

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULACIÓN PIEZOELÉCTRICA ÓSEA.

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
Por el Br. Ramírez L., Alejandro J.
para optar al título de
Ingeniero Electricista

Caracas, 2011.

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULACIÓN PIEZOELÉCTRICA ÓSEA.

Prof. Guía: Prof. Simón Morales

Tutor Industrial: Prof. Vannessa Duarte

Presentado ante la Ilustre
Universidad Central de Venezuela
Por el Br. Ramírez L., Alejandro J.
para optar al título de
Ingeniero Electricista

Caracas, 2011

CONSTANCIA DE APROBACIÓN

Caracas, 2011.

Los abajo firmantes, miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Eléctrica, para evaluar el Trabajo Especial de Grado presentado por el Bachiller Alejandro Ramírez, titulado:

“Diseño de un Prototipo de Estimulación Piezoeléctrica Ósea”

Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el plan de estudios conducente al Título de Ingeniero Electricista en la mención de Electrónica, y sin que ello signifique que se hacen solidarios con las ideas expuestas por el autor, lo declaran APROBADO.



Prof. Tamara Pérez.

Jurado.



Prof. José Romero.

Jurado.



Prof. Simón Morales

Profesor guía.

DEDICATORIA

Dedicada esta tesis a todos aquellos quienes creen que pueden lograr cualquier cosa que se propongan, por descabellada, difícil o alocada que parezca. A aquellos que no temen a lo nuevo, a lo desconocido. Aquellos que hacen de la suerte su aliada, limitando su influencia al mínimo. A los luchadores incansables del conocimiento. A usted, a mí, y a todas las personas que día a día hacen posible que crezca nuestro entendimiento del mundo.

Dedico este trabajo a todas las personas que de una u otra forma, con su presencia, tolerancia, dosis de locura y sabiduría, han moldeado, con sus interacciones conmigo, lo que soy hoy. A mis familiares más cercanos; a pesar de que no siempre los caminos sean los mismos y los resultados no sean los esperados, todo, al final, sale bien.

Recuerdo especial a mis amigos, quienes han hecho más llevadero el camino del desarrollo de esta tesis, y a pesar de no siempre compartir los mismos campos de interés en el conocimiento, han compartido conmigo en los campos de la vida, y han ofrecido opinión y ayuda oportuna cuando así lo he necesitado.

Agradecimiento especial a personas importantes, que han logrado influir en mi vida aún a pesar de la distancia. Personas que han logrado transitar a mi lado caminos insospechados, de los cuales ni siquiera conocía su existencia. Personas que, aún con todos los factores en contra, han logrado quizás darme las enseñanzas más importantes que pueda recordar. Gracias infinitas, por siempre.

Ahkeruus kovan onnen voittaa.

Ad astra per aspera.

RECONOCIMIENTOS Y AGRADECIMIENTOS

Debo agradecer, en primer lugar, a Dios, por permitir que, día a día, me acercara más a mis metas. Aunque a veces su ayuda pase desapercibida, sus efectos son visibles e innegables.

Agradezco de manera especial e infinita a mi madre y a mi abuela, que con su presencia y apoyo han hecho más llevadero un camino que, de otra forma, sería muchísimo más difícil transitar y concluir.

A la Universidad Central de Venezuela, y a todos los profesores que fueron, de una u otra forma, parte de mi proceso educativo. Es gracias a todas sus enseñanzas que hoy puedo transitar el sendero del conocimiento y las luces en el área que escogí.

Al Instituto Nacional de Bioingeniería, y a todas las personas que en el laboran, por ser apoyo y soporte durante el desarrollo de este trabajo, y permitirme formar parte de su agradable ambiente de cooperación y cordialidad.

A mis tutores, los profesores Simón Morales y Vannessa Duarte, por su orientación y guía en el desarrollo de este trabajo, su gran paciencia para con mis dudas y preguntas, y su disposición de ayudar y contribuir al buen término de esta tesis.

Ramírez L., Alejandro J.

DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE ESTIMULACIÓN PIEZOELÉCTRICA ÓSEA

Prof. Guía: Prof. Simón Morales. Tutor Industrial: Prof. Vannessa Duarte. Tesis. Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Eléctrica. Ingeniero Electricista. Opción: Electrónica. Institución: INABIO. 2011. 76h. + Anexo.

Palabras Claves: Piezoelectricidad, huesos, estimulación ósea, regeneración, fractura, pseudoartrosis.

Resumen: En esta investigación se diseña, simula y analiza el prototipo de un dispositivo de estimulación, que aproveche la propiedad de piezoelectricidad presente en los huesos, a fin de promover la regeneración ósea, como posible tratamiento alternativo en caso de fracturas y afecciones como osteoporosis y pseudoartrosis. Se obtuvieron los parámetros equivalentes eléctricos del hueso, así como las formas de estimulación más adecuadas que permitan producir un incremento en el volumen óseo. A partir de dichos parámetros, y mediante el uso de un software especializado, se efectuó el diseño y simulación de un dispositivo electrónico capaz de proveer estimulación al hueso, siguiendo los lineamientos requeridos para la obtención de efecto osteogénico

CONTENIDO

CONSTANCIA DE APROBACIÓN.....	iii
DEDICATORIA	iv
RECONOCIMIENTOS Y AGRADECIMIENTOS	v
RESUMEN	vi
ÍNDICE GENERAL	vii
ÍNDICE DE TABLAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
 INTRODUCCIÓN	 1
 CAPÍTULO I. PROBLEMA, OBJETIVOS Y ANTECEDENTES	 3
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.2. OBJETIVOS	4
1.2.1. Objetivo General	4
1.2.2. Objetivos Específicos.....	4
1.3. ANTECEDENTES	5
 CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	 9
2.1. TEJIDO ÓSEO.....	9
2.1.1. Composición y estructura de los huesos largos	10
2.1.2. Tipos de células óseas.....	11
2.2. PROPIEDADES DEL TEJIDO ÓSEO.....	12
2.2.1. Propiedades mecánicas de los huesos largos	13
2.2.2. Propiedades piezoeléctricas del tejido óseo	14
2.2.3. Propiedades eléctricas y dieléctricas del tejido óseo	16
2.2.4. Hipótesis de mecanismos de regeneración ósea	18

2.3. DISPOSITIVOS DE ESTIMULACIÓN ÓSEA.....	20
2.3.1. Dispositivos existentes.....	20
2.3.2. Comparación entre dispositivos.....	25
2.4. COMPONENTES ELECTRÓNICOS PRINCIPALES.....	27
2.4.1. Temporizador 555.....	27
2.4.2. Transistor bipolar: configuración de emisor común.....	28
2.4.3. PIC16F88.....	28
CAPÍTULO III. MARCO METODOLÓGICO.....	29
3.1. METODOLOGÍA.....	29
3.1.1. Diseño preliminar.....	30
3.1.2. Modelo eléctrico del hueso.....	32
3.1.3. Diseño del prototipo mejorado.....	33
3.1.4. Variables e indicadores importantes.....	37
3.1.5. Limitaciones.....	38
CAPÍTULO IV. DISEÑO, SIMULACIÓN Y ANÁLISIS.....	40
4.1. PRIMER PROTOTIPO.....	40
4.1.1. Determinación de valores de los componentes.....	40
4.1.2. Simulación.....	42
4.2. MODELO ELÉCTRICO DEL HUESO.....	44
4.2.1. Determinación del modelo.....	45
4.2.2. Interacción entre dispositivo y modelo eléctrico.....	46
4.3. PROTOTIPO MEJORADO.....	50
4.3.1. Interfaz de entrada.....	52
4.3.2. Microcontrolador.....	53
4.3.3. Modelo del hueso y resistencia limitadora.....	58
4.3.4. Filtros pasa-bajos.....	59
4.3.5. Medidor de carga de batería.....	61
4.3.6. Interfaz gráfica. LCD Serial 2x16.....	63

4.3.7. Reloj	64
CONCLUSIONES	65
RECOMENDACIONES	68
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
BIBLIOGRAFÍAS	73
GLOSARIO	75
ANEXO	77

ÍNDICE DE TABLAS

1. Valores típicos de permitividad relativa para huesos y médula en estado fisiológico	17
2. Valores típicos de conductividad (Sm-1) para huesos y médula en estado fisiológico	17
3. Valores considerados para el desarrollo del modelo	45

ÍNDICE DE FIGURAS

1. Estructura de los huesos largos	10
2. Diversos tipos de células óseas y su proceso de desarrollo	12
3. Diagrama explicativo del efecto piezoeléctrico	14
4. Potenciales y efectos causados por compresión y tensión en huesos	16
5. Corte transversal de hueso cortical femoral con microfracturas.....	20
6. Dispositivo invasivo totalmente implantado en la extremidad tratada	21
7. Dispositivo semi-invasivo de estimulación ósea UAP 8402	22
8. Estimulación con PEMF	24
9. Configuración astable del timer 555	27
10. Configuración de emisor común.....	28
11. Señal de salida del dispositivo estimulador citado.....	29
12. Elementos mínimos necesarios para el funcionamiento del dispositivo.....	30
13. Colocación del estimulador piezoeléctrico	31
14. Representación de la onda producida por el módulo PWM del PIC	34
15. Diagrama de posibles opciones para el manejo de registros del ADC	35
16. Períodos de nivel alto y bajo de la onda obtenida con el 555	41
17. Simulación del primer prototipo en Proteus	43
18. Simulación de onda obtenida a la salida del dispositivo 555.....	44
19. Modelo eléctrico del hueso utilizado para el diseño	46
20. Circuito estimulador, etapa de amplificación y modelo eléctrico del hueso	47
21. Simulación de voltaje sobre la resistencia limitadora.....	48
22. Implementación del primer prototipo sobre una placa de prototipos.....	49
23. Esquema de simulación circuital del prototipo final implementado.....	52
24. Disposición de los pulsadores	53
25. Subrutina de control del ciclo de trabajo de la señal PWM	55
26. Simulación de onda de estimulación suministrada por el microcontrolador	56

27. Detalle de la porción PWM de la onda estimuladora.....	56
28. Simulación de onda PWM para dos diferentes ciclos de trabajo	57
29. Simulación de voltaje filtrado sobre la resistencia limitadora	57
30. Modelo del hueso y conexión al PIC para simulación.....	58
31. Simulación del efecto de una disminución brusca de la resistencia ósea	59
32. Filtro pasa-bajos utilizado	60
33. Colocación de filtros y señales involucradas	61
34. Potenciómetro para simulación de nivel de la batería.....	62
35. LCD serial 2x16 y dispositivos auxiliares	63
36. Algunos mensajes mostrados por el LCD del dispositivo	64

INTRODUCCIÓN

Desde el descubrimiento de la propiedad piezoeléctrica del hueso, se ha intentado aprovechar la estimulación eléctrica como ayuda para la regeneración ósea. Una manera de realizar esto, es mediante la utilización de un dispositivo que sea capaz de proveer estímulos eléctricos eficaces al tejido óseo, a fin de que el efecto piezoeléctrico presente en el mismo pueda contribuir a su regeneración y remodelado.

El presente trabajo consta de cuatro capítulos; en el primero de ellos, se plantea la necesidad de diseñar un dispositivo, que contribuya con el proceso curativo y de reparación natural de las lesiones provocadas por fracturas y condiciones como la pseudoartrosis y la osteoporosis, aplicando dichas propiedades en el reforzamiento o aceleración del mismo. Además de esto, se mencionan los objetivos a alcanzar con la realización de esta investigación, y algunos trabajos anteriores, o antecedentes, en el ámbito del estudio de la piezoelectricidad ósea.

En el segundo capítulo se habla de conceptos relacionados con el tejido óseo, la composición y estructura de los huesos largos, sus propiedades relativas al fenómeno piezoeléctrico, y algunas hipótesis acerca de la forma en que la estimulación piezoeléctrica puede contribuir en la regeneración ósea. Así mismo, se mencionan algunos dispositivos estimuladores existentes y se clasifican según su ubicación respecto a la lesión a tratar, y según el tipo de estímulo que proveen al hueso, además de efectuarse una comparación entre ellos. De igual manera, se señalan ciertos componentes electrónicos de interés utilizados en el diseño del prototipo.

El capítulo III trata sobre la metodología utilizada para la obtención del prototipo final y los parámetros necesarios para su diseño, así como un prototipo preliminar y el procedimiento para su obtención. Se indican ciertos elementos que

resultan necesarios en la implementación de un estimulador óseo, así como la forma de utilización que este tendría y su posible interacción con un modelo eléctrico basado en los parámetros del hueso. Se habla, además, sobre el procedimiento seguido para el diseño del prototipo mejorado, algunos valores e indicadores importantes a tomar en cuenta, y las limitaciones encontradas durante el diseño del mismo.

El capítulo IV continúa con la presentación de los resultados, simulaciones realizadas para el prototipo preliminar y mejorado, cálculos que permiten encontrar el modelo eléctrico del hueso, el período de la onda, controlar la corriente entregada al hueso, así como el diseño de la interfaz de usuario y explicación del código fuente del programa incluido en el microcontrolador.

Por último, se presentan las conclusiones halladas mediante la realización de los prototipos aquí presentados, y las recomendaciones para la realización de estudios futuros sobre el particular.

CAPITULO I

1. PROBLEMA, OBJETIVOS Y ANTECEDENTES

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Actualmente, existe un elevado número de accidentes producto de la mecanización presente en diversas actividades, de los cuales, un gran número ocasiona fracturas, cuyos tratamientos e incapacidad prolongada, sumados a la falta de productividad social durante la recuperación, constituyen un problema de salud pública [1]. Hasta 10% de las fracturas que ocurren anualmente, terminan en problemas o retardo en la consolidación ósea, lo que extiende el tiempo de curación de los pacientes que sufren dichas afecciones, en los cuales el tratamiento clásico con osteosíntesis e injertos óseos no siempre es exitoso [2].

Este inconveniente, sumado a otras afecciones como la osteoporosis, convertida en un gran problema de salud [3], hace necesario recurrir a otro tipo de métodos que estimulen la osteogénesis a fin de complementar la terapia a la cual son sometidos estos pacientes. Una solución a esta necesidad viene dada gracias a las respuestas osteogénicas a corrientes y voltajes eléctricos, observadas en algunos estudios [4], las cuales aprovechan el efecto piezoeléctrico presente en los huesos, a fin de favorecer el crecimiento de nuevo tejido óseo [5].

Es deseable entonces diseñar un dispositivo estimulador de las propiedades piezoeléctricas del hueso, que favorezca la rápida curación en el caso de fracturas y promueva la osteogénesis en el caso de osteoporosis, con tecnología propia que abarate los costos inherentes a este tipo de tratamientos.

Para ello, se presenta un diseño preliminar de prototipo de estimulador piezoeléctrico, realizado con materiales de bajo costo y susceptible de aplicación sobre lesiones y enfermedades presentes en huesos largos, al cual se le realizan pruebas de simulación y se lleva hasta su construcción sobre placa de prototipos.

Posteriormente se efectúan cálculos que permiten hallar un modelo eléctrico simplificado del hueso, partiendo de resultados de estudios previos, y se observa la interacción entre dicho modelo y el prototipo preliminar. Finalmente, se realiza un segundo prototipo utilizando un microcontrolador PIC, para el cual sólo se efectúan pruebas sobre simulaciones y se comparan con los valores encontrados en la literatura que se consideran efectivos para la estimulación osteogénica.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo General.

Diseñar, simular y analizar un prototipo de dispositivo capaz de inducir corrientes eléctricas sobre un hueso para estimular su curación en caso de lesiones mediante el uso del efecto piezoeléctrico.

1.2.2. Objetivos Específicos.

- Investigar sobre las propiedades piezoeléctricas del hueso y su efecto en la regeneración ósea.
- Investigar sobre dispositivos de estimulación ósea existentes y las características más relevantes de cada dispositivo estudiado.

- Comparar diferentes dispositivos de estimulación ósea existentes, en base a su facilidad de transportación, factibilidad de implementación y usos en tratamientos médicos.
- Determinar los parámetros eléctricos requeridos para el diseño de un dispositivo de inducción de efecto piezoeléctrico en un hueso, que cumpla con las especificaciones de aplicación terapéutica de corriente eléctrica y otras magnitudes físicas.
- Diseñar un prototipo de dispositivo capaz de inducir efecto piezoeléctrico en huesos, dentro de los parámetros establecidos durante la investigación.
- Realizar pruebas sobre simulaciones computacionales del prototipo diseñado, a fin de determinar su cumplimiento con los parámetros establecidos en la investigación.
- Realizar los ajustes necesarios al diseño de acuerdo a los resultados de las pruebas.

1.3. ANTECEDENTES

Es conocido en la actualidad que los huesos presentan propiedades piezoeléctricas. Dichas propiedades han encontrado usos en diversas formas que relacionan magnitudes eléctricas y mecánicas presentes en el tejido óseo.

Entre las formas que se han encontrado en estudios anteriores para aprovechar las propiedades piezoeléctricas del hueso, se encuentra el diseño de transductores electromecánicos a partir de material óseo, los cuales presentan ciertas ventajas en frecuencias mayores a 15 MHz, tales como bajo costo, constante dieléctrica e impedancia característica. El principal uso de este elemento transductor es como

sensor en aplicaciones diagnósticas en el campo biomédico, para detección de anomalías como tumores óseos, entre otras, debido a una buena adaptación acústica entre el hueso y el elemento sensor, por estar diseñados del mismo material [6].

Otra de las utilidades encontradas para estas propiedades ha sido la detección de ondas elásticas en los huesos mediante la medición de los campos magnéticos originados por piezoelectricidad. Esto es posible gracias a que una onda de esfuerzo mecánico, propagándose en un hueso largo, está acompañada de una carga eléctrica, que viaja a través de la longitud del hueso, debido al carácter piezoeléctrico del tejido óseo. Los campos magnéticos que se generan debido a esta corriente pueden ser detectados mediante el dispositivo diseñado en el citado estudio, con potenciales aplicaciones en diagnósticos de anomalías óseas [7].

El efecto piezoeléctrico óseo, en el cual un potencial medible es producido cuando el hueso se encuentra bajo estrés mecánico, y una deformación es obtenida mediante la aplicación de voltaje [8], es susceptible de ser aplicado a terapias que favorezcan y promuevan la regeneración de los huesos. Varios autores han abordado este tema, con experimentación realizada, principalmente, de dos formas: *in vitro*, o sobre especímenes de tejido óseo provenientes de organismos muertos, en ambientes controlados de laboratorio; e *in vivo*, es decir, experimentación sobre animales, o ensayos clínicos sobre pacientes afectados por dolencias susceptibles de ser tratadas con el efecto piezoeléctrico.

Como ejemplo de estudio *in vitro*, podemos citar el estudio realizado por Norton y Moore sobre cultivo de huesos craneales de ratas, los cuales eran colocados sobre una cuadrícula electrificada, tomándose cuatro grupos de especímenes de huesos y sometidos a diferentes tensiones de forma sinusoidal, entre 0V y 490V pico, y frecuencias de 5Hz. Los huesos fueron colocados en diferentes formas sobre dicha cuadrícula; algunos verticales, otros horizontales, lo que permitió encontrar una dependencia entre la dirección de colocación de la muestra y la forma en que nuevo

tejido óseo era generado; y además, establecer que era posible originar un efecto piezoelectrico en los huesos sin manipulación física, y que nueva matriz ósea era generada en las superficies cargadas negativamente, concluyéndose entonces que era posible modificar los patrones de crecimiento del hueso mediante un campo eléctrico orientado externamente, que simulara el potencial natural encontrado en los huesos producido por esfuerzos mecánicos [5].

Otro estudio, realizado sobre pollos, buscaba determinar si los campos eléctricos podían influir o alterar el crecimiento de los huesos largos *in vivo*. Para ello, aplicaban una onda cuadrada de 5 Hz con valores pico entre 0V y 490V, dependiendo del grupo al que perteneciera el espécimen estudiado, a dos electrodos colocados a cada lado de una de las patas del animal por espacio de 24 horas. Los resultados de los análisis posteriores al experimento indicaron, efectivamente, que el crecimiento de los huesos en el animal podía ser alterado por campos eléctricos externos, y que no era necesaria la cirugía, ni sus efectos irritantes, para hacer posible que corrientes eléctricas pequeñas tuviesen efecto en el tejido óseo [9].

Es importante señalar que la estimulación eléctrica no sólo se ha intentado utilizar para la regeneración o tratamiento en afecciones del tejido óseo, sino también en otras áreas, tales como regeneración de cartílago [4] y tratamiento de heridas [10].

El uso de la corriente directa para estimulación de efecto piezoelectrico en terapias destinadas a regeneración ósea, fue aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) en Estados Unidos en el año 1979, para el tratamiento de consolidación viciosa y fusión espinal [2]. Dicha organización también ha aprobado el tratamiento por Pulsed ElectroMagnetic Fields (PEMF), o campos electromagnéticos pulsantes, para el tratamiento de consolidación viciosa y osteoporosis [11].

El proceso de remodelación ósea obedece a la Ley de Wolff, formulada por el anatomista y cirujano alemán Julius Wolff en el siglo XIX, la cual establece que los huesos de personas y animales sanos se adaptan a las cargas mecánicas a las cuales son sometidos, mediante remodelaje de su estructura [12]. Posteriormente a sus estudios, otros autores han propuesto la idea de que dicho fenómeno está regulado por las propiedades piezoeléctricas del hueso, las cuales actúan como una especie de “señal biológica” [4].

Una de las hipótesis que intentan explicar la forma en la cual se produce este fenómeno, establece que las cargas mecánicas que los huesos soportan diariamente generan zonas de micro-daño en el hueso cortical o compacto. Estas micro-fracturas son entonces removidas por los osteoclastos (células que degradan y reabsorben material óseo), acción que libera en el fluido óseo factores de crecimiento, que se encuentran en forma latente en los osteocitos (células formadoras de hueso). Un campo electromagnético puede estimular la multiplicación de factores de crecimiento y acelerar el proceso de remodelación ósea indirectamente [13].

El grado de efectividad de este tipo de terapia está condicionado, por supuesto, a las propiedades eléctricas del hueso, las cuales presentan variaciones de acuerdo a varios factores tales como: contenido de humedad, temperatura, edad y grado de enfermedad del paciente [14].

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. TEJIDO ÓSEO

El tejido óseo forma la mayor parte del esqueleto, el cual es la estructura que provee rigidez al cuerpo humano y de otros mamíferos, protegiendo los órganos blandos y permitiendo la movilidad. Robusto y ligero, el tejido óseo es dinámico y se encuentra en constante remodelación, cumpliendo funciones básicas e importantes para el organismo, tales como:

- Soporte: necesario para proveer un marco rígido para tejidos blandos y músculos.
- Protección: En las cavidades formadas por la disposición y arreglo de los huesos en el esqueleto se sitúan órganos de vital importancia para el cuerpo, como el caso del cerebro dentro del cráneo, o el de la caja torácica y el esternón, los cuales proveen protección a órganos como el corazón y los pulmones.
- Movimiento: El sistema compuesto por huesos, tendones y músculos es el responsable de proveer movimiento mediante la contracción sincronizada de estos últimos.
- Homeóstasis mineral: El sistema óseo funciona como reservorio de sustancias minerales necesarias para la contracción muscular y otras funciones. Dichas sustancias, principalmente calcio y fósforo, son liberadas al torrente sanguíneo en caso de ser necesarias.

- Producción de células sanguíneas: Algunos huesos presentan cavidades internas en las cuales existe una sustancia denominada médula ósea roja, la cual es responsable de la producción de glóbulos rojos.
- Almacén de grasas de reserva: Se lleva a cabo en la médula amarilla, y constituye una importante reserva de energía química para el cuerpo [15].

2.1.1. Composición y estructura de los huesos largos.

Los huesos largos, están compuestos estructuralmente por una diáfisis o cuerpo, y dos extremos; teniendo una longitud muy superior a su ancho, y poseen una capa externa de hueso compacto, y una cavidad interna que contiene a la médula ósea. Los extremos de los huesos largos presentan hueso trabecular o esponjoso, y una línea epifisaria, la cual es un remanente de un área de cartílago presente en la infancia para permitir el alargamiento del mismo (figura 1). Todos los huesos de las extremidades, exceptuando la rótula y los huesos de muñeca y tobillo, son huesos largos [16].



Figura 1. Estructura de los huesos largos [16].

Los huesos largos presentan una matriz en la que se encuentran células dispersas, constituida por 25% de agua, 25% de proteínas y 50% de sales minerales. Entre las sales minerales más abundantes en ellos, se tienen la hidroxiapatita o fosfato tricálcico, y carbonato cálcico; y en menor cantidad, existe presencia de hidróxido de magnesio, cloruro y sulfato magnésicos. Dichas sales minerales son depositadas en el entramado de fibras de colágeno presente en los huesos por cristalización, durante un proceso denominado mineralización o calcificación.

La estructura ósea no es totalmente sólida, sino que presenta pequeños espacios entre sus componentes, los cuales forman canales, por donde circulan los vasos sanguíneos, encargados del transporte de nutrientes hacia las células óseas. En función del tamaño de dichos espacios, el hueso puede ser clasificado en compacto o esponjoso [15], siendo el primero una capa densa y consistente que forma la parte externa, y presentando el segundo el aspecto de una esponja, con trabéculas que forman un reticulado en el interior del hueso [17].

2.1.2. Tipos de células óseas

Las células óseas derivan de otros tejidos presentes en la médula del hueso, y pasan a formar parte de las áreas más externas, a medida que se van desarrollando, cambiando su forma y función [18]. Las células que componen el tejido óseo (figura 2) se clasifican en:

- Células osteoprogenitoras: son células no especializadas que dan origen a los osteoblastos y osteocitos.
- Osteoblastos: células presentes en el tejido óseo que han perdido la capacidad de dividirse por mitosis. Segregan colágeno y otros materiales necesarios para la construcción del hueso, quedando envueltos en dichos materiales a medida que los emiten. Se convierten en osteocitos al quedar completamente envueltos por la matriz ósea.

- Osteocitos: células óseas maduras derivadas de los osteoblastos. Constituyen la mayor parte del tejido óseo, y no poseen capacidad de replicarse, al igual que los osteoblastos. Su función es mantener las actividades celulares del tejido óseo, como el intercambio de nutrientes y productos de desecho.
- Osteoclastos: células encargadas de la destrucción de la matriz ósea [15].

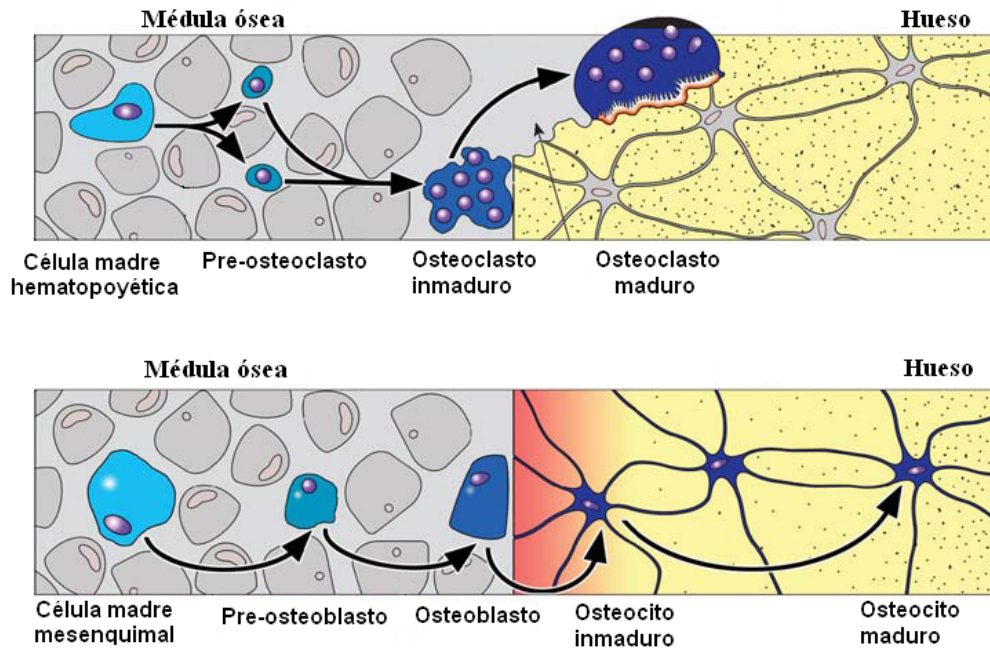


Figura 2. Diversos tipos de células óseas y su proceso de desarrollo [18].

2.2. PROPIEDADES DEL TEJIDO ÓSEO

Según la Ley de Wolff, los huesos en personas y animales sanos se adaptan a las cargas mecánicas colocadas sobre ellos, es decir, si la carga mecánica en un hueso en particular se incrementa, el hueso se remodelará a sí mismo luego de algún tiempo, para incrementar su resistencia a dicha carga. Lo opuesto es también cierto, si la carga mecánica en un hueso decrece, este se volverá más débil, ya que es

metabólicamente menos costoso de mantener y no existe estímulo para su remodelado continuo, el cual es requerido para mantener la masa ósea [12].

Las propiedades mecánicas y eléctricas del hueso están estrechamente relacionadas, ya que la estimulación mecánica de las células óseas ocurre de forma piezoeléctrica o mediante potenciales eléctricos generados por estrés mecánico. En presencia de cargas mecánicas, la matriz orgánica del hueso genera una respuesta piezoeléctrica en forma de potenciales sobre su superficie [19].

A pesar de ser de origen biológico, el hueso puede ser estudiado de la misma forma que un material sintético, sin embargo, debido a su naturaleza, es más propenso a variaciones en sus propiedades medibles. Los factores que influyen sobre sus propiedades comprenden: edad, género, ubicación en el cuerpo, temperatura, contenido mineral, humedad y presencia de enfermedades [20].

2.2.1. Propiedades mecánicas de los huesos largos.

El tejido óseo es de naturaleza anisotrópica, esto es, sus propiedades mecánicas deben ser consideradas en dos dimensiones: longitudinal, o paralela a la alineación de los osteones, la cual es la dirección usual de carga mecánica; y transversal, en ángulo recto con los ejes largos del hueso.

Debido a que el hueso consta principalmente de fibras de colágeno y una matriz inorgánica, puede ser analizado en un nivel simple como un compuesto de fibra. Este tipo de materiales están constituidos por dos o más sustancias diferentes, y son comúnmente usados en la ingeniería y la industria, puesto que la combinación crea un compuesto que presenta propiedades superiores a las de sus componentes individuales.

El tejido óseo es más resistente en la dirección axial que en la dirección transversal, esto es, el hueso cortical presenta una mayor rigidez en la dirección paralela a los osteones, a lo largo del eje principal del hueso.

En cuanto a tracción y compresión, el hueso presenta una mayor resistencia a esta última, solamente en el eje longitudinal. La resistencia a la tracción longitudinal, y a compresión y tracción transversales, son comparables y relativamente bajas [20].

2.2.2. Propiedades piezoeléctricas del tejido óseo.

La piezoelectricidad se define como la propiedad presente en determinadas sustancias, que al ser sometidas a tensiones mecánicas adquieren una polarización eléctrica, originándose así una diferencia de potencial y cargas eléctricas en su superficie [21]. Dicha polarización es resultado del reordenamiento de cargas producido por la presión mecánica aplicada al material (figura 3).

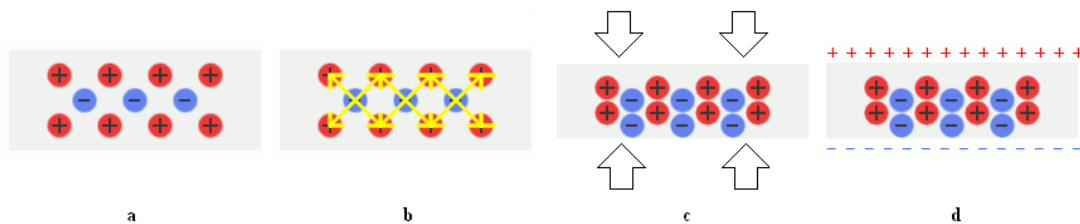


Figura 3. Diagrama explicativo del efecto piezoeléctrico. [22]

Normalmente, las cargas eléctricas en un material piezoeléctrico se encuentran balanceadas, y su efecto neto sobre la polarización del material es cero, como se aprecia en (a) y (b). Si una fuerza comprime el cristal de la forma mostrada en (c), las cargas eléctricas son forzadas fuera de balance, lo que hace aparecer cargas netas positivas y negativas a ambos lados del material (d) [22].

Este fenómeno también se presenta a la inversa, esto es, dichos materiales son capaces de deformarse bajo acción de fuerzas internas al ser sometidos a un campo eléctrico [21].

Es conocido en la actualidad que el hueso presenta propiedades piezoeléctricas similares a aquellas presentes en los materiales cristalinos, que aparecen cuando las fuerzas de tensión cortantes causan que las fibras de colágeno presentes en el tejido óseo se deslicen unas sobre otras [23].

La actividad física genera pequeños pulsos de potencial, usualmente de unos pocos milivoltios por centímetro; estos son producidos de forma piezoeléctrica por la transducción de energía mecánica, la cual viene dada por el encorvamiento de un hueso en actividad, en energía eléctrica. Los pulsos son parte de un sistema de retroalimentación natural que modifica la forma de los huesos, de forma tal que minimiza el esfuerzo mecánico en el mismo; si el esfuerzo mecánico aumenta, aumenta el potencial, y el hueso crece en su dirección hasta que la tensión es aliviada; en este punto el potencial se reduce y el remodelado del hueso se detiene. Cuando el hueso es sometido a una deformación mecánica, genera un potencial negativo en la zona de compresión, y positivo en la zona de tensión, teniendo la diferencia entre estos potenciales relación directa con la fuerza aplicada.

Lo anteriormente descrito es observado en los huesos que presentan consolidación viciosa luego de una fractura; al entrar en funcionamiento, el hueso tiende de forma natural a recuperar su forma, aumentando la cantidad de material óseo en la zona de potencial negativo, y presentando destrucción de tejido óseo en la zona de potencial positivo [1] (figura 4).

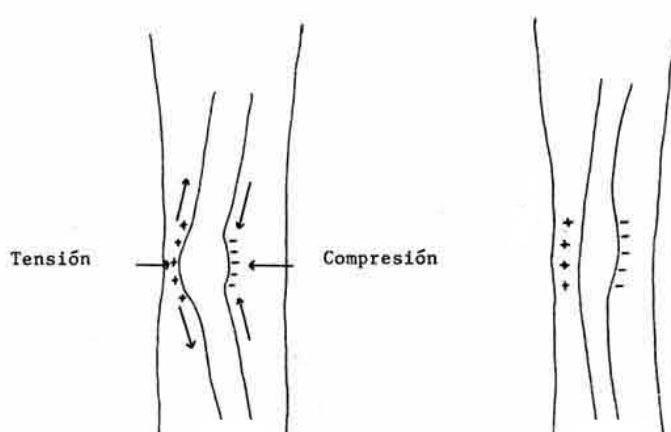


Figura 4. Potenciales y efectos causados por compresión y tensión en huesos [1].

2.2.3. Propiedades eléctricas y dieléctricas del tejido óseo.

Para entender mejor el papel de la estimulación eléctrica en el remodelado de los huesos, así como para un análisis de la distribución de corriente directa o inducida en los mismos, es necesario obtener datos acerca de las propiedades eléctricas y dieléctricas del tejido óseo.

Se ha demostrado que las propiedades eléctricas y dieléctricas de huesos largos son transversalmente isotrópicas, esto es, los valores medidos en dirección radial son diferentes a los valores obtenidos en cualquiera de las dos direcciones transversas. Además de ello, estudios comprueban que las propiedades dieléctricas óseas presentan una dependencia marcada con respecto a la frecuencia de la señal aplicada, no siendo este el caso para las propiedades resistivas, las cuales presentan menor dependencia respecto a este parámetro [24]. Los parámetros de permitividad relativa (útil para calcular la capacitancia) y de conductividad (relacionada con la resistividad) para distintos tipos de huesos, obtenidos de un estudio relacionado [14] se pueden apreciar en las tablas 1 y 2.

Tabla 1. Valores típicos de permitividad relativa para huesos y médula en estado fisiológico [14].

Tipo de Tejido	Especie	10 kHz	1 MHz	10 MHz
Hueso trabecular	Tibia distal humana	600 - 800	50 - 80	-
	Fémur bovino	~ 6000	~ 100	-
	Cráneo ovino	-	~ 800	~ 100
Hueso compacto	Tibia distal humana	~ 1050	~ 80	-
	Fémur bovino	600 - 1000	60 - 110	-
	Cráneo ovino	-	~ 500	~ 60
Médula ósea	Fémur y tibia de ternero	~ 1000	~ 100	~ 50

Tabla 2. Valores típicos de conductividad (Sm^{-1}) para huesos y médula en estado fisiológico [14].

Tipo de Tejido	Especie	10 kHz	1 MHz	10 MHz
Hueso trabecular	Tibia distal humana	0.2 - 0.5	0.2 - 0.5	-
	Fémur bovino	~ 0.07	~ 0.07	-
	Cráneo ovino	-	~ 0.09	~ 0.2
Hueso compacto	Tibia distal humana	~ 0.05	~ 0.06	-
	Fémur bovino	0.05 - 0.5	0.08 - 0.6	-
	Cráneo ovino	-	~ 0.03	~ 0.8
Médula ósea	Fémur y tibia de ternero	~ 0.2	~ 0.2	~ 0.3

Estos parámetros permiten calcular la resistencia y la capacitancia del hueso. Una ecuación que permite calcular la resistencia R de una porción de hueso, teniendo en cuenta sus parámetros de longitud ℓ , área transversal A , y resistividad ρ , es la ecuación 1. La resistividad es el parámetro inverso a la conductividad, por tanto, su obtención a partir de los parámetros presentados, resulta sencilla.

$$R = \rho \frac{\ell}{A} \quad (1)$$

Para calcular la capacitancia C de una porción de hueso se requieren datos sobre la distancia entre los electrodos colocados d , la permitividad relativa del tejido óseo ϵ_r , y el área de la sección transversal considerada A . También es conocido el valor de ϵ_o , el cual representa la constante de permitividad del espacio libre con un valor de $8,85 \cdot 10^{-12}$ F/m. Estos valores se utilizan en la ecuación 2.

$$C = \epsilon_r \epsilon_o \frac{A}{d} \quad (2)$$

Es de especial importancia tener en cuenta que la resistencia del hueso aumenta a medida que avanza la estimulación, excepto en casos de osteoporosis. Esto se debe a la formación de hueso nuevo, polarización del tejido óseo, y otros factores aún desconocidos [1].

2.2.4. Hipótesis de mecanismos de regeneración ósea.

Aún no se encuentra completamente claro el mecanismo mediante el cual se interrelacionan las propiedades piezoeléctricas del hueso con la actividad de regeneración de tejido en el mismo. Algunas de las hipótesis que se manejan relativas a este fenómeno, se presentan a continuación:

- Factores de crecimiento óseo: los osteocitos retienen en su interior sustancias que favorecen los procesos de formación y remodelado óseo, denominadas factores de crecimiento, las cuales son liberadas al fluido óseo una vez que la célula que las contiene es reabsorbida, estimulando a los osteoblastos a llenar las cavidades originadas por el proceso de reabsorción, previamente ocupadas por los osteocitos. Se ha demostrado experimentalmente que un campo electromagnético

pulsante de frecuencia extremadamente baja (extremely-low frequency, o ELF) puede estimular la multiplicación de los factores de crecimiento, acelerando así el remodelado óseo.

- Potenciales de flujo: las señales eléctricas en el tejido óseo juegan un rol importante en los procesos de formación y remodelado de los huesos. Estas señales son generadas mediante piezoelectricidad o potenciales de flujo. Estos últimos derivan del flujo del fluido óseo, que es generado por la deformación del hueso y la circulación sanguínea en el mismo. Estos fenómenos pueden incrementar los potenciales de flujo en el hueso, actuando como una señal para que las células óseas incrementen su actividad osteogénica. Las cargas mecánicas cíclicas inducen una mayor adaptación ósea que las estáticas, y el estímulo para remodelado óseo es proporcional a la tasa de esfuerzo aplicada, la cual viene dada por la frecuencia de dichas cargas sobre el hueso y la magnitud de los esfuerzos producidos por ellas [13].
- Modelado y remodelado adaptativo: el modelo adaptativo establece que la estructuras de hueso compacto son susceptibles de falla cuando están sujetas a cargas mecánicas cíclicas, lo que genera microfracturas. Cuando el hueso recibe daño, los osteoclastos remueven los osteocitos necróticos, lo cual activa los factores de crecimiento presentes en estos y los libera en el fluido óseo. Esto estimula a los osteoblastos a formar hueso para llenar las cavidades resultantes. Bajo condiciones normales, los procesos de formación y reabsorción ósea coexisten en equilibrio. Si la carga mecánica incrementa, el numero de microfracturas será mayor, liberando una mayor cantidad de factores de crecimiento y favoreciendo la formación de nuevo material óseo [13]. Una ilustración de las microfracturas que se producen dentro del hueso, debido a las cargas mecánicas a las cuales es sometido constantemente, puede apreciarse en la Figura 5.



Figura 5. Corte transversal de hueso cortical femoral con microfracturas.

2.3. DISPOSITIVOS DE ESTIMULACIÓN ÓSEA

2.3.1. Dispositivos existentes.

La estimulación eléctrica puede ser entregada al hueso de distintas formas y utilizando diversos tipos de dispositivo, que pueden ser clasificados según su ubicación relativa al paciente, y según el tipo de estímulo que aplican al tejido óseo. Según su ubicación relativa, se tiene la siguiente clasificación:

- Dispositivos invasivos:

Los dispositivos invasivos (figura 6) son aquellos que se encuentran totalmente implantados dentro de la extremidad a tratar, requiriendo de intervenciones quirúrgicas para ser instalados y removidos, lo cual los hace costosos y poco convenientes para el paciente [1].

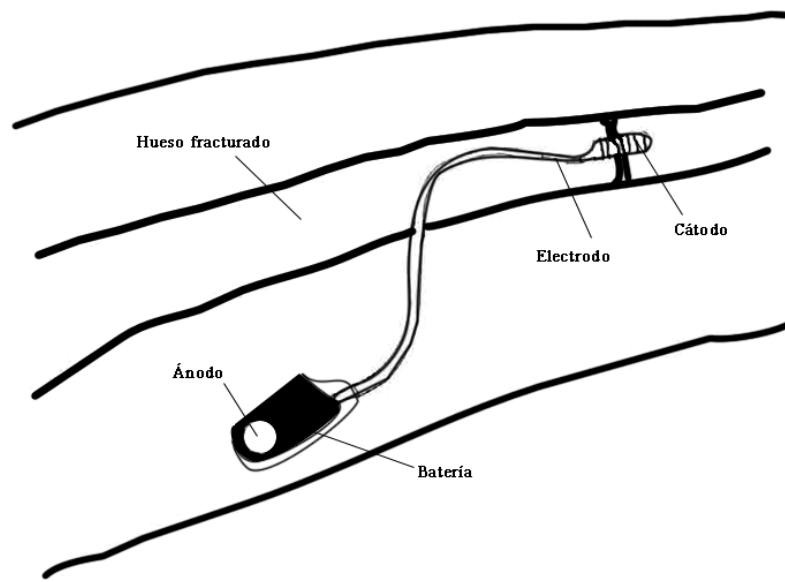


Figura 6. Dispositivo invasivo totalmente implantado en la extremidad tratada [1].

El dispositivo de corriente constante posee dimensiones reducidas (45 mm x 21 mm x 6 mm), y su cátodo es colocado en el foco de fractura. Éste se conecta a través de un electrodo de 15 cm de longitud al generador, el cual está encapsulado, con excepción del ánodo, el cual tiene 1,5 cm de diámetro y cierra el circuito electrónico. La duración de las baterías, y por consiguiente del tratamiento, es de 32 a 35 semanas, al cabo de las cuales se requiere de una nueva intervención quirúrgica para su extracción [1].

- Dispositivos semi-invasivos:

En un dispositivo semi-invasivo (figura 7), el circuito electrónico queda por fuera de la extremidad a tratar, y los electrodos se introducen hacia el hueso a través de la piel y los músculos. Dichos electrodos son usualmente clavos de Kirchner y actúan como cátodos inyectores de corriente, mientras que el ánodo se coloca a nivel de la piel utilizando para ello un electrodo superficial y gel conductor o solución salina; aplicándose este tratamiento por aproximadamente 12 semanas, al cabo de las cuales el dispositivo es retirado [1].

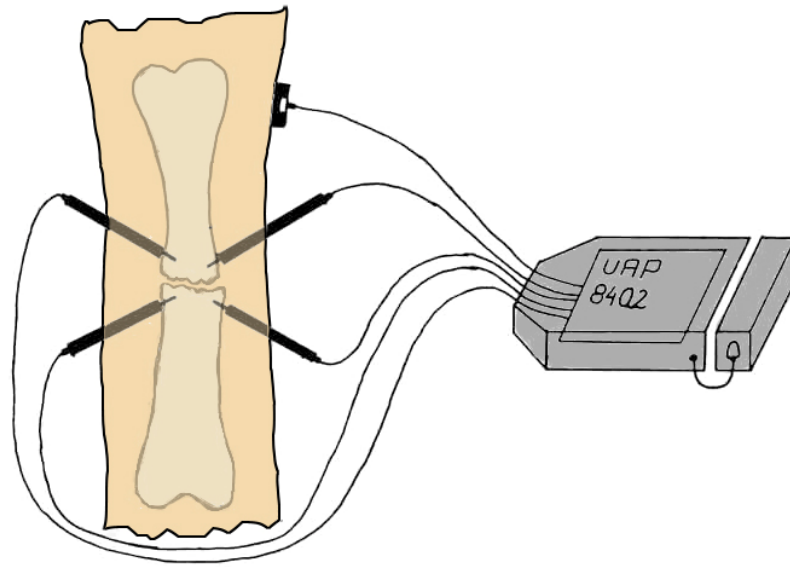


Figura 7. Dispositivo semi-invasivo de estimulación ósea UAP 8402 [1].

El estimulador, alimentado por una batería común de 9V, suministra una corriente de $20\ \mu\text{A}$ en cada electrodo, los cuales son totalmente independientes para evitar la interrupción de la estimulación en caso de que uno de ellos se deslice accidentalmente fuera del hueso. Así mismo, se observa la presencia de un ánodo no metálico de carbono, ya que la utilización de un electrodo metálico ocasionaba quemadura química en la piel del paciente y hacía necesario cambiar de lugar el electrodo cada 48 horas; problema que disminuye al utilizar carbono. Este sistema requiere de una intervención quirúrgica para la colocación de los electrodos, y controles clínicos semanales para cambio de lugar del ánodo y medición de niveles de corriente de salida [1].

- Dispositivos no invasivos.

Los dispositivos no invasivos son aquellos que no requieren de intervención quirúrgica alguna para su utilización, haciendo llegar el estímulo eléctrico al hueso por métodos tales como campos magnéticos [1] o eléctricos [3].

Otra clasificación para los estimuladores piezoeléctricos viene dada por la forma como el estímulo es generado, según la que se pueden diferenciar las siguientes alternativas.

- Dispositivos bimetálicos.

Estos dispositivos, de eficacia reducida, aprovechan la energía electroquímica producida por la presencia de dos metales de diferente naturaleza para generar voltajes y corrientes reducidos (aproximadamente 70 mV y 6 nA) sobre el área del hueso afectada, y son implantados mediante cirugía, lo que los hace dispositivos invasivos [4].

- Dispositivos de corriente directa.

Los dispositivos de corriente directa, como su nombre lo indica, proveen a su salida un valor de intensidad de corriente constante, el cual se aplica al hueso para promover respuesta osteogénica. Por lo general esta corriente es cercana a 20 μ A, valor que se considera óptimo para esta aplicación, ya que se ha observado que corrientes menores no producen respuesta alguna, y corrientes mayores provocan destrucción de tejido óseo al utilizar este tipo de estimuladores [1].

El tratamiento con corriente directa fue aprobado por la FDA en 1979 para su uso en consolidaciones viciosas establecidas (sin signos de mejoría por al menos 3 meses, luego de un mínimo de 9 meses después de una cirugía), siendo aprobado luego para su uso en fusión espinal [2].

- Dispositivos pulsantes.

Este tipo de estimuladores tiene como salida una señal eléctrica repetitiva, la cual por regla general es de baja frecuencia (1-100 Hz) o se encuentra dentro del

rango de “frecuencias fisiológicas” (8-30 Hz), y es capaz de producir campos eléctricos de un orden de magnitud de algunos cientos de $\mu\text{V}/\text{cm}$ en el sitio de fractura, magnitudes estas similares a las causadas por contracciones musculares y campos eléctricos subsecuentemente inducidos en el tejido óseo [11].

Estos dispositivos son generalmente diseñados con uno de dos métodos de aplicación de estímulo: campo electromagnético pulsante (Pulsed ElectroMagnetic Field - PEMF), el cual requiere la utilización de bobinas que sean capaces de inducir corrientes dentro del hueso a tratar, mediante la generación de un campo magnético externo; y Campo Eléctrico Acoplado Capacitivamente (Capacitively Coupled Electrical Field - CCEF), el cual hace llegar el estímulo al hueso en forma de campo eléctrico aplicado entre dos electrodos, colocados sobre la piel del área afectada [2]. Se considera que la ventana paramétrica efectiva de frecuencias de estos dispositivos se encuentra entre 8 Hz y 60 Hz y, para el caso de los dispositivos de campos electromagnéticos pulsantes, la amplitud de campo magnético máxima para efectividad se presume cercana a 1G [11].

Un ejemplo de dispositivo estimulador que utiliza PEMF para regeneración ósea es el UAP 8517, el cual dispone de dos bobinas que se colocan a los lados del área afectada (Figura 8) e inducen corrientes eléctricas dentro del hueso [1].

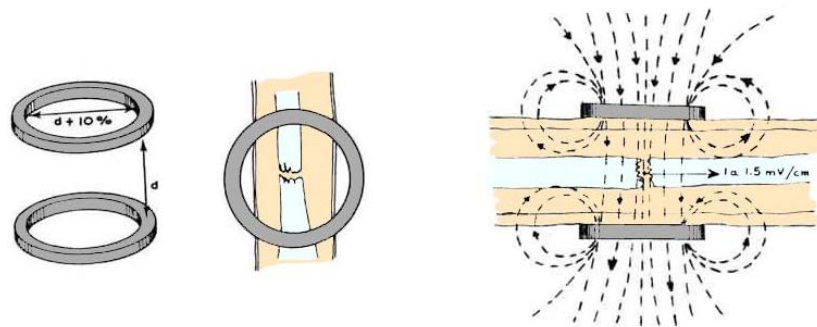


Figura 8. Estimulación con PEMF [1].

El campo electromagnético mostrado, el cual es producido por las bobinas a cada lado de la extremidad a tratar, es pulsante, y atraviesa el hueso de forma perpendicular a este, con pulsaciones de campo que siguen las presentes en el hueso bajo deformación mecánica, y producen un campo eléctrico de entre 1 y 1,5 mV/cm. Los estímulos generados con el dispositivo mostrado fueron: un pulso simple, casi rectangular, de 300 μ s de duración y con una frecuencia de 72 Hz, que generó liberación de 25% de iones de calcio (Ca^{++}) en cultivos; y un tren de pulsos de 200 μ s, casi rectangular, durante 5 ms, con una repetición de entre 10 y 15 Hz, obteniéndose en este caso una liberación de 40% de iones de calcio (Ca^{++}). La estimulación en los ensayos clínicos de este dispositivo fue aplicada en sesiones de entre 10 y 16 horas diarias, por un período entre 3 y 6 meses [1]. En el caso de los dispositivos pulsantes que utilizan CCEF para proveer estimulación ósea, se tiene una efectividad similar y parámetros de señal estimuladora comparables, diferenciándose de los dispositivos PEMF únicamente en la forma en la cual hacen llegar el estímulo al hueso.

El tratamiento por campos electromagnéticos pulsantes está indicado en casos de consolidaciones viciosas, fusiones fallidas y pseudoartrosis congénita; y debe aplicarse por un período de entre 3 y 9 meses, esperándose signos de mejoría en un período de 3 a 6 meses. Por su parte, el acoplamiento capacitivo está indicado en el tratamiento de consolidación viciosa de huesos largos, hueso escafoides, y como complemento en fusión espinal, siendo aplicado generalmente durante unas 25 semanas [2].

2.3.2. Comparación entre dispositivos.

Se puede establecer que todos los métodos de estimulación piezoeléctrica para potenciación del efecto osteogénico tienen en común la producción de corrientes de bajo nivel en el tejido, a pesar de que cada tipo de tratamiento presenta un conjunto de enfermedades para las cuales ha sido aprobado o puede ser utilizado con un nivel

de confianza alto [2]. Los métodos de estimulación presentan distintos grados de efectividad; se tiene que los dispositivos bimetálicos causan un aumento de 5% o menos de volumen óseo, los dispositivos de corriente directa ocasionan un incremento del 15%, y los dispositivos pulsantes presentan una efectividad en cuanto a volumen óseo regenerado de 45% [25].

Los dispositivos invasivos y semi-invasivos no requieren de la cooperación del paciente para su funcionamiento, ya que no es necesario que el paciente active el estimulador diariamente, sin embargo, resultan inconvenientes por la necesidad de realizar dos intervenciones quirúrgicas, una para su instalación y otra para su extracción, lo que expone al paciente a riesgos tales como hematoma, infección, riesgos derivados de la anestesia, pérdida ósea y ruptura de la piel. Estos riesgos son eliminados con los dispositivos no invasivos, sin embargo, para este tipo de estimuladores es imprescindible la cooperación del paciente en cumplir el tratamiento a cabalidad [2].

Debido a los tiempos prolongados en los cuales se aplica este tipo de tratamiento, es necesario diseñar cualquiera de estos dispositivos de forma que sean fáciles de transportar, puesto que, en caso contrario, la movilidad del paciente se ve limitada, o la efectividad del tratamiento se ve comprometida. De los tipos de dispositivo mencionados, y excluyendo los dispositivos total o parcialmente implantables, se observa que los de más fácil transporte son los de acoplamiento capacitivo. Su contraparte, los dispositivos de campo magnético, presentan bobinas que deben colocarse transversalmente a la lesión, las cuales requieren un diámetro considerable en comparación a los electrodos utilizados en CCEF, lo que podría ser incómodo para el movimiento del paciente [1]. Los electrodos utilizados por los dispositivos de acoplamiento capacitivo se colocan en contacto directo con la piel [3], de modo que, si el circuito de generación de señal es lo suficientemente pequeño, el dispositivo será fácil de transportar y no interferirá significativamente en las actividades cotidianas del paciente.

2.4. COMPONENTES ELECTRÓNICOS PRINCIPALES

2.4.1. Temporizador 555.

El temporizador 555 es un dispositivo altamente estable para generar retardos u oscilaciones precisas, con terminales para activación y reinicio que pueden utilizarse en caso de ser necesarios. En su modo de retardo, el tiempo es controlado por un resistor y un capacitor, mientras que en su modo de oscilación, o astable (figura 9), la frecuencia es controlada por dos resistores y un capacitor [26].

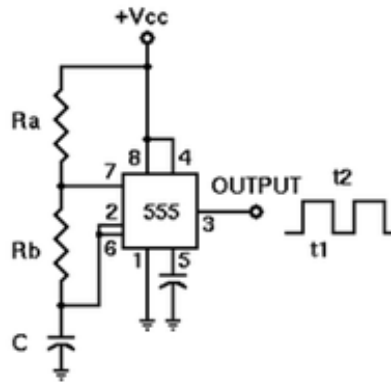


Figura 9. Configuración astable del timer 555 [27].

El tiempo durante el cual la señal suministrada se encuentra en nivel alto, t_1 , puede hallarse mediante la ecuación 4, y su período de nivel bajo, t_2 puede encontrarse a través de la ecuación 5. En ambas ecuaciones, R_a y R_b representan el valor de la respectiva resistencia, y C representa el valor del condensador.

$$t_1 = 0.693 \times (R_a + R_b) \times C \quad (3)$$

$$t_2 = 0.693 \times R_b \times C \quad (4)$$

2.4.2. Transistor bipolar: configuración de emisor común.

El transistor bipolar puede utilizarse como amplificador en diversas configuraciones, dadas por la colocación de las impedancias y las señales de entrada y de salida en sus terminales. En la configuración de emisor común (Figura 10), se aplica una señal a través de la base, y se extrae por el colector, quedando el emisor conectado a tierra; configuración esta que provee ganancia de tensión y de corriente, además de una alta impedancia de entrada [28].

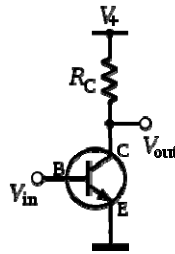


Figura 10. Configuración de emisor común [28].

2.4.3. PIC16F88

El microcontrolador 16F88 de Microchip es un dispositivo programable de bajo costo y sencillo de ser manejado, que dispone de diversos periféricos tales como: convertidor analógico-digital (ADC) y modulador de ancho de pulsos (PWM), para dar soporte a los programas diseñados por el usuario, así como un bajo consumo de energía [29], lo cual es importante para maximizar la vida útil de la batería y, por consiguiente, la duración del tratamiento y su relación costo-beneficio.

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. METODOLOGÍA

Durante la investigación, se revisaron las características de varios modelos de estimulador piezoeléctrico de regeneración ósea, entre los cuales, el dispositivo utilizado en el estudio de Behari y Jayanand, presenta elevada efectividad en ensayos de laboratorio, siendo susceptible su implementación mediante el método de acoplamiento capacitivo CCEF, además de no presentar efectos secundarios. Este dispositivo provee a su salida una onda modulada en amplitud (Figura 11), que presenta las siguientes características: 14 Mhz de frecuencia de portadora, en una onda senoidal continua; 16 Hz de frecuencia de moduladora, la cual es una onda cuadrada pulsante; y una amplitud de voltaje de 10 V pico-pico [3].

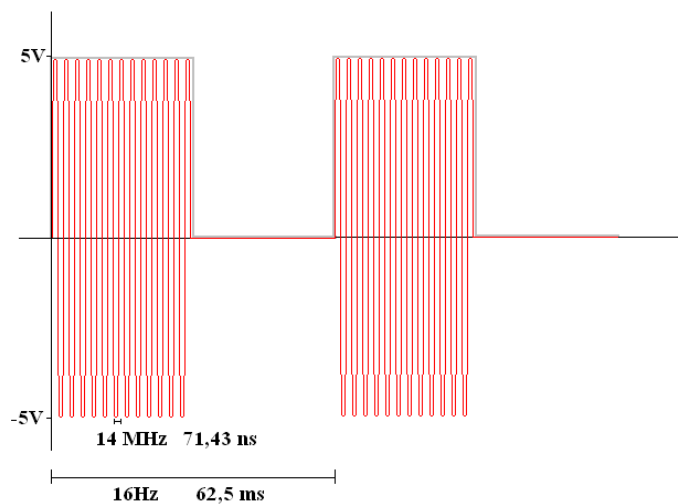


Figura 11. Señal de salida del dispositivo estimulador citado.

3.1.1. Diseño preliminar.

El parámetro más determinante en la regeneración ósea es la frecuencia de la señal aplicada, siendo las señales más efectivas para esta aplicación, aquellas cuya frecuencia se encuentra en el rango de “frecuencias biológicas” (8-30 Hz). En base a esto, se realizó un diseño preliminar a partir del dispositivo anteriormente mencionado, para el cual se utilizó un circuito integrado 555 en configuración astable, que generaba una señal cuadrada continua, de ciclo de trabajo fijo, entre 0v y 5v a una baja frecuencia, cercana a la del dispositivo considerado.

Este diseño fue sometido a simulaciones mediante la utilización del paquete informático Proteus, versión de prueba, e implementado sobre placa de prototipos. Se omitió del diseño la portadora senoidal, para disminuir el consumo de energía, además de simplificar el diseño y abaratar costos, puesto que, de acuerdo a los datos obtenidos en la investigación, la frecuencia elevada se encuentra fuera de la ventana paramétrica de estimulación. Así mismo, se cambiaron los niveles de voltaje de la onda, debido a que la importancia de esta magnitud con respecto a otras, como la frecuencia o la corriente suministrada, es reducida y por consiguiente, despreciable; logrando reducir de esta forma el número de componentes necesarios.

Se identificaron los elementos externos necesarios e imprescindibles para la construcción del dispositivo (figura 12), que permitieran el buen funcionamiento del mismo, y a la vez, hicieran evidente que el dispositivo se encontraba encendido.

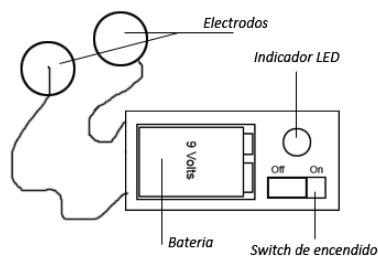


Figura 12. Elementos mínimos necesarios para el funcionamiento del dispositivo.

El estimulador piezoeléctrico debe ser alimentado por una batería, puesto que se requiere que no entorpezca la movilidad del paciente, ya comprometida por la enfermedad; optándose por una batería de 9V, puesto que es capaz de alimentar los dispositivos necesarios, sólo con ligeras modificaciones, además de ser más cómoda de manejar y ocupar menos espacio que series de baterías de 1.5V.

Además de ello, el dispositivo utiliza electrodos, lo que lo hace del tipo CCEF o dispositivo estimulador por campo eléctrico capacitivamente acoplado; se utilizan electrodos en lugar de bobinas (PEMF) principalmente por facilidad de transportación e implementación, ya que es mucho más conveniente colocar un electrodo en cada lado de la extremidad, utilizando gel conductor y adhesivos, que colocar dos bobinas cuyo diámetro sea comparable al ancho de la extremidad a tratar, las cuales serían un mayor obstáculo para el paciente, además de ser un problema mayor para su inmovilización y fijación.

El prototipo, tal como está concebido, se fija a la extremidad a tratar mediante una banda de sujeción, minimizando la dependencia del paciente a dispositivos externos que limiten de alguna forma su movilidad (figura 13).

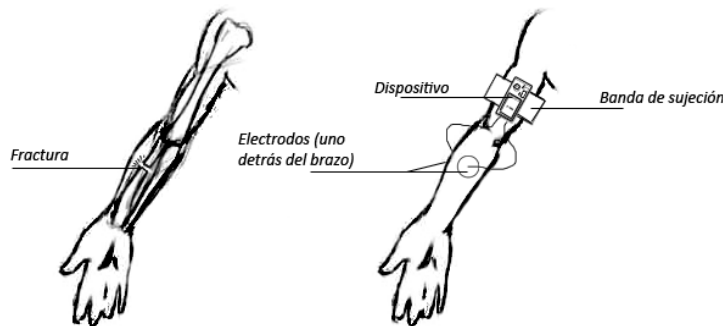


Figura 13. Colocación de estimulador piezoeléctrico.

3.1.2. Modelo eléctrico del hueso.

Se halló un modelo eléctrico de la región del hueso comprendida entre los electrodos, utilizando los valores de permitividad relativa y resistividad de las tablas 1 y 2, tomándose para ello a la región entre electrodos como un cilindro imaginario, lo que hizo posible el cálculo de valores de resistencia y capacitancia para esta geometría.

Se realizaron simulaciones de la interacción entre el prototipo preliminar y el modelo eléctrico del hueso, a fin de observar los niveles de corriente obtenidos, y en general, el funcionamiento que dicho prototipo tendría una vez implementado. Al incluirlos se utilizó, para suministrar el estímulo al modelo del hueso, una etapa de amplificación, consistente en un transistor utilizado en configuración de emisor común, teniendo en mente la necesidad de mantener niveles de corriente confiables a través del hueso.

Los valores utilizados para el modelo eléctrico del hueso están basados en una frecuencia de señal de 10kHz, lo que hace variar en una medida considerable el valor de permitividad, y por consiguiente capacitancia, que debe utilizarse, ya que el prototipo preliminar utiliza una frecuencia de 16 Hz; no siendo este el caso para el valor de resistividad, cuya dependencia de la frecuencia es reducida, y por tanto, su valor se mantiene relativamente igual para ambas frecuencias; no obstante, los valores obtenidos constituyen una buena aproximación, puesto que el efecto de la capacitancia ósea sobre el estímulo recibido es reducido. A pesar de ello, y para lograr una mejor adaptación de la señal estimuladora al modelo del hueso, se realizó un segundo prototipo, utilizando esta vez el microcontrolador PIC16F88.

3.1.3. Diseño del prototipo mejorado.

El dispositivo diseñado con el 555 no presenta posibilidades evidentes para la adición de funciones de control automático, o una interfaz de usuario intuitiva que permita, por ejemplo, escoger el tiempo de estimulación o tener información sobre la carga de batería. Por ello, se decidió mejorar el prototipo, utilizando para la generación de la señal estimuladora un microcontrolador PIC16F88, el cual cuenta con periféricos útiles para la realización de las funciones requeridas; tales como el ADC, que permite la lectura de valores de voltaje y su almacenamiento en una variable digital, y un módulo de PWM.

Para la elaboración del software necesario para el funcionamiento deseado del microcontrolador se utilizó el ambiente de desarrollo que provee Microchip, denominado MPLAB IDE, que funciona con el compilador HI-TECH C, en versión *lite* gratuita, insertándose luego el software obtenido en circuitería simulada mediante Proteus.

El diseño con el dispositivo PIC16F88 utiliza el módulo PWM para la generación de la señal a entregar al hueso, dependiendo la amplitud del pulso, o si se prefiere, el ciclo de trabajo de la onda cuadrada que provee el dispositivo, de dos registros: CCPR1L, del cual se utilizan los 8 bits disponibles; y CCP1CON, del cual se utilizan los bits 5 y 4 respectivamente; lo cual, en la práctica es equivalente a un registro de 10 bits.

Manejar 10 bits de la forma especificada anteriormente, resulta inconveniente y engorroso a la hora de codificar el software, por consiguiente, y puesto que la naturaleza de la aplicación a diseñar no requiere gran precisión en cuanto al ciclo de trabajo de la onda estimuladora, se prescinde de los dos últimos bits, es decir, no se toman en cuenta para la determinación del mismo.

La onda obtenida de esta forma (Figura 14), es activada de forma intermitente, haciendo coincidir dicha intermitencia, con una frecuencia de aproximadamente 16 Hz, que es la frecuencia considerada efectiva para obtener regeneración ósea. De esta forma, se obtiene una onda cuadrada rápida, cuya frecuencia es determinada por la frecuencia asignada al módulo PWM, y una onda cuadrada lenta en el rango de “frecuencias biológicas”, causada por la intermitencia de la anterior, y que para efectos prácticos, actúa como una envolvente.

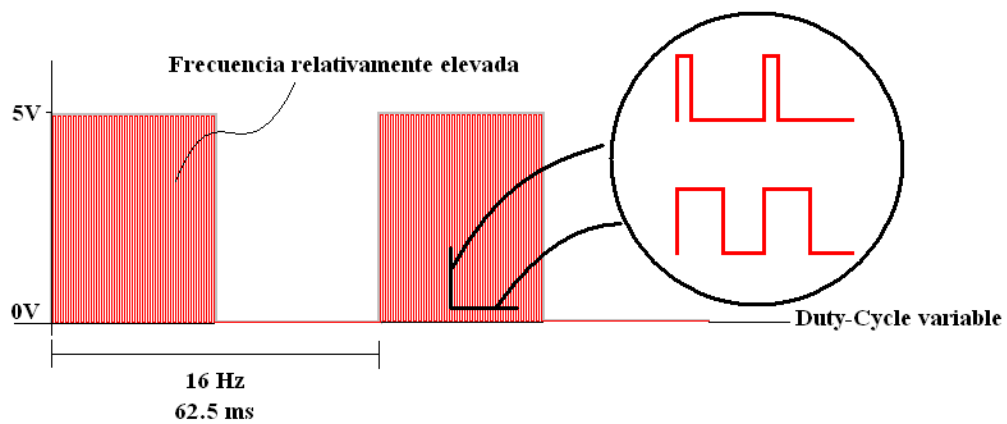


Figura 14. Representación de la onda producida por el módulo PWM del PIC.

Mediante manipulación del ciclo de trabajo de la onda rápida, es posible variar la tensión, y por consiguiente, la corriente total que recibe el hueso durante un determinado período de tiempo, ya que a mayor ciclo de trabajo, mayor voltaje y corriente, y vice-versa.

Esta susceptibilidad de manipulación hizo pensar en la posibilidad que la tensión y corriente suministradas al hueso, podrían ser controladas. Si se lograba además, relacionar esta magnitud de alguna forma con la corriente que pasara a través del hueso en un momento determinado, se podría establecer un lazo cerrado de control, que conservaría los niveles de corriente suministrados al hueso relativamente constantes, independientemente de su estado de curación, por lo cual se hace uso del

ADC, que convierte un valor de voltaje analógico presente en una de las entradas del microcontrolador, en un valor digital con una resolución de 10 bits.

Estos valores son manejados casi de la misma forma que los del ciclo de trabajo del módulo PWM; esto es, un registro de 8 bits, y 2 bits adicionales en otro registro, sin embargo la diferencia radica en que el formato de este resultado puede ser “justificado a la izquierda” o “justificado a la derecha”, de acuerdo a la preferencia del programador (figura 15).

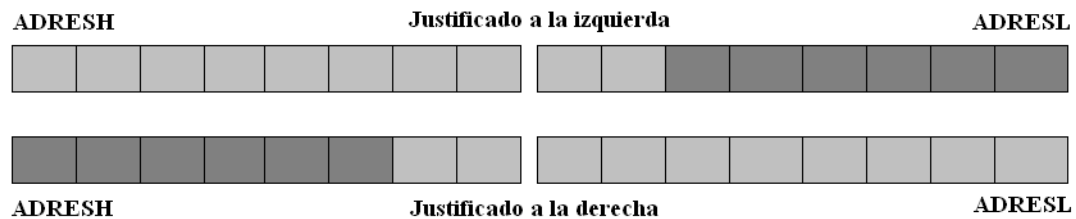


Figura 15. Diagrama de posibles opciones para el manejo de registros del ADC.

En el prototipo presentado, se toman en cuenta solamente los 8 primeros bits con los registros justificados hacia la izquierda, ignorándose los dos bits restantes, lo cual no resulta en una pérdida significativa de precisión, que no resulta necesaria para la aplicación deseada, por facilidad de implementación. Con el ADC configurado de esta forma, se realizan todas las mediciones en las cuales es requerida su utilización.

Durante el tiempo en el cual la señal de estimulación se encuentra en cero, se realizan mediciones con el ADC en los dos extremos de una resistencia, la cual se encuentra colocada en la misma rama de corriente en la cual se encontraría el hueso (o su modelo), por consiguiente, la corriente que pasa por el hueso será proporcional a la diferencia de potencial entre ambos extremos de la resistencia.

No obstante, resulta imposible utilizar el ADC para medir esta diferencia de potencial sin un procesamiento previo de los voltajes involucrados, puesto que lo

único que se tendría sería un valor aleatorio de entre los dos posibles que componen la señal medida. En otras palabras, el voltaje se encuentra fluctuando muy rápidamente, lo cual hace imposible la utilización del convertidor para la obtención de un valor digital. Para solucionar este problema, se colocan filtros pasa-bajos, con una frecuencia de corte menor a la más baja, con la finalidad de producir a su salida un nivel de tensión casi constante, dependiente del ciclo de trabajo de la señal medida, y ambos valores obtenidos se restan luego de su conversión, dando una estimación de la caída de voltaje, y por consiguiente, de la corriente. Para lograr este efecto, los filtros utilizados emplean amplificadores operacionales, a fin de evitar efectos de carga causados por la utilización de filtros enteramente pasivos.

Los niveles de tensión obtenidos se digitalizan y se restan, obteniéndose un resultado de 8 bits que corresponde al valor de la diferencia de potencial en la resistencia, que se controla para evitar variaciones drásticas en la corriente que circula por el hueso. El máximo valor teórico que puede alcanzarse en una variable de 8 bits es de 255, el cual representa 5V para la configuración mostrada, sin embargo, el máximo valor digital teórico de la tensión sobre la resistencia es de 2.5V, debido a que el ciclo de trabajo de la onda de estimulación total no llega a sobrepasar el 50% en ningún caso, por consiguiente, el valor máximo que esta variable digital puede alcanzar, en teoría, es de 128.

Para realizar el control de esta variable, se coloca el *set-point*, o nivel deseado de la misma, en la mitad de su rango de excursión, por consiguiente, la variable digital, cuyos valores pueden fluctuar entre 0 y 128, se corrige, mediante variaciones en el ciclo de trabajo de la onda estimuladora, para que su valor sea 64, lo que corresponde a un nivel analógico de 1.25V

De esta forma, se tiene un valor de voltaje relativamente constante que es entregado siempre a la resistencia que se coloque en la rama de corriente que contiene los electrodos y el hueso, por tanto, es sencillo calcular la resistencia deseada para

obtener un valor específico de corriente. Esto niega los efectos del cambio de resistividad del hueso a medida que se va generando nuevo material óseo, manteniendo el estímulo constante y proporcionando un efecto osteogénico más prolongado.

A este dispositivo se añadieron sistemas de interfaz que permiten el control del tiempo de estimulación, la visualización del porcentaje de corriente total entregada al hueso en un momento dado, y la carga de la batería. Se diseñó una interfaz visual alfanumérica con la ayuda de un display serial y un circuito integrado MAX232, conectado al módulo de transmisión serial del microcontrolador. Esto permite mostrar mensajes cortos al usuario, así como mensajes de “batería baja” y el tiempo de estimulación. Por razones de diseño, se establece el tiempo máximo de sesión en 15 horas; espacio de tiempo razonable, considerando que los dispositivos pulsantes son aplicados entre 10 y 16 horas por sesión. Una vez transcurridas las 15 horas, o la cantidad de tiempo especificada por el usuario, el dispositivo deja de entregar señal.

3.1.4. Variables e indicadores importantes.

El indicador más importante de un prototipo exitoso es la frecuencia de la señal que imparte al hueso, debido a que, según la investigación, este es el factor determinante en la generación de volumen óseo y efectividad del tratamiento. Ambos prototipos diseñados tienen frecuencias cercanas a los 16Hz, la cual está ubicada en el rango de frecuencias biológicas, sin embargo, el prototipo final presenta además una frecuencia interna propia de la señal PWM, la cual es comparativamente más alta, para una mejor adaptación de los valores del modelo eléctrico del hueso a las frecuencias en las que fueron estudiados, así como para hacer posible el control del voltaje y corriente aplicados al hueso mediante modulación de ancho de pulsos.

La corriente total en el hueso, y por consiguiente en la resistencia, debería estar en el orden de los microamperios, ya que es en este rango de valores donde la mayoría de estimuladores piezoeléctricos operan. Así mismo, no debe sobrepasar los $100\mu\text{A}$, el cual es un valor bastante por debajo del umbral de percepción de $500\mu\text{A}$ establecido en algunas referencias [30] pero dentro del rango de $30\text{-}200\ \mu\text{A}$ establecido en otras, para casos en los cuales la corriente es suministrada mediante electrodos y gel conductor [31]. Sin embargo, por tratarse de valores de corriente muy pequeños, y de una trayectoria de corriente que sólo atraviesa la parte de la extremidad afectada, se puede considerar su aplicación como segura.

Otras variables consideradas son relativas al funcionamiento del dispositivo, como por ejemplo el consumo de corriente, que tiene influencia directa sobre la duración de la batería; o el tiempo de estabilización de la corriente suministrada al hueso.

3.1.5. Limitaciones.

Una de las limitaciones más evidentes en el estudio realizado es la dificultad para experimentación del prototipo sobre personas o animales. Este tipo de experimentos deben ser evaluados por un comité ético, que determina factores tales como la pertinencia de los ensayos, su conformidad con regulaciones existentes, riesgo bajo de daños a los organismos estudiados, y otros tantos parámetros. Este proceso de aprobación, por lo general, requiere que el experimento a ser realizado cuente con un equipo multidisciplinario, especializado en diversas áreas del conocimiento afines a la medicina, biología, ingeniería y electrónica; además de recursos económicos importantes.

Por esta razón para la validación de los parámetros de los diseños aquí presentados, se recurre a una comparación con dispositivos previamente desarrollados, método que, sin avalar directamente el modelo realizado, resulta un

buen indicador de su efectividad, sin recurrir a los largos tiempos de espera, gasto económico y exceso de procedimientos que requeriría un estudio experimental o un ensayo clínico, el cual, además de lo anteriormente expuesto, escaparía a los alcances de este trabajo.

En cuanto a la implementación del prototipo final de esta investigación, el diseño de un prototipo de dispositivo estimulador piezoeléctrico, su comparación con los valores obtenidos en la literatura y los ajustes al mismo utilizando herramientas de simulación, proveen una visión bastante acertada del comportamiento que tendría el prototipo al ser implementado en un circuito físico. Es difícil obtener información relevante, adicional a la proporcionada por las simulaciones, con un prototipo físico, si el mismo no es probado en estudios *in vitro* o *in vivo*, los cuales no pueden realizarse, por las razones anteriormente expuestas.

Una limitación tomada en cuenta a lo largo de este trabajo es el requerimiento de que el prototipo completo pudiese ser alimentado mediante una batería de 9V, para evitar reducir o impactar la movilidad del paciente, y eliminar cualquier posible dependencia a una fuente o dispositivo externo, que podría, no siempre, ser de un tamaño manejable o de fácil obtención. Esto tuvo un impacto en la cantidad de componentes que podían colocarse, la manera como se utilizaron ciertos recursos en software, y en la interfaz de usuario, la cual debía proveer una indicación clara y oportuna del estado de la batería, para su reemplazo cuando fuese necesario.

En el diseño también se considera prioritario un tamaño adecuado y manejable, por las razones anteriormente expuestas, por consiguiente, en el diseño final se recurre a un microcontrolador, que sin eliminar por completo la necesidad de componentes externos, los reduce de forma considerable, implementando múltiples funciones mediante software, lo cual constituye la ventaja principal del uso de microcontroladores en cualquier aplicación.

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO, SIMULACIÓN Y ANÁLISIS

4.1. PRIMER PROTOTIPO

El dispositivo a ser diseñado debía proveer una onda cuadrada de 16 Hz. Un dispositivo típico para este fin es el 555 en modo astable. Para ello, se hizo uso de las dos ecuaciones que rigen la frecuencia y el ciclo de trabajo para esta configuración, y se hallaron valores para los componentes externos del circuito.

4.1.1. Determinación de valores de los componentes.

El ciclo de trabajo deseado para el dispositivo es de 50%, ya que representa un balance entre el tiempo de encendido (estimulación) y el tiempo de apagado (ahorro de batería) de la onda de salida, sin embargo, para obtener este ciclo de trabajo mediante la configuración mostrada en la figura 9, se requiere la adición de elementos adicionales al circuito. A fin de evitar este requerimiento, se eligen los valores de las resistencias de forma tal que R_a sea mucho menor que R_b , lo cual proporciona un ciclo de trabajo suficientemente cercano al 50% sin añadir dispositivos adicionales al circuito.

El periodo de una onda cuadrada de 16 Hz es de 62.5 ms. A fin de hallar un ciclo de trabajo de 50% se establece que $t_1 = t_2 = 31.25$ ms. t_1 representa el tiempo durante el cual la señal obtenida a la salida del 555 se encuentra en nivel alto, y t_2 es el tiempo que se mantiene dicha señal en nivel bajo (figura 16).

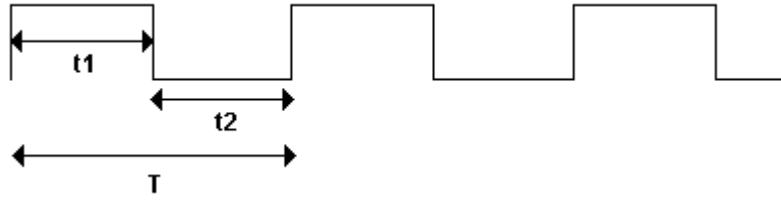


Figura 16. Períodos de nivel alto y bajo de la onda obtenida con el 555.

Se asume un valor de capacitancia C de $1\mu\text{F}$, y a partir de este, se realiza la determinación de los valores de las resistencias, conociendo el periodo deseado.

Si el período es de 31.25 ms en nivel bajo, se tiene:

$$t_2 = 0.693 \times R_b \times C \quad (4)$$

$$R_b = \frac{t_2}{0.693 \times C} \quad (5)$$

$$R_b = \frac{31.25\text{ ms}}{0.693 \times 1\mu\text{F}} = 45093,80\ \Omega \cong 47\text{ k}\Omega \quad (6)$$

De acuerdo a la ecuación (6), un valor de resistencia comercial R_b de $47\text{ k}\Omega$ garantizaría un período cercano al requerido para el nivel bajo, utilizando una capacitancia de $1\mu\text{F}$. El período de nivel bajo para este valor de resistencia será de:

$$t_2 = 0.693 \times 47\text{ k}\Omega \times 1\mu\text{F} = 32.57\text{ ms} \quad (7)$$

Como se requiere que R_a sea mucho menor, se le asigna un valor diez veces más pequeño de resistencia que el obtenido para R_b , esto es, $R_a = 4,7\text{ k}\Omega$. Insertando este valor en la ecuación para el período en nivel alto, tenemos:

$$t_1 = 0.693 \times (R_a + R_b) \times C \quad (3)$$

$$t_1 = 0.693 \times (4.7 \text{ k}\Omega + 47 \text{ k}\Omega) \times 1 \text{ }\mu\text{F} = 35.83 \text{ ms} \quad (8)$$

Con los semi-períodos hallados en las ecuaciones (7) y (8), es posible hallar la frecuencia generada por el dispositivo 555, de la siguiente manera:

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{t_1 + t_2} \quad (9)$$

$$f = \frac{1}{35.83 \text{ ms} + 32.57 \text{ ms}} = 14.56 \text{ Hz} \quad (10)$$

Es decir, para los valores especificados de C, Ra y Rb, la frecuencia de la señal obtenida a la salida es de 14.56 Hz, lo cual se considera suficientemente cercano al valor de 16 Hz deseado para la estimulación, además de estar dentro del rango de frecuencias biológicas entre 8 Hz y 30 Hz. El ciclo de trabajo de la señal suministrada, con los componentes especificados, vendrá dado por:

$$D = \frac{t_1}{T} = \frac{35.83 \text{ ms}}{35.83 \text{ ms} + 32.57 \text{ ms}} = 0.5238 \cong 52.38\% \quad (11)$$

El ciclo de trabajo hallado, de 52.38%, resulta ser una buena aproximación al deseado, por tanto, los valores hallados para los componentes se toman en el diseño del circuito estable.

4.1.2. Simulación.

Se procede a implementar el circuito mediante simulación en Proteus, incluyéndose en el diseño un switch, el cual controlará el encendido y apagado del dispositivo, y un indicador LED, el cual se enciende al cerrar el switch, indicando que el estimulador se encuentra en uso. La implementación realizada puede observarse en la figura 17. A la salida del circuito se coloca un osciloscopio virtual y un contador

operando en modo de medición de frecuencia, para comprobar que los parámetros escogidos generan la frecuencia buscada.

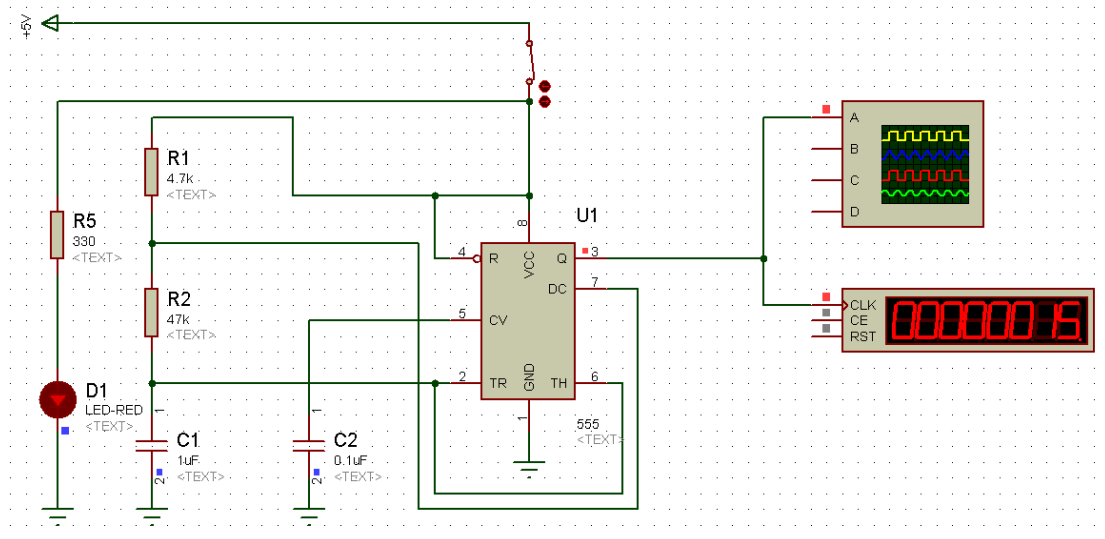


Figura 17. Simulación de primer prototipo en Proteus.

La alimentación del 555 está conectada al switch, de la misma forma que la del LED, por tanto, al cerrar el interruptor, ambos pasan a un estado de encendido, originándose la onda estimuladora, y dándose la indicación visual de que el dispositivo está encendido mediante el diodo emisor de luz.

El medidor de frecuencias virtual colocado a la salida refleja una medición de 15 Hz, la cual oscila lentamente entre los valores de 14 Hz y 15 Hz al observar la simulación animada, motivado a que el valor de frecuencia generado mediante las ecuaciones que permitieron seleccionar los componentes, no es un valor entero exacto.

Es posible observar la forma de onda obtenida a la salida, mediante el uso del osciloscopio virtual presente en Proteus, obteniéndose la forma de onda presente en la Figura 18 si se establecen 2 voltios por división verticalmente, y 68.4 ms en el eje horizontal, correspondiendo al período de la señal.

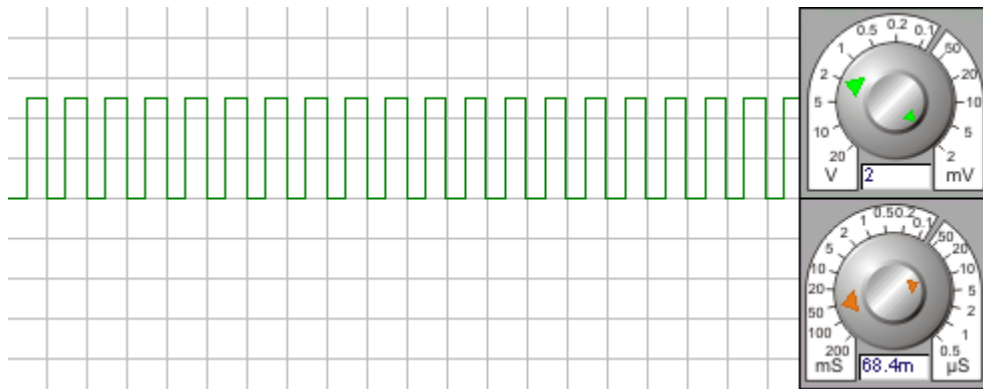


Figura 18. Simulación de onda obtenida a la salida del dispositivo 555.

Como se observa, el voltaje de la señal en su semiperíodo activo es de 5V, y el período de la onda coincide casi exactamente con el calculado, observándose pequeñas variaciones, las cuales son despreciables, y son producto del redondeo efectuado en los resultados de las ecuaciones, lo cual, sin embargo, no afecta el hecho de que la frecuencia sigue estando en el rango deseado.

Es de especial importancia señalar, que una implementación física de este dispositivo, tal cual se refleja en la simulación, requiere de un regulador de voltaje que permita variar la tensión suministrada por la batería, de 9V a 5V. Una alternativa a esto resulta alimentar directamente con la batería de 9V, puesto que el 555 admite voltajes de alimentación entre 4.5 V y 16 V, sin embargo, en este caso la onda de salida presentará una amplitud de 9V en lugar de 5V.

4.2. MODELO ELÉCTRICO DEL HUESO

Para observar como interactuaba este modelo con el hueso durante el tratamiento, era necesario obtener un modelo con el cual se pudiese representar de forma sencilla y coherente la región de extremidad entre los electrodos, a fin de obtener los parámetros que regirían su comportamiento eléctrico.

4.2.1. Determinación del modelo.

Con este fin se considera el empleo de dos electrodos, uno a cada lado de la extremidad, de la forma ilustrada en la Figura 13, los cuales definen una región del espacio entre ellos que puede ser aproximada a través de un cilindro, cuyo diámetro se corresponde con el utilizado para los electrodos adheridos a la piel mediante gel conductor, el cual fue de 3 cm [32], y cuya altura se puede definir como la distancia promedio entre los electrodos, o si se prefiere, ancho promedio de las extremidades a tratar, la cual es de 8 cm, y proviene de una estimación.

Con estos datos es posible calcular los valores de resistencia y capacitancia de la porción de extremidad estimulada, gracias a los valores de permitividad relativa y conductividad obtenidos de las Tablas 1 y 2, mediante la utilización de las ecuaciones 1 y 2, tomándose para ello los valores medidos a la frecuencia de 10 kHz en huesos compactos, los cuales se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Valores considerados para el desarrollo del modelo [14].

Permitividad relativa de hueso compacto (tibia distal humana)	~1050
Permitividad relativa de fémur bovino	600-1000
Conductividad (Sm^{-1}) de hueso compacto (tibia distal humana)	~0.05
Conductividad (Sm^{-1}) de fémur bovino	0.05-0.5

Es importante señalar que la utilización de estos valores en particular fue tentativa en primera instancia, es decir, no se aplicó un criterio que relacionara la frecuencia de la estimulación con aquella a la cual estos valores habían sido medidos, puesto que para ese entonces no se tenía un entendimiento claro de la relación de dependencia entre dicha magnitud y las propiedades eléctricas del hueso. Se toman los valores correspondientes a la columna de 10 kHz debido a que la conductividad

no varía drásticamente, y la permitividad es más pequeña a 1 Mhz, lo que habría resultado en una capacitancia muy pequeña de poca significancia en el estudio.

El cálculo de los valores de resistencia y capacitancia del hueso se desarrolla a continuación:

$$R = \rho \frac{\ell}{A} \quad (1)$$

$$R = \frac{1}{0.05 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}} \times \frac{8 \times 10^{-2} \text{ m}}{\pi \times (1.5 \times 10^{-2} \text{ m})^2} = 2.26 \text{ k}\Omega \quad (12)$$

$$C = \epsilon_r \epsilon_o \frac{A}{d} \quad (2)$$

$$C = 1000 \times 8.85 \times 10^{-12} \text{ F/m} \times \frac{\pi \times (1.5 \times 10^{-2} \text{ m})^2}{8 \times 10^{-2} \text{ m}} = 78.196 \text{ pF} \quad (13)$$

Con estos parámetros es posible obtener un modelo eléctrico aproximado del hueso (figura 19).

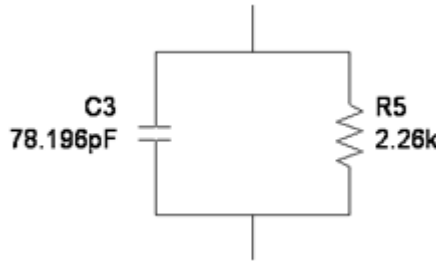


Figura 19. Modelo eléctrico del hueso utilizado para el diseño.

4.2.2. Interacción entre dispositivo y modelo eléctrico.

Para hacer llegar el estímulo al hueso se creía necesaria la implementación de una etapa de amplificación, la cual mantuviera relativamente constante la corriente que pasaba a través del hueso, motivo por el cual se utilizó un transistor en configuración de emisor común (Figura 20).

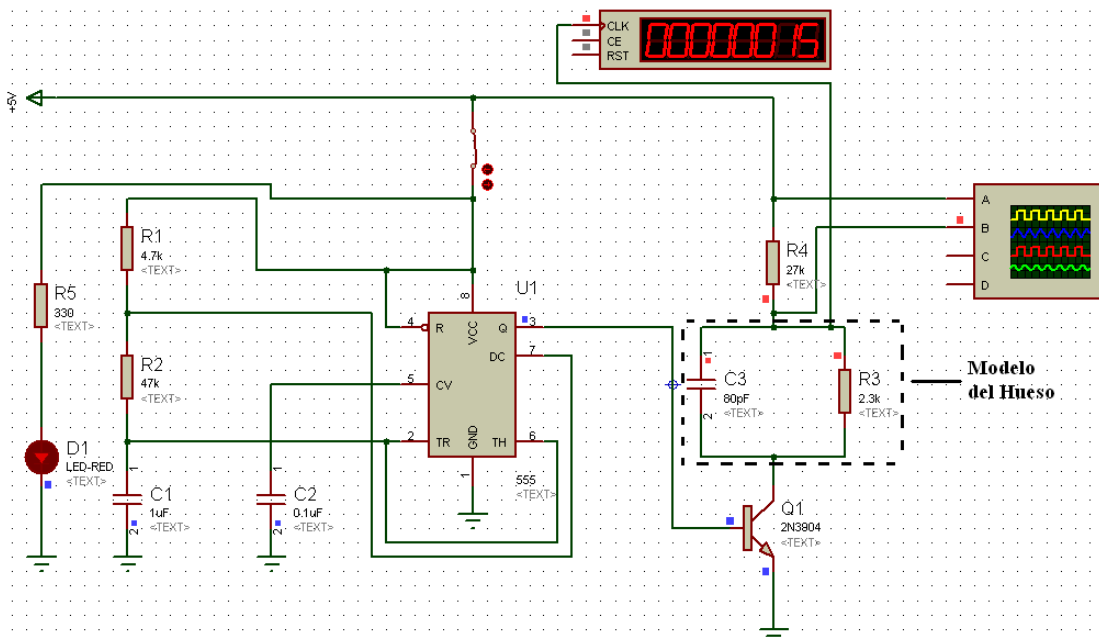


Figura 20. Circuito estimulador, etapa de amplificación y modelo eléctrico del hueso.

Como se observa, la frecuencia continúa presentando el mismo valor que tenía antes de la adición de la etapa amplificadora, lo cual implica que la efectividad de la estimulación dada por este parámetro no se ve afectada al incorporar los nuevos elementos, lo cual era deseable puesto que se necesita que el dispositivo sea efectivo mientras interactúa con el hueso.

Se mide de forma diferencial el voltaje que pasa por la resistencia limitadora de 27 kΩ, a fin de hallar la corriente que existe en esa rama del circuito, y por consiguiente, está siendo aplicada al hueso. Para realizar este cálculo, debe hallarse el valor RMS de la onda suministrada (figura 21), y posteriormente, dividirlo entre el valor de la resistencia limitadora, a fin de obtener el valor RMS para la corriente. Para ello, se recurre al osciloscopio virtual.

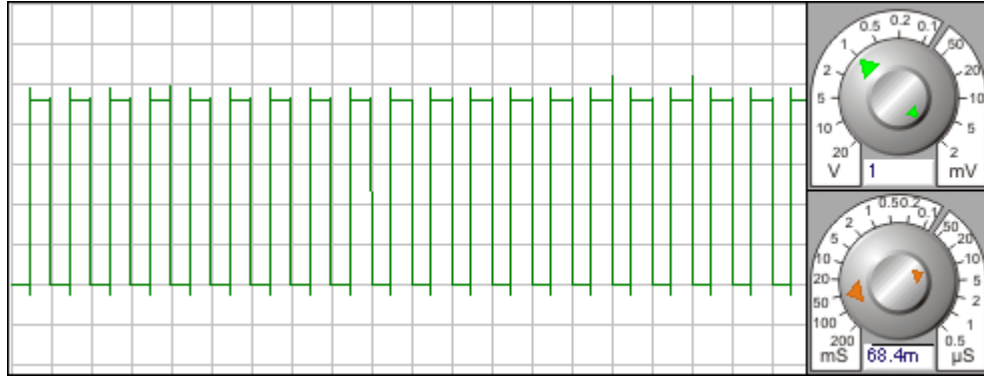


Figura 21. Simulación de voltaje sobre la resistencia limitadora.

El voltaje observado presenta una forma de onda cuadrada, con pequeñas anomalías que pueden ser despreciadas. La amplitud de la onda se extiende desde 0V hasta 4.6 V, siendo su período de 68.4 ms. Con estos parámetros es posible calcular el valor RMS [33] de la tensión que cae sobre la resistencia de 27 kΩ, mediante la siguiente igualdad:

$$V_{RMS} = V_P \times \sqrt{D} \quad (14)$$

Donde V_P es el valor del voltaje pico de la onda cuadrada, y D es el ciclo de trabajo de la misma. Al realizar los cálculos se obtiene:

$$V_{RMS} = 4.6V \times \sqrt{0.5238} = 3.33V \quad (15)$$

$$I = \frac{V}{R} = \frac{3.33V}{27k\Omega} = 123.33\mu A \quad (16)$$

Por tanto, la corriente eficaz que circula por la resistencia, y que sería aplicada al hueso durante el tratamiento, es de 123.33 μA. Dicho valor está por debajo del límite de 500 μA mencionado en algunas fuentes, de modo que la aplicación de este dispositivo puede considerarse segura. La corriente puede reducirse aún más aumentando la resistencia limitadora.

El diseño anteriormente expuesto fue implementado en una placa de prototipos (figura 22). Debido a que este prototipo constituía sólo una primera aproximación a la solución, no se considera necesaria la realización de mediciones de magnitudes eléctricas en el mismo. La utilidad principal de este montaje fue la observación del espacio requerido para la colocación de todos los componentes, así como la comprobación de factores tales como el bajo costo, y la facilidad de implementación. Para este montaje se utilizó la alternativa de implementar el dispositivo con alimentación de 9V, en lugar de utilizar un regulador. El botón de activación no es un switch, sino un pulsador, por consiguiente, este dispositivo en particular sólo estaría activo mientras el botón es presionado. Esto representaría una desventaja en un dispositivo destinado a terapia real, pero resulta útil para efectos de prueba.

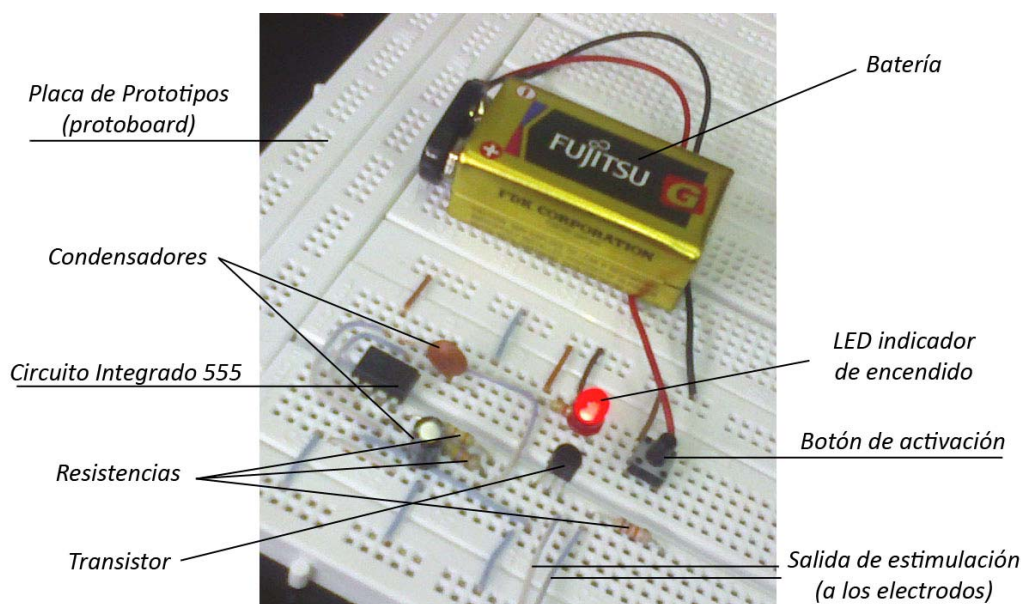


Figura 22. Implementación del primer prototipo sobre una placa de prototipos.

4.3. PROTOTIPO MEJORADO

El prototipo diseñado anteriormente resulta ser de muy bajo costo y de fácil implementación, sin embargo, no provee ningún tipo de interfaz de usuario más allá de un indicador de encendido, que no ofrece indicación alguna sobre el estado de la batería, excepto cuando esta se encuentre totalmente descargada y el dispositivo ya no encienda más; esto, en una terapia que requiere continuidad en su aplicación no resulta muy conveniente. Además de ello, este sistema no controla la corriente que entrega; por consiguiente, a medida que el hueso vaya sanando, o incluso, de paciente a paciente, se pueden esperar diferencias en las magnitudes involucradas en la medida en que los parámetros del hueso estimulado se alejen de los parámetros del diseño.

Este problema se solucionó mediante la utilización de un dispositivo microcontrolador, programado específicamente para cumplir con funciones de interfaz de usuario y control de la corriente suministrada al hueso. La interfaz de usuario es manejada mediante tres botones o pulsadores y una pantalla LCD de 2x16 caracteres (figura 23).

El primer botón activa un modo de funcionamiento en el cual el dispositivo activa la señal estimuladora, mostrando en la primera línea del LCD la palabra “ACTIVO”, para indicar que la señal está siendo proporcionada al hueso, y en la segunda línea muestra el tiempo de estimulación transcurrido, en horas, minutos y segundos. Al presionarlo una segunda vez, el dispositivo se apaga, y en pantalla aparecen las palabras “ESTIMULACION DETENIDA”. Si el contador de tiempo llega a 15 horas, el dispositivo se apaga.

Al presionar el segundo botón, se activa el dispositivo de igual forma, mostrando en la primera línea la palabra “ACTIVO”, sin embargo, en este caso, el contador de tiempo incrementará su valor en una hora cada vez que se presione este botón. Poco tiempo después de haber sido presionado el botón, el dispositivo

mostrará el tiempo corriendo hacia atrás a partir del valor colocado. Al llegar a cero, el dispositivo se apaga. Si se presiona el primer botón mientras el dispositivo está funcionando en este modo, la estimulación será detenida.

El tercer botón es un botón de diagnóstico. Utiliza el valor de voltaje diferencial medido en la resistencia limitadora para expresar un porcentaje, donde el 100% representa el valor de voltaje deseado (y por consiguiente de corriente). Al encender el dispositivo, si se utiliza este botón, se verá un sobrepico de poca duración, en el cual el valor porcentual expresado puede llegar hasta alrededor de 140%, sin embargo, este se reduce rápidamente. Si se observa el valor luego de que el dispositivo alcanza su estado estable, se verá que oscila alrededor de 100%. De observarse otro valor o comportamiento, significa que existe una anomalía en el funcionamiento del dispositivo.

La pantalla presenta mensajes de “BATERIA BAJA”, cuando el voltaje en los bornes de la batería cae por debajo de 6.9V. Este es un mensaje informativo, y, en un escenario ideal, simplemente informa al paciente o médico tratante que debe disponer de una nueva batería para reemplazar la actual cuando la estimulación ya no sea posible. El valor del voltaje entregado por la batería es medido con el ADC y digitalizado en una variable de 8 bits, para su comparación con un valor previamente calculado.

Debido a ser un dispositivo con muchas etapas interrelacionadas entre sí, y con el código, se explicarán las etapas por separado, y, para el caso del microcontrolador, se hará mención acerca de la subrutina que permite controlar el voltaje sobre la resistencia limitadora.

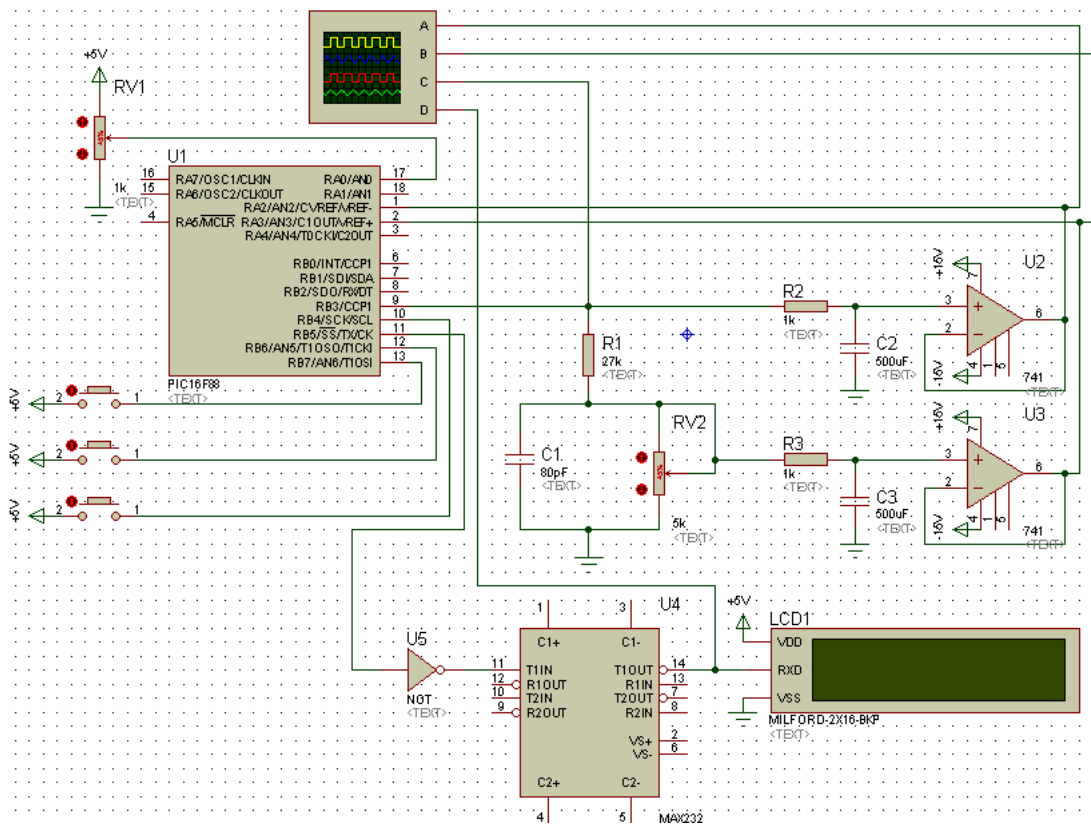


Figura 23. Esquema de simulación circuital del prototipo final implementado.

4.3.1. Interfaz de entrada.

La interfaz de entrada viene dada por 3 pulsadores, los cuales se representan directamente acoplados a la alimentación de 5V por simplicidad, sin embargo, debe tenerse en mente que, en un diseño real, dicha tensión sería suministrada por un regulador, a partir de los 9V de la batería. Todos los pulsadores se encuentran conectados al puerto B; en particular, el pulsador 1 se encuentra conectado a RB7, el pulsador 2 se encuentra conectado a RB6, y el pulsador 3 se encuentra conectado a RB4. Un diagrama con las conexiones de los pulsadores se muestra en la Figura 24.

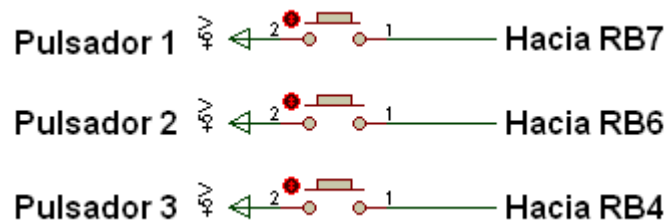


Figura 24. Disposición de los pulsadores.

Los pulsadores son conectados al puerto B, específicamente a estos terminales, debido a que los pines RB4 al RB7 del puerto B presentan una función de interrupción al cambiar, la cual es configurable desde software. Esta interrupción es configurada para todos los pines mencionados, exceptuando el RB5, que es utilizado para el manejo del display LCD, y se explica más adelante.

Al registrarse un cambio de nivel en cualquiera de los terminales mencionados, el microcontrolador detendrá la ejecución del programa principal durante el tiempo que le toma verificar cual de los botones ha sido presionado, y asignar valores a algunas variables. En el caso del pulsador 1, las variables determinarán que la cuenta sea progresiva y el tiempo comience a contar desde cero horas, minutos y segundos, o que el dispositivo se desactive si una onda de estimulación estaba siendo generada. Para el pulsador 2, las variables corresponden a una cuenta regresiva, cuyo tiempo se incrementa en una hora por cada vez que este sea presionado. Para el pulsador 3, existe solo una variable, que determina si la línea inferior del LCD mostrará tiempo transcurrido/restante, o nivel porcentual de corriente.

4.3.2. Microcontrolador.

Al presionarse uno de los pulsadores conectados a RB6 ó RB7, es asignado el valor de 1 a una variable de activación, lo que ocasiona que la salida en el terminal RB3 se active, es decir, que el hueso reciba una señal de estimulación, la cual sigue la

forma general mostrada en la Figura 14. Esta señal es producida mediante la activación y desactivación del módulo PWM, gracias a la acción del Timer 0 del microcontrolador, el cual es configurado para obtener una frecuencia dentro del rango de frecuencias biológicas, cercana a los 16 Hz. La frecuencia de interrupción del Timer 0 viene dada por el valor que se cargue en el registro TMR0, el período de oscilación del microcontrolador T_{OSC} , y el valor de *prescaler* utilizado, de acuerdo a la ecuación 17.

$$T_{Timer0} = (256 - TMR0) \times 4 \times T_{OSC} \times prescaler \quad (17)$$

$$T_{Timer0} = (256 - 12) \times 4 \times \frac{1}{8MHz} \times 256 = 31.232ms \quad (18)$$

El registro TMR0 se carga con un valor previo de 12, y se utiliza un *prescaler* de 1:256. Con estos valores, el TMR0 tiene un período de interrupción de 31.232 ms, lo cual corresponde a una frecuencia de 32.02 Hz. Debido a que se requieren dos interrupciones por período; una para emitir la señal PWM, y otra para emitir un nivel bajo sin cambios, esto es equivalente a tener una “envolvente” para la señal PWM de 16.01 Hz. La señal PWM tiene un período fijo, que viene dado por el valor del registro PR2, y el período del oscilador T_{OSC} , mediante la ecuación 19.

$$T_{PWM} = (PR2 + 1) \times 4 \times T_{OSC} \quad (19)$$

$$T_{PWM} = (255 + 1) \times 4 \times \frac{1}{8MHz} = 128\mu s \quad (20)$$

Es decir, el período de la señal PWM es de 128 μs , lo cual implica que su frecuencia es de 7.81 kHz

El ciclo de trabajo de la señal PWM es controlado mediante una variable, que a su vez es asignada en cada nueva activación del módulo al registro CCPR1L. Dicha variable es controlada por una subrutina presente en el código, a fin de mantener su valor digital en 64, correspondiente a un nivel analógico de 1.25V, lo cual representa el punto medio de su excursión entre 0V y 2.5V.

Lo anteriormente descrito se logra mediante la implementación de una subrutina que asigna a la variable “a”, que controla el ciclo de trabajo, un nuevo valor, basada en el valor presente de la diferencia de potencial en la resistencia limitadora, representado por la variable “cur”. Si el valor de este potencial se encuentra por debajo de 64, el ciclo de trabajo se incrementará, y dicho incremento será tanto mayor cuanto más lejos del valor deseado se encuentre el voltaje medido. Algo similar sucede cuando el voltaje se encuentra por encima del valor deseado, pero en este caso, se disminuye el ciclo de trabajo de la onda PWM (figura 25).

```
void control()          //Nombre de la subrutina o función.
{
    __delay_ms(70); //Retardo de 70ms necesario para el control.

    if ((cur >= 0) && (cur <= 16)) a = a + 30;
    else if ((cur > 16) && (cur <= 32)) a = a + 10;
    else if ((cur > 32) && (cur <= 48)) a = a + 5;
    else if ((cur > 48) && (cur < 64)) a = a + 1;
    else if (cur == 64) a = a;
    else if ((cur > 64) && (cur <= 80)) a = a - 1;
    else if ((cur > 80) && (cur <= 96)) a = a - 5;
    else if ((cur > 96) && (cur <= 112)) a = a - 10;
    else if ((cur > 112) && (cur <= 128)) a = a - 30;
}
```

Figura 25. Subrutina de control del ciclo de trabajo de la señal PWM.

De esta forma, se obtiene una estimulación en la cual, básicamente, puede cambiarse el voltaje promedio como respuesta a cambios en la resistencia ósea, sin alterar la frecuencia o valor máximo de la señal aplicada, y manteniendo una corriente promedio relativamente constante a través del hueso, sin afectar la efectividad de la estimulación, dada por su valor de frecuencia dentro de la ventana paramétrica efectiva para osteogénesis (figura 26).

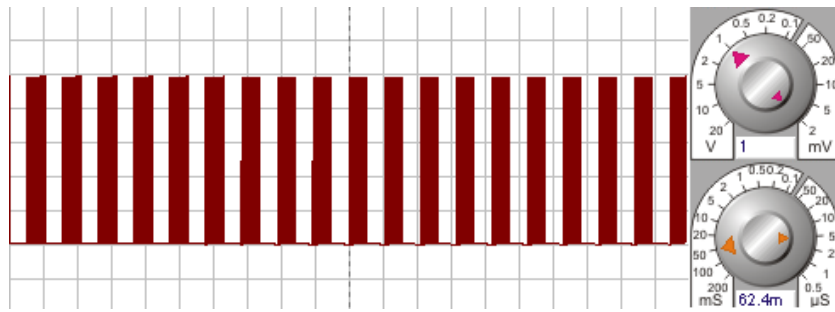


Figura 26. Simulación de onda de estimulación suministrada por el microcontrolador.

La onda de estimulación presenta un nivel máximo de aproximadamente 5V, y un período de aproximadamente 62.4 ms. Las discrepancias observadas entre el período utilizado en el osciloscopio virtual y el de la onda se originan principalmente del hecho de que, durante los niveles bajos de la onda estimuladora, se realizan otras tareas con el microcontrolador, tales como puesta de datos en pantalla y mediciones con el ADC, que afectarían la estimulación de no ser confinados a este período de inactividad. Por consiguiente, el microcontrolador utiliza un tiempo ligeramente mayor durante esta fase de la onda; siendo sin embargo la frecuencia obtenida bastante cercana a la deseada y ubicada dentro del rango efectivo para la estimulación ósea. Las áreas en rojo de la señal observada corresponden a una rápida fluctuación de la onda PWM durante estos períodos de tiempo. Esto queda en evidencia al cambiar la base de tiempo del osciloscopio virtual (figura 27).

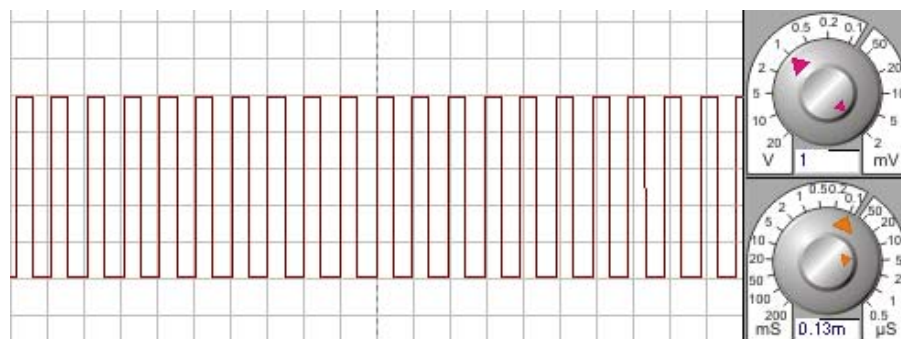


Figura 27. Detalle de la porción PWM de la onda estimuladora.

Como se observa, con un período de tiempo de $130\ \mu\text{s}$ (cercano al período calculado para la onda rápida, el cual era de $128\ \mu\text{s}$), se aprecia la señal PWM. El ciclo de trabajo de esta señal es variable, manteniéndose iguales el resto de parámetros de la misma (figura 28).

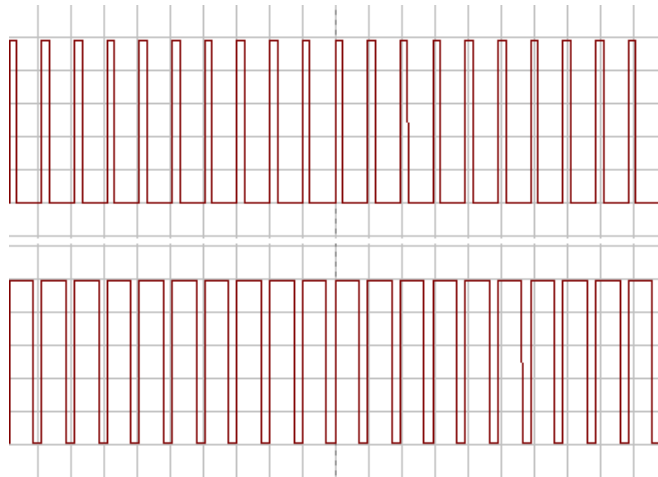


Figura 28. Simulación de onda PWM para dos diferentes ciclos de trabajo.

Si analizamos con el osciloscopio virtual la señal correspondiente a la diferencia de voltajes entre los dos terminales de la resistencia, es decir, la señal analógica de la cual deriva la variable “cur”, observamos que en el momento de la activación del dispositivo, se produce un sobrepico de tensión; sin embargo, la misma tiende a estabilizarse de forma relativamente rápida (figura 29).

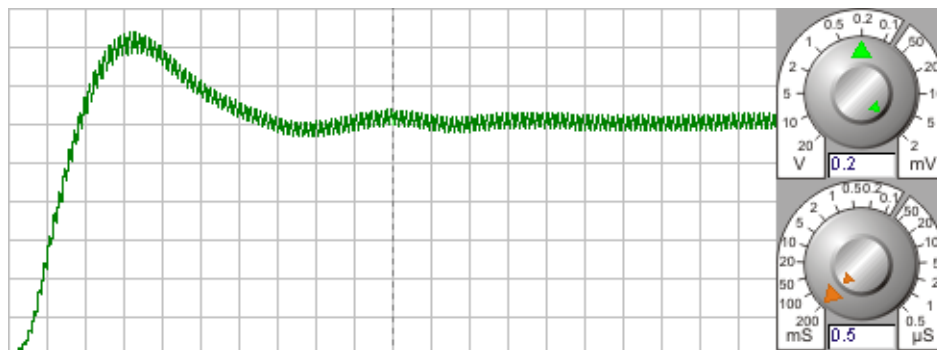


Figura 29. Simulación de voltaje filtrado sobre la resistencia limitadora.

Como se observa, la estabilidad es alcanzada aproximadamente 5 segundos luego de la activación, lo cual es un tiempo muy breve en comparación al tiempo promedio de aplicación de estimulación en la terapia osteogénica, el cual es de alrededor de 10 ó 15 horas diarias. Despreciando las pequeñas fluctuaciones que se producen en el potencial, puede decirse que la tensión sobre la resistencia limitadora es constante, de un valor de aproximadamente 1.2V, lo cual es suficientemente cercano al valor calculado de 1.25V. Este valor no depende de la resistencia limitadora colocada, pudiendo alterarse la corriente que llega al hueso, simplemente mediante el cambio de dicha resistencia.

4.3.3. Modelo del hueso y resistencia limitadora.

El modelo del hueso, presentado en la Figura 19, se coloca a la salida del microcontrolador, con una resistencia limitadora en un extremo, y conectado a tierra en el otro extremo (figura 30).

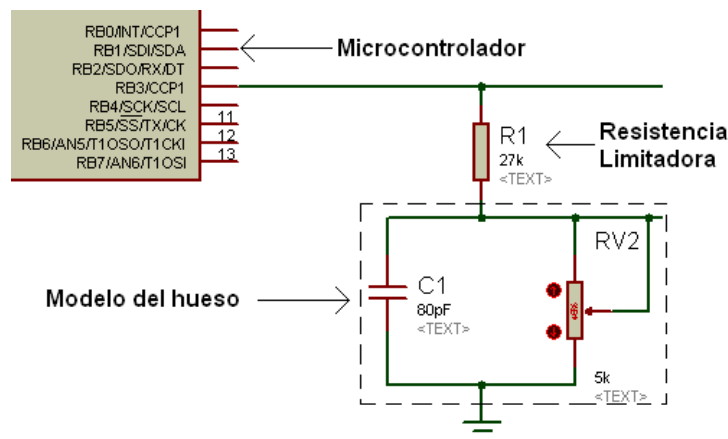


Figura 30. Modelo del hueso y conexión al PIC para simulación.

Debido a que la capacitancia del hueso presenta un valor pequeño y las frecuencias utilizadas son relativamente bajas, su efecto es despreciable. Para estudiar el efecto que las variaciones en la resistencia del hueso tendrían en la onda aplicada, se reemplaza el valor de 2.26 k Ω por un potenciómetro que puede variar entre 0 Ω y

5 k Ω . Las variaciones en el nivel de este potenciómetro afectan la diferencia de potencial en la resistencia estimuladora, sin embargo, el sistema de control implementado se encarga de anular este efecto de manera relativamente rápida (figura 31).

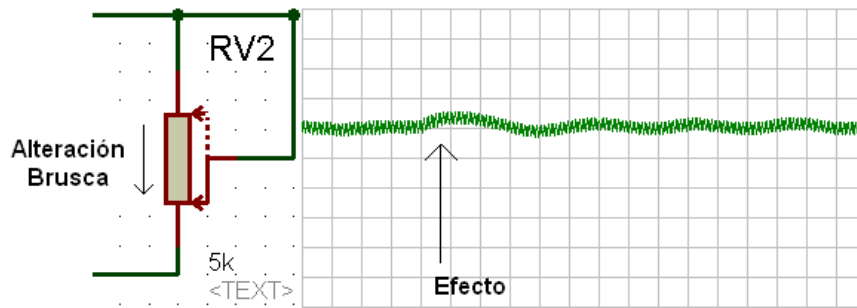


Figura 31. Simulación del efecto de una disminución brusca de la resistencia ósea.

Una disminución brusca de la resistencia ósea (de cerca de 5 k Ω a 0 Ω) ocasiona un ligero aumento en la diferencia de potencial a través de la resistencia limitadora. Un aumento brusco de la resistencia ósea no tuvo efecto apreciable, conservándose el nivel de tensión casi constante deseado. Es importante señalar que, a pesar de haberse realizado las simulaciones con variaciones bruscas de resistencia, esto en la práctica es mucho menos dramático, ya que las variaciones de los parámetros eléctricos del hueso se dan de forma gradual, lo que hace poco probable que pueda apreciarse un cambio brusco en la tensión que cae sobre la resistencia limitadora y en la corriente a través del hueso.

4.3.4. Filtros pasa-bajos.

En principio, la onda suministrada al hueso es una señal cuadrada, con modulación por ancho de pulsos. Si se quiere realizar alguna medición sobre una onda de este tipo utilizando el ADC, la medición fallará, puesto que la onda fluctúa rápidamente, y no permite una apreciación correcta de su nivel de voltaje (figura 27). La variación es igual de rápida para ambos terminales de la resistencia, lo cual

dificulta la obtención de un valor digital que represente la tensión entre los mismos. Por esto, es necesario obtener un nivel de tensión más constante, que sea susceptible de ser medido con el ADC, para la realización de los cálculos posteriores.

Para este fin, se colocan dos filtros pasa-bajos, los cuales utilizan amplificadores operacionales 741 a fin de evitar efectos de carga en la rama de corriente que contiene al modelo del hueso [34]. Ambos filtros son idénticos y su alimentación es posible gracias a un circuito integrado MAX232 presente en el diseño. Sin embargo, durante la simulación, y a efectos de simplificar el diagrama circuital, su alimentación es suministrada por fuentes de voltaje (figura 32).

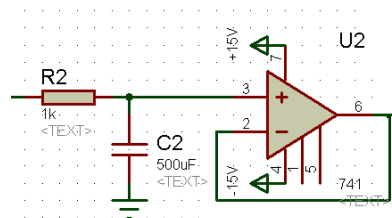


Figura 32. Filtro pasa-bajos utilizado.

El filtro mostrado no invierte la señal colocada a su entrada, por tanto no hace falta circuitería adicional para la obtención de la señal buscada. Dos de estos filtros se conectan a la resistencia limitadora, a fin de estabilizar los niveles de tensión y hacer posible el uso de un ADC para la medición de los mismos.

Como se observa, los filtros ayudan a estabilizar la señal lo suficiente para que el ADC pueda leerlos (figura 33), y estos puedan ser convertidos en un valor digital de 8 bits. La resta entre estos es realizada mediante software, y proporciona el valor de la variable “cur”, el cual se utiliza para controlar el ciclo de trabajo de la onda estimuladora.

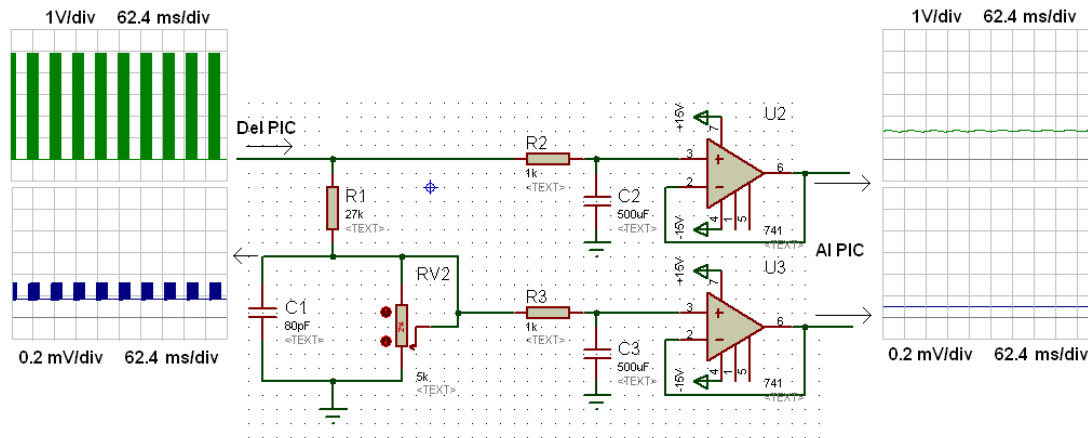


Figura 33. Colocación de filtros y señales involucradas.

La frecuencia de corte de los filtros, obtenible mediante la ecuación 21, viene dada por los parámetros de resistencia R y capacitancia C presentes en su diseño. Los filtros pasa-bajos aquí presentados deben tener una frecuencia de corte baja, para evitar que la envolvente de 16 Hz afecte la forma de la onda resultante.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (21)$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi \times 1k\Omega \times 500\mu F} = 0.32Hz \quad (22)$$

4.3.5. Medidor de carga de batería.

La batería de 9V utilizada se considerará descargada cuando el voltaje que suministra sea de 6.9V o menor. Para medir el valor de dicho voltaje con el ADC, es necesario en primer lugar, lograr convertir el valor de una escala entre 0V a 9V, a un valor en una escala entre 0V y 5V, lo que puede lograrse con un simple divisor de tensión, que exprese a su salida la tensión presente en la batería en dicho rango, a fin de ser susceptible de conversión por el ADC. Para un rango entre 0V y 5V, el voltaje en el cual se considerará descargada a la batería, es de aproximadamente 3.83V.

El convertidor analógico-digital utilizado, es capaz de digitalizar el valor a su entrada utilizando una variable de 8 bits, por consiguiente, la escala completa entre 0V y 5V está expresada en 255 pasos. Esto indica que la resolución de la misma es de aproximadamente 0.02 V/paso. Por consiguiente, un valor de 3.83V vendría representado por un valor de 192 en la variable utilizada.

Para efectos de la simulación, se representa la batería como un simple potenciómetro conectado entre 0V y 5V (figura 34), a fin de obtener un nivel analógico en este rango. Es decir, se obvia la implementación de un divisor de tensión, puesto que no es necesaria para comprobar el comportamiento del software en la medición del nivel de voltaje de la batería.

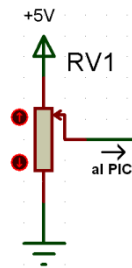


Figura 34. Potenciómetro para simulación de nivel de la batería.

La medición de la carga de batería se realiza durante el ciclo bajo de la onda estimuladora, para interferir lo menos posible con la misma. Además de ello, esta medición no se realiza de la misma forma que las mediciones de los niveles de voltaje en la resistencia estimuladora, debido a que estos son convertidos en cada uno de los ciclos bajos de la onda, mientras que la lectura del nivel de batería está condicionada a un contador, lo cual hace que se efectúe en intervalos de tiempo mucho más largos (aproximadamente 30 segundos). El indicador de batería se diseña de este modo debido a que no es un indicador para acción inmediata o crítica; al recibir del dispositivo el mensaje de “Batería Baja”, simplemente debe considerarse tener una de repuesto para cuando la actual se agote.

Una batería de 9V, por lo general, tiene una carga almacenada de 600 mAh (miliamperios-hora). Si se estima el consumo de todo el diseño entre 10 y 15 mA, la duración de la batería podría estar en el rango entre 40 y 60 horas. Considerando tratamiento en sesiones de 10 horas diarias, se tiene que la batería debería reemplazarse cada 4-6 días de tratamiento.

4.3.6. Interfaz gráfica. LCD Serial 2x16.

Para mayor claridad durante el tratamiento, en factores tales como el tiempo de estimulación, tiempo restante, nivel de corriente comparado al nivel deseado, nivel de batería, o selección de modo de funcionamiento, se incorpora al diseño un LCD serial de 2 filas y 16 columnas de caracteres. Este LCD recibe datos de forma asincrónica, siguiendo el estándar RS-232 (nivel bajo entre +3 y +15, nivel alto entre -3 y -15). Para adaptar la salida del microcontrolador, la cual maneja niveles entre 0 V (bajo) y 5 V (alto), al estándar RS-232, se requiere de un convertidor MAX232, el cual está específicamente diseñado para este fin. El LCD utilizado maneja niveles inversos de la lógica RS-232; por consiguiente es necesario, además, incorporar un inversor antes de la entrada al MAX232 (figura 35).

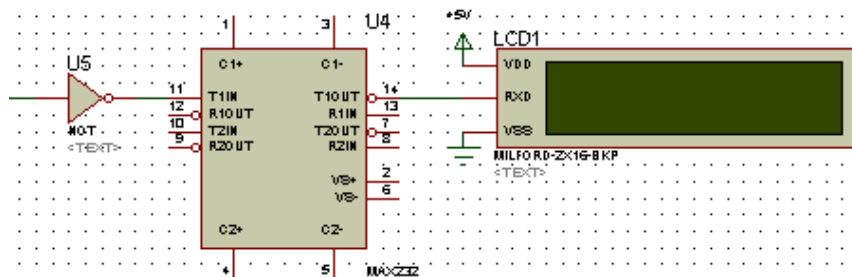


Figura 35. LCD serial 2x16 y dispositivos auxiliares.

Para generar los caracteres que se envían al LCD (figura 36), se utiliza el módulo AUSART del microcontrolador, en transmisión de 8 bits, sin paridad, modo asincrónico, sin recepción activada y a un baud rate de aproximadamente 9600. En el código, se utiliza la función `printf('string')`, la cual requiere de una función adicional

en el código para funcionar correctamente, denominada *putch()*. Esta función coloca el carácter especificado en el búfer de salida del AUSART, TXREG, y la función *printf('string')* se encarga de ir colocando todos los caracteres correspondientes a la cadena alfanumérica uno a uno en el puerto serial mediante el uso de esta función. Para el caso de caracteres especiales, o instrucciones de control del LCD, tales como limpiar la pantalla, mostrar el tiempo o colocar el cursor en una posición determinada, se definen funciones propias, basadas en los códigos de control presentes en la hoja de datos del dispositivo [35].

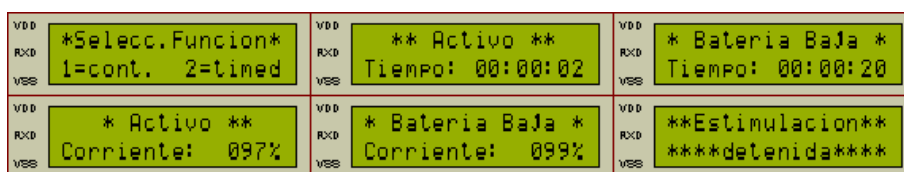


Figura 36. Algunos mensajes mostrados por el LCD del dispositivo.

4.3.7. Reloj.

El dispositivo hace uso del Timer 1 para controlar el tiempo que pasa, en segundos, durante la estimulación. Dependiendo del modo de operación, se tienen tres variables; horas, minutos, y segundos, que cuentan en forma progresiva o regresiva. Al utilizar un *prescaler* de 1:8 y cargar en los registros TMR1H y TMR1L los valores de 12 y 38, respectivamente, se obtiene una frecuencia de interrupción, para el Timer 1 de 4 Hz, y el código es realizado de tal forma, que los segundos sólo se incrementan cada cuatro ciclos de interrupción del Timer 1, efectivamente logrando una frecuencia de segundos de 1 Hz. 60 segundos incrementan los minutos, y 60 minutos incrementan la variable de las horas. El Timer 1 funciona en base al oscilador interno, lo cual implica que la frecuencia de conteo no presenta la misma precisión que podría alcanzarse, por ejemplo, mediante el uso de un cristal oscilador, sin embargo, para la aplicación presentada, en donde sólo se requiere una idea general del tiempo de estimulación, la precisión obtenida se considera suficiente, por lo que puede utilizarse este método para medir el tiempo transcurrido.

CONCLUSIONES

Mediante la realización del presente trabajo de investigación se obtienen dos prototipos de dispositivo estimulador óseo y un modelo de los parámetros eléctricos de la porción de hueso a tratar. Ambos prototipos se consideran funcionales, ya que están basados en una frecuencia de estimulación efectiva para la regeneración ósea de acuerdo a distintas fuentes.

La diferencia entre ambos prototipos es reflejo de una de las particularidades de cualquier proceso de diseño; deben sacrificarse ciertos parámetros a fin de poder lograr otros, hallando un balance entre todas las magnitudes involucradas. En el ejemplo del prototipo preliminar, los costos, tanto económicos como energéticos, son sumamente bajos, sin embargo, la funcionalidad es limitada, y a pesar de compartir el mismo fin ulterior del prototipo mejorado, puede considerarse su funcionamiento como rudimentario, en comparación al diseño que incluía un microcontrolador.

Los microcontroladores son dispositivos sumamente útiles, ya que permiten abordar varios problemas a la vez con tan sólo una pieza de hardware. Esta comodidad o ahorro de espacio no viene sin sus consecuencias, ya que, por ejemplo, debe invertirse tiempo en el desarrollo del software y la configuración de algunos periféricos, sin embargo, las ventajas ofrecidas por estos circuitos integrados son numerosas en comparación con implementaciones que utilicen electrónica totalmente analógica.

Mediante un proceso de diseño que tome en cuenta los parámetros más resaltantes de un problema, es posible abordar cuestiones que, en principio, parecieran no corresponder al campo de la electrónica. La regeneración ósea es un tema perteneciente al área médica y biológica, sin embargo, conociendo los

parámetros necesarios, y separando los más importantes de los superfluos, se puede lograr un fin, que en este caso, es el diseño de un dispositivo estimulador.

Durante todo diseño deben tomarse en cuenta, no sólo los parámetros necesarios para el funcionamiento, sino también para un uso eficiente de las soluciones desarrolladas; es por ello que se hace un segundo prototipo, en el cual existe un mayor costo y un mayor consumo energético, mas, sin embargo, existe también una mayor facilidad de uso por parte de un usuario que no necesariamente tiene que ser familiar con los detalles de funcionamiento del dispositivo.

Al comparar los parámetros de los dispositivos reflejados en la literatura con los del dispositivo aquí diseñado, se observa que ninguno de los estudios consultados presenta un sistema que ajuste automáticamente la corriente suministrada; por lo general, si existe un ajuste, éste es manual. Por tanto, se considera este sistema de control como un aporte original de la investigación aquí presentada, evidenciando la posibilidad de incluir un control proporcional, o de otro tipo, en la estimulación eléctrica ósea, para lograr mejores resultados.

También se observó que el efecto de la capacitancia ósea resulta prácticamente despreciable. A pesar de haberse incluido en los modelos realizados para ambos dispositivos, no se apreció ningún efecto importante debido a este factor. La resistencia ósea, como es de esperarse, influye en la corriente que circula por el hueso, sin embargo, en un dispositivo con salida controlada, como el segundo aquí presentado, esa influencia se minimiza y puede ser ignorada.

Lo anterior resulta de especial importancia, debido a que los huesos de las extremidades no presentan parámetros fijos. Su variación con factores tales como la edad, género, estado de enfermedad del paciente, entre otros, hacen que el modelo eléctrico del hueso hallado no sea una constante, y pueda presentar variaciones considerables entre pacientes. Por tanto, para este diseño, y para cualquier otro diseño

en el cual existan parámetros que no sean controlables o no puedan predecirse, es importante buscar la forma de insensibilizar el diseño a los mismos, para obtener un funcionamiento tan constante y preciso como sea posible y como lo requiera la aplicación.

RECOMENDACIONES

Para los casos de experimentación *in vitro* o *in vivo*, es aconsejable planificar por adelantado, debido a que este es un proceso delicado, multidisciplinario y multietapas, y estos tipos de experimentos requieren de la ayuda de personas con conocimientos diferentes al área de la electricidad y la electrónica; principalmente, personas con conocimientos en las áreas de medicina y biología, además de un largo tiempo de trámites relacionados con autorización para realizar los experimentos propiamente dichos, para el caso de estudios *in vivo*, o para ensayos clínicos sobre pacientes.

En un dispositivo cuya finalidad es la asistencia a pacientes, o cuyo usuario final es el público en general, es recomendable contar con una interfaz intuitiva. Sin embargo, también es cierto que los costes energéticos y económicos de la implementación de dicha interfaz, resultan considerables en comparación a un dispositivo que realice la misma función, pero cuya interfaz de usuario no resulte tan manejable, intuitiva o clara. La recomendación es hallar un punto medio entre ambos extremos, por ejemplo, removiendo partes de la interfaz que no sean estrictamente necesarias; por ejemplo, en el caso del prototipo aquí diseñado, no se toma en consideración la retroiluminación del LCD, ya que no se considera necesaria para su lectura, lo cual reduce en gran medida el consumo de energía.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Papaqui, A. *Estimulación Eléctrica para Fracturas Óseas.*--**EN:** Elementos.-- Vol 2, N° 13 (1998), p.p. 11-19.
- [2] Karamitros, A. [et. al...]. *Electrical Stimulation and Hyperbaric Oxygen Therapy in the Treatment of Nonunions.*--**EN:** Injury, International Journal of the Care of the Injured.-- Vol 37, Suppl. 1 (2006), p.p. S63-S73.
- [3] Behari, J.; Jayanand. *Low Level Pulsed Radio Frequency Field and Its Remedial Effect on Osteoporosis and Bone Fracture.*--**EN:** Progress in Electromagnetics Research Symposium.-- Vol 1, N° 6 (2005), p.p. 736-739.
- [4] Baker, B. [et. al...]. *Electrical Stimulation of Articular Cartilage Regeneration.*-- **EN:** Annals of the New York Academy of Sciences.-- Vol 238 (1974), p.p. 491-499.
- [5] Norton, L.; Moore, R. R. *Bone Growth in Organ Culture Modified by an Electric Field.*-- **EN:** Journal of Dental Research.-- Vol 51, N° 5 (1972), p.p. 1492-1499.
- [6] Yadav, S.; Singh V. *Development of a Piezoelectric Diagnostic Probe.*--**EN:** Measurement Science and Technology.-- Vol 2, N° 12 (1991), p.p. 1155-1158.
- [7] Saha, S.; Lakes, R. *A Non-Invasive Technique for Detecting Stress Waves in Bone Using the Piezoelectric Effect.*-- **EN:** IEEE Transactions on Biomedical Engineering.- - Vol BME-24, N° 6 (1977), p.p. 508-512.
- [8] Anderson, J.; Eriksson, C. *Electrical Properties of Wet Collagen.*-- **EN:** Nature.-- Vol 218, N° 5137 (1968), p.p. 166-168.

- [9] Norton, Louis A. *In Vivo Bone Growth in a Controlled Electric Field*.-- **EN:** Annals of the New York Academy of Sciences.-- Vol 238 (1974), p.p. 466-477.
- [10] Fleischli, J.; Laughlin, T. *Electrical Stimulation in Wound Healing*.-- **EN:** The Journal of Foot and Ankle Surgery.-- Vol 36, N° 6 (1997), p.p. 457-461.
- [11] Funk, R. [et. al...]. *Electromagnetic Effects - From Cell Biology to Medicine*.-- **EN:** Progress in Histochemistry and Cytochemistry.-- Vol 43, N° 4 (2009), p.p. 177-274.
- [12] Mullender, M.; Huiskes, R. *Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law*.-- **EN:** Journal of Orthopaedic Research.-- Vol 13, N° 4 (1995), p.p. 503-512.
- [13] Qu, C. [et. al...]. *A Hypothetical Mechanism of Bone Remodeling and Modeling Under Electromagnetic Loads*.-- **EN:** Biomaterials.-- Vol 27, N° 21 (2006), p.p. 4050-4057.
- [14] Sierpowska, J. *Electrical and Dielectric Characterization of Trabecular Bone Quality*, (Doctoral dissertation).--Kuopio: Finlandia: University of Kuopio, 2007, p. 43.
- [15] Curso de Fisiología: Sistema Óseo (Estructura y Función) [en línea]. <http://www.iqb.es/cbasicas/fisio/cap5/cap5_1.htm> [Consulta: 2011].
- [16] Huesos Largos: MedlinePlus enciclopedia médica ilustración [en línea]. <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/9582.htm> [Consulta: 2011].
- [17] Ritchie, R. [et al...]. *Plasticity and Toughness in Bone*.-- **EN:** Physics Today.-- Vol 62, N° 6 (2009), p.p. 41-46.

- [18] Robling, A. [et al...]. *Biomechanical and Molecular Regulation of Bone Remodeling*.-- **EN:** Annual Review of Biomedical Engineering.-- Vol 8 (2006), p.p. 455-498.
- [19] Sierpowska, J. [et al...]. *Prediction of mechanical properties of human trabecular bone by electrical measurements*.-- **EN:** Physiological Measurement.-- Vol 26, N° 2 (2005), p.p. S119-S131.
- [20] DoITPoMS - TLP Library Structure of bone and implant materials - Mechanical properties of bone [en línea]. <http://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/bones/bone_mechanical.php> [Consulta:2011].
- [21] Sornette, D. [et al...]. *Critical piezoelectricity in percolation*.-- **EN:** Journal de Physique.-- Vol 50, N° 16 (1989), p.p. 2201-2216.
- [22] How piezoelectricity works: A simple look at piezoelectric crystals and the piezoelectric effect. [en línea]. <<http://www.explainthatstuff.com/piezoelectricity.html>> [Consulta: 2011].
- [23] Fukada, E.; Yasuda, I. *On the Piezoelectric Effect of Bone*.-- **EN:** Journal of the Physical Society of Japan.-- Vol 12 (1957), p.p. 1158-1162.
- [24] Saha, S.; Williams, P. *Electric and dielectric properties of wet human cortical bone as a function of frequency*.-- **EN:** IEEE Transactions on Biomedical Engineering.-- Vol 39, Issue 12 (1992), p.p. 1298-1304.
- [25] Levy, D. *A Pulsed Electrical Stimulation Technique for Inducing Bone Growth*.--**EN:** Annals of the New York Academy of Sciences.-- Vol 238 (1974), p.p. 478-490.

- [26] Timer LM555 Datasheet. National Semiconductor Corporation / 2006. __ 12p.
- [27] The 555 Timer IC. [en línea]. <http://www.play-hookey.com/digital/timer_555.html> [Consulta: 2011]
- [28] Transistor - Wikipedia, la enciclopedia libre. [en línea]. < <http://es.wikipedia.org/wiki/Transistor>> [Consulta: 2011]
- [29] PIC16F88 Datasheet. Microchip Technology Inc. / 2005. __ 226p.
- [30] Nota Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano. [en línea] < <http://www.siafa.com.ar/notas/nota176/efectos.htm>> [Consulta: 2011]
- [31] Seguridad Eléctrica. Instrumentación Biomédica, Ingeniería en Electrónica. / Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica.
- [32] Ratner, B. D. Biomaterials Science: An Introduction To Materials in Medicine. Elsevier Academic Press, 2004.
- [33] Application Note AN101. Dataforth Corporation / Tucson. __ 6p.
- [34] Active Low Pass Filter [en línea]. <http://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_5.html> [Consulta: 2011]
- [35] BPK LCD Driver Board Part # 6-201. Milford Instruments Ltd. / South Milford, 2001. __ 4p.

BIBLIOGRAFÍAS

Anderson, J.; Eriksson, C. *Electrical Properties of Wet Collagen*.-- EN: Nature.-- Vol 218 (1968), p.p. 166-168.

Friedenberg, Z. B.; Brighton C.T. *Electrical Fracture Healing*.-- EN: Annals of the New York Academy of Sciences.-- Vol 238 (1974), p.p. 564-574.

Gjelsvik, A. *Bone Remodelling and Piezoelectricity I*.-- EN: Journal of Biomechanics.-- Vol 6, Issue 1 (1973), p.p. 69-77.

Gjelsvik, A. *Bone Remodelling and Piezoelectricity II*.-- EN: Journal of Biomechanics.-- Vol 6, Issue 2 (1973), p.p. 187-193.

Gupta, M.; Sinha, D. *On a Mathematical Model in Biopiezoelectricity*.-- EN: Indian Journal of Pure and Applied Mathematics.-- Vol 11, N°4 (1980), p.p. 522-526.

Halperin, C. [et al...]. *Piezoelectric Effect in Human Bones Studied in Nanometer Scale*.-- EN: Nano Letters.-- Vol 4, N° 7 (2004), p.p. 1253-1256.

Jones, D. [et al...]. *Wolff's Law, Piezo-Electricity & Mechanical Stress Responses in the Skeleton*.-- EN: Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE.-- Vol 2 (1988), p.p. 994.

Lavine, L. [et al...]. *Clinical and Ultrastructural Investigations of Electrical Enhancement of Bone Healing*.-- EN: Annals of the New York Academy of Sciences.-- Vol 238 (1974), p.p. 552-563.

Levin, Michael. *Bioelectric Mechanisms in Regeneration: Unique Aspects and Future Perspectives.*-- **EN:** Seminars in Cell & Developmental Biology.-- Vol 20, N° 5 (2009), p.p. 543-556.

MacGinitie, L. [et al...]. *Bone Streaming Potentials and Currents Depend on Anatomical Structure and Loading Orientation.*-- **EN:** Journal of Biomechanics.-- Vol 30, N° 11-12 (1997), p.p. 1133-1139.

Nowick, A.; Reinish, G. *Piezoelectric Properties of Bone as Functions of Moisture Content.*-- **EN:** Nature.-- Vol 253, N° 5493 (1975), p.p. 626-627.

Saha, S.; Williams, P. *Electrical Properties of Wet Human Cancellous Bone as a Function of Density and Other Factors.*-- **EN:** Annals of Biomedical Engineering.-- Vol 17, N° 2 (1989), p.p. 143-158.

Semrov, D. [et al...]. *DC Electrical Stimulation for Chronic Wound Healing Enhancement. Part 2. Parameter Determination by Numerical Modelling.*-- **EN:** Bioelectrochemistry and Bioenergetics.-- Vol 43, Issue 2 (1997), p.p. 271-277.

Sierpowska, J. [et al...]. *Electrical and Dielectric Properties of Bovine Trabecular Bone - Relationships with Mechanical Properties and Mineral Density.*-- **EN:** Physics in Medicine and Biology.-- Vol 48, N° 6 (2003), p.p. 775-786.

Silva, C. [et al...]. *Effect of the pH on the Piezoelectric Properties of Collagen Films.*-- **EN:** Materials Science and Engineering B.-- Vol 83, N° 1 (2001), p.p. 165-172.

Williams, W.; Breger, L. *Analysis of Stress Distribution and Piezoelectric Response in Cantilever Bending of Bone and Tendon.*-- **EN:** Annals of the New York Academy of Sciences.-- Vol 238 (1974), p.p. 121-130.

GLOSARIO

Clavo de Kirchner: tipo especial de clavos utilizados para fijación ósea y otros tratamientos sobre huesos.

Colágeno: molécula protéica que forma fibras, constituyendo el componente más abundante de la piel y los huesos.

Consolidación Viciosa: curación de una fractura con alineamiento anatómico incorrecto.

Fusión Espinal: técnica quirúrgica en la cual se fusionan dos o más vértebras de la columna a fin de impedir el movimiento entre ellas.

In Vitro: término aplicado a experimentos realizados fuera de un organismo vivo, en un ambiente controlado de laboratorio.

In Vivo: experimentación realizada en un organismo vivo, comprendiendo pruebas sobre animales y ensayos clínicos sobre pacientes.

Necrótico: que presenta necrosis, o muerte patológica celular provocada por un agente nocivo.

Osteogénesis: proceso de formación o desarrollo de los huesos.

Osteón: estructura aproximadamente cilíndrica que constituye la unidad funcional fundamental del hueso compacto.

Osteoporosis: enfermedad que disminuye el contenido mineral del hueso, volviéndolo quebradizo y susceptible de fracturas.

Pseudoartrosis: falta absoluta de consolidación de una fractura, creándose una articulación falsa en el foco de fractura no soldado.

Transductor: dispositivo capaz de convertir un tipo de energía de entrada en otro tipo de energía a su salida.

[ANEXO]

Código Fuente del Software Desarrollado

```
#include <pic.h>           //Inclusión de librerías
#include <htc.h>           //para
#include <stdio.h>         //el manejo del PIC16f88
#define _XTAL_FREQ 8e6    //Frecuencia de oscilación definida en 8MHz (Int. Osc).

/* -----Declaración de Variables y Funciones ----- */
volatile unsigned a, k, cur3, cur2, cur1, cur, btn, v1, v2, batc, batl, enabled, past, avg;
volatile unsigned lcd_printed, segundos, minutos, horas, time, regres, print, showcur;
volatile char hor2, hor1, min2, min1, seg2, seg1;

void clear_lcd(), home(), control(), car_ret(), tiempo(), current();
/* ----- Fin de Declaración de Variables y Funciones ----- */
void main ()               //Programa principal
{
    /* ----- Inicialización de Variables ----- */
    ANSEL = 0b00001101;    //Se configuran como analógicos los terminales RB0, RB2, RB3
    CMCON = 0b00000111;    //Configurar comparadores internos en estado de apagado
    TRISB = 0;             // Se definen el puerto B como salida.
    TRISA0 = 1;            // Se define el pin 0 del puerto A como entrada.
    TRISA1 = 1;            // Se define el pin 1 del puerto A como entrada.
    TRISA2 = 1;            // Se define el pin 2 del puerto A como entrada.
    TRISA3 = 1;            // Se define el pin 3 del puerto A como entrada.
    TRISA4 = 0;            // Se define el pin 4 del puerto A como salida.
    TRISA5 = 0;            // Se define el pin 5 del puerto A como salida.
    TRISB4 = 1;            // Se define el pin 4 del puerto B como entrada.
    TRISB6 = 1;            // Se define el pin 6 del puerto B como entrada.
    TRISB7 = 1;            // Se define el pin 7 del puerto B como entrada.
    batl = 255;            // Se inicializa el valor de la batería al máximo posible.
    INTCON = 0b11101000;   // Configurar interrupciones: Habilitar globales, de
                           // periféricos, de Timer 0 y de cambios en PortB.
    OPTION_REG = 0b10000111; // Selección de pull-ups en puerto B y prescaler 1:256
                           // para el Timer 0.
    TMR0 = 12;             // Valor de Timer 0 para frecuencia deseada.
    PR2 = 0b11111111;      // Valor máximo para el período del PWM
    CCP1L = 0b00000000;    // Duty-cycle inicializado en 0
    T1CON = 0b00110000;    // Configurar Timer 1. Selección de prescaler 1:8
    TMR1H = 12;            // Valores de registros TMR1H y TMR1L
    TMR1L = 38;            // Para frecuencia de Timer 1 de 4 Hz.
    TMR1IE = 1;            // Activar interrupciones por Timer 1.
    T2CON = 0b00000100;    // Activar Timer 2 para su utilización por el módulo PWM.
    CCP1CON = 0b00001100;  // Seleccionar modo de funcionamiento PWM del módulo CCP.
    lcd_printed = 0;       // LCD no ha sido impreso.
    /* ----- Fin de inicialización de variables----- */
```

```

/* ----- Configuración UART ----- */

TXSTA = 0b00100100;    //Transmisión activada, alto baud-rate, asíncrona, de 8 bits.
RCSTA = 0b10000000;    //Activar puerto serial, recepción no es activada.
TXIE = 1;               //Activar interrupción de puerto serial.
SPBRG = 51;             //Valor configurado para un baud-rate aproximado de 9600.
__delay_ms(500);        //Tiempo de espera.
TXEN = 1;
/* ----- Fin de configuración UART ----- */

TMR1ON = 1;             //Activar Timer 1
/* -----Iniciación de LCD ----- */
printf("*Selecc.Funcion*");
car_ret();              //Pantalla de bienvenida.
printf("1=cont. 2=timed");
/* ----- Fin de Inicialización de LCD ----- */

RB3 = 0;                // La señal estimuladora debe ser cero inicialmente.
a = 0b00000000;         // así como el ciclo de trabajo.
btn = 0;                // No se ha presionado botón.
batc = 0;               // No se ha incrementado el contador correspondiente a batería.
while (1)
{
    past = cur;         // Voltaje sobre resistencia limitadora del ciclo anterior
                        // es ahora el valor pasado.
    cur = v1-v2;        // Voltaje actual es calculado restando voltajes
                        // provenientes de los filtros.

    avg = ((30 * past)/64) + ((70 * cur)/64);
    /*Se calcula un promedio entre tensión pasada y tensión actual, las cuales están
    expresadas en base al valor máximo de 64 (64 en la variable digital = 100%). La
    tensión actual tiene un peso del 70 % y la tensión pasada tiene un peso del 30%*/

    if (print == 1)     //Si debe imprimirse en pantalla...
    {
        home();
        if ((showcur % 2) == 0) //Mostrar tiempo transcurrido
        {
            car_ret();
            printf("Tiempo: ");
            tiempo();
        }
        if ((showcur % 2) == 1) //Mostrar corriente porcentual
        {
            car_ret();
            printf("Corriente: ");
            current();
        }
        print = 0;      //Ya se imprimió.
    }
}

```

```

if (enabled == 1)                //Si el dispositivo está activado:
{
    control();                  //Controlar voltaje.

if (lcd_printed == 0)            //LCD no ha sido impreso
{
    clear_lcd();                //Limpiar pantalla
    /* Texto en pantalla dependiente de nivel de batería*/
    if (batl > 192) printf(" ** Activo ** ");
    if (batl <= 192) printf("** Bateria Baja **");
    /* Fin de texto en pantalla dependiente de batería */
    if ((showcur % 2) == 0) // Mostrar tiempo transcurrido ó...
    {
        car_ret();
        printf("Tiempo: ");
    }
    if ((showcur % 2) == 1) // Mostrar corriente porcentual.
    {
        car_ret();
        printf("Corriente: ");
    }
    lcd_printed = 1;            // LCD impreso.
}
if (batc == 254) // Falta 1 cuenta para tope de contador de batería
    // (es en este momento donde se produce el cambio de
    // mensaje).
{
    home();
    /* Texto en pantalla dependiente de nivel de batería*/
    if (batl > 192) printf(" ** Activo ** ");
    if (batl <= 192) printf("** Bateria Baja **");
    /* Fin de texto en pantalla dependiente de batería */
    if ((showcur % 2) == 0) // Mostrar tiempo transcurrido ó...
    {
        car_ret();
        printf("Tiempo: ");
    }
    if ((showcur % 2) == 1) // Mostrar corriente porcentual.
    {
        car_ret();
        printf("Corriente: ");
    }
}
if ((time % 4) == 0)            //Actualizar pantalla cada segundo.
{
    if ((showcur % 2) == 0) // Mostrar tiempo transcurrido ó...
    {
        car_ret();
        printf("Tiempo: ");
        tiempo();
    }
}

```

```

        if ((showcur % 2) == 1) // Mostrar corriente porcentual.
        {
            car_ret();
            printf("Corriente: ");
            current();
        }
    }

    if (enabled == 0) // Si el dispositivo se desactiva:
    {
        a = 0; // duty-cycle = 0 (apaga la señal estimuladora)
        RB3 = 0; // Apagar pin de salida.
        if (lcd_printed == 1) //Si la pantalla ha sido impresa:
        {
            clear_lcd(); //Limpiarla.
            printf("***Estimulacion**"); // Mensaje de
            car_ret(); // estimulación
            printf("****detenida****"); // detenida (LCD).
            __delay_ms(1500); // Al cabo de 1.5s
            clear_lcd(); // Quitar mensaje.
            lcd_printed = 0; // LCD no esta impreso.
        }
    }

}

/* ----- Función putch() ----- */
void putch(char c) //Función necesaria para el funcionamiento de printf('string')
{
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = c; //Parámetro "c" es el carácter que se imprime a puerto serial.
}

/*----- Fin de función putch() -----*/

/* ----- Función de control proporcional----- */
void control() //Nombre de la subrutina o función.
{
    __delay_ms(70); //Retardo de 70ms necesario para el control.
    if ((cur >= 0)&&(cur <= 16)) a = a + 30;
    else if ((cur > 16)&&(cur <= 32)) a = a + 10;
    else if ((cur > 32)&&(cur <= 48)) a = a + 5;
    else if ((cur > 48)&&(cur < 64)) a = a + 1;
    else if (cur == 64) a = a;
    else if ((cur > 64)&&(cur <= 80)) a = a - 1;
    else if ((cur > 80)&&(cur <= 96)) a = a - 5;
    else if ((cur > 96)&&(cur <= 112)) a = a - 10;
    else if ((cur > 112)&&(cur <= 128)) a = a - 30;
}

/*----- Fin de función de control proporcional -----*/

```

```

/* ----- Funciones personalizadas de manejo de display LCD ----- */
void clear_lcd()          //Limpiar pantalla.
{
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 254;
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 1;
    __delay_ms(10);
}
/* ----- */
void car_ret()            //Retorno de carro (línea nueva).
{
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 254;
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 192;
}
/* ----- */
void home()               //Mover cursor al inicio.
{
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 254;
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 128;
    __delay_ms(10);
}
/* ----- */
void current()            //Mostrar nivel porcentual del promedio de la corriente.
{
    cur3 = (avg / 100) + 48;
    cur2 = ((avg % 100) / 10) + 48;
    cur1 = (avg % 10) + 48;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 254;
    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 204;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = cur3;

    TXIE = 1;

```

```

        TXEN = 1;
        TXREG = cur2;

        TXIE = 1;
        TXEN = 1;
        TXREG = cur1;

        TXIE = 1;
        TXEN = 1;
        TXREG = '%';
    }
    /* ----- */
void tiempo()          //Mostrar tiempo transcurrido/restante
{
    seg2 = (segundos / 10) + 48;
    seg1 = (segundos % 10) + 48;
    min2 = (minutos / 10) + 48;
    min1 = (minutos % 10) + 48;
    hor2 = (horas / 10) + 48;
    hor1 = (horas % 10) + 48;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 254;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = 200;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = hor2;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = hor1;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = ':';

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = min2;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = min1;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = ':';
}

```

```

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = seg2;

    TXIE = 1;
    TXEN = 1;
    TXREG = seg1;
}
/* ----- */

interrupt isr() // Función de interrupción.
{
/* ----- Reloj a partir de timer 1 -----*/
    if (TMR1IF == 1)
    {
        time++;
        if (((time % 4) == 0)&&(regres == 0)) //Para cuenta progresiva
        {
            segundos++;
            if (segundos == 60)
            {
                segundos = 0;
                minutos++;
                if (minutos == 60)
                {
                    minutos = 0;
                    horas++;
                    if (horas == 15) //desactivar a las 15 horas.
                    {
                        horas = 0;
                        minutos = 0;
                        segundos = 0;
                        enabled = 0;
                    }
                }
            }
        }
    }
    if (((time % 4) == 0)&&(regres == 1)) //Para cuenta regresiva.
    {
        if (segundos == 0)
        {
            if (minutos == 0)
            {
                if ((horas == 0)&&(minutos == 0)&&(segundos == 0))
                {
                    enabled = 0; // desactivar al final
                                // del conteo regresivo
                }
                horas--;
            }
        }
    }
}

```

```

        minutos = 60;
    }
    minutos--;
    segundos = 60;
    }
    segundos--;
}
if (time == 252) time = 0;        //252 es múltiplo de 4.
TMR1H = 12;
TMR1L = 38;
TMR1IF = 0;
}
/* ----- Fin de reloj -----*/

/* ----- Verificar fin de transmisión serial -----*/
if (TXIF == 1)                    //Si transmit un character...
{
    while (TRMT == 0)              //Esperar a que se transmita...
    {
    }
    TXIE = 0;                      //Resetear interrupción
}
/* ----- Fin de verificación -----*/

/* ----- Encendido / Apagado ----- */

if (RBIF == 1)    //Indica que la interrupción fue causada por cambios en PORTB
{
    if (RB4 == 1)                    //Si el cambio se dió en el pin RB4...
    {
        showcur++;                  //Incrementar la variable "showcur"
                                    //(Cambia de par a impar).
    }

    if (RB7 == 1)                    //Si el cambio se dió en el pin RB7...
    {
        horas = 0;                  //Colocar tiempo en cero horas
        minutos = 0;                //con cero minutos
        segundos = 0;               //con cero segundos
        btn++;                      //Incrementar en 1 la variable "btn"
        if ((btn % 2) == 1)          //Si "btn" es impar...
            enabled = 1;             //Activar dispositivo
        if ((btn % 2) == 0)          //Si "btn" par y cuenta progresiva
            enabled = 0;             //Desactivar dispositivo

        if (regres == 1)             //Si la cuenta es regresiva...
        {
            enabled = 0;             //Desactivar dispositivo
            regres = 0;              //La cuenta del tiempo ya no es regresiva.
        }
    }
}

```

```

        if (RB6 == 1)                //Si el cambio se dió en el pin RB6...
    {
        regres = 1;                  //La cuenta del tiempo es regresiva
        print = 1;                   //Y se debe imprimir en pantalla el
                                    //tiempo seleccionado.

        horas++;                     //Que ahora es 1 hora más largo.
        if (horas == 15) horas = 0;  //Si son 15 horas, volver a
                                    //0, límite son 15 horas.

        minutos = 0;                //Los minutos deben estar
                                    //en cero al comenzar.

        segundos = 0;               //y los segundos también.
        btn++;                       //Incrementar en 1 la
                                    //variable "btn"

        if ((btn % 2) == 1)          //Si "btn" es impar...
            enabled = 1;             //Activar dispositivo

        if (((btn % 2) == 0)&&(regres == 0)) // "btn" es par y cuenta es
                                    //progresiva
            enabled = 0;             //desactivar.
    }

    RBIF = 0;                       //Reset interrupt flag.
}
/* ----- */

/* ----- Interrupción para generación de señal, timer 0 ----- */
if (TMR0IF == 1)                   //Generación de onda lenta con timer 0...
{
    if ((k % 2) == 1)               //Si el contador "k" es impar...
    {
        /* ----- Generación de señal PWM a partir del valor de "a" ----- */
        if (a != 0)                 //Generar una onda si existe un duty-cycle asociado
        {
            PR2 = 0b11111111;
            CCPR1L = a;              //Asignación de "a" como valor del duty-cycle
            CCP1CON = 0b00001100;
            TMR2 = 0;
        }
        if (a == 0)                 //Si el duty-cycle es 0...
        {
            CCPR1L = 0;              //Apagar PWM y ONDA, evita valores no deseados
            RB3 = 0;                 //a la salida.
        }
        /* ----- Fin de generación de señal PWM ----- */
    }
    if ((k % 2) == 0)               // Si el contador "k" es par...
    {
        CCPR1L = 0;                 // Onda apagada (intervalo bajo
        RB3 = 0;

        /* ----- Inicio mediciones ADC en ciclo apagado ----- */

        /* ----- Primer Valor ----- */

```

```

        ADCON0 = 0b11010000;
        ADCON1 = 0b00000000;
        ADON = 1;
        __delay_us(50);
        GO_DONE = 1;
        while (GO_DONE == 1);
        v1 = ADRESH;
        /* -----*/

        /* ---- Segundo Valor -----*/
        ADCON0 = 0b11011000;
        ADCON1 = 0b00000000;
        ADON = 1;
        __delay_us(50);
        GO_DONE = 1;
        while (GO_DONE == 1);
        v2 = ADRESH;
        /* -----*/

        /* ----- Bateria condicionada a contador ----- */
        batc++;
        if (batc == 255)
        {
            batc = 0;
            ADCON0 = 0b11000000;
            ADCON1 = 0b00000000;
            ADON = 1;
            __delay_us(50);
            GO_DONE = 1;
            while (GO_DONE == 1);
            bat1 = ADRESH;
        }
        /* ----- */

        /* ----- Fin mediciones ADC en ciclo apagado -----*/
    }

    k++;
    TMR0IF = 0;
}

/*----- Fin de interrupción generadora de señal, timer 0 -----*/
}

```