

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ciencias y Humanidades

**DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE
MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO CON CONTROL
DIGITAL PARA TERAPIA DE RODILLA**

BS Juan Pablo García Guerra

Guatemala

2004

**DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE
MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO CON CONTROL
DIGITAL PARA TERAPIA DE RODILLA**

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ciencias y Humanidades

**DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE
MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO CON CONTROL
DIGITAL PARA TERAPIA DE RODILLA**

Guatemala

2004

Vo.Bo.

(f) _____
Ing. Héctor Villafuerte Díaz
Asesor

Tribunal:

(f) _____
Dr. Ing. Manuel López

(f) _____
Ing. Julio Vásquez

(f) _____
Ing. Héctor Villafuerte Díaz

Fecha de aprobación: 7 de mayo del 2004

Agradezco y dedico este trabajo a mis padres **Otto Guillermo y Marta Evidalia**, a mis hermanos **Mario Guillermo y Maria Alejandra**.

Además agradezco a todas las personas que colaboraron en la elaboración de este proyecto, en especial al **Dr. Guillermo Luis Feldmann** y a mi asesor el **Ing. Héctor Villafuerte**.

CONTENIDO

| | Página |
|--|--------|
| LISTA DE CUADROS | xi |
| LISTA DE FIGURAS | xiii |
| RESUMEN | xv |
| Capítulos | |
| I. INTRODUCCIÓN | 1 |
| II. ANTECEDENTES | 2 |
| A. Aparato locomotor del cuerpo humano | 2 |
| 1. Artrología | 2 |
| a. Cartílago articular | 2 |
| b. Cápsula articular y el líquido articular | 3 |
| c. Tipos de articulación | 3 |
| 1) Sinartrosis | 4 |
| 2) Anfiartrosis | 4 |
| 3) Diartrosis | 4 |
| 2. Articulación de la rodilla | 5 |
| a. Elementos estáticos | 5 |
| b. Elementos dinámicos | 5 |
| 1) Músculos de la flexoextensión | 5 |
| 2) Músculos rotadores | 6 |
| c. Movimiento de la articulación de la rodilla | 6 |
| B. Terapia y rehabilitación | 7 |
| 1. Modalidades de terapia | 7 |
| a. Terapia pasiva | 7 |
| b. Terapia activa | 8 |
| 1) Contracciones isométricas | 8 |
| 2) Contracciones isotónicas | 8 |

| | |
|--|----|
| C. Movimiento pasivo continuo | 8 |
| 1. Concepto biológico del movimiento pasivo continuo | 8 |
| 2. Premisas básicas e hipótesis del CPM | 9 |
| 3. Resultados y conclusiones de la investigación básica | 9 |
| 4. Aplicaciones clínicas y resultados | 10 |
| III. JUSTIFICACIÓN | 11 |
| IV. OBJETIVOS | 12 |
| A. General | 12 |
| B. Específicos | 12 |
| V. RESULTADOS ESPERADOS | 13 |
| VI. MATERIALES Y MÉTODOS | 14 |
| A. Materiales | 14 |
| 1. Electrónicos | 14 |
| 2. Otros materiales | 15 |
| B. Métodos | 16 |
| 1. Fase número 1 “Diseño” | 16 |
| a. Esqueleto o estructura base del sistema CPM | 16 |
| b. Módulo de control digital del sistema CPM | 17 |
| 1) Modo de programación | 18 |
| 2) Modo de funcionamiento CPM | 18 |
| 2. Fase número 2 “Implementación de hardware y software” | 19 |
| a. Implementación de hardware | 19 |
| b. Implementación de software | 25 |
| 1) TMR0 (Timer 0) | 26 |
| 2) TMR1 (Timer 1) | 27 |
| 3) CCP1 (Capture/Compare/PWM) | 27 |
| 4) ADC (Analog-to-digital converter) | 27 |

| | | |
|-------|---|----|
| 3. | Fase número 3 “Prueba de sistema en pacientes” | 34 |
| a. | Paciente número 1 | 35 |
| b. | Paciente número 2 | 35 |
| c. | Paciente número 3 | 35 |
| VII. | RESULTADOS | 37 |
| A. | Paciente número 1 → Sor Mercedes Armijo Peña | 37 |
| 1. | Día número 1 → Lunes 29 de marzo de 2004 | 37 |
| 2. | Día número 2 → Miércoles 31 de marzo de 2004 | 38 |
| 3. | Día número 3 → Jueves 1 de abril de 2004 | 39 |
| B. | Paciente número 2 → Sor Inés Alemán | 41 |
| 1. | Día número 1 → Lunes 29 de marzo de 2004 | 41 |
| 2. | Día número 2 → Mates 30 de marzo de 2004 | 42 |
| 3. | Día número 3 → Miércoles 31 de marzo de 2004 | 43 |
| C. | Paciente número 3 → Maria Antonieta Pinto Villafuerte | 45 |
| 1. | Día número 1 → Jueves 15 de abril de 2004 | 45 |
| 2. | Día número 2 → Viernes 16 de abril de 2004 | 46 |
| 3. | Día número 3 → Sábado 17 de abril de 2004 | 47 |
| VIII. | DISCUSIÓN | 50 |
| IX. | CONCLUSIONES | 51 |
| X. | RECOMENDACIONES | 52 |
| XI. | LITERATURA CITADA | 53 |
| XII. | ANEXO | 54 |
| A. | Glosario | 54 |
| B. | Hardware del sistema CPM y equipo utilizado en su ensamblaje | 56 |
| C. | Manual de usuario para módulo de control digital de sistema CPM | 59 |
| D. | Carta del Dr. Guillermo Feldmann | 61 |
| E. | Carta del Dr. Mario Vela | 62 |
| F. | Carta de la Licda. Gladys de Gonzáles | 63 |
| G. | Programa escrito en lenguaje ensamblador para microcontroladores PIC del módulo de control digital | 64 |
| 1. | Archivo fuente (source file) = “CPM_tesis.asm” | 64 |
| 2. | Archivo de definiciones (header file) = “CPM_tesis.h” | 95 |

LISTA DE CUADROS

| Cuadro | Página |
|--|--------|
| 1. Variaciones de voltaje según ángulo | 23 |
| 2. Resumen configuración de pines del microcontrolador | 26 |
| 3. Conexión de pines del teclado dependiendo de tecla presionada | 31 |
| 4. Datos iniciales: paciente número 1, día número 1 | 37 |
| 5. Protocolo de terapia: paciente número 1, día número 1 | 37 |
| 6. Datos finales: paciente número 1, día número 1 | 38 |
| 7. Datos iniciales: paciente número 1, día número 2 | 38 |
| 8. Protocolo de terapia: paciente número 1, día número 2 | 39 |
| 9. Datos finales: paciente número 1, día número 2 | 39 |
| 10. Datos iniciales: paciente número 1, día número 3 | 40 |
| 11. Protocolo de terapia: paciente número 1, día número 3 | 40 |
| 12. Datos finales: paciente número 1, día número 3 | 40 |
| 13. Datos iniciales: paciente número 2, día número 1 | 41 |
| 14. Protocolo de terapia: paciente número 2, día número 1 | 41 |
| 15. Datos finales: paciente número 2, día número 1 | 42 |
| 16. Datos iniciales: paciente número 2, día número 2 | 42 |
| 17. Protocolo de terapia: paciente número 2, día número 2 | 43 |
| 18. Datos finales: paciente número 2, día número 2 | 43 |
| 19. Datos iniciales: paciente número 2, día número 3 | 44 |
| 20. Protocolo de terapia: paciente número 2, día número 3 | 44 |
| 21. Datos finales: paciente número 2, día número 3 | 44 |
| 22. Datos iniciales: paciente número 3, día número 1 | 45 |
| 23. Protocolo de terapia: paciente número 3, día número 1 | 45 |
| 24. Datos finales: paciente número 3, día número 1 | 46 |
| 25. Datos iniciales: paciente número 3, día número 2 | 46 |

| | |
|---|----|
| 26. Protocolo de terapia: paciente número 3, día número 2 | 46 |
| 27. Datos finales: paciente número 3, día número 2 | 47 |
| 28. Datos iniciales: paciente número 3, día número 3 | 47 |
| 29. Protocolo de terapia: paciente número 3, día número 3 | 48 |
| 30. Datos finales: paciente número 3, día número 3 | 48 |
| 31. Resumen de resultados del paciente número 1 | 49 |
| 32. Resumen de resultados del paciente número 2 | 49 |
| 33. Resumen de resultados del paciente número 3 | 49 |

LISTA DE FIGURAS

| Figura | Página |
|--|--------|
| 1. Ejemplo de articulaciones | 2 |
| 2. Tipos de articulaciones y sus movimientos | 3 |
| 3. Otros tipos de articulaciones y sus movimientos | 4 |
| 4. Articulación de la rodilla | 5 |
| 5. Movimiento de extensión de la rodilla | 6 |
| 6. Movimiento de flexión de la rodilla | 6 |
| 7. Varo forzado doloroso en flexión de 30° | 7 |
| 8. Sistema de movimiento pasivo continuo para rodilla | 9 |
| 9. Paciente utilizando sistema CPM | 10 |
| 10. Resumen del proceso constructivo de la unidad CPM | 16 |
| 11. Repuesto potenciómetro para medición de ángulo | 17 |
| 12. Base rectangular de sistema CPM | 17 |
| 13. Diagrama de bloques del hardware del módulo de control | 18 |
| 14. Acoplamiento articulación CPM y motor al tornillo sin fin | 20 |
| 15. Protección de motor hecha de PVC | 20 |
| 16. Circuito de control digital del sistema CPM | 21 |
| 17. Cauceería de control en <i>protoboard</i> durante fase de implementación | 24 |
| 18. Fresadora Quick Circuit 7000 | 24 |
| 19. Circuito impreso soldado | 25 |
| 20. Resumen implementación de software | 25 |
| 21. Salida de módulo PWM | 27 |
| 22. Diagrama de flujo para programa principal | 28 |
| 23. Diagrama de flujo para rutina de control CPM | 29 |
| 24. Rutina de interrupción | 30 |
| 25. Rutina para detección de teclas | 32 |

| | |
|---|----|
| 26. Determinación de horas de encendido y apagado del sistema CPM | 33 |
| 27. Rutina interrupto TMR1 → control de tiempo real | 34 |
| 28. Goniómetro utilizado para medir ángulos de flexión y extensión | 36 |
| 29. Paciente número 1 recibiendo terapia con el sistema CPM | 37 |
| 30. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 1 | 38 |
| 31. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 2 | 39 |
| 32. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 3 | 40 |
| 33. Paciente número 2 recibiendo terapia con el sistema CPM | 41 |
| 34. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 2 al finalizar terapia día número 1 | 42 |
| 35. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 2 al finalizar terapia día número 2 | 43 |
| 36. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 2 al finalizar terapia día número 3 | 44 |
| 37. Paciente número 3 recibiendo terapia con el sistema CPM | 45 |
| 38. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 3 al finalizar terapia día número 1 | 46 |
| 39. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 3 al finalizar terapia día número 2 | 47 |
| 40. Vista superior de rodilla derecha de paciente número 3 al finalizar terapia día número 3 | 48 |

RESUMEN

Por medio de este trabajo, se formuló un proceso constructivo eficiente con el cual se fabricó una unidad de movimiento pasivo continuo motorizado (*Continuous Passive Motion* o CPM por sus siglas en inglés), para terapia de rodilla a bajo costo. La función del sistema CPM es brindar al paciente que lo utiliza (ya sea postraumático o postoperatorio), un movimiento a la rodilla, sin interrupción, con bajo impacto y pasivo (ajeno al paciente). El costo de esta unidad asciende a Q.2852.50, el cual es bastante accesible comparado con el costo de importar una unidad. El CPM consta de un módulo de control digital, programable, el cual realiza su función por un lapso de 24 horas, característica que ninguna unidad CPM en el mercado mundial posee, a pesar de que el movimiento continuo (por lo menos 8 horas diarias) es la principal función de un CPM. Dicho módulo de control está basado en un microcontrolador PIC16F877, el cual por medio de un teclado y una pantalla, permite al usuario programar la función necesaria para que el sistema realice la terapia de una manera automática.

La unidad CPM fue utilizada en la rehabilitación de tres pacientes. Dichas pacientes autorizaron el uso del aparato, después de haberles informado acerca del funcionamiento y protocolos de terapia por utilizar. La terapia para los primeros dos pacientes (postoperatorios) fue realizada en el Sanatorio Hermano Pedro, con la colaboración y supervisión del Dr. Guillermo Luis Feldmann, Dr. Mario Vela, y la Licda. Gladys de Gonzáles (fisioterapista). La tercer paciente (postraumática) realizó la terapia en su residencia domiciliar, con la colaboración y bajo la observación del Dr. Feldmann. Los resultados obtenidos durante tres sesiones de terapia con cada una de las pacientes que usaron el sistema CPM concluyen que efectivamente reduce el período de rehabilitación y permite al paciente retornar tempranamente a sus actividades normales. Además, acelera la resorción de edema en la articulación, así como un incremento notable y rápido en el rango de movimiento de la rodilla.

I. INTRODUCCIÓN

El Dr. Von Riemke, ex presidente de la Sociedad Danesa de Cirugía, expresó en 1926 lo siguiente acerca de la rehabilitación postoperatoria de las articulaciones: <<Todas las articulaciones deben moverse. El movimiento debe empezar el primer día, debe ser despacio y en la medida de lo posible, continuo>>. El Dr. Salter, inventor del movimiento pasivo continuo motorizado, derivó este concepto por una serie de investigaciones experimentales. Sus primeros estudios, realizados a principios de 1960, dieron como conclusión que la inmovilización de la rodilla bajo compresión continua, resultó en daños sustanciales en los cartílagos. Sus conclusiones se pueden resumir en que la inmovilización de una articulación tiene efectos dañinos a la misma, mientras que el movimiento intermitente, tanto para articulaciones sanas como para articulaciones lesionadas, es completamente saludable. Este movimiento para que sea continuo, debe ser pasivo. Además, si este movimiento es lo suficientemente lento, se puede aplicar inmediatamente después de la lesión o una cirugía sin causar en el paciente ningún tipo de dolor innecesario o más dolor que el que tiene.

Una forma de realizar este tipo de movimiento pasivo continuo es por medio de un fisioterapeuta. Un fisioterapeuta se dedica al tratamiento de lesiones músculo-esqueléticas, entre otras. Este tipo de terapia tiene varias limitaciones dentro de las cuales podemos mencionar el alto costo y el poco tiempo de terapia que se obtiene (no más de 1 hora diaria). Un CPM provee por medio de un aparato para movimiento que ayude a realizar la terapia y otorga los beneficios de mantener una articulación, en este caso la rodilla, en movimiento pasivo continuo, sin la necesidad de que un fisioterapeuta lo esté observando.

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar una unidad funcional de movimiento pasivo continuo (CPM) para rodilla de fácil operación, programable, segura; conservando al mismo tiempo un nivel de precio accesible para la población de un país en vías de desarrollo como Guatemala.

II. ANTECEDENTES

A. Aparato locomotor del cuerpo humano

El aparato locomotor agrupa una serie de estructuras, órganos y sistemas, concretamente los huesos, las articulaciones y los músculos, cuya función es brindar soporte y protección al organismo y permitir sus desplazamientos. El esqueleto es el conjunto formado por los huesos y las articulaciones. Por eso, los músculos que dan movimiento a los huesos y articulaciones se denominan también músculos esqueléticos. El aparato locomotor funciona como un sistema complejo de palancas en el que los músculos aportan la fuerza, las articulaciones hacen las veces de punto de apoyo, y los huesos se comportan como los segmentos móviles (Bianco, 2000).

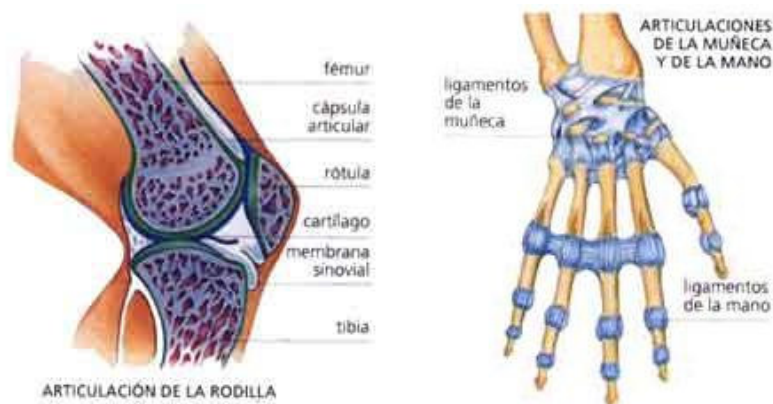
1. Artrología. La artrología o sindesmología estudia las articulaciones, también llamadas juntas o coyunturas (Quiroz, 1982). La articulación es el sitio en el que se unen o conectan dos o más huesos y que hace posible la realización de los movimientos. Los segmentos de los huesos que forman la articulación (generalmente los extremos) tienen una forma especializada y algunas características particulares que garantizan tanto la estabilidad como el movimiento y resistencia de la estructura articular.

Los segmentos articulares de cada hueso deben de encajar de una manera más o menos precisa el uno con el otro, ya sea presenten una superficie lisa y lineal o porque mientras que el uno presenta una cavidad o arco, el otro aporta una terminación en forma de esfera o cabeza (Boehringer Ingelheim, 2000).

Figura 1

“Ejemplo de articulaciones”

(Boehringer Ingelheim, 2000)



a. Cartílago articular. La superficie de los extremos óseos que se encuentran dentro de las articulaciones, poseen un revestimiento de tejido cartilaginoso y de grosor variable llamado cartílago articular. Su función es evitar el desgaste y la fricción de los sistemas óseos, permitir

que éstos encajen mejor y amortiguar, transmitir y distribuir las fuerzas de gravedad y de tracción muscular que convergen en las articulaciones. El tamaño y la forma del cartílago articular varían considerablemente. Los cartílagos articulares más voluminosos son los de las rodillas y caderas, que deben soportar una mayor fuerza de gravedad. Su espesor en estas articulaciones puede llegar a ser de 4mm.

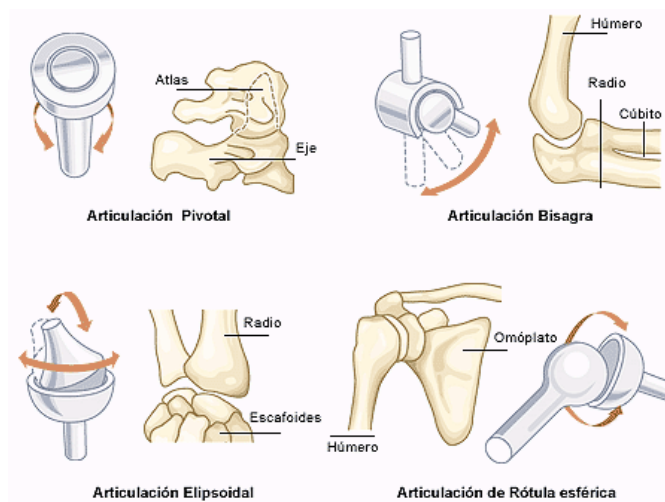
La propiedad más importante del cartílago articular es la elasticidad, es decir, la capacidad de volver a su situación inicial tras ser sometido a una fuerte presión. Esta elasticidad es debida a que, al ser presionado el cartílago articular expulsa agua de su propio tejido hacia la cavidad articular, y cuando dicha presión cesa, absorbe el agua nuevamente (Bianco, 2000).

b. Cápsula articular y el líquido articular. Las articulaciones móviles poseen una cubierta doble que las envuelve llamada cápsula articular o sinovial, y que sirve para darles estabilidad. Las cápsulas articulares más voluminosas son las de las rodillas, que proyectan hacia el interior de la articulación unas muescas laterales o meniscos. La capa externa de la sinovial, o membrana fibrosa, es un manto rugoso y extensible que está fuertemente unido a los huesos, justo en el límite de la articulación. La capa interna, o membrana sinovial, más delgada y elástica, reviste la articulación por dentro y está unida por sus extremos, al cartílago articular. Su principal función es elaborar y secretar hacia la cavidad articular el líquido articular.

El líquido articular o sinovial es un líquido viscoso y amarillento que ocupa el interior de la cavidad articular. Su función es lubricar y reducir las fricciones entre los extremos óseos y nutrir al cartílago articular (Bianco, 2000).

c. Tipos de articulación. Según la amplitud de movimiento que permiten, existen tres tipos de articulación: articulaciones fijas o sinartrosis, articulaciones semimóviles o anfiartrosis y las articulaciones móviles o diartrosis.

Figura 2
"Tipos de articulaciones y sus movimientos"
(Bianco, 2000)



1) Sinartrosis. Las articulaciones fijas no permiten prácticamente ningún tipo de movimiento a los segmentos óseos involucrados, que contactan unos con otros directamente, como por ejemplo los huesos del cráneo (Bianco, 2000).

2) Anfiartrosis. Las articulaciones móviles pueden articularse ligeramente, y los segmentos óseos que la conforman están rodeados de una fina capa de tejido cartilaginoso. Tal es el caso del conjunto de articulaciones de la columna vertebral que solo permiten pequeños movimientos (Bianco, 2000).

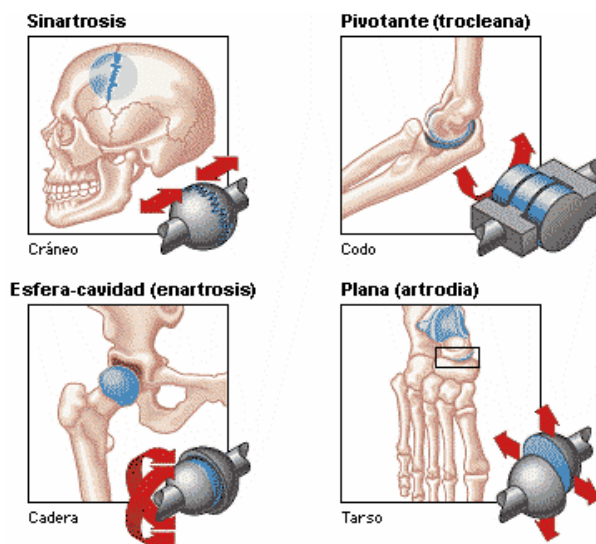
3) Diartrosis. Las articulaciones móviles son las que brindan una mayor amplitud de movimientos; en ellas los extremos óseos que se vinculan entre sí disponen de diversas estructuras que facilitan el desplazamiento de uno sobre el otro y garantizan al mismo tiempo la estabilidad de la articulación. En el cuerpo humano existen cuatro tipos de articulaciones móviles: articulaciones del tipo esfera-cavidad, en bisagra, en pivote y deslizantes.

- Diartrosis del tipo esfera cavidad: permiten movimientos libres en todas las direcciones. Ejemplos de este tipo de articulación son la cadera y el hombro.
- Diartrosis en bisagra: son aquellas articulaciones donde solo es posible la movilidad en un plano. Los codos, dedos y las rodillas son algunos ejemplos.
- Diartrosis en pivote: permiten sólo la rotación. Son características de algunas vértebras y del giro de la cabeza.
- Diartrosis deslizante o elipsoidal: son las articulaciones donde las superficies óseas se mueven separadas por distancias muy cortas, como en la muñeca y del tobillo (Bianco, 2000).

Figura 3

“Otros tipos de articulaciones y sus movimientos”

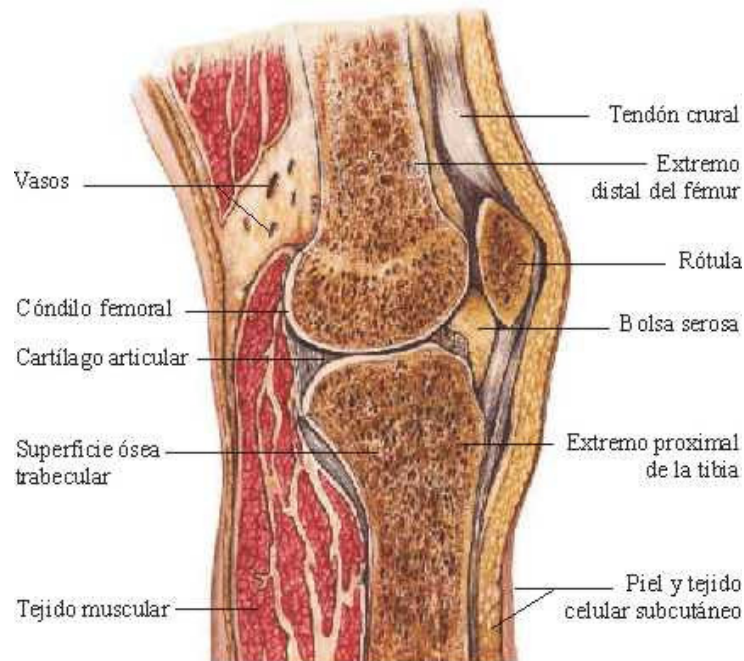
(Bianco, 2000)



2. Articulación de la rodilla. La rodilla es la coordinación de dos articulaciones, la femoropatelar (fémur y rótula) y la tibiofemoral (fémur y tibia), ambas conforman una articulación en bisagra que permite realizar movimientos de flexoextensión y con la rodilla en flexión una ligera rotación.

a. Elementos estáticos. La articulación femoropatelar presenta unos elementos de sujeción que son estructuras dinámicas constituidas básicamente por tendones y expansiones de los músculos adyacentes a la articulación.

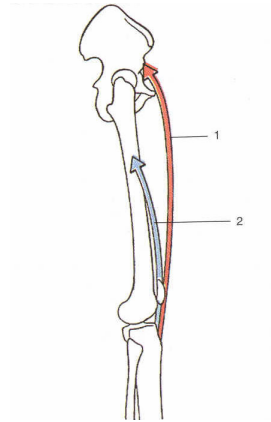
Figura 4
"Articulación de la rodilla"
(Olivé, 2000)



b. Elementos dinámicos. Esta articulación en bisagra nos permite realizar dos tipos de movimientos: la flexoextensión, a través de un eje transversal que pasa a través de los cóndilos femorales (vid Figura 4) y las rotaciones alrededor del eje longitudinal de la pierna cuando está en flexión.

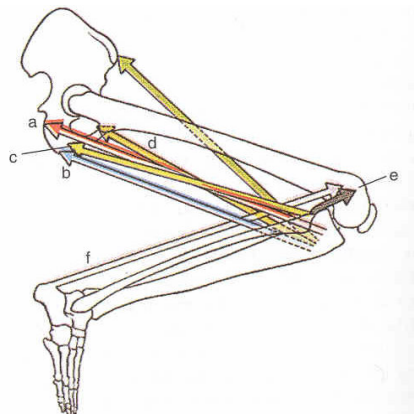
1) Músculos de la flexoextensión. La extensión se debe, casi exclusivamente, al cuadriceps femoral. La mayor potencia flexora del cuadriceps se produce con la cadera extendida, y, en esta posición, el recto femoral (vid Figura 5,1) refuerza la acción de los vastos (vid Figura 5,2).

Figura 5
“Movimiento de extensión de la rodilla”
(Olivé, 2000)



La flexión, en ella participan los músculos semimembranoso (*vid* Figura 6,a), el semitendinoso (*vid* Figura 6,b), el bíceps femoral (*vid* Figura 6,c), el grácilis (*vid* Figura 6,d), el poplíteo (*vid* Figura 6,e) y el gastrocnemio (*vid* Figura 6,f).

Figura 6
“Movimiento de flexión de la rodilla”
(Olivé, 2000)



2) Músculos rotadores. Con la rodilla en flexión de 90° se produce un cierto grado de rotación. Los rotadores internos son el semitendinoso, el recto interno, el sartorio y el poplíteo. Rotadores externos son el bíceps femoral casi en exclusiva.

c. Movimiento de la articulación de la rodilla. El movimiento básico de la rodilla es la flexoextensión aunque con la rodilla flexionada es posible cierto grado de rotación. El arco de amplitud articular es de 0° de extensión completa y 140° de flexión. La extensión normal corresponde a la posición anatómica y le damos el valor de 0°; sin embargo, los niños y adolescentes pueden realizar una hiperextensión de unos 5°.

En extensión se tensan ambos ligamentos laterales y el cruzado anterior. En los últimos 10° de extensión se produce una rotación obligada de unos 5° de rotación externa de la tibia cuando lo realizamos en cadena abierta (extremidad libre). Ello está provocado por la tensión del ligamento cruzado anterior (Olivé, 2000).

B. Terapia y rehabilitación

La terapia es un tratamiento que involucra el manejo y cuidado del paciente con el propósito de corregir trastornos físicos o mentales mediante ejercicios continuos y repetitivos que se determinan como ejercicios de estimulación. Existen una cantidad enorme de terapias, muchas de ellas coinciden en el objetivo final, pero empleando diferentes técnicas, muchas de las cuales se complementan entre sí con el fin de lograr una rehabilitación completa. Lo más recomendable para determinar la terapia es que el médico efectúe un estudio y recomiende la que mejor estimule el área o función que el paciente requiera para su rehabilitación. Los resultados óptimos de la terapia se obtienen cuando:

- La terapia es la indicada por el médico
- Cuando es constante y no se interrumpe la terapia
- Cuando existe la disposición del paciente
- Cuando el médico mantiene un seguimiento de los avances y resultados e indica las áreas a estimular y cuando el resto de la familia coopera con el paciente dentro y fuera de las terapias (Mayor, 2002).

1. Modalidades de terapia. En un sentido general, podemos resumir los ejercicios de rehabilitación en dos modalidades de terapia: pasiva y activa.

a. Terapia pasiva. Este tipo de terapia utiliza la posición articular para prevenir y corregir deformidades, donde encontramos como elementos importantes las inmovilizaciones en posiciones funcionales, y la movilización articular pasiva. Se debe evitar generar dolor con este tipo de terapia, así como se debe trabajar con el rango de movimiento articular residual, con una articulación por vez y usando un solo plano de movimiento.

Figura 7

“Varo forzado doloroso en flexión de 30°”

(Olivé, 2000)



b. Terapia activa. Este tipo de terapia tiene dos métodos de aplicación: contracciones isométricas y contracciones isotónicas.

1) Contracciones isométricas. En las contracciones isométricas, el músculo se contrae, pero sin originar desplazamiento segmentario de miembros. Como no hay movimiento, el ejercicio no es bloqueado por el dolor o por la inflamación articular.

2) Contracciones isotónicas. Esta segunda modalidad comprende los movimientos segmentarios mediante la contracción muscular libre o con resistencia. Permite una buena recuperación muscular y articular. Los ejercicios no deben sobrecargar ni lesionar más una articulación (Hernández, 2001).

Convencionalmente en los casos de articulaciones lesionadas se recomienda reposo, y después una rutina de ejercicios dirigidos por una fisioterapeuta. Se ha comprobado que estos métodos no logran la recuperación total de la flexibilidad de la articulación, lo que sí consigue la terapia pasiva. La terapia pasiva se realiza, (por lesiones graves en las articulaciones, el paciente es intervenido quirúrgicamente, es decir, cuando le han tocado o reemplazado cualquier ligamento o articulación, o ha sufrido un traumatismo) inmediatamente después de la cirugía para evitar que dichos ligamentos y articulaciones se peguen y pierdan su flexibilidad.

Y con el tiempo de terapia pasiva recomendado por el médico después de la cirugía o traumatismo, se logra que la articulación no pierda su flexibilidad y movimiento, no afecte la incisión quirúrgica, sin que haya dolor y logre una rápida cicatrización, pues este ejercicio beneficia la circulación y la regeneración celular (Franco, 2000).

C. Movimiento pasivo continuo

1. Concepto biológico del movimiento pasivo continuo. El creador del concepto biológico del movimiento pasivo continuo fue el Dr. Robert B. Salter (pionero en el campo de la cirugía ortopédica) quien fue Jefe de Cirugía Ortopédica del "Hospital for Sick Children" de Toronto durante más de cuarenta años.

El Dr. Salter ha publicado más de 150 artículos, así como un libro de texto importante, "Enfermedades del Sistema Músculo-esquelético". Sus honores incluyen el galardón "Gairdner International Award" de 1969 para Ciencias Médicas por sus contribuciones a la comprensión de la degeneración de cartílagos. Su introducción en "Canadian Medical Hall of Fame", y el "F.N.G. Starr Award" de 1997, que es el galardón más alto que la Asociación Médica Canadiense le puede conferir a un miembro. Reconocido como un cirujano, profesor y científico de renombre mundial, el Dr. Salter ahora actúa como cirujano en jefe emérito y cirujano ortopédico principal emérito en el "Hospital for Sick Children".

En 1994, el Dr. Salter publicó *La base fisiológica del movimiento pasivo continuo para la curación y regeneración del cartílago articular*, en donde presentó un panorama general de los primeros 23 años de investigación básica del concepto biológico de CPM y los primeros 15 años de su experiencia en la aplicación clínica de CPM en una variedad de afecciones y lesiones.

2. Premisas básicas e hipótesis del CPM. Las premisas básicas que llevaron al Dr. Salter al concepto de movimiento pasivo continuo fueron:

- Las articulaciones sinoviales están hechas para moverse y es un hecho que se deterioran si no se les permite el movimiento.
- El movimiento aumenta la nutrición a la superficie del cartílago articular de las articulaciones sinoviales, facilitando el movimiento del líquido sinovial hacia adentro y fuera de la matriz del cartílago.
- La membrana sinovial debe deslizarse sobre la superficie articular y se adhiere al cartílago subyacente si no se le permite hacerlo, y
- Las articulaciones sinoviales están hechas para durar toda la vida.

Con estas premisas en mente, el Dr. Salter partió de la hipótesis de que el movimiento pasivo continuo debe tener el siguiente efecto sobre las articulaciones sinoviales:

- Aumentar la actividad metabólica y la nutrición de la articulación, y
- Acelerar la curación del cartílago articular y de las estructuras periarticulares tales como tendones y ligamentos.

3. Resultados y conclusiones de la investigación básica. El Dr. Salter y una sucesión de Becarios de Investigación Básica, condujeron una serie de investigaciones experimentales en conejos adultos y adolescentes sobre los efectos de CPM en defectos totales o parciales de espesor, fracturas intra-articulares, artritis séptica aguda, presiones del líquido intra-articular, curación de heridas, atrofia muscular, inmovilización, curación de tendones y ligamentos.

Figura 8

“Sistema de movimiento pasivo continuo para rodilla”

(OrtoRehab, 2003)



El Dr. Salter concluyó después de realizadas estas investigaciones con el uso del CPM lo siguiente:

- Se tolera bien,
- Posee efectos estimulantes considerables sobre el cartílago articular y los tejidos periarticulares,

- Evita la formación de adherencias y la rigidez de las articulaciones,
- No interfiere con, y efectivamente aumenta, la curación de incisiones sobre una articulación móvil, y
- Es posible obtener la regeneración del cartílago articular bajo la influencia del CPM.

4. Aplicaciones clínicas y resultados. En 1978, el Dr. Salter comenzó a aplicar CPM en seres humanos, siguiendo procedimientos como fracturas intra-articulares, metafisarias y diafisarias, liberación quirúrgica de contracturas extra-articulares de articulaciones, reparación y reconstrucción de ligamentos, reparación de tendones, y restitución osteoarticular total, y muchos otros más, obteniendo magníficos resultados (OrtoRehab, 2003).

Figura 9

“Paciente utilizando sistema CPM”

(OrtoRehab, 2003)



III. JUSTIFICACIÓN

En nuestro país son muchos los pacientes intervenidos quirúrgicamente o que han sufrido algún traumatismo en la rodilla, sin la posibilidad de hacer uso de una unidad CPM para dicha articulación. Las unidades CPM constituyen una herramienta necesaria para la atención de pacientes con problemas articulares. El CPM, aunque tiene muchos beneficios no se practica debidamente en nuestro país; esto se debe a los elevados costos y escasez de las unidades, que en su totalidad, son importadas a precios elevadísimos (aproximadamente \$4000.00 por unidad). Así la incapacidad de adquirir una unidad CPM, o recibir terapia utilizando una, ha motivado la presentación de este proyecto. Con ella se ofreció una unidad de movimiento pasivo continuo, de fácil operación, programable, segura; y conservando al mismo tiempo un nivel de precio accesible para la población de un país en vías de desarrollo como Guatemala. Además tuvimos la oportunidad de poder trabajar junto con la ciencia médica, abriendo la oportunidad a un campo que hasta este momento no ha sido explorado por la tecnología nacional.

IV. OBJETIVOS

A. General

Desarrollar una unidad funcional de movimiento pasivo continuo (CPM) para rodilla utilizando materiales, incluyendo accesorios electrónicos, de fácil adquisición.

B. Específicos

1. Formular un proceso constructivo eficiente con el cual se puedan fabricar unidades CPM a bajo costo.
2. Implementar un control digital programable mediante el uso de un microcontrolador que realice la terapia automáticamente por un lapso de tiempo no mayor a 24 horas.
3. Probar que el sistema de movimiento pasivo continuo a construir reúne las condiciones necesarias para rehabilitar a un paciente de la misma forma como lo hacen los que ya existen.

V. RESULTADOS ESPERADOS

- A. El movimiento temprano, postoperatorio o postraumático, mediante la utilización de un sistema CPM, favorece a una rehabilitación temprana del paciente con ausencia de complicaciones y un período reducido de hospitalización, readaptación y retorno temprano a sus actividades normales.

- B. Un sistema CPM acelera la curación de las estructuras articulares y periarticulares tales como cartílago, tendones y ligamentos. Además, el rango de amplitud de movimiento (Range of Motion o ROM por sus siglas en inglés) se incrementa notable y rápidamente.

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Materiales

1. Electrónicos

- a. Transformador 110VAC a 12VDC 2.1A o fuente de poder del sistema. Cantidad utilizada = 1 unidad.
- b. Regulador de voltaje positivo 5V 1A (78L05) o alimentación para circuitería TTL (*Transistor-transistor logic*). Cantidad utilizada = 2 unidades.
- c. Microcontrolador CMOS Microchip PIC16F877, encargado del control digital. Básicamente se podría resumir como el cerebro del sistema CPM. Cantidad utilizada = 1 unidad.
- d. Cristal oscilador TTL de 20MHz, el cual brinda al controlador las señales de tiempo necesarias para la operación del mismo. Cantidad utilizada = 1 unidad.
- e. Cristal oscilador de 32.768kHz, para llevar control de tiempo real, ya que nos permite realizar una acción cada dos segundos. Cantidad utilizada = 1 unidad.
- f. Pantalla de cristal líquido (*Liquid Crystal Display* o LCD por sus siglas en inglés), la cual representa la interfaz visual con el usuario. La pantalla LCD posee las siguientes características:
 - 1) Interfaz paralela de 8 bits de datos
 - 2) 20 caracteres por 2 líneas
 - 3) Luz de fondoCantidad utilizada = 1 unidad.
- g. Teclado matricial (4x4) de 16 teclas que nos brinda la interfaz física con el usuario. Cantidad utilizada = 1 unidad.
- h. Amplificador operacional (*Operational Amplifier* u OPAMP por sus siglas en inglés) dual (LM358) utilizado para desacoplar y en configuración de seguidor de voltaje. Cantidad utilizada = 2 unidades.
- i. Compuertas inversoras TTL (74LS04) para desacoplar las señales de control del puente H del microcontrolador. Cantidad utilizada = 1 unidad.
- j. Controlador integrado bidireccional del motor (puente H) 12VDC 2A (L298N), utilizado para definir la dirección del motor (flexión o extensión). Cantidad utilizada = 1 unidad.
- k. Diodos de recuperación rápida (tiempo de respuesta menor a 200ns) de uso general (ECG552), con el propósito de proteger al motor de descargas cuando se cambia la dirección del mismo. Cantidad utilizada = 4 unidades.

- l. Oscilador o *timer* integrado (555) para control de tiempo de encendido de la luz de fondo (*backlight*) de la pantalla LCD. Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - m. Relé o interruptor controlado por corriente utilizado para encender y apagar la luz de fondo (*backlight*) de la pantalla LCD. Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - n. Transistor NPN (ECG123AP) utilizado para suministrar la suficiente corriente para activar el Relé. Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - o. Resistencias varias:
 - 1) 0.1Ω 5 watts (1 unidad)
 - 2) $1k\Omega$ $\frac{1}{4}$ watt (1 unidad)
 - 3) $10k\Omega$ $\frac{1}{4}$ watt (5 unidades)
 - 4) $100k\Omega$ $\frac{1}{4}$ watt (5 unidades)
 - p. Potenciómetro o resistencia variable $50k\Omega$, utilizado para definir el voltaje de referencia positivo del conversor análogo-digital (Digital-Analog Converter o ADC por sus siglas en inglés) y para el control de limitación de corriente para el motor. Cantidad utilizada = 2 unidades.
 - q. Capacitores varios:
 - 1) 22pF (2 unidades)
 - 2) $0.01\mu F$ (1 unidad)
 - 3) $0.1\mu F$ (3 unidades)
 - 4) $100\mu F$ (1 unidad)
 - 5) $1000\mu F$ (1 unidad)
2. Otros materiales
- a. Tornillo sin fin, el cual por el diseño mecánico de la estructura y su acoplamiento al motor, logra el movimiento en la rodilla. Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - b. Perfil en "U" (acero) que constituye la base rectangular del aparato. Cantidad utilizada = 2 mts.
 - c. Perfil en "U" (aluminio pintado negro) utilizado para base de cobertor. Cantidad utilizada = 3.88 mts.
 - d. Plancha de difusor (normalmente utilizado en iluminación) como cobertor del tornillo. Cantidad utilizada = 0.784 mts^2 .
 - e. Repuesto de unidad CPM para medición de ángulo (potenciómetro y su cobertor). Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - f. Repuesto de unidad CPM de piezas móviles. Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - g. Caja de plástico. Cantidad utilizada = 1 unidad.
 - h. Materiales generales:
 - 1) Velcro
 - 2) Tela blanca

- 3) Tubo de PVC
- 4) Diodo emisor de luz (Light emitter diode o LED por sus siglas en inglés).
- 5) Galleta o *protoboard*, cable, alambre, pinzas, desarmador, tornillos, etc...
- 6) Equipo industrial (lijadora, taladro, sierra, etc...) de los talleres de Inmovilizadores y Ortésis Feldmann.

B. Métodos

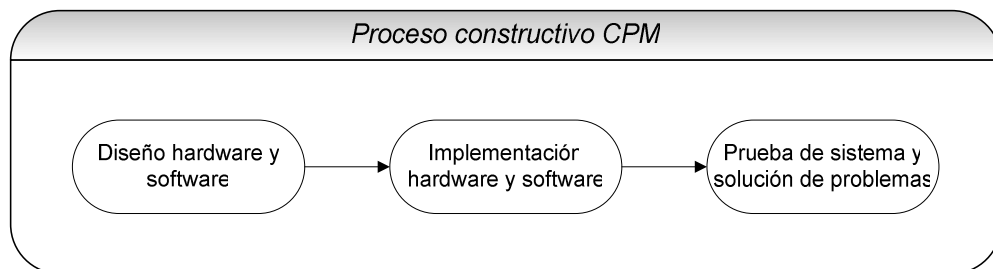
El sistema CPM realizado fue utilizado para terapia pasiva de rodilla en pacientes postoperatorios o postraumáticos. El sistema fue capaz de realizar dicha terapia pasiva programada para un período máximo de 24 horas. Las variables controladas en el sistema fueron las siguientes:

- Flexión de la rodilla con un valor mínimo de 0º y un valor máximo de 110º.
- Extensión de la rodilla con un valor mínimo de 0º y un valor máximo de 110º.
- Velocidad de movimiento dividida en 4 regiones distintas, dentro de las cuales existen 5 sub-niveles de velocidad.
- Duración de sesión (en formato de 24 horas) o el tiempo que el sistema CPM estará funcionando.
- Repetición de los ejercicios en el rango de las 24 horas.

El proceso constructivo, tanto hardware como software, que fue llevado a cabo para crear la unidad CPM se resume en el siguiente diagrama:

Figura 10

“Resumen del proceso constructivo de la unidad CPM”

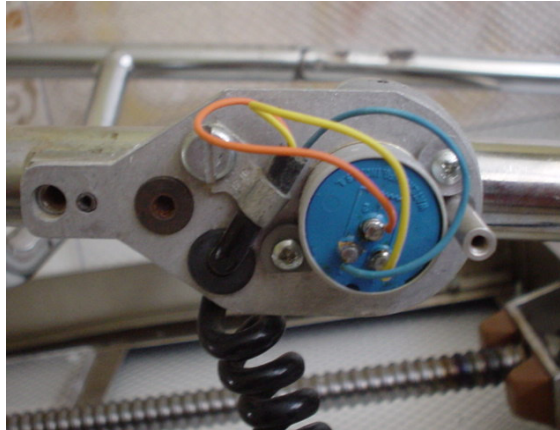


1. Fase número 1 “*diseño*”. El sistema CPM completo consta básicamente de un esqueleto o estructura base, la cual posee un módulo de control digital. El módulo de control digital tiene dos modos de operación: el modo de programación y el modo de funcionamiento CPM. En esta fase del proyecto se realizó el diseño preliminar tanto del hardware (circuitería y esqueleto del sistema) como los algoritmos del software. A continuación se detallan las características del sistema completo CPM.

a. Esqueleto o estructura base del sistema CPM. El diseño de la estructura base del sistema fue analizado y realizado conjuntamente con la ayuda del Dr. Guillermo Luis Feldmann,

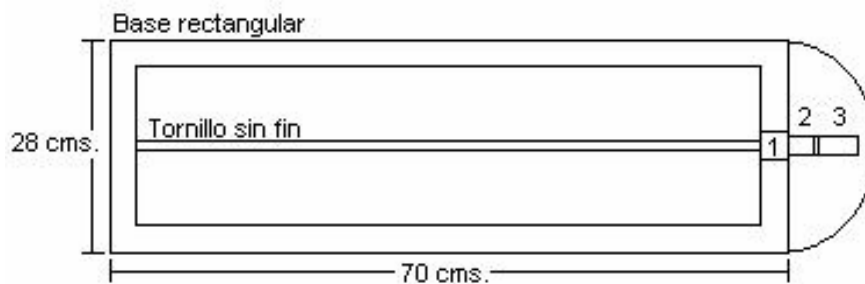
Traumatólogo y Ortopedista, colegiado número 4417. Dicho diseño se basó en unos repuestos de una unidad CPM que el Dr. Feldmann poseía. Los repuestos que se obtuvieron fueron el potenciómetro que se utiliza para medir el ángulo con su tapadera, la pieza que permite el movimiento en la rodilla (articulación del sistema CPM) al acoplarse con el tornillo sin fin y la caja de engranajes.

Figura 11
"Repuesto potenciómetro para medición de ángulo"



A partir de estas piezas se diseñó una base rectangular para todo el sistema, la cual contiene el tornillo sin fin acoplado (vid Figura 12,1) a la caja de engranajes (vid Figura 12,2), y éste a su vez el motor (vid Figura 12,3). A continuación se presenta el diagrama de dicha base:

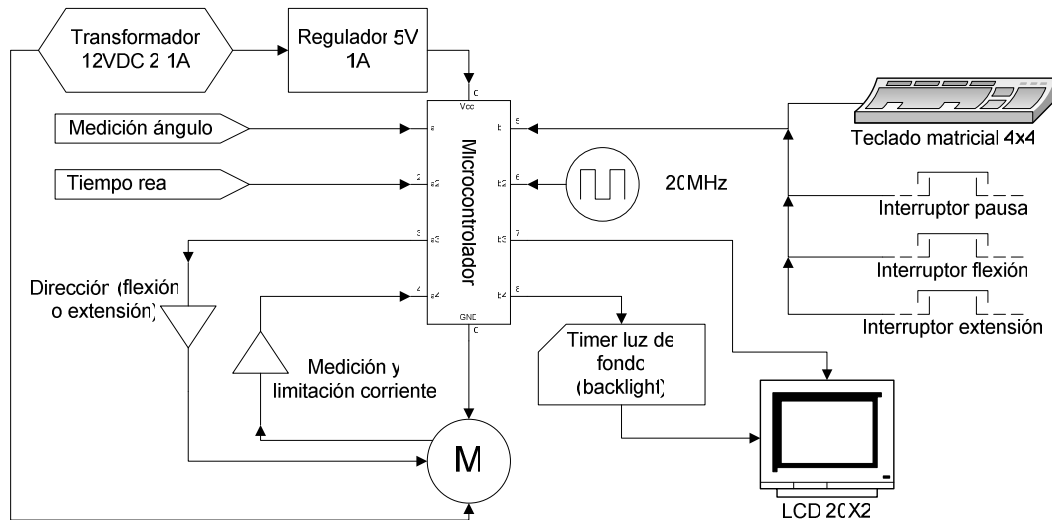
Figura 12
"Base rectangular de sistema CPM"



b. Módulo de control digital del sistema CPM. Este módulo se puede resumir como la interfaz visual y física para el ingreso de datos y manejo del sistema CPM. Este módulo involucró tanto diseño de hardware como de *software*. El manual de usuario del módulo de control se puede observar en el Anexo C. A continuación se presenta el diagrama de bloques del hardware del módulo de control del sistema CPM.

Figura 13

“Diagrama de bloques del hardware del módulo de control”



Al iniciar el sistema, el módulo inicia en modo de programación. Debido a que este modo sólo está diseñado para ser ingresado únicamente por ciertas personas (doctor, enfermera, fisioterapeuta, etc...), el sistema requiere una clave de cuatro dígitos para su funcionamiento. Al finalizar de programar el sistema, el módulo inicia el modo de funcionamiento CPM y realiza la terapia programada.

1) Modo de programación. Luego de ingresar la clave de acceso, el usuario puede modificar las variables listadas anteriormente, tomando en cuenta los rangos de operación del sistema, y llevando cierto protocolo de terapia. Debido a que el usuario puede ingresar dichos datos, este módulo valida los datos de la siguiente manera:

- Si el usuario ingresa un dato que se encuentra dentro del rango de la variable que se está modificando en ese momento, el dato se acepta como válido.
- Si el usuario ingresa un dato que se encuentra fuera del rango de la variable que se está modificando en ese momento, el dato se modifica para tomar su valor máximo, al mismo tiempo que despliega un mensaje de error. Por ejemplo, si el usuario está programando la flexión máxima, e ingresa el valor 120, dicha variable se modifica para tener su valor máximo de 110.

Después de aceptar todos los datos como válidos, el módulo debe comprobar que el número de repeticiones de la sesión programada, no exceda el tiempo límite de 24 horas.

2) Modo de funcionamiento CPM. A partir de las variables programadas, el funcionamiento del sistema CPM es automático. El sistema CPM empieza a realizar la flexión y extensión de la rodilla llevando a cabo dichos movimientos a los ángulos programados. Estos ángulos son controlados por un potenciómetro colocado en la articulación de la estructura base, digitalizando el valor de voltaje y obteniendo el valor del ángulo a partir del mismo.

El movimiento del sistema se logra mediante un motor DC unido a un tornillo sin fin, el cual desplaza linealmente una pieza, que por el diseño de la estructura, flexiona o extiende la rodilla. La velocidad de este motor DC se controla mediante la variación de la potencia entregada al motor utilizando PWM (*pulse width modulation* por sus siglas en inglés). Cuando el ángulo actual ha llegado a su valor programado, ya sea para flexión o para extensión, se intercambian las terminales del motor y éste empieza a funcionar para el lado contrario. La velocidad a la cual se realizan dichos movimientos depende del usuario que esté utilizando en ese momento el sistema. Él puede manipular dicha velocidad con la condición de que debe mantenerse dentro del rango o región estipulada por el facultativo.

Durante el modo de funcionamiento, el usuario es capaz de pausar, a su criterio, el movimiento mediante un interruptor que detiene el movimiento, el reloj de tiempo real, y la medición del ángulo. El programa finaliza de tres maneras distintas dependiendo de la cantidad de repeticiones programadas. Si la terapia se debe repetir una sola vez, el programa finaliza cuando se cumple el tiempo programado para la terapia. Cuando el sistema debe realizar dos repeticiones, el módulo las espacia con una hora de descanso para finalizar cuando se haya cumplido la segunda sesión. Si las repeticiones son mayores a dos, entonces el programa ordena las sesiones durante el período de 24 horas, teniendo descansos entre cada repetición de igual lapso de tiempo. Cuando el tiempo final de 24 horas finaliza, entonces el sistema CPM entrará en un modo de pausa o *standby* hasta que se programe de nuevo.

2. Fase número 2 "*Implementación de hardware y software*". Tomando en cuenta todos los factores de diseño, en esta fase se implementaron tanto los circuitos de control, el esqueleto o estructura base del sistema CPM, como los algoritmos de programación y la programación en sí. Por lo tanto, esta fase se subdivide en dos ramas:

a. Implementación de hardware. El hardware construido está formado por la circuitería (soldada en placa de cobre) así como la estructura base. Dicha estructura fue construida en los talleres Inmovilizadores y Ortésis Feldmann, localizados en 5ª avenida 16-40 zona 10 de la ciudad de Guatemala, con la cooperación del Dr. Feldmann.

El primer paso en construir la estructura mecánica del CPM fue realizar la base rectangular (*vid* Figura 12) que sirve de soporte a todo el sistema. Luego, se ensamblaron al tornillo sin fin la articulación del sistema, así como la caja de engranajes y el motor (*vid* Figura 14). Para cubrir el tornillo sin fin se crearon una especie de tapaderas (arriba y abajo) utilizando difusores y perfiles de aluminio. Así también se creó un protector para el motor y el engranaje hecho de tubo PVC, moldeado mediante una pistola de calor (*vid* Figura 15). Al finalizar se vio la necesidad de crear unos soportes hechos de tela para apoyar la pierna y tener más comodidad, montados sobre la articulación del sistema. Para observar el equipo utilizado en el ensamblaje del sistema CPM ver Anexo B.

Figura 14

“Acoplamiento articulación CPM y motor al tornillo sin fin”

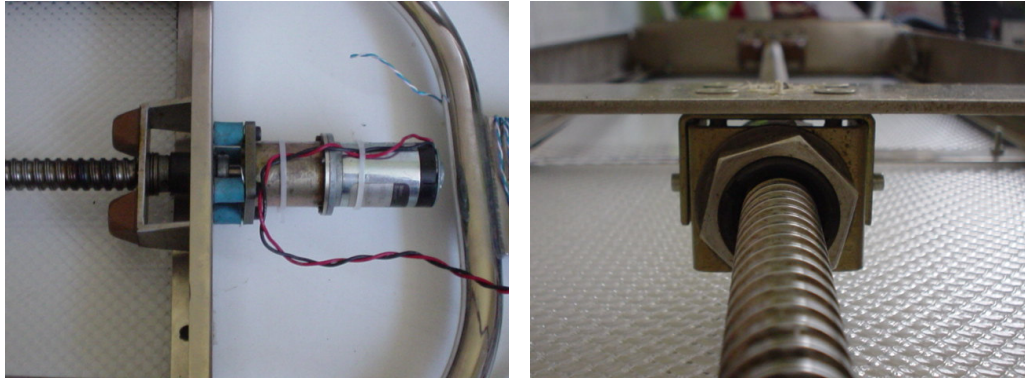


Figura 15

“Protección de motor hecha de PVC”



La construcción del circuito se basó en el diagrama de bloques (*vid* Figura 13) y su resultado se presenta y discute a continuación:

La fuente de alimentación del circuito proviene de un transformador (*wall mount*) de 110VAC a 12VDC con una corriente máxima de 2.1A. Dicho transformador es de 12VDC debido a que el motor es de ese voltaje. Para poder alimentar el microcontrolador y toda la circuitería TTL, se utilizó un regulador de voltaje positivo de 5V 1A (78L05). Podemos observar que dentro del circuito existe un segundo regulador 78L05. Esto se debe a que la luz de fondo (*backlight*) de la LCD consume alrededor de 0.7A, llegando casi al límite de la capacidad de amperaje del regulador. Al requerirle al regulador tanta corriente, el voltaje de salida del regulador varía, lo cual si solo se hubiera utilizado un regulador, afectaría el voltaje de referencia del conversor análogo digital (ADC) trastornando la medición del ángulo. Ambos reguladores de voltaje poseen su respectivo disipador de potencia (*vid* Figura 19). El control de tiempo real es implementado por software en el microcontrolador, pero para esto se necesitó un cristal de 32.768kHz. La base de tiempo para el microcontrolador es un reloj TTL de 20MHz.

La interfaz visual del CPM es la pantalla LCD de 20 caracteres por 2 líneas y un LED de dos colores que indica el estado del sistema. Si el LED está de color verde, el sistema ha sido programado satisfactoriamente y está efectuando la terapia. Si el LED está de color rojo, el sistema se encuentra pausado, en período de descanso entre repeticiones de terapia, o no ha sido programado. La luz de fondo de la LCD es activada al presionar el botón de *HELP* en el teclado. Al presionar dicha tecla, se activa un multivibrador construido con el integrado 555, el cual enciende la luz de fondo por 10 segundos. La interfaz física se divide en dos partes: teclado e interruptor de pausa y botones de limitación de movimiento. El teclado es utilizado para el ingreso de datos, mientras que el interruptor de pausa tiene como función pausar el sistema si el usuario así lo desea. Los botones de limitación de movimiento (*vid* Anexo B) se encuentran en la base rectangular del esqueleto del CPM y sirven de topes mecánicos para el sistema, si éste pierde la medición de ángulo (porque se zafó el conector del potenciómetro o se quemó el mismo). Estos botones se encuentran a los 110° de flexión y a los 0° de extensión (*vid* Anexo B).

La medición del ángulo es hecha mediante un potenciómetro que se encuentra en la articulación del sistema, acoplado para que cuando dicha articulación se mueva, la resistencia del potenciómetro varíe. Al variar la resistencia, se obtiene una variación de voltaje (*vid* Cuadro 1) la cual nos brinda la medición del ángulo. El voltaje que proviene del potenciómetro es desacoplado del microcontrolador mediante un seguidor de voltaje utilizando un amplificador operacional.

Cuadro 1
"Variaciones de voltaje según ángulo"

| Ángulo | Voltaje (v) | Diferencia voltaje (v) |
|--------|-------------|------------------------|
| 110° | 3.21 | 0.14 |
| 100° | 3.07 | 0.15 |
| 90° | 2.92 | 0.15 |
| 80° | 2.77 | 0.14 |
| 70° | 2.63 | 0.15 |
| 60° | 2.48 | 0.14 |
| 50° | 2.34 | 0.15 |
| 40° | 2.19 | 0.14 |
| 30° | 2.05 | 0.136 |
| 20° | 1.914 | 0.136 |
| 10° | 1.778 | 0.134 |
| 0° | 1.644 | 0 |

La diferencia de voltaje se refiere a la diferencia que existe entre el voltaje en la fila en observación y la fila anterior.

El promedio de diferencia de voltaje que existe por cada 10° es de 0.1426V. Esto quiere decir que 1° equivale a una diferencia de voltaje de 0.01426V (aproximadamente 0.0143V). Tomando en cuenta estos factores, se diseñó el convertor ADC para que 1bit equivaliera exactamente 1° o sea 0.0143V. Como el registro de la conversión análoga digital es de 8 bits (1 byte), entonces tenemos 2⁸ (256) niveles distintos de voltaje. Para que 1 bit representara exactamente 0.0143V se utilizó la siguiente fórmula para calcular el voltaje de referencia positivo del ADC tomando como tierra (0V) el nivel de voltaje de referencia negativo:

$$V_{ref+} = 0.0143V * 256 = 3.677V$$

Este voltaje de referencia se obtuvo con un potenciómetro que también posee un seguidor de voltaje para desacoplarlo del microcontrolador.

La interfaz entre el microcontrolador y el motor está desacoplada mediante una serie de compuertas inversoras *NOT's*. Debido a la necesidad de que el motor debe girar en dos direcciones (horario y antihorario), se utilizó un puente H integrado. Este puente H posee tres señales de control: dirección, habilitación, velocidad. La dirección proviene del microcontrolador y depende de los ángulos programados para la flexión y extensión, así como del ángulo actual. La velocidad también proviene del microcontrolador con el módulo para PWM que éste posee. La habilitación proviene de dos señales distintas. Una de ellas proviene del microcontrolador, dependiendo si el usuario ha pausado el sistema o no. La otra señal proviene de la limitación de

corriente que posee el motor. La medición de la corriente se realiza mediante una resistencia de 0.1Ω en serie con el motor. El voltaje que existe entre las terminales de dicha resistencia es comparado con un voltaje de referencia. Si el voltaje en la resistencia es menor al voltaje de referencia, entonces el motor es habilitado, de lo contrario se deshabilita como protección al mismo.

La primera fase de la implementación de la circuitería de control fue hecha en una galleta o *proto-board* (vid Figura 17). Al obtener los resultados requeridos, se procedió a fresar el circuito a una placa de cobre utilizando la fresadora *Quick Circuit 7000* (vid Figura 18) de la Universidad del Valle de Guatemala. Dicho circuito impreso se realizó mediante varios procesos de diseño y manufactura por computadora o CAD/CAM (*computer aided design / computer aided manufacture*), utilizando los siguientes paquetes de software:

- *Circuit Maker 2000* (Copyright © Protel International Limited)
- *Trax Maker 2000* (Copyright © Protel Internacional Limited)
- *Isopro 1.3* (Copyright © 1995-2000 T-Tech, Inc.)

Figura 17

“Circuitería de control en *proto-board* durante fase de implementación”

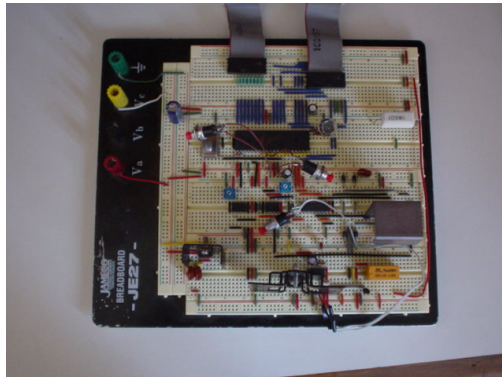


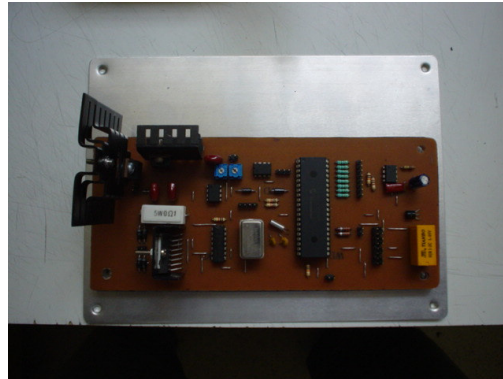
Figura 18

“Fresadora *Quick Circuit 7000*”



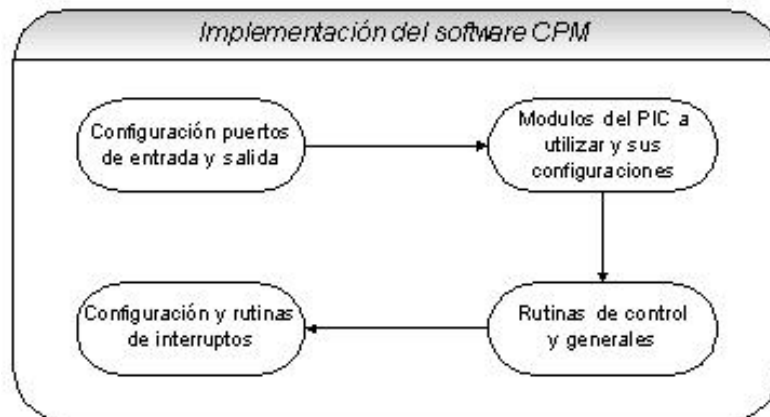
Después de fresado el circuito impreso, se procedió a soldar los componentes electrónicos a dicha placa de cobre y atornillarla a una base de aluminio obteniendo el siguiente resultado:

Figura 19
"Circuito impreso soldado"



b. Implementación de software. La realización del software se puede resumir en los siguientes cuatro pasos:

Figura 20
"Resumen implementación de software"



La configuración de los puertos fue diseñada acorde al circuito. La mayoría de pines del microcontrolador son utilizados como pines de entrada y salida (I/O *input/output* por sus siglas en ingles) TTL, sólo un pin fue configurado como entrada analógica, el cual fue utilizado para la medición del ángulo. A continuación se describe la configuración de los pines del microcontrolador y la función que desempeñan en el sistema:

Cuadro 2

"Resumen configuración de pines del microcontrolador"

| Pin # | Puerto | I/O | Función |
|----------------|---------|---------------|---------------------------------------|
| 1 | MCLR | I (digital) | Reiniciar el microcontrolador |
| 2 | AN0 | I (análoga) | Medición de ángulo |
| 3 | RA1 | O (digital) | Encender luz de fondo LCD |
| 4 | Vref- | I (análoga) | Voltaje de referencia negativo ADC |
| 5 | Vref+ | I (análoga) | Voltaje de referencia positivo ADC |
| 7 | RA5 | O (digital) | Habilitar o deshabilitar el motor |
| 8 | RE0 | O (digital) | Interruptor de pausa |
| 9 | RE1 | O (digital) | Limitación de movimiento flexión |
| 10 | RE2 | O (digital) | Limitación de movimiento extensión |
| 11,32 | Vdd | Alimentación | Voltaje de alimentación positivo (5V) |
| 12,31 | Vss | Alimentación | Voltaje de referencia (0V) |
| 13 | CLKin | Entrada reloj | Reloj operación del microcontrolador |
| 15,16 | T1OSO:I | Oscilador | Cristal oscilador para tiempo real |
| 17 | RC2 | O (digital) | Control de velocidad motor PWM |
| 18 | RC3 | O (digital) | Dirección de motor (flex / ext) |
| 19-22 27-30 | PORTD | O (digital) | Datos a LCD |
| 23 | RC4 | O (digital) | Comando o datos a LCD |
| 24 | RC5 | O (digital) | Habilitación de datos a LCD |
| 25-26 | RC6:7 | O (digital) | LED de dos colores |
| 33-40 | PORTB | I/O (digital) | Teclado matricial |

Los pines 6 (RA4) y 14 (CLKOUT) no fueron utilizados.

I = entrada (*input*) O = salida (*output*)

Para el desarrollo del software se utilizaron cuatro módulos periféricos del microcontrolador PIC16F877 detallados a continuación:

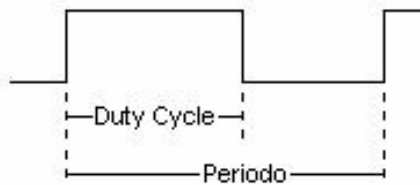
1) TMR0 (*Timer 0*). Este módulo es utilizado para manejar el teclado matricial. El registro del PIC16F877 para realizar la configuración de este periférico es el OPTION_REG. El TMR0 está configurado para ser utilizado como contador de tiempo (*timer*) de un registro de 8 bits (TMR0). Este registro se incrementa cada ciclo de instrucción del microcontrolador (0.2µseg) sin ningún retraso (*delay o prescaler*). Cuando existe un desbordamiento (*overflow*) en el registro, se genera una interrupción al microcontrolador y éste realiza la función del teclado

matricial. Este desbordamiento sucede cada 256 ciclos de máquina o de instrucción del PIC16F877.

2) TMR1 (*Timer 1*). Este módulo se utiliza para llevar control del tiempo real del sistema CPM. El registro del PIC16F877 para realizar la configuración de este periférico es el T1CON. La operación del TMR1 es similar al módulo anterior; funciona como un contador de tiempo (*counter mode*) que incrementa un registro de 16 bits (TMR1). Este registro se incrementa acorde a un cristal oscilador de 32.768kHz que genera una interrupción al microcontrolador cuando ocurre un desbordamiento de dicho registro, lo cual ocurre exactamente cada dos segundos.

3) CCP1 (*Capture/Compare/PWM*). El módulo CCP1 tiene varias funciones, de las cuales la utilizada fue la modulación de ancho de pulso (*pulse width modulation* o PWM por sus siglas en inglés). El PWM se utiliza para variar la velocidad del motor del sistema, modificando el ciclo de trabajo (*duty cycle*) de la salida PWM (vid Figura 21). La frecuencia (inverso del período) utilizada en el PWM fue de 19.53kHz. El registro del PIC16F877 para realizar la configuración de este periférico es el CCP1CON.

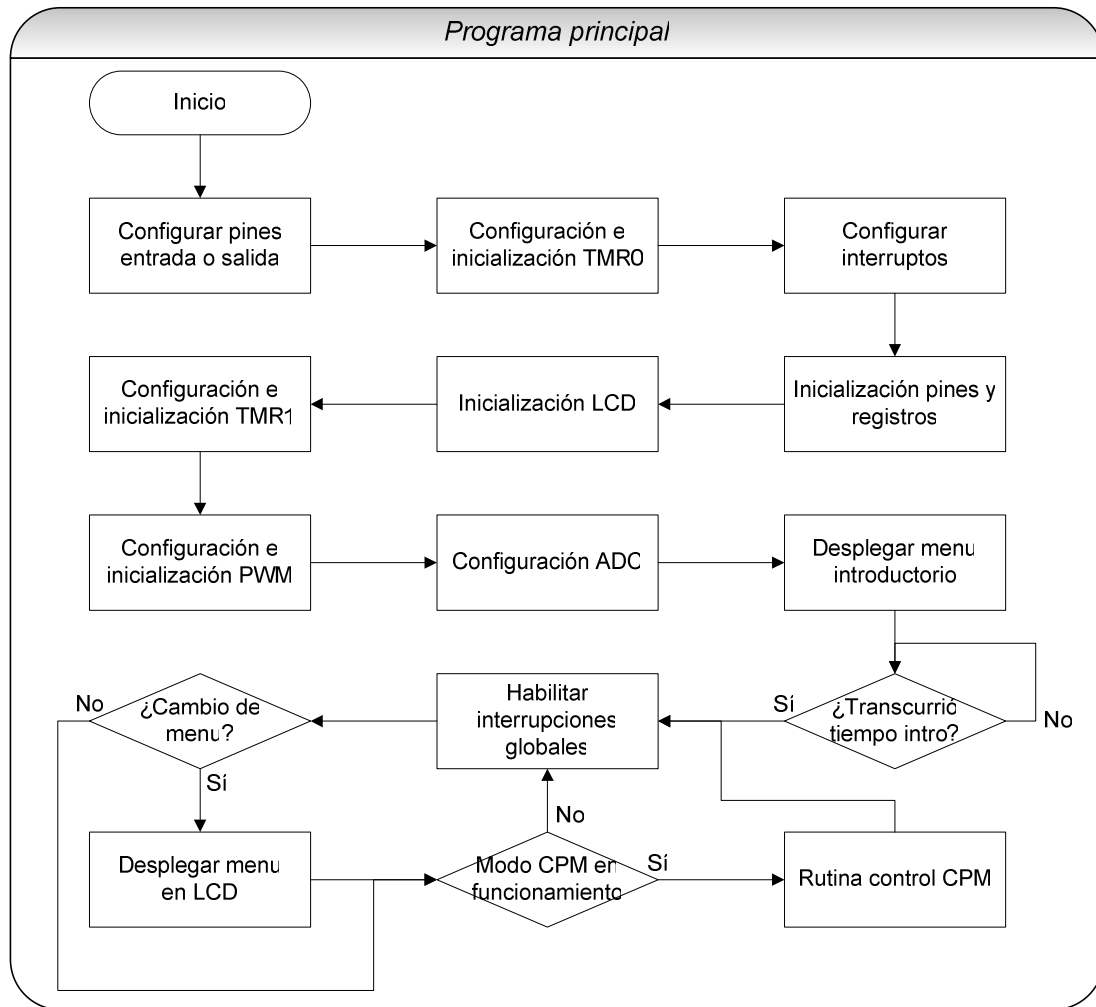
Figura 21
"Salida de módulo PWM"



4) ADC (*Analog-to-digital converter*). Este módulo se utiliza para realizar la conversión análoga a digital para poder medir el ángulo de la articulación del CPM. Este módulo realiza la conversión a 10 bits, de los cuales sólo se utilizaron los 8 más significativos. El único canal utilizado para dicha conversión es el pin RA0/AN0. La velocidad de conversión es aproximadamente 1.6µseg, aunque este dato puede variar por factores como la temperatura. Posee dos registros para su configuración los cuales son ADCON0 y ADCON1.

El software implementado fue escrito en el lenguaje ensamblador (*assembler*) para microcontroladores PIC de Microchip y se puede observar en el Anexo C. El programa MPLAB IDE Versión 6.10.0.0 Copyright © 2002, fue utilizado como herramienta de simulación y compilador para generar el lenguaje de máquina del microcontrolador. Para escribir el programa (software) primero se diseñaron diagramas de flujo para cada una de las rutinas del programa. El programa se divide en tres partes: el programa principal, rutinas de interrupción, y rutinas generales. A continuación se presentan los diagramas de flujo de las rutinas de control y rutinas generales utilizadas en el desarrollo del software.

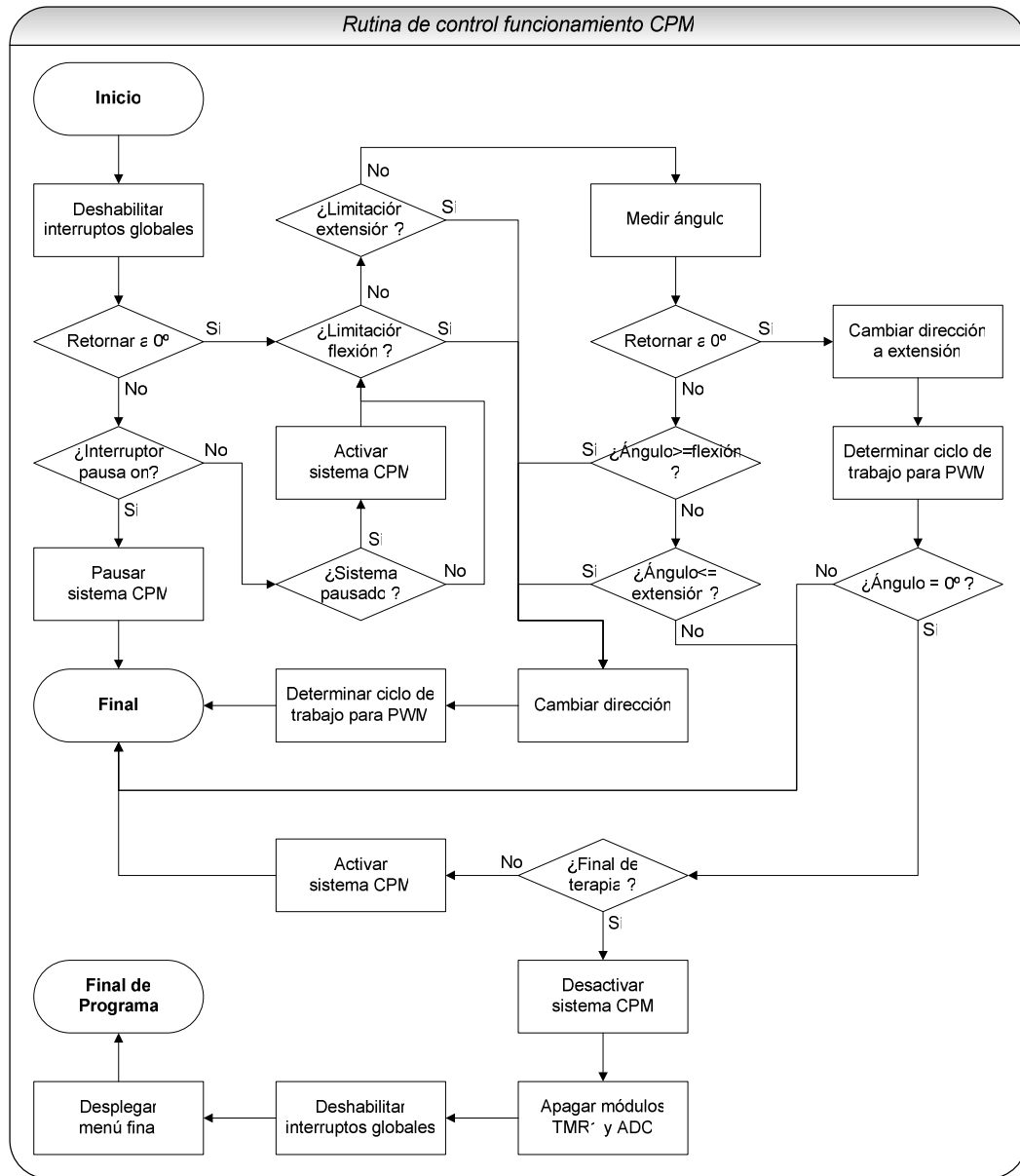
Figura 22
 “Diagrama de flujo para programa principal”



El diagrama del programa principal, muestra proceso a proceso lo que se realiza dentro del mismo. Dentro de este bloque principal, podemos distinguir dos tipos de procesos, configuración y control. Los bloques de configuración son los encargados de inicializar los módulos ó periféricos del microcontrolador y la pantalla LCD. Los bloques de control se encuentran dentro de un lazo cerrado (*loop*), lo cual permite al microcontrolador realizar estas acciones repetitivamente. De los bloques de control, el más importante es el que realiza el proceso de control CPM, el cual está descrito a continuación:

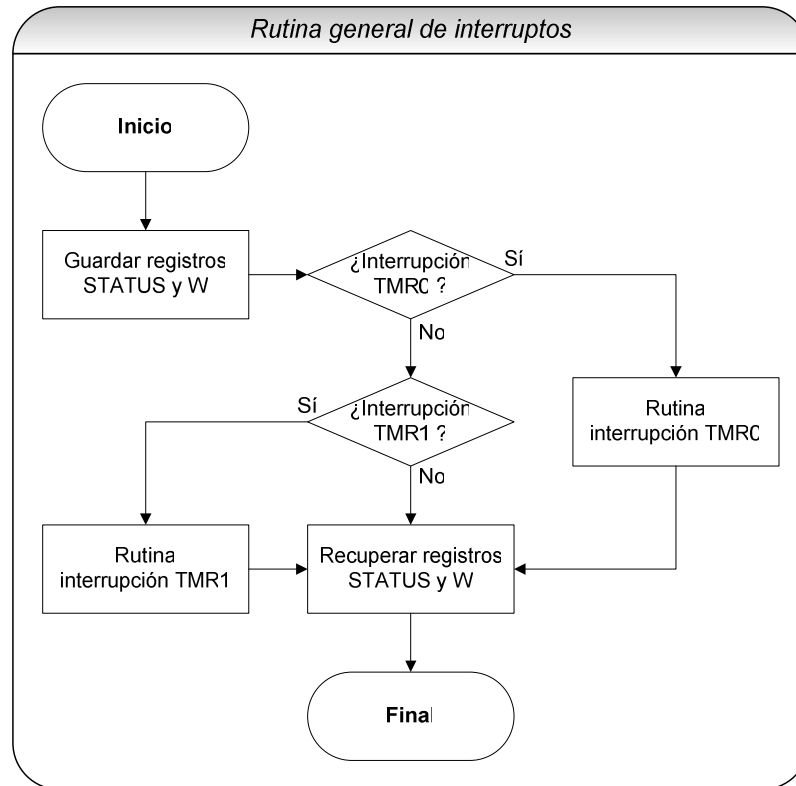
Figura 23

“Diagrama de flujo para rutina de control CPM”



El microcontrolador utilizado, PIC16F877, tiene la capacidad de generar interrupciones al flujo de programa normal, mediante sus periféricos. Estas interrupciones o interruptos, son utilizadas para realizar una función específica de mayor prioridad al flujo normal, siempre y cuando estén habilitadas. Los interruptos utilizados dentro del programa, son de los periféricos TMR0 y TMR1 únicamente. El primero utilizado para manejar el teclado y el segundo lleva control de tiempo real. La rutina de interrupción es una misma, dentro de la cual se debe determinar qué periférico genera la interrupción al programa. Este proceso se lleva a cabo de la siguiente manera:

Figura 24
"Rutina de interrupción"



La rutina de interrupción del periférico TMR0 se divide en dos subrutinas. La primera de ellas es detectar si el usuario ha presionado una tecla y determinar cuál es, y la segunda es realizar la tarea que dicha tecla debe efectuar dentro del programa. Para determinar qué tecla ha sido presionada se debe leer la matriz del teclado, dependiendo de qué pines han hecho una conexión. Los pines utilizados del microcontrolador para la lectura del teclado son el puerto B. El puerto B es inicializado con el siguiente valor binario "11111110". La rutina de detección debe rotar el "0" del puerto B por los primeros 4 bits de la siguiente manera: "11111110" → "11111101" → "11111011" → "11110111", y volver a comenzar. Luego se deben leer los 4 bits más significativos del puerto y determinar cuál tiene el valor "0". Así se determina qué pines han sido conectados de la matriz. Los resultados de la lectura de la matriz, son los siguientes:

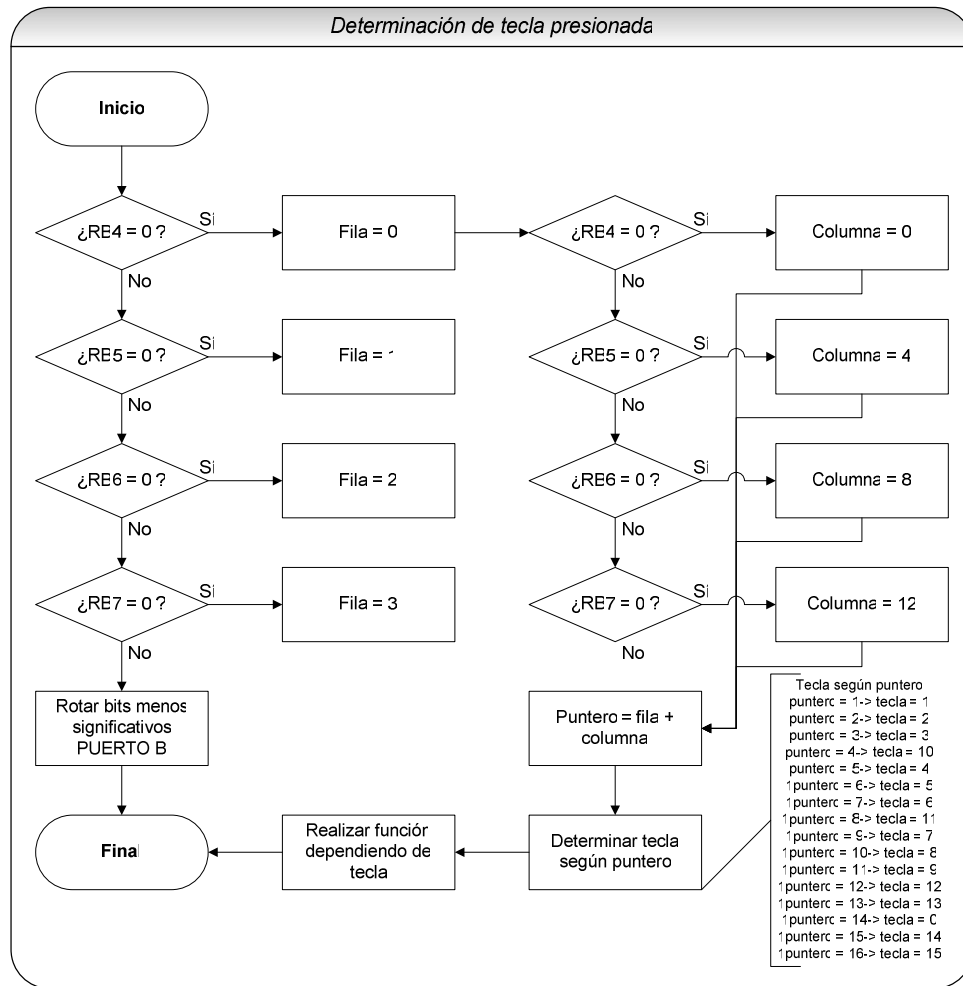
Cuadro 3

"Conexión de pines de teclado dependiendo de tecla presionada"

| Tecla presionada | Pines conectados |
|------------------|------------------|
| 1a | 1 & 5 |
| 2b | 1 & 6 |
| 3c | 1 & 7 |
| 4d | 2 & 5 |
| 5e | 2 & 6 |
| ↑← | 1 & 8 |
| ↓→ | 2 & 8 |
| 2nd | 3 & 8 |
| 6f | 2 & 7 |
| 7g | 3 & 5 |
| 8h | 3 & 6 |
| 9i | 3 & 7 |
| 0j | 4 & 6 |
| CLEAR | 4 & 5 |
| HELP | 4 & 7 |
| ENTER | 4 & 8 |

La conexión de los pines del teclado al microcontrolador es (teclado, PIC):
 (1,RB0); (2,RB1); (3,RB2); (4,RB3); (5,RB4); (6,RB5); (7,RB6); (8,RB7);

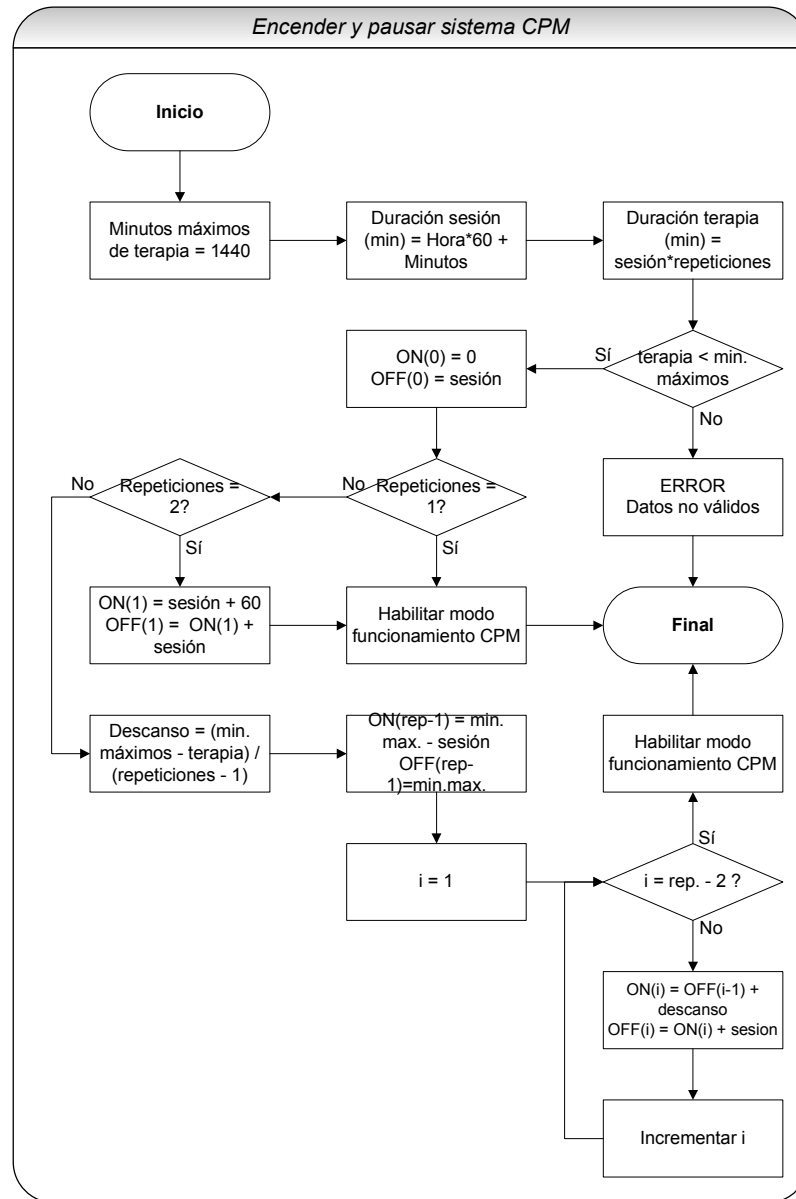
Figura 25
 “Rutina para detección de tecla”



Cada tecla posee una función diferente que depende si el sistema ha sido programado satisfactoriamente o no. Si el sistema no ha sido programado, las teclas ayudan al usuario a realizar el ingreso de las variables. Al ingresar todas las variables y presionar la tecla ENTER, el programa realiza la validación (descrita anteriormente). Si los valores de las variables se encuentran dentro de los rangos de la misma, entonces el programa calcula las horas en las cuales el sistema se debe de encender y pausar para realizar la terapia completa de 24 horas. Luego de realizar este cálculo, el sistema comienza a funcionar y las únicas teclas que funcionan son HELP(enciende luz de fondo de LCD) y las flechas para incrementar o disminuir velocidad. Este proceso se muestra a continuación y es parte del bloque de funciones de cada tecla:

Figura 26

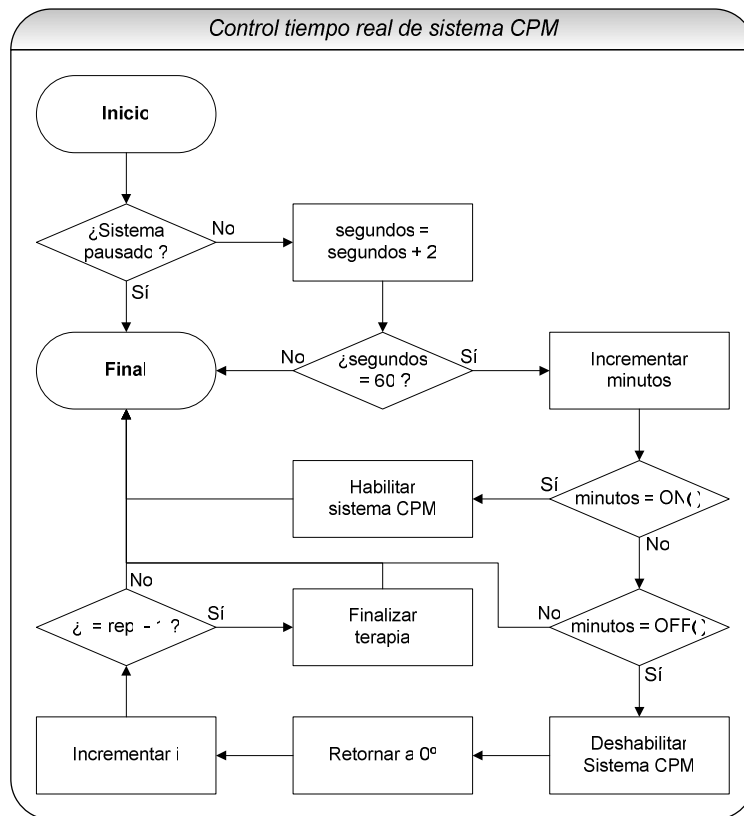
“Determinación de horas de encendido y apagado del sistema CPM”



La otra interrupción al flujo normal de programa es generada por el periférico TMR1 encargado de llevar el control de tiempo real. Esta interrupción es generada exactamente cada dos segundos. Cuando el sistema ha sido pausado, la interrupción ocurre, pero pasa desapercibida.

Figura 27

“Rutina interrupto TMR1 → control de tiempo real”



Las rutinas generales como las utilizadas para realizar operaciones matemáticas fueron escritas en lenguaje C++ y compiladas al assembler de microcontrolador PIC utilizando el software *PicAnt Copyright © Demo Version*.

3. Fase número 3 “*prueba de sistema en pacientes*”. Antes de realizar la prueba del sistema CPM en pacientes con problemas articulares de rodilla, fue presentado el trabajo final al Dr. Feldmann. Luego de contar con su aprobación y con su apoyo, se presentó el protocolo del trabajo y el sistema CPM en las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro, ubicado en la 17 avenida 23-49 zona 11 de la ciudad de Guatemala. El sistema fue evaluado y aprobado por el Dr. Mario Vela, Traumatólogo y Ortopedista, colegiado 6701, y miembro de la Asociación Guatemalteca de Ortopedia y Traumatología (AGOT) y de la Sociedad Latinoamericana de Ortopedia y Traumatología (SLAOT). Así mismo se contó con el apoyo y aprobación de la Licda. Gladys R. de Gonzáles, Fisioterapeuta, colegiada número 316, y encargada del Departamento de Fisioterapia del sanatorio antes mencionado.

Luego del trámite correspondiente, fueron asignadas por el Dr. Vela y la Licda. Gladys de Gonzáles dos pacientes para realizar la prueba del sistema en las fechas del 29 de marzo al 1 de

abril de 2004. A continuación se presenta la información de ambas pacientes antes de comenzar la terapia:

a. Paciente número 1

- Nombre: Sor Mercedes Armijo Peña
- Edad: 76 años
- Residencia: Residencia de Hermanas Mayores Sanatorio Hermano Pedro, 17 avenida 23-49 zona 11 de la ciudad de Guatemala.
- Cuadro clínico: El día 22 de enero del 2004, se le practicó una artroplastía (reemplazo) total de rodilla derecha. La paciente presentaba limitación articular de rodilla a la flexión y a la extensión, más edema secundario postoperatorio, además utilizaba andador con ruedas para caminar. Su capacidad de flexionar la rodilla era de 70º, y de extender la rodilla era de 15º. La circunferencia total de la rodilla era de 45cm.
- Terapias hechas con anterioridad al sistema CPM: Recibió terapia a partir del 15 de febrero con la Licda. Gladys de Gonzáles la cual consistía en 15 minutos de calor aplicado a la rodilla, 20 minutos de ejercicios para finalizar con 5 minutos de masaje.

b. Paciente número 2

- Nombre: Sor Inés Alemán
- Edad: 76 años
- Residencia: Residencia de Hermanas Mayores Sanatorio Hermano Pedro, 17 avenida 23-49 zona 11 de la ciudad de Guatemala.
- Cuadro clínico: El día 7 de marzo del 2004, se le practicó una artroplastía (reemplazo) total de rodilla izquierda. La paciente presenta limitación articular de rodilla a la flexión y a la extensión, más edema secundario postoperatorio, además utiliza andador para caminar. Su capacidad de flexionar la rodilla era de 80º, y de extender la rodilla era de 14º. La circunferencia total de la rodilla era de 54.5cm.
- Terapias hechas con anterioridad al sistema CPM: Recibió terapia a partir del 22 de marzo con la Licda. Gladys de Gonzáles la cual consistía de 10 minutos de calor aplicado a la rodilla, 15 minutos de ejercicios para finalizar con 5 minutos de masaje.

c. Paciente número 3

- Nombre: María Antonieta Pinto Villafuerte
- Edad: 67 años
- Residencia: 16 avenida 8-35 zona 16, La Montaña, casa #3.

- Cuadro clínico: El día 1 de abril del 2004 sufrió una caída la cual le produjo un traumatismo en la rodilla izquierda, tendinitis en el tendón rotuliano y una hofitis. La paciente tuvo tres semanas de evolución con un inmovilizador de rodilla. Clínicamente presenta limitación articular de rodilla a la flexión y a la extensión, más edema. Su capacidad de flexionar la rodilla era de 15°, y de extender la rodilla era de 0°. La circunferencia total de la rodilla era de 38.9cm.
- Terapias hechas con anterioridad al sistema CPM: Ninguna.

Las sesiones de terapia fueron basadas en un protocolo indicado por el Dr. Feldmann, tomando en cuenta los factores de edad y cuadro clínico. Antes de iniciar una sesión de terapia, se midieron los datos iniciales (flexión, extensión y circunferencia de rodilla) para obtener un record diario de mejora. Durante la terapia, se le preguntó al paciente si sentía alguna molestia o incomodidad. Al finalizar la terapia, se vuelven a realizar las mismas mediciones. La medida de la circunferencia de la rodilla fue hecha con una cinta métrica, mientras que los ángulos con un goniómetro (*vid* Figura 28).

Figura 28

“Goniómetro utilizado para medir ángulos de flexión y extensión”



VII. RESULTADOS

A. Paciente número 1 → Sor Mercedes Armijo Peña

1. Día número 1 → Lunes 29 de marzo de 2004. La terapia fue llevada a cabo en el sala de fisioterapia de las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro. Dicha terapia se inició a las 9:00 de la mañana bajo la supervisión de la Licda. Gladys de Gonzáles. La paciente mencionó que el día anterior había tenido mucho dolor por la noche.

Figura 29

“Paciente número 1 recibiendo terapia con el sistema CPM”



Cuadro 4

“Datos iniciales: paciente número 1, día número 1”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|------------|
| Flexión: | 70°±1° |
| Extensión: | 16°±1° |
| Circunferencia: | 47cm±0.5cm |

Cuadro 5

“Protocolo de terapia: paciente número 1, día número 1”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 85°±1° | 95°±1° |
| Extensión: | 10°±1° | 10°±1° |
| Velocidad: | 4,1 | 4,2 |
| Duración: | 1:00 | 1:15 |

La paciente fue sometida a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En ambas sesiones la paciente pauso el sistema

durante tres ocasiones, 1 minuto cada interrupción. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 30

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 1”



Cuadro 6

“Datos finales: paciente número 1, día número 1”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 85°±1° |
| Extensión: | 10°±1° |
| Circunferencia: | 46,1cm±0.5cm |

2. Día número 2 → Miércoles 31 de marzo de 2004. La terapia fue llevada a cabo en el sala de fisioterapia de las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro. Dicha terapia se inició a las 8:15 de la mañana bajo la supervisión de la Licda. Gladys de Gonzáles. La paciente noto que su tobillo derecho ha desinflamado, ya que pudo colocarse el calzado sin ningún problema y éste no le aprieta. Además indicó que al sentarse pudo doblar más su rodilla.

Cuadro 7

“Datos iniciales: paciente número 1, día número 2”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 85°±1° |
| Extensión: | 8°±1° |
| Circunferencia: | 45,8cm±0.5cm |

Cuadro 8

“Protocolo de terapia: paciente número 1, día número 2”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 95°±1° | 105°±1° |
| Extensión: | 5°±1° | 3°±1° |
| Velocidad: | 4,1 | 4,2 |
| Duración: | 1:07 | 1:15 |

La paciente fue sometida nuevamente a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En esta ocasión la paciente no pausó el sistema. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 31

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 2”



Cuadro 9

“Datos finales: paciente número 1, día número 2”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 93°±1° |
| Extensión: | 7°±1° |
| Circunferencia: | 44,7cm±0.5cm |

3. Día número 3 → Jueves 1 de abril de 2004. La terapia fue llevada a cabo en el sala de fisioterapia de las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro. Dicha terapia se inició a las 8:30 de la mañana bajo la supervisión de la Licda. Gladys de Gonzáles. La paciente acudió a la terapia sin su andador y en vez de éste utilizó un bastón.

Cuadro 10

“Datos iniciales: paciente número 1, día número 3”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 90°±1° |
| Extensión: | 7°±1° |
| Circunferencia: | 44,8cm±0.5cm |

Cuadro 11

“Protocolo de terapia: paciente número 1, día número 3”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 105°±1° | 110°±1° |
| Extensión: | 3°±1° | 3°±1° |
| Velocidad: | 4,3 | 4,4 |
| Duración: | 1:07 | 1:15 |

Para finalizar la terapia, la paciente fue sometida a sus últimas dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos sin pausar el sistema.

Figura 32

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 3”



Cuadro 12

“Datos finales: paciente número 1, día número 3”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|------------|
| Flexión: | 97°±1° |
| Extensión: | 4°±1° |
| Circunferencia: | 44cm±0.5cm |

B. Paciente número 2 → Sor Inés Alemán

1. Día número 1 → Lunes 29 de marzo de 2004. La terapia fue llevada a cabo en el sala de fisioterapia de las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro. Dicha terapia se inició a las 2:15 de la tarde bajo la supervisión de la Licda. Gladys de Gonzáles. La paciente expreso que tenía una molestia leve en el costado izquierdo de su rodilla izquierda al extenderla.

Figura 33

“Paciente número 2 recibiendo terapia con el sistema CPM”



Cuadro 13

“Datos iniciales: paciente número 2, día número 1”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 75°±1° |
| Extensión: | 14°±1° |
| Circunferencia: | 55,5cm±0.5cm |

Cuadro 14

“Protocolo de terapia: paciente número 2, día número 1”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 95°±1° | 100°±1° |
| Extensión: | 5°±1° | 5°±1° |
| Velocidad: | 4,1 | 4,2 |
| Duración: | 1:00 | 1:15 |

La paciente fue sometida a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En la primera sesión la paciente pausó el sistema durante 1 minuto. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 34

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 2 al finalizar terapia día número 1”



Cuadro 15

“Datos finales: paciente número 2, día número 1”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 96°±1° |
| Extensión: | 9°±1° |
| Circunferencia: | 53,2cm±0.5cm |

2. Día número 2 → Martes 30 de marzo de 2004. La terapia fue llevada a cabo en el sala de fisioterapia de las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro. Dicha terapia se inició a las 2:15 de la tarde bajo la supervisión de la Licda. Gladys de Gonzáles. Disminuyo la molestia leve sobre el costado izquierda de su rodilla. Además indicó que al sentarse pudo doblar más su rodilla, y llegó a la cita utilizando un bastón en vez del andador.

Cuadro 16

“Datos iniciales: paciente número 2, día número 2”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 95°±1° |
| Extensión: | 8°±1° |
| Circunferencia: | 52,8cm±0.5cm |

Cuadro 17

“Protocolo de terapia: paciente número 2, día número 2”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 105°±1° | 105°±1° |
| Extensión: | 3°±1° | 3°±1° |
| Velocidad: | 4,1 | 4,2 |
| Duración: | 1:07 | 1:15 |

La paciente fue sometida nuevamente a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En esta ocasión la paciente no pausó el sistema. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 35

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 2 al finalizar terapia día número 2”



Cuadro 18

“Datos finales: paciente número 2, día número 2”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|------------|
| Flexión: | 102°±1° |
| Extensión: | 5°±1° |
| Circunferencia: | 51cm±0.5cm |

3. Día número 3 → Miércoles 31 marzo de 2004. La terapia fue llevada a cabo en el sala de fisioterapia de las Clínicas de Especialidades del Sanatorio Hermano Pedro. Dicha terapia se inició a las 8:30 de la mañana bajo la supervisión de la Licda. Gladys de Gonzáles. La paciente arribó a la clínica sin ninguna ayuda (ni andador, ni bastón) y expresó que siente mucho mejor su rodilla. Asimismo, el pie y el tobillo desinflamaron notoriamente, ya que el paciente pudo colocarse su calzado sin ningún problema.

Cuadro 19

“Datos iniciales: paciente número 2, día número 3”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|------------|
| Flexión: | 103°±1° |
| Extensión: | 5°±1° |
| Circunferencia: | 51cm±0.5cm |

Cuadro 20

“Protocolo de terapia: paciente número 2, día número 3”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 110°±1° | 110°±1° |
| Extensión: | 0°±1° | 0°±1° |
| Velocidad: | 4,3 | 4,4 |
| Duración: | 1:07 | 1:15 |

Para finalizar la terapia, la paciente fue sometida a sus últimas dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos sin pausa.

Figura 36

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 1 al finalizar terapia día número 3”



Cuadro 21

“Datos finales: paciente número 2, día número 3”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|------------|
| Flexión: | 108°±1° |
| Extensión: | 2°±1° |
| Circunferencia: | 50cm±0.5cm |

C. Paciente número 3 → María Antonieta Pinto Villafuerte

1. Día número 1 → Jueves 15 de abril de 2004. La terapia fue llevada a cabo en la residencia de la paciente. Dicha terapia se inició a las 3:00 de la tarde. Debido a su inmovilización durante tres semanas, la paciente experimenta un leve dolor al flexionar y extender la rodilla.

Figura 37

“Paciente número 3 recibiendo terapia con el sistema CPM”



Cuadro 22

“Datos iniciales: paciente número 3, día número 1”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 15°±1° |
| Extensión: | 0°±1° |
| Circunferencia: | 38,9cm±0.5cm |

Cuadro 23

“Protocolo de terapia: paciente número 3, día número 1”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 45°±1° | 55°±1° |
| Extensión: | 0°±1° | 0°±1° |
| Velocidad: | 3,3 | 3,4 |
| Duración: | 1:00 | 1:15 |

La paciente fue sometida a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En ambas sesiones, la paciente pauso el sistema en 2 ocasiones de aproximadamente 3 minutos cada interrupción. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 38

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 3 al finalizar terapia día número 1”



Cuadro 24

“Datos finales: paciente número 3, día número 1”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|---------------------------------|
| Flexión: | 51 ^º ±1 ^º |
| Extensión: | 0 ^º ±1 ^º |
| Circunferencia: | 37,6cm±0.5cm |

2. Día número 2 → Viernes 16 de abril de 2004. La terapia fue llevada a cabo en la residencia de la paciente y se inició a las 3:00 de la tarde. La paciente expresó una gran mejora en sus movimientos al caminar.

Cuadro 25

“Datos iniciales: paciente número 3, día número 2”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|-----------------------------------|
| Flexión: | 49,5 ^º ±1 ^º |
| Extensión: | 0 ^º ±1 ^º |
| Circunferencia: | 37,8cm±0.5cm |

Cuadro 26

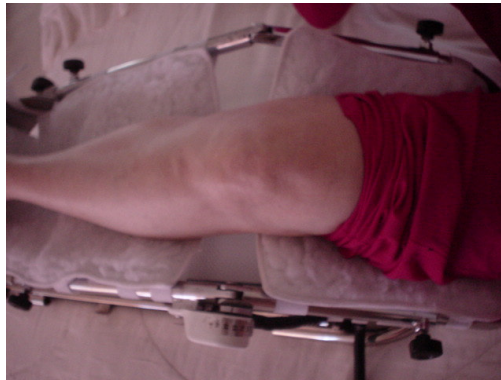
“Protocolo de terapia: paciente número 3, día número 2”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 60 ^º ±1 ^º | 75 ^º ±1 ^º |
| Extensión: | 0 ^º ±1 ^º | 0 ^º ±1 ^º |
| Velocidad: | 3,4 | 3,5 |
| Duración: | 1:07 | 1:15 |

La paciente fue sometida a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En ambas sesiones, la paciente pauso el sistema solo en 1 ocasión de aproximadamente 1 minuto cada interrupción. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 39

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 3 al finalizar terapia día número 2”



Cuadro 27

“Datos finales: paciente número 3, día número 2”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|------------|
| Flexión: | 73°±1° |
| Extensión: | 0°±1° |
| Circunferencia: | 37cm±0.5cm |

3. Día número 3 → Sábado 17 de abril de 2004. La terapia fue llevada a cabo en la residencia de la paciente. Dicha terapia se inició a las 6:00 de la tarde. La paciente expresó que se puede sentar con mayor comodidad y puede caminar mucho mejor.

Cuadro 28

“Datos iniciales: paciente número 3, día número 3”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 80°±1° |
| Extensión: | 0°±1° |
| Circunferencia: | 36,7cm±0.5cm |

Cuadro 29

“Protocolo de terapia: paciente número 3, día número 3”

| Rodilla derecha | | |
|------------------------|-----------------|-----------------|
| | <i>Sesión 1</i> | <i>Sesión 2</i> |
| Flexión: | 90°±1° | 110°±1° |
| Extensión: | 0°±1° | 0°±1° |
| Velocidad: | 4,1 | 4,2 |
| Duración: | 1:07 | 1:15 |

La paciente fue sometida a dos sesiones de terapia (una repetición cada una), espaciadas por un periodo de descanso de 15 minutos. En ambas sesiones, la paciente pausó el sistema sólo en una ocasión de aproximadamente 1 minuto cada interrupción. La paciente manifestó no sentir dolor ni molestia alguna durante las dos sesiones.

Figura 40

“Vista superior de rodilla derecha de paciente número 3 al finalizar terapia día número 3”



Cuadro 30

“Datos finales: paciente número 3, día número 3”

| Rodilla derecha | |
|------------------------|--------------|
| Flexión: | 101°±1° |
| Extensión: | 0°±1° |
| Circunferencia: | 35,5cm±0.5cm |

A continuación se presenta un resumen de los resultados obtenidos para cada uno de los pacientes:

Cuadro 31

"Resumen de resultados del paciente número 1"

| | Inicio | Día número 1 | Día número 2 | Día número 3 |
|----------------|------------|--------------|--------------|--------------|
| Flexión | 70°±1° | 85°±1° | 93°±1° | 97°±1° |
| Extensión | 16°±1° | 10°±1° | 7°±1° | 4°±1° |
| Circunferencia | 47cm±0.5cm | 46,1cm±0.5cm | 44,7cm±0.5cm | 44cm±0.5cm |

La paciente número 1 realizó sesiones de terapia convencional por un período de 66 días. Al finalizar dichas sesiones, su rango de movimiento fue de 54°, equivalente al 49% del rango completo, presentando una mejora diaria del 0.74%. Luego, la paciente fue sometida a 3 días de terapia utilizando el sistema CPM, mejorando el rango de movimiento a 93° (84.5%). Durante este lapso de tiempo, la paciente obtuvo una mejora del 11.8% diaria.

Cuadro 32

"Resumen de resultados del paciente número 2"

| | Inicio | Día número 1 | Día número 2 | Día número 3 |
|----------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Flexión | 75°±1° | 96°±1° | 102°±1° | 108°±1° |
| Extensión | 14°±1° | 9°±1° | 5°±1° | 2°±1° |
| Circunferencia | 55,5cm±0.5cm | 53,2cm±0.5cm | 51cm±0.5cm | 50cm±0.5cm |

La paciente número 2 realizó sesiones de terapia convencional por un período de 22 días. Al finalizar dichas sesiones, su rango de movimiento fue de 61° (55.5%), presentando una mejora diaria del 2.5%. Luego de 3 días de terapia utilizando el sistema CPM, la paciente amplió su rango de movimiento a 106° (96.4%), obteniendo una mejora del 13.6% diaria.

Cuadro 33

"Resumen de resultados del paciente número 3"

| | Inicio | Día número 1 | Día número 2 | Día número 3 |
|----------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| Flexión | 15°±1° | 51°±1° | 73°±1° | 101°±1° |
| Extensión | 0°±1° | 0°±1° | 0°±1° | 0°±1° |
| Circunferencia | 38,9cm±0.5cm | 37,6cm±0.5cm | 37cm±0.5cm | 35,5cm±0.5cm |

La paciente número 3 no realizó ninguna sesión de terapia convencional, por lo que toda su rehabilitación fue llevada a cabo mediante la utilización del sistema CPM. La paciente inició con un rango de movimiento de 15° (13.6%). Al finalizar los 3 días de terapia, la paciente aumentó su rango de movimiento a 101° (91.8%), obteniendo una mejora del 30.6% diaria.

VIII. DISCUSIÓN

Según Ruth Stroude (2003), un paciente postoperatorio o postraumático, en el peor de los casos, debe ser capaz de realizar por lo menos 60° de flexión durante la primera semana de terapia. Al cabo de la segunda semana, el movimiento debe ser mayor a los 95°. Tomando como base los resultados obtenidos (*vid* Cuadro 31, Cuadro 32, Cuadro 33) durante las sesiones de terapia con cada una de las pacientes, podemos concluir que efectivamente se aumento el rango de movimiento, ROM, notablemente, ya que las tres pacientes superaron los 95° de flexión en apenas tres sesiones de terapia. También podemos apreciar, en las primeras dos pacientes, un estancamiento de su rango de movimiento cuando ambas estuvieron recibiendo terapia convencional. Esto se debe a que dicha terapia, no logra la recuperación total de la flexibilidad de la articulación, lo que si se consiguió con el sistema CPM. Además la circunferencia de la rodilla de los tres pacientes disminuyo, lo que nos indica una mejoría en las estructuras como cartílago, tendones o ligamentos. La unidad CPM construida, es un recurso de invaluable utilidad que beneficiará a muchos pacientes en cuanto al menor tiempo de recuperación, disminución de dolor, mayor amplitud de movimiento, deambulacion más temprana y en última instancia, mejor calidad de vida (Dr. Vela, 2004).

Durante la fase de prueba de sistema en pacientes, se pudo observar que la medición del ángulo tenía un error de $\pm 5^\circ$. En la fase de implementación, cuando el módulo de control digital se encontraba en *protoboard* este error no existía. El único cambio que sufrió dicho módulo fue el paso a circuito impreso, ya que el circuito ni el software sufrieron cambios. Por lo que se puede concluir que el circuito impreso produce ruidos (alteraciones de voltaje) en la placa, que alteran la medición del ángulo. Estas alteraciones pueden provenir del motor, o de los componentes utilizados, cuya precisión no es muy buena debido a su bajo costo. Este error es aceptable debido que la precisión en el ángulo no es lo más importante de una unidad CPM, ya que su función principal es mantener la articulación en movimiento. Además, según el Dr. Ramón Olivé (2000), <<un fisioterapeuta comete un error de aproximadamente 10° a 15° en los movimientos de flexión y extensión de la rodilla al realizar la terapia>>, por lo que un error de dicha magnitud no afecta en la rehabilitación de un paciente, ya que se estaría reduciendo el error en un 70% aproximadamente.

IX. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos durante las sesiones de terapia a los tres pacientes, podemos concluir que:

1. La utilización del sistema CPM de rodilla, favorece a una rehabilitación más temprana, con ausencia de dolor o molestias, permitiendo al paciente retornar a sus actividades diarias de una manera más rápida que la terapia convencional.
2. El sistema CPM acelera la curación de las estructuras articulares y periarticulares.
3. La unidad de terapia CPM, incrementa notable y rápidamente el rango de amplitud de movimiento de la rodilla del paciente que la utiliza.
4. El sistema CPM construido brinda los servicios y utilidades que cualquier otro sistema del mercado, a un costo mucho más bajo.

X. RECOMENDACIONES

Una de las limitaciones de este estudio fue que no se pudo contar con una mayor población para poder realizar una comparación entre pacientes que utilizaron el sistema y otros que recibieron terapia convencional. Para futuros trabajos de investigación involucrando el sistema motorizado de movimiento pasivo continuo, se recomienda realizar dicha comparación para obtener resultados más significativos que los obtenidos, tomando en cuenta características similares entre ambas poblaciones (terapia convencional y terapia CPM).

Por otro lado, debido a que el sistema CPM construido es solamente un prototipo, éste no contó con todas las medidas y normas de seguridad requeridas. Además se debe investigar otra manera de realizar la medición del ángulo, ya que el potenciómetro utilizado brinda un margen de error (aunque es aceptable, el sistema no es preciso). Algunos de los aspectos que se deben tomar en cuenta para rediseñar el sistema son los siguientes:

- El sistema que limita la corriente entregada al motor debe ser capaz de apagar completamente el sistema (desconectar la fuente de alimentación) y no únicamente deshabilitar el motor.
- Si la medición del ángulo se ve afectada de cualquier manera (mala medición, se zafó el conector, defectos en el medidor, etc...) el sistema de control debe apagar completamente el sistema (desconectar la fuente de alimentación).
- Estudiar la posibilidad de eliminar el segundo regulador de voltaje de 5V 1A (utilizado para la luz de fondo de la LCD) y en su lugar colocar un circuito con un diodo zener.

XI. LITERATURA CITADA

1. Bianco, R.P. 2000. "Aparato locomotor" *Conocernos* Año15 No.15. Disponible en línea: <http://www.fhemofilia.org.ar/contenid1.htm>
2. Boehringer Ingelheim. "Sistema de soporte del cuerpo". (Última visita Julio 2003) Última revisión 2000. <http://www.bog.boehringer-ingelheim.com/subpages/caps/oa1.htm>
3. *Diccionario de la lengua española*. 2004. Real Academia Española de la Lengua. Disponible en línea: <http://www.rae.es>
4. Hernández, L.A. 2001. "Rehabilitación en paciente reumático" *ARCHIVOS DE REUMATOLOGÍA*. Caracas.
5. Mayor, M.B. 2002. "Que es equinoterapia". Disponible en línea: <http://www.qromex.org/amare/equinoterapia.html>
6. Olivé, V.R. 2000. Patología en Medicina del deporte. 1ª ed. Madrid. Grafiques Cuscó, S.A. 157pp.
7. Quiroz, G.F. 1982. Tratado de anatomía humana, Aparato tegumentario, osteología, artrología y miología. 23ª ed. México D.F. Editorial Porrúa, S.A. Tomo I. 501 pp.
8. Stroud, Ruth. 2003. "CPM: Healing in Motion". *Orthopedic Technology Review*. Vol. 5 No. 4

XII. ANEXO

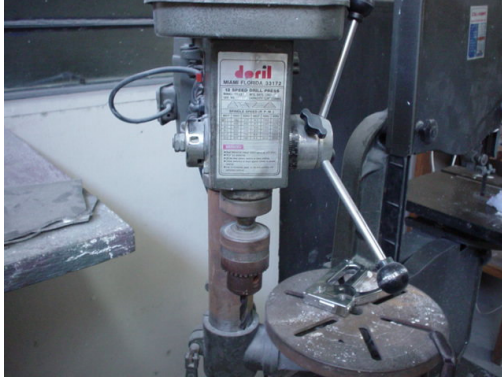
A. Glosario

1. Adherencia: cada una de las bridas o superficies extensas de tejido conjuntivo que unen a las vísceras entre sí o con las paredes del tronco, entorpecen la función de estas vísceras y producen dolores u otras molestias (Real Academia Española, 2004).
2. Atrofia: falta de desarrollo en cualquier parte del cuerpo. Disminución en el tamaño o número, o en ambas cosas a la vez, de uno o varios tejidos de los que forman un órgano, con la consiguiente minoración de volumen, peso y actividad funcional (Real Academia Española, 2004).
3. Cápsula sinovial: membrana en forma de saco cerrado, que tapiza las superficies articulares de los huesos y contiene un líquido llamado sinovia (Real Academia Española, 2004).
4. Cartílago: tejido esquelético flexible de los vertebrados y algunos invertebrados, formado por grupos aislados de células incluidos en una matriz de colágeno (Real Academia Española, 2004).
5. Corriente eléctrica: magnitud física que expresa la cantidad de electricidad que fluye por un conductor en la unidad de tiempo. Su unidad en el Sistema Internacional es el amperio (A) (Real Academia Española, 2004).
6. Diartrosis: articulación movable (Real Academia Española, 2004).
7. Diodo: válvula electrónica, empleada como rectificador, que consta de un ánodo frío y de un cátodo caldeado (Real Academia Española, 2004).
8. Edema: hinchazón blanda de una parte del cuerpo, que cede a la presión y es ocasionada por la serosidad infiltrada en el tejido celular (Real Academia Española, 2004).
9. Fisioterapeuta: persona especializada en aplicar la fisioterapia (Real Academia Española, 2004).
10. Goniómetro: instrumento que sirve para medir ángulos (Real Academia Española, 2004).
11. Hardware: conjunto de los componentes que integran la parte material de una computadora (Real Academia Española, 2004).
12. Ligamento: cordón fibroso muy homogéneo y de gran resistencia, que liga los huesos de las articulaciones (Real Academia Española, 2004).
13. Microcontrolador: microprocesador que comprende elementos fijos, como la unidad central y sus memorias, y elementos personalizados en función de la aplicación (Real Academia Española, 2004).
14. Ortopedista: especialista en ortopedia (Real Academia Española, 2004).

15. Relé: aparato destinado a producir en un circuito una modificación dada, cuando se cumplen determinadas condiciones en el mismo circuito o en otro distinto (Real Academia Española, 2004).
16. Séptica: que contiene gérmenes (Real Academia Española, 2004).
17. Sinovia: líquido viscoso que lubrica las articulaciones de los huesos (Real Academia Española, 2004).
18. Software: conjunto de programas, instrucciones y reglas informáticas para ejecutar ciertas tareas en una computadora (Real Academia Española, 2004).
19. Tendinitis: inflamación de un tendón (Real Academia Española, 2004).
20. Tendón: cada uno de los órganos formados por tejido fibroso, en los que las fibras están dispuestas en haces paralelos entre sí (Real Academia Española, 2004).
21. Traumatismo: lesión de los órganos o los tejidos por acciones mecánicas externas (Real Academia Española, 2004).
22. Traumatólogo: Especialista en traumatología (Real Academia Española, 2004).
23. Voltaje: cantidad de voltios que actúan en un aparato o sistema eléctrico (Real Academia Española, 2004).

B. Hardware del sistema CPM y equipo utilizado en su ensamblaje

1. Barreno eléctrico industrial



2. Sierra eléctrica industrial



3. Lijadora eléctrica industrial de superficies



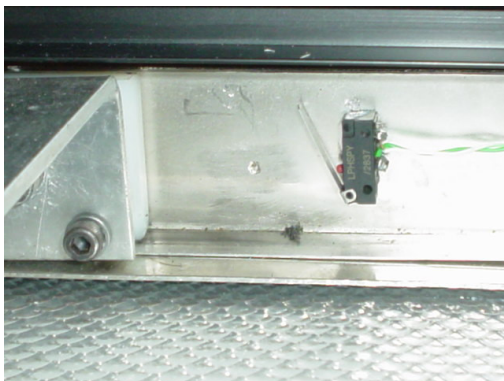
4. Lijadora eléctrica industrial



5. Fachada taller Inmovilizadores y Ortesis Feldmann



6. Interruptores limitadores de movimiento



7. Sistema CPM finalizado



8. Módulo de control digital



C. Manual de usuario para módulo de control digital de sistema CPM

• Módulo de Control Digital Sistema CPM •
Manual de Usuario

▪ **Encender sistema CPM**

Antes de iniciar la terapia, asegúrese de que el interruptor de pausa ha sido conectado al módulo de control digital de la unidad CPM así como el transformador. Luego, coloque al paciente debidamente en el aparato. Para encender el sistema CPM, conecte el transformador a un tomacorriente y presione el botón de encendido, que se encuentra en la parte posterior del módulo de control. El módulo encenderá la luz indicadora y aparecerá el siguiente mensaje en la pantalla por aproximadamente 10 segundos:

```
I n m o V .           F e L d m a n n  
. : S i S t E m a     C P M : .
```

▪ **Clave de acceso**

El sistema CPM puede ser programado únicamente por personas con acceso al mismo por motivos de seguridad. Para obtener la clave de seguridad, por favor contacte a su distribuidor.

```
I n g r e s a r     C l a V e :  
                                     x x x x
```

Al ingresar la clave de acceso (4 dígitos) presione *ENTER* para continuar con la programación del módulo. Para borrar la clave de acceso presionar *CLEAR*.

▪ **Programación de sistema CPM**

Las variables que debe ingresar son las siguientes: flexión y extensión del movimiento, nivel de velocidad, duración de la sesión y repeticiones de la misma. Estas variables se ingresan utilizando tres menús distintos en la pantalla, los cuales se manejan utilizando las flechas (arriba y abajo) del teclado. Además, si desea borrar todas las variables e iniciar una nueva programación, presione la tecla *CLEAR*. Los menús para la programación del sistema se muestran a continuación:

```
F l e x i o n :           x x x °  
E x t e n s i o n :       x x x °
```

La flexión y la extensión tienen ambas un rango de 0° a 110°, pero se debe programar un valor para la flexión mayor que el de extensión para que el sistema pueda realizar la terapia.

```
V e l o c i d a d       █ █ █  
N i v e l :             0   1   2   3   4
```

La velocidad del movimiento se divide en cuatro niveles distintos. Para escoger el nivel de velocidad debe utilizar las teclas → (para incrementar el nivel) y ← (para decrementar el nivel). Para activar dichas teclas debe presionar la tecla *2nd*.

```
D u r a c i o n :           x x : x x
R e p e t i c i o n e s :           x x
```

La duración de la sesión tiene un formato de horas y minutos con un máximo de 23:59. El sistema tiene una capacidad para realizar 99 repeticiones en un período de 24 horas. Estas dos variables deben de cumplir la siguiente implicación:

$$(Horas*60 + minutos)*repeticiones < 1440$$

Al finalizar el ingreso de las variables, se debe presionar la tecla *ENTER* para corroborar que todo el sistema ha sido programado satisfactoriamente. Si se ha incurrido en un error el sistema le despliega el siguiente mensaje:

```
C o n f i g .   i n v a l i d a   !
P r o g r a m e   d e   n u e v o .
```

De lo contrario, si se ha programado correctamente el sistema, éste despliega el siguiente mensaje:

```
      P r e s i o n e   C L E A R
p a r a   i n i c i a r   t e r a p i a
```

Al presionar la tecla *CLEAR* se inicia automáticamente la terapia programada.

▪ **Funcionamiento CPM**

Luego de programar el sistema CPM, él mismo empieza a funcionar y a realizar la terapia programada. Durante las sesiones de terapia, se puede interrumpir la misma utilizando el interruptor de pausa. El módulo le muestra constantemente el ángulo, la velocidad de movimiento y el tiempo transcurrido de la siguiente manera:

```
F : x x x °      V : x - > x x           x x x °
E : x x x °                        x x : x x
```

La velocidad se puede manipular dentro del nivel programado utilizando las teclas ↑ (para incrementar el sub-nivel de velocidad y ↓ (para decrementar el sub-nivel de velocidad). Si usted observa un mal funcionamiento o algún tipo de error en el sistema digital de control, por favor avise a su distribuidor.

▪ **Fin de terapia → Apagar sistema CPM**

Cuando han transcurrido todas las repeticiones programadas, el sistema muestra el siguiente mensaje para notificar que la terapia ha concluido y que el sistema debe ser apagado.

```
      I n m o v .      F e l d m a n n
P o r   f a v o r   a p a g a r   C P M
```

D. Carta del Dr. Guillermo Feldmann

DR GUILLERMO LUIS FELDMANN LOPEZ

TRAUMATOLOGO Y ORTOPEDISTA

COLEGIADO NO. 4417

5ª. Avenida 16-40 Zona 10

Tels. 363-2522, 368-2444, Fax 363-2532

Por este medio informo que el BS Juan Pablo García Guerra ha demostrado su alta capacidad en la aplicación de sus conocimientos en la realización de este aparato, desde su concepción hasta el producto final.

Al ejercer la medicina a veces nos vemos limitados para ofrecer alternativas de tratamiento más efectivos debido a la economía de nuestros pacientes.

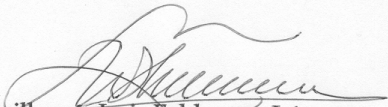
Esto provoca un retardo en el regreso a sus funciones normales, como también el riesgo de secuelas permanentes.

El BS García Guerra entendió el mensaje, y con orgullo puedo certificar que su aporte beneficiará a muchos pacientes. Hemos probado este CPM motorizado y los resultados son los esperados. En la parte electrónica el BS García motivado por lo que los otros aparatos no ofrecen, programó éste para su uso en un período de 24 horas lo cual facilitará al paciente únicamente tener que colocarlo y retirarlo, quedando en la memoria del aparato cuando inicia la terapia y cuando la termina.

Reitero una vez más, el logro obtenido es un avance para el tratamiento médico en la rehabilitación de pacientes no solo en Guatemala sino en la región centroamericana.

Sin otro particular,

Atentamente,


Dr. Guillermo Luis Feldmann López
Traumatólogo y Ortopedista
Colegiado # 4417

Dr. Guillermo Luis Feldmann López
MEDICO CIRUJANO
COLEGIADO No. 4417

E. Carta del Dr. Mario Vela

Dr. Mario Waldemar Vela y Vela
ESPECIALISTA EN ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA

MIEMBRO DE:
ASOCIACION GUATEMALTECA DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA, AGOT
SOCIEDAD LATINOAMERICANA DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA, SLAOT
AO ALUMNI ASSOCIATION, AOAA

Guatemala, 02 de abril del 2004

A quien Interese:

Por éste medio me permito informarles que Juan Pablo García Guerra, estudiante de Ingeniería Electrónica de la Universidad Del Valle de Guatemala nos ha presentado su protocolo de trabajo de investigación sobre el Aparato de Rehabilitación para Rodilla (CPM), en la clínica de Traumatología y Ortopedia y Unidad de Medicina Física y Rehabilitación del Sanatorio Hermano Pedro de ésta ciudad. Luego de conocer bien, y ver funcionar el CPM, se programo y efectuó sesiones de ejercicios a las pacientes Sor Mercedes Armijo y Sor Inés Alemán los días del 29 de marzo al 1 de abril actual, los cuales estuvieron supervisados por la Licda. F.T. Gladys de Gonzáles y éste servidor. A dichas pacientes se les realizo recientemente una artroplastia total de rodilla y durante, y después de las sesiones de ejercicios estuvieron cómodas y manifestaron sentirse bien, sin dolor y mejoradas.

Independiente de los resultados numéricos y conclusiones a que llegue el Ing. Inf. García Guerra, y de la parte científica funcional del CPM, creo importante opinar que sin duda, éste es un recurso de invaluable utilidad que beneficiará a nuestros pacientes en cuanto al menor tiempo de recuperación, disminución del dolor, mayor amplitud de movimiento, mejor tono y fuerza muscular, deambulacion mas temprana y en ultima instancia, mejor calidad de vida.

Agradeciendo su atención a la presente, me suscribo

ATENTAMENTE
Dr. Mario Waldemar Vela y Vela
DR. MARIO WALDEMAR VELA V.
ORTOPEDICO - ORTOPEDISTA
C.C. 6701
DR. MARIO VELA

F. Carta de la Licda. Gladys de Gonzáles

Gladys E. Rodríguez de González

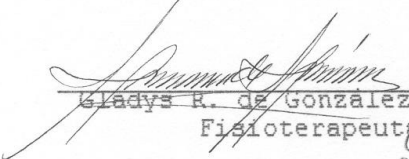
Medicina Física y Rehabilitación
410-3599 477-3949

Guatemala, 02 de abril de 2004

Universidad Del Valle de Guatemala
Facultad de Ingeniería Electrónica
Presente.

La infrascrita Fisioterapeuta colegiada No.316 encargada del Departamento de Fisioterapia del Sanatorio Hermano Pedro de la ciudad de Guatemala, hace constar que el Sr. Juan Pablo García Guerra estudiante de dicha facultad permaneció en este departamento realizando Estudios Científicos de Análisis con el aparato de Rehabilitación para Rodilla (C.P.M), el cual se observa con excelentes perspectivas para poder ser utilizado en un futuro en diferentes instituciones para beneficio de muchos pacientes con lesiones de rodilla en fase aguda. Dicho trabajo fue realizado con Sor Inés Alemán y Sor Mercedes Araujo quienes presentan: limitación Articular de rodilla a la flexión y a la extensión más edema secundario, post cirugía de sustitución total de Rodilla. Trabajo realizado del 29 de Marzo al 1 de Abril del 2004, pudiendose observar que dicho aparato puede lograr obtener resultados favorables en corto plazo de forma continua.

Felicitando a dicho alumno por su creatividad y aporte a la ciencia con esta nueva creación la cual será de mucho beneficio para pacientes en procesos agudos de Lesión de Rodilla.


~~Gladys R. de González~~
Fisioterapeuta
Gladys R. De González
MEDICINA FISICA Y REHABILITACION
Colegiado No. 316
CLINICAS DE ESPECIALIDADES
SANATORIO HERMANO PEDRO
17 AVENIDA 23-49, ZONA 11

G. Programa escrito en lenguaje ensamblador para microcontroladores PIC del módulo de control digital

1. Archivo fuente (*source file*) = "CPM_tesis.asm"

```
*****
;*  TESIS "Modulo de Control Digital CPM"      *
*****
;
list p=16f877
include "P16F877.inc"

__CONFIG _CP_OFF & _WRT_ENABLE_OFF & _LVP_OFF & _BODEN_OFF &
_PWRTE_ON & _WDT_OFF & _HS_OSC
; Code protection OFF
; Write Flash Mem Disable
; Low Voltage Programming OFF
; Brown Out Detect OFF
; Power up timer ON
; Watch Dog Timer OFF
; High Speed Oscillator
ERRORLEVEL -302

include "CPM_tesis.h" ; Incluir definiciones de registros y pines

ORG 0x03
goto main_prg ; Programa principal
goto interrupt ; Rutina de interruptos

;___ Tabla para teclado _____
key_table:
movf key, w
addwf PCL, f
retlw .1 ; Tecla presionada = 1
retlw .2 ; Tecla presionada = 2
retlw .3 ; Tecla presionada = 3
retlw .10 ; Tecla presionada = Up
retlw .4 ; Tecla presionada = 4
retlw .5 ; Tecla presionada = 5
retlw .6 ; Tecla presionada = 6
retlw .11 ; Tecla presionada = Down
retlw .7 ; Tecla presionada = 7
retlw .8 ; Tecla presionada = 8
retlw .9 ; Tecla presionada = 9
retlw .12 ; Tecla presionada = 2nd
retlw .13 ; Tecla presionada = Clear
retlw .0 ; Tecla presionada = 0
retlw .14 ; Tecla presionada = Help
retlw .15 ; Tecla presionada = Enter
;xxx Tabla para teclado xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Tabla para despliegue de menus _____
menu_table:
movf menu_cont, w
addwf PCL, f
```

```

    goto menu0      ; Ingreso de clave
    goto menu1      ; Flexion y Extension
    goto menu2      ; Velocidad
    goto menu3      ; Duracion y Repeticiones
    goto menu4      ; Configuración erronea!
    goto menu5      ; CPM programado -> CLEAR empieza
    goto menu6      ; Sistema CPM funcionando
    return
;xxx Tabla para despliegue de menus xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Tabla para edicion de variables _____

```

```

var_table:
    movf var_cont, w
    addwf PCL, f
    retlw 0x01      ; Flexion
    retlw 0x01      ; Extension
    retlw 0x02      ; Velocidad
    retlw 0x03      ; Duracion
    retlw 0x03      ; Repeticiones
;xxx Tabla para edicion de variables xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Tabla para posicion LCD dependiendo de variable _____

```

```

pos_lcd:
    movf var_cont, w
    addwf PCL, f
    retlw 0x0d      ; Flexion
    retlw 0x4d      ; Extension
    retlw 0x14      ; Velocidad
    retlw 0x0d      ; Duracion
    retlw 0x50      ; Repeticiones
;xxx Tabla para posicion LCD dependiendo de variable xxxxxx

```

```

;___ Tabla para edicion de variables _____

```

```

edit_table:
    movf var_cont, w
    addwf PCL, f
    goto flex      ; Flexión
    goto ext       ; Extensión
    return
    goto dur       ; Duración
    goto rep       ; Repeticiones
    return
;xxx Tabla para edicion de variables xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Tabla para valor de CCPR1L de PWM _____

```

```

dc_pwm:
    movf vel_cont, w
    addwf PCL, f      ; DC +
    retlw .102
    retlw .109
    retlw .116
    retlw .124
    retlw .131
    retlw .131
    retlw .138
    retlw .145

```

```

retlw .152
retlw .160
retlw .160
retlw .167
retlw .174
retlw .181
retlw .188
retlw .188
retlw .196
retlw .203
retlw .210
retlw .217

```

;xxx Tabla para valor de CCPR1L de PWM xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;__ Tabla para valor de CCPR1L de PWM _____
dc_pwm2:

```

movf   vel_cont, w
addwf  PCL, f      ; DC +
retlw  .153
retlw  .146
retlw  .139
retlw  .132
retlw  .124
retlw  .124
retlw  .117
retlw  .110
retlw  .103
retlw  .96
retlw  .96
retlw  .88
retlw  .81
retlw  .74
retlw  .67
retlw  .67
retlw  .60
retlw  .52
retlw  .45
retlw  .38

```

;xxx Tabla para valor de CCPR1L de PWM xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;__ Programa principal _____

```

main_prg:
bsf   STATUS, RP0
bcf   STATUS, RP1      ; Banco 1
clrf  OPTION_REG      ; PORTB pull-ups, TMR0 interno
movlw b'11001101'
movwf TRISA           ; RA<3:2,0> in -- RA<5:4,1> out
movlw 0xf0
movwf TRISB           ; RB<7:4> in -- RB<3:0> out
movlw b'00000011'
movwf TRISC           ; RC<7:2> out -- RC<1:0> in
clrf  TRISD           ; RD<7:0> out
movlw b'00000111'
movwf TRISE           ; I/O TTL. RE<2:0> entradas
bcf   STATUS, RP0      ; Banco 0

```

;___ Configuración de interruptos _____

```
movlw b'01100000'  
movwf INTCON ; Perifericos y TMRO -> Habilitados  
bsf STATUS, RP0 ; Banco 1  
bsf PIE1, TMR1IE ; TMR1 overflow  
bcf STATUS, RP0 ; Banco 0
```

;xxx Configuración de interruptos xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Inicialización de pines y registros _____

```
clrf menu_cont  
clrf var_cont  
clrf key_cont  
clrf key  
clrf flags  
clrf flags2  
clrf clave_cont  
clrf flexion  
clrf extension  
clrf repeticiones  
clrf dur_hora  
clrf dur_min  
clrf min  
clrf hora  
clrf minutos  
clrf minutos+1  
clrf segundos  
clrf angulo  
clrf sub_vel  
clrf vel_cont ; Boorando registros  
movlw 0xfe  
movwf PORTB ; PORTB = 11111110  
movlw D'4'  
movwf rot_cont ; Rotación bits (teclado)  
movlw D'6'  
movwf intro_cont ; Contador para delay de intro  
movlw D'1'  
movwf nivel_vel  
movlw D'160'  
movwf minutos_max  
movlw D'5'  
movwf minutos_max+D'1' ; Minutos máximos terapia = 1440  
movlw 0x20  
movwf FSR ; Puntero direccionamiento ind.  
bcf green_light  
bsf red_light  
bsf backlight  
bsf direccion ; Direccion = 1 -> flexion  
bcf en_motor ; Motor deshabilitado
```

;xxx Inicialización de pines y registros xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Inicialización LCD _____

```
lcd_init:  
bcf lcd_rs ; Instrucciones LCD  
bcf lcd_enable
```



```

movlw 0x0f
call send_data      ; Display on - cursor on - blink on

;___ Loop principal de programa _____
main_loop:
    bsf INTCON, GIE      ; Deshabilita interruptos globales
    btfss menu_change    ; cambio?
    goto cpm_func        ; no
menu_disp:             ; si -> desplegarlos
    bcf INTCON, GIE      ; Deshabilita interruptos globales
    bsf STATUS, RP1     ; Banco 2
    clrf EEADR
    bcf STATUS, RP1     ; Banco 0
    call menu_table     ; Desplegar menu segun menu_cont
cpm_func:
    btfss CPM           ; CPM funcionando?
    goto main_loop      ; no
    bcf INTCON, GIE     ; Deshabilita interruptos globales
    btfsc ret_home     ; retornar a 0 grados ?
    goto topes         ; si -> buscar topes y cont...
    btfsc panic_but    ; boton panico ?
    goto panic         ; si -> pausar
    btfss pausa        ; pausa ?
    goto topes         ; no -> cont...
    bcf pausa          ; si -> habilitar
    bsf en_motor
    bcf red_light
    bsf green_light
topes:
    btfsc tope_flex     ; tope flexion ?
    goto flex_ext       ; si -> extender
    btfsc tope_ext      ; no -> tope extension ?
    goto ext_flex       ; si -> flexionar
desp_ang:              ; no -> cont...
    movf menu_cont, w
    xorlw .6
    btfss STATUS, Z     ; menu = 6 ?
    goto conv_ang       ; no
    decfsz intro_cont, f ; si
    goto conv_ang
    movlw 0x05
    movwf intro_cont
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x10
    call send_data
    movf angulo, w
    call send_ascii_3   ; Decodifica angulo y envia a LCD
    movlw 0xdf
    call send_data      ; 'o'
conv_ang:              ; si -> conversión angulo
    call acq_time       ; Esperar tiempo de adquisición
    call acq_time       ; Esperar tiempo de adquisición
    btfss ADCON0, ADON
    bsf ADCON0, ADON
    bsf ADCON0, GO_DONE ; Empezar conversión
    btfsc ADCON0, GO_DONE ; Conversion completa?

```

```

    goto    $-1
conv_completa:
    movf   ADRESH, w
    movwf  angulo        ; medicion actual
    bcf    STATUS, C
    movlw  .114
    subwf  angulo, f      ; Restarle 1.644V
    call   acq_time      ; Esperar tiempo de adquisición
    call   acq_time      ; Esperar tiempo de adquisición
comp_angulo:
    btfsc  ret_home      ; ret_home ?
    goto   cero_grad     ; si
    movf   flexion, w    ; no
    subwf  angulo, w
    btfsc  STATUS, C    ; angulo >= flexion ?
    goto   flex_ext      ; si
    movf   angulo, w
    subwf  extension, w
    btfsc  STATUS, C    ; angulo <= extension ?
    goto   ext_flex      ; si
    goto   main_loop
flex_ext:
    bsf   direccion     ; extender rodilla
    call  pwm_vel
    goto  main_loop
ext_flex:
    bcf   direccion     ; flexionar rodilla
    call  pwm_vel
    goto  main_loop
cero_grad:
    bsf   direccion
    call  pwm_vel
    movf  angulo, f
    btfss STATUS, Z     ; angulo = 0 ?
    goto  main_loop    ; no
    bcf  ret_home      ; si
    bcf  pausa
    btfss final_cpm    ; final programa ?
    goto  main_loop    ; no -> main_loop
    ; si -> finalizar
;___ Final de programa ___
cpm_fin:
    bcf  en_motor      ; Deshabilitar motor
    bcf  CPM
    bcf  menu_change
    bcf  T1CON, 0      ; Encender TMR1
    bcf  ADCON0, ADON  ; Modulo A/D encendido
    bcf  INTCON, GIE   ; Deshabilitar interruptos globales
menu_final:
    call lcd_clear
    bcf  STATUS, RP0
    bsf  STATUS, RP1   ; Banco 2
    clrf EEADR
    bcf  STATUS, RP1   ; Banco 0
    bsf  lcd_rs
    movlw 0x10

```

```

    call flash_read
    nop
    goto    $-1
;xxx Final de programa xxx

```

```

panic:
    btfsc  pausa           ; pausa ?
    goto   main_loop      ; si -> cont...
    bsf   pausa           ; no -> pausar
    bcf   en_motor
    bcf   green_light
    bsf   red_light       ; Pausa activada, deshabilitar motor
    goto   main_loop
;xxx Loop principal de programa xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Despliega cambios en menus _____

```

```

menu0:
    call lcd_clear        ; Borra LCD
    movlw 0x09
    call flash_read      ; Lee memoria flash y despliega LCD
    bcf   lcd_rs
    movlw 0x80+0x4f
    call send_data       ; Linea 2 - Char 16
    movf  clave_cont, w
    movwf tmp1
    incf tmp1, f
    decfsz tmp1, f
    goto  $+2
    goto  exit_menu
    bsf   lcd_rs
    movlw A**
    call send_data
    goto  $-6

```

```

menu1:
    call lcd_clear        ; Borra LCD
    movlw 0x0a
    call flash_read      ; Lee memoria flash y despliega LCD
    bcf   lcd_rs
    movlw 0x80+0x0d
    call send_data       ; Posición 0x0d en LCD
    movf  flexion, w
    call send_ascii_3    ; Decodifica flexion y envia a LCD
    movlw 0xdf
    call send_data       ; 'σ
    bcf   lcd_rs
    movlw 0x80+0x4d
    call send_data       ; Posición 0x4d en LCD
    movf  extension, w
    call send_ascii_3    ; Decodifica extension y envia a LCD
    movlw 0xdf
    call send_data       ; 'σ
    goto  exit_menu

```

```

menu2:
    call lcd_clear        ; Borra LCD
    movlw 0x0b
    call flash_read      ; Lee memoria flash y despliega LCD

```

```

    bcf lcd_rs          ; Instruccion LCD
    movlw 0x80+0x0b
    call send_data     ; Posición 0x0b en LCD
    bsf lcd_rs        ; Dato LCD
    movlw 0xff
    call send_data     ; Envía caracter oscuro
    movf nivel_vel, w
    movwf tmp1
    incf tmp1, f
    decfsz tmp1, f
    goto $+2
    goto exit_menu
    movlw 0xff
    call send_data
    movlw 0xff
    call send_data     ; Cada nivel de velocidad = 2 caracteres oscuros
    goto $-7
menu3:
    call lcd_clear     ; Borra LCD
    movlw 0x0c
    call flash_read    ; Lee memoria flash y despliega LCD
    bcf lcd_rs
    movlw 0x80+0x0d
    call send_data     ; Posición 0x0d en LCD
    movf dur_hora, w
    call send_ascii    ; Decodifica dur_hora y envia a LCD
    movlw A':'
    call send_data     ; ":"
    movf dur_min, w
    call send_ascii    ; Decodifica dur_min y envia a LCD
    bcf lcd_rs
    movlw 0x80+0x50
    call send_data     ; Posición 0x0d en LCD
    movf repeticiones, w
    call send_ascii    ; Decodifica repeticiones y envia a LCD
    goto exit_menu
menu4:
    bcf lcd_rs        ; Comando
    movlw 0x80
    call send_data     ; Retornar a posición 0
    movlw 0x0d
    call flash_read    ; Lee memoria flash y despliega LCD
    goto exit_now
menu5:
    bcf lcd_rs        ; Comando
    movlw 0x80
    call send_data     ; Retornar a posición 0
    movlw 0x0e
    call flash_read    ; Lee memoria flash y despliega LCD
    goto exit_now
menu6:
    bcf lcd_rs        ; Comando
    movlw 0x80
    call send_data     ; Retornar a posición 0
    movlw 0x0f
    call flash_read    ; Lee memoria flash y despliega LCD

```

```

flex6:
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x02
    call send_data
    movf flexion, w
    call send_ascii_3  ; Decodifica flexion y envia a LCD
    movlw 0xdf
    call send_data    ; '°'
n_vel6:
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x09
    call send_data
    bsf lcd_rs
    movf nivel_vel, w
    addlw .48
    call send_data    ; enviar nivel de velocidad
    bcf lcd_rs
    movlw 0x80+0x0c
    call send_data
    bsf lcd_rs
    movf sub_vel, w
    addlw .49
    call send_data
ang6:
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x10
    call send_data
    movf angulo, w
    call send_ascii_3  ; Decodifica angulo y envia a LCD
    movlw 0xdf
    call send_data    ; '°'
ext6:
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x42
    call send_data
    movf extension, w
    call send_ascii_3  ; Decodifica extension y envia a LCD
    movlw 0xdf
    call send_data    ; '°'
hora_min6:
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x4f
    call send_data
    bsf lcd_rs
    movf hora, w
    call send_ascii    ; Envia hora
    bcf lcd_rs          ; Comando
    movlw 0x80+0x52
    call send_data
    bsf lcd_rs
    movf min, w
    call send_ascii    ; Envia min
    goto exit_now
exit_menu:
    movf menu_cont, w
    xorlw 0x00

```

```

    btfsc STATUS, Z
    goto exit_now
    bcf lcd_rs          ; Instrucción LCD
    movf var_cont, w
    call pos_lcd       ; Devuelve posición de cursor en LCD
    addwf key_cont, w  ; Suma posición + key_cont
    addlw 0x80
    call send_data
exit_now:
    bcf menu_change
    bsf INTCON, GIE    ; Habilita interruptos globales
    return

```

;xxx Despliega cambios en menus xx

;xxx Programa principal xx

;___ Rutina de interruptos _____

```

interrupt:
    bcf STATUS, RP0
    bcf STATUS, RP1    ; Banco 0
    movwf w_temp
    movf STATUS, W
    movwf status_temp  ; Backup STATUS y W
    btfss INTCON, T0IF
    goto next_inter

```

;___ Rutina para interrupto TMR0 _____

```

    bcf INTCON, T0IF
    bsf STATUS, C
rotacion:
    btfss PORTB, 4
    goto row
    btfss PORTB, 5
    goto row
    btfss PORTB, 6
    goto row
    btfss PORTB, 7
    goto row          ; Chequeo de tecla presionada
    rlf PORTB, f      ; Rotacion de bit
    movlw 0x30
    movwf debounce   ; Contador para eliminar rebotes
    bcf key_in
    decfsz rot_cont, f
    goto rotacion    ; Continuar rotacion
    movlw 0x04
    ; Terminar rotacion
    movwf rot_cont
    bcf PORTB, 0
    bsf PORTB, 3
    goto exit_inter

```

```

row:
    btfsc key_in      ; Chequea los rebotes
    goto exit_inter
    decfsz debounce, f
    goto exit_inter
    clrf key

```

```

    call row_decod    ; Decodifica fila
    addwf key, f
    call col_decod    ; Decodifica columna
    addwf key, f
    call key_table
    movwf key         ; Tecla apachada
    bsf key_in        ; Tecla aceptada

;___ Función de teclas _____
    btfsc clave
    goto clave_aceptada

;___ Ingresando clave _____
    movf key, w
    xorlw .13
    btfss STATUS, Z    ; key = clear?
    goto tec           ; key <> clear
    bsf menu_change    ; key = clear
    goto clave_noaceptada
tec:
    movlw 0x0A
    subwf key, w
    btfsc STATUS, C
    goto exit_inter    ; Key pressed <> [0:9]
    bsf menu_change    ; Key pressed [0:9]
    movf clave_cont, w
    xorlw .3
    btfsc STATUS, Z
    goto comparar_clave
ing_clave:
    incf clave_cont, f    ; Incrementar contador digito de clave
    movf key, w
    movwf INDF
    incf FSR, f
    bcf INTCON, T0IF
    goto exit_inter
comparar_clave:
    movf key, w
    movwf INDF           ; clave digito 4
    movf clve, w
    xorlw .1
    btfss STATUS, Z
    goto clave_noaceptada
    movf clve+1, w      ; Primer digito aceptado
    xorlw .6
    btfss STATUS, Z
    goto clave_noaceptada
    movf clve+2, w      ; Segundo digito aceptado
    xorlw .0
    btfss STATUS, Z
    goto clave_noaceptada
    movf clve+3, w      ; Tercer digito aceptado
    xorlw .3
    btfss STATUS, Z
    goto clave_noaceptada
    bsf clave           ; Clave aceptada

```

```

    incf menu_cont, f
    bcf INTCON, T0IF
    goto exit_inter
clave_noaceptada:
    clrf clave_cont
    movlw 0x20
    movwf FSR ; Inicializando registro para direccionamiento ind.
    bcf INTCON, T0IF
    goto exit_inter
;xxx Ingresando clave xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Clave aceptada _____
clave_aceptada:
    bcf INTCON, T0IF
    bsf menu_change

```

```

;___ Flecha arriba _____
up:

```

```

    movf key, w
    xorlw .10 ; Tecla arriba
    btfss STATUS, Z
    goto down ; Chequear down
    btfss CPM
    goto prog_up ; Programando

```

```

CPM_up:
    incf sub_vel, f ; Incrementar sub_vel
    movlw .4
    subwf sub_vel, w ; sub_vel - 4
    btfss STATUS, C
    goto $+3
    movlw .4
    movwf sub_vel
    call pwm_vel
    goto exit_inter

```

```

prog_up:
    btfscc sec_key
    goto left ; Tecla izquierda
    movf var_cont, w
    xorlw 0x00
    btfss STATUS, Z
    goto $+4
    movlw 0x04
    movwf var_cont ; Underflow
    goto $+2
    decf var_cont, f
    call var_table ; Averigua menu a desplegar segun var_cont
    movwf menu_cont
    clrf key_cont ; Borra contador de digitos
    goto exit_inter

```

```

left:
    movf var_cont, w
    xorlw 0x02
    btfss STATUS, Z
    goto exit_inter ; var_cont <> 0x02
    movf nivel_vel, w ; var_cont == 0x02
    xorlw 0x01

```

```

    btfss STATUS, Z
    goto $+3 ; nivel_vel <> 0
    movlw 0x05 ; nivel_vel == 0
    movwf nivel_vel
    decf nivel_vel, f
    goto exit_inter
;xxx Flecha arriba xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Down key _____
down:

```

```

    movf key, w
    xorlw .11 ; Tecla abajo
    btfss STATUS, Z
    goto second ; Chequear 2nd
    btfss CPM
    goto prog_down ; Programando

```

```

CPM_down:
    decf sub_vel, f
    movlw .4
    subwf sub_vel, w ; sub_vel - 4
    btfss STATUS, C
    goto $+2
    clrf sub_vel
    call pwm_vel
    goto exit_inter

```

```

prog_down:
    btfsc sec_key
    goto right ; Tecla derecha
    movf var_cont, w
    xorlw 0x04
    btfss STATUS, Z
    goto $+3
    clrf var_cont ; Overflow
    goto $+2
    incf var_cont, f
    call var_table ; Averigua menu a desplegar segun var_cont
    movwf menu_cont
    clrf key_cont ; Borra contador de digitos
    goto exit_inter

```

```

right:
    movf var_cont, w
    xorlw 0x02
    btfss STATUS, Z
    goto exit_inter ; var_cont <> 0x02
    movf nivel_vel, w ; var_cont == 0x02
    xorlw 0x04
    btfss STATUS, Z
    goto $+2 ; nivel_vel <> 4
    clrf nivel_vel ; nivel_vel == 4
    incf nivel_vel, f
    goto exit_inter

```

```

;xxx Down key xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ 2nd key _____

```

```

second:
    movf key, w

```

```

xorlw  .12      ; Tecla 2nd
btfs   STATUS, Z
goto   clear    ; Chequear clear
btfs   CPM
goto   prog_second ; Programando
goto   exit_inter ; Sistema CPM funcionando
prog_second:
movlw  b'00010000'
xorwf  flags, f ; Si sec_key = 1 -> 0 y viceversa
goto   exit_inter
;xxx 2nd key xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

;___ Clear key _____

```

clear:
movf   key, w
xorlw  .13      ; Tecla clear
btfs   STATUS, Z
goto   help     ; Chequear help
btfs   CPM
goto   prog_clear ; Programando
CPM_clear: ; Sistema CPM programado
btfs   working
goto   exit_inter
bsf    working
movlw  0x06
movwf  menu_cont ; Menu para sistema CPM funcionando
movlw  0xff
movwf  intro_cont ; Para despliegue de angulo
clrf  cont_i ; Indice de vectores = 0
bsf   en_motor ; Habilitar motor
bcf   red_light
bsf   green_light ; LED = green
bsf   T1CON, 0 ; Encender TMR1
bsf   ADCON0, ADON ; Modulo A/D encendido
bcf   pausa ; No pausa
movf  repeticiones, w
movwf tmp0
movlw .2
movwf tmp1
call  mul8
movf  tmp1, W
movwf tmp_i ; tmp_i = repeticiones * 2
movf  nivel_vel, w
xorlw .1
btfs  STATUS, Z
goto  $+3
movlw .4
movwf sub_vel
call  pwm_vel ; DC+ PWM
goto  exit_inter
prog_clear:
clrf  var_cont
clrf  flexion
clrf  extension
clrf  dur_hora
clrf  dur_min

```

```

    movlw 0x01
    movwf repeticiones
    movlw 0x01
    movwf nivel_vel
    goto exit_inter
;xxx Clear key xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Help key _____

```

```

help:
    movf key, w
    xorlw .14 ; Tecla help
    btfss STATUS, Z
    goto enter ; Chequear enter

```

```

help_back:
    bcf backlight
    call delay_60us
    bsf backlight ; Pulso para trigger de 555

```

```

;xxx Help key xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Enter key _____

```

```

enter:
    movf key, w
    xorlw .15 ; Tecla enter
    btfss STATUS, Z
    goto numbers ; Chequear numeros
    btfss CPM
    goto prog_enter ; Programando
    goto exit_inter ; Sistema CPM funcionando

```

```

prog_enter:

```

```

;___ Validación de datos ___
    bsf CPM ; CPM programado y datos aceptados

```

```

    movlw .111
    subwf flexion, w
    btfss STATUS, C
    goto valid ; flexion [0:110]
    bcf CPM ; CPM no programado y datos no aceptados
    movlw .110 ; flexion > 110
    movwf flexion

```

```

valid:
    movlw .111
    subwf extension, w
    btfss STATUS, C
    goto valid1 ; extension [0:110]
    bcf CPM ; CPM no programado y datos no aceptados
    movlw .110 ; extension > 110
    movwf extension

```

```

valid1:
    movlw .24
    subwf dur_hora, w
    btfss STATUS, C
    goto valid2 ; dur_hora [0:23]
    bcf CPM ; CPM no programado y datos no aceptados
    movlw .23 ; dur_hora > 23
    movwf dur_hora

```

```

valid2:

```

```

    movlw .60
    subwf dur_min, w
    btfss STATUS, C
    goto valid3 ; dur_min [0:59]
    bcf CPM ; CPM no programado y datos no aceptados
    movlw .59 ; dur_min > 59
    movwf dur_min
valid3:
    movlw .0
    xorwf repeticiones, w
    btfss STATUS, Z ; repeticiones = 0 ?
    goto fin_valid ; repeticiones <> 0
    bcf CPM ; repeticiones = 0
    incf repeticiones, f
fin_valid:
    movf extension, w
    subwf flexion, w
    btfss STATUS, C ; flexion > extension?
    bcf CPM ; no
    btfsc STATUS, Z ; flexion = extension?
    bcf CPM ; si
    movf dur_hora, w
    btfss STATUS, Z ; dur_hora = 0?
    goto $+5 ; no
    movf dur_min, w ; si
    btfss STATUS, Z ; dur_min = 0?
    goto $+2 ; no
    bcf CPM ; si
    btfsc CPM ; Datos aceptados?
    goto aceptados
no_aceptados: ; No
    bcf green_light
    bsf red_light
    movlw 0x04
    movwf menu_cont ; Desplegar menu 4
    bsf menu_change ; Cambio en LCD
    movlw 0x02
    movwf intro_cont ; Tiempo de espera
    bcf intro ; Apagar bandera -> esperar tiempo
    bsf T1CON, 0 ; Encender TMR1
    goto exit_inter
;xxx Validación de datos xxx

aceptados: ; Si -> chequear terapia < minutos_max
    bcf CPM
check_dur:
    movlw .160
    movwf minutos_max
    movlw .5
    movwf minutos_max+.1 ; minutos_max = 1440;
    movf dur_hora, w
    movwf tmp0
    movlw .60
    movwf tmp1
    call mul8
    movwf _code_tmp_0000

```

```

movf    tmp1, w
addwf   dur_min, w
movwf   _code_tmp_0001
btfsc   STATUS, C
incf    _code_tmp_0000, f
movf    _code_tmp_0001, w
movwf   duracion
movf    _code_tmp_0000, w
movwf   duracion+.1 ; duracion = dur_hora*60+dur_min;
movf    duracion, w
movwf   tmp2
movf    duracion+.1, w
movwf   tmp3
movf    repeticiones, w
movwf   tmp4
clrf    tmp5
call    __mul16
movwf   _code_tmp_0000
movf    tmp1, W
movwf   terapia
movf    _code_tmp_0000, W
movwf   terapia+.1 ; terapia = duracion*repeticiones;
; if (terapia > minutos_max)
movf    terapia+.1, W
subwf   minutos_max+.1, W
movlw   .1
btfss   STATUS, C
goto    check_over
movlw   .0
btfss   STATUS, Z
goto    check_over
movf    terapia, W
subwf   minutos_max, W
movlw   .1
btfsc   STATUS, C
clrw
check_over:
sublw   .0
btfsc   STATUS, Z ; terapia > minutos_max ?
goto    no_over ; No -> aceptado
bcf    CPM ; Si -> no aceptado
goto    no_aceptados
no_over: ; terapia < minutos_max
; if (repeticiones > 2)
movf    repeticiones, W
sublw   .2
btfsc   STATUS, C ; repeticiones > 2 ?
goto    rep2 ; No
movlw   .2 ; Si -> crear vectores
subwf   repeticiones, W
movwf   cont_tiempo ; cont_tiempo = repeticiones-2;
movf    terapia, W
subwf   minutos_max, W
movwf   _code_tmp_0001
movf    terapia+.1, W
btfss   STATUS, C

```

```

addlw .1
subwf minutos_max+.1, W
movwf _code_tmp_0000
movf _code_tmp_0001, W
movwf tmp1
movf _code_tmp_0000, W
movwf tmp0
movwf _code_tmp_0000
movf tmp1, W
movwf _code_tmp_0001
movlw .1
subwf repeticiones, W
clrf _code_tmp_0002
movwf tmp3
clrf tmp2
movf _code_tmp_0001, W
movwf tmp1
movf _code_tmp_0000, W
movwf tmp0
call div16
movwf _code_tmp_0000
movf tmp1, W
movwf tiempo_libre
movf _code_tmp_0000, W
movwf tiempo_libre+.1 ; tiempo_libre = (min_max - terapia) / (rep - 1)
movlw .2
movwf _code_tmp_0000
movlw .1
subwf repeticiones, W
movwf tmp1
movf _code_tmp_0000, W
movwf tmp0
call mul8
movwf _code_tmp_0000
movf tmp1, W
movwf tmp ; tmp = 2 * (repeticiones - 1)
init_on:
movlw 0xa0
movwf FSR
clrf INDF
incf FSR, f
clrf INDF ; t_on(0) = 0
movf duracion, W
subwf minutos_max, W
movwf _code_tmp_0001
movf duracion+.1, W
btfss STATUS, C
addlw 1
subwf minutos_max+.1, W
movwf _code_tmp_0000
movf _code_tmp_0001, W
movwf temp_on
movf _code_tmp_0000, W
movwf temp_on+.1 ; temp_on = minutos_max - duracion;
movf tmp, w
addlw 0xa0

```

```

movwf FSR
call write_on      ; t_on(repeticiones-1) = minutos_max - duracion
init_off:
movf duracion+.1, W
movwf temp_off+.1
movf duracion, W
movwf temp_off      ; temp_off = duracion;
bsf STATUS, IRP
movlw 0x20
movwf FSR
call write_off      ; t_off(0) = duracion
movf tmp, w
addlw 0x20
movwf FSR
movf minutos_max, w
movwf INDF
incf FSR, f
movf minutos_max+.1, w
movwf INDF          ; t_off(repeticiones-1) = minutos_max
bcf STATUS, IRP
clrf cont_i
loop1:              ; Loop para vectores on y off
incf cont_i, f      ; Incrementar indice en vectores
movlw .2
movwf _code_tmp_0000
movlw .1
subwf cont_i, W
movwf tmp1
movf _code_tmp_0000, W
movwf tmp0
call mul8
movwf _code_tmp_0000
movf tmp1, W
movwf tmp_i        ; tmp_i = 2 * (cont_i - 1)
bsf STATUS, IRP
movf tmp_i, w
addlw 0x20
movwf FSR
movf INDF, w
movwf temp_off
incf FSR, f
movf INDF, w
movwf temp_off+.1 ; t_off(i-1) = temp_off
movf temp_off+.1, W
movwf _code_tmp_0000
movf tiempo_libre+.1, W
addwf _code_tmp_0000, F
movf temp_off, W
addwf tiempo_libre, W
btsc STATUS, C
incf _code_tmp_0000, F
movwf temp_on
movf _code_tmp_0000, W
movwf temp_on+.1   ; temp_on = temp_off + tiempo_libre
clrf _code_tmp_0000
movf tmp_i, W

```

```

addlw .2
btfsc STATUS, C
incf _code_tmp_0000, F
movwf tmp_i ; tmp_i = tmp_i + 2
bcf STATUS, IRP
movf tmp_i, w
addlw 0xa0
movwf FSR
call write_on ; t_on(i) = temp_on
movf temp_on+.1, W
movwf _code_tmp_0000
movf duracion+.1, W
addwf _code_tmp_0000, F
movf temp_on, W
addwf duracion, W
btfsc STATUS, C
incf _code_tmp_0000, F
movwf temp_off
movf _code_tmp_0000, W
movwf temp_off+.1 ; temp_off = temp_on + duracion
bsf STATUS, IRP
movf tmp_i, w
addlw 0x20
movwf FSR
call write_off ; t_off(i) = temp_off
movf cont_i, w
xorwf cont_tiempo, w
btfss STATUS, Z ; cont_tiempo = cont_i ?
goto loop1 ; no
goto label_0018 ; si

```

; ___ Repeticiones <= 2 ___

```

rep2:
bcf STATUS, IRP ; Banco 0 y 1
movlw 0xa0
movwf FSR
clrf INDF
incf FSR, f
clrf INDF ; t_on(0) = 0
bsf STATUS, IRP
movlw 0x20
movwf FSR
movf duracion, w
movwf INDF
incf FSR, f
movf duracion+.1, w
movwf INDF
bcf STATUS, IRP ; t_off(0) = duracion
movf repeticiones, w
xorlw .2
btfss STATUS, Z ; repeticiones = 2 ?
goto label_0018 ; no
movf duracion+.1, W ; si
movwf _code_tmp_0000
movlw 0
addwf _code_tmp_0000, F

```

```

movf duracion, W
addlw .60
btfsc STATUS, C
incf _code_tmp_0000 , F
movwf temp_on
movf _code_tmp_0000 , W
movwf temp_on+.1 ; temp_on = duracion+60;
movlw 0xa2
movwf FSR
call write_on ; t_on(1) = temp_on
movf temp_on+.1, W
movwf _code_tmp_0000
movf duracion+.1, W
addwf _code_tmp_0000 , F
movf temp_on, W
addwf duracion, W
btfsc STATUS, C
incf _code_tmp_0000 , F
movwf temp_off
movf _code_tmp_0000 , W
movwf temp_off+.1 ; temp_off = temp_on + duracion;
bsf STATUS, IRP
movlw 0x22
movwf FSR
call write_off ; t_off(1) = t_on(0) + duracion
;xxx Repeticiones <= 2 xxx

```

```

label_0018:
bcf STATUS, IRP ; Bancos 0 y 1 direcc. indirecto
bsf CPM ; Sistema programado completamente
movlw 0x05
movwf menu_cont ; Menu para sistema programado
bsf menu_change ; Desplegar cambio
goto exit_inter
;xxx Enter key xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ # keys _____
numbers:

```

```

movlw 0x0A
subwf key, w
btfsc STATUS, C
goto exit_inter ; Key pressed <> [0:9]
bsf menu_change ; Key pressed [0:9]
btfss CPM
goto prog_numb ; Programando
goto exit_inter ; CPM funcionando

```

```

prog_numb:
movf var_cont, w
call edit_table ; Retorna variable a editar
nop
goto exit_inter

```

```

;___ Editando flexion ___
flex:

```

```

movf key_cont, w
xorlw 0x00

```

```

    btfss STATUS, Z
    goto flex_a ; 2ndo digito de flexion
    clrf flexion ; flexion = 0
    incf key_cont, f ; Incrementar contador digitos
    movf key, w
    xorlw 0x00
    btfsc STATUS, Z
    return ; 1er digito = 0
    movlw .100 ; 2ndo digito <> 0 --> = 100
    movwf flexion
    return
flex_a:
    movf key_cont, w
    xorlw 0x01
    btfss STATUS, Z
    goto flex_b ; 3er digito de flexion
    incf key_cont, f ; Incrementar contador digitos
    call mul_10 ; Multiplica key * 10
    addwf flexion, f ; Flexion = flexion + key*10
    return
flex_b:
    clrf key_cont ; Borra contador digitos
    movf key, w
    addwf flexion, f ; Flexion = flexion + key
    return
;xxx Editando flexion xxx

;___ Editando extension ___
ext:
    movf key_cont, w
    xorlw 0x00
    btfss STATUS, Z
    goto ext_a ; 2ndo digito de extension
    clrf extension ; extension = 0
    incf key_cont, f ; Incrementar contador digitos
    movf key, w
    xorlw 0x00
    btfsc STATUS, Z
    return ; 1er digito = 0
    movlw .100 ; 2ndo digito <> 0 --> = 100
    movwf extension
    return
ext_a:
    movf key_cont, w
    xorlw 0x01
    btfss STATUS, Z
    goto ext_b ; 3er digito de extension
    incf key_cont, f ; Incrementar contador digitos
    call mul_10 ; Multiplica key * 10
    addwf extension, f ; Extension = extension + key*10
    return
ext_b:
    clrf key_cont ; Borra contador digitos
    movf key, w
    addwf extension, f ; Extension = extension + key
    return

```

;xxx Editando extension xxx

;___ Editando duracion ___

dur:

```
movf    key_cont, w
xorlw   0x00
btfss   STATUS, Z
goto    dur_a          ; 2ndo digito de dur_hora
clrf    dur_hora      ; dur_hora = 0
incf    key_cont, f   ; Incrementar contador digitos
call    mul_10        ; Multiplica key * 10
addwf   dur_hora, f   ; dur_hora = key*10
return
```

dur_a:

```
movf    key_cont, w
xorlw   0x01
btfss   STATUS, Z
goto    dur_b          ; 1er digito de dur_min
incf    key_cont, f   ; Incrementar contador digitos
incf    key_cont, f
movf    key, w
addwf   dur_hora, f   ; dur_hora = dur_hora + key
return
```

dur_b:

```
movf    key_cont, w
xorlw   0x03
btfss   STATUS, Z
goto    dur_c          ; 2ndo digito de dur_min
clrf    dur_min       ; dur_min = 0
incf    key_cont, f   ; Incrementar contador digitos
call    mul_10        ; Multiplica key * 10
addwf   dur_min, f    ; dur_min = key*10
return
```

dur_c:

```
clrf    key_cont      ; Borrar contador digitos
movf    key, w
addwf   dur_min, f    ; dur_min = dur_min + key
return
```

;xxx Editando duracion xxx

;___ Editando repeticion ___

rep:

```
movf    key_cont, w
xorlw   0x00
btfss   STATUS, Z
goto    rep_a          ; 2ndo digito de repeticion
clrf    repeticiones  ; repeticion = 0
incf    key_cont, f   ; Incrementar contador digitos
call    mul_10        ; Multiplica key * 10
addwf   repeticiones, f ; repeticion = key*10
return
```

rep_a:

```
clrf    key_cont      ; Borrar contador digitos
movf    key, w
addwf   repeticiones, f ; repeticion = repeticion + key
return
```

```

;xxx Editando repeticion xxx

;xxx # keys xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;xxx Clave aceptada xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;xxx Función de teclas xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;xxx Rutina para interrupto TMR0 xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

next_inter:
    btfss    PIR1, TMR1IF
    goto    next_inter2

```

```

;___ Rutina para interrupto TMR1 _____
    bcf    PIR1, TMR1IF
    btfsc    intro
    goto    time_count
    decfsz  intro_cont, f    ; Delay de introducción
    goto    exit_inter
    bsf    menu_change
    bsf    intro
    bcf    T1CON, 0    ; Apaga TMR1

```

```

wait_menu4:
    btfss    clave
    goto    exit_inter    ; Clave no ha sido aceptada
    movlw   0x01    ; Clave ha sido aceptada
    movwf   menu_cont
    clrf   key_cont
    clrf   var_cont
    goto    exit_inter

```

```

;___ Reloj de sistema CPM ___
time_count:
    bsf    menu_change    ; cambio en menu
    btfsc    pausa
    goto    exit_inter    ; Sistema pausado
    incf    segundos, f
    incf    segundos, f
    movf    segundos, w
    xorlw   .60
    btfss    STATUS, Z    ; segundos = 60 ?
    goto    led_change    ; no

```

```

min_pas:    ; si -> seg = 0 ; min++
    clrf    segundos
    incf    min, f
    movf    min, w
    xorlw   .60
    btfss    STATUS, Z    ; min = 60 ?
    goto    conv_min    ; no
    clrf    min    ; si -> min = 0 ; hora++
    incf    hora, f

```

```

;xxx Reloj de sistema CPM xxx

```

```

;___ Conversión a solo minutos ___
conv_min:

```

```

movf  hora, W
movwf tmp0
movlw .60
movwf tmp1
call mul8
movwf _code_tmp_0000
movf  tmp1, W
addwf min, W
movwf _code_tmp_0001
btfsc STATUS, C
incf  _code_tmp_0000, F
movf  _code_tmp_0001, W
movwf minutos
movf  _code_tmp_0000, W
movwf minutos+D'1' ; minutos = hora*60 + min
;xxx Conversión a solo minutos xxx

```

```

;___ Chequear vectores para encender o apagar motor ___
check_on:

```

```

movf  cont_i, w
addlw 0xa0
movwf FSR ; Apunta a vector on
call read_on ; temp_on = vector_on(cont_i)
movf  temp_on, w
xorwf minutos, w
btfss STATUS, Z ; Low (temp_on = minutos) ?
goto  check_off ; No -> chequear vector off
movf  temp_on+.1, w ; Si -> chequear High
xorwf minutos+.1, w
btfss STATUS, Z ; High (temp_on = minutos) ?
goto  check_off ; No -> chequear vector off
bsf  en_motor ; Si -> habilitar motor
bcf  red_light
bsf  green_light
goto  led_change

```

```

check_off:

```

```

bsf  STATUS, IRP
movf  cont_i, w
addlw 0x20
movwf FSR ; Apunta a vector off
call read_off ; temp_off = vector_off(cont_i)
bcf  STATUS, IRP
movf  temp_off, w
xorwf minutos, w
btfss STATUS, Z ; Low (temp_off = minutos) ?
goto  led_change ; No -> salir
movf  temp_off+.1, w ; Si -> chequear High
xorwf minutos+.1, w
btfss STATUS, Z ; High (temp_off = minutos) ?
goto  led_change ; No -> salir
bcf  green_light
bsf  red_light
bsf  ret_home
bsf  pausa
incf cont_i, f
incf cont_i, f ; Incrementar linea en vector

```

```

    movf    cont_i, w
    xorwf   tmp_i, w
    btfss   STATUS, Z    ; cont_i = tmp_i ?
    goto    led_change   ; No -> salir
fin_cpm:      ; Si -> fin programa
    bsf    final_cpm
    goto    exit_inter

;xxx Chequear vectores para encender o apagar motor xxx

led_change:
    goto    exit_inter
;xxx Rutina para interrupto TMR1 xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

next_inter2:
exit_inter:
    movf    status_temp, w
    movwf   STATUS
    movf    w_temp, w
    retfie

;xxx Rutina de interruptos xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;__ Rutinas generales _____

;__ Determinación de DC+ para PWM _____
pwm_vel:
    movlw   .1
    subwf   nivel_vel, W
    movwf   tmp0
    movlw   .5
    movwf   tmp1
    call    mul8
    movwf   _code_tmp_0000
    movf    tmp1, W
    movwf   vel_cont      ; vel_cont = (nivel_vel - 1) * 5
    btfsc   direccion
    goto    dir_flex      ; direc = 1
dir_ext:     ; direc = 0
    movf    sub_vel, w
    addwf   vel_cont, f   ; vel_cont + sub_vel
    call    dc_pwm
    goto    get_dc
dir_flex:
    movf    sub_vel, w
    addwf   vel_cont, f   ; vel_cont + sub_vel
    call    dc_pwm2
    goto    get_dc
get_dc:
    movwf   CCPR1L      ; Duty Cycle PWM
    return
;xxx Determinación de DC+ para PWM xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;__ Escritura y lectura temp_on a vector encendido _____
write_on:
    movf    temp_on, w
    movwf   INDF

```

```

    incf FSR, f
    movf  temp_on+.1, w
    movwf INDF          ; Escritura a vector de encendido
    return
read_on:
    movf  INDF, w
    movwf temp_on
    incf FSR, f
    movf  INDF, w
    movwf temp_on+.1   ; Lectura a vector de encendido
    return
;xxx Escritura y lectura temp_on a vector encendido xxxxxx

```

```

;___ Escritura y lectura temp_off a vector apagado _____
write_off:
    movf  temp_off, w
    movwf INDF
    incf FSR, f
    movf  temp_off+.1, w
    movwf INDF          ; Escritura a vector de apagado
    return
read_off:
    movf  INDF, w
    movwf temp_off
    incf FSR, f
    movf  INDF, w
    movwf temp_off+.1   ; Lectura a vector de apagado
    return
;xxx Escritura y lectura temp_off a vector apagado xxxxxx

```

```

;___ Rutina para multiplicación de 8 bits _____
mul8
    movlw .9
    movwf tmp2
    movf  tmp0, W
    clrf tmp0
    bcf  STATUS, C
mul8_0
    rrf  tmp0, F
    rrf  tmp1, F
    btfsc STATUS, C
    addwf tmp0, F
    decfsz tmp2, F
    goto  mul8_0
    movf  tmp0, W
    return
;xxx Rutina para multiplicación de 8 bits xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Rutina para división de 16 bits _____
div16:
    clrf tmp5
    clrf tmp6
    movlw .16
    movwf tmp4
div16_0
    rlf  tmp0, W

```

```

    rlf tmp6, F
    rlf tmp5, F
    movf tmp3, W
    subwf tmp6, F
    movf tmp2, W
    btfss STATUS, C
    incfsz tmp2, W
    subwf tmp5, F
    btfsc STATUS, C
    goto div16_1
    movf tmp3, W
    addwf tmp6, F
    movf tmp2, W
    btfsc STATUS, C
    incfsz tmp2, W
    addwf tmp5, F
    bcf STATUS, C
div16_1
    rlf tmp1, F
    rlf tmp0, F
    decfsz tmp4, F
    goto div16_0
    movf tmp0, W
    return
;xxx Rutina para división de 16 bits xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

;__ Rutina para multiplicación de 16 bits _____

```

__mul16
    clrf tmp1
    clrf tmp0
    movlw .16
    movwf tmp6
label_0001
    rrf tmp3, F
    rrf tmp2, F
    btfss STATUS, C
    goto label_0002
    movf tmp5, W
    addwf tmp0, F
    movf tmp4, W
    addwf tmp1, F
    btfsc STATUS, C
    incf tmp0, F
label_0002
    bcf STATUS, C
    rlf tmp4, F
    rlf tmp5, F
    decfsz tmp6, F
    goto label_0001
    movf tmp0, W
    return
;xxx Rutina para multiplicación de 16 bits xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

;__ Tiempo de adquisición para conversión A/D _____

```

acq_time:          ; Delay de 2.2useg para Fosc = 20MHz
    movlw .2

```

```
movwf tmp0
decfsz tmp0, f
goto $-1
return
```

;xxx Tiempo de adquisición para conversión A/D xxxxxxxxxxxxxxx

;__ Multiplica la tecla presionada * 10 _____

```
mul_10:
clrf tmp2
movf key, w
movwf tmp1
incf tmp1, f
decfsz tmp1, f
goto $+3
movf tmp2, w
return
movlw .10
addwf tmp2, f
goto $-6
```

;xxx Multiplica la tecla presionada * 10 xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;__ Convierte registro a ASCII y envía a LCD _____

```
send_ascii:
bsf lcd_rs
movwf tmp1
clrf tmp2
movlw .10
subwf tmp1, f
btfss STATUS, C
goto $+3
incf tmp2, f
goto $-5
movlw .10
addwf tmp1, f
movf tmp2, w
addlw .48
call send_data
movf tmp1, w
addlw .48
call send_data
return
```

;xxx Convierte registro a ASCII y envía a LCD xxxxxxxxxxxxxxx

;__ Convierte a 3 caracteres ASCII _____

```
send_ascii_3:
bsf lcd_rs
movwf tmp1
clrf tmp2
movlw .100
subwf tmp1, f
btfss STATUS, C
goto $+3
incf tmp2, f
goto $-5
movlw .100
```

```

    addwf tmp1, f
    movf tmp2, w
    addlw .48
    call send_data
    movf tmp1, w
    goto send_ascii
;xxx Converts to 3 ascii chars xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Decodifica fila y columna para teclado _____

```

```

row_decod
    btfss PORTB, 4
    retlw 0x00
    btfss PORTB, 5
    retlw 0x01
    btfss PORTB, 6
    retlw 0x02
    btfss PORTB, 7
    retlw 0x03
    retlw 0xff

```

```

col_decod:
    btfss PORTB, 0
    retlw 0x00
    btfss PORTB, 1
    retlw 0x04
    btfss PORTB, 2
    retlw 0x08
    btfss PORTB, 3
    retlw 0x0c
    retlw 0xff

```

```

;xxx Decodifica fila y columna para teclado xxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Lecutra memoria FLASH _____

```

```

flash_read:
    bcf STATUS, RP0
    bsf STATUS, RP1 ; Banco 2
    movwf EEADRH
read_again:
    bsf STATUS, RP0 ; Banco 3
    bsf EECON1, EEPGD ; Apunta a memoria de PRG
    bsf EECON1, RD ; Lectura
    nop
    nop
    bcf STATUS, RP0 ; Banco 2
    movf EEDATA, W
    bcf STATUS, RP1 ; Banco 0
    movwf flash_data
    movlw A*'
    xorwf flash_data, w ; Terminador de cadena
    btfsc STATUS, Z
    goto exit_flash ; Encontro terminador
    movf flash_data, w ; No encontro terminador
    bsf lcd_rs ; Datos a LCD
    call send_data
    bsf STATUS, RP1 ; Banco 2
    incf EEADR, f
    goto read_again

```

```

exit_flash:
    bsf STATUS, RP1      ; Banco 2
    incf EEADR, f
    bcf STATUS, RP1      ; Banco 0
    return
;xxx Lectura memoria FLASH xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Borra LCD _____
lcd_clear:
    bcf lcd_rs           ; Instrucción LCD
    movlw 0x01
    call send_data       ; Borra LCD y retorna a Home
    movlw D'30'
    movwf tmp1
    decfsz tmp1, f
    goto $+2
    return
    call delay_60us
    goto $-4             ; Delay de 1.8ms
;xxx Borra LCD xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Envia w a LCD _____
send_data:
    movwf lcd_data
    bsf lcd_enable ; Habilita datos
    call delay_60us
    bcf lcd_enable ; Deshabilita
    call delay_60us ; 60us
    return
;xxx Envia w a LCD xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Delay 60us a Fosc = 20MHz _____
delay_60us:
    movlw .98
    movwf tmp0
    decfsz tmp0, f
    goto $-1
    return
;xxx Delay 60us a Fosc = 20Mhz xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;xxx Rutinas generales xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx
end

```

2. Archivo de definiciones (*header file*) = "CPM_tesis.h"

```

;___ Definición de registros _____
cblock 0x20
    clve:4 ; 4 registros para la clave ingresada
    _code_tmp_0000
    _code_tmp_0001
    _code_tmp_0002
    tmp
    tmp0
    tmp1
    tmp2
    tmp3

```

```

tmp4
tmp5
tmp6          ; Registros temporales de uso gnal.
w_temp        ; Registro temporal para W
status_temp   ; Registro temporal para STATUS
flags         ; Registro para banderas
flags2
key           ; Tecla presionada
flash_data    ; Byte leído de memoria FLASH
menu_cont     ; Contador de menu
var_cont      ; Contador de ingreso de variables
rot_cont      ; Contador para rotacion de bits
debounce      ; Contador para eliminar rebotes de teclado
intro_cont    ; Contador para delay de intro
clave_cont    ; Contador para ingreso de clave
key_cont      ; Contador de digitos en ingreso de variables
vel_cont
flexion       ; Valor de flexión maxima
extension     ; Valor de extensión maxima
nivel_vel     ; Valor de nivel de velocidad
sub_vel       ; Valor del subnivel de velocidad
dur_hora      ; Valor de duracion hora
dur_min       ; Valor de duracion minutos
repeticiones  ; Valor de repeticiones de ejercicios
hora
min
segundos      ; Tiempo real
duracion:2
terapia:2
minutos_max:2
tiempo_libre
temp_on:2
temp_off:2
minutos:2     ; Manejo y control de encendido y apagado
angulo        ; Angulo actual
tmp_i
cont_i
cont_tiempo   ; Contadores para el uso de vectores
endc
;xxx Definición de registros xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Definición de pines de uso multiple _____
#define green_light PORTC, 6 ;
#define red_light PORTC, 7 ;
#define backlight PORTA, 1 ;
;xxx Definición de pines de uso multiple xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

;___ Definición para control de motor _____
#define direccion PORTC, 3 ; Controla dirección motor
; 1 -> flexion ; 0 -> extension
#define en_motor PORTA, 5
#define panic_but PORTE, 0 ; 1 -> pausa
#define tope_flex PORTE, 1 ; Tope flexion 1 -> activado
#define tope_ext PORTE, 2 ; Tope extension 1 -> activado
;xxx Definición para control de motor xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Definición de registro de banderas _____
#define key_in flags, 0 ; Tecla aceptada sin rebotes = 1
#define menu_change flags, 1 ; Desplegar cambios = 1
#define intro flags, 2 ; Delay de intro paso = 1
#define clave flags, 3 ; Clave aceptada = 1
#define sec_key flags, 4 ; Tecla apachada igual a 2nd = 1
#define CPM flags, 5 ; Programando sistema CPM = 0
#define pausa flags, 6 ; Sistema pausado = 1
#define working flags, 7
#define ret_home flags2, 0 ; Retornar a 0 grados -> 1
#define final_cpm flags2, 1 ; Finalizar programa -> 1

```

```

;xxx Definición de registro de banderas xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Definición LCD _____
#define lcd_data PORTD
#define lcd_enable PORTC, 5
#define lcd_rs PORTC, 4

```

```

;xxx Definición LCD xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```

```

;___ Definición de menus _____
org 0x0800 ; Menu Introdutorio
DE " Inmov. Feldmann .: Sistema CPM .:"
org 0x0900 ; Menu 0
DE "Ingresar Clave:*"
org 0x0A00 ; Menu 1
DE "Flexion: Extension: *"
org 0x0B00 ; Menu 2
DE "Velocidad Nivel: 0 1 2 3 4*"
org 0x0C00 ; Menu 3
DE "Duracion: : Repeticiones:*"
org 0x0D00 ; Menu de configuracion erronea
DE " Config. invalida ! Programe de nuevo.*"
org 0x0E00 ; Menu para inicio de terapia
DE " Presione CLEAR para iniciar terapia*"
org 0x0F00 ; Menu para sistema funcionando
DE "F: V: -> E: :*"
org 0x1000 ; Menu final
DE " Inmov. Feldmann Por favor apagar CPM*"

```

```

;xxx Definición de menus xxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxxx

```