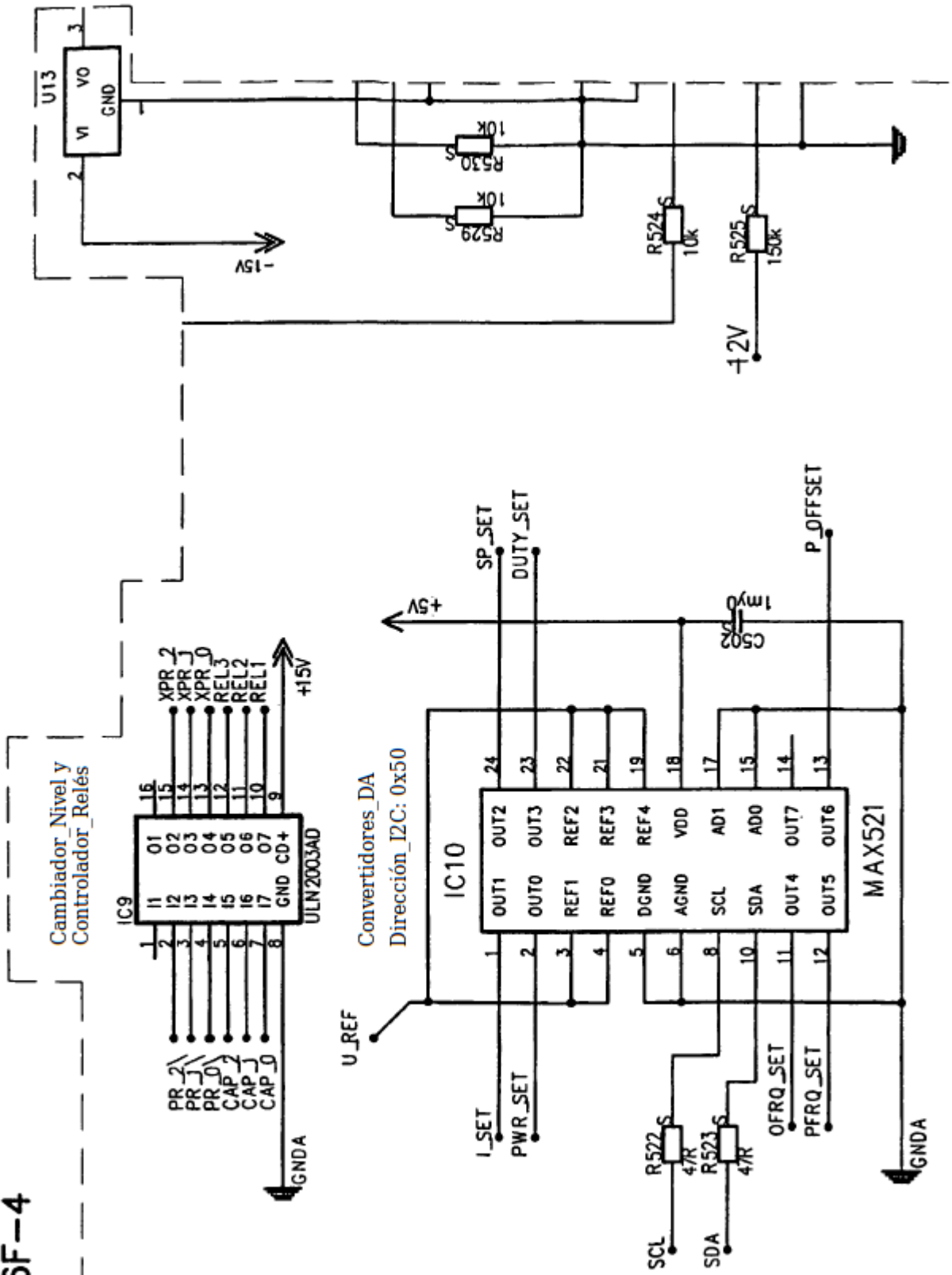


FIG.6F--4



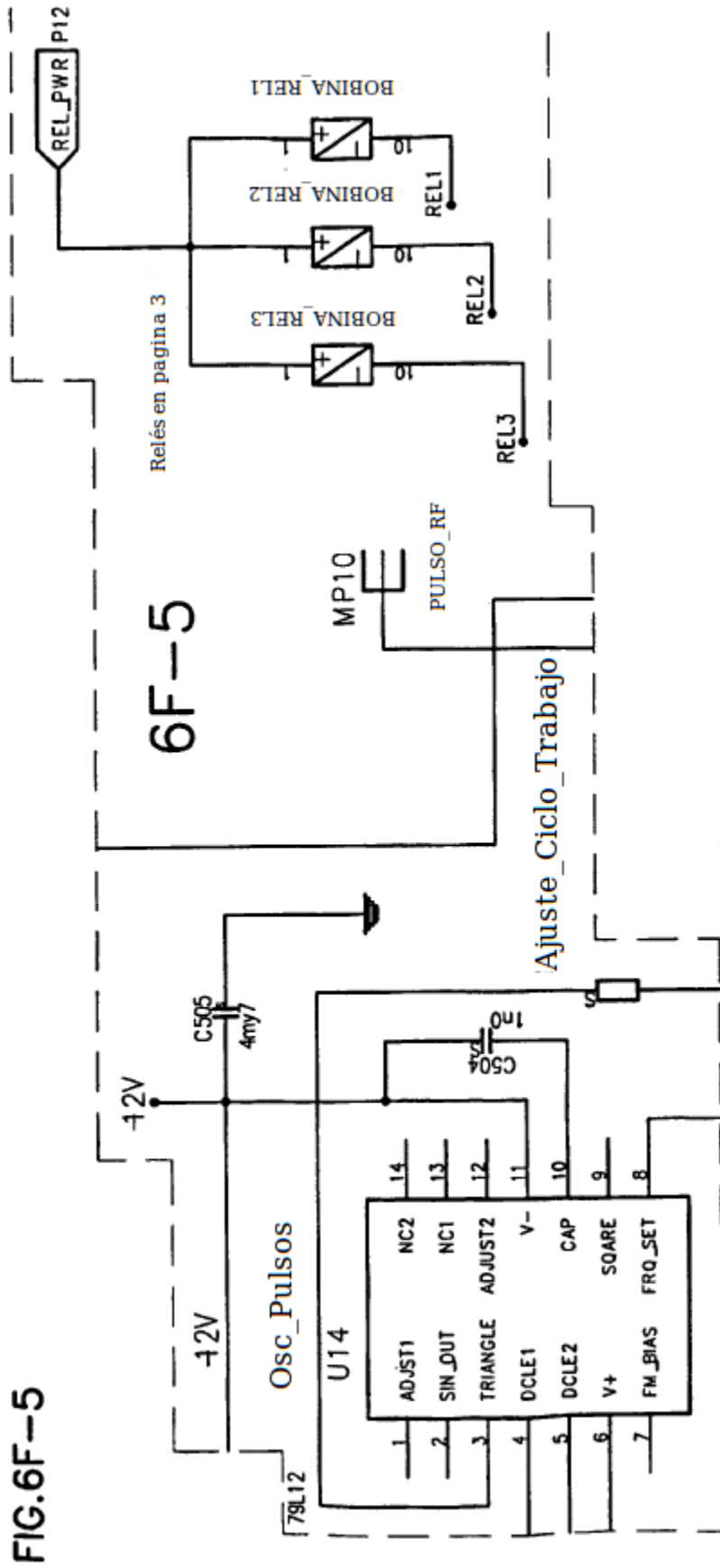
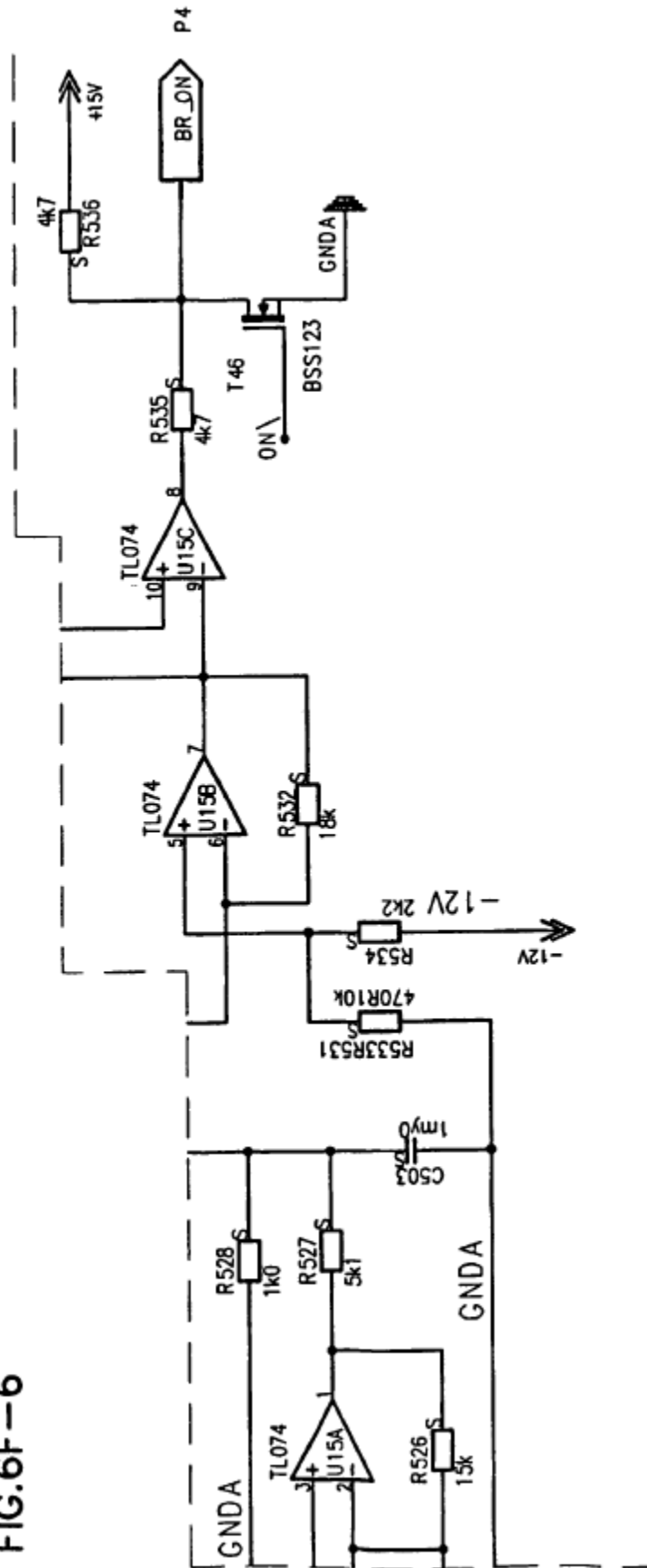


FIG.6F-6



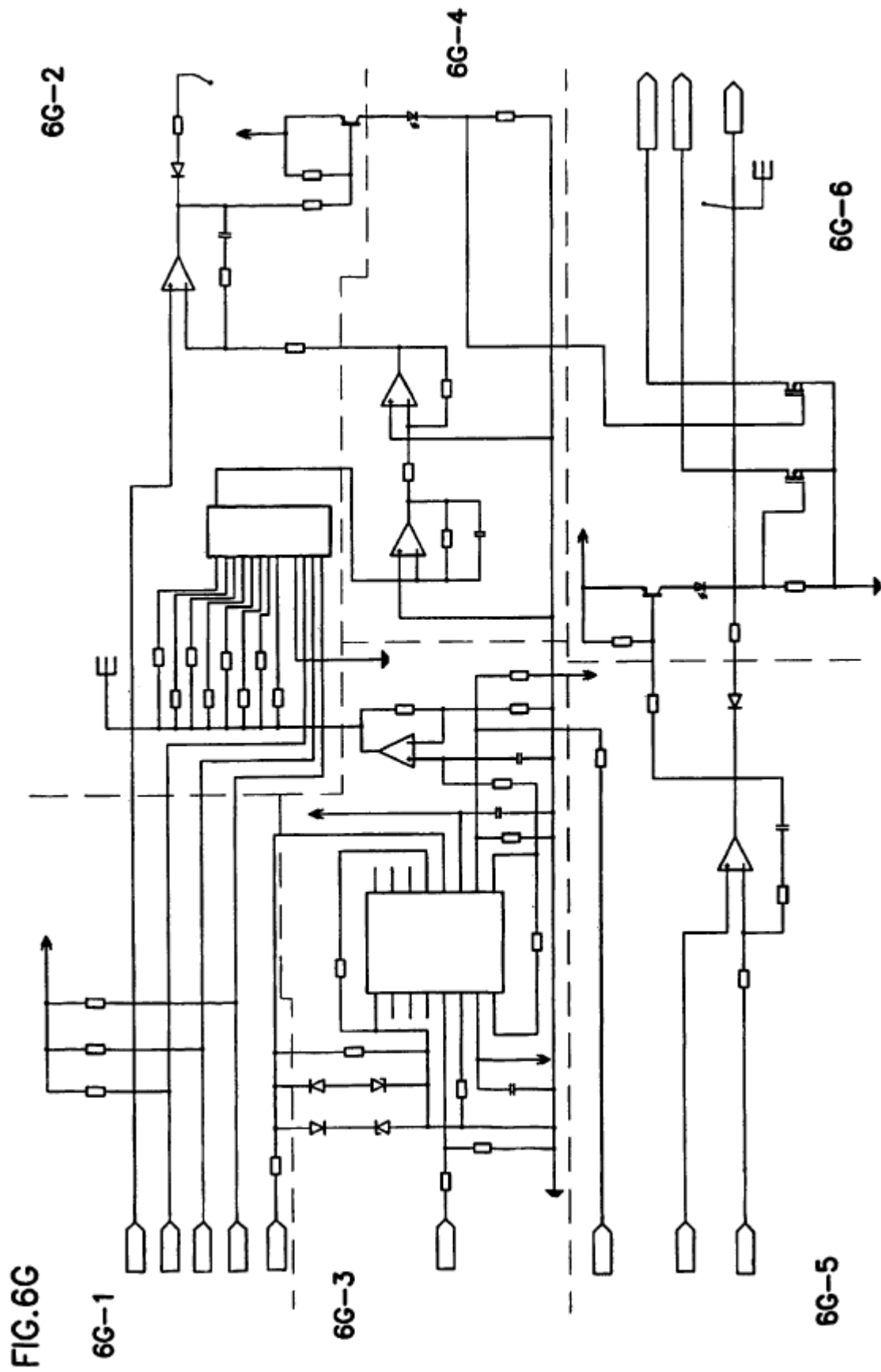




FIG.6G-1

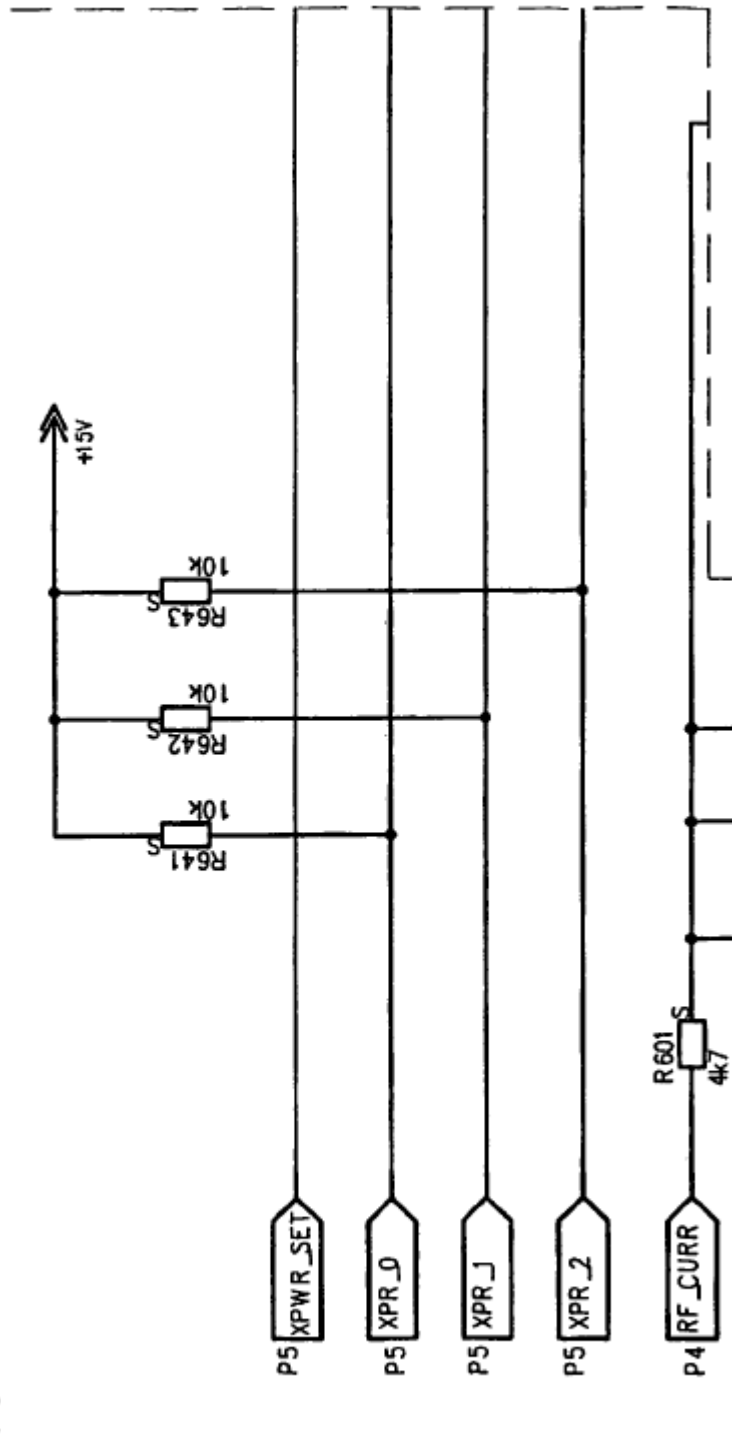


FIG.6G--2

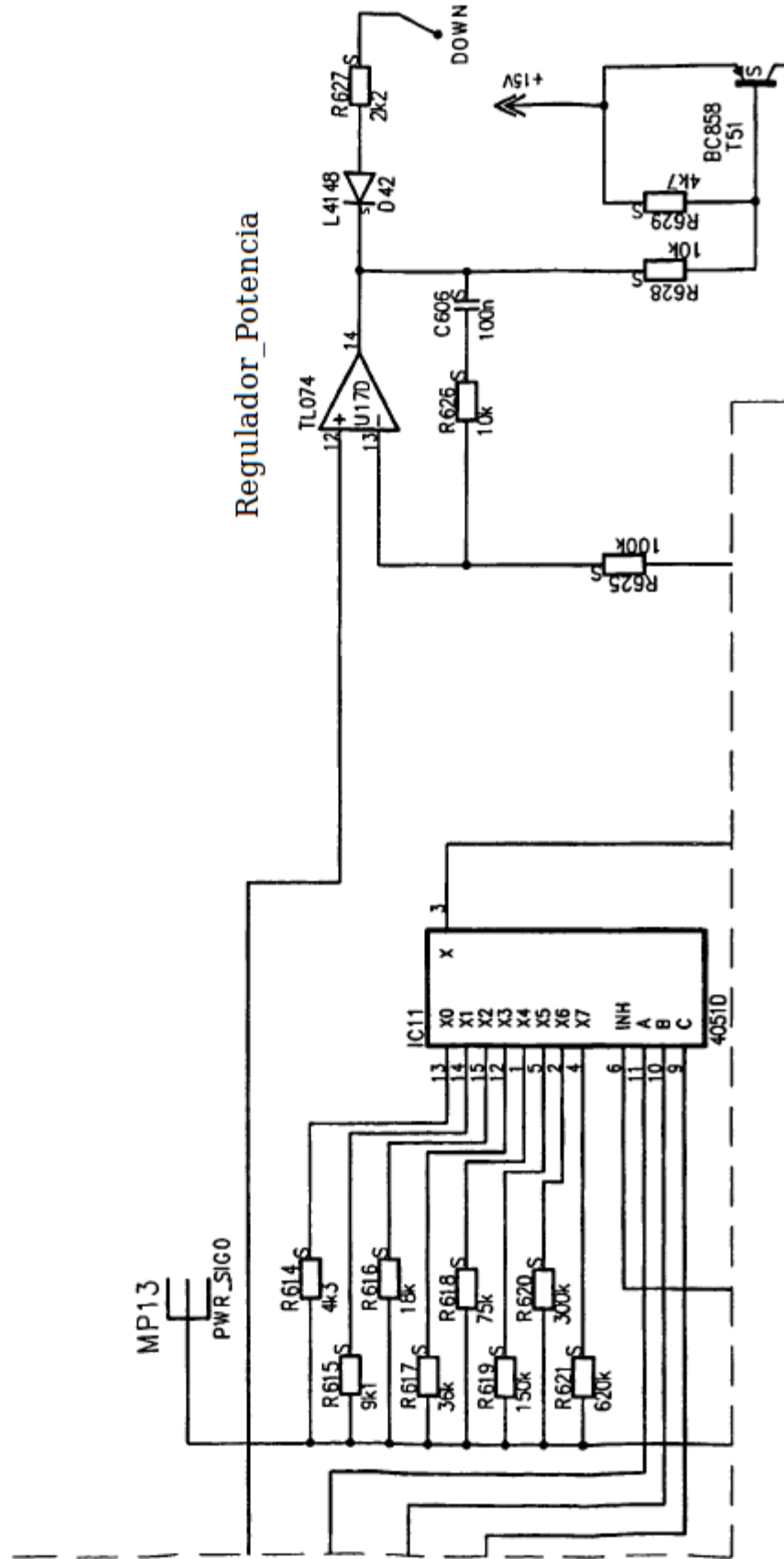


FIG. 6G-3

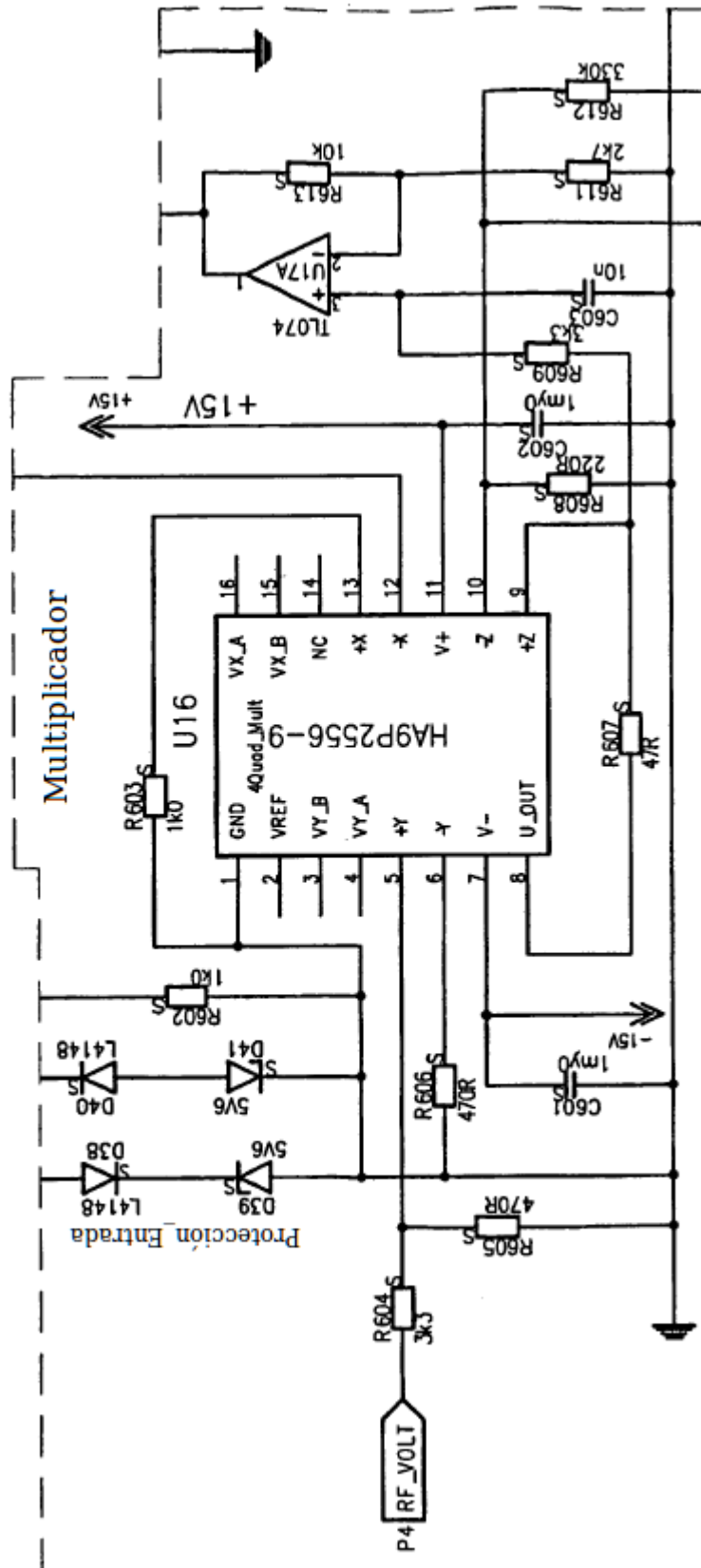


FIG.6G-4

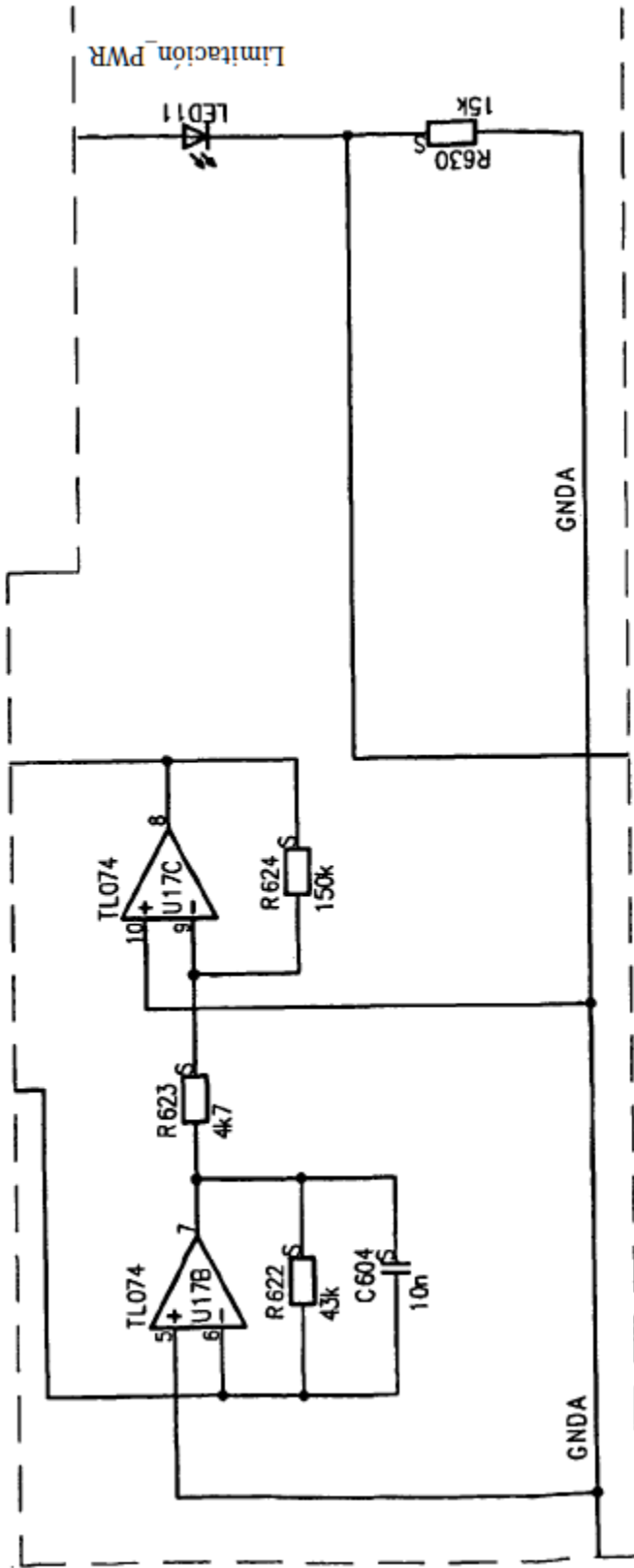


FIG.6G-5

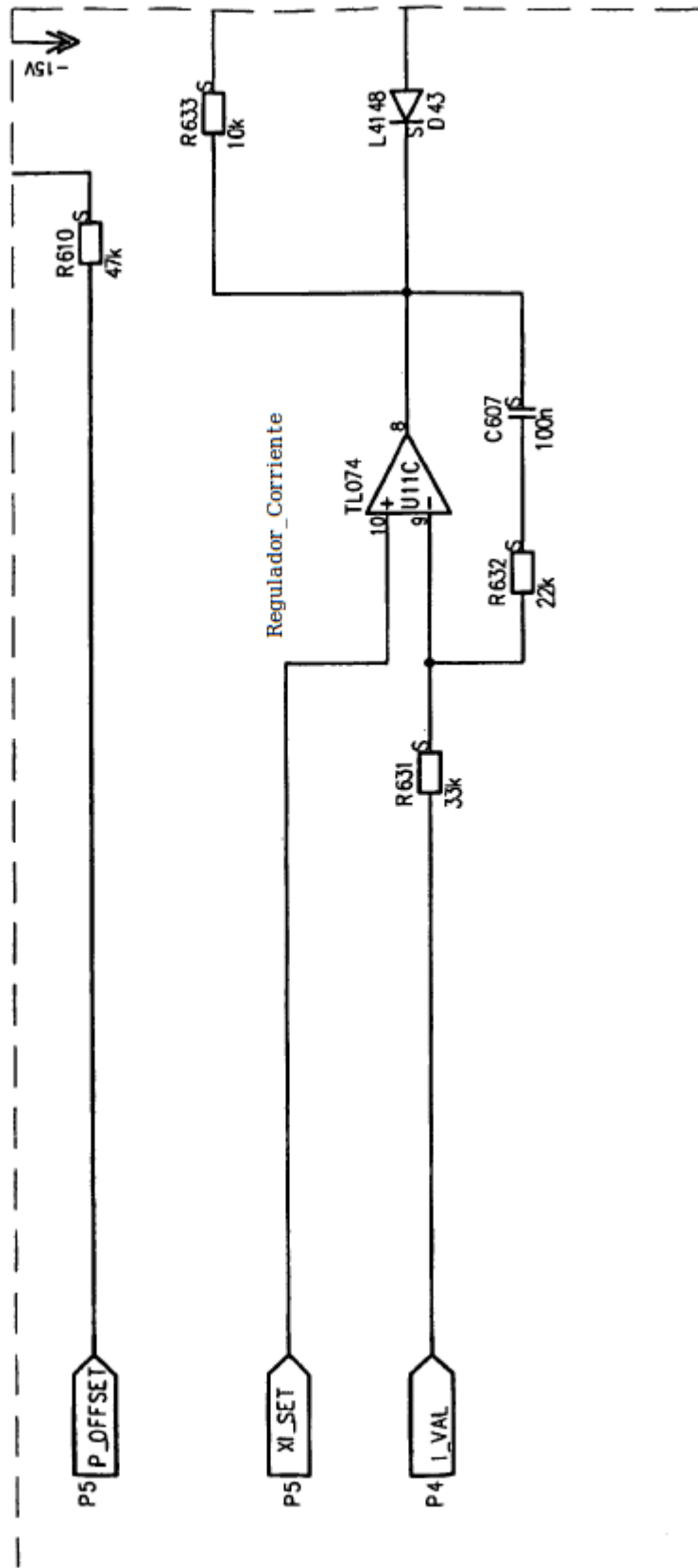
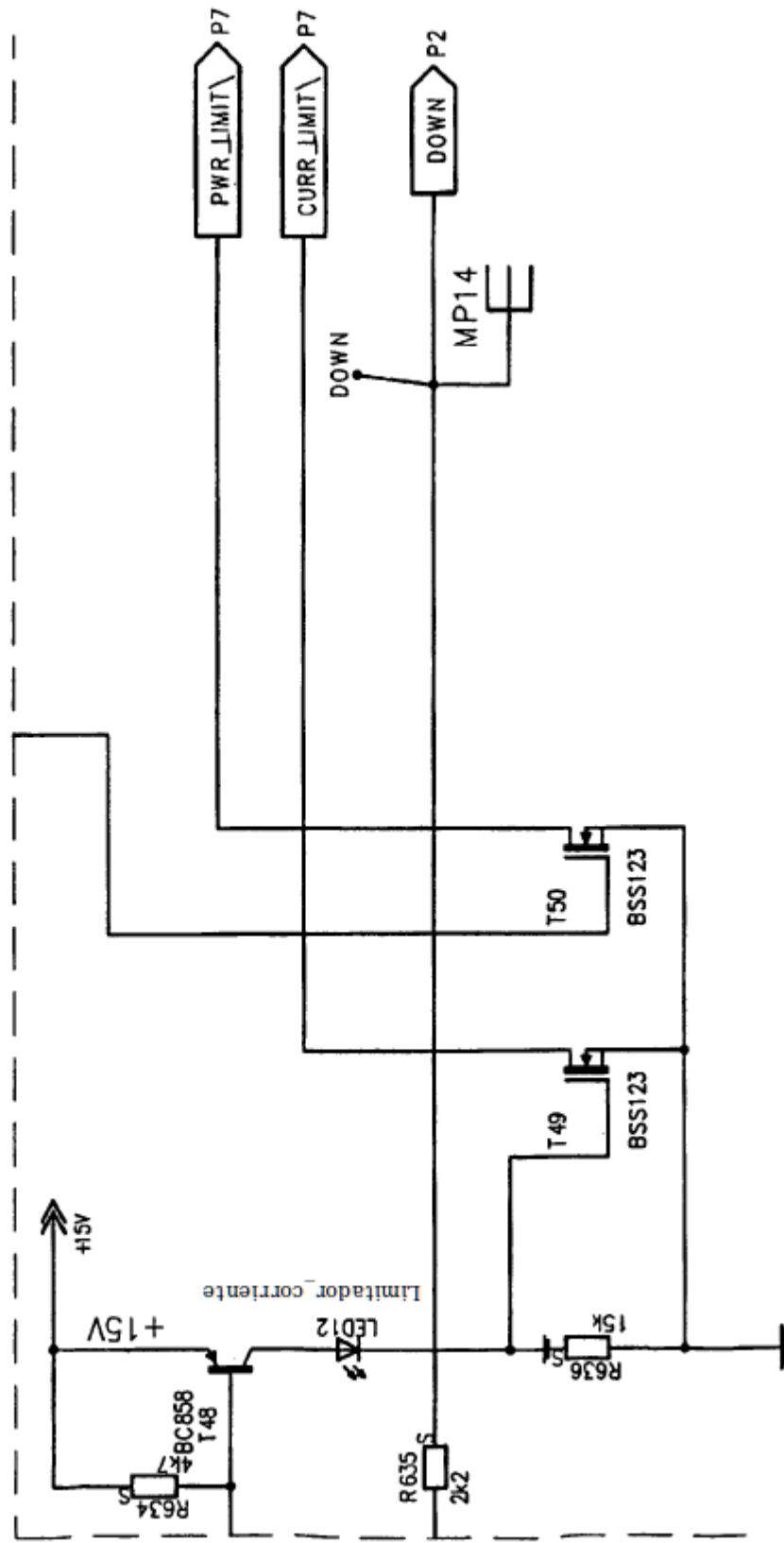


FIG. 6G-6



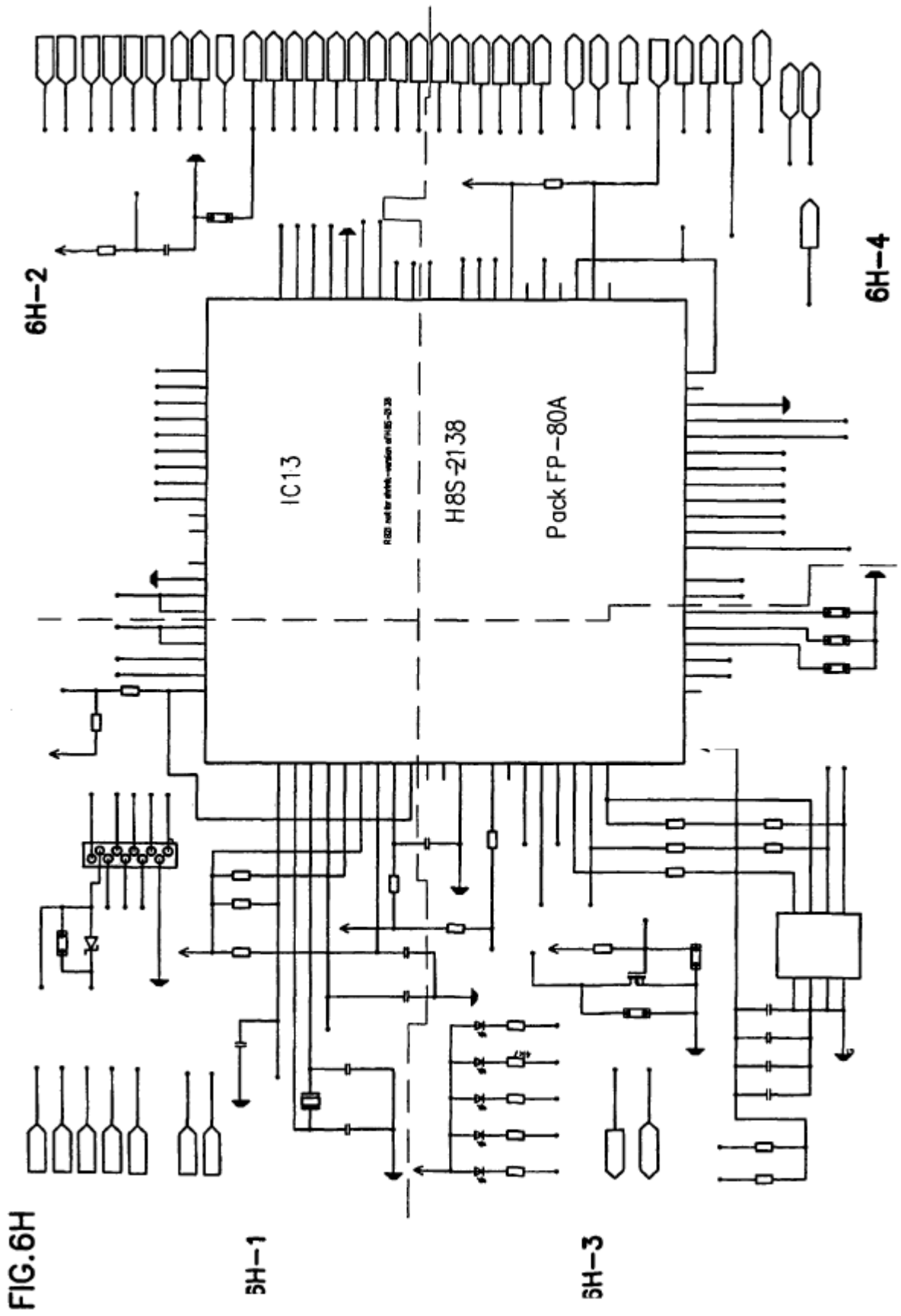


FIG.6H-1

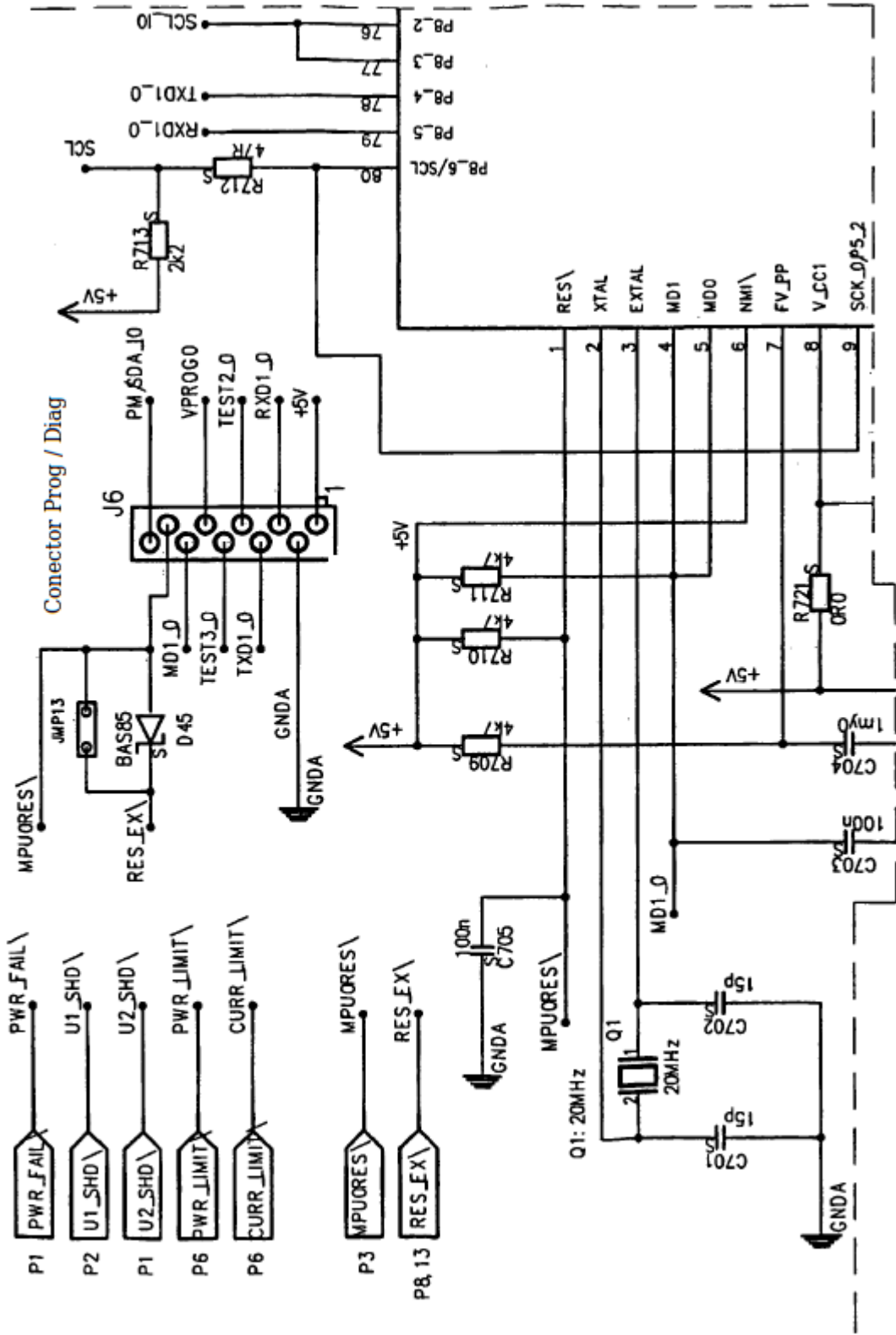
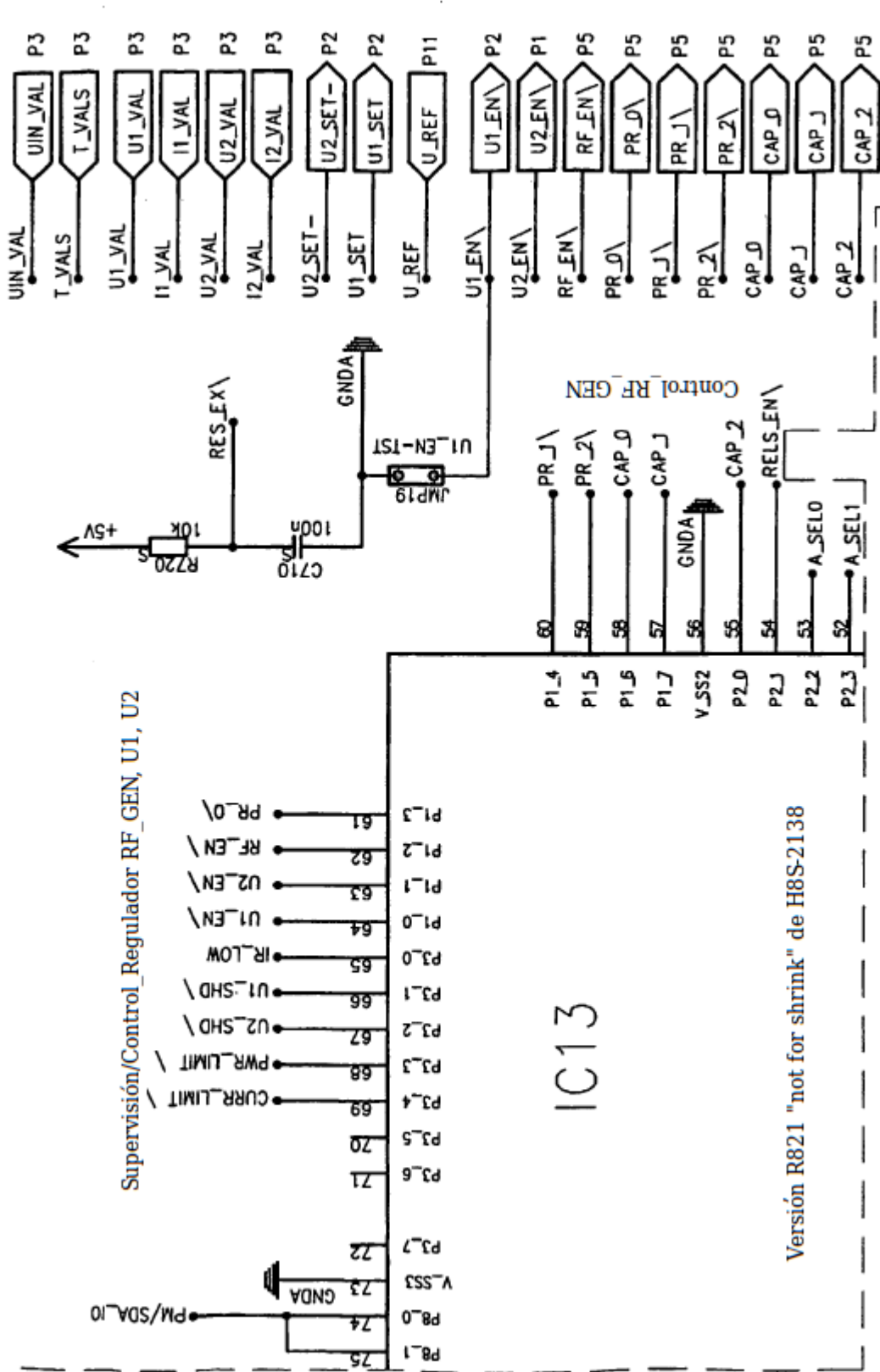




FIG.6H-2



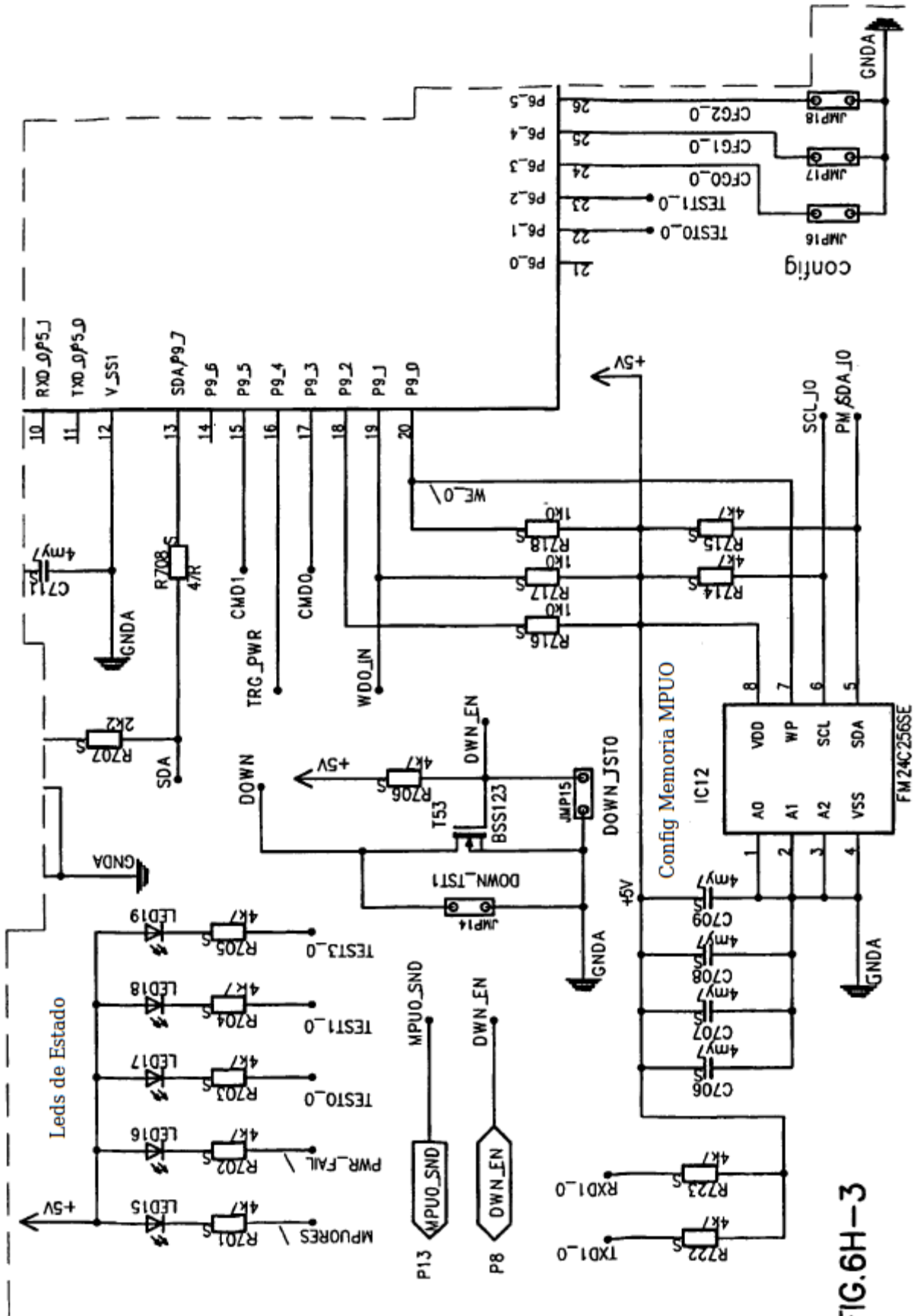
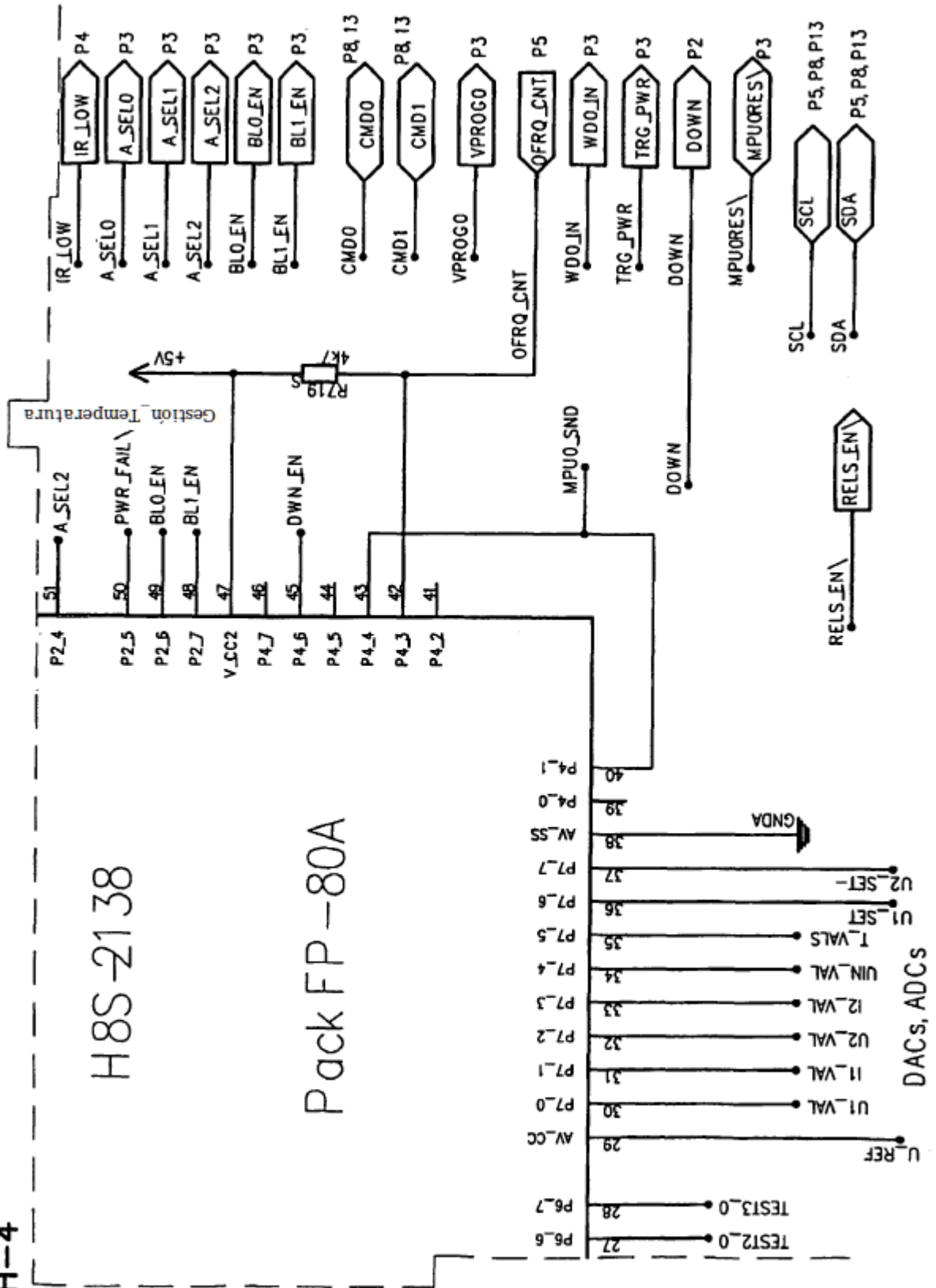


FIG. 6H-3

FIG.6H-4



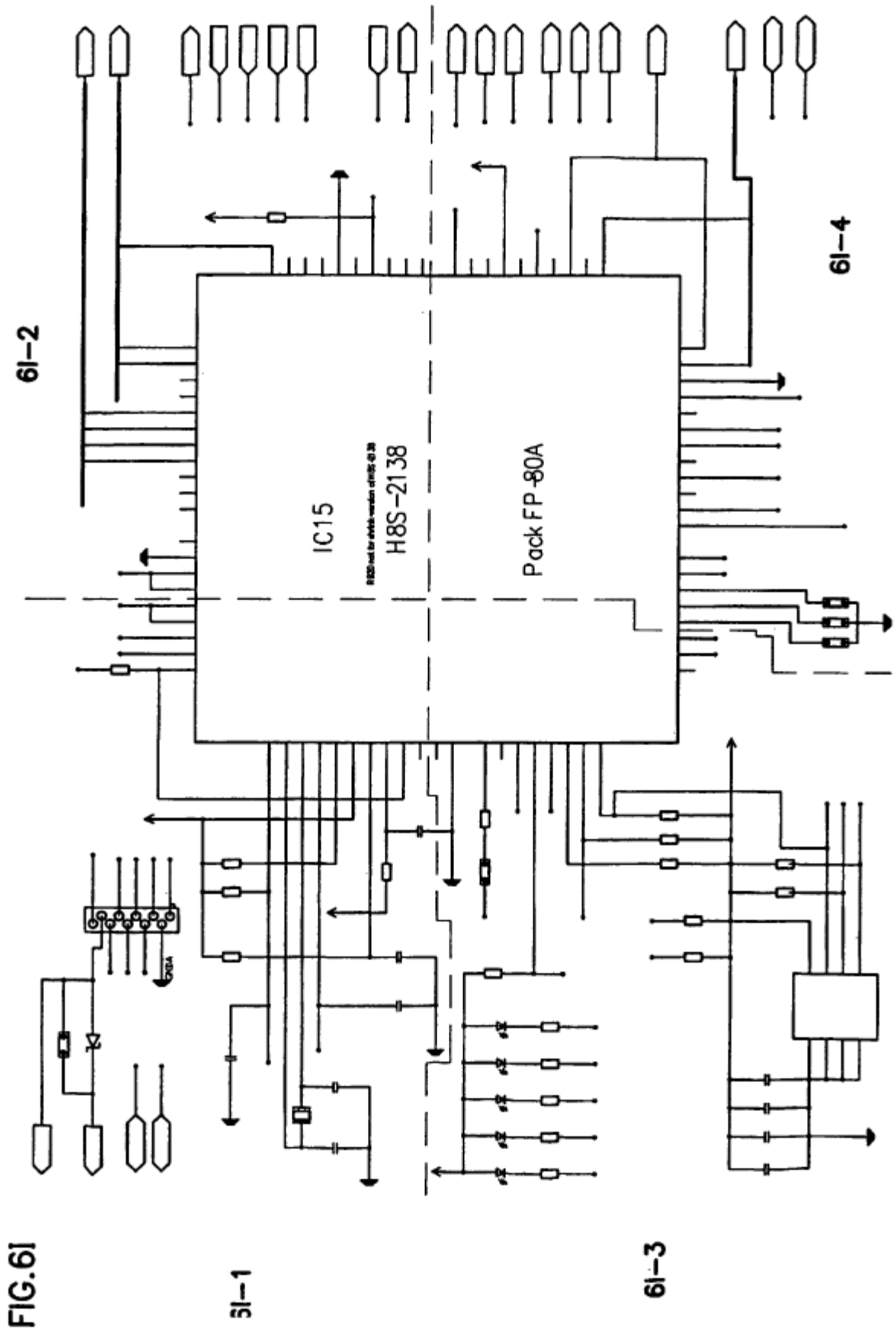


FIG.61-1  
P3

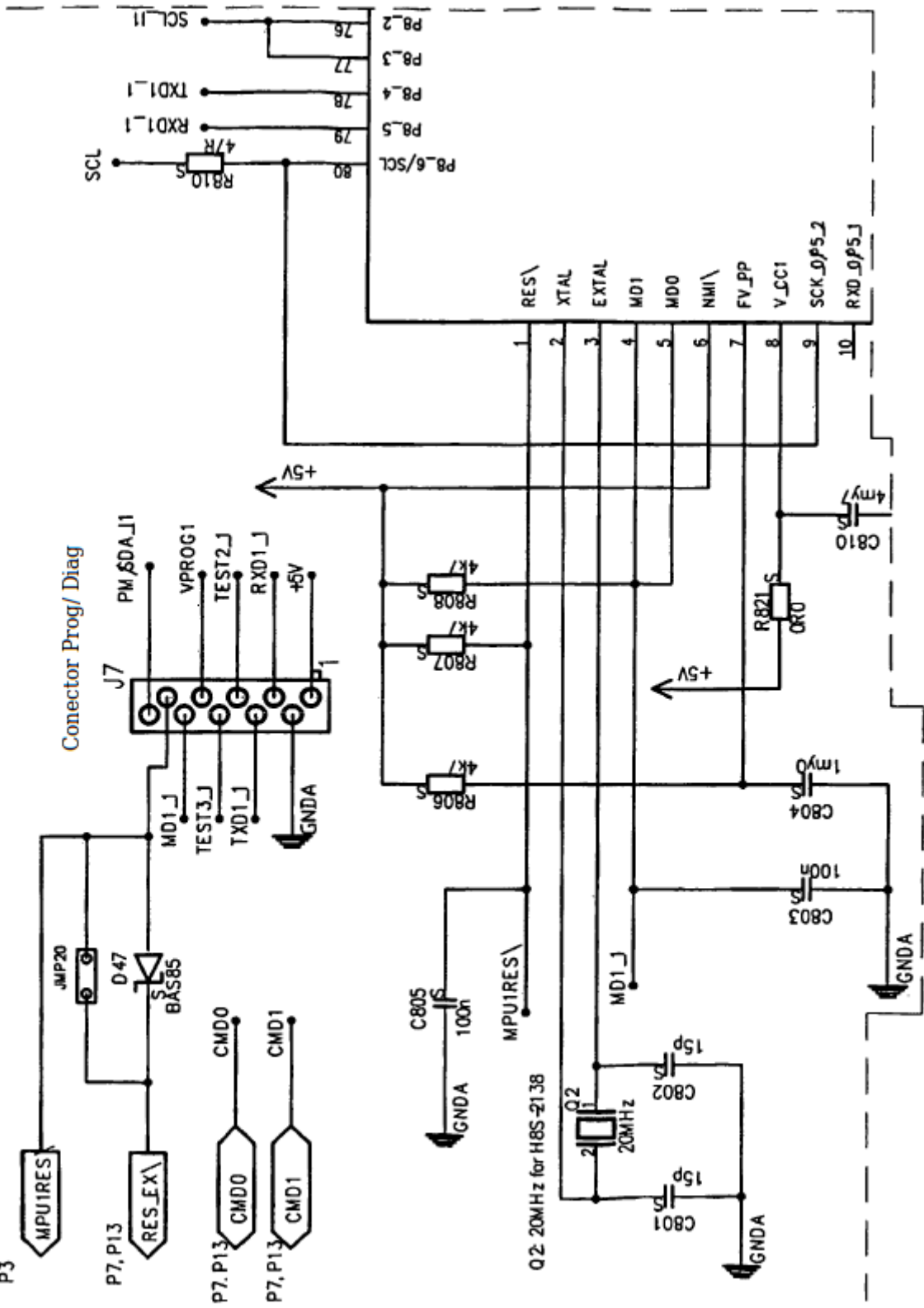
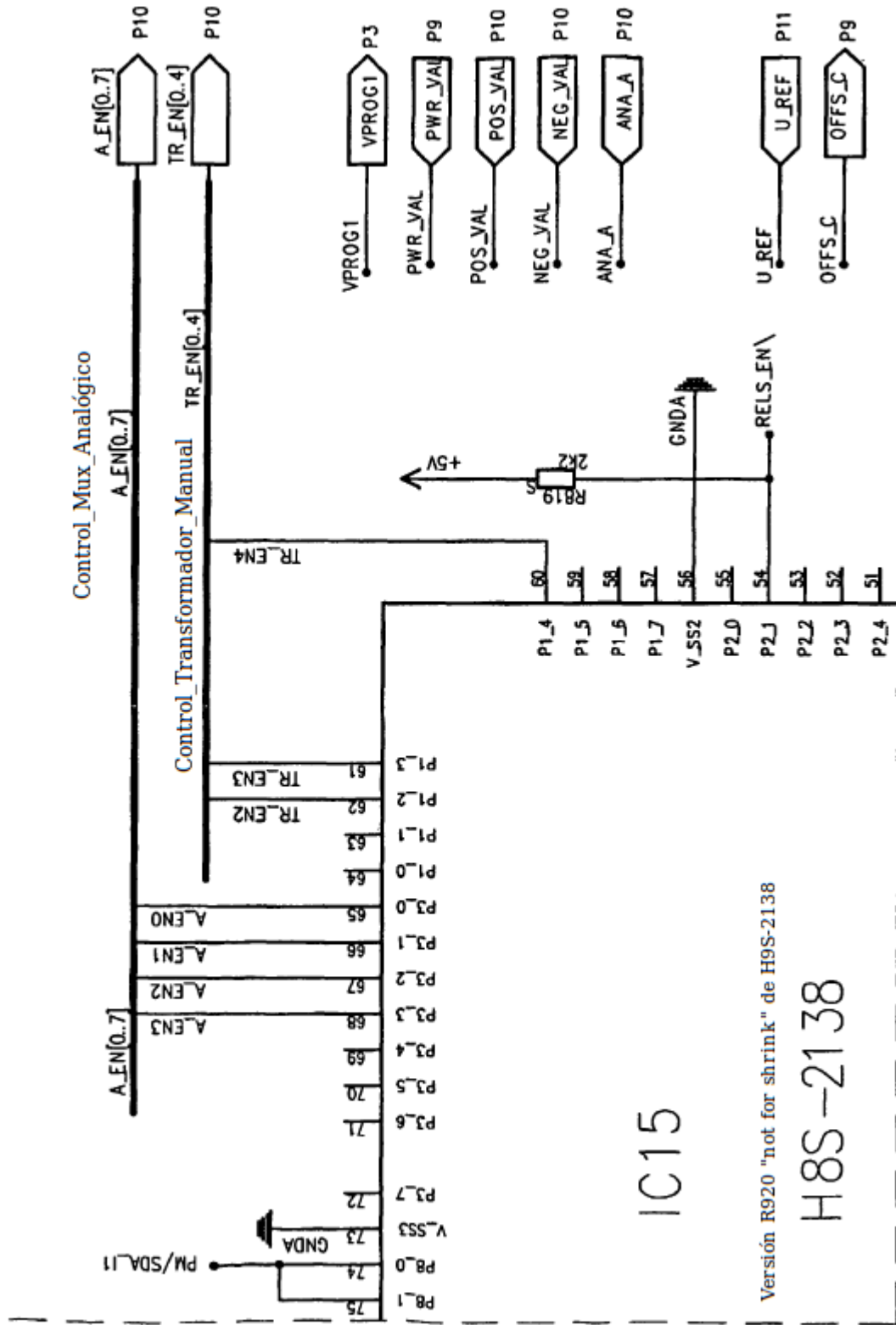


FIG.6I-2



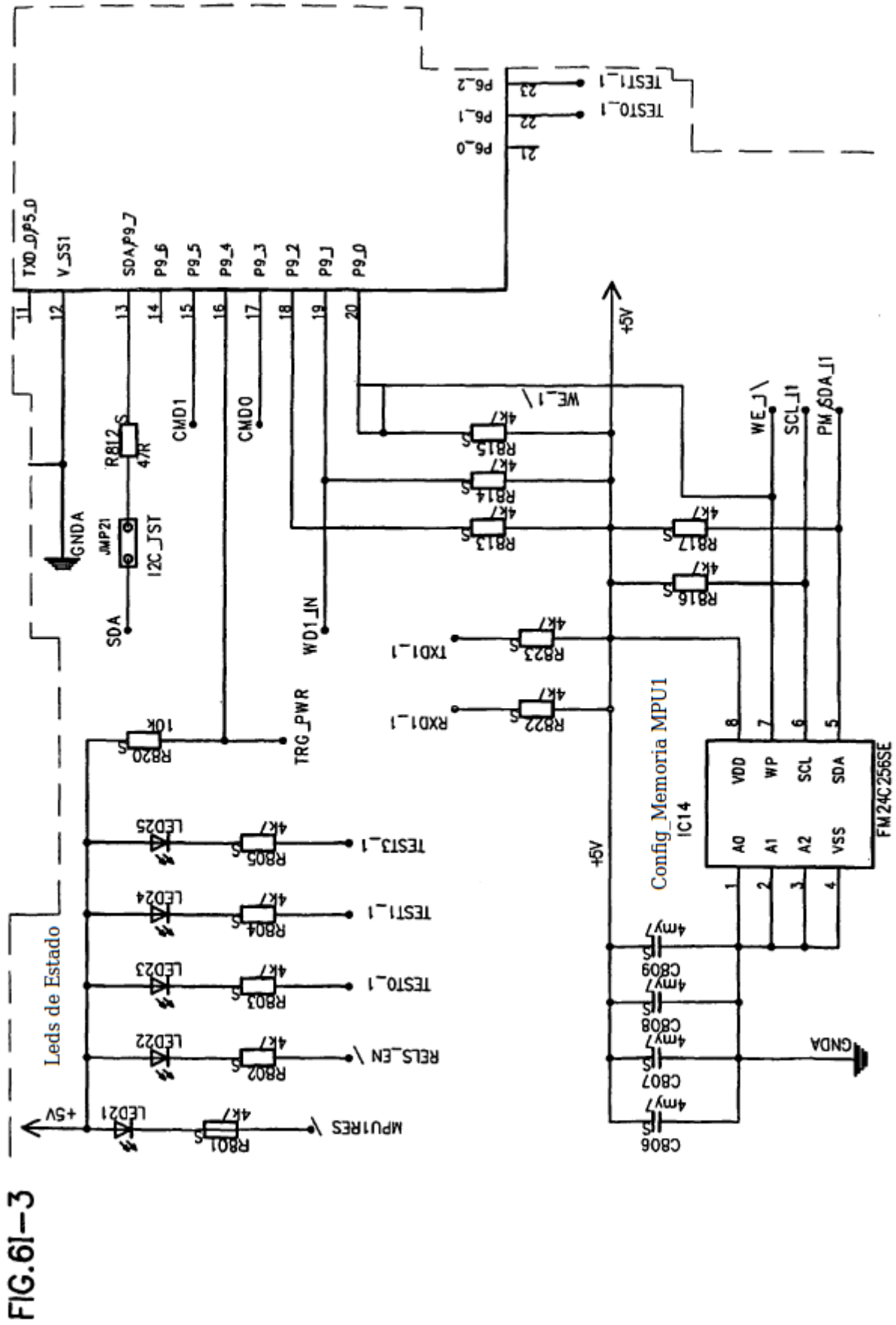


FIG.61-3

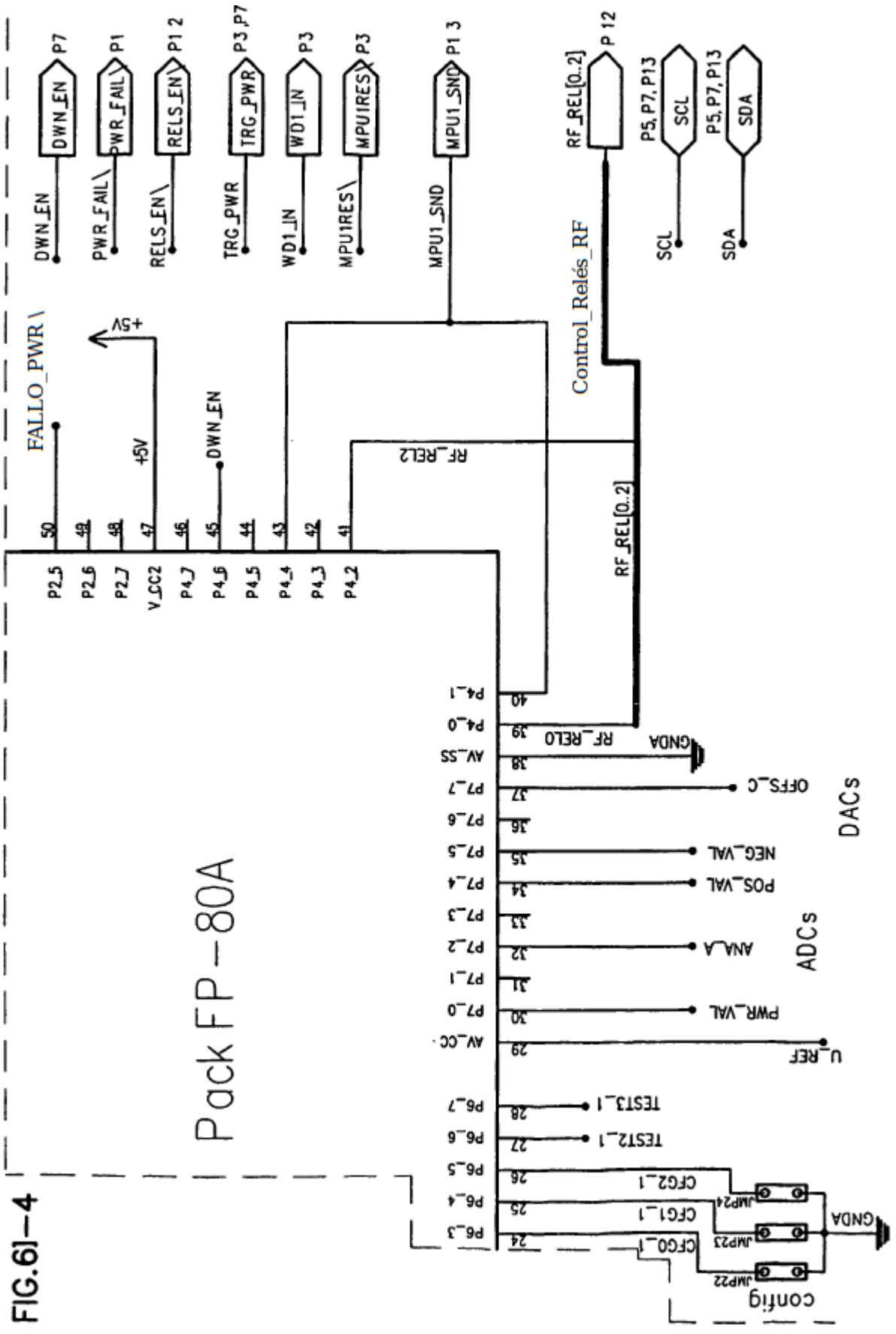


FIG.6]—4



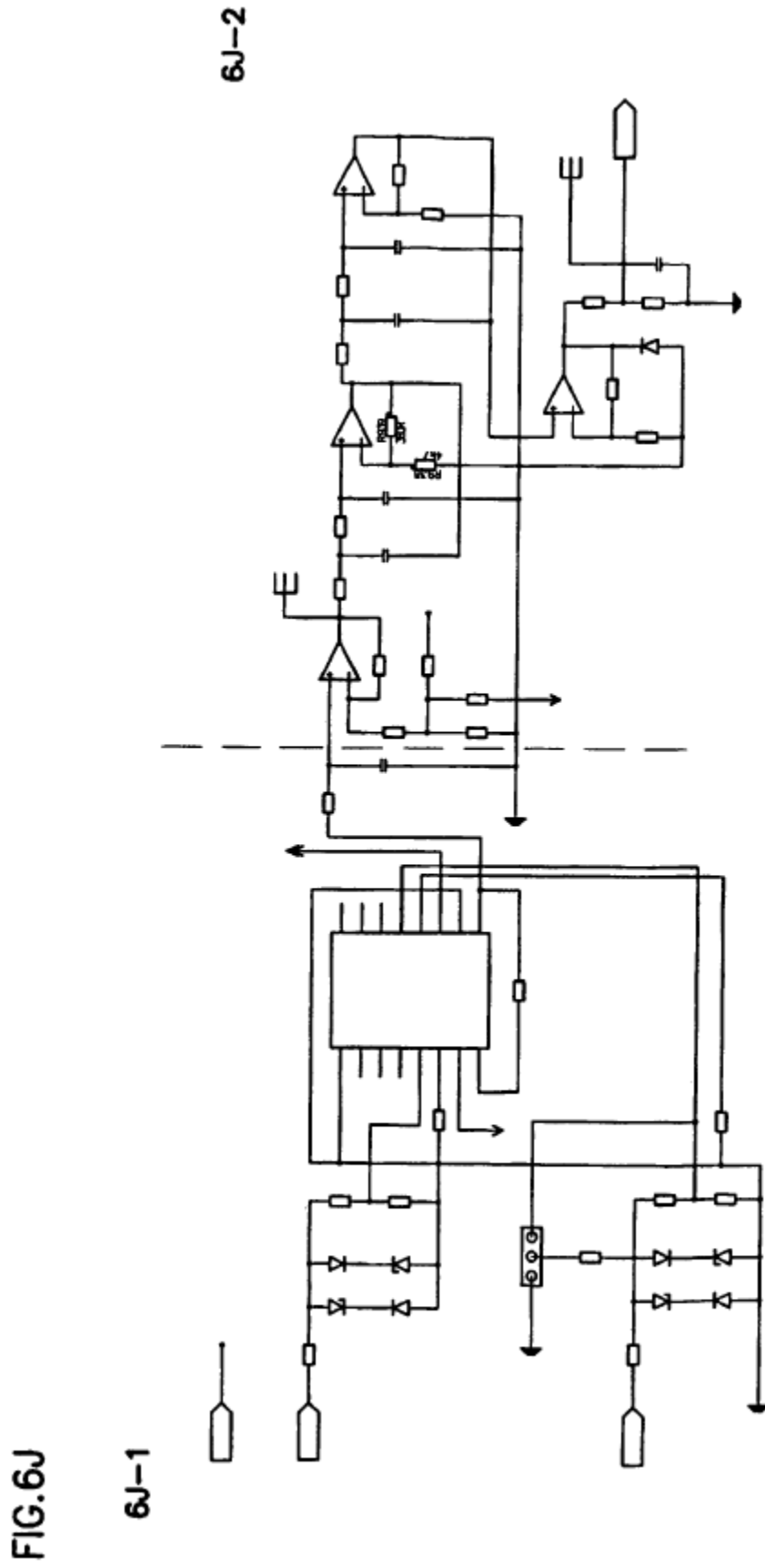
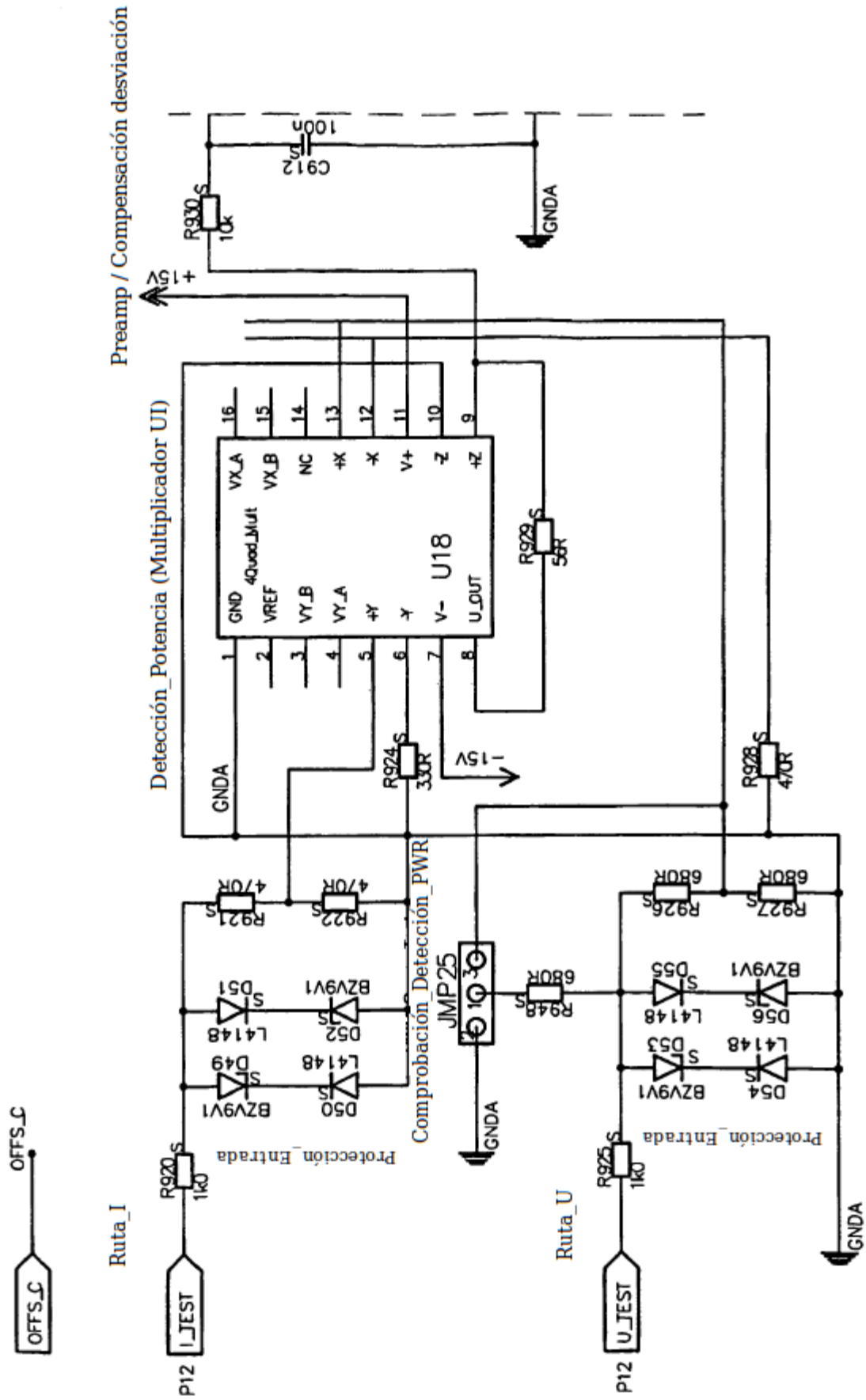


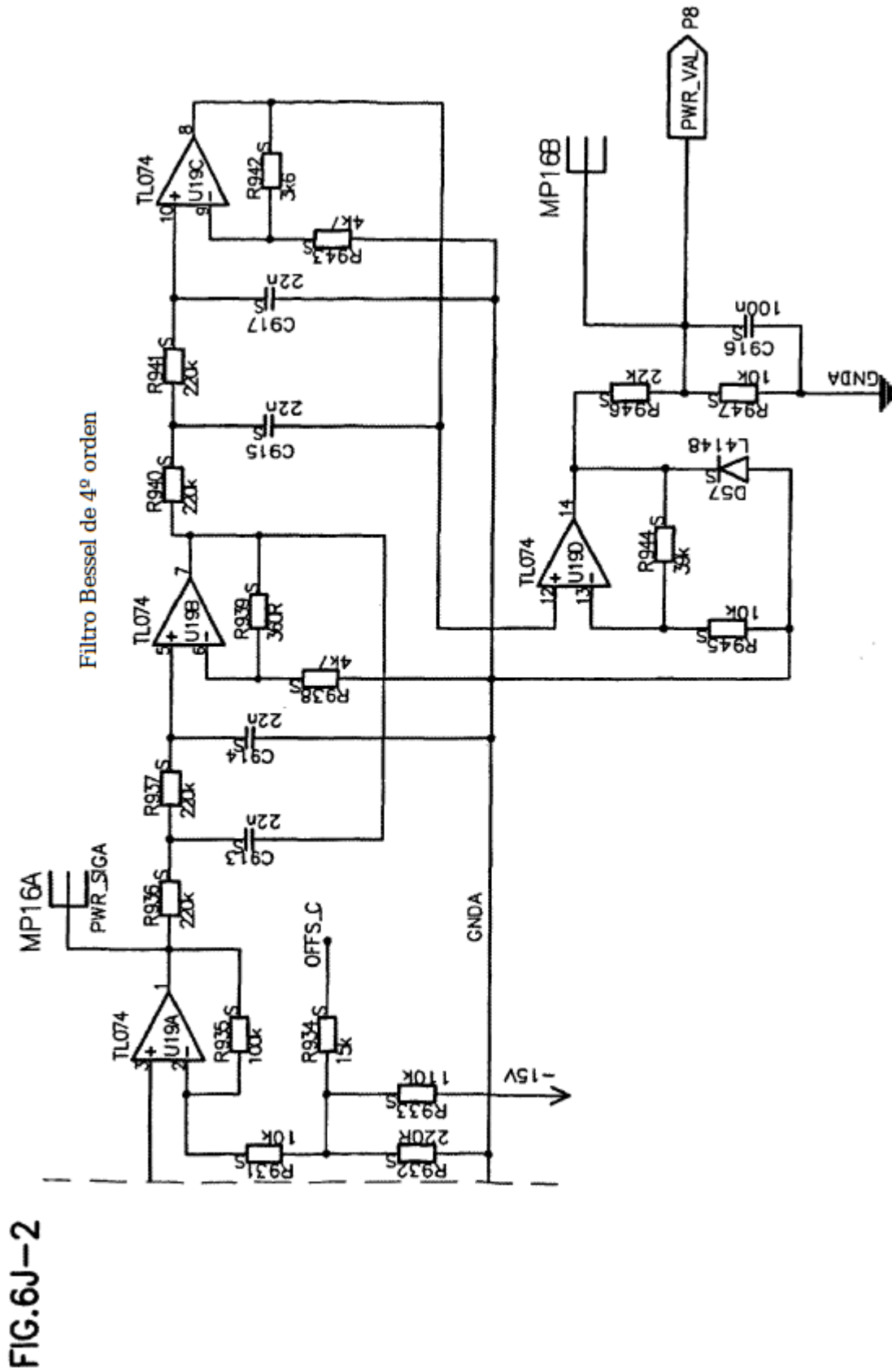
FIG. 6J

6J-1

6J-2

FIG.6J-1





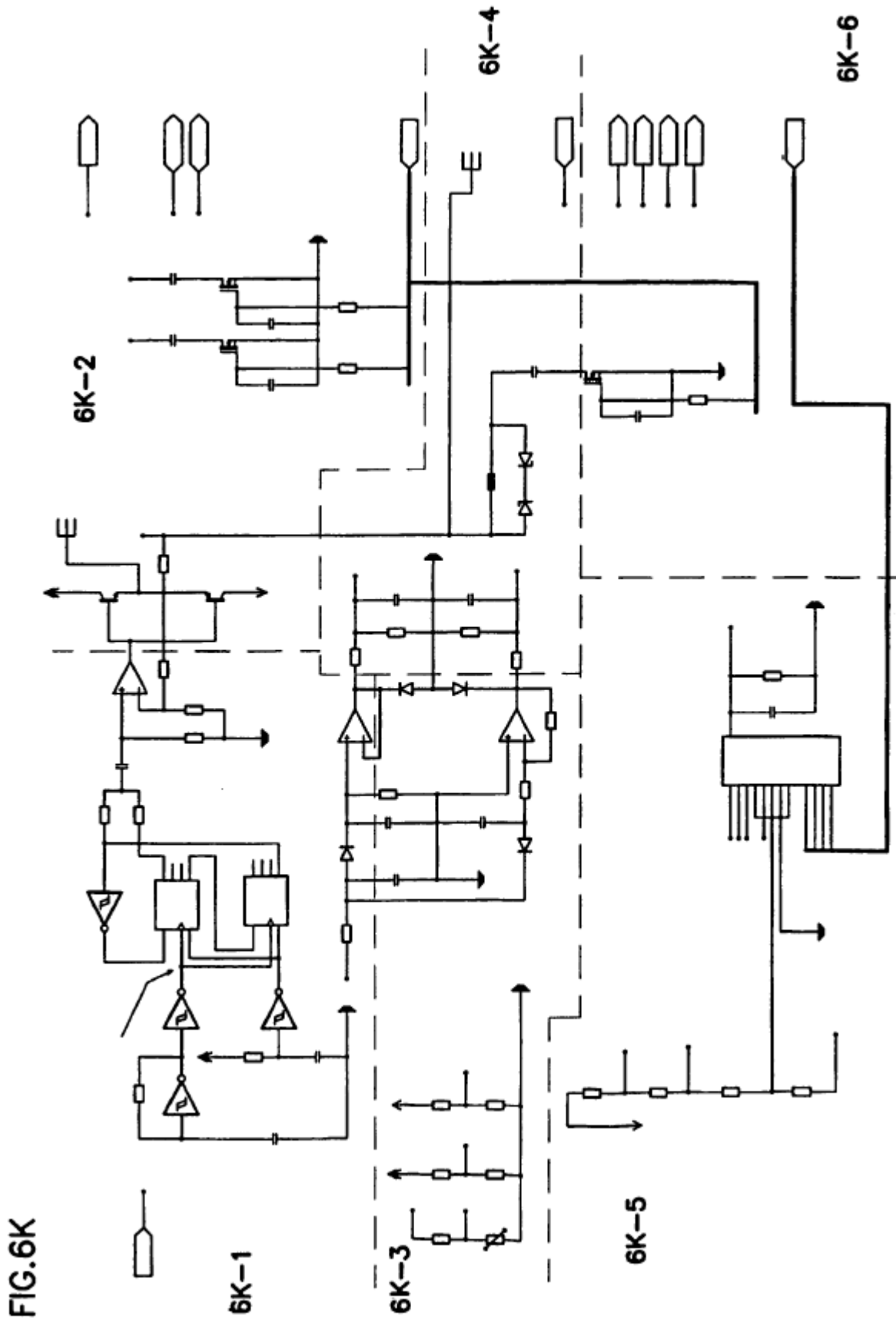


FIG.6K

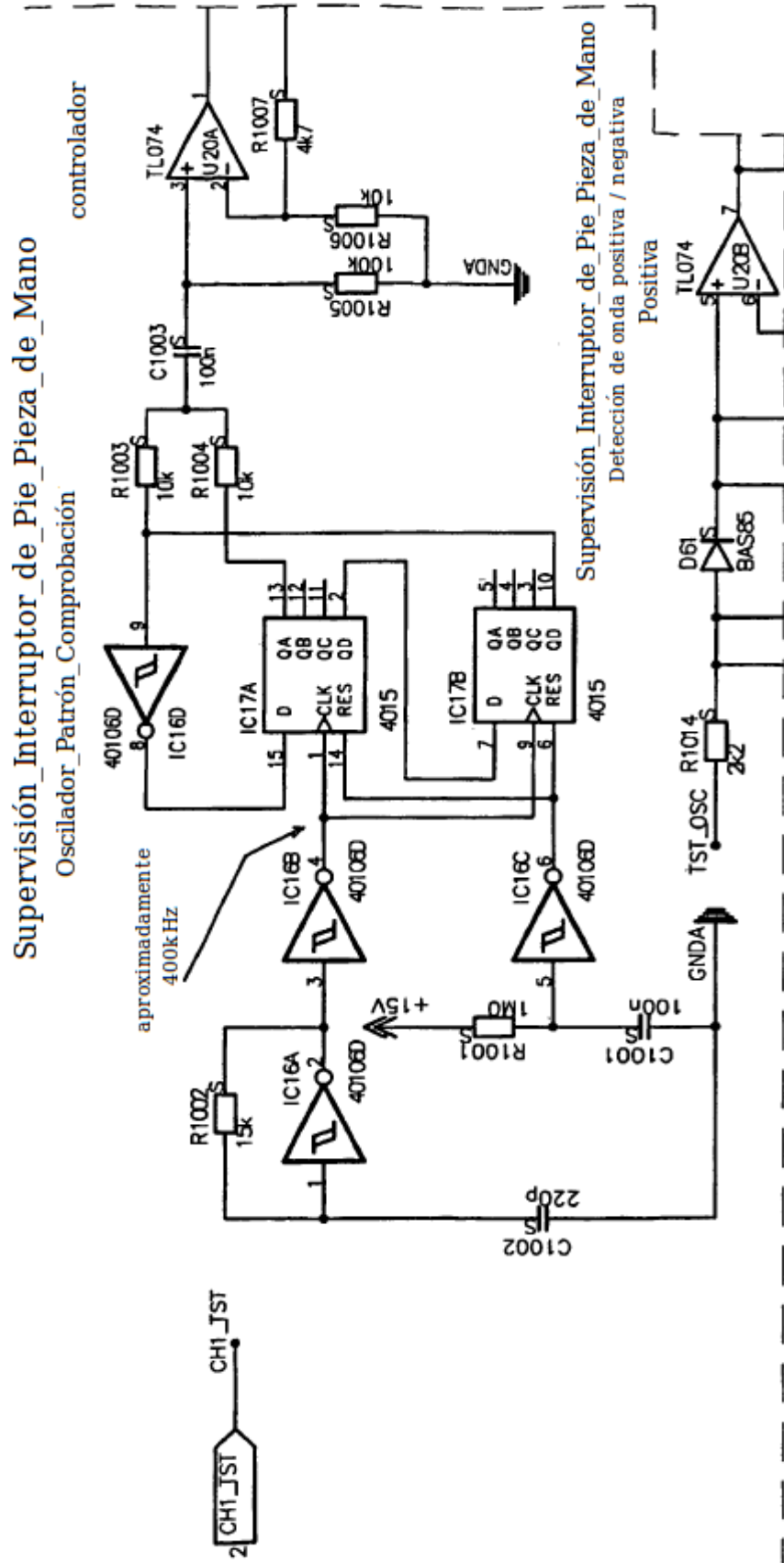


FIG.6K-2

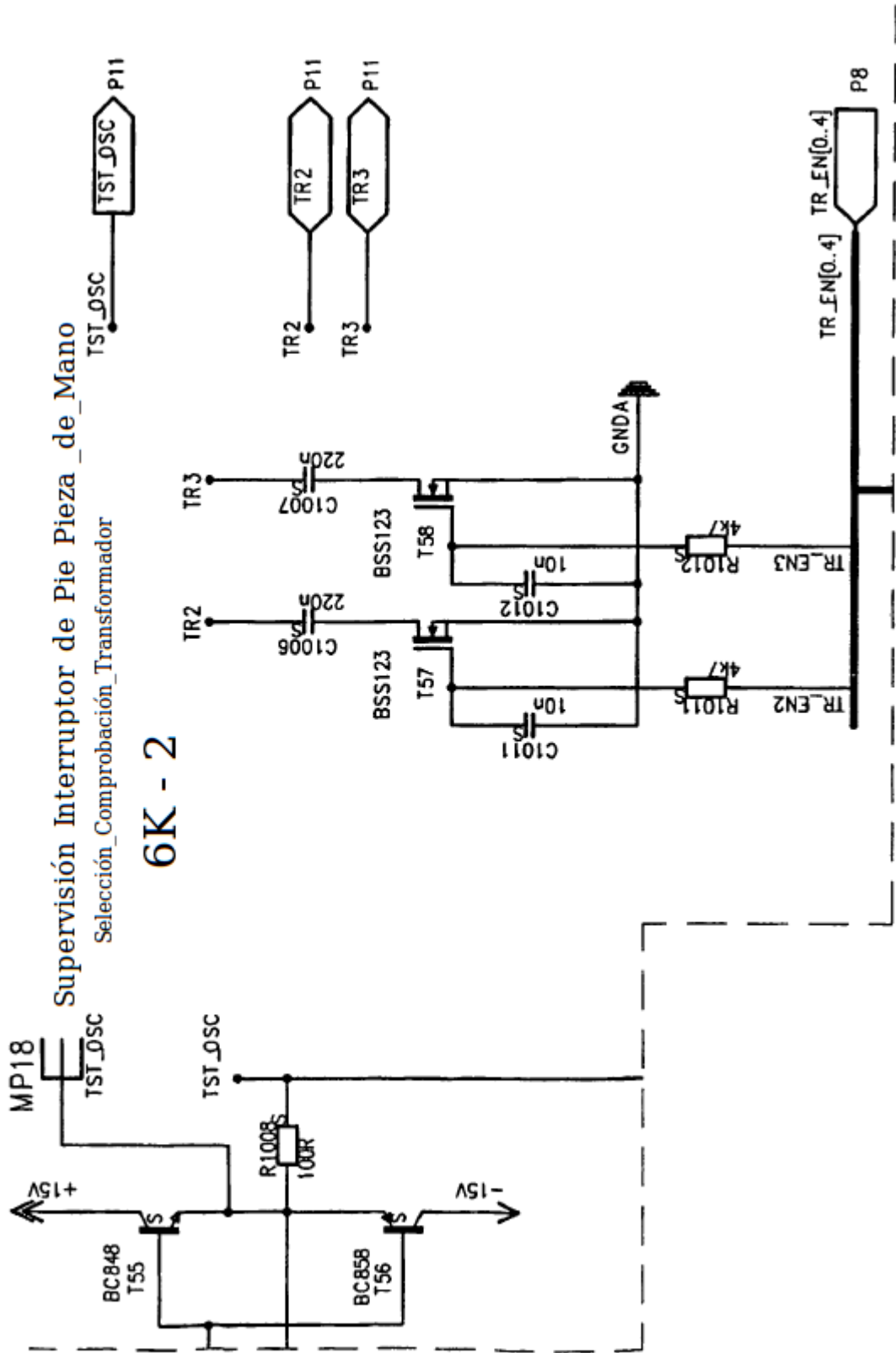


FIG.6K-3

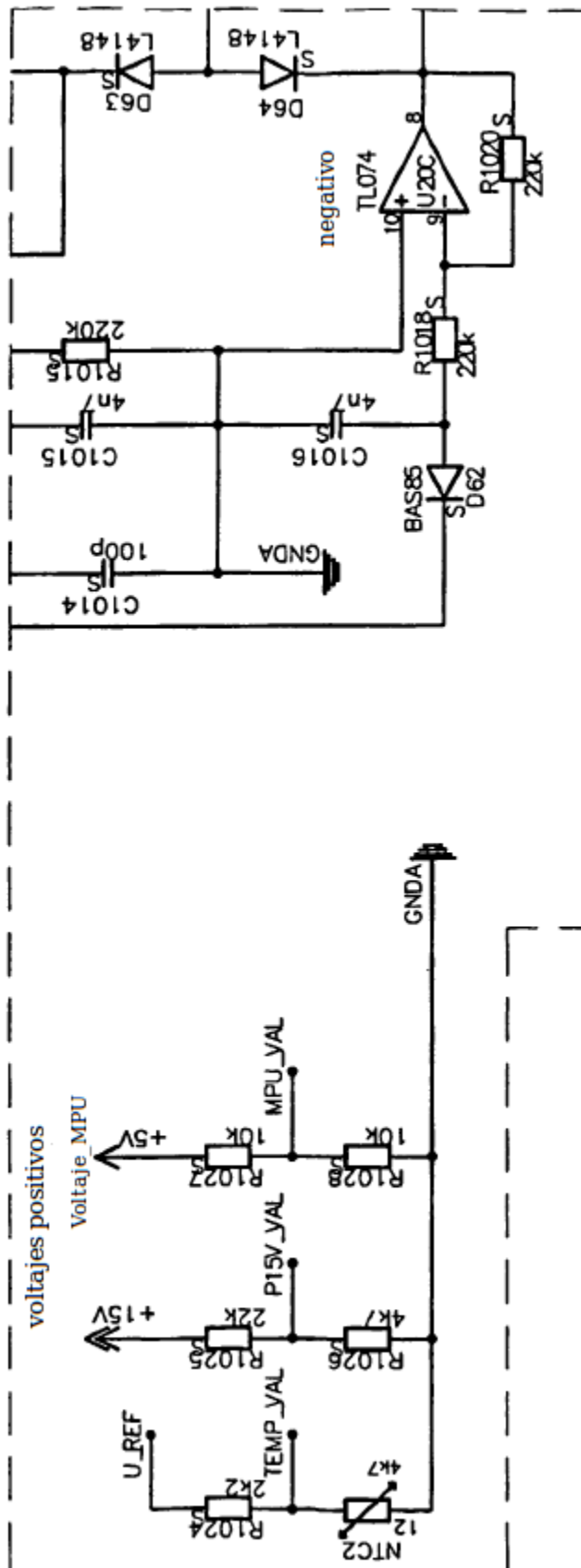


FIG.6K--4

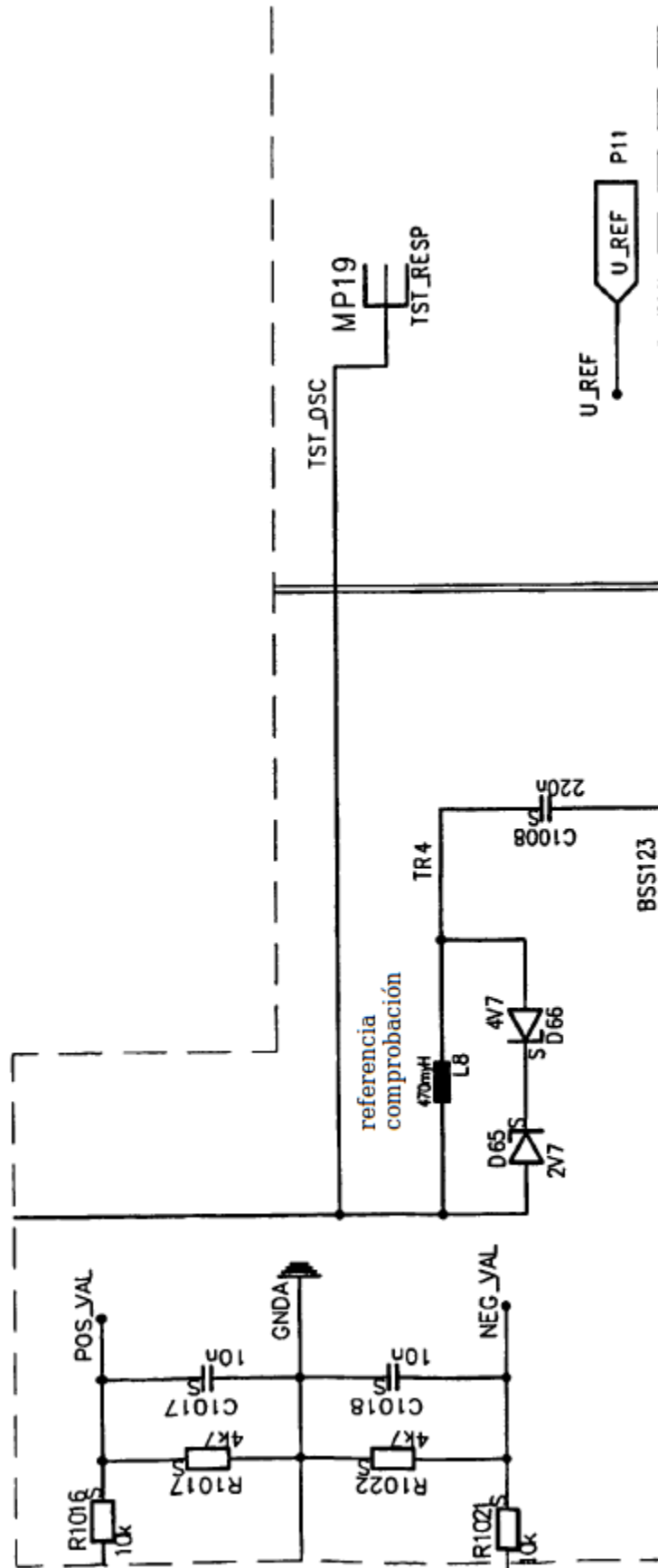




FIG.6K-5

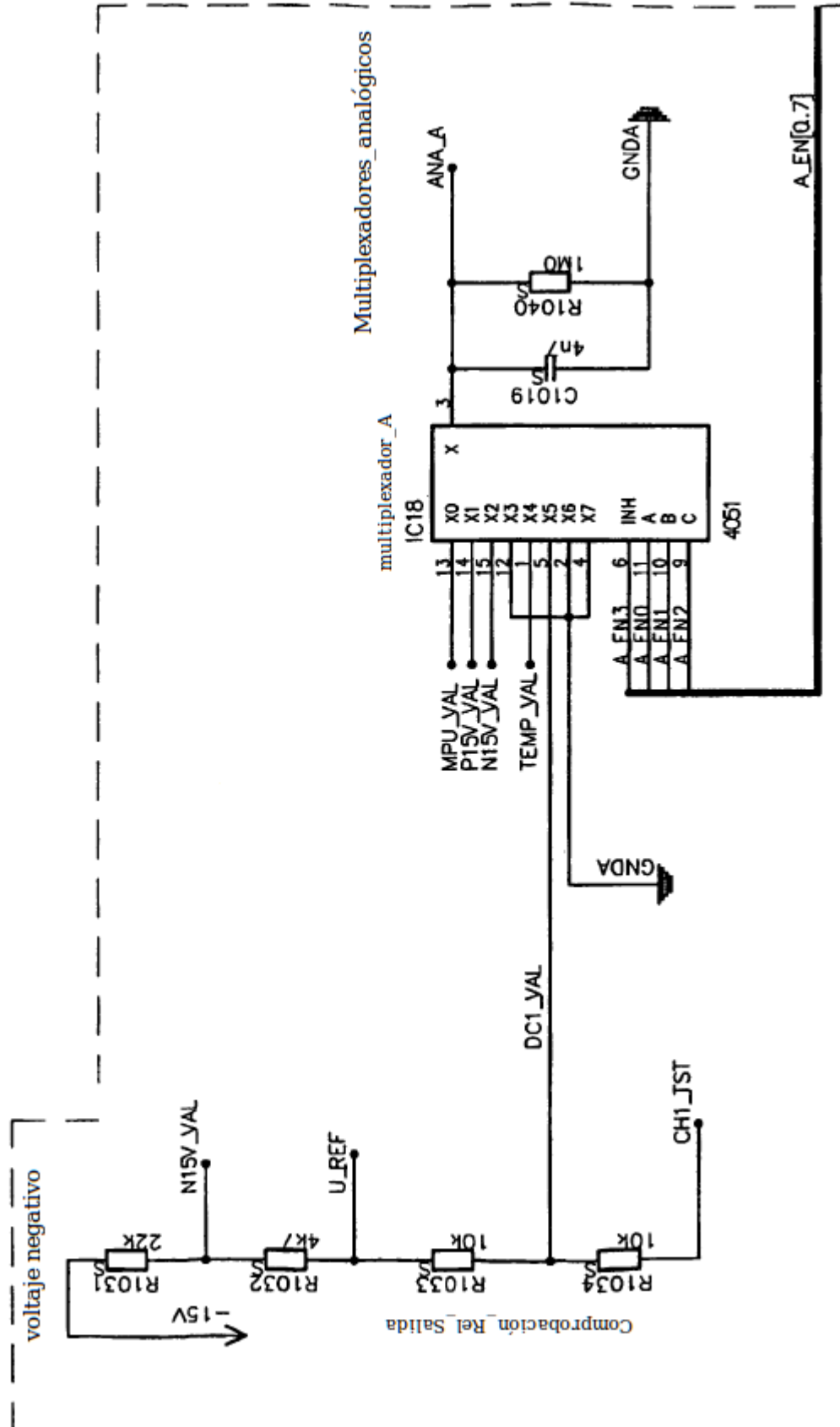
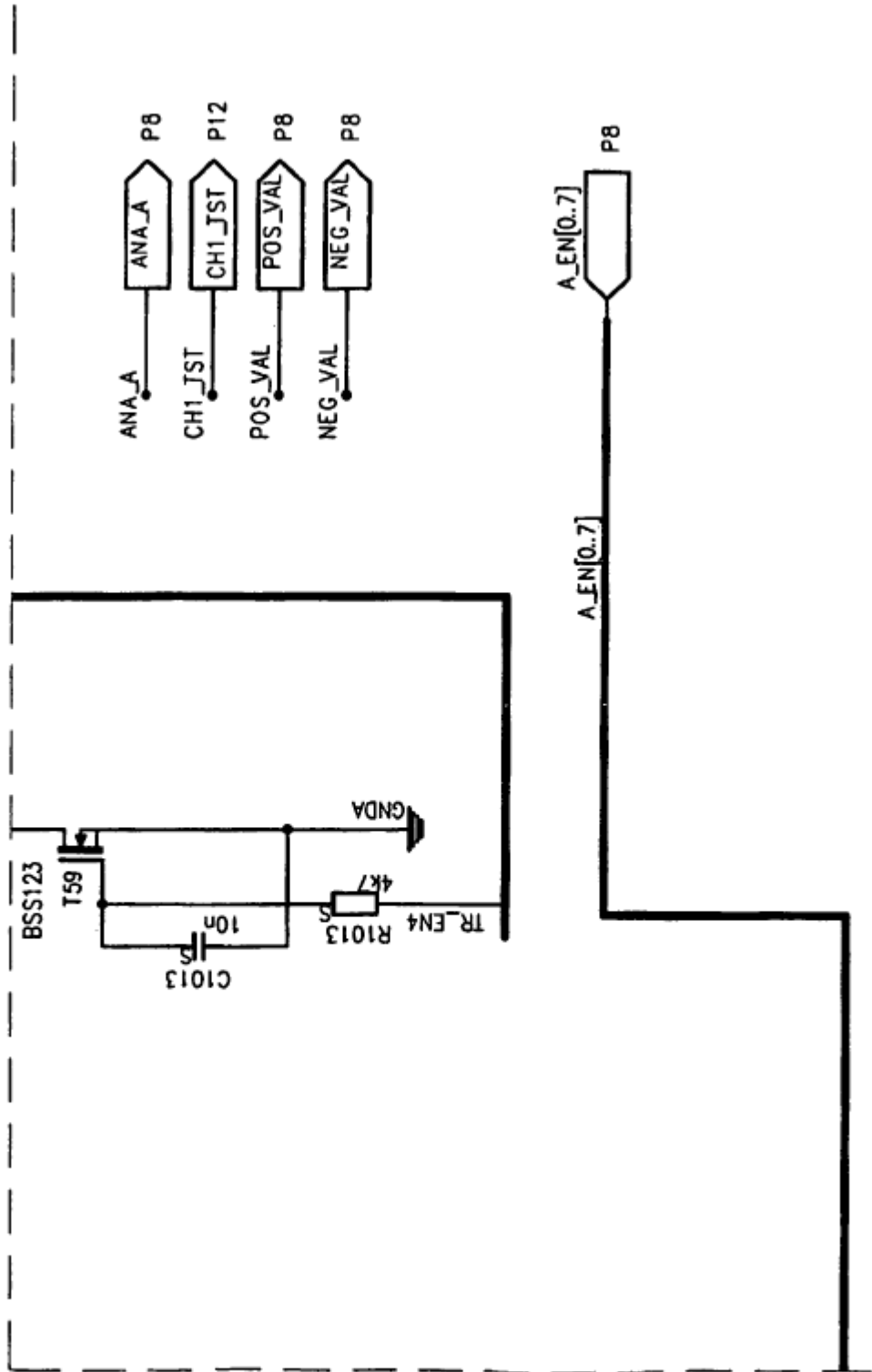
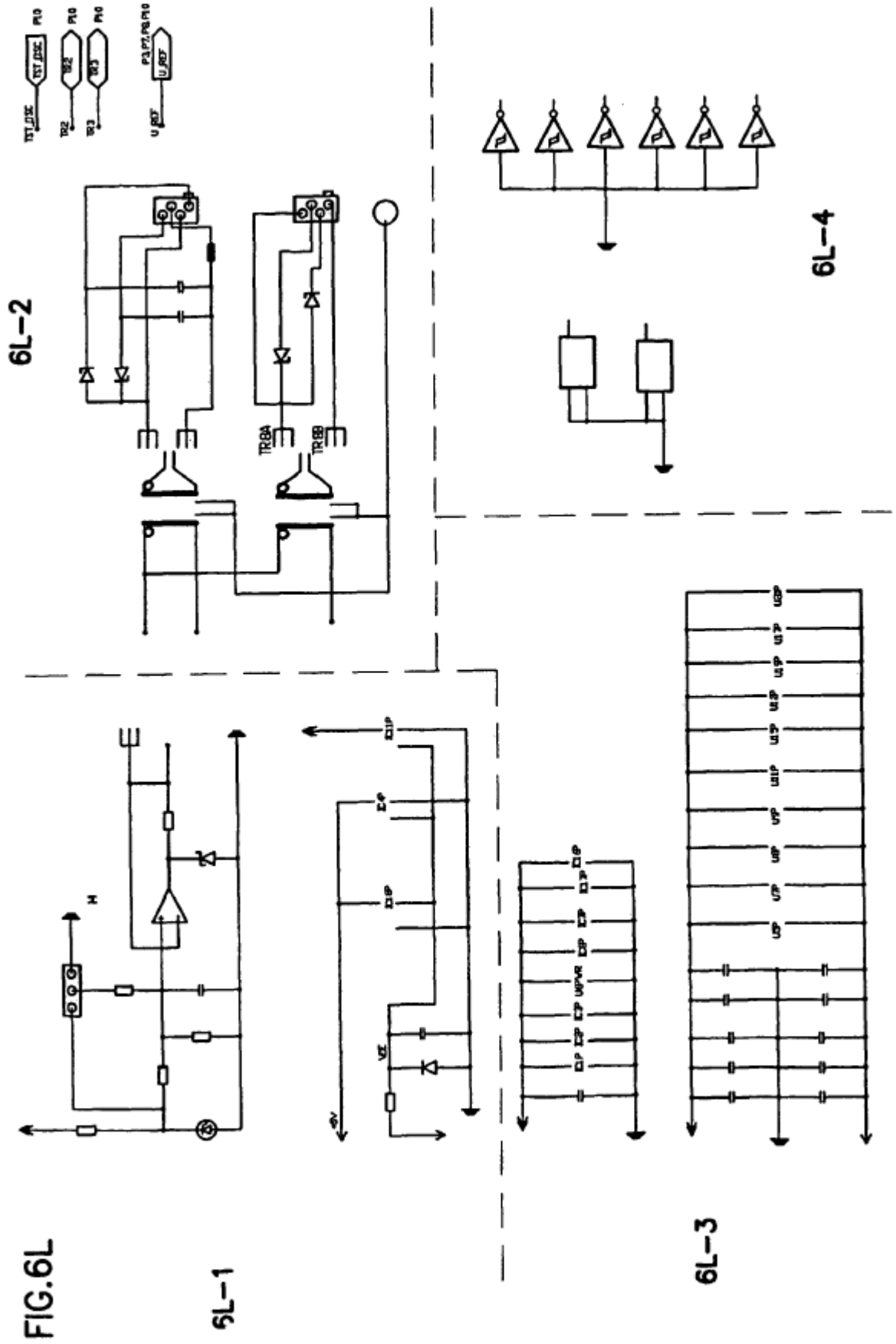


FIG.6K--6





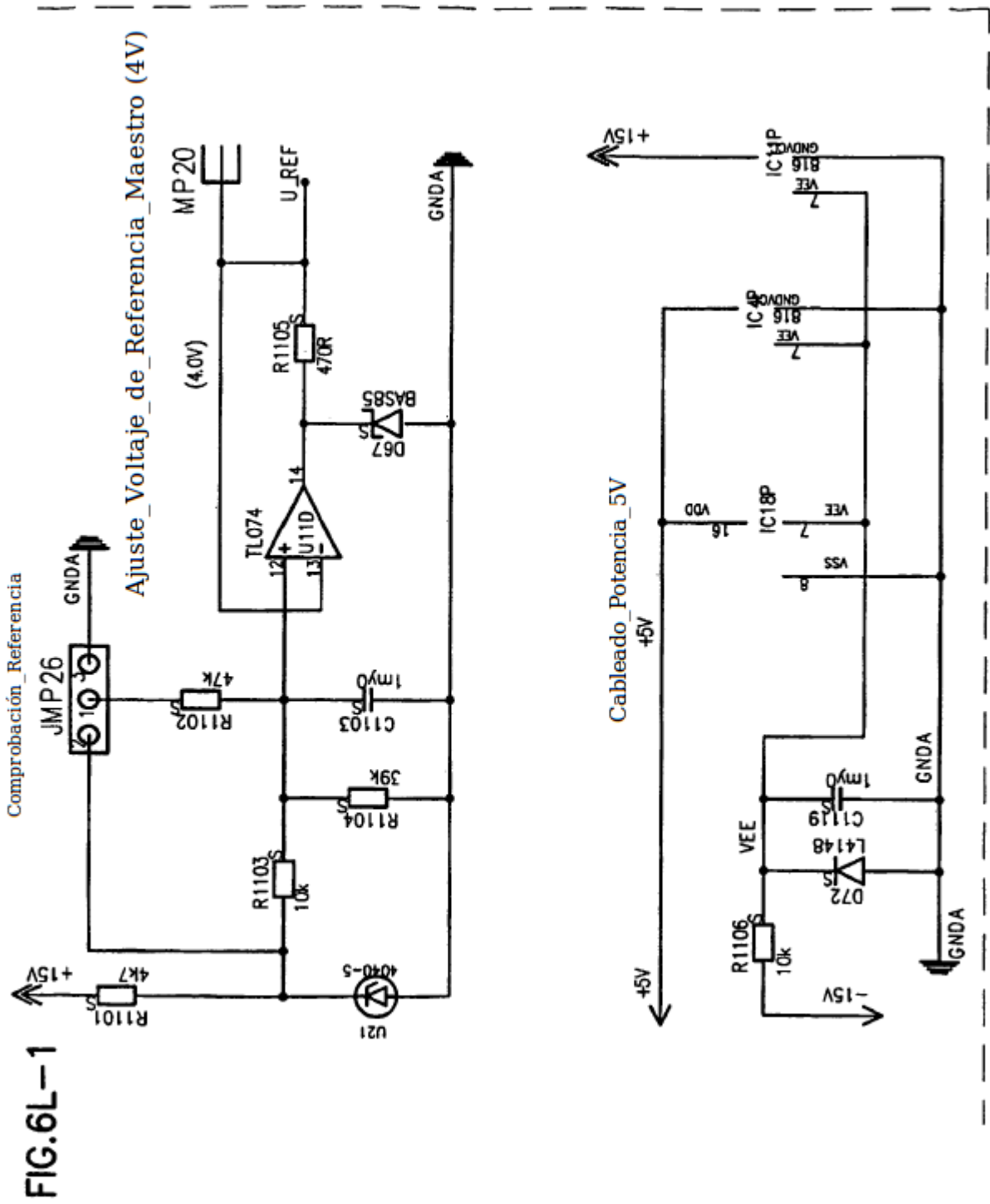


FIG.6L-1

**FIG.6L-2** Supervisión Interruptor de Pie\_Pieza\_Manual  
Transformadores de Comprobación

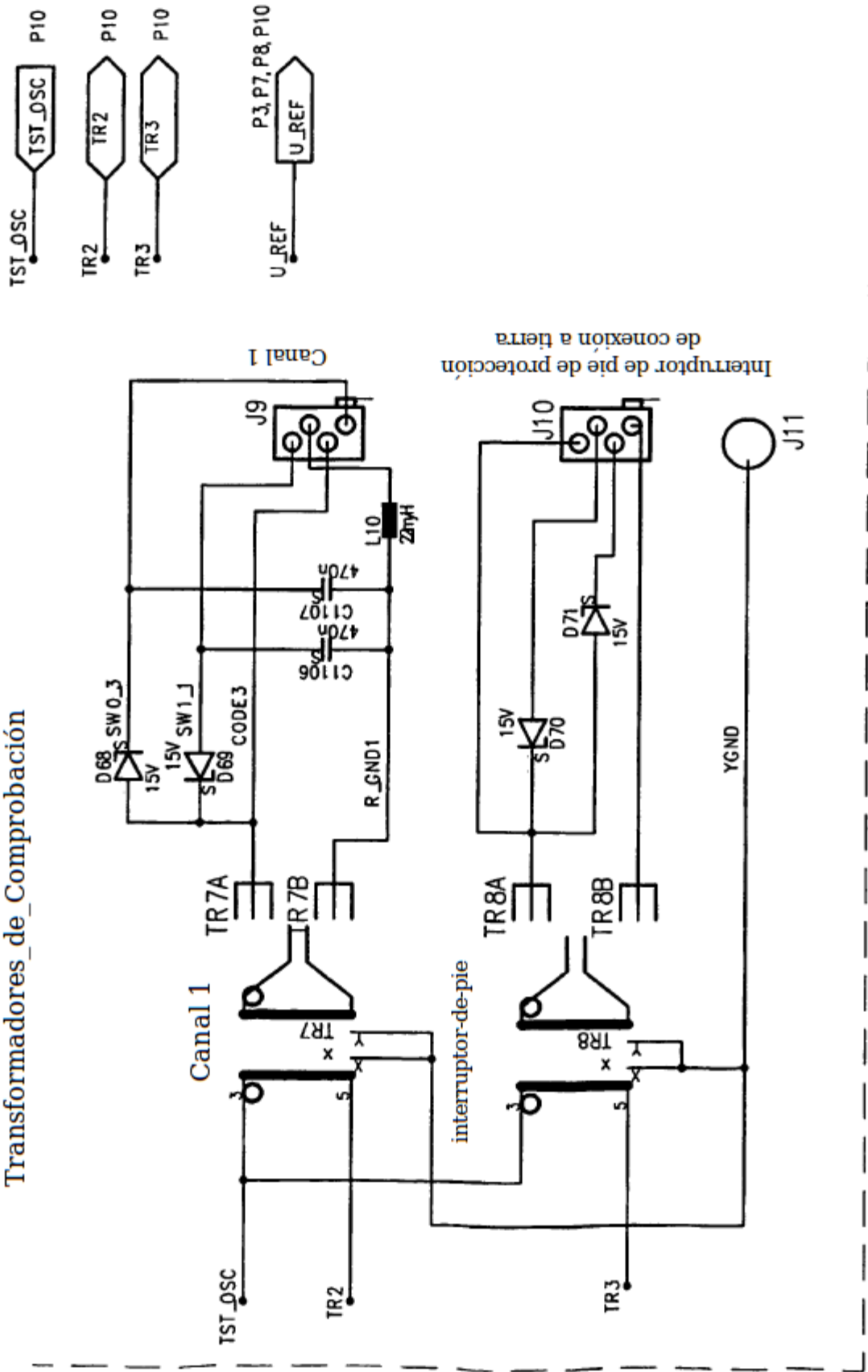


FIG.6L-3

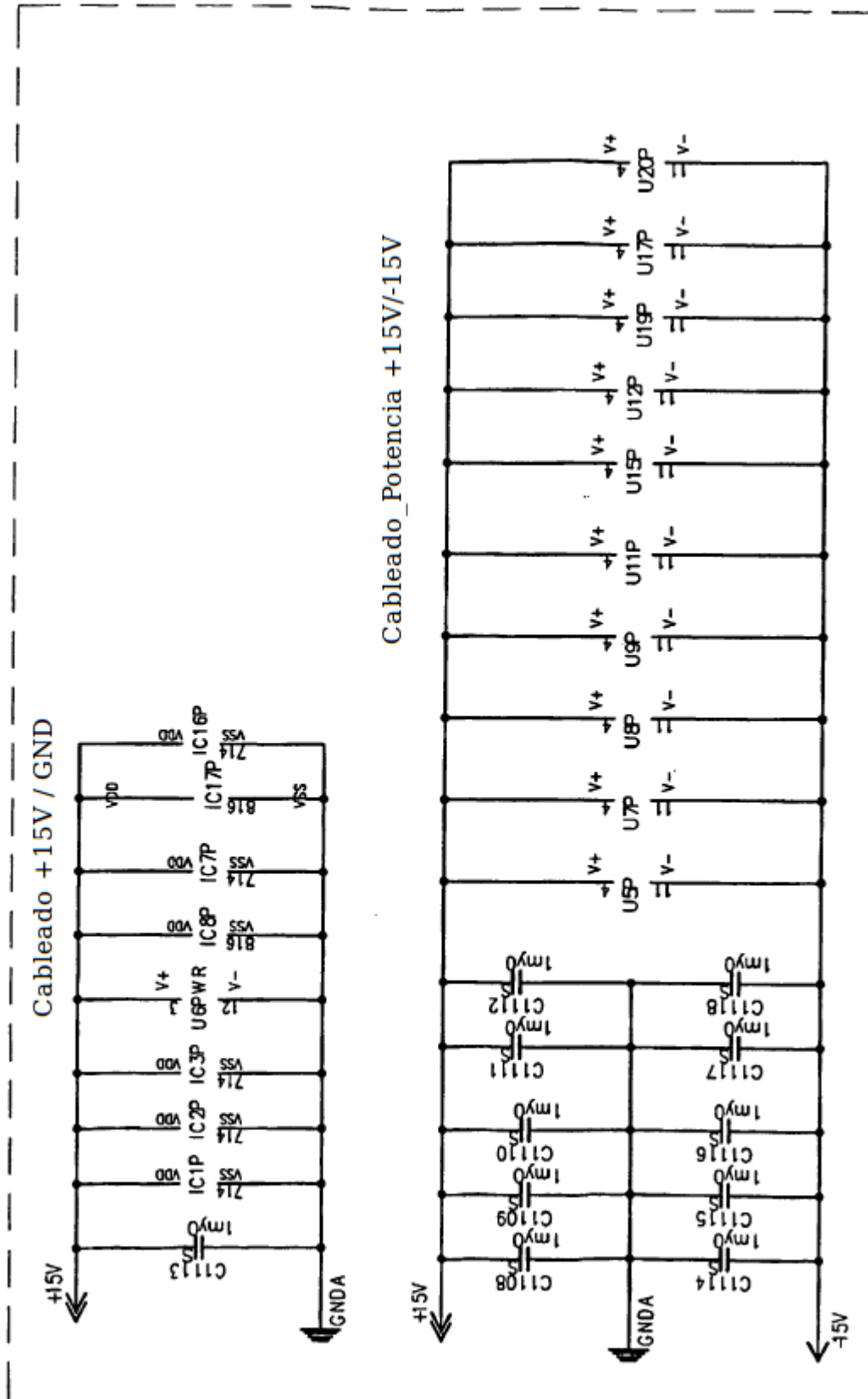
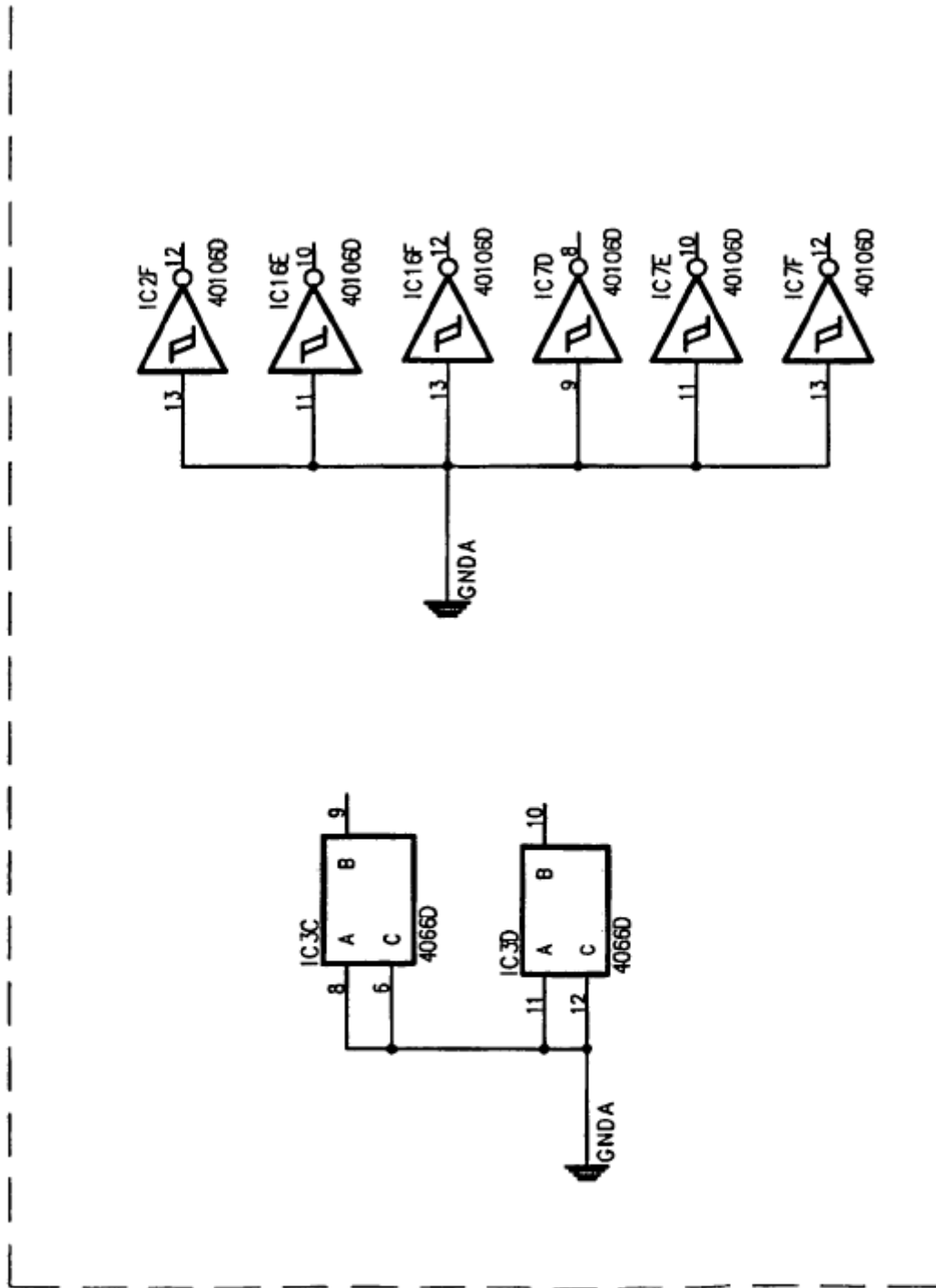


FIG.6L-4



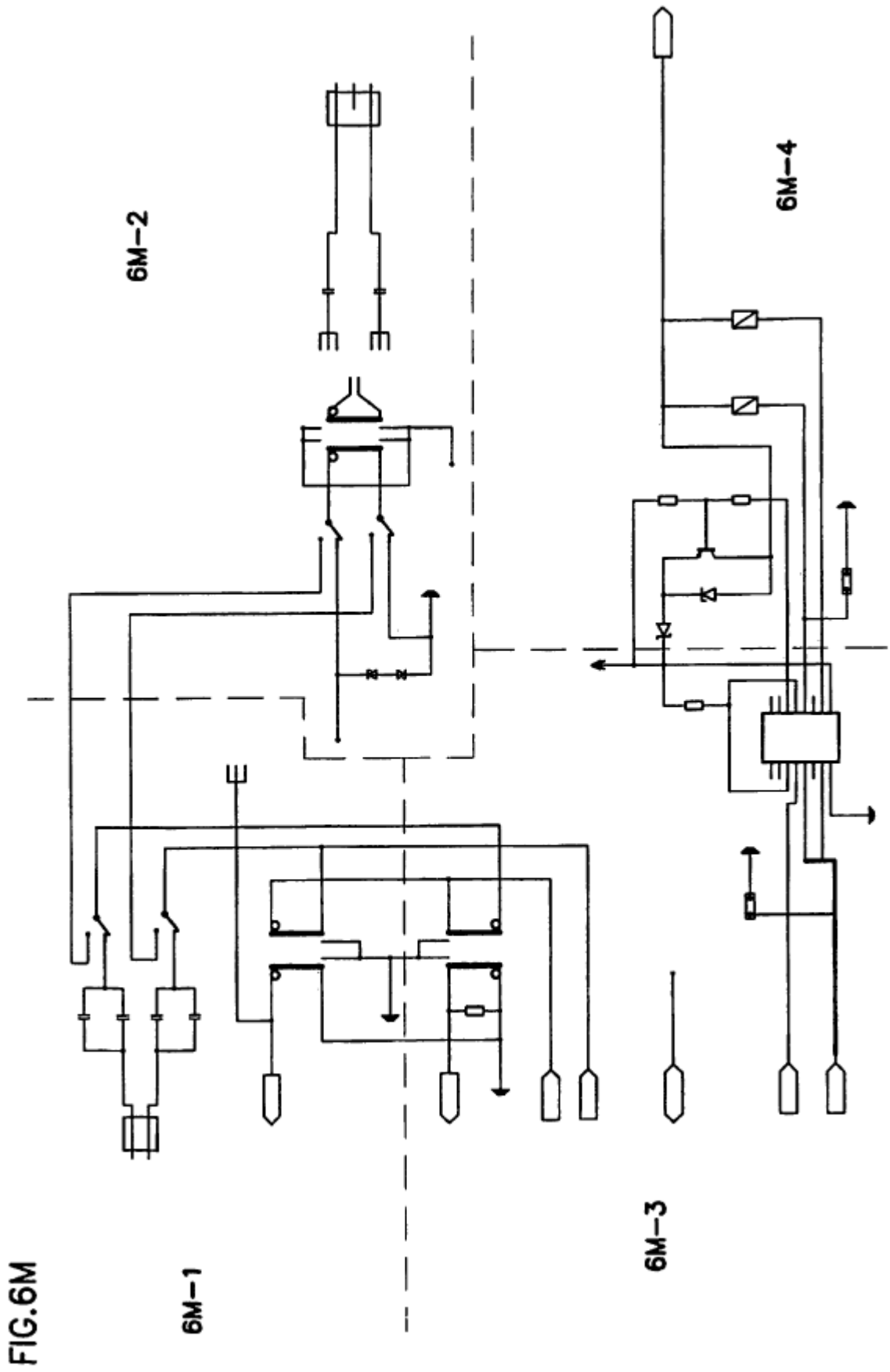




FIG.6M-1

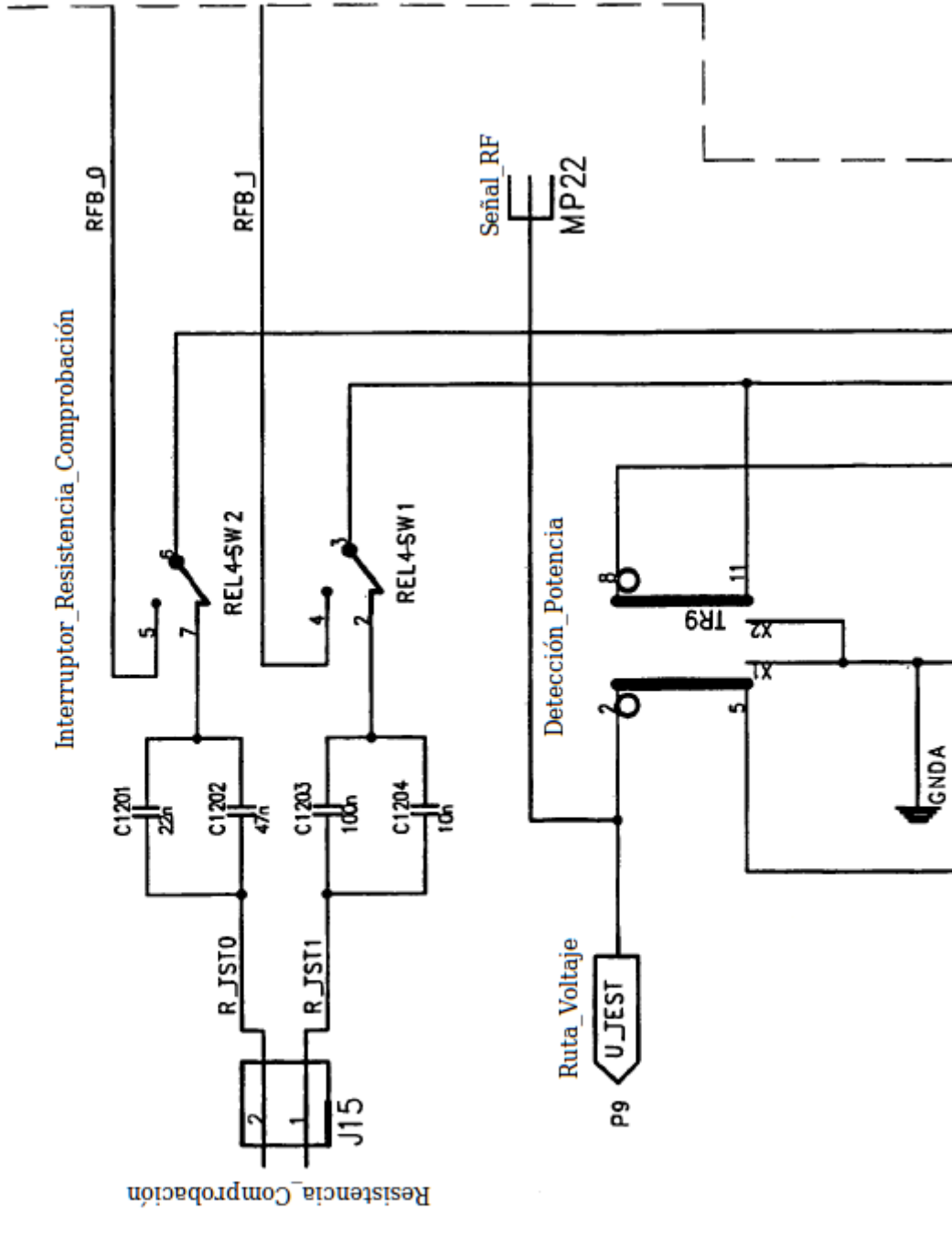
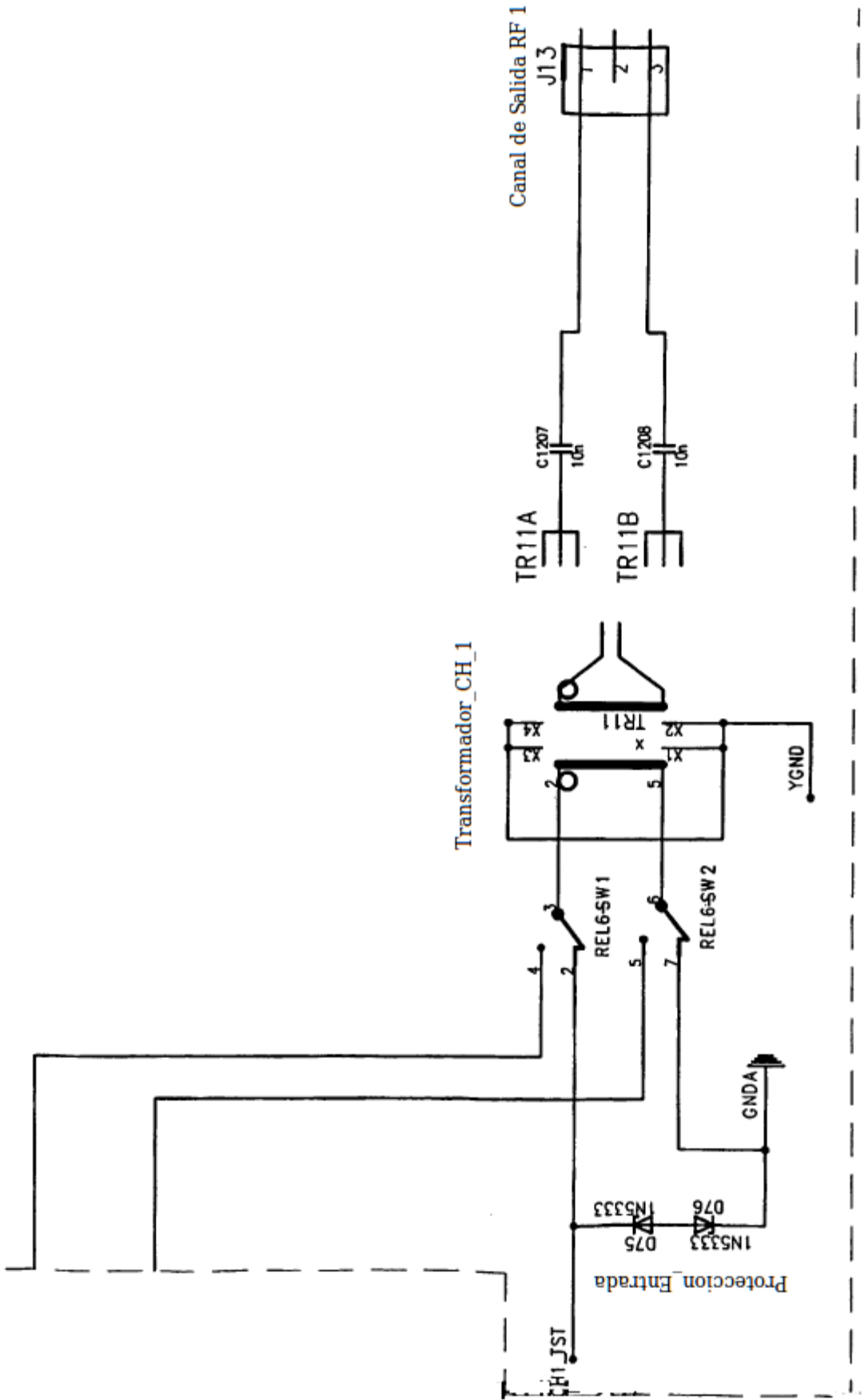


FIG.6M-2



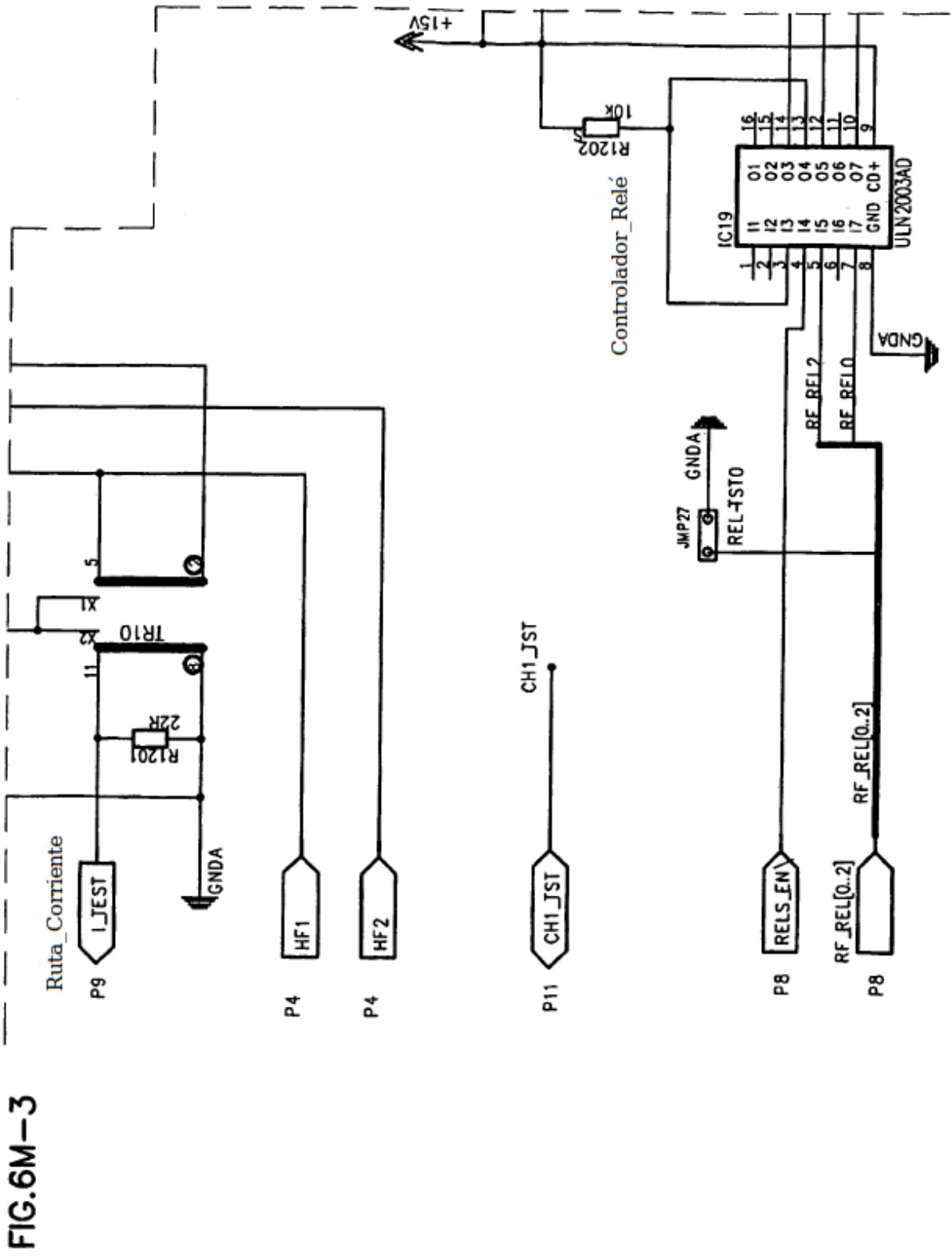


FIG.6M-4

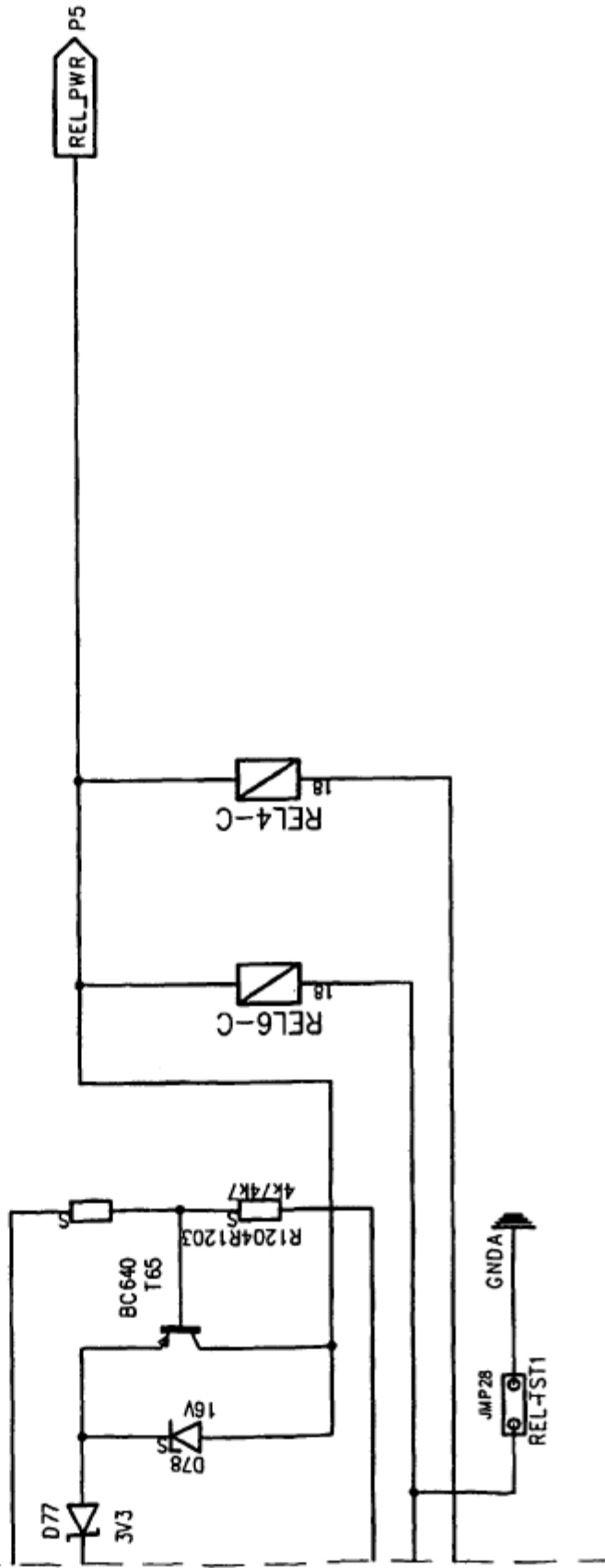


FIG.6N

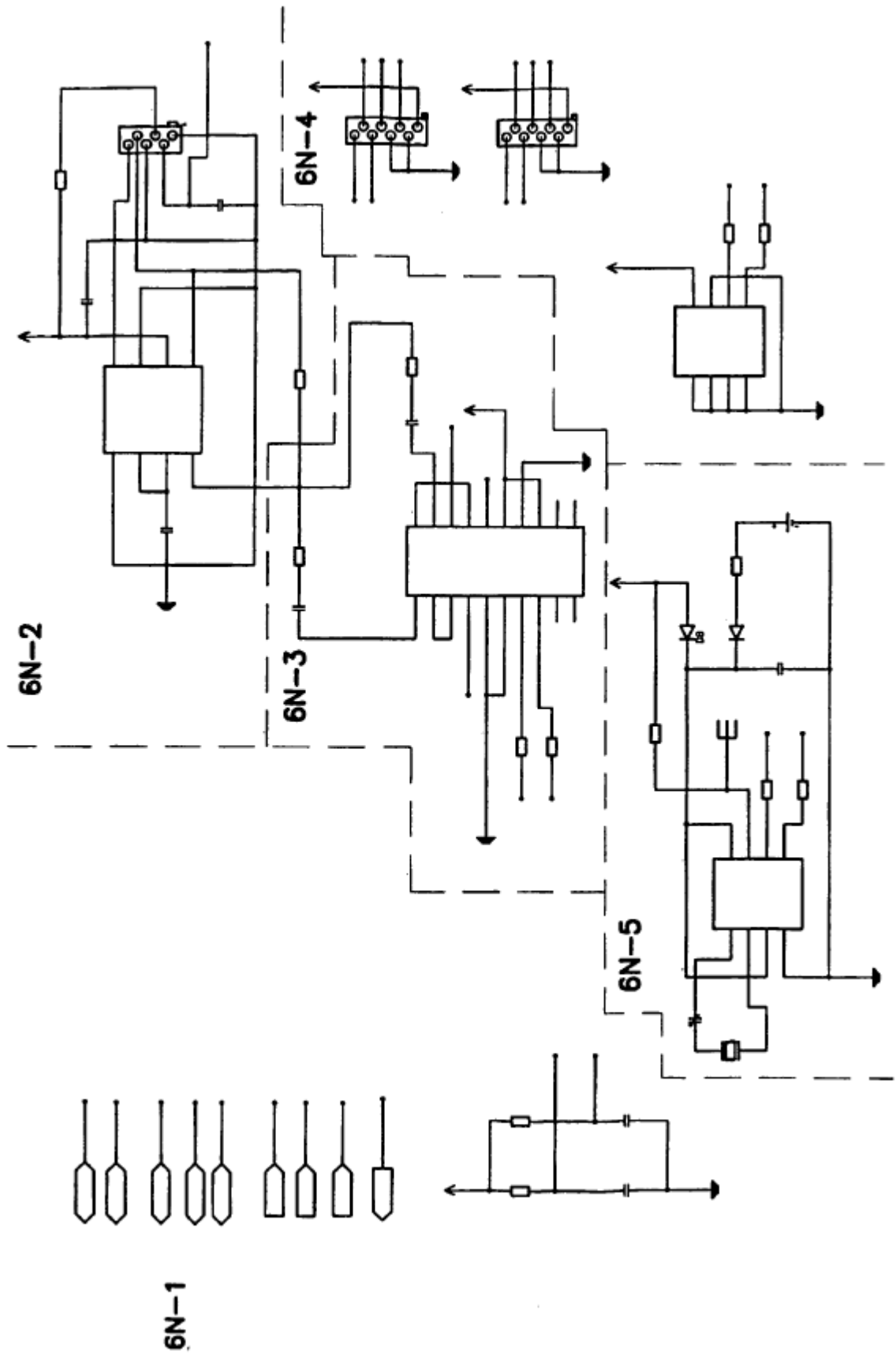


FIG.6N-1

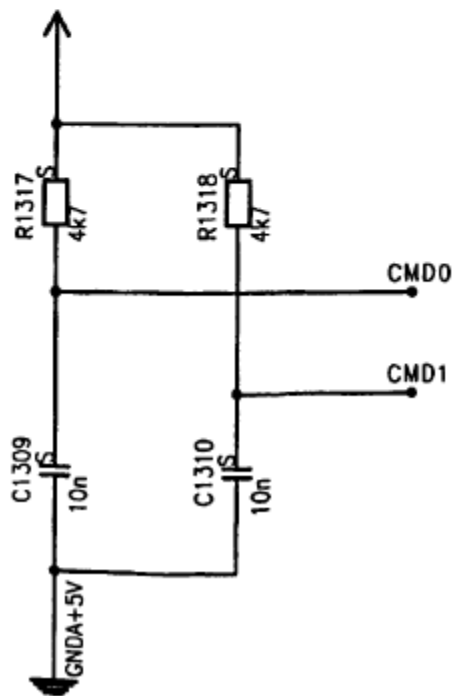
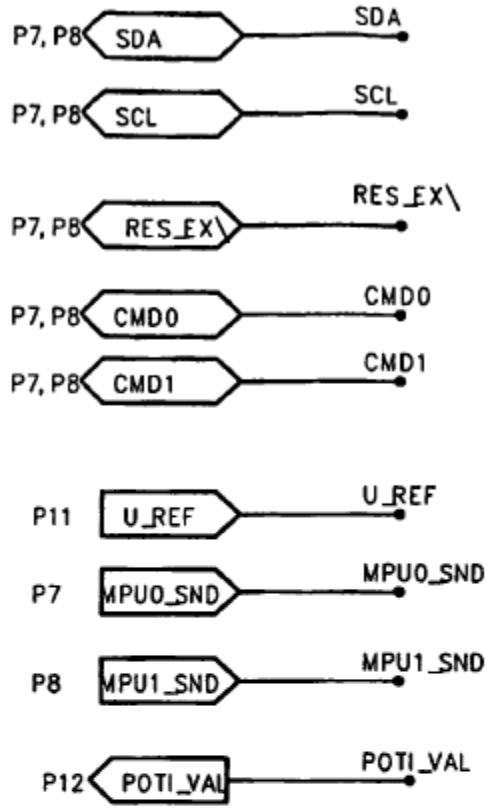


FIG.6N-2

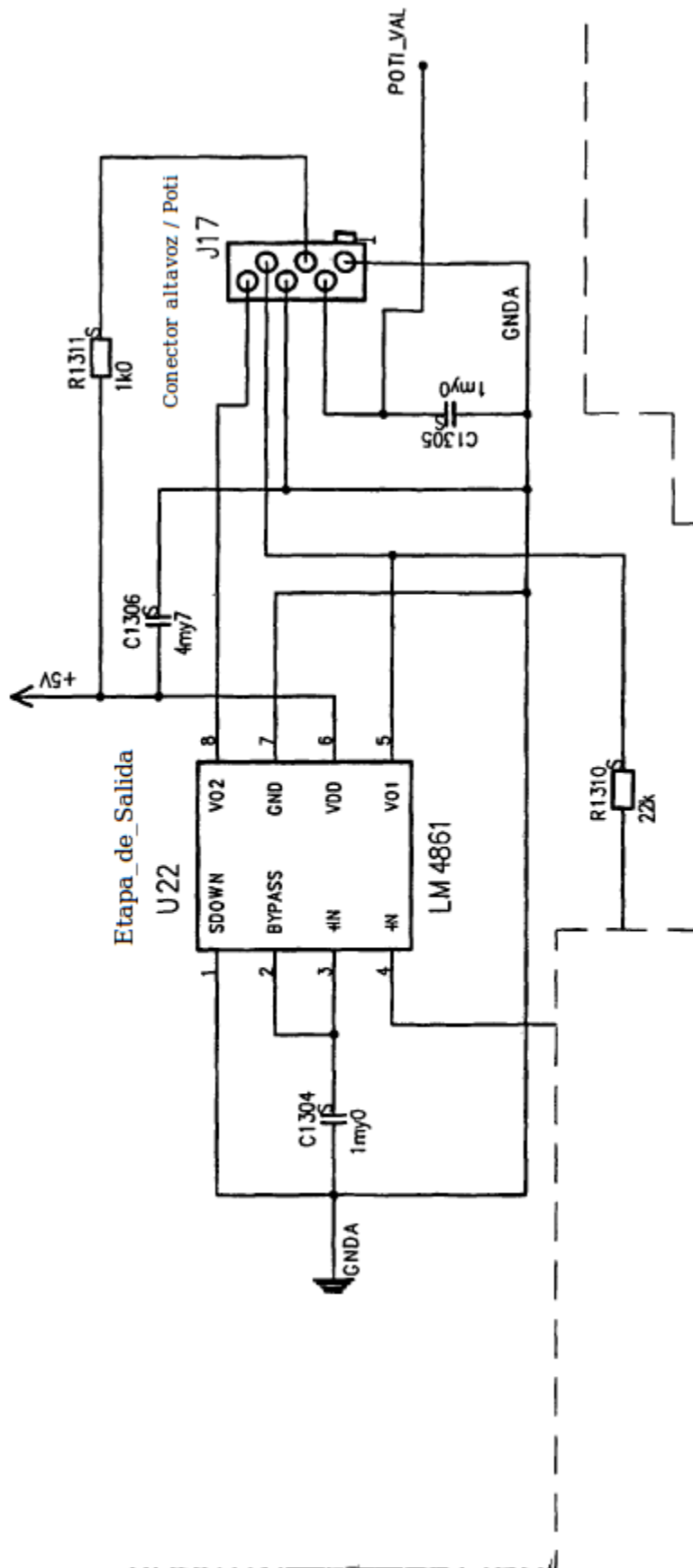


FIG.6N-3

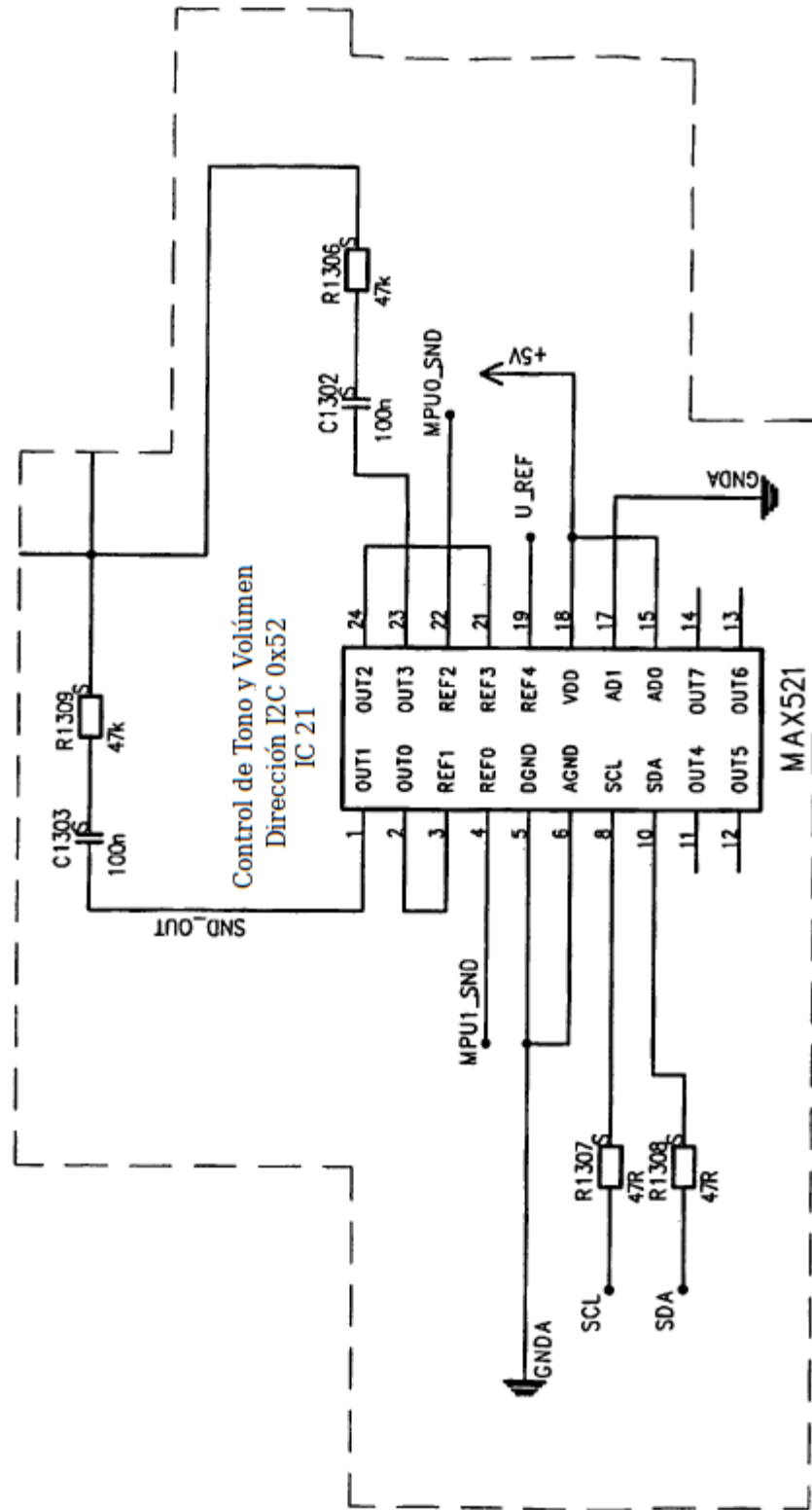




FIG.6N-4

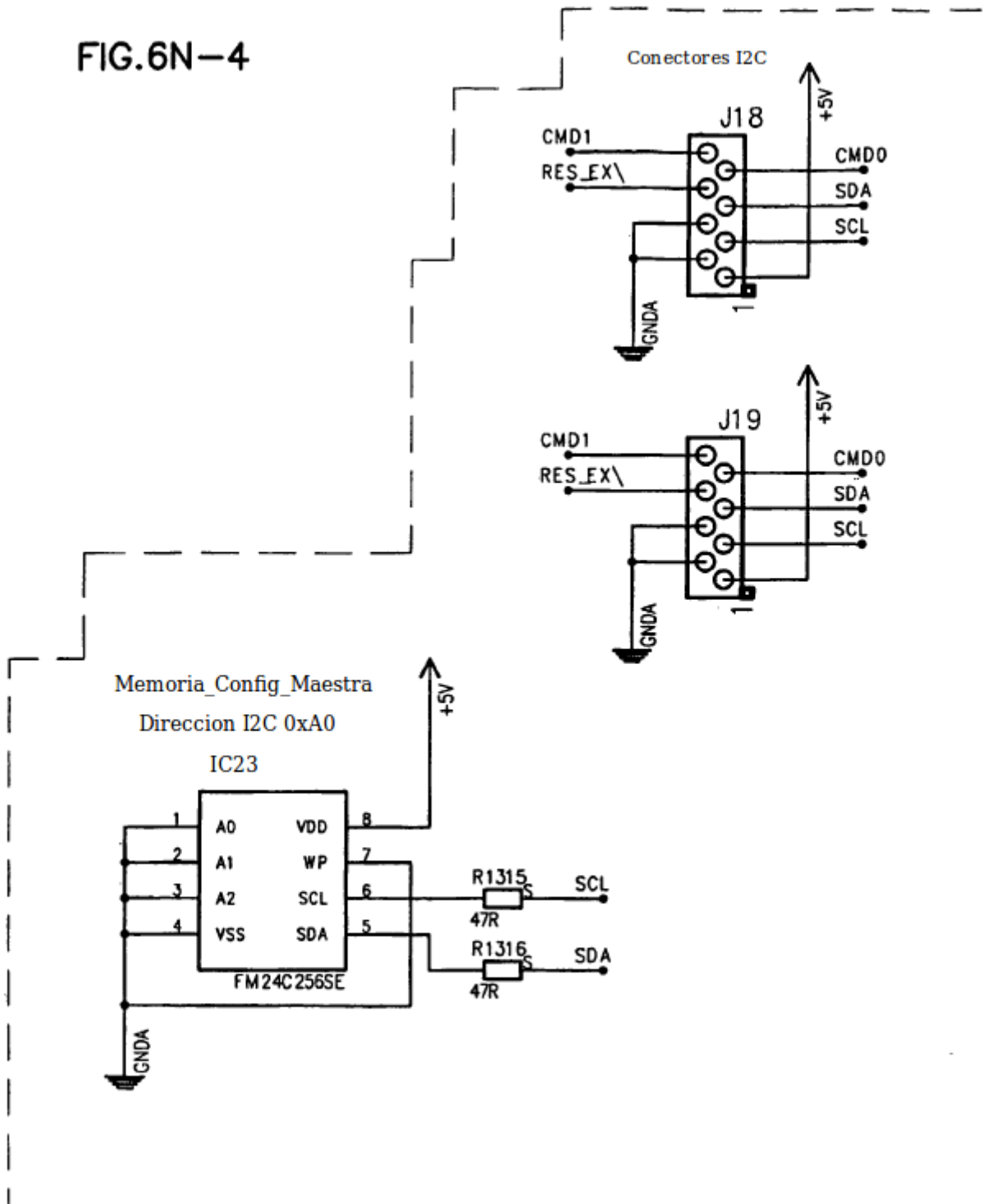
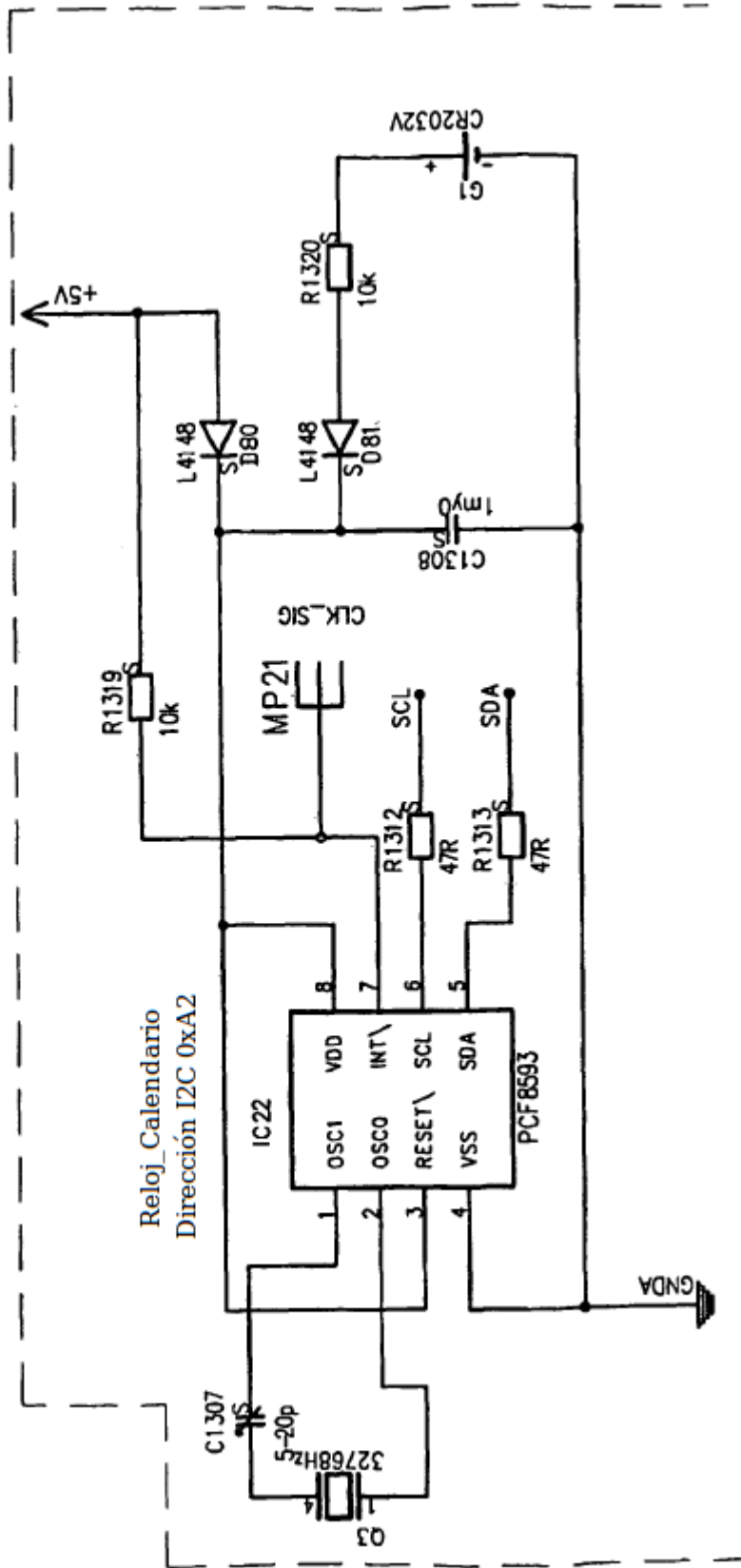


FIG.6N-5



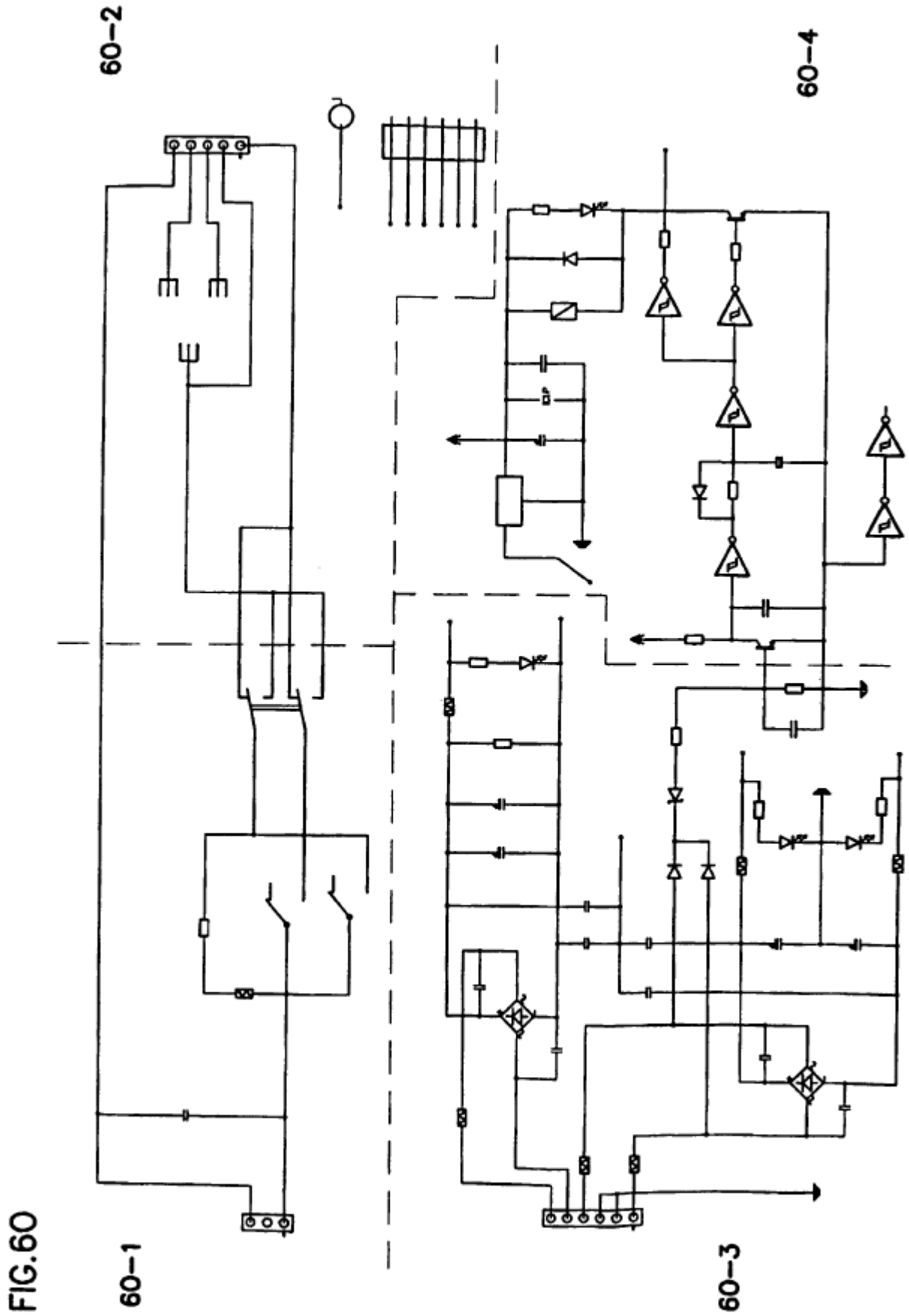


FIG.60-1

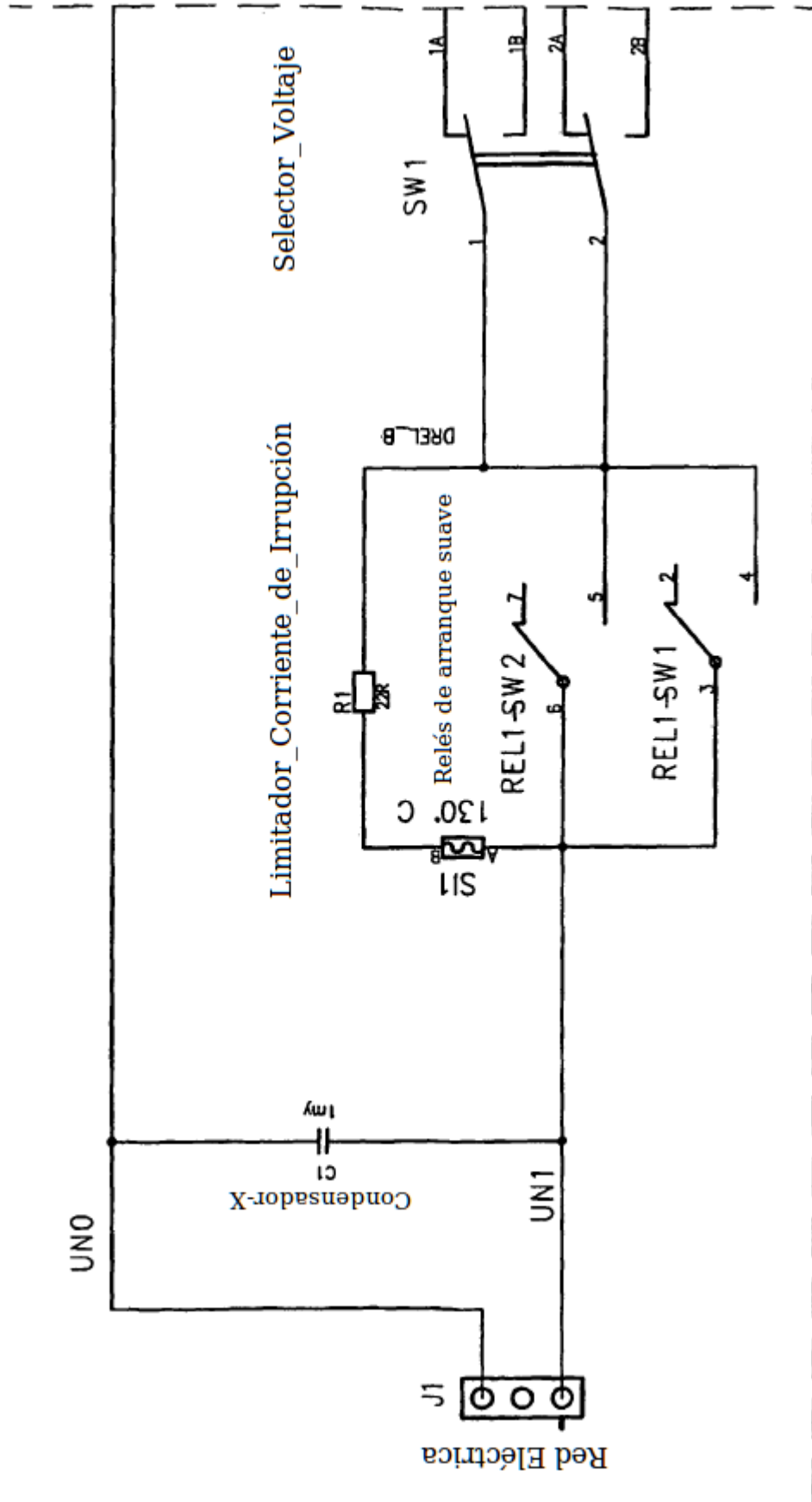


FIG.60-2

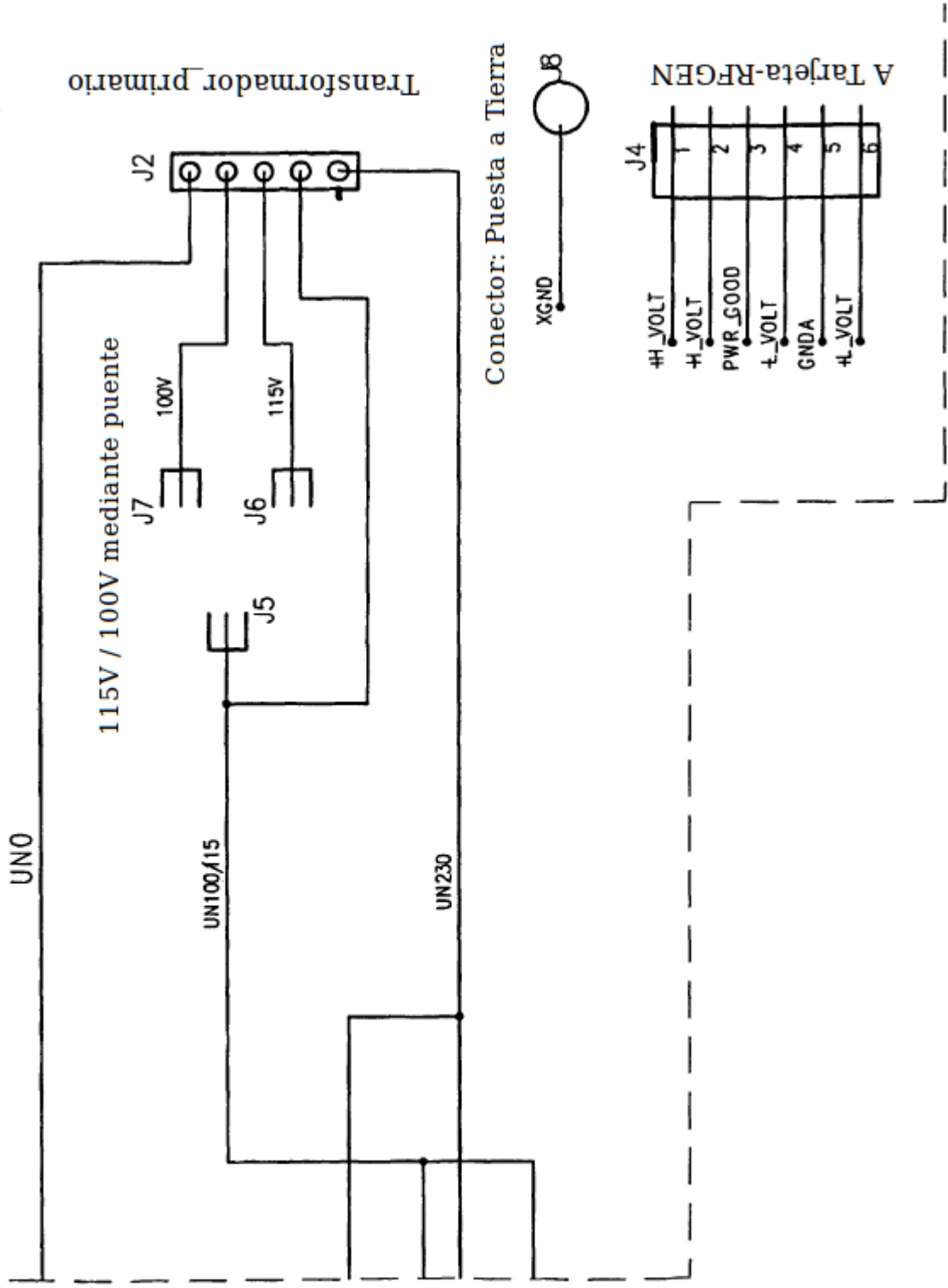
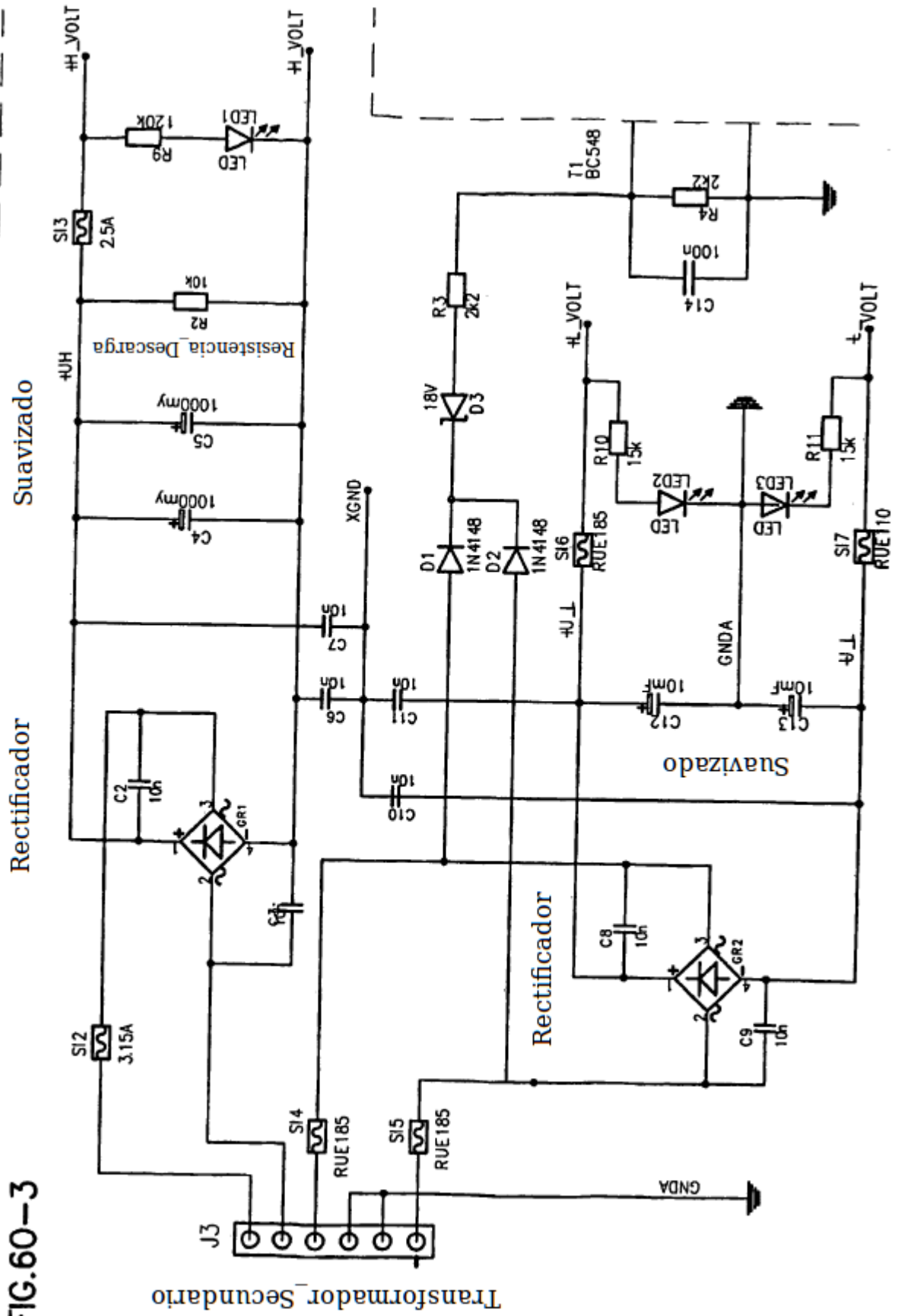


FIG.60-3





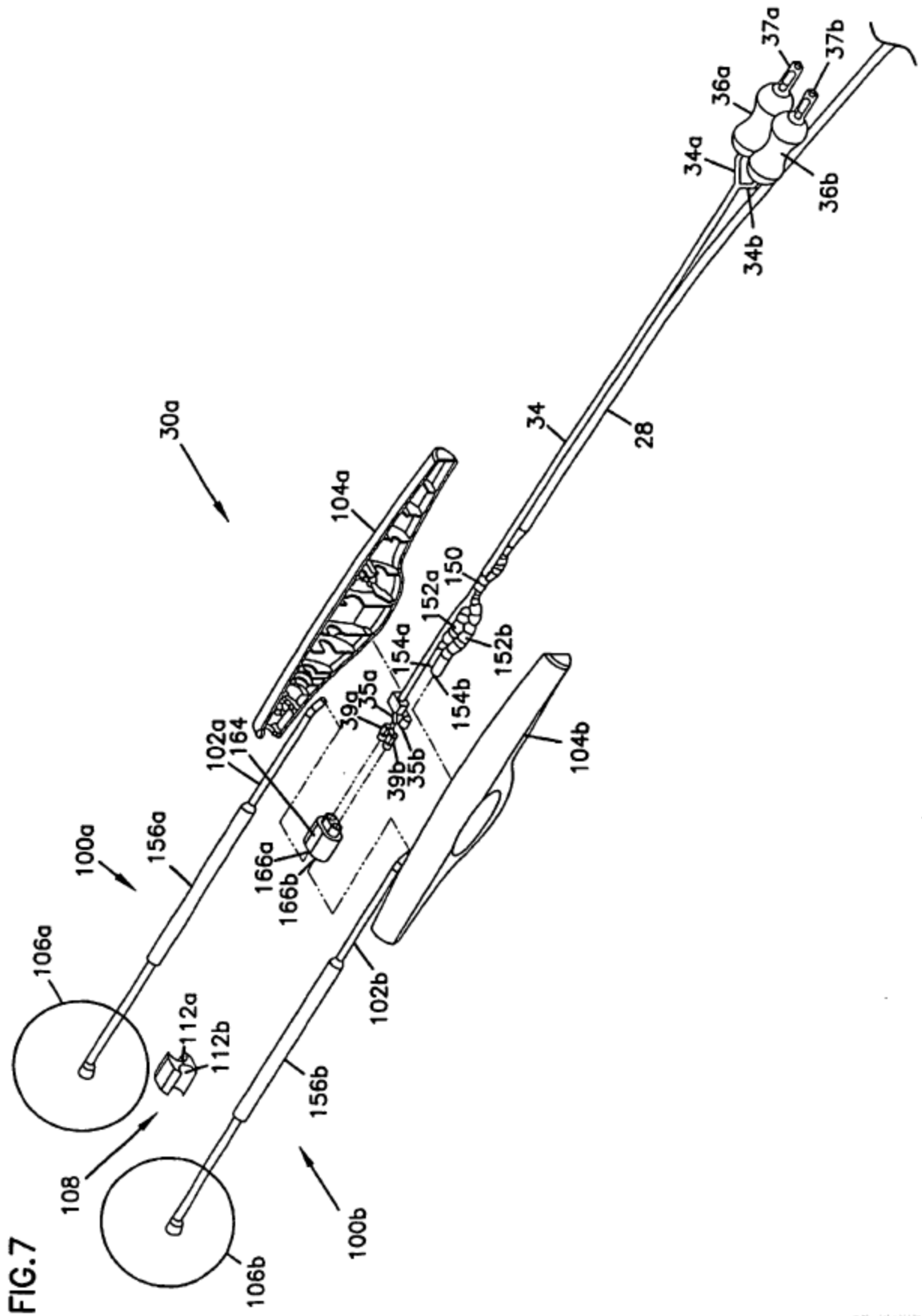


FIG. 7



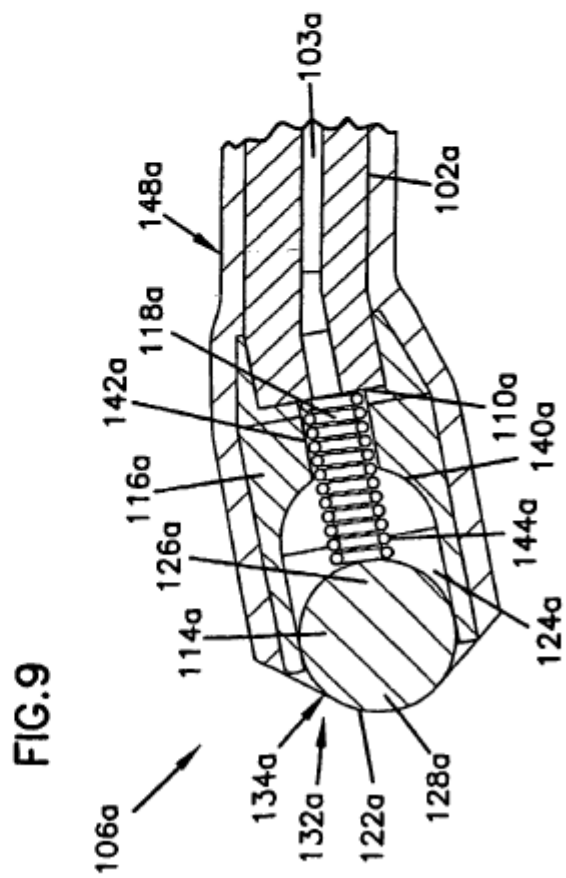
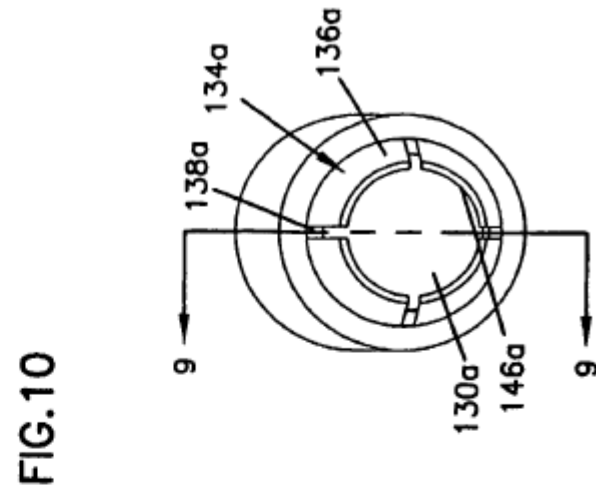
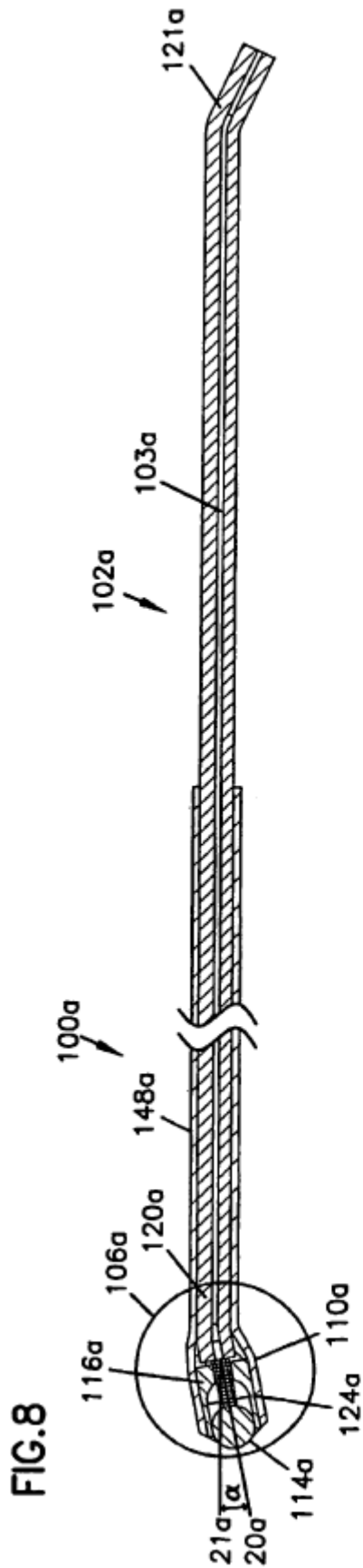
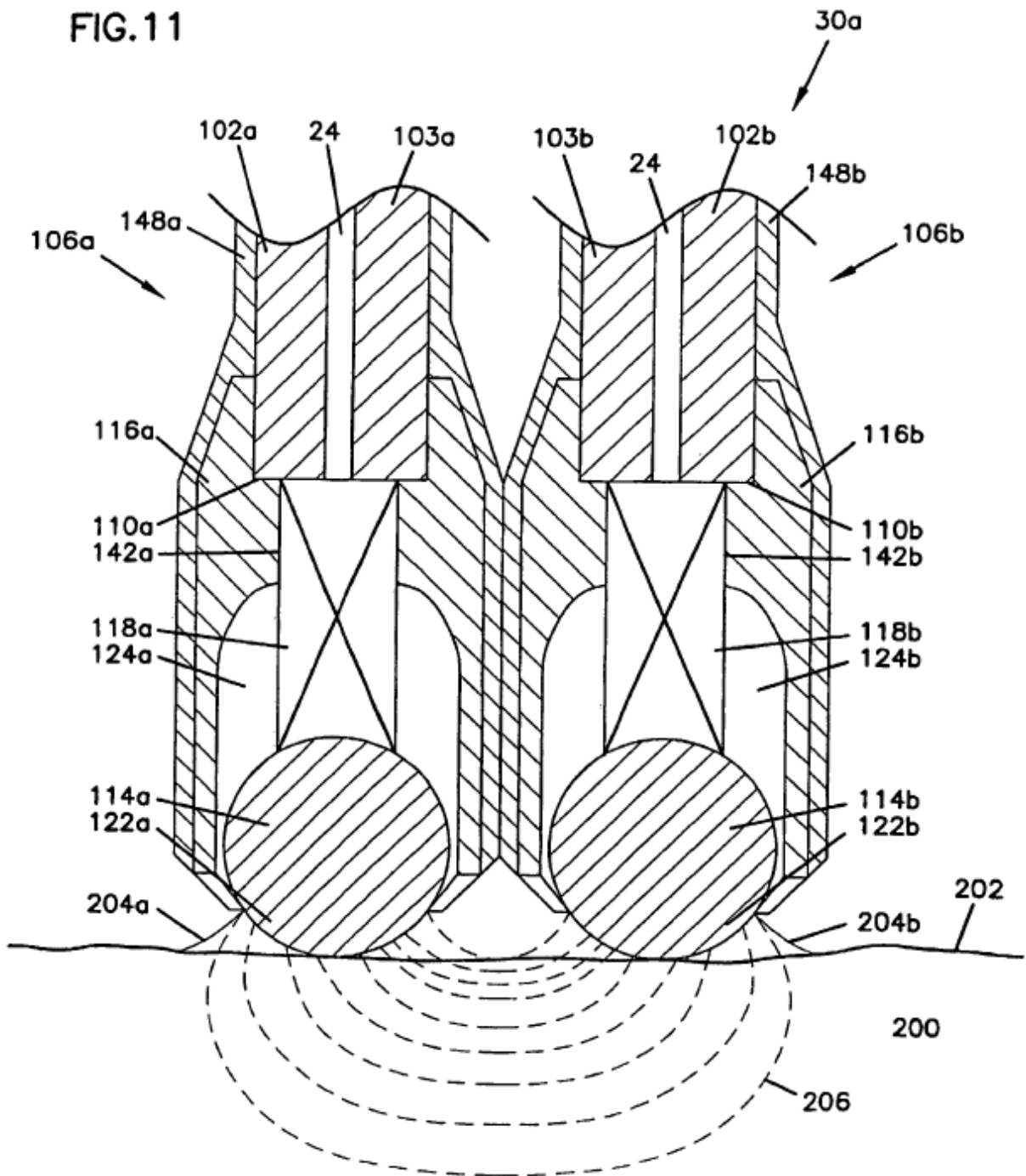
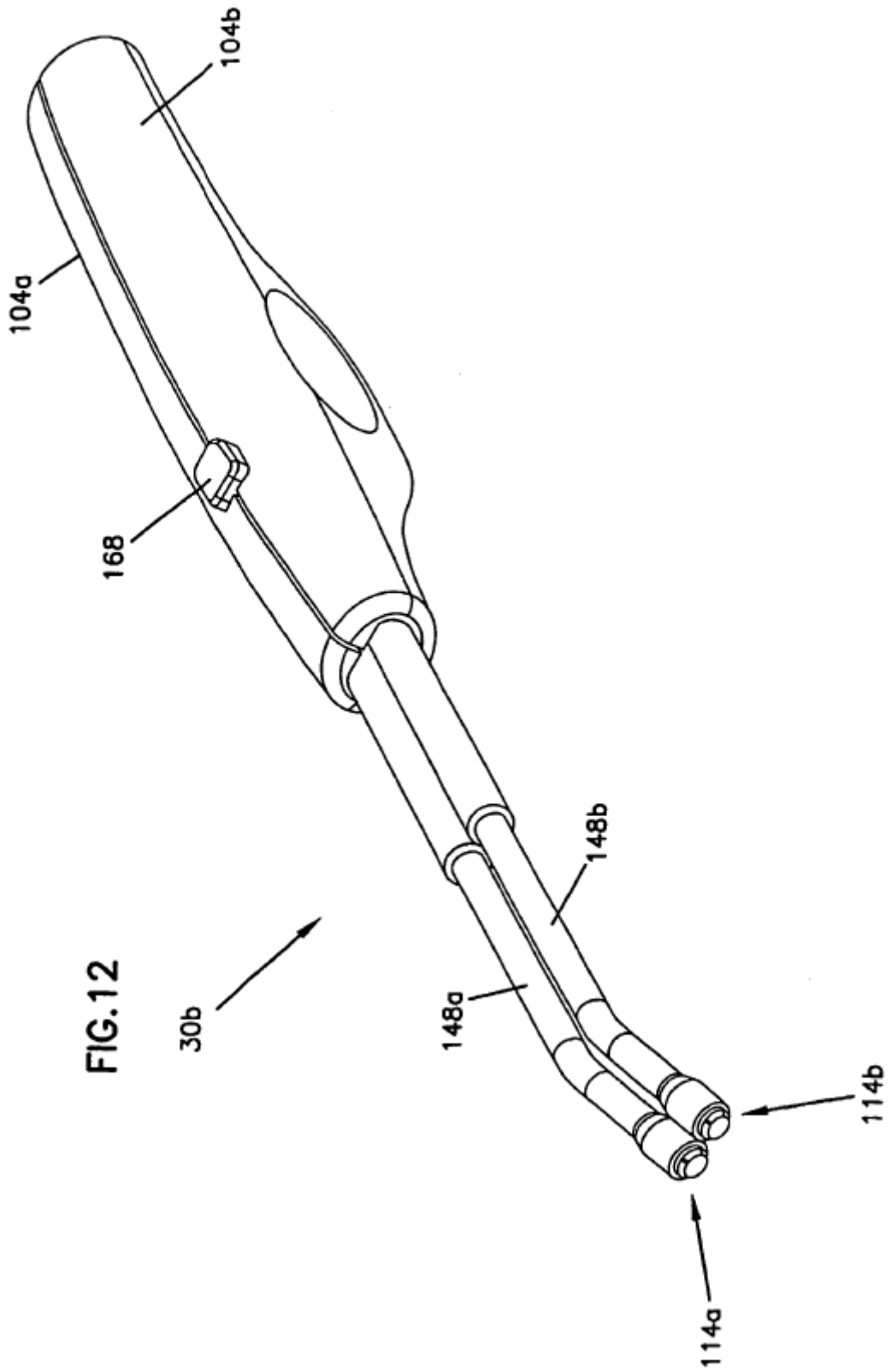


FIG. 11





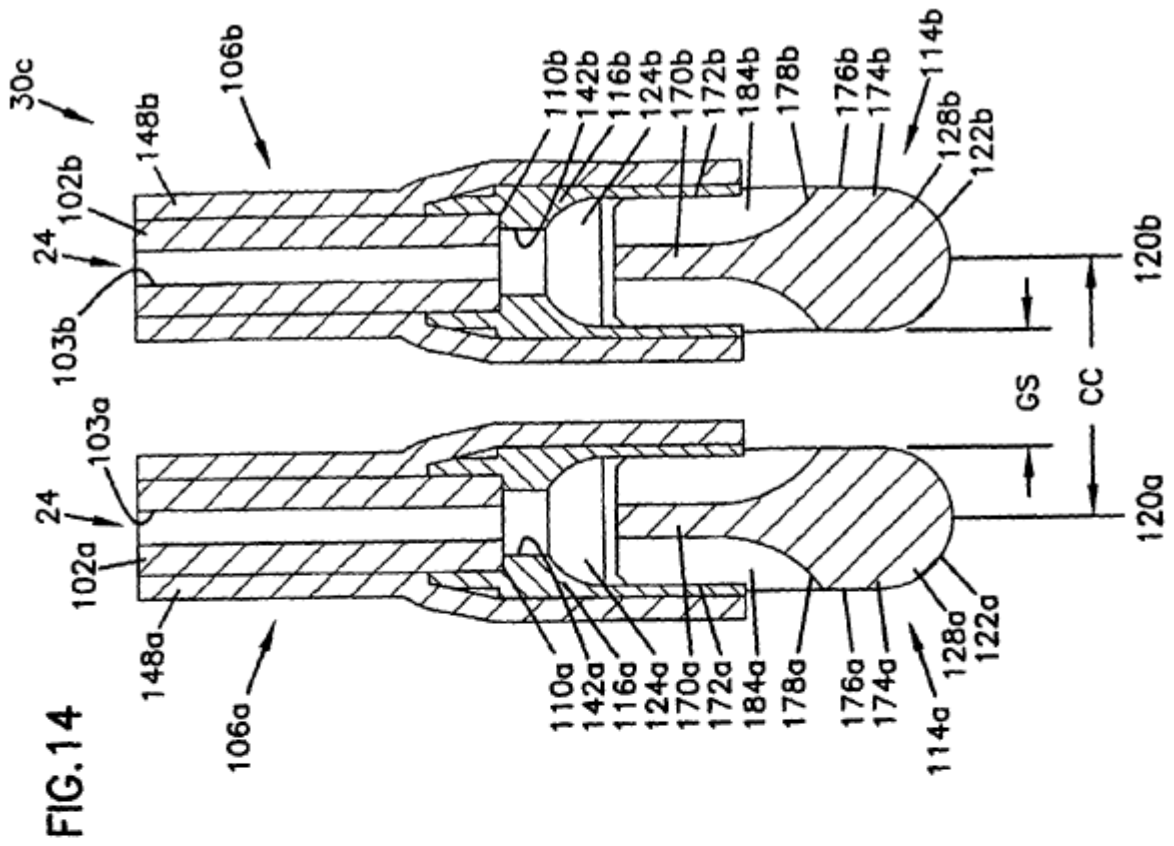


FIG. 14

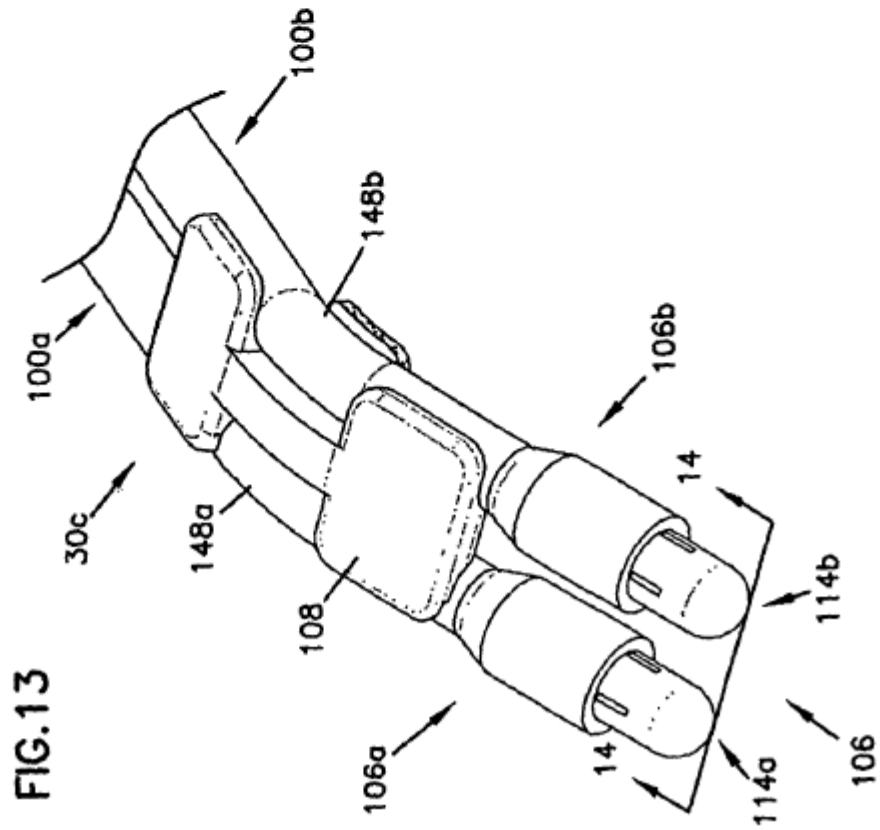


FIG. 13

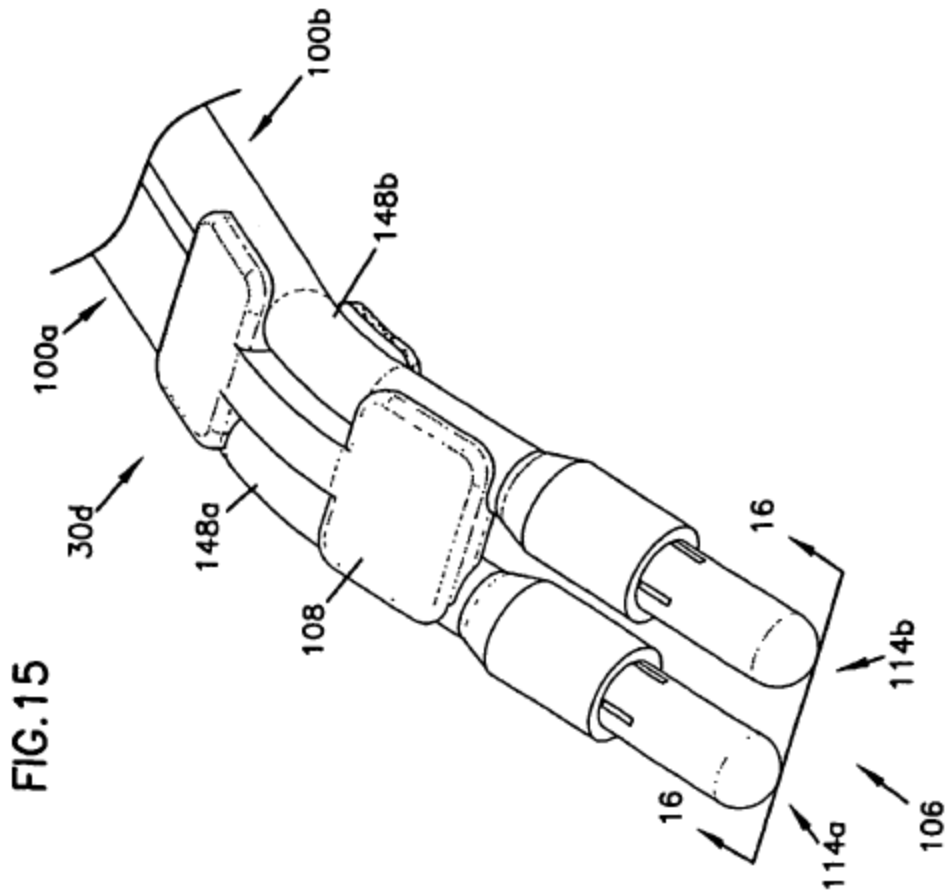
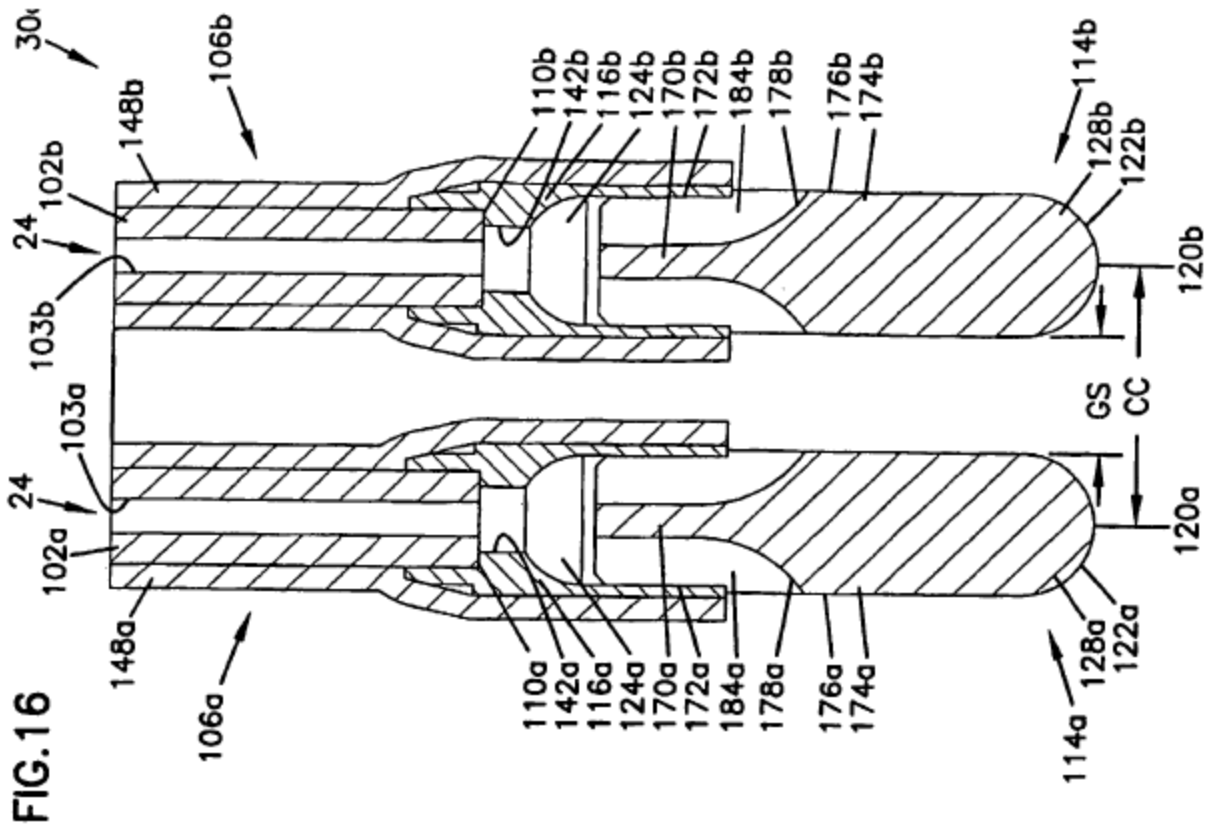


FIG.18

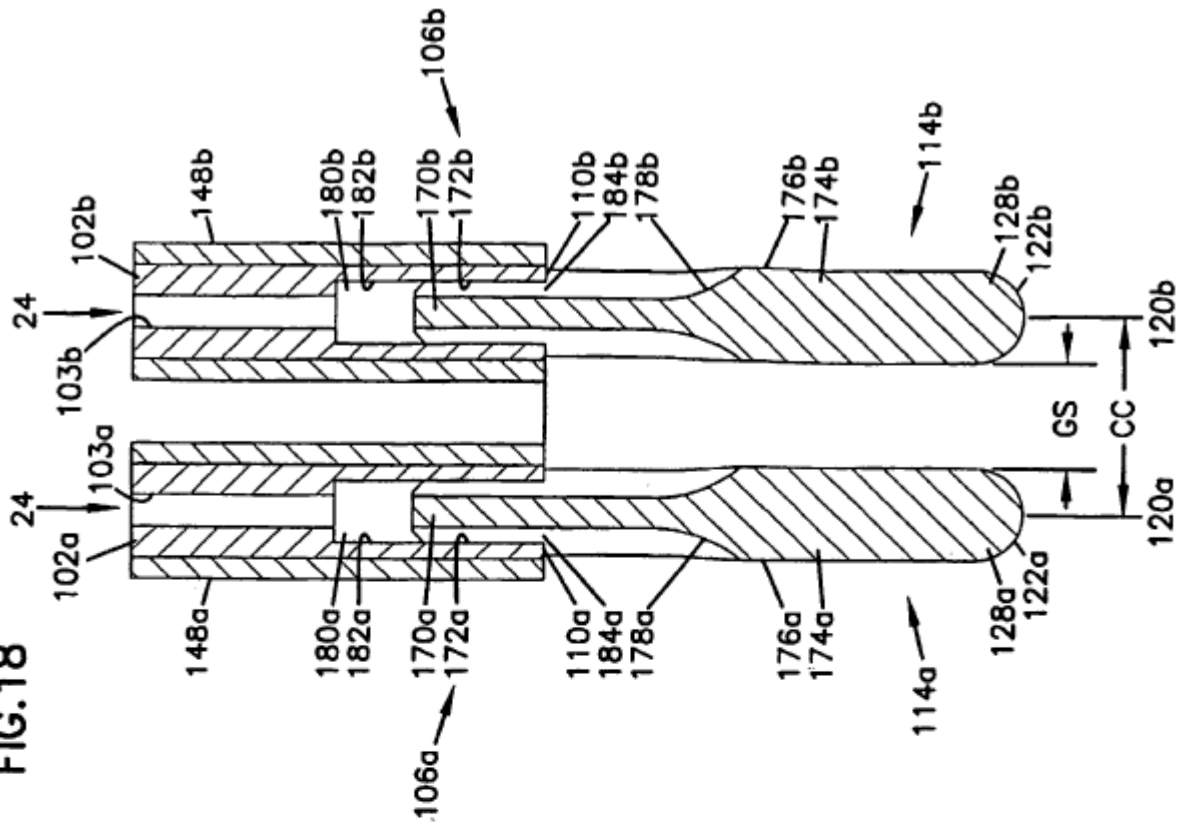
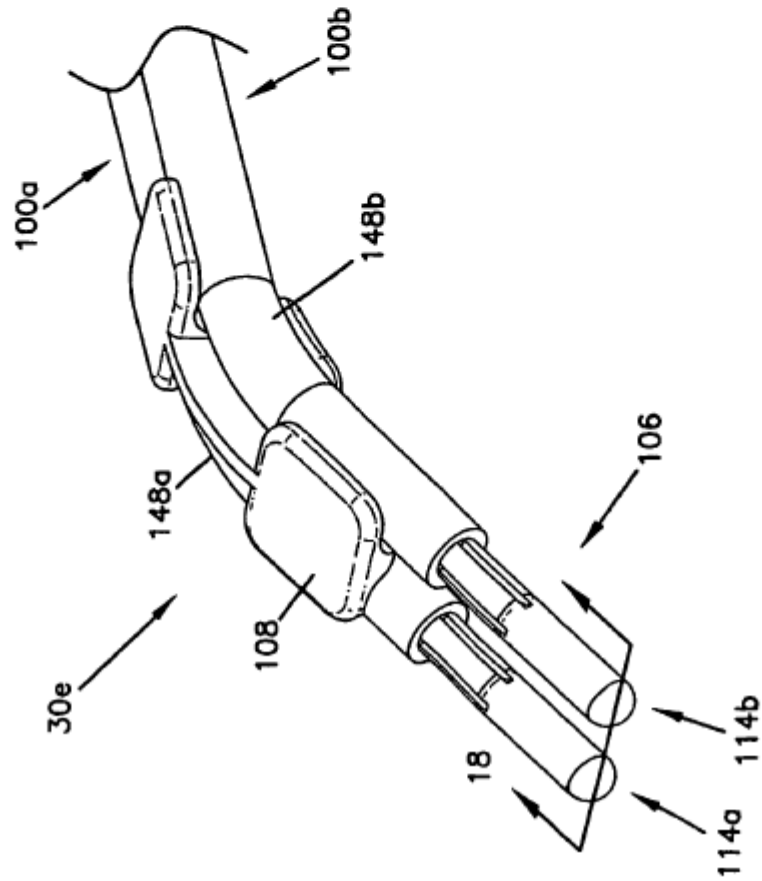


FIG.17



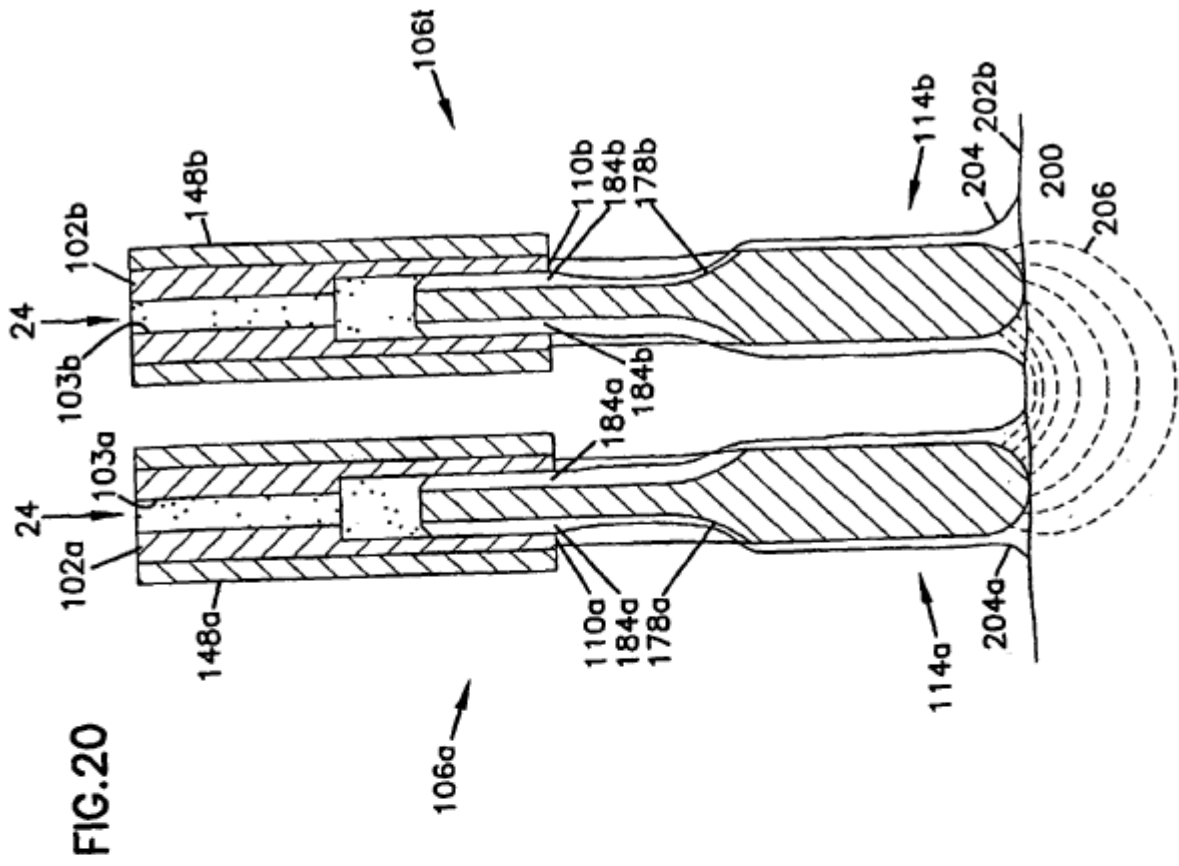


FIG. 20

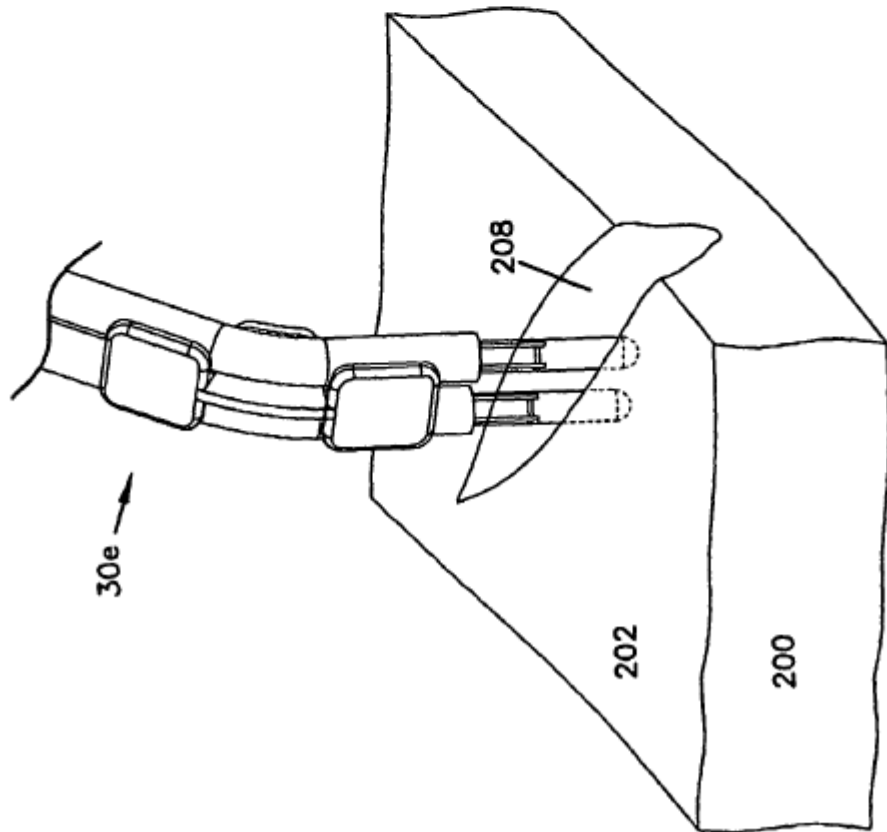
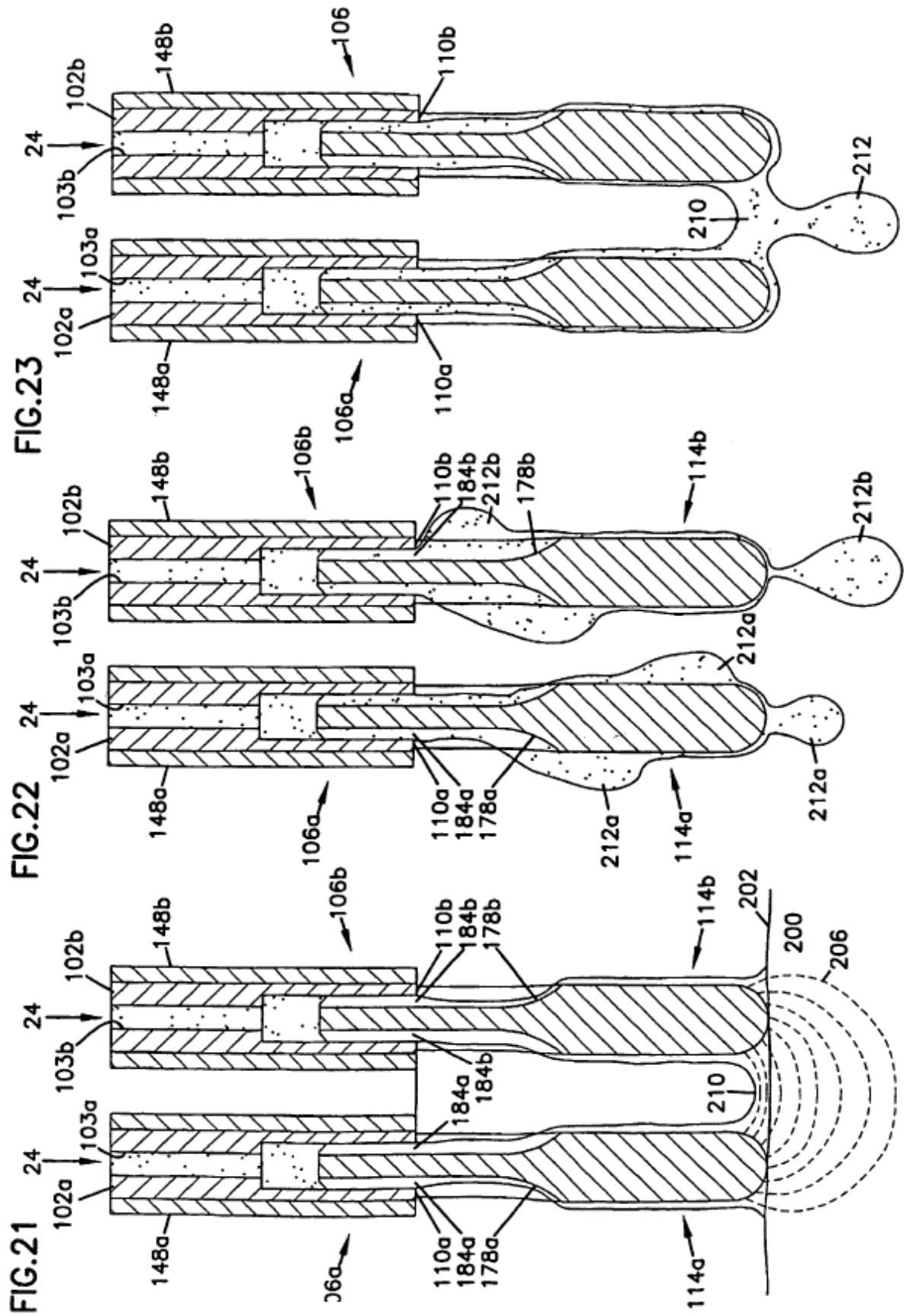


FIG. 19





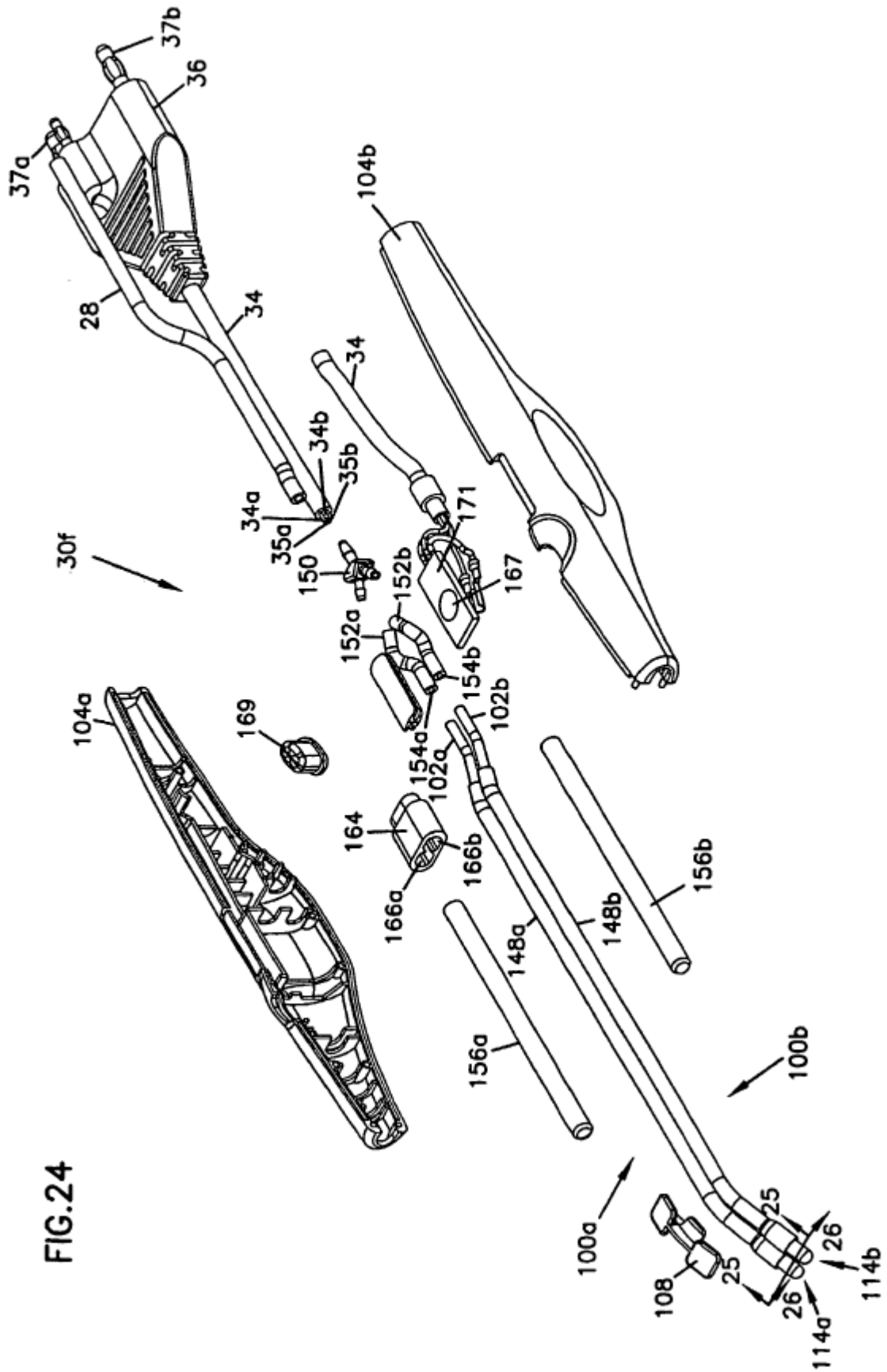


FIG. 24

FIG.25

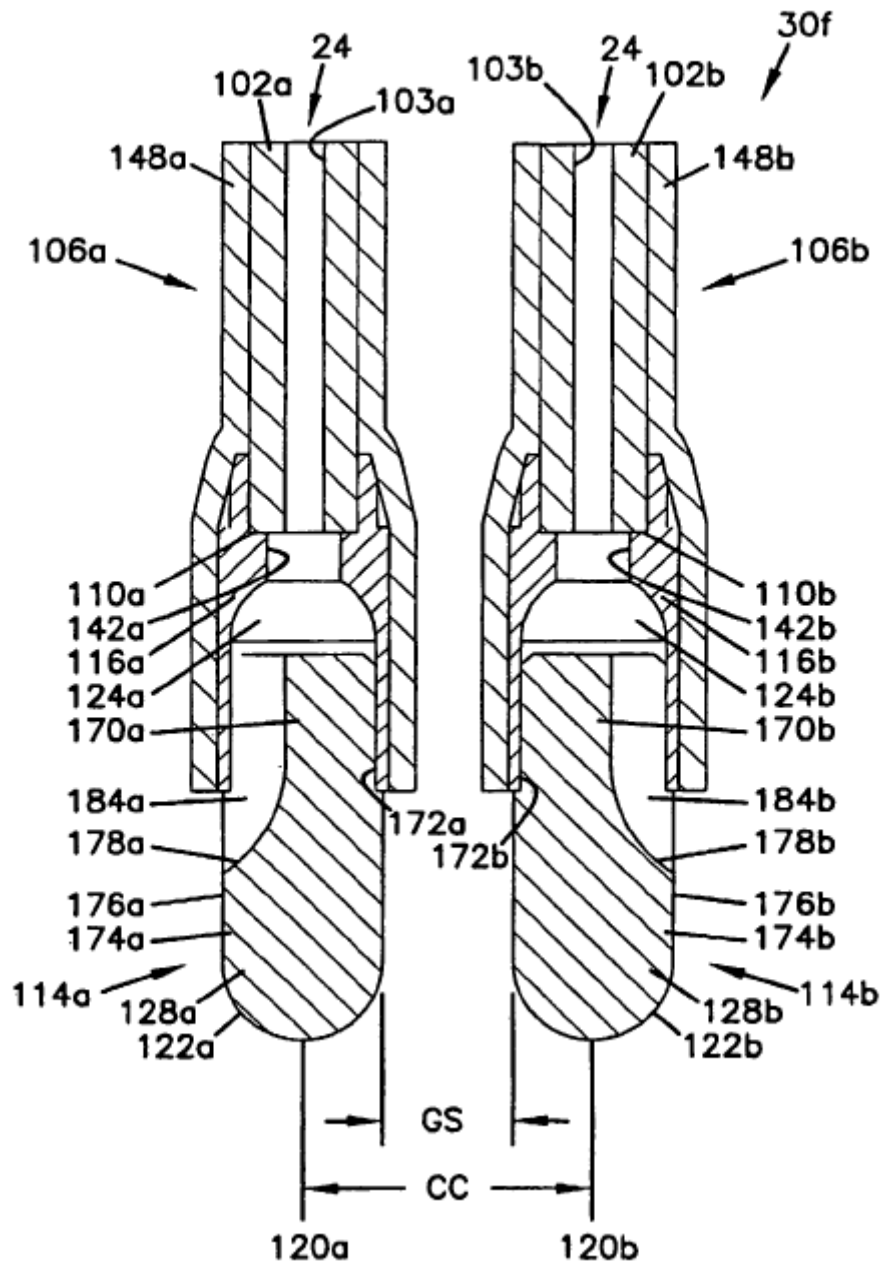


FIG.26

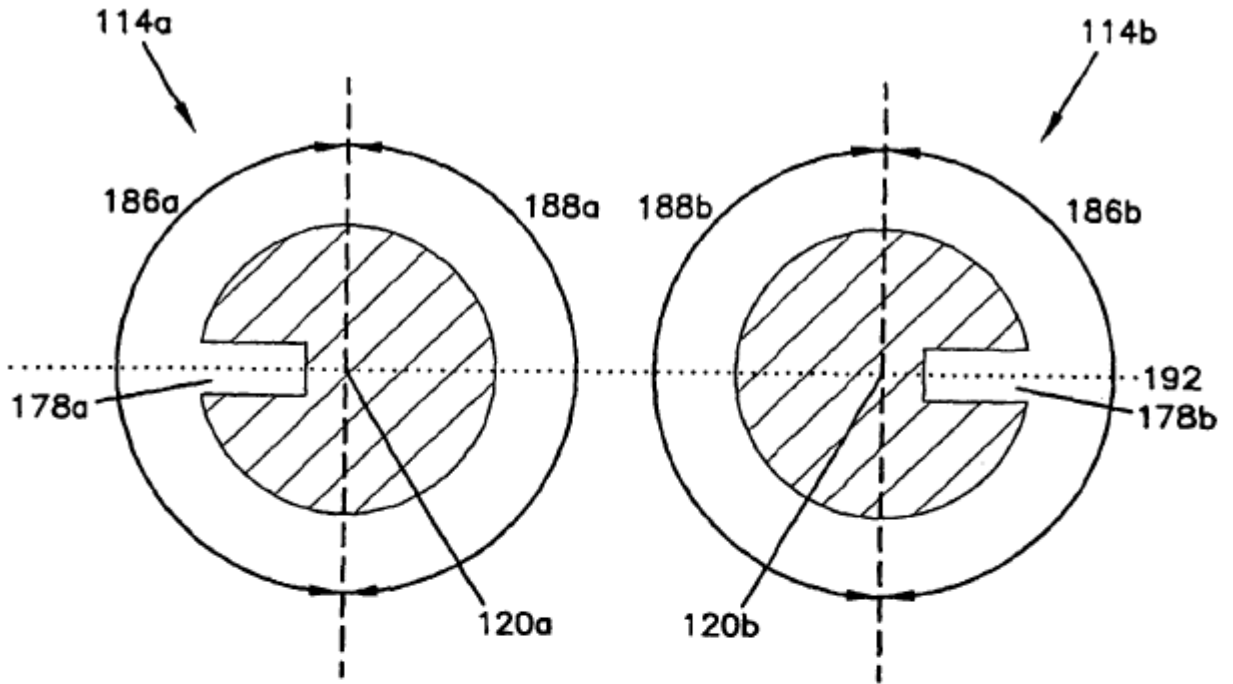


FIG.27

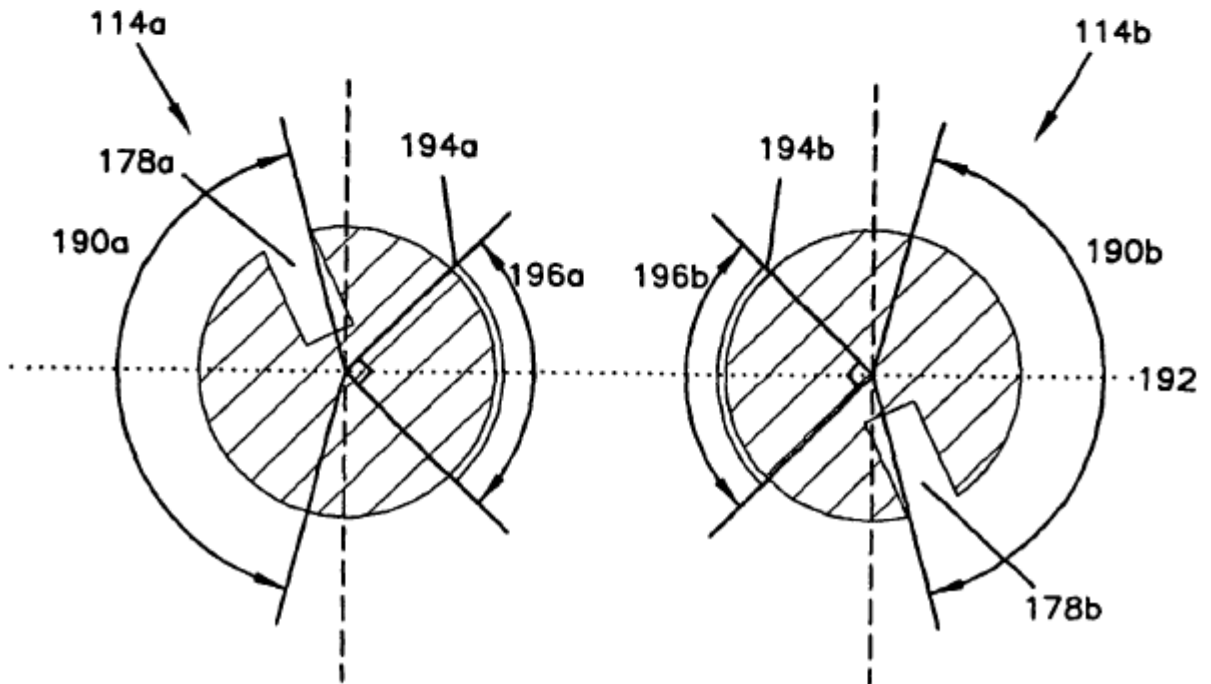


FIG.28

