

Bioestimulador muscular

Memoria

Volumen 2

Datos del proyecto

Número de volumen	Volumen 2.
Título	Bioestimulador muscular.
Documento	Memoria.
Cliente	Manuel Torres Portero, profesor del departamento de Diseño y Fabricación de la Universidad de Zaragoza.
Autor	José Emilio Miranda Baile, estudiante de Ingeniería Técnica Industrial, electrónica industrial en la Universidad de Zaragoza

Fecha y Firma:

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

INDICE:

1. Objeto.....	1
2. Alcance.....	2
3. Antecedentes.....	2
4. Normas y referencias.....	10
4.1. Disposiciones legales y normas aplicadas.....	10
4.2. Bibliografía.....	10
4.3. Lincografía.....	10
4.4. Programas de cálculo.....	11
5. Definiciones y abreviaturas.....	11
5.1. Definiciones.....	11
5.2. Abreviaturas.....	11
6. Requisitos de diseño.....	11
7. Análisis de soluciones.....	12
7.1. Esquema general de bloques.....	12
7.2. Bloque alimentación de la circuitería del sistema.....	13
7.3. Alimentación de la onda bifásica de salida.....	13
7.4. Generación de la onda de salida.....	14
7.5. Separación galvánica.....	15
7.6. Protecciones para la onda de salida.....	16
7.7. Visualización.....	18
7.8. Microcontrolador.....	19
7.9. Señales de funcionamiento.....	20
7.10. Conexión de la salida al paciente.....	20
8. Resultados finales.....	21
9. Planificación.....	22
9.1 Etapas.....	22
9.2 Planificación.....	23
10. Orden de prioridad entre los documentos básicos.....	23

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

1. OBJETO

Se pretende diseñar un bioestimulador muscular orientado a un uso específico para deportistas que quieran aumentar su masa muscular y tener una fuerza explosiva. También incorporará las opciones de trabajar la resistencia muscular y mejorar la circulación sanguínea, ayudando a una recuperación más rápida de lesiones musculares. Las acciones explosivas características del deporte son, entre otras, los saltos, las aceleraciones en carrera y los lanzamientos y golpes de móviles.

El instrumento dispondrá de las siguientes características:

- Alimentación por medio de la red.
- Salida fija para la electroestimulación: corrientes de impulsos bifásicos rectangulares de algunos miliamperios, con una frecuencia variable de 10, 50 ó 100 Hz.
- La salida deberá estar protegida contra sobrecorrientes
- Electrodos específicos para la finalidad del bioestimulador
- Temporizador para el tiempo de entrenamiento
- Indicador luminoso de encendido
- Indicador luminoso de funcionamiento incorrecto
- Indicador visual de la selección de los parámetros
- Diseño del equipo para asegurar la compatibilidad electromagnética
- Para el montaje se utilizará una caja plástica
- Características ambientales de funcionamiento

Rango de temperaturas entre 0ºC y 75ºC.

Rango de humedad relativa entre 5% y 85%.

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

2. ALCANCE

El ámbito de uso general de este instrumento será el de clínicas especializadas en medicina deportiva, en las que se requiera de un bioestimulador muscular para mejorar la condición física de los deportistas en condiciones normales de humedad y temperatura.

3. ANTECEDENTES

La electroestimulación es la generación de contracción muscular usando impulsos eléctricos. Los impulsos se generan en un dispositivo que se aplica con electrodos en la piel próxima a los músculos que se pretenden estimular. Los impulsos imitan el potencial de acción proveniente del sistema nervioso central, causando la contracción muscular. Los electrodos generalmente se adhieren a la piel.

La electroestimulación muscular (EEM) es una innovación tecnológica de gran ayuda en la mejora de la salud y de la estética corporal. En la actualidad es imprescindible para el aumento del rendimiento deportivo y para la recuperación funcional en caso de lesiones tanto en deportistas como en personas sedentarias.

Un breve repaso a las investigaciones publicadas nos muestra el uso, la eficacia y el “conocimiento” de la EEM desde la antigüedad hasta nuestra época:

“... Ya en el antiguo Egipto era conocida la existencia de una corriente natural, como lo demuestra el encuentro de un grabado de un pez eléctrico en una tumba datada del 2750 a. C. El primer protocolo de electroterapia se remonta al 46 a. C. Cuando Scribonius Largus escribe: Para todo tipo de gota se debe colocar un pez torpedo vivo bajo el pie del paciente...” GIANPAOLO BOSCHETTI, 2000

“Entre los métodos modernos de entrenamiento que disponen los deportistas, existe uno que surge de los países del Este a finales de los años 60, la electroestimulación muscular. Proporciona aumentos muy rápidos de fuerza muscular sin fatiga y con sesiones muy cortas” M. PORTMANN, 1976.

“Claramente la estimulación muscular inducida por electroestimulación debe ser comúnmente integrada en un preciso programa de prevención, o restablecimiento de la capacidad propioceptiva” M. VALDORA, 2.000.

“...Las nuevas tendencias del Fitness proponen programas de tonificación que utilizan conjuntamente la electroestimulación a largas caminatas, en la búsqueda del bienestar y de una forma física sin estrés...” G. D'URBANO, 1999.

La aplicación de determinados programas de EEM resulta muy eficaz en contracturas, dolor en cervicales y/o lumbares, codo de tenista, piernas pesadas, calambres,... Son programas anti-dolor (TENS), descontracturantes o que aumentan el

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

riesgo sanguíneo. Resultan sencillos de aplicar en casa, proporcionan resultados inmediatos y su uso continuado necesita supervisión médica.

Podemos evitar y solucionar problemas con la aplicación de nuevos conocimientos, las investigaciones así lo demuestran:

“Óptimos resultados se obtienen en la recuperación funcional postquirúrgica en pacientes operados con técnica artroscópica...es posible reforzar la musculatura con la EEM sin solicitar la articulación...” L. RICCHIUTI, 2000

“Las investigaciones demuestran la superioridad de la EEM en la recuperación funcional frente a cualquier otro método de trabajo activo” SPORT SCI, 1995

“En reeducación funcional, la EEM puede reemplazar el ejercicio voluntario. La EEM permite mejorar las cualidades de los músculos atrofiados y también de los músculos sanos. Para el/la deportista, la EEM representa una técnica complementaria de entrenamiento muscular particularmente eficaz” K. HAINAUT and J. DUCHATEAU, 1992

Los aumentos del rendimiento deportivo alcanzados con la EEM son sorprendentes, ello hace que su uso sea cada vez más extendido en el deporte. Los estudios realizados y publicados con deportistas van desde anécdotas realizadas con un solo deportista hasta investigaciones con grupos de control:

“Un jugador de voleibol de nivel medio siguió un entrenamiento por electroestimulación de 8 semanas en la universidad de Quebec en Montreal, obtuvo una ganancia de impulso vertical de 13 cm como consecuencia de la estimulación de las pantorrillas y los cuádriceps...En el mismo periodo el saltador de altura Ferragne (2,26 m) ganó un 34, 2% de fuerza en la pierna libre y un 28,8% en la de impulso...Un culturista 5º en los campeonatos del mundo realizó 9 sesiones de entrenamiento con EEM en bíceps braquial en 2 semanas, obtuvo un aumento de 2 cm en el brazo izquierdo y 2,5 en el derecho... 8 saltadores de altura en 3 semanas de entrenamiento con EEM a razón de 3 sesiones de 10 minutos, obtuvieron una ganancia del perímetro del muslo (de la pierna de apoyo) de 2 a 5 cm.” PORTMANN citado por COMETTI, 2000

“20 estudiantes de educación física se dividieron en dos grupos, uno entreno voluntariamente el cuádriceps (trabajo al 70% de la fuerza máxima) y otro únicamente EEM. El estudio duró 5 semanas, 3 sesiones por semana de unos 10 minutos de entrenamiento. Se estudiaron previa y posteriormente el índice de explosividad y la medición, por escáner, de la masa muscular. Los resultados dieron una mejora claramente superior de la fuerza explosiva y de la hipertrofia en los estudiantes que habían entrenado con EEM” J.TUROSTOWSKI y otros, 1999

“20 Jugadores de baloncesto de muy buen nivel siguen un entrenamiento voluntario idéntico de 5 sesiones a la semana. La mitad se les aplica, además, EEM en los cuádriceps. Los jugadores que han seguido el protocolo de EEM han progresado en fuerza de cuádriceps y en salto vertical (14%) mientras que los otros jugadores no han

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

aumentado ni la fuerza ni el salto. Cuatro semanas después del programa de EEM, las mejoras de fuerza y salto se mantienen con sólo el entrenamiento voluntario" A. NICOLA et al, 1998

"24 estudiantes se dividieron en dos grupos de 8 mujeres y 4 hombres. Un grupo no hizo ningún entrenamiento y el otro exclusivamente EEM en cuádriceps. El grupo de EEM mejoró significativamente la fuerza de sus cuádriceps, las personas que más intensidades altas toleraron obtuvieron más ganancias y el aumento fue proporcionalmente idéntico en ambos sexos" D. M. SELKOWITZ, 1996

"12 estudiantes de educación física se dividen en dos grupos, 6 en grupo control y 6 entrenando con EEM sus gemelos. El grupo de EEM mejora significativamente la fuerza de sus gemelos en fuerza concéntrica (medida a diferentes velocidades de movimiento) y en fuerza isométrica." L. MARTÍN et al, 1993

"14 nadadores de competición se dividen en dos grupos. Efectúan el mismo entrenamiento voluntario de natación y uno se le añade la EEM en los músculos dorsales. En los nadadores que entrenaron con EEM hay una mejora significativa de la fuerza en estos músculos, mejoran sus records en 25 m con piernas atadas y en 50 m libres. " F. PICHON et al, 1995

¿MÁGIA O TECNOLOGÍA?

Un aparato de dimensiones relativamente pequeñas que proporciona:

- Mayor y más rápido aumento del tono muscular localizado que otro sistema de entrenamiento (glúteos, abdominales, muslos,...)
- Mayor volumen muscular que con el entrenamiento con sobrecargas
- Más aumento de fuerza explosiva que el entrenamiento voluntario
- Excelente masaje y perfecta recuperación en lesiones (piernas pesadas, contracturas,...)
- Regeneración y oxigenación de tejidos aumentada por cinco
- Aumento de la resistencia local por transformación de fibras intermedias en lentas
- Disminución de lesiones y de fatiga en deportistas
- Ganancia de tiempo para dedicarlo a la técnica

Todo resultaría difícil de creer si no estuviera avalado por la publicación de las investigaciones (muchas de ellas citadas en este proyecto) realizadas gracias a los progresos en electrónica y la llegada de los microprocesadores. Es la parte seria de la

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

electroestimulación, la que nunca afirma que transforma la grasa en músculo como dice la publicidad de algunos gadgets que se hallan en el mercado.

Contrariamente a lo que muchas personas han creído desde hace tiempo y a lo que todavía algunos enseñan en electroterapia, no existe una corriente mágica. La electricidad no tiene virtudes particulares capaces de mejorar el estado de los tejidos vivos y del músculo en particular. La electricidad provoca el fenómeno natural de la excitación del nervio a lo que las fibras musculares responden con una unidad de trabajo, una sacudida (que sumada a otras, a una cierta frecuencia, provocará una contracción). La EEM es pues un medio de imponer a las fibras musculares un trabajo, y éstas progresan gracias al trabajo que realizan.

Únicamente haciendo trabajar un máximo número de fibras se logran resultados, si sólo trabajan las fibras de la superficie, los resultados serán superficiales. Hacer trabajar el máximo número de fibras es la principal finalidad de la EEM. Para ello hacen falta aparatos potentes, capaces de aumentar la intensidad y reclutar el mayor número de fibras. Para aumentar la intensidad con seguridad y confort es precisa una tecnología avanzada, cosa que no todos los electroestimuladores lo consiguen.

Actualmente gracias a los componentes electrónicos modernos y de alta calidad se logra lo que se llama el impulso óptimo, que proporciona eficacia y seguridad. Pocos especialistas del entrenamiento o de la musculación lo saben. Es posible en ciertas condiciones de estimulación obtener resultados de contracción cercanos a la máxima fuerza voluntaria e incluso sobrepasarla.

¿Cómo actúa la EEM?

La electricidad está en nuestro cuerpo, es utilizada para transmitir las órdenes del sistema nervioso. Para entender la acción de la EEM debemos compararla a la acción muscular voluntaria. En una acción voluntaria el sistema nervioso central envía un mensaje en forma de estímulo eléctrico hasta la placa motora que se halla en el músculo y éste se contrae. La EEM envía el estímulo directamente a la placa motora y logra el mismo resultado: la contracción de las fibras.

Algunos estudios recientes (LIEBER, 1996) demuestran que a una cantidad y naturaleza de trabajo idénticas, sea hecho en voluntario o por EEM, el resultado para el músculo es el mismo.

La EEM permite hacer trabajar selectivamente el tipo de fibras musculares. El parámetro que permite seleccionar el tipo de fibras a reclutar es la frecuencia del estímulo, se mide en Hercios "Hz". La frecuencia representa el número de impulsos por segundo. En función de la frecuencia (en Hz) aplicada, se obtienen resultados distintos.

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

Efectos de las diferentes frecuencias:

1 a 3 Hz - Tiene un efecto descontracturante y relajante, es ideal para contracturas musculares. Algunos electroestimuladores lo denominan programa descontracturante. Provoca un efecto descontracturante en los grupos musculares aplicados. La utilización médica de la EEM para disminuir el tono muscular existe desde hace años. Este efecto descontracturante se mantiene varias horas después de la sesión de electroestimulación y permite un mejor control de los movimientos efectuados. Está indicada su aplicación en molestias o dolores musculares ocasionados por contracturas. Se puede utilizar en cualquier momento y si el dolor es importante o persistente, se recomienda consultar a un médico.

4 a 7 Hz - Aumenta la segregación de endorfinas y encefalinas, logrando una disminución del dolor y la ansiedad. En los electroestimuladores se suele encontrar como programa de relajación o recuperación activa. Logra un efecto endorfínico máximo (5 Hz) provocando una anestesia local natural, una disminución del dolor (efecto antálgico) así como una relajación general de la musculatura y una disminución de la ansiedad. Facilita el sueño. A 7 Hz se consigue un aumento del flujo sanguíneo y una hiperoxigenación. Su aplicación es idónea para evitar calambres, reoxigenar tejidos, acelerar el retorno venoso, eliminar edemas y los metabolitos acumulados.

8 a 10 Hz - El aumento del flujo sanguíneo es máximo, se multiplica por cinco. Los electroestimuladores suelen tenerlo con el nombre de capilarización. Crea nuevos capilares, permite una restauración de los tejidos y un verdadero drenaje venoso y parece ser que linfático. Al aumentar los capilares evita tener contracturas musculares. Es particularmente eficaz para el cansancio localizado y en la disminución del lactato. Este aumento del riego sanguíneo facilita la restauración de tejidos y, bajo consejo médico o fisioterapéutico, es de gran ayuda en problemas articulares.

10 a 33 Hz - Recluta las fibras ST, lentas, (tipo I) y aumenta la resistencia de las mismas. Los electroestimuladores tienen este programa con el nombre de resistencia aeróbica o firmeza muscular. "Las investigaciones demuestran la transformación de fibras FTa, rápidas, (tipo IIa) en ST, lentas, (tipo I) con lo que aumenta el VO2 localizado" L. W. STEPHENSON y otros 1987 Es idónea para el aumento del tono muscular y en la mejora de la resistencia muscular localizada. Su aplicación para la mejora estética (abdominales o glúteos) conjuntamente con un entrenamiento que gaste calorías, cardiovascular (correr, bicicleta...) permite aunar esfuerzos y aumentar el tono a la vez que se utiliza la grasa como mecanismo de energía.

33 a 50 Hz – Solicita fibras intermedias, concretamente las IIa. Logra el mayor aumento de resistencia a la fatiga, es ideal para deportes de resistencia. En los electroestimuladores se encuentran estos programas con el nombre de resistencia aeróbica o firmeza muscular a niveles altos. Proporciona un mayor aumento del tono muscular sin desarrollar la musculatura. La sensación de potencia de contracción en grupos musculares determinados (glúteos, aductores, abdominales,...) es inalcanzable con ejercicios voluntarios.

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

50 a 75 Hz – Se estimulan preferentemente las fibras intermedias tipo IIb, proporciona un aumento de la fuerza y de la resistencia localizada. En los electroestimuladores hallamos los términos “body building” o fuerza-resistencia. “Los estudios que comparan la EEM con el entrenamiento voluntario muestran un mayor aumento de la fuerza, de la potencia y de la muscular en la EEM y todo ello sin sobrecargar las articulaciones” G. COMETTI, J. TUROSTOWSKI, M. CORDANO, 1999. La hipertrofia es máxima a 70-75Hz y los resultados se pueden comprobar en pocas semanas, las investigaciones así lo demuestran. Combinar el entrenamiento voluntario en sala de Fitness con la EEM en la misma sesión, proporciona un eficaz aumento de volumen muscular y preserva las articulaciones. La EEM posibilita aumentar determinadas zonas musculares difíciles de localizar con entrenamiento voluntario. “La EEM selectiva del pectoral alto es indicada en todos los casos en los que es necesario estabilizar la clavícula como la subluxación acromio-clavicular. En estas circunstancias la EEM tiene una ventaja con respecto a los ejercicios voluntarios...Un buen campo eléctrico permite un aislamiento igual o mejor que el que se obtiene con ejercicios convencionales” A. LANZANI, 2000

75 a 120 Hz – Consigue una supratetanización de las fibras FT, rápidas, (tipo IIm). Las mejoras en fuerza y explosividad son mayores que las conseguidas con esfuerzos voluntarios y todo ello sin lesionar. Algunos electroestimuladores tienen programas con el nombre de fuerza y fuerza explosiva. En determinados deportes como el esquí alpino, el concepto de entrenamiento es reemplazar parte de la musculación clásica por la EEM. Esta tendencia es seguida por otros deportes. Es así como en Italia, los equipos de voleibol disminuyen los entrenamientos muy traumáticos de pliometría o musculación con cargas pesadas en provecho de la EEM. Las lesiones han disminuido y los equipos italianos alinean jugadores con 110 cm de salto vertical. El fútbol es otro deporte que se beneficia de las ventajas de entrenar con la EEM para proteger los ya castigados cartílagos articulares.

Los electroestimuladores más avanzados tienen pues ya programados los赫cios para facilitar el uso y en función de la frecuencia, poseen una terminología apropiada para la mejora del rendimiento deportivo (fuerza explosiva, fuerza, fuerza-resistencia,...), la búsqueda de una mejora estética (firmeza muscular), la recuperación funcional y la mejora de la calidad de vida (recuperación activa, capilarización, relajación,...)

En resumen, el bioestimulador que se va a fabricar con este proyecto tendrá la opción de elegir al paciente entre 3 frecuencias distintas (10, 50 y 100 Hz) para poder realizar las máximas aplicaciones físicas posibles y ser de fácil implementación a la hora de programar el software.

Ahora se incluye un esquema (fig. 1) en el que aparecen marcados todos los tipos de fibras musculares para ver su localización:

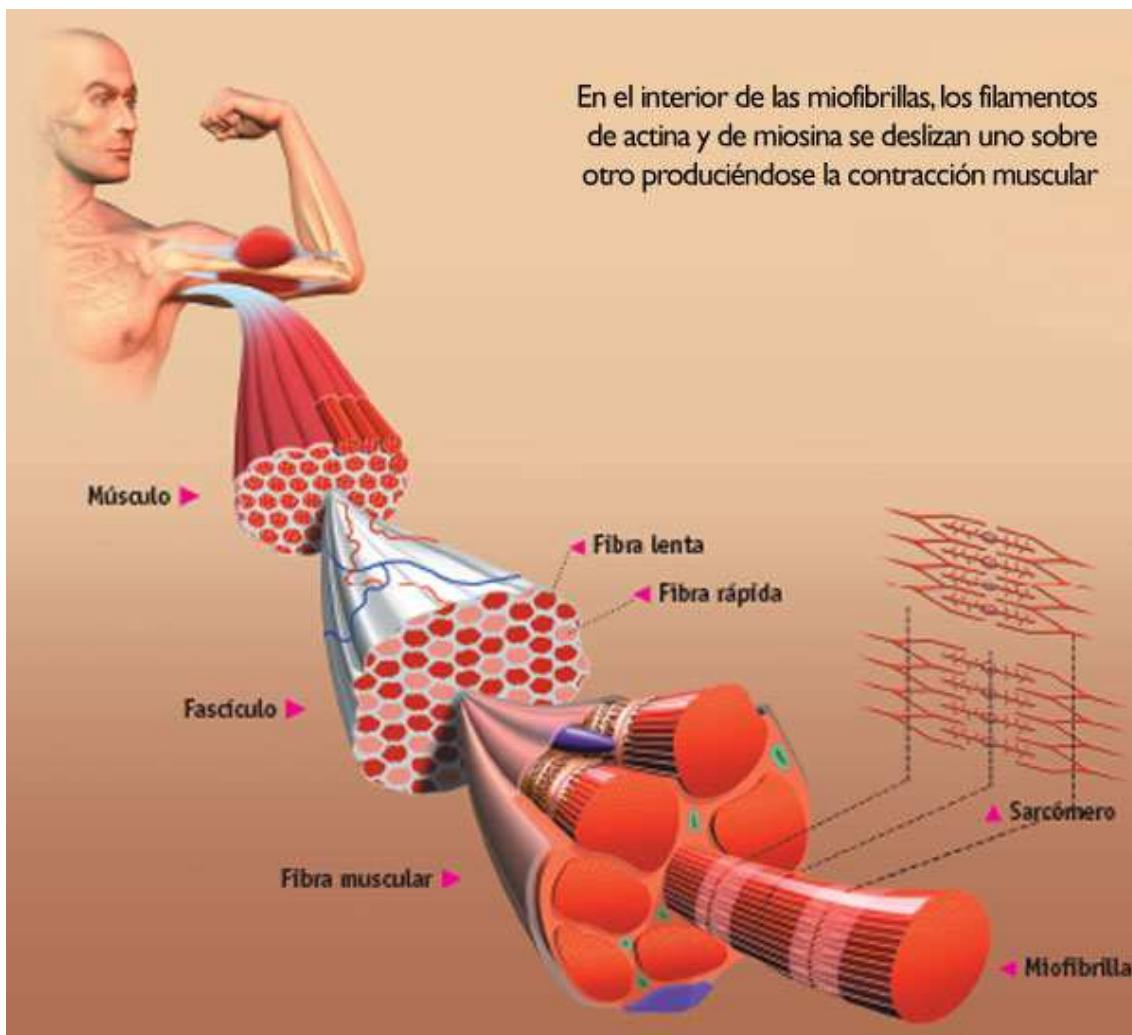


Fig. 1

Eficacia de la Electroestimulación:

La eficacia de la EEM está en relación con la intensidad aplicada, a mayor intensidad más número de motoneuronas activadas. La intensidad se mide en mA (miliamperios) y se aumenta manualmente en el electroestimulador. La intensidad, la cantidad de electricidad, tiene mucha importancia en la búsqueda de una mejora de la fuerza y de la resistencia. La recomendación es amplia con un inicio en 28 mA hasta 120 mA o la máxima soportable.

El tipo de impulso es de crucial importancia para confortabilidad y eficacia. Pocos electroestimuladores tienen una onda completamente bifásica y rectangular. Las investigaciones demuestran la efectividad de este tipo de impulsos. Se pueden adquirir electroestimuladores que dicen tener estas características y están muy lejos



de cumplirlas. Conviene saber escoger o comprobar estudios con osciloscopios que nos dan el tipo de onda que emite el electroestimulador.

El pulso que genera este bioestimulador posee las características anteriormente citadas y la forma de onda a la salida será del tipo (fig. 2):

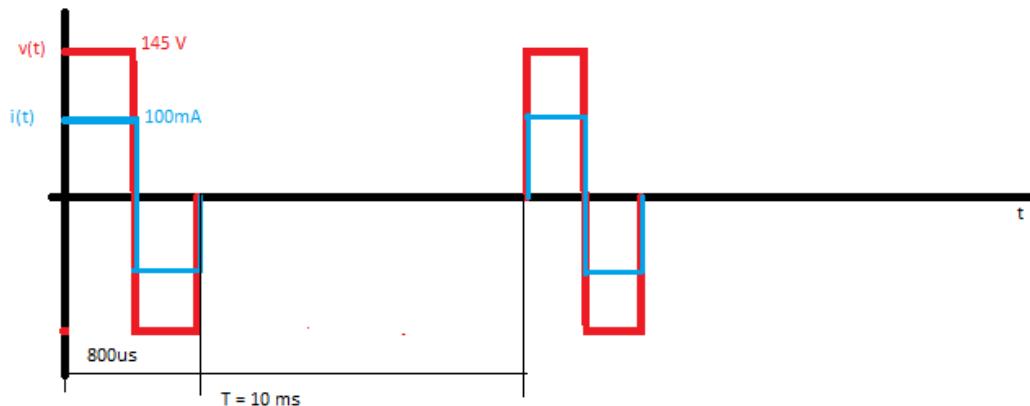


Fig. 2

El aparato permitirá escoger una anchura de pulso determinada, así como la frecuencia y el tiempo de descanso entre dos contracciones.

Para que el funcionamiento del bioestimulador sea el más adecuado posible, los valores de intensidad (REOBASE) y duración del impulso (CRONAXIA) están estrechamente ligados por medio de la curva (fig. 3):

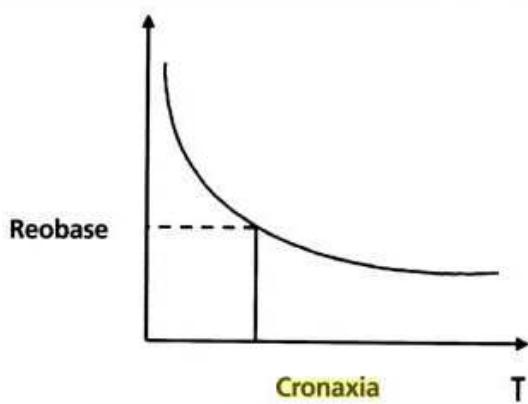


Fig. 3

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

A la hora de seleccionar la cronaxia del aparato debemos conocer con anterioridad la zona del cuerpo que va a ser tratada ya que varía según la proximidad o lejanía con respecto al cerebro. En grandes rasgos se puede representar seis zonas en el cuerpo humano con sus respectivos valores de cronaxia:

PIERNA	400 us
MUSLO	400 us
ABDOMEN	300 us
TORAX	200 us
BRAZO	100 us
ANTEBRAZO	200 us

4. NORMAS Y REFERENCIAS DIVERSAS

4.1 DISPOSICIONES LEGALES Y NORMAS APLICADAS

La norma **ISO 13485**, especifica los requisitos que ha de tener un aparato médico que vaya conectado a la red eléctrica.

4.2 BIBLIOGRAFÍA

Los libros y documentación escrita que han sido utilizados son los siguientes:

- La electroestimulación, entrenamiento y periodización. Manuel Pombo Fernández
- Apuntes microprocesadores. Bonifacio Martín y Antonio Bono (2012)
- Apuntes electrónica analógica. Vicente Fernández Escartín (2011)
- Apuntes electrónica de potencia. Francisco José Pérez Cebolla (2012)

4.3 LINKOGRAFÍA

Las páginas de internet que han sido consultadas son las siguientes:

- Unicrom: <http://www.unicrom.com>
- Digikey: <http://www.digikey.com>
- Freescale: <http://www.freescale.com>

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

- Microchip: <http://www.microchip.com>
- Wikipedia: <http://www.wikipedia.com>
- Efisioterapia.net: <http://www.efisioterapia.net>

4.4 PROGRAMAS DE CÁLCULO

Los programas de cálculo utilizados para calcular los parámetros de los componentes utilizados en el proyecto, como los valores de las resistencias, los condensadores y cualquier otro tipo de elemento se han llevado a cabo a través de Protel DXP 2004, LTspice, Solid Edge ST5 y CodeWarrior v5.1.

5. DEFINICIONES Y ABREVIATURAS

5.1 DEFINICIONES

Contracción muscular: es el proceso fisiológico en el que los músculos desarrollan tensión y se acortan o estiran (o bien pueden permanecer de la misma longitud) por razón de un previo estímulo de extensión. Estas contracciones producen la fuerza motora de casi todos los músculos superiores, por ejemplo, para desplazar el contenido de la cavidad a la que recubren (músculo liso) o mueven el organismo a través del medio o para mover otros objetos

Potencial de acción: o también llamado impulso eléctrico, es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular modificando su distribución de carga eléctrica. Los potenciales de acción se utilizan en el cuerpo para llevar información entre unos tejidos y otros, lo que hace que sean una característica microscópica esencial para la vida de los animales. Pueden generarse por diversos tipos de células corporales, pero las más activas en su uso son las células del sistema nervioso para enviar mensajes entre células nerviosas (sinapsis) o desde células nerviosas a otros tejidos corporales, como el músculo o las glándulas.

Reobase: Se denomina reobase a la mínima intensidad (generalmente expresada en miliamperios) capaz de producir un potencial de acción.

Cronaxia: tiempo necesario para que una intensidad doble de la reobase produzca efecto.

6. REQUISITOS DE DISEÑO

Estos requisitos están detallados en el capítulo " Documentación de partida" del volumen correspondiente al documento básico "Anexos".



7. ANÁLISIS DE SOLUCIONES

A la hora de decidirnos por nuestra solución, los aspectos que condicionaron nuestra decisión fueron los siguientes:

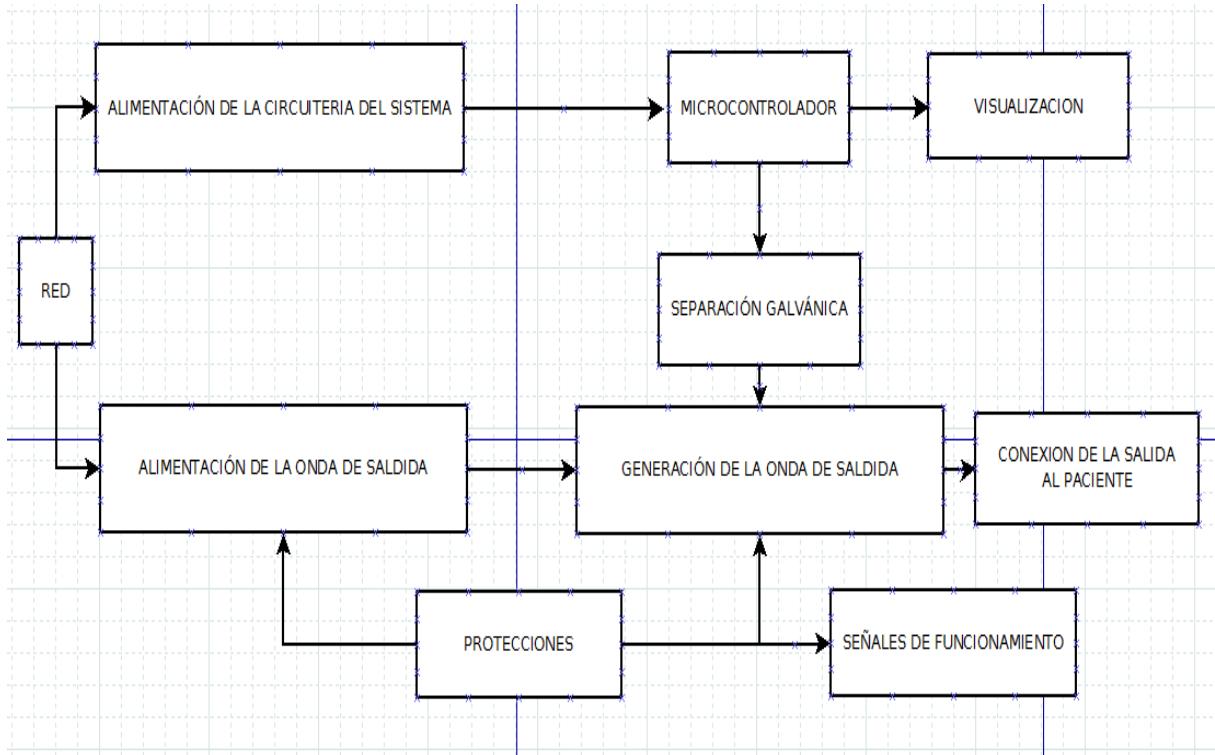
Economía: Así a la hora de elegir tanto componentes como la estructura intentamos elegir una solución que no solo sea eficaz, sino también eficiente. Por ejemplo utilizamos una PCB de doble cara, pues en ella podemos concentrar todos los componentes, lo cual resulta más económico.

Sencillez en la utilización y el manejo del sistema: De este modo pretendemos que el cliente pueda manejar el aparato de la manera más intuitiva posible, por ejemplo: indicando claramente el lugar de conexión de los electrodos, así como un claro funcionamiento de los diferentes botones y reguladores del sistema.

Tamaño: Procuraremos crear un sistema lo más pequeño posible, siempre garantizando un interfaz del agrado del usuario, es decir, que no por ello implementaremos por ejemplo una pantalla muy reducida que reste claridad a nuestro sistema.

Facilidad en las tareas de mantenimiento: Procuraremos que dichas tareas sean lo más sencillas posibles, para que así en caso de fallo del bioestimulador, el problema pueda ser solucionado lo antes posible y que así el cliente quede completamente satisfecho.

7.1 ESQUEMA GENERAL DE BLOQUES





7.2 BLOQUE DE ALIMENTACIÓN DE LA CIRCUITERÍA DEL SISTEMA:

Entre las diferentes opciones de alimentación del sistema como son la alimentación por baterías o desde la red, habrá que buscar cual se adapta mejor a nuestras necesidades. El aparato va a funcionar en lugares cerrados provistos de red eléctrica por lo que es mas barato y sencillo realizar una alimentación a través de la red ya que además las baterías tenderán a gastarse de forma rápida ya que los consumos son algo elevados.

Con respecto a la alimentación de la circuitería el primer circuito planteado fue una típica fuente de tensión creada por un diodo zener y un transistor que suministrase la corriente a partir de la transformación de la red, rectificación de ésta y el posterior filtrado. Con esta posible solución se vio que la regulación de la tensión no es del todo precisa y a la hora de proteger frente a posibles fallos de la red habría que implementar circuitería extra que realizase todas esas funciones lo que supondría un aumento excesivo del coste del proyecto.

Por todo lo dicho anteriormente se recurre a la utilización de reguladores lineales integrados, de la series 78MXX y 79MXX, que ya llevan incorporadas las protecciones frente a subidas de tensión, cortocircuitos y aumentos de temperatura, lo que hace que la implementación de la alimentación (fig. 4) de los circuitos a través de estos reguladores sea mucho más sencilla y económica que la opción anterior.

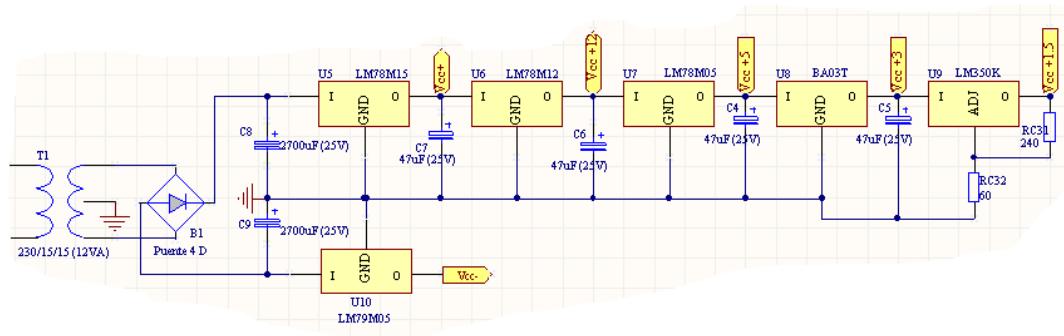


Fig. 4

7.3 BLOQUE ALIMENTACIÓN DE LA ONDA DE LA SALIDA:

Para la fabricación del bioestimulador muscular existen diferentes opciones de realización del circuito para obtener al final la onda necesaria para la excitación correcta de los músculos. La onda que se pretende que tenga el sistema es una onda rectangular bifásica.

La primera solución encontrada a la hora de crear una onda bifásica sería la de generar una tensión tanto positiva como negativa, y esta estar controlada por medio del micro para que genere la onda bifásica necesaria. Esta opción planteada encarece mucho el proyecto ya que son necesarias dos fuentes de tensión para ambos niveles, positivo y negativo, así como una compleja circuitería para la activación o no de la rama.



Otra opción planteada fue una vez encontrado el problema de la utilización de dos fuentes de tensión que encarecen el producto, se busca una solución más óptima para la creación de esa onda. Con un regulador variable se obtiene una tensión máxima de unos 30 V que será llevada al puente en H. En la salida del puente irá conectado un transformador que aumente esa tensión hasta alcanzar valores por encima de 100 V que serán los adecuados para llevar al cuerpo y que se produzca la electroestimulación. El problema de esta solución es la utilización del transformador a la salida. Los pulsos son de centenares de microsegundos por lo que el transformador tendría que ser capaz de trabajar a esas frecuencias y en el mercado no he encontrado ese tipo de transformador con esas características determinadas.

La solución que se va a llevar a cabo a la hora de realizar el proyecto se basa en realizar un circuito capaz de suministrar la tensión deseada (fig. 5) para obtener a la salida unos 100mA. Por medio de un transformador se reduce la tensión de red a 115 V, de ahí se rectifica y se filtra para hacerla continua. Después con un diodo zener y un transistor se regula y esa tensión es llevada a la estructura de puente en H donde se creará la forma bifásica necesaria, comutando los transistores con el software del microprocesador. Con esta solución el consumo de potencia es bajo al funcionar los transistores en corte y saturación.

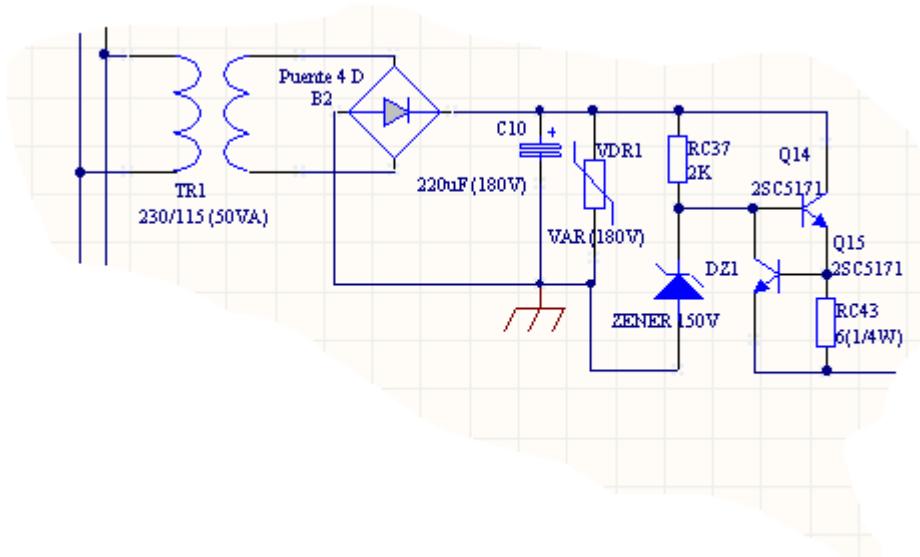


Fig. 5

7.4 BLOQUE DE GENERACIÓN DE LA ONDA DE SALIDA:

La onda óptima para utilizar en la bioestimulación muscular es una onda rectangular y bifásica.

En el mercado ha sido imposible encontrar un sistema capaz de cumplir esas especificaciones por lo que la generación de esa onda se ha llevado a cabo por medio de un puente en H (fig. 6), utilizado en motores de corriente continua, el cual genera una onda bifásica a la salida que será la encargada de realizar la bioestimulación.

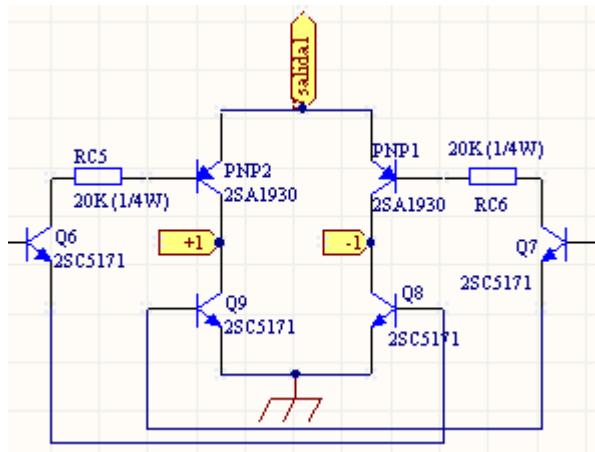


Fig. 6

7.5 BLOQUE DE SEPARACIÓN GALVÁNICA:

En la salida del biostimulador podemos llegar a obtener una tensión de 150 Voltios y una corriente de 100mA. Estos valores son elevados para que puedan ser controlados directamente por el microcontrolador, por ello será necesario un aislamiento de masas, potencia y control, para que el funcionamiento sea el correcto y no existan interferencias que puedan producir fallos en el control.

A la hora de separar la parte de control con la parte de potencia se puede hacer de varias formas con idéntico resultado. Una de ellas es por medio de un transformador de impulsos, otra por medio de un triac optoacoplado y otra por medio de un transistor optoacoplado.

En este caso se utiliza un transistor optoacoplado (fig. 7) ya que no es necesaria una comutación rápida y este sistema es más económico y sencillo de implementar que los anteriormente citados.

A la hora de controlar el sistema se podía plantear una solución con circuitería analógica, mucho más complejo que un sistema digital con un microprocesador en el que se programen las funciones básicas del sistema.

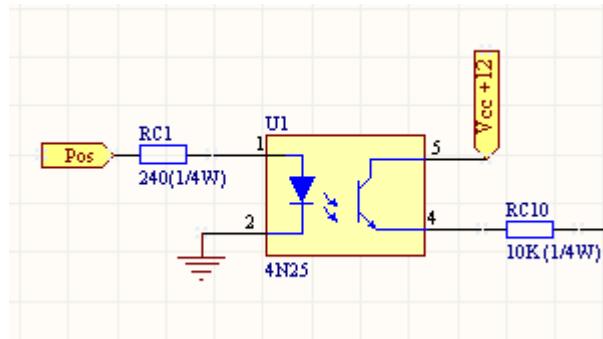


Fig. 7



7.6 BLOQUE DE PROTECCIÓN PARA LA ONDA DE SALIDA:

La onda bifásica es la que conectamos en el paciente directamente a partir de los electrodos por ello es muy importante que vaya protegida conforme a niveles máximos de corriente y tensión para que el paciente no pueda sufrir ningún daño en caso de fallo del sistema.

Tensión:

Las sobretensiones se pueden solventar por medio de varistores (fig. 8), ya que son como una resistencia variable con la tensión y al ponerse en paralelo con la salida no introduce ningún tipo de impedancia a la onda de salida para que pudiera deformarla. Estos dispositivos funcionan bajando de resistencia con un valor de tensión determinado por lo que esos picos de tensión serán absorbidos por el dispositivo.

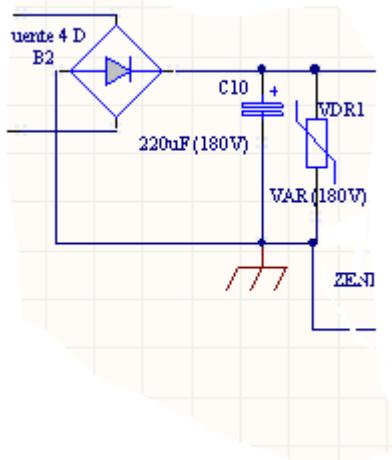


Fig. 8

Corriente:

Una limitación de la corriente es necesaria a la hora de mantener un correcto funcionamiento en todos los componentes discretos utilizados para diseñar el circuito de la onda de salida ya que los integrados llevan sus propias limitaciones.

En el sistema existen varias formas de protección frente a sobrecorrientes, desde la más restrictiva, no permite una corriente superior a 100 mA, hasta la menos restrictiva que es fusible en el primario del trafo.

La primera se realiza mediante la colocación de una circuitería adicional (fig. 9) que se encargará de medir el pico de corriente de los impulsos y por medio de un relé desactivará el canal de salida en el que se haya superado la limitación de corriente.

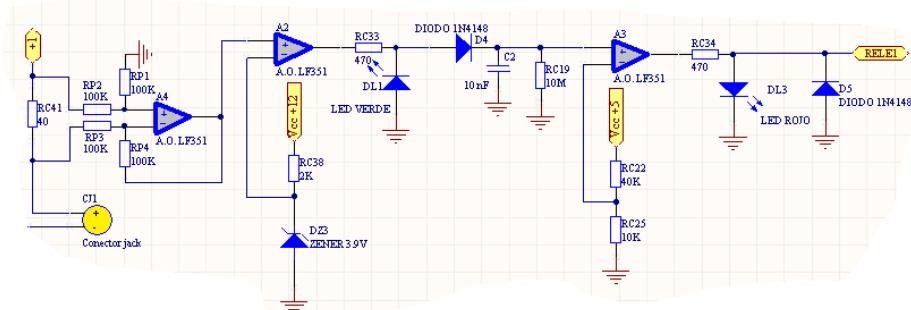


Fig. 9

La segunda limitación utilizada consiste en poner un transistor con una resistencia (fig. 10) de modo que hasta que no se alcanzan los 0,7 V de la unión base-emisor el transistor se encuentra en corte y no altera el funcionamiento de la etapa. Sin embargo cuando se alcanza la corriente máxima para la cual lo hemos diseñado, caerán 0,7V en la unión base emisor por lo que la corriente quedará fija al valor deseado.

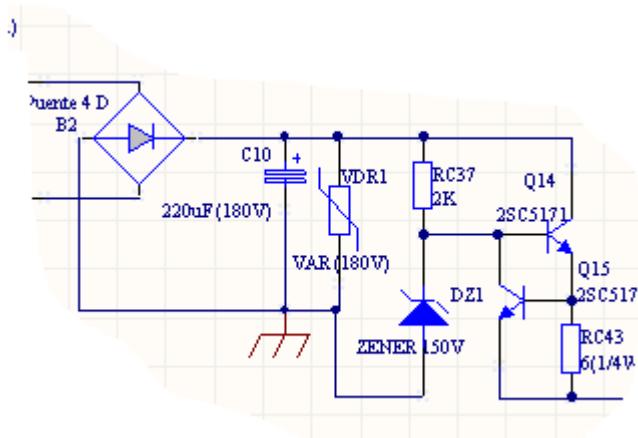


Fig. 10

La última protección como se ha comentado anteriormente es un fusible conectado en el primario del transformador de la onda de salida (fig. 11).

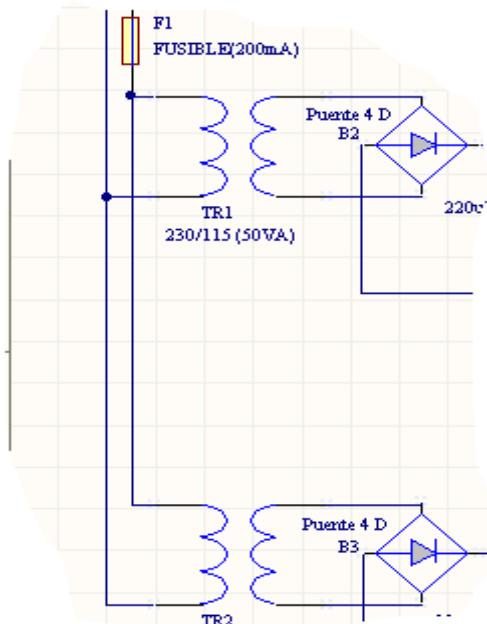


Fig. 11

7.7 BLOQUE DE VISUALIZACIÓN:

En el caso de los biostimuladores no es necesaria esta opción de visualización sino con unas marcas en el potenciómetro que regula la intensidad sería más que suficiente para poder llevar el aparato al mercado.

La frecuencia de salida de la onda del bioestimulador también debe aparecer reflejada en el sistema. La forma de seleccionar la frecuencia a la que el sistema debe trabajar aparecerá en el LCD y el usuario podrá elegir entre diferentes valores la frecuencia a la que desea trabajar.

Los bioestimuladores son aparatos que tienen un límite de funcionamiento para cada sesión por ello será necesario disponer de una pantalla que indique el tiempo que va a ser utilizado así como su posterior desconexión una vez finalizado el tiempo. Ese tiempo quedará reflejado en el temporizador (fig. 12) totalmente integrado que irá conectado al sistema.

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>



Fig. 12

Los diferentes parámetros de selección de la onda de salida de los que va a disponer el sistema aparecerán en la pantalla LCD (fig. 13) al comienzo del uso de éste, así que todos quedarán almacenados para que la onda adquiera los parámetros adecuados.



Fig. 13

7.8 BLOQUE DE MICROCONTROLADOR:

El sistema va provisto de un microcontrolador (fig. 14) que se encarga de la gestión y control de los diferentes parámetros que se pueden variar a la hora de generar la onda bifásica.

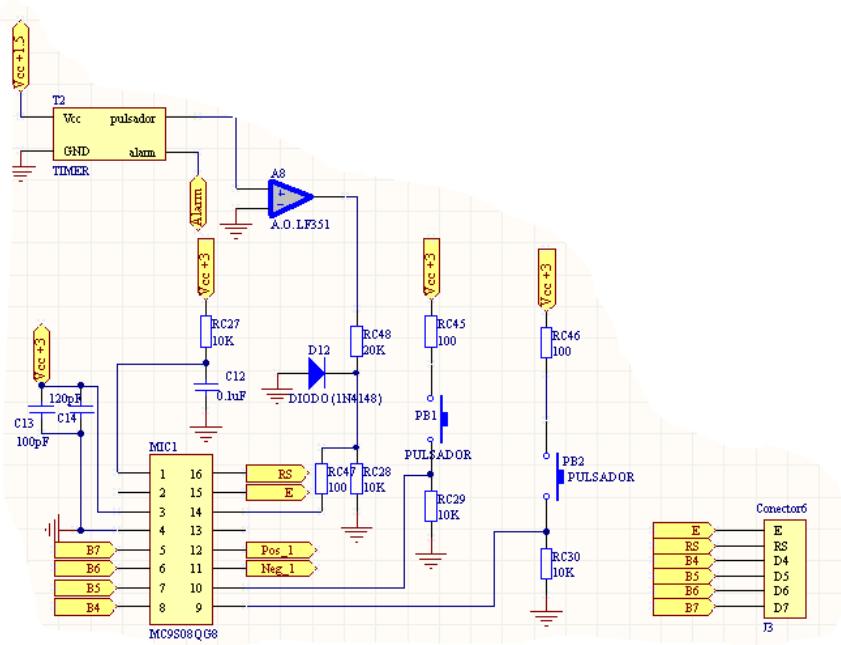


Fig. 14

Tiene conectados tres pulsadores, START/STOP, SIGUIENTE y OK, con los cuales el usuario podrá determinar los parámetros de la onda y detener o reanudar el funcionamiento del aparato. Todos los parámetros e indicaciones aparecerán en la pantalla LCD, la cual también es gestionada por el microcontrolador.

7.9 BLOQUE DE SEÑALES DE FUNCIONAMIENTO

El sistema irá provisto de dos leds, uno verde y otro rojo. El led verde permanecerá encendido siempre que el sistema se encuentre encendido y el led rojo se encenderá cuando la corriente supere el valor límite establecido.

7.10 CONEXIÓN DE LA SALIDA AL PACIENTE

A la hora de realizar la conexión desde el bioestimulador hasta el paciente existen varias formas de realizarse.

Una de ellas se basa en la utilización de bandas conductoras. Son unas bandas que trasmitten la señal del bioestimulador al cuerpo del paciente. No son de gran efectividad para este tipo de bioestimulador muscular, ya que lo que interesa es concentrar toda la corriente en un punto no muy amplio, algo que no se puede realizar por medio de las bandas, que cubren una amplia zona de nuestro cuerpo.

Por lo comentado anteriormente existe otro tipo de conexión al paciente por medio de electrodos. Esta conexión es mucho más precisa que la anterior y permite concentrar la acción de la onda de salida del aparato en un punto más concreto, facilitando así el trabajo del músculo al que vaya conectado.



En el mercado existe gran variedad de cables, electrodos y conexionados entre esos cables y el aparato. En este caso nos centraremos en aquellos cuyo rendimiento sea mayor, es decir, se puedan utilizar más de una vez y sean económicos a la hora de necesitar renovarlos.

Así pues, los electrodos que se van a utilizar en este proyecto serán de tipo auto-adherible y reutilizable (fig 15) ya que es más resistente que los electrodos convencionales y aunque su precio sea mayor se amortizan con los usos.



Fig 15

La conexión de los cables (fig 16) que llevan los electrodos al aparato se puede realizar por medio de diferentes conexiones. En este sistema se ha utilizado la más económica y común, una conexión plug 3.5mm (fig 17), donde la hembra irá colocada justo a la salida del puente en H del bloque encargado de generar la onda y en serie con el potenciómetro que regula la intensidad de salida.



Fig 16

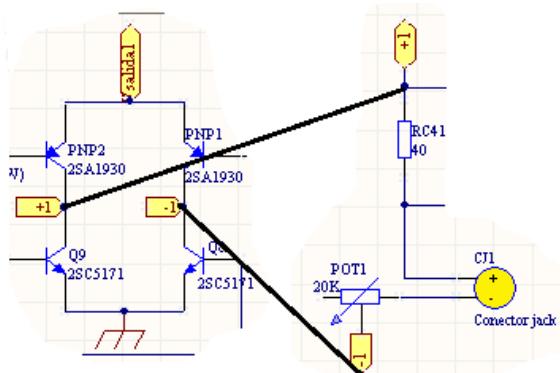


Fig 17

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

8. RESULTADOS FINALES

El objetivo que se ha perseguido en todo momento ha sido crear un bioestimulador muscular competitivo en el mercado, para lo cual hemos intentado tener todo lo en cuenta posible el factor precio.

También se perseguía obtener una interfaz clara y sencilla que no de lugar a error, haciendo que fuera lo más intuitiva posible, para ello hacemos la serigrafía con una letra de tamaño medio en la envolvente para que las salidas queden correctamente definidas, y conseguimos darle un aspecto moderno intentado dar un toque moderno, que en la electrónica es lo que normalmente se persigue en la actualidad.

Además hemos creado un aparato de un tamaño entre mediano y pequeño, ya que formara parte del instrumental de una clínica deportiva y este aunque no salga de dicho recinto es una ventaja el hecho de que se pueda mover de un lugar a otro con la mayor facilidad posible, y así con el tamaño garantizamos su portabilidad.

9. PLANIFICACIÓN

9.1 ETAPAS

- Seguimiento del proyecto.
- Búsqueda de información y toma de datos.
- Estudio de posibles soluciones.
- Realización de diseños preliminares.
- Preparación de los documentos básicos.
- Selección y definición del diseño final.
- Creación manual.
- Búsqueda de componentes.
- Programación del software del sistema.
- Creación de un prototipo.
- Elaboración de los documentos básicos.
- Confección de planos.

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Memoria</i>	<i>20/04/2013</i>

9.2 CRONOGRAMA DE FABRICACIÓN

Tareas/Semanas	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24
Seguimiento del proyecto												
Búsqueda de información y toma de datos												
Estudio de posibles soluciones												
Realización de diseños de prueba												
Preparación de los documentos básicos												
Selección del diseño final												
Creación manual												
Búsqueda de componentes												
Confección de planos												
Programación del software												
Elaboración de los documentos básicos												

10. ORDEN DE PRIORIDAD ENTRE LOS DOCUMENTOS BÁSICOS

El orden de prioridad entre los documentos básicos del proyecto es el siguiente:

- 1- Planos
- 2- Pliego de condiciones
- 3- Presupuesto
- 4- Memoria

Bioestimulador muscular

Planos

Volumen 4

Datos del proyecto

Número de volumen	Volumen 4.
Título	Bioestimulador muscular.
Documento	Planos.
Cliente	Manuel Torres Portero, profesor del departamento de Diseño y Fabricación de la Universidad de Zaragoza.
Autor	José Emilio Miranda Baile, estudiante de Ingeniería Técnica Industrial, electrónica industrial en la Universidad de Zaragoza

Fecha y Firma:

	<i>Bioestimulador muscular</i>	<i>Revisión nº: 1</i>
	<i>Planos</i>	<i>29/04/2013</i>

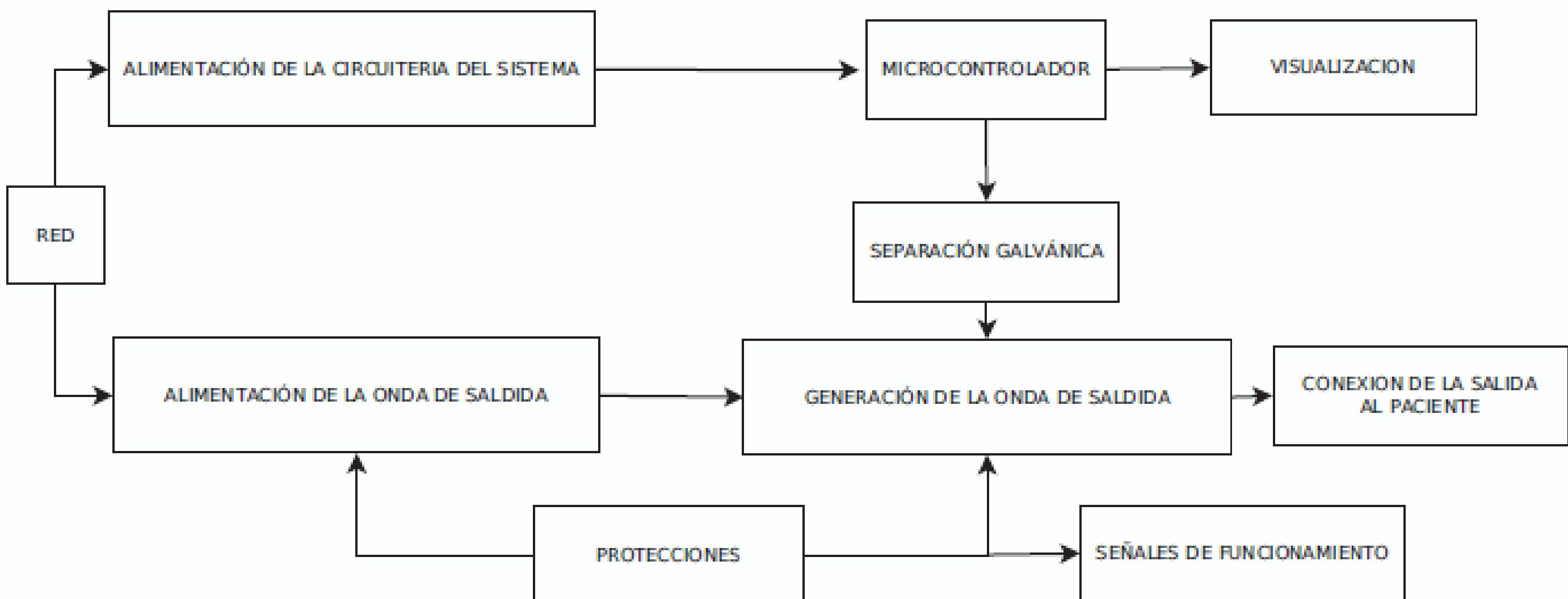
INDICE:

Bioestimulador muscular

1. Diagrama de bloques.....	1
2. Esquema general del circuito.....	2
3. Listado de componentes.....	3
4. Plano de circuito impreso cara top.....	4.1
5. Plano de circuito impreso cara bottom.....	4.2
6. Plano de serigrafía de los componentes.....	5
7. Plano de mascarilla cara top.....	6.1
8. Plano de mascarilla cara bottom.....	6.2
9. Plano de taladrado.....	7
10. Plano de mecanizado de la caja.....	8
11. Plano de serigrafía de la caja.....	9
12. Plano de interconexionado.....	10
13. Plano de disposición espacial.....	11

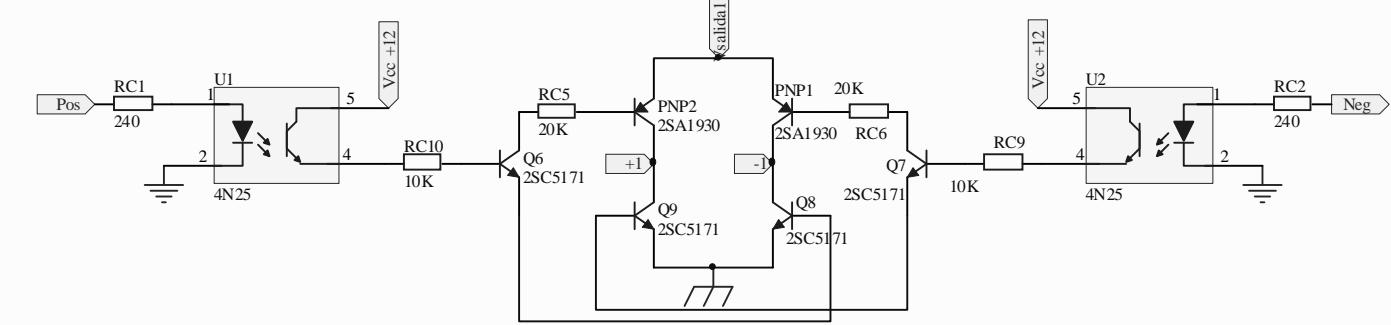
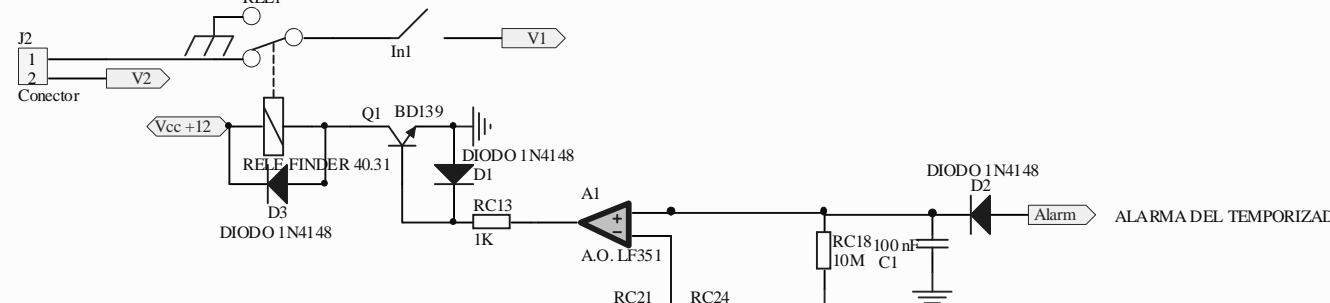
Módulo LCD

1. Esquema general de circuito.....	1
2. Listado de componentes.....	2
3. Plano de circuito impreso cara bottom.....	3
4. Plano de serigrafía de los componentes.....	4
5. Plano de mascarilla cara bottom.....	5
6. Plano de taladrado.....	6

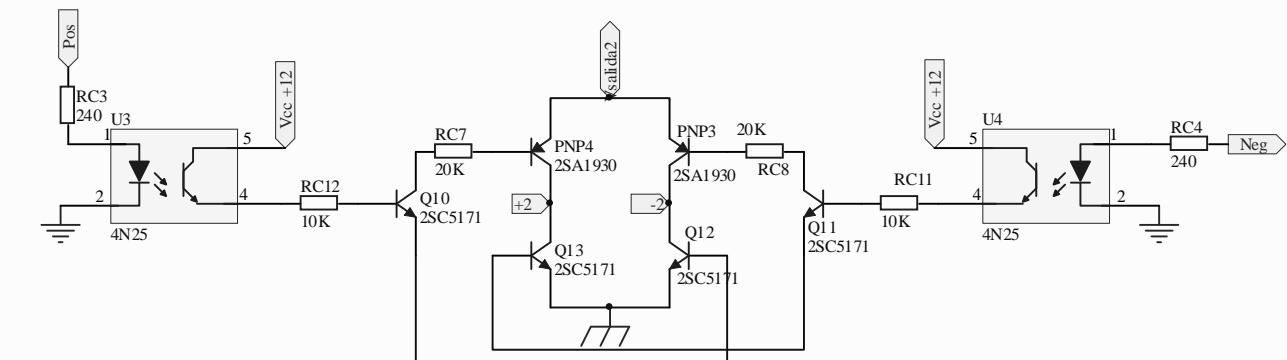
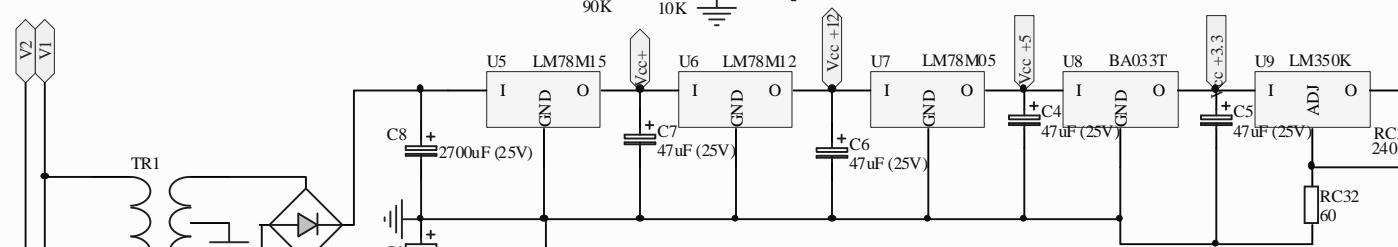


	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala S/E	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Diagrama de bloques	Plano nº: 1		
		Alumno	596063	
		PFC		

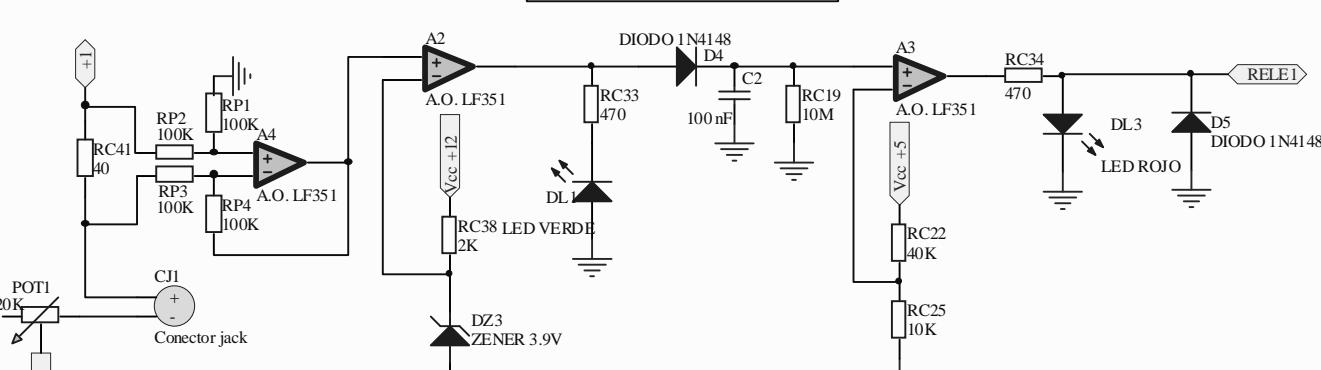
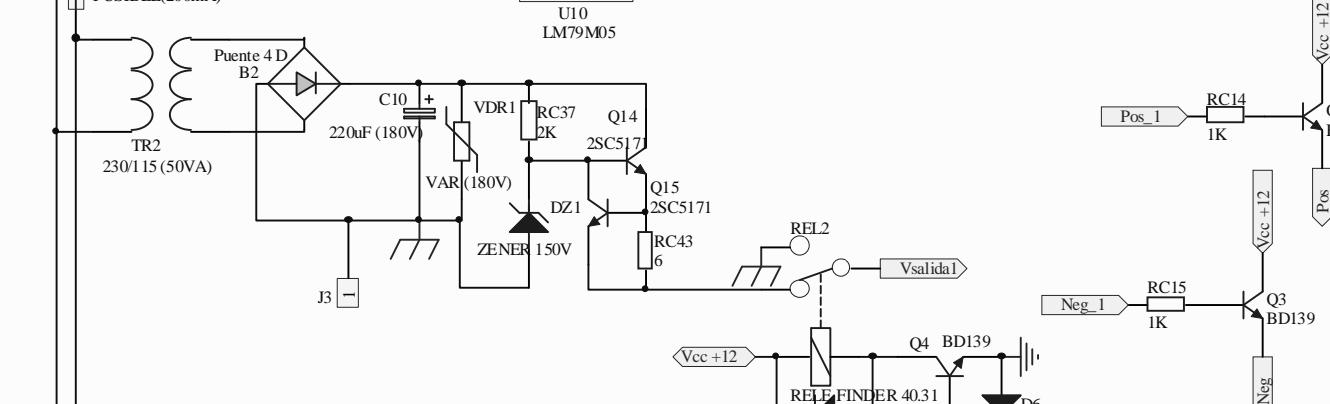
A



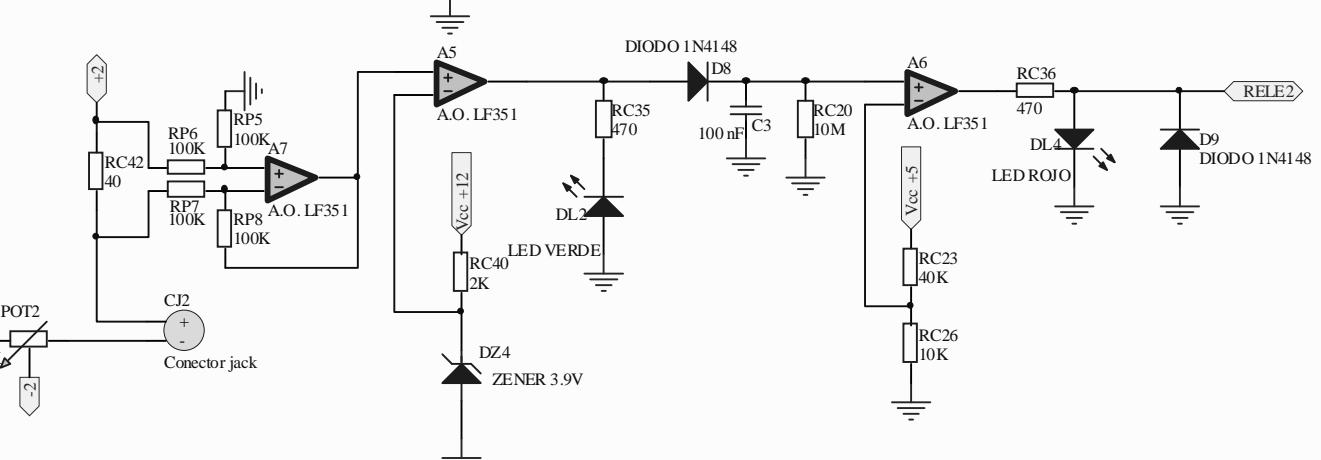
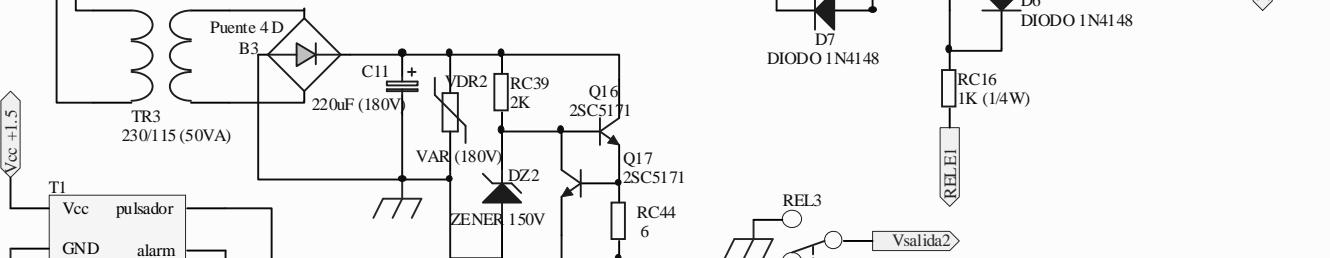
B



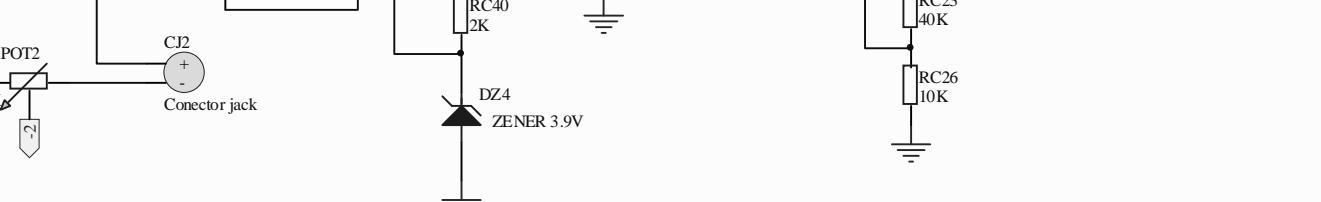
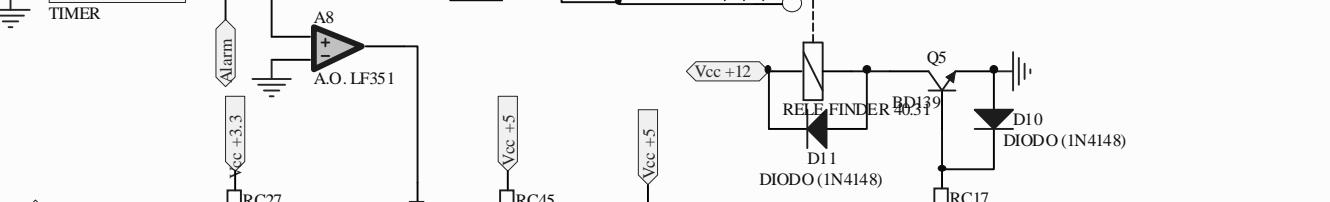
C



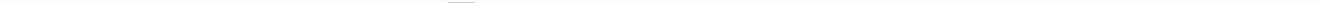
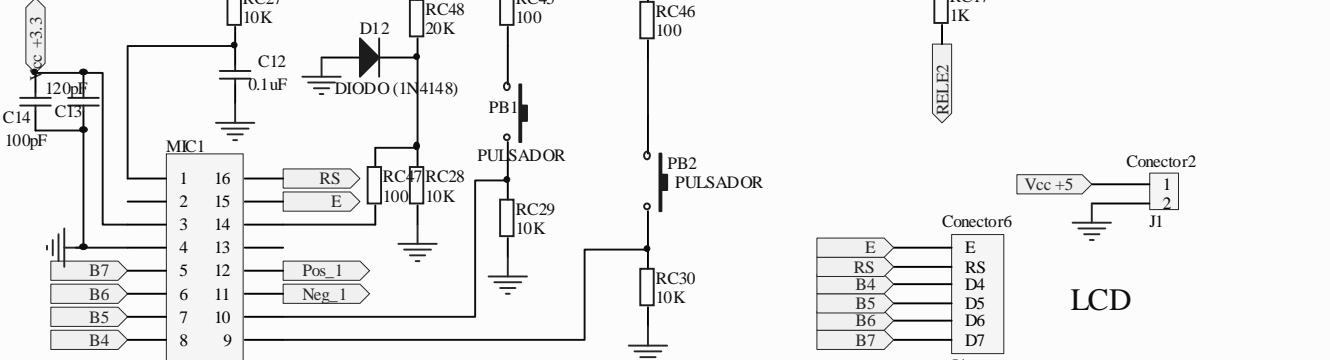
D



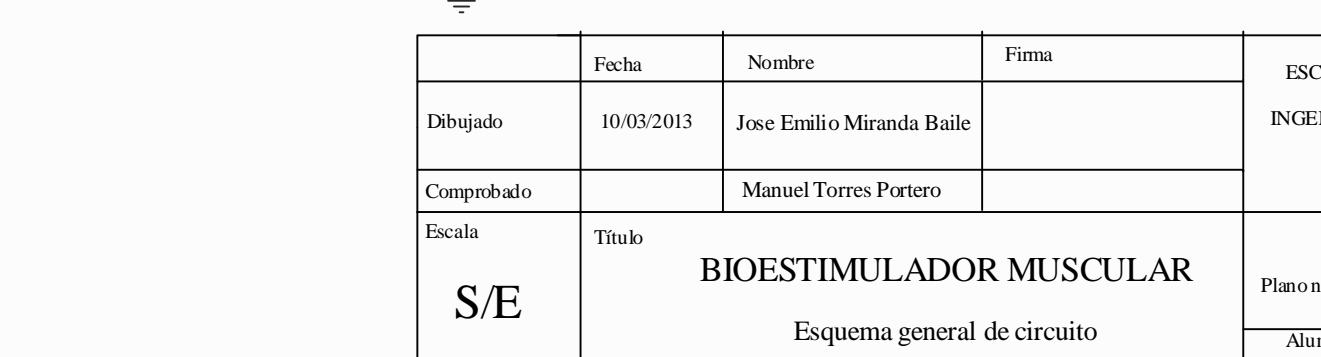
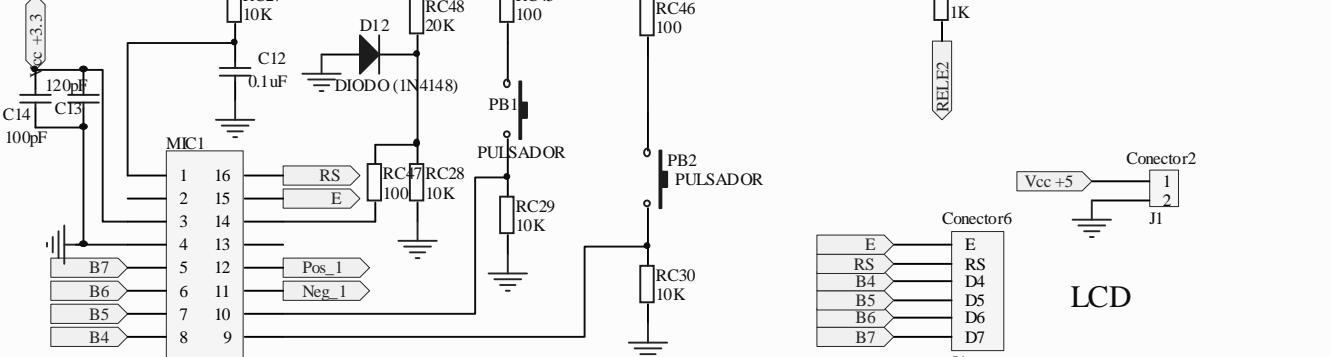
E



F



G



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala	Título			BIOESTIMULADOR MUSCULAR
S/E	Esquema general de circuito			
Plano nº:	2			
Alumno	596063			
PFC				

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

F

G

G

H

H

Id. General	Id. Particular	Encapsulado	Localización -X(mm)	Localización -Y(mm)
A1	A.O. LF351	DIP8	53,848	134,366
A2	A.O. LF351	DIP8	41,783	28,448
A3	A.O. LF351	DIP8	77,216	26,416
A4	A.O. LF351	DIP8	26,543	28,448
A5	A.O. LF351	DIP8	135,128	16,891
A6	A.O. LF351	DIP8	169,037	11,557
A7	A.O. LF351	DIP8	120,904	16,891
A8	A.O. LF351	DIP8	215,392	41,148
B1	Puente 4 D	Puente	137,16	137,414
B2	Puente 4 D	Puente	18,288	83,566
B3	Puente 4 D	Puente	18,288	57,15
C1	100 nF	C cerámicos	71,12	135,89
C2	100 nF	C cerámicos	66,548	27,94
C3	100 nF	C cerámicos	157,353	11,557
C4	47uF (25V)	C (25V,47uF)	215,392	143,51
C5	47uF (25V)	C (25V,47uF)	234,696	144,018
C6	47uF (25V)	C (25V,47uF)	196,088	142,494
C7	47uF (25V)	C (25V,47uF)	178,308	143,002
C8	2700uF (25V)	C (25V,2700uF)	149,352	151,638
C9	2700uF (25V)	C (25V,2700uF)	149,098	124,968
C10	220uF (180V)	C (180V,220uF)	36,576	92,71
C11	220uF (180V)	C (180V,220uF)	36,576	63,754
C12	0.1uF	C cerámicos	223,139	32,385
C13	120pF	C cerámicos	214,503	19,685
C14	100pF	C cerámicos	210,439	19,685
CJ1	Conector jack	jack	26,416	12,192
CJ2	Conector jack	jack	109,22	12,192
D1	DIODO 1N4148	DO-35	36,576	133,35
D2	DIODO 1N4148	DO-35	77,216	137,414
D3	DIODO 1N4148	DO-35	21,336	132,334
D4	DIODO 1N4148	DO-35	66,548	36,576
D5	DIODO 1N4148	DO-35	98,044	22,352
D6	DIODO 1N4148	DO-35	114,3	73,914
D7	DIODO 1N4148	DO-35	101,092	73,914
D8	DIODO 1N4148	DO-35	158,369	21,717
D9	DIODO 1N4148	DO-35	190,881	13,081
D10	DIODO (1N4148)	DO-35	113,792	41,402
D11	DIODO (1N4148)	DO-35	100,076	36,83
D12	DIODO (1N4148)	DO-35	230,759	38,481
DL1	LED VERDE	REGSONB2	58,547	15,24
DL2	LED VERDE	REGSONB2	151,384	3,683
DL3	LED ROJO	REGSONB2	89,408	23,876
DL4	LED ROJO	REGSONB2	181,229	15,113
DZ1	ZENER 150V	DO-zener150V	59,436	91,186
DZ2	ZENER 150V	DO-zener150V	59,436	59,69
DZ3	ZENER 3.9V	DO-41	44,323	17,272
DZ4	ZENER 3.9V	DO-41	136,652	5,207
F1	FUSIBLE(200mA)	fuse	14,224	106,426
In1	Interruptor	REGSONB2	43,688	154,94
J1	Conector2	REGSONB2	211,328	137,414
J2	Conector	REGSONB2	4,064	156,972

	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA							
Dibujado	10/04/2013	Jose Emilio Miranda Baile									
Comprobado		Manuel Torres Portero									
Escala S/E	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Listado de componentes	Plano nº: 3.1 Alumno 596063 PFC									

A

Id. General	Id. Particular	Encapsulado	Localización -X(mm)	Localización -Y(mm)
J3	CON1	REGSONB1	12,192	69,596
J4	Conektor6	REGSONB6	201,676	21,844
MIC1	MC9S08QG8	DIP 16	220,091	22,733
PB1	PULSADOR	REGSONB2	238,379	22,733
PB2	PULSADOR	REGSONB2	247,904	22,352
PNP1	2SA1930	TO220	191,516	106,68
PNP2	2SA1930	TO220	185,928	101,6
PNP3	2SA1930	TO220	192,151	72,517
PNP4	2SA1930	TO220	186,563	67,437
POT1	20K	REGSONB2	21,336	2,54
POT2	20K	REGSONB2	105,664	2,032
Q1	BD139	SOT32	36,576	139,954
Q2	BD139	SOT32	173,99	29,591
Q3	BD139	SOT32	156,972	29,337
Q4	BD139	SOT32	113,792	80,01
Q5	BD139	SOT32	113,284	46,99
Q6	2SC5171	TO220	159,004	101,6
Q7	2SC5171	TO220	216,281	104,902
Q8	2SC5171	TO220	191,516	91,948
Q9	2SC5171	TO220	186,436	86,36
Q10	2SC5171	TO220	158,623	67,945
Q11	2SC5171	TO220	218,059	72,517
Q12	2SC5171	TO220	192,151	57,785
Q13	2SC5171	TO220	186,563	52,197
Q14	2SC5171	TO220	70,104	103,886
Q15	2SC5171	TO220	69,596	90,17
Q16	2SC5171	TO220	69,596	72,39
Q17	2SC5171	TO220	69,596	58,674
RC1	240	CFR25	138,684	91,44
RC2	240	CFR25	239,268	85,852
RC3	240	CFR25	138,303	58,293
RC4	240	CFR25	237,363	61,849
RC5	20K	CFR25	165,608	100,584
RC6	20K	CFR25	210,82	106,172
RC7	20K	CFR25	166,243	66,929
RC8	20K	CFR25	211,963	72,517
RC9	10K	CFR25	219,456	92,456
RC10	10K	CFR25	156,972	88,392
RC11	10K	CFR25	220,599	58,801
RC12	10K	CFR25	156,591	53,721
RC13	1K	CFR25	43,18	131,826
RC14	1K	CFR25	170,942	33,147
RC15	1K	CFR25	153,924	32,893
RC16	1K	CFR25	120,396	71,374
RC17	1K	CFR25	118,872	39,37
RC18	10M	CFR25	67,056	136,398
RC19	10M	CFR25	70,612	22,86
RC20	10M	CFR25	161,417	8,001
RC21	90K	CFR25	62,992	123,698
RC22	40K	CFR25	77,216	16,256
RC23	40K	CFR25	171,069	2,413

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

F

G

G

H

H

	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/04/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala	Título	BIOESTIMULADOR MUSCULAR Listado de componentes		Plano nº: 3.2	
S/E				Alumno	596063
				PFC	

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

F

G

G

H

H

Id. General	Id. Particular	Encapsulado	Localización -X(mm)	Localización -Y(mm)
RC24	10K	CFR25	62,992	139,446
RC25	10K	CFR25	62,484	16,256
RC26	10K	CFR25	155,829	1,905
RC27	10K	CFR25	214,376	34,544
RC28	10K	CFR25	236,855	24,765
RC29	10K	CFR25	232,791	10,541
RC30	10K	CFR25	244,475	6,985
RC31	240	CFR25	254,508	141,986
RC32	60	CFR25	240,792	139,954
RC33	470	CFR25	51,943	26,924
RC34	470	CFR25	84,836	29,464
RC35	470	CFR25	143,764	15,875
RC36	470	CFR25	176,149	17,653
RC37	2K	CFR25	59,436	106,426
RC38	2K	CFR25	45,847	21,844
RC39	2K	CFR25	59,436	73,914
RC40	2K	CFR25	138,684	9,779
RC41	40	CFR25	12,192	34,036
RC42	40	CFR25	108,204	25,146
RC43	6	CFR25	66,04	90,17
RC44	6	CFR25	66,548	57,404
RC45	100	CFR25	242,951	28,321
RC46	100	CFR25	250,444	28,448
RC47	100	CFR25	232,283	25,019
RC48	20K	CFR25	237,871	39,497
REL1	RELE FINDER 40.31	FINDER40.31	19,304	158,242
REL2	RELE FINDER 40.31	FINDER40.31	99,06	99,822
REL3	RELE FINDER 40.31	FINDER40.31	99,06	62,738
RP1	100K	CFR25	22,733	38,227
RP2	100K	CFR25	29,337	37,211
RP3	100K	CFR25	29,337	18,923
RP4	100K	CFR25	29,337	22,479
RP5	100K	CFR25	117,348	27,178
RP6	100K	CFR25	123,952	26,035
RP7	100K	CFR25	123,444	7,874
RP8	100K	CFR25	123,444	11,43
T1	TIMER	REGSONB4	201,676	34,036
TR1	230/15/15 (12VA)	trafo 230/15/15	85,852	166,37
TR2	230/115 (50VA)	REGSONB2_2	5,08	99,314
TR3	230/115 (50VA)	REGSONB2 (trafo)	5,08	62,23
U1	4N25	DIP-6	148,336	90,932
U2	4N25	DIP-6	229,616	88,9
U3	4N25	DIP-6	148,463	56,769
U4	4N25	DIP-6	230,251	55,753
U5	LM78M15	TO220	168,148	146,558
U6	LM78M12	TO220	186,944	146,558
U7	LM78M05	TO220	205,232	146,558
U8	BA033T	TO220	224,028	146,558
U9	LM350K	TO220	242,316	146,558
U10	LM79M05	TO220	185,674	128,016
VDR1	VAR (180V)	MOV-14D221K	49,784	102,362
VDR2	VAR (180V)	MOV-14D221K	51,308	72,39

Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/04/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala	Título	Plano nº: 3.3  Alumno 596063 PFC		
S/E	BIOESTIMULADOR MUSCULAR			
	Listado de componentes			

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

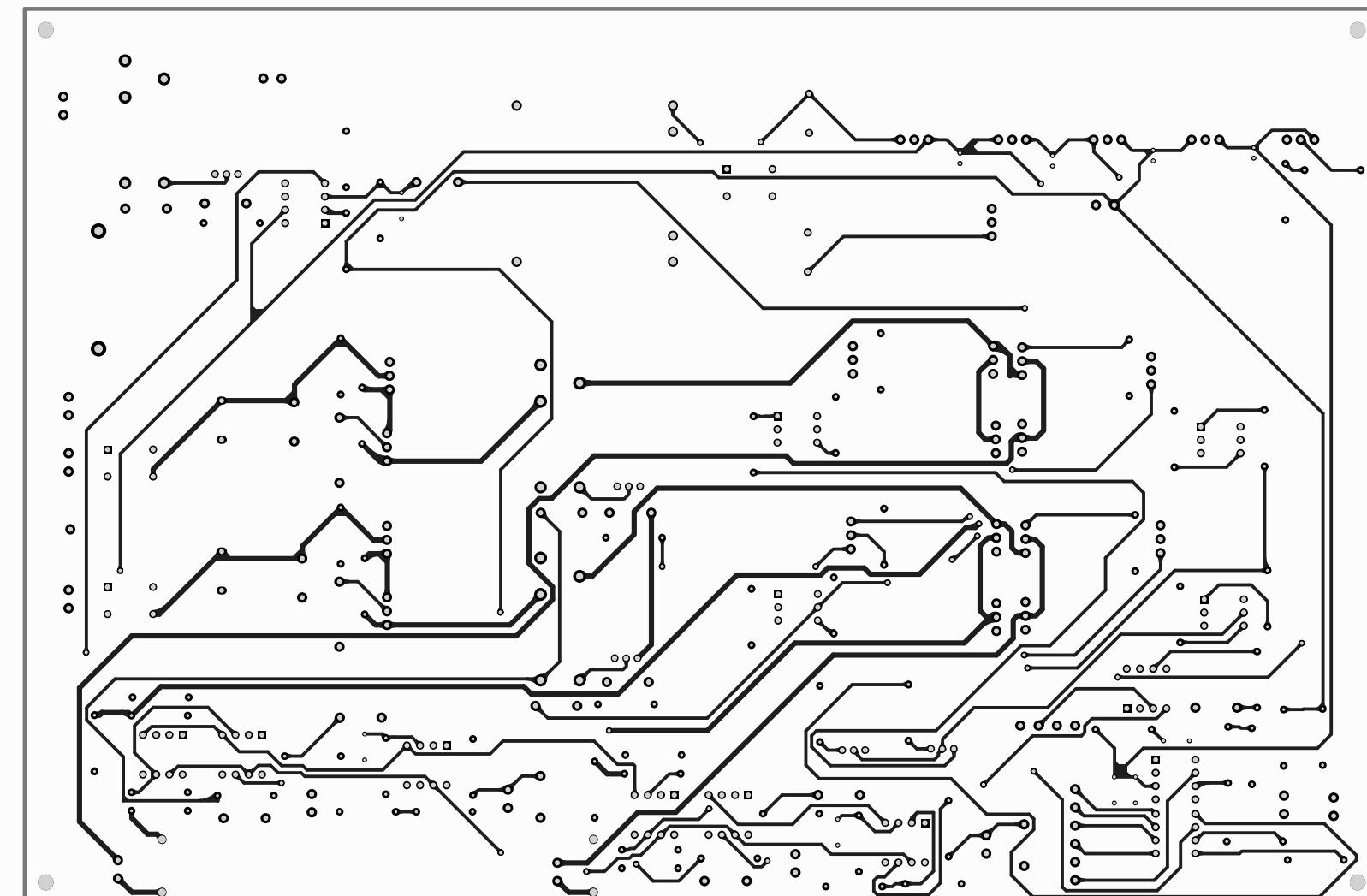
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala 1/1	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de circuito impreso cara top	Plano nº: 4.1		
		Alumno	596063	
		PFC		

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

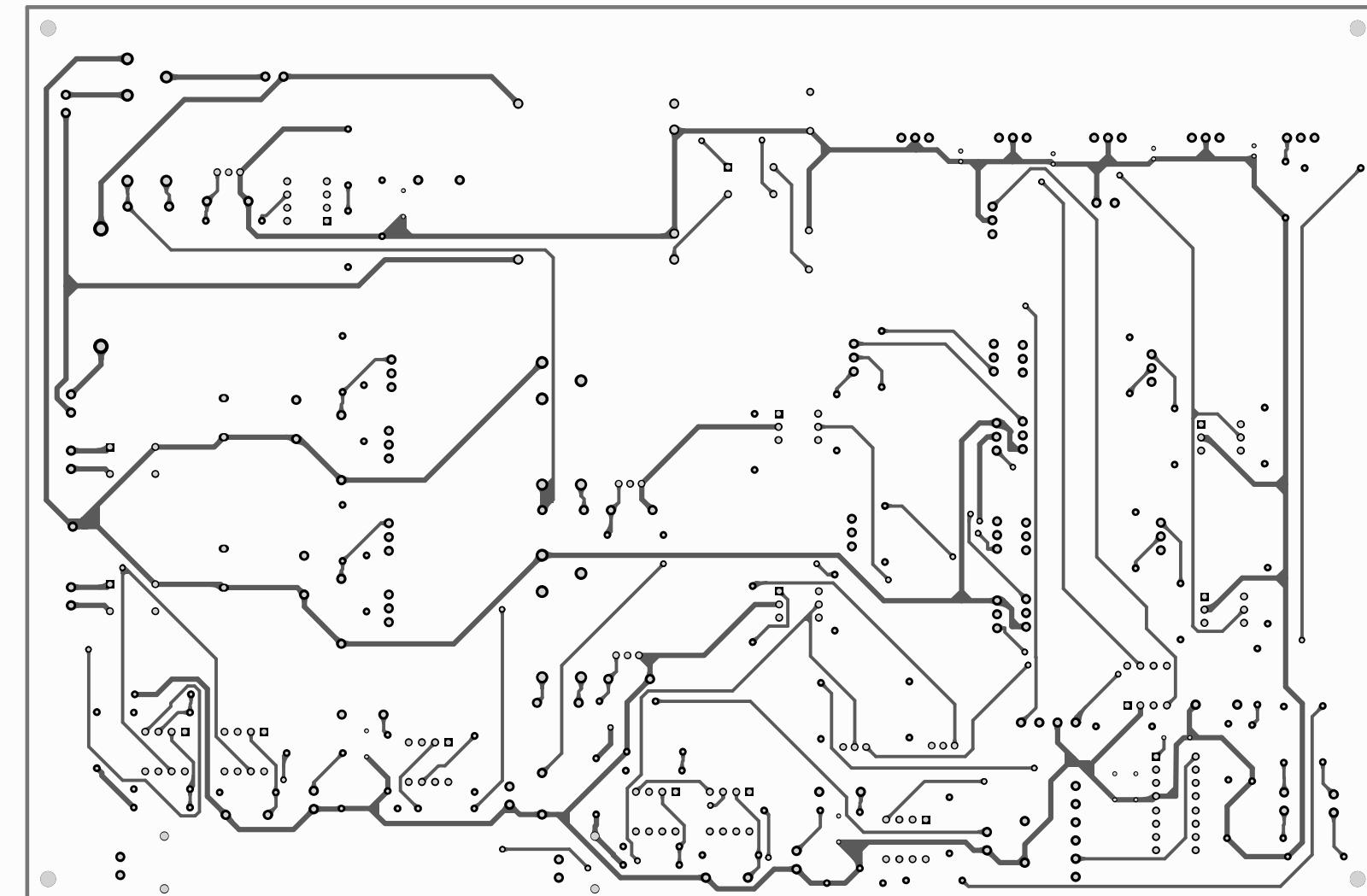
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala 1/1	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de circuito impreso cara bottom			Plano nº: 4.2
				Alumno 596063
				PFC

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

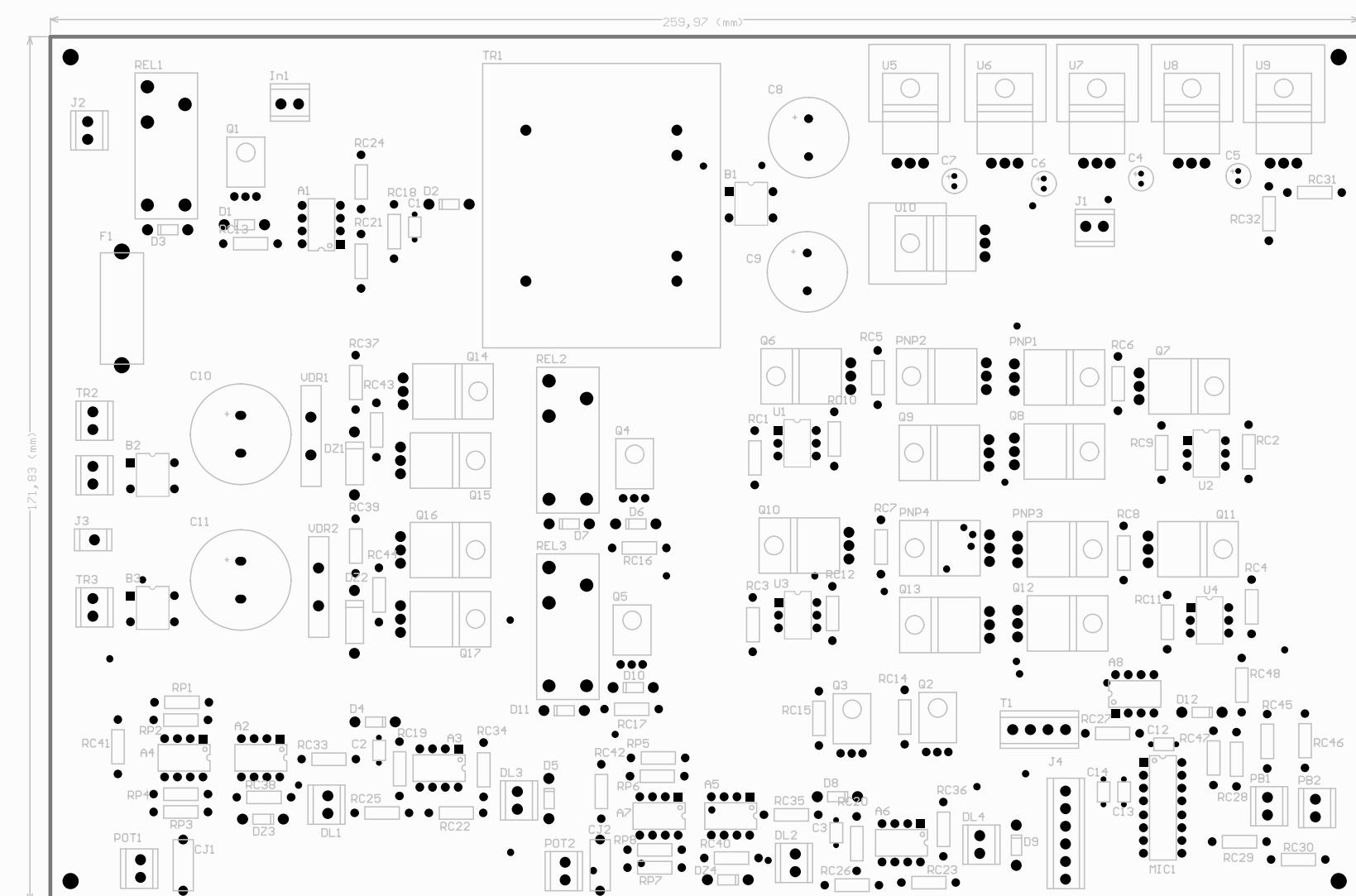
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala	Título	BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de serigrafía de componentes			Plano nº: 5
1/1					Alumno 596063
					PFC



A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

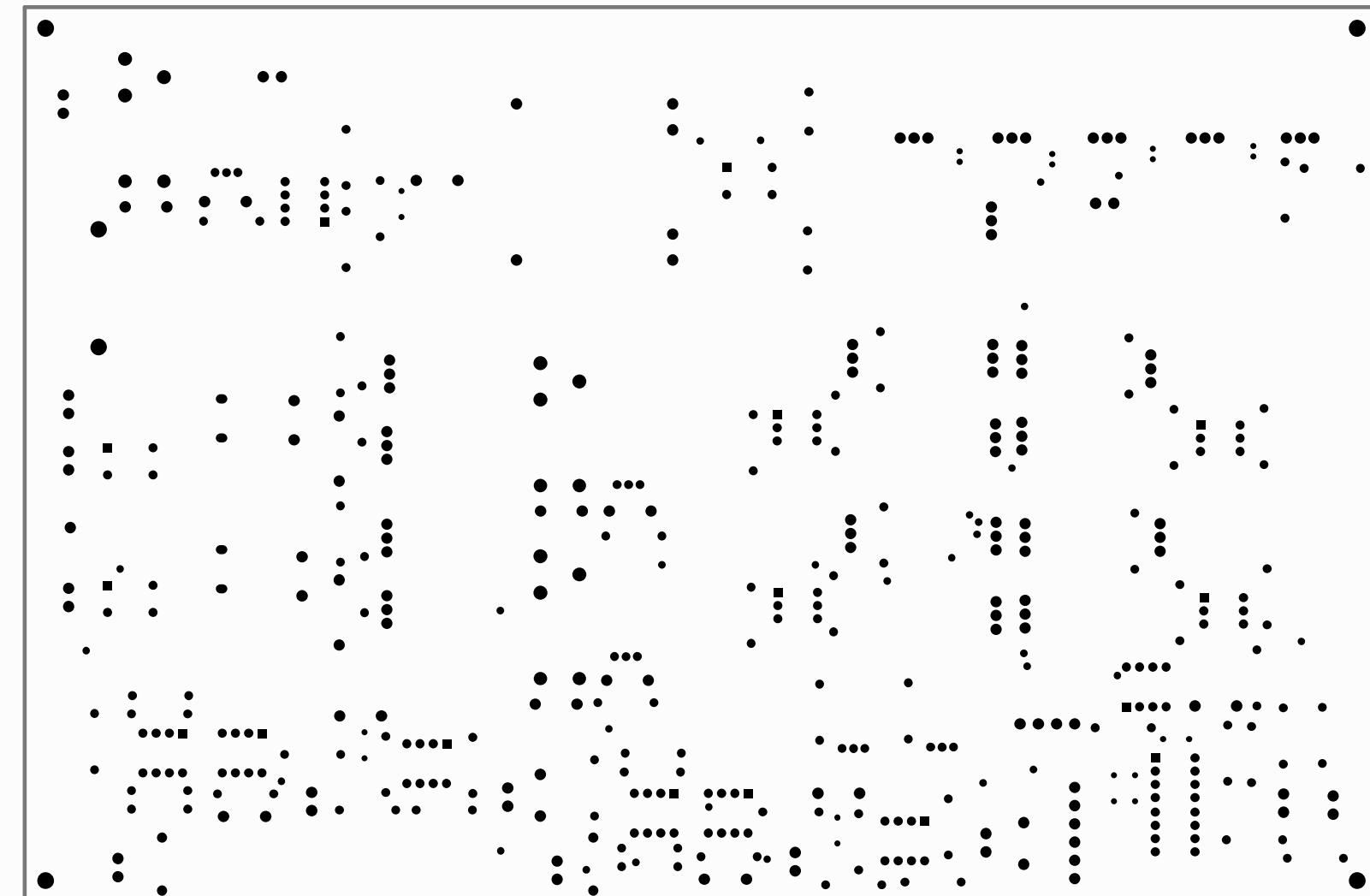
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala 1/1	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de mascarilla cara top			Plano nº: 6.1	
				Alumno	596063
				PFC	

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

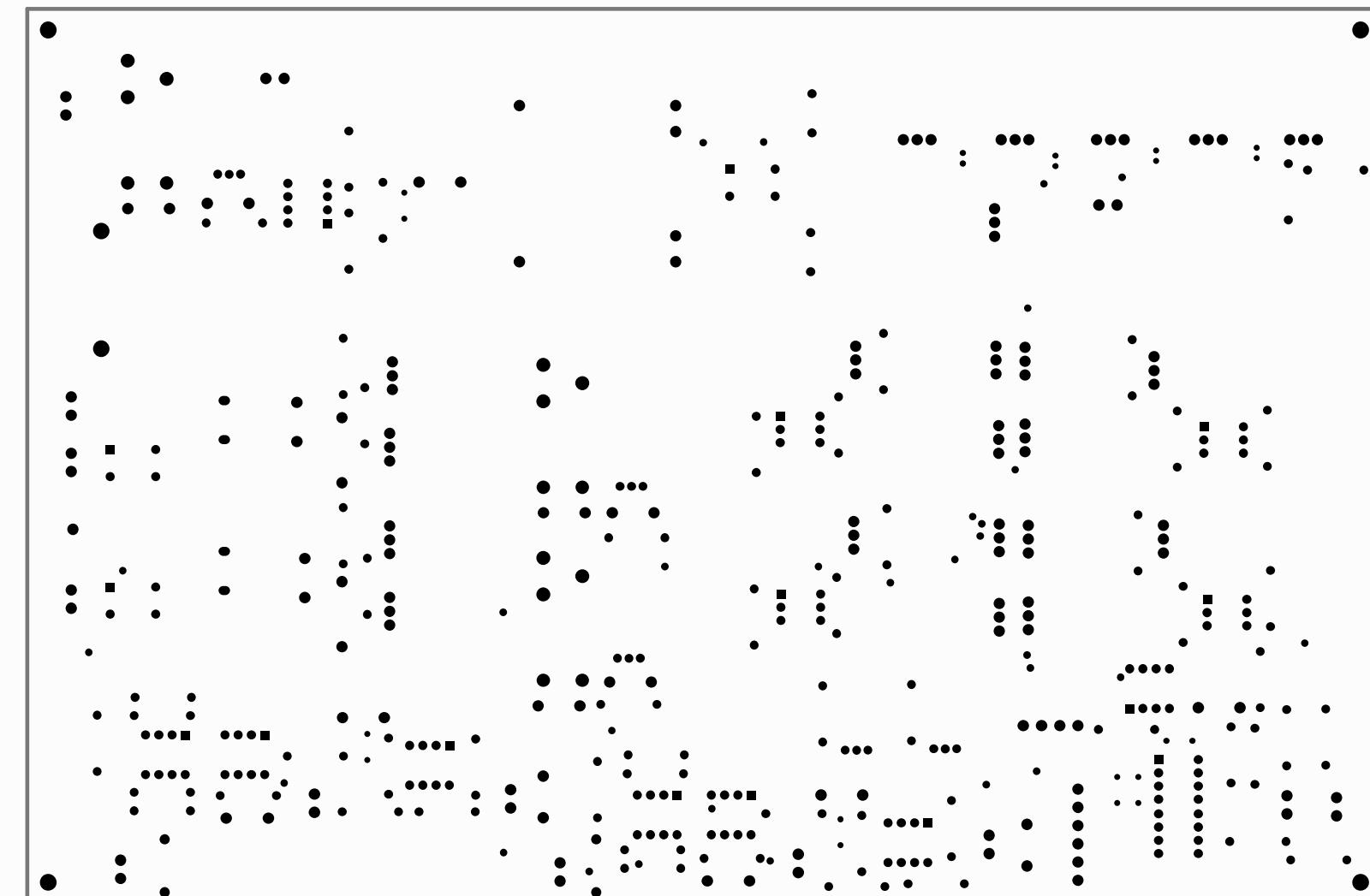
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala 1/1	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de mascarilla cara bottom			Plano nº: 6.2	
				Alumno	596063
				PFC	

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

F

G

G

H

H



▼ 132	23.622mil	0.6mm	PTH
□ 29	28mil	0.7112mm	PTH
◇ 16	38mil	0.9652mm	PTH
○ 264	39.37mil	1mm	PTH
□ 6	51.181mil	1.3mm	PTH
○ 15	54mil	1.3716mm	PTH
◇ 4	59.055mil	1.5mm	PTH
✗ 2	66.929mil	1.7mm	PTH
✗ 4	120mil	3.048mm	PTH
472 Total			

	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala 1/1	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de taladrado		Plano nº: 7	
			Alumno	596063
			PFC	

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

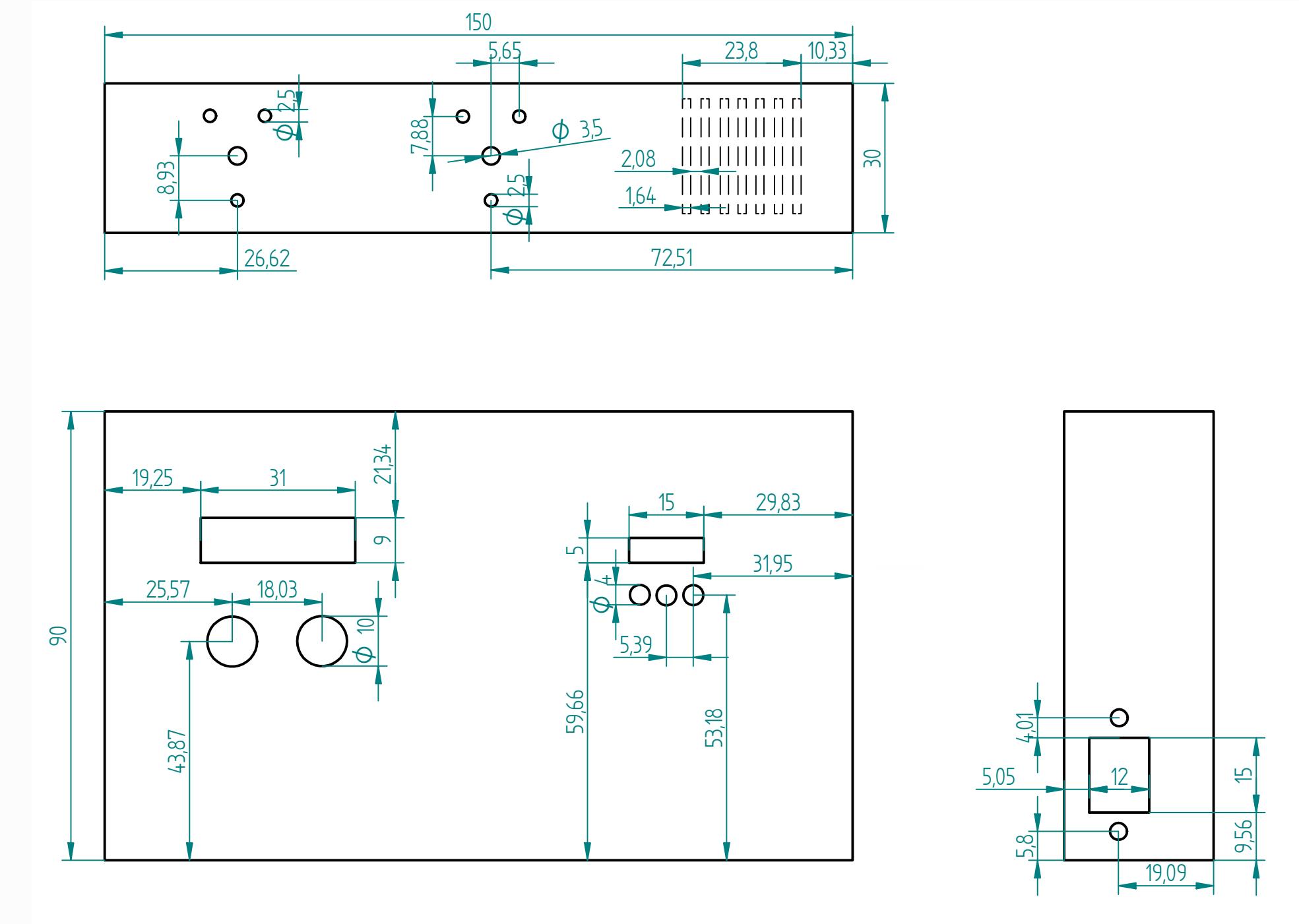
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de mecanizado de la caja	1/2	Plano nº: 8 	
			Alumno	596063
			PFC	

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

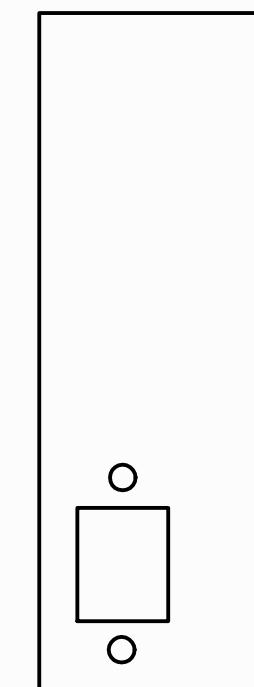
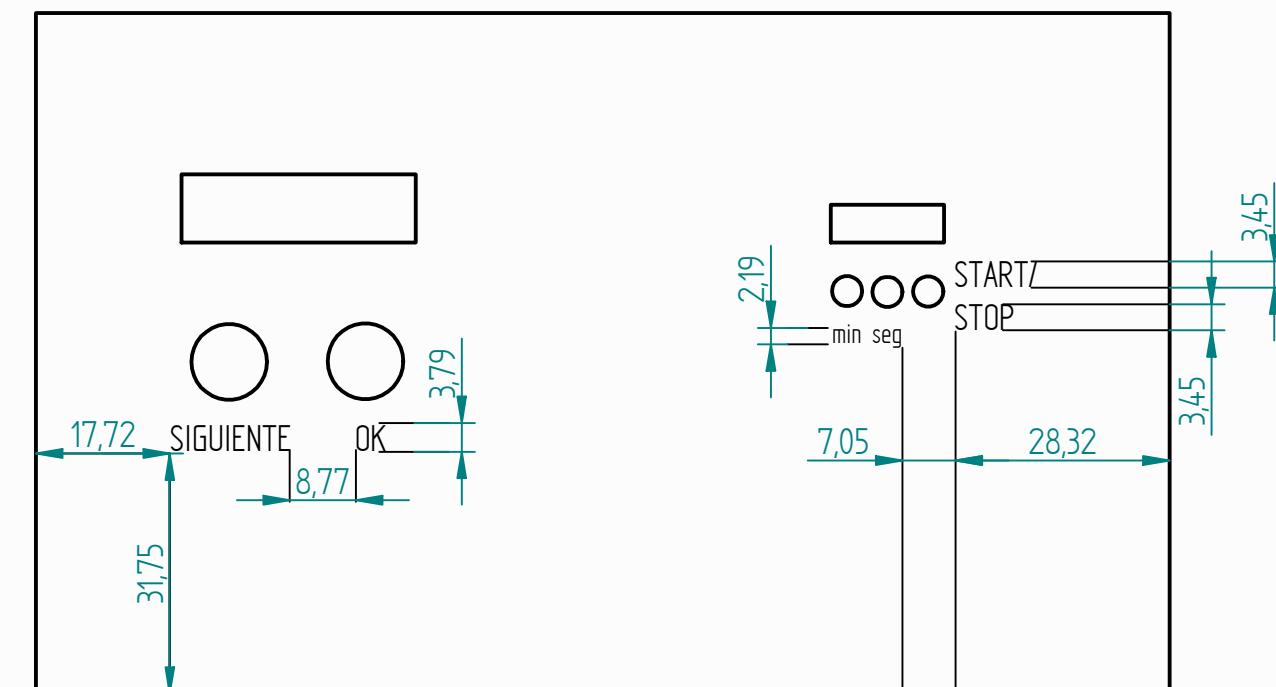
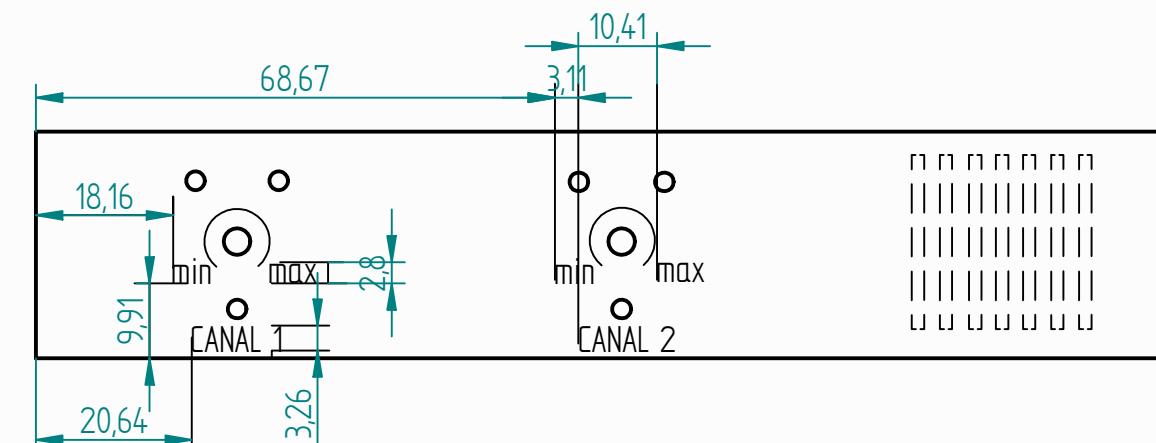
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de serigrafía de la caja			Plano nº: 9
1/2				Alumno 596063
				PFC

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

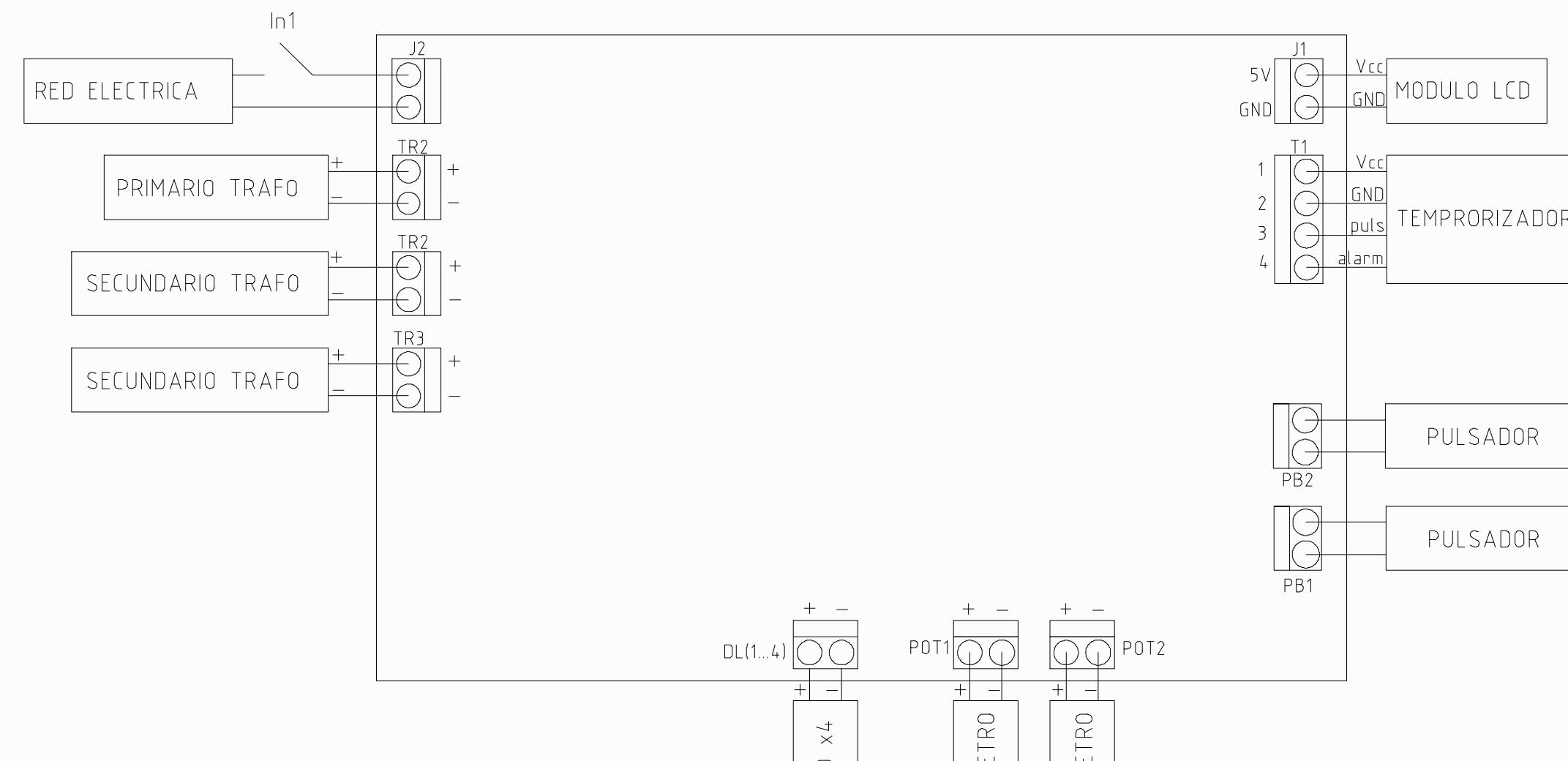
F

G

G

H

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala	Título			
S/E	BIOESTIMULADOR MUSCULAR			
	Plano de interconexión			
	Plano nº: 10			
	Alumno	596063		
	PFC			

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

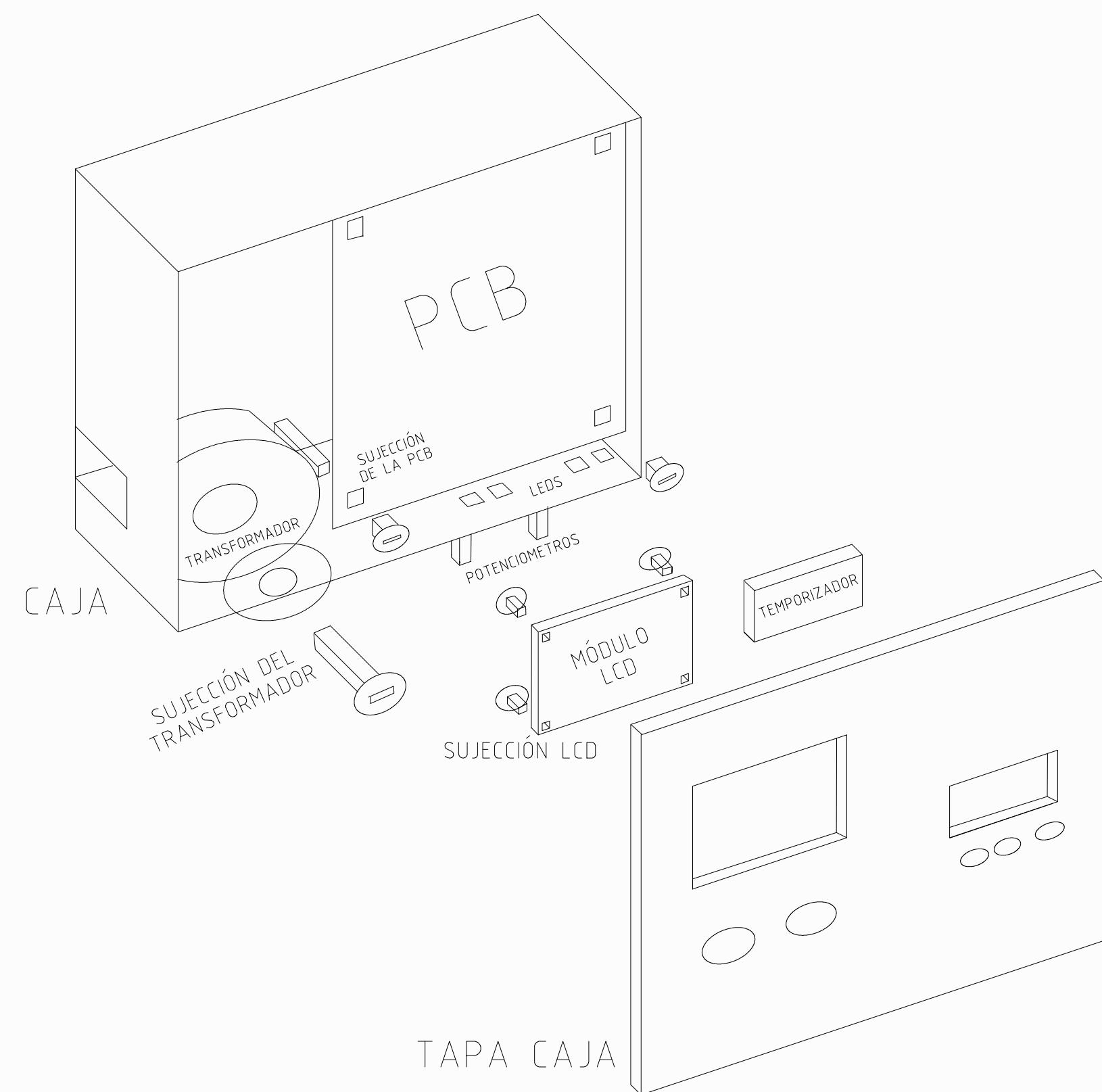
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado		Manuel Torres Portero		
Escala	Título BIOESTIMULADOR MUSCULAR Plano de disposición espacial			Plano nº: 11
S/E				Alumno 596063
				PFC

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

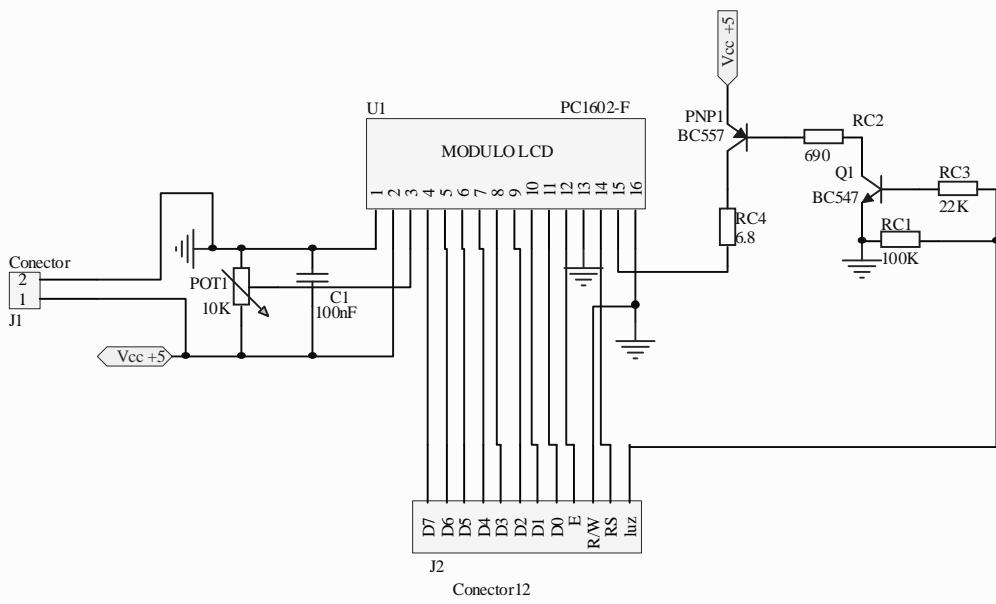
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala	Título	MODULO LCD Esquema general de circuito			Plano nº: 1
S/E					Alumno 596063
					PFC

A

A

B

B

C

C

D

D

E

E

F

F

G

G

H

H

Id. General	Id. Particular	Encapsulado	Localización-X(Mil)	Localización-Y(Mil)
C1	100nF	C cerámicos	2048,347	832,126
J1	Conektor	REGSONB2	2888,347	372,126
J2	Conektor12	REGSONB12	1748,347	672,126
PNP1	BC557	TO-92	4188,346	2092,126
POT1	10K	Pot	2027,559	433,071
Q1	BC547	TO-92	4428,346	1392,126
RC1	100K	CFR25	4586,614	787,402
RC2	690	CFR25	4528,346	1732,126
RC3	22K	CFR25	4153,543	787,402
RC4	6.8	CFR25	4188,346	1512,126
U1	PC1602-F	LCD	528,347	1032,126

Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile		
Comprobado	Manuel Torres Portero			
Escala	Título	MODULO LCD Listado de componentes		Plano nº: 2
S/E				Alumno 596063
				PFC

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

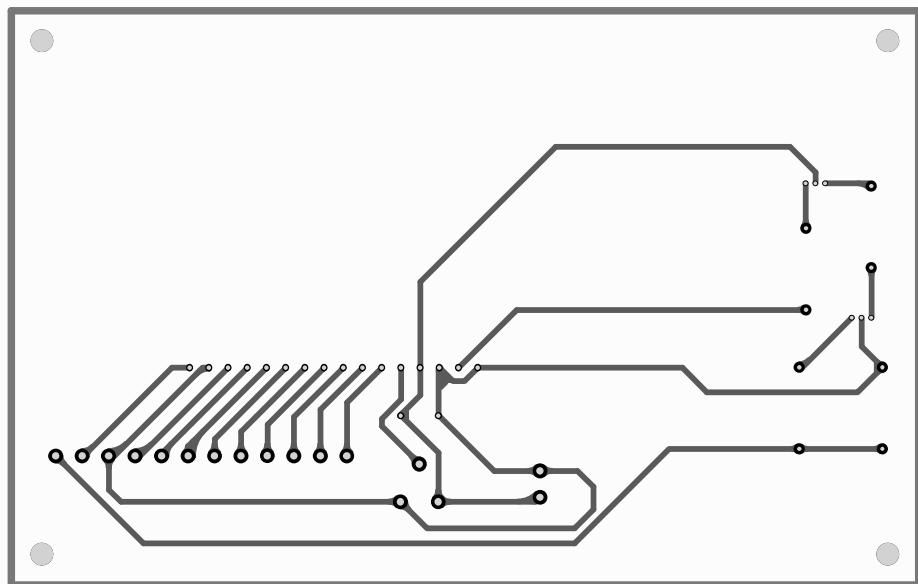
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala 1:1	Título MODULO LCD Plano de circuito impreso cara bottom				Plano nº: 3
					Alumno 596063
					PFC

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

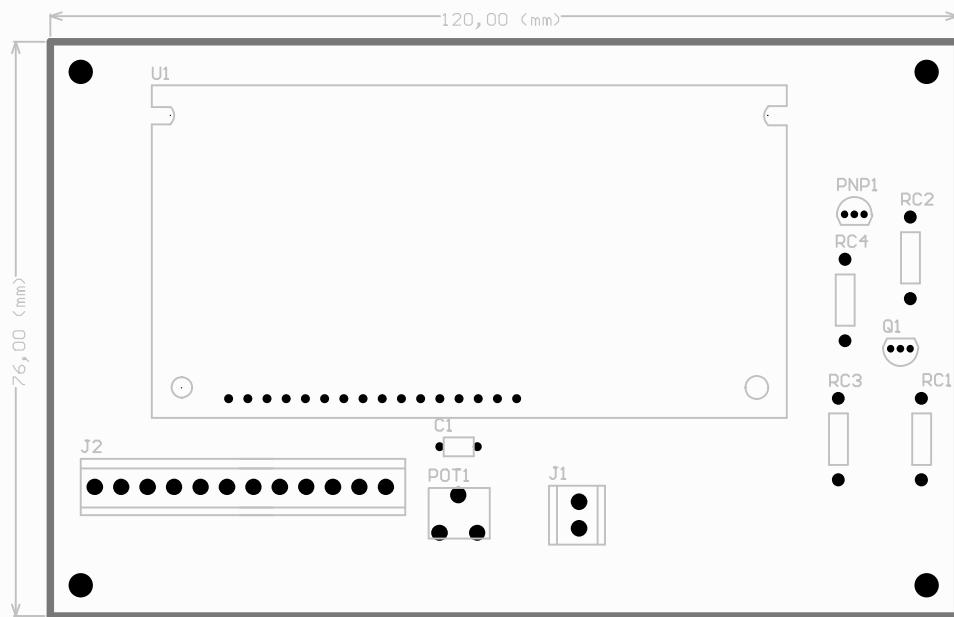
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala	Título	MODULO LCD Plano de serigrafía de componentes			Plano nº: 4
1:1					Alumno 596063
					PFC

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

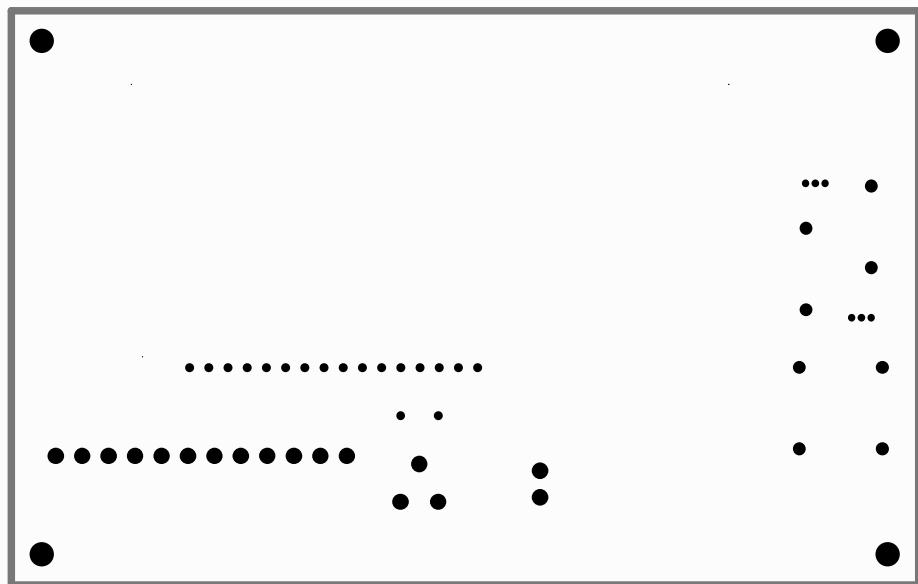
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala 1:1	Título MODULO LCD Plano de mascarilla cara bottom				Plano nº: 5
					Alumno 596063
					PFC

A

B

C

D

E

F

G

H

A

B

C

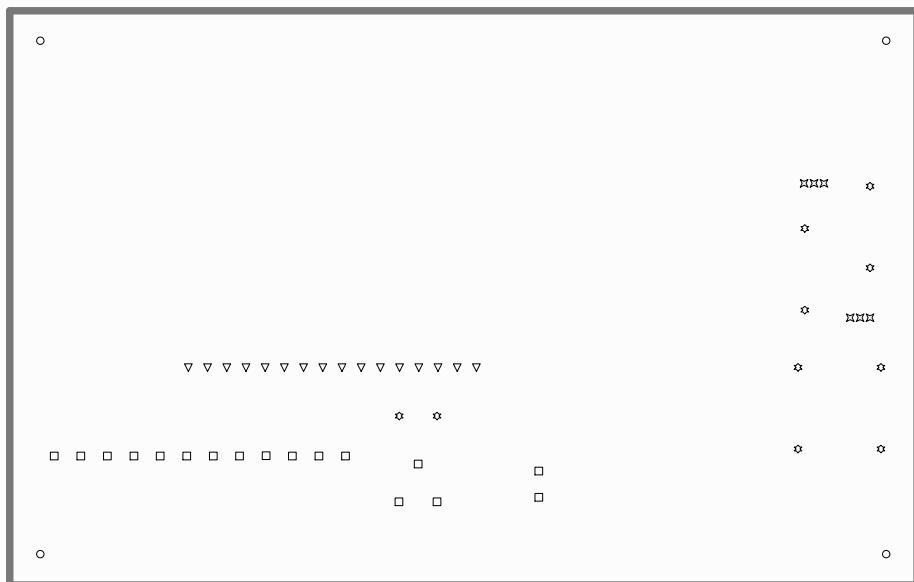
D

E

F

G

H



	Fecha	Nombre	Firma	ESCUELA UNIVERSITARIA DE INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL DE ZARAGOZA	
Dibujado	10/03/2013	Jose Emilio Miranda Baile			
Comprobado		Manuel Torres Portero			
Escala 1:1	Título MODULO LCD Plano de taladrado				Plano nº: 7
					Alumno 596063
					PFC