

Sistema de Control Distribuido para Máquinas de Rehabilitación de
Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla.

John Alexánder Camacho Sánchez

Universidad del Valle
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica
Cali – Valle
2014

Sistema de Control Distribuido para Máquinas de Rehabilitación de
Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla.

John Alexánder Camacho Sánchez

Proyecto de Grado para optar el título de:
INGENIERO ELECTRÓNICO

Director:
José Isidro García Melo, PhD.

Co-director:
Carlos Rafael Pinedo Jaramillo, M.sc.

Universidad del Valle
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica
Cali – Valle
2014

AGRADECIMIENTOS.

A Dios por mis padres, hermanas, familiares y amigos.

A mi madre Claudia Milena por su amor, y a pesar que hemos pasado momentos difíciles siempre ha estado apoyándome y esforzándose para que yo cumpliera este sueño.

A mi amigo y profesor Fernando Bravo por motivarme a tomar este rumbo en mi vida profesional.

A mis familiares Pablo, Alex, Sandra, Lucy, Lina Marcela, Yeimy Ximena, por creer en mí.

A Carolina Olaya y sus padres Julio y Nancy, por abrirme las puertas de su corazón y hacer sentirme como un miembro más de su familia.

A mí querida amiga Liceth Narváez “flor de lis”, por su apoyo incondicional.

A mis compañeros Juanita, Juana, John David, Daniel, Eduar, Fabio, Juan Pablo, por brindarme su amistad, y por todos los momentos felices y tristes que vivimos a lo largo de nuestra vida universitaria.

A mi amigo y colega Andrés Arango, por su ayuda y participación en este proyecto.

A mi director José Isidro García, por su interés y colaboración a lo largo de mi carrera universitaria, además por brindarme su amistad y confianza.

A Edwin Malpud, John Álvarez, Daniel Orjuela y a todos los integrantes del grupo de estrellas electrónicas, por su amistad y compañerismo.

RESUMEN.

Debido a las exigentes condiciones laborales, deportivas, entre otras, son comunes las lesiones de rodilla. Sin embargo, el tratamiento de recuperación se ve afectada por los limitados recursos técnicos disponibles. En este sentido, este trabajo de grado describe el diseño e implementación de un sistema de control distribuido para unidades de movimiento pasivo continuo (UMPC) para aplicación de rodilla. De esta forma, se le permite a un profesional de la salud asistir de forma concurrente a varios pacientes.

Específicamente, este proyecto viabiliza dos estrategias de control, uno local y otro distribuido. Donde, *el control local* permite operar la UMPC (unidad de movimiento pasivo continuo) de acuerdo a un protocolo de rehabilitación definido por los parámetros de ángulo de flexión/extensión, velocidad de movimiento de la articulación y tiempo de terapia. Donde, un profesional de la salud, por medio de una unidad de mando manual, los configura. Complementariamente, *el control distribuido* permite gestionar varias UMPCs de forma concurrente. Donde, los parámetros de configuración de los protocolos de rehabilitación para cada unidad son definidos por un profesional de la salud e ingresados mediante una interfaz gráfica localizada en un sistema computacional. De esta forma, este abordaje permite al profesional supervisar y monitorear el desarrollo de la sesión de terapia de cada uno de los pacientes que están siendo tratados concurrentemente.

Índice General

1. Introducción	1
1.1 Objetivo General	2
1.2 Objetivos específicos.....	2
2. Marco Teórico	3
2.1 Articulación de Rodilla.....	3
2.2 Movimiento Pasivo Continuo (MPC)	5
2.2.1 Movimientos de la máquina de MPC para rodilla.....	6
2.2.2 Uso del movimiento pasivo continuo	7
2.3 Sistema de control distribuido	7
2.3.1 Características de un sistema de control distribuido.....	8
2.3.2 Componentes de un sistema de control distribuido.....	9
2.3.3 Niveles de un sistema de control distribuido.....	10
2.4 Base de datos	11
2.4.1 Características de una base de datos (BD).....	12
2.4.2 Sistema de gestión de base de datos (SGBD).....	12
2.4.3 Modelo entidad-relación	13
2.5 Unidades de movimiento pasivo continuo de rodilla existentes	14
3. Sistema propuesto	15
3.1 Descripción de los elementos que conforman la arquitectura de la UMPC.....	17
3.1.1 Sensor de Posición.	17
3.1.2 Motor con encoder	18
3.1.3 Driver de potencia.....	19
3.1.4 Control de movimiento e interfaz UMPC-PC.	19
3.1.5 Pantalla gráfica.....	20
3.1.6 Teclado de membrana.	21
3.1.7 Control del mando.	21
3.1.8 Modulo inalámbrico.....	22
3.1.8.1 Protocolo de comunicación inalámbrica	23
4. Control Local.....	25

4.1 Etapa de control de mando	25
4.1.1 Función de los botones	26
4.1.2 Función del switch.....	26
4.1.3 Indicadores lumínicos	26
4.1.4 alarma sonora	26
4.1.5 Pantalla para la visualización.	27
4.2 Driver de Potencia	32
4.3 Etapa de control de movimiento	33
5. Control distribuido.....	38
5.1 Base de datos.....	39
5.1.1 Implementación de la base de datos del proyecto.....	39
5.2 Interfaz de control distribuido	42
5.3 Resultado de la interfaz gráfica del sistema de control distribuido	44
5.4 Tarjeta PC-UMPC	45
5.4.1 Comunicación inalámbrica	46
5.4.1.1 Trama de la etapa de control de mando	47
5.4.1.2 Trama de la tarjeta PC-UMPC.....	48
6. Condiciones de funcionamiento y detección de fallas.....	50
6.1 Condiciones de funcionamiento	50
6.1.1 Ajuste de parámetros.....	50
6.1.2 Posicionamiento.....	50
6.2 Detección de fallas.....	51
6.2.1 Fallas en la UMPC.....	51
7. Resultados.....	52
7.1 Tarjeta de control de mando	52
7.2 Tarjeta PC-UMPC	55
7.3 Tarjeta de control de movimiento	57
7.4 Driver de potencia	59
8. Conclusiones.....	60
Recomendaciones para trabajos futuros	61
Bibliografía.....	62

Índice de Figuras

Fig. 2.1. Anatomía de la articulación de la rodilla.....	3
Fig. 2.2. Movimiento de flexión - extensión y ejes de articulación.....	7
Fig. 2.3. Componentes funcionales de un sistema de control distribuido.....	10
Fig. 2.4. Niveles de un sistema de control distribuido	10
Fig. 3.1. Render de la UMPC diseñada	16
Fig. 3.2. Sistema de control de la UMPC	17
Fig. 3.3. Potenciómetro Lineal 3590s-2-103L.....	18
Fig. 3.4. Motor con Encoder.....	19
Fig. 3.5. Puente H integrado LMD18200T	19
Fig. 3.6. Características PIC18F2550	20
Fig. 3.7. Pantalla Nokia1100.....	20
Fig. 3.8. Teclado de membrana	21
Fig. 3.9. Características del PIC18F452	21
Fig. 3.10. Topología de la red a implementar	22
Fig. 3.11. Formato del frame.....	24
Fig. 3.12. Estructura del frame con direccionamiento de 16 bits.	24
Fig. 4.1. FLEX-MATE K500.....	25
Fig. 4.2. Visualización de la pantalla	27
Fig. 4.3. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador de la Etapa de control de mando.....	29
Fig. 4.4. Interface del compilador CCS Compiler	30
Fig. 4.5. Diseño de la etapa de control de mando en el software de simulación ISIS Proteus	30
Fig. 4.6. Prueba de la etapa de control de mando.....	31
Fig. 4.7. Diseño de la plaqueta de control de mando	31
Fig. 4.8. Diagrama esquemático del driver de potencia	32
Fig. 4.9. Diseño de la plaqueta del driver de potencia.....	32
Fig. 4.10. Diagrama de control.....	34

Fig. 4.11. Respuesta del sistema con el controlador PI	35
Fig. 4.12. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador de la etapa de control de movimiento.....	36
Fig. 4.13. Diseño esquemático de la etapa de control de movimiento	37
Fig. 4.14. Diseño de la plaqueta de control de movimiento	37
Fig. 5.1. Estructura general del control distribuido.	39
Fig. 5.2. Pasos para la creación de una BD.....	39
Fig. 5.3. Modelo entidad-Relación de la BD del proyecto.....	40
Fig. 5.4. Modelo lógico relacional de la BD del proyecto.....	41
Fig. 5.5. Modelo físico de la BD del proyecto.	41
Fig. 5.6. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en la interfaz de control distribuido	43
Fig. 5.7. Interfaz gráfica (hombre - unidades de MPC).	44
Fig. 5.8. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador de la Tarjeta PC-UMPC.....	45
Fig. 5.9. Diseño esquemático de PC-UMPC.....	46
Fig. 5.10. Diseño de la plaqueta PC-UMPC	46
Fig. 5.11. Trama que envía la etapa de control de mando.	47
Fig. 5.12. Trama que envía la tarjeta PC-UMPC.....	48
Fig. 7.1. Tarjeta de control de mando.....	52
Fig. 7.2. Plano arquitectónico de la casa donde se realizaron las pruebas.....	53
Fig. 7.3. Prueba de alcance de 30.1m	54
Fig. 7.4. Control de mando de la UMPC.....	55
Fig. 7.5. Tarjeta PC-UMPC	55
Fig. 7.6. Configuración y enumeración por parte del Host	56
Fig. 7.7. Tarjeta de control de movimiento.....	57
Fig. 7.8. Señal PWM visualizada en el osciloscopio	58
Fig. 7.9. Driver de potencia	59

Índice de Tablas

Tabla 1. Características de máquinas comerciales de UMPC de rodilla	14
Tabla 2. Medición de voltajes de la tarjeta de control de mando	52
Tabla 3. Resultados de las prueba de alcance	54
Tabla 4. Medición de voltajes de la tarjeta PC-UMPC	56
Tabla 5. Medición de voltajes de la tarjeta de control de movimiento	58
Tabla 6. Resultados obtenidos de la modulación de ancho de pulso	58
Tabla 7. Resultados obtenidos del driver de potencia.....	59

Capítulo 1.

1. INTRODUCCIÓN.

Según los últimos estudios demográficos del DANE, la tasa media de crecimiento anual de la población colombiana es de 1.18%. Donde, la demografía colombiana solo es superada en Latinoamérica por México y Brasil. Una gran parte de la población (75.7%) está concentrada principalmente en los centros urbanos de la geografía nacional donde se encuentran los mayores centros médicos con tecnologías y servicios especializados para la salud. Otra buena parte de la población (25.3%) se encuentra distribuida en zonas rurales apartadas, con insuficientes recursos para la salud, tales como: especialistas y ayudas técnicas [1]. En este contexto, es recomendable un uso eficiente de los recursos técnicos y profesionales especializados en salud.

Actualmente, el sistema de seguridad social en Colombia se rige por la Ley 100 de 1993 [2]. Esta reglamentación, permite a entidades privadas la atención del régimen contributivo de salud. De esta forma, la salud en Colombia puede ser vista como una empresa con ánimo de lucro, por lo cual para un beneficio económico estas entidades procuran utilizar de la mejor forma los recursos disponibles, por ejemplo, profesionales de la salud y dispositivos técnicos.

En el contexto de la rehabilitación, muchas de las lesiones en las articulaciones son recurrentes o afectan críticamente la movilidad del paciente, como por ejemplo: roturas de ligamento, reemplazo de la articulación (artroplastia), osteoporosis, entre otras, las cuales requieren de intervenciones quirúrgicas asociadas con recuperaciones físicas lentas y, frecuentemente, dolorosas, donde, un paciente con estas características o con alguna anomalía que afecte su movilidad debe realizar una rehabilitación postoperatoria que le permita recuperar su movilidad. La realización efectiva de esta terapia demanda un proceso largo, continuo y persistente, tanto para los pacientes como para el profesional de la salud que la realiza. Esto, debido a que los protocolos clínicos asociados a la recuperación de una determinada lesión demandan un incremento progresivo en los parámetros de movilidad afectados, por ejemplo: ángulos de flexión/extensión, velocidad de movimiento, tiempo de terapia, entre otros. El seguimiento de esta evolución clínica se valora con la atención personalizada por parte de un profesional de la salud, por ejemplo, fisioterapeuta. Sin embargo, , entre otros factores, debido a una alta demanda de los servicios de salud y un limitado número de especialistas, las sesiones de recuperación de movilidad o terapias son programadas, frecuentemente de forma interrumpida y en ocasiones inoportunas. Específicamente, la articulación de rodilla se afecta frecuentemente por lesiones, tales como: fracturas, dislocamientos, ruptura de ligamentos, menisco y corte de tendones. Esto, debido a que es la que tiene un mayor aporte en el movimiento de un ser humano [3]. El tratamiento para una variedad de estas lesiones recomienda el uso de dispositivos de ayuda, por ejemplo, máquinas de movimiento pasivo (MPC), las cuales son ayudas técnicas para dar movilidad a la articulación afectada sin que el paciente realice fuerza. Sin embargo, según la Asociación de Rehabilitación del Valle, el uso de MPC en las recuperaciones postquirúrgicas se ha dificultado. Los factores que influyen en esta problemática son de naturaleza variada, entre los que se pueden citar: existencia limitada de estos dispositivos en las instituciones de salud, dificultades para hacer supervisión grupal de los equipos, inconvenientes para dar soporte técnico y hacer mantenimiento oportuno de las unidades. Como consecuencia de esta problemática, los tiempos de recuperación se alargan, el profesional debe realizar una atención manual del paciente, hay carencia de información cuantitativa en los registros de la evolución de los pacientes, entre otros. En este contexto, este proyecto se centra en el diseño de un sistema de control

distribuido para máquinas de rehabilitación de movimiento pasivo continuo de rodilla que permita a un profesional de la salud gestionar de forma sincrónica un conjunto de UMPs según un determinado protocolo clínico. Considerando el término sistema distribuido como un sistema que para el usuario parece un sistema centralizado haciendo *transparente* el hecho que el procesamiento de la información se realiza en multiplex unidades de procesamiento central [52]. Para esto, se concibe una integración de tecnologías, mecánicas, electrónicas e informáticas aplicadas al contexto de rehabilitación de rodilla.

Basado en lo presentado anteriormente, a continuación se muestran los objetivos que visan poner en disponibilidad un sistema que permita a un profesional de la salud atender concurrentemente a varios pacientes con la ayuda de una MPC de rodilla.

1.1 OBJETIVO GENERAL.

- Concepción y diseño de un sistema de control distribuido de unidades de MPC para terapias de rodilla.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Reconocer las variables involucradas en las terapias de movimiento pasivo continuo necesarias en la rehabilitación de la rodilla.
- Plantear, caracterizar y acondicionar electrónicamente las señales requeridas para el control de las unidades de MPC.
- Analizar las posibilidades de falla y desarrollar una estrategia de contingencia para evitar afectaciones en los pacientes sometidos a la rehabilitación con las unidades de MPC
- Establecer un sistema de comunicación entre las unidades de MPC y un sistema centralizado de supervisión y control grupal.
- Realizar una interfaz (hombre - unidades de MPC) amigable y de acceso comprensible para los usuarios fisioterapeutas.
- Generar una base de datos dinámica que contenga la información detallada del usuario con sus respectivos parámetros de terapia y el seguimiento de la rehabilitación.

Capítulo 2.

2. MARCO TEÓRICO.

En este capítulo se presenta una breve descripción teórica de los conceptos fundamentales que soportan este trabajo de grado. Así, Inicialmente, se presentan en conceptos relacionados con la articulación de rodilla. Seguidamente, con los de movimiento pasivo continuo y, por último, los relacionados con control distribuido.

2.1 ARTICULACIÓN DE RODILLA.

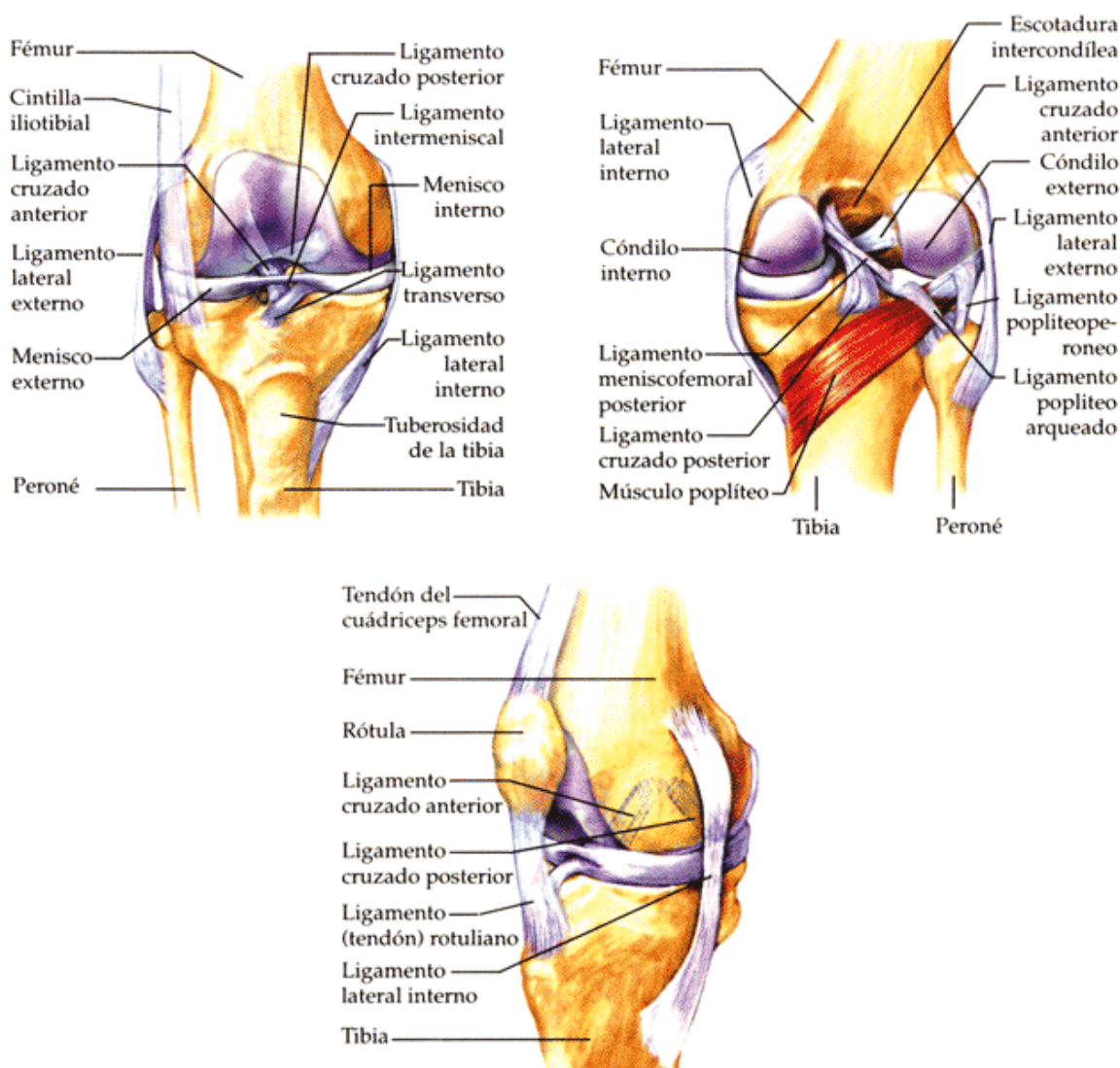


Fig. 2.1. Anatomía de la articulación de la rodilla [5].

La articulación de la rodilla (ver figura 2.1) es fundamental para un desplazamiento normal de una persona. Tiene una función de soporte para el cuerpo humano cuando éste no se encuentra en movimiento. En este contexto, esta articulación presenta dos características, de movimiento y de estabilidad. De esta forma, soporta cargas y momentos tanto estáticos como dinámicos, que involucran gran parte de la masa del cuerpo, haciéndola particularmente susceptible a lesiones.

La articulación presenta una compleja cápsula fibrosa. Donde, sus ligamentos intrínsecos e internos en conjunto con los músculos brindan estabilidad a la articulación. Todos estos factores permiten que el miembro inferior se transforme en una verdadera columna cuando la rodilla está en extensión, lo que es fundamental para mantenerse de pie [4].

Esta articulación, a pesar de ser tan estable presenta una gran movilidad, lo que se expresa en los movimientos de flexión-extensión y rotación axial [4].

Anatómicamente, la rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior, y es una articulación sinovial, del tipo trocleartrosis, con un leve grado de rotación en flexión. En ésta se articulan la rótula con el fémur, y los cóndilos femorales con los cóndilos tibiales [4].

Las caras articulares de la rodilla son los cóndilos convexos del fémur, los cóndilos aplanados de la tibia, y las caras articulares de la rótula. Por la estructura de las caras articulares, la rodilla es bastante débil desde el punto de vista mecánico, por lo que depende de los ligamentos que unen el fémur con la tibia. Además, debido a la poca adaptación de las superficies articulares entre los cóndilos femorales y los cóndilos tibiales, es necesaria la presencia de dos cuerpos fibrocartilaginosos, los meniscos, que compensan la no adaptación. Las caras superiores de los cóndilos tibiales están separadas por un área no articular, bastante estrecha, ensanchada anterior y posteriormente, formando las áreas intercondíleas anterior y posterior, donde se insertan los ligamentos cruzados de la rodilla y los meniscos.

La cápsula articular de la rodilla es fibrosa y muy fuerte. Proximalmente, la cápsula se inserta en el fémur, inmediatamente proximal a los bordes articulares de los cóndilos y, por posterior, en la línea intercondílea. Sobre el cóndilo lateral pasa el tendón del músculo poplíteo para insertarse en la tibia, por lo que la cápsula no se extiende sobre esta zona. Caudalmente, la cápsula articular se inserta en el borde articular de la tibia, excepto donde se cruza con el tendón del músculo poplíteo, donde la cápsula emite una prolongación inferolateral que cubre el músculo poplíteo, insertándose en la cabeza de la fíbula (ligamento poplíteo arqueado), y por posterior, se introduce hasta el área intercondílea anterior.

Los ligamentos que continúan con la cápsula articular son denominados ligamentos intrínsecos, los que refuerzan la cápsula fibrosa. Estos ligamentos son: el ligamento rotuliano, el ligamento colateral de la tibia, el ligamento colateral de la fíbula, el ligamento poplíteo oblicuo y el ligamento poplíteo arqueado. Estos ligamentos pueden ser llamados externos para diferenciarlos de los internos, que son los ligamentos cruzados.

Los ligamentos cruzados son bandas redondas y fuertes que unen el fémur y la tibia. Se encuentran dentro de la cápsula articular, pero fuera de la sinovial. El ligamento cruzado anterior se inserta en la cara anterior del área intercondílea de la tibia y, proximalmente, en la parte posterior de la cara medial del cóndilo lateral del fémur. Impide el desplazamiento anterior de la tibia sobre el fémur y la hiperextensión de la rodilla. El ligamento cruzado posterior se inserta en la cara posterior del área

intercondílea de la tibia y, proximalmente, en la cara lateral del cóndilo medial del fémur. Impide el desplazamiento posterior de la tibia sobre el fémur. El ligamento cruzado posterior es más potente que el anterior.

La cápsula sinovial de la rodilla reviste la cara interna de la cápsula fibrosa. Hacia atrás, se refleja por delante de los ligamentos cruzados, por lo que éstos son extrasinoviales. Forma un gran receso entre los cuádriceps femoral y la parte inferior del cuerpo del fémur. Debajo de la rótula, está separada del ligamento rotuliano por el cuerpo adiposo infrarrotuliano. En cada lado de la articulación, la adherencia de la cápsula a la periferia de los meniscos forma los recesos femoromeniscal y meniscotibial.

En la rodilla se encuentran numerosas bolsas sinoviales, de las cuales cuatro están comunicadas con la cavidad sinovial articular. Éstas son la bolsa suprarrotuliana, ubicada entre el fémur y el tendón del cuádriceps femoral; la bolsa del músculo poplíteo, entre el cóndilo lateral de la tibia y el tendón del músculo poplíteo; la bolsa anserina, que separa los tendones de los músculos sartorio, grácil y semitendinoso de la cara superior de la tibia y el ligamento colateral de la tibia; y la bolsa del músculo gastrocnemio, que separa el tendón de la cabeza medial del músculo gastrocnemio del fémur. Las demás bolsas no se comunican con la cavidad articular, y son la bolsa del músculo semimembranoso, bolsa prerrotuliana subcutánea, infrarrotuliana subcutánea e infrarrotuliana profunda.

Otra estructura de gran importancia en la rodilla son los meniscos, láminas semilunares de fibrocartílagos apoyadas en la cara articular de la tibia. Se insertan en la región intercondílea de la tibia, y ofrecen una mayor superficie articular a los cóndilos del fémur, debido a su concavidad superior. Los bordes externos se insertan en la cápsula fibrosa de la rodilla. Los meniscos están unidos entre sí, por la cara anterior, por el ligamento transversal de la rodilla, que permite el movimiento simultáneo de los meniscos.

2.2 MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO (MPC) [6].

Este es un método de tratamiento postoperatorio que está diseñado para ayudar a la recuperación después de la cirugía articular. En la mayoría de los pacientes después de una cirugía de articulación extensa, los intentos de mover la articulación intervenida causa dolor, por lo tanto el paciente se abstiene de moverla. Esto permite que el tejido alrededor de la articulación se vuelva rígido y que se formen cicatrices que trae como resultado un rango limitado de movimiento y, a menudo puede tardar meses de terapia física para la recuperación de ese movimiento.

Movimiento pasivo significa que la articulación se mueve sin que los músculos del paciente se estén utilizando para inducir el movimiento. Los dispositivos de movimiento pasivo son máquinas que se han desarrollado para que los pacientes los usen después de la cirugía. Este procedimiento de rehabilitación fue presentado por Robert B. Salter MD en 1970 y el primer dispositivo fue creado en 1978 en conjunto con el ingeniero Juan Saringer [7].

Aplicado después de la operación, este dispositivo normalmente puede ser utilizado en pacientes hospitalizados o pacientes ambulatorios [6]. Para esto, se hace uso de un dispositivo motorizado que permita mover gradualmente la articulación. Así, es posible acelerar significativamente el tiempo de recuperación por la disminución de la rigidez del tejido blando, el aumento de la amplitud

de movimiento, la promoción de la curación de las superficies articulares y el tejido blando, y la prevención del desarrollo de limitación de movimiento (adherencias tejido cicatricial). Curiosamente, esto se consigue sin esfuerzo del paciente (pasiva), la máquina se mueve a través de un rango definido de movimiento durante un período de tiempo prolongado. Estudios han demostrado que los pacientes que utilizan dispositivos de MPC requieren menos medicación para el dolor que los pacientes que han tenido el mismo tipo de cirugía y no utilizan este dispositivo [6].

Es importante mencionar que este procedimiento demanda que el profesional de la salud sea el que prescriba la forma en la que el paciente debe usar la UMPC (velocidad, duración de uso, cantidad de movimiento, velocidad de incremento de movimiento, etc.).

2.2.1 Movimientos de la Máquina de MPC para rodilla [8]

El movimiento de flexión-extensión abarca la mayoría de los músculos, tendones y ligamentos que se pueden atrofiar y por ende el de mayor representación en los protocolos de rehabilitación; la rotación interna-externa de alguna manera está implícita dentro del movimiento flexión-extensión. En este contexto, las variables involucradas en el movimiento de las MPC se describen a continuación:

Flexión:

La flexión en la rodilla consiste en acercar el extremo del miembro superior a su base, es decir, juntar el talón con el glúteo o la pantorrilla con los cuádriceps femoral. La posición de referencia se toma cuando el eje de la pierna se encuentra en la prolongación del eje del fémur, en este momento es cuando el miembro inferior posee la máxima longitud (ver figura 2.2).

La rodilla alcanza ángulo de flexión de 120° entre los ejes de la pierna y el fémur si la cadera se encuentra extendida, mientras que si se encuentra en estado de flexión puede alcanzar los 140° entre los ejes mencionados anteriormente de forma activa. Sin embargo, de forma pasiva se puede alcanzar una flexión de hasta 160° entre estos ejes.

Extensión:

La Extensión en la rodilla consiste en alejar el extremo del miembro superior de su base, es decir, separar el talón del glúteo o la pantorrilla de los cuádriceps femoral.

La extensión llega a una angulación equivalente a cero, pero se presenta el estado de Hiperextensión en el que la rodilla supera los cero grados y logra extenderse entre -5° y -10° entre los ejes de la pierna y el fémur.

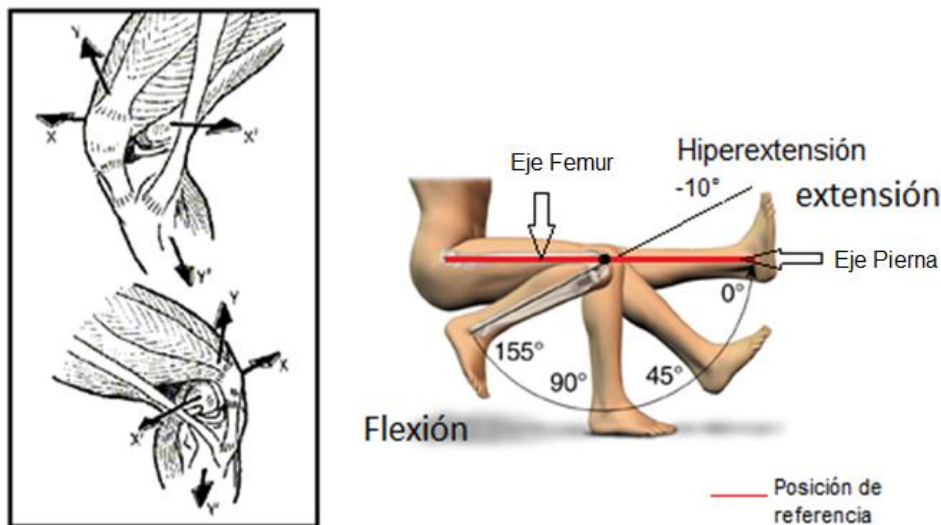


Fig. 2.2. Movimiento de flexión - extensión y ejes de articulación [9].

2.2.2 Uso del movimiento pasivo continuo [10]

La mayoría de esguinces y excesivos esfuerzos alrededor de los ligamentos de una articulación pueden ser tratados con yeso o entablillado para proteger los tejidos dañados, además se debería realizar terapia frecuentemente para reducir el dolor e hinchazón.

Para daños más severos, la intervención quirúrgica es requerida y el MCP es indicado cerca al postoperatorio o al período de post-yesado para facilitar el movimiento sin dolor y estimular la curación rápida.

Las cirugías ortopédicas a las que comúnmente se diagnostica MPC son aquellas en las cuales se presenta: Incisión quirúrgica en la articulación, escisión en la membrana sinovial de la cápsula articular, cirugía reconstructiva de huesos, tendones y ligamentos, prolongada inmovilización articular, distorsión o contusión articular, quemaduras, alargamiento quirúrgico del tendón de Aquiles, remplazo total de rodilla, manipulación de articulaciones bajo anestesia, fracturas intraarticulares estabilizadas, microfractura en cartílagos articulares, trasplante o reparación de meniscos.

Con los conceptos claros de que es una máquina de movimiento pasivo continua, para que se usa y su importancia en las terapias de rehabilitación, se centrará en la parte principal de este trabajo de grado que consiste en un sistema de control distribuido. A continuación, se presenta una explicación de que es un sistema de control distribuido, sus componentes y su aplicación.

2.3 SISTEMA DE CONTROL DISTRIBUIDO [11].

Como se mencionó anteriormente, un sistema distribuido representa un sistema que para el usuario parece un sistema centralizado haciendo *transparente* el hecho que el procesamiento de la información se realiza en multiplex unidades de procesamiento central [52]. Este tipo de sistema se presenta como un abordaje efectivo para compartir los recursos asociados a las diferentes unidades

de procesamiento de información. De esta forma, el sistema de control distribuido (DCS) ha sido desarrollado para resolver la adquisición de grandes volúmenes de información, su tratamiento en centros de supervisión y mando, la actuación en tiempo real sobre el proceso a controlar [11].

Este tipo de sistema es recomendable que se presente como un sistema abierto. Donde, se permite la integración con equipos de otros fabricantes que realicen funciones específicas, y hacen la función de canalizador de todos los datos recogidos para, a través de líneas de comunicación, ponerlos a disposición de los usuarios de la planta.

En el contexto industrial, el sistema está recomendado especialmente, para llevar a cabo la supervisión en plantas de diferentes procesos industriales, permitiendo a los usuarios disponer de una información procedente de distintos puntos del proceso. A su vez, este sistema dispone de módulos de software para la resolución de problemas específicos dentro de las plantas.

Se pueden encontrar en algunas industrias como [12]:

- Redes de energía eléctrica y plantas de generación eléctrica.
- Sistemas de control ambiental.
- Señales de tráfico.
- Procesos mineros.
- Sistemas de tratamientos de aguas servidas.
- Plantas de refinación de aceite.
- Plantas químicas.
- Fabricación de productos farmacéuticos.
- Buques de compañía petrolera.

2.3.1 Características de un sistema de control distribuido [12]:

- **Flexibilidad y capacidad de expansión:** capacidad de elegir (etapa inicial) o aumentar (etapas posteriores) el número variables de entrada, de salida y del número de controladores debido a una gama amplia de aplicaciones expansibles y clientes específicos.
- **Operaciones de mantenimiento:** las configuraciones de control e interfaces de operador deben ser fáciles de mantener y modificar no solo por ingenieros profesionales.
- **Apertura:** las variables y parámetros de control son leídos y escritos desde otras funciones de control.
- **Operatividad:** Funciones avanzadas de control se deben mostrar en las mismas ventanas de operación y debe ser leída por los operadores sin dar ninguna confusión.
- **Portabilidad:** parte del algoritmo de control no depende del entorno de hardware y debe poder adaptarse a distintas tecnologías informáticas.
- **Rentabilidad:** las ventajas de los algoritmos de control deben quedar claro. No solo acerca de la controlabilidad, sino también acerca de las inversiones realizadas, antes y después de la implementación del DCS.
- **Robustez/redundancia:** La redundancia en sistemas de control apunta a disponer elementos/componentes adicionales que garantizan la operación de las funciones que cumplen dentro del sistema de control frente a fallas del mismo.

2.3.2 Componentes de un sistema de control distribuido.

Los componentes principales de un sistema distribuido (SD) se presentan en la figura 2.3, a saber:

- **Ordenadores personales y/o HMI.**

Se utilizan para las estaciones de mantenimiento e ingeniería. Adicionalmente, en estaciones de aplicación de configuración del sistema. También para diagnóstico e integración de software de terceros en el sistema de control. Estos usuarios pueden utilizar sistemas operativos de aplicación general o propietarios, por ejemplo, Windows y RMOS3, respectivamente.

- **Servidores de trabajo.**

Estos realizan el proceso de registro de variables en tiempo real, proporcionan servicio cliente-servidor para hacer la conexión entre los ordenadores de trabajo de nivel superior con los controladores y por último, servidores dedicados a proporcionar estabilidad del sistema y concurrir ante cualquier evento a acciones de manera de corregir y mantener en marcha el proceso.

- **Fuentes de energía**

Redundantes y uso de UPS (preferiblemente en servidores).

- **Unidades de control.**

Son una o varias cabinas que alojan fuentes de alimentación, módulos controladores, módulos de entrada/salida y regletas de conexión.

El controlador es el módulo principal de procesamiento, donde se ejecutan todos los algoritmos de control implementados y descargados en su memoria, además es el encargado de la lectura y escritura de variables de entrada y salida en los módulos que están conectados al localbus (tarjetas de E/S y módulos de comunicación).

Fuentes de alimentación provee de energía a los módulos conectados a través del localbus.

Los Módulos E/S permiten la comunicación con sensores y actuadores.

- **Sensores y actuadores.**

Son componentes de adquisición de medidas, sensores y transmisores, así como también actuadores. Entre ellos se pueden mencionar.

Sensores: Sensores de nivel, temperatura, pH, presión, densidad, flujo, entre otros.

Actuadores: Válvulas, partidores suaves, indicadores análogos, variadores de frecuencia, motores.

- **Estaciones de operador.**

Son equipos autónomos con pantallas y teclados, que permiten el acceso del operador al proceso, para modificar los puntos de consigna, señales de salida, arrancar secuencias, poner en marcha o parar motores etc. La pantalla le informa al operador de alarmas existentes, muestra las tendencias de las variables y le presenta automáticamente informes que ayudan a tomar decisiones adecuadas.

- **Estaciones de ingeniería.**

Son equipos autónomos, desde los cuales se permite la configuración y carga de la programación de control.

- **Redes de Comunicación.**

Están formadas por dos buses redundantes que permiten transmitir datos a alta velocidad entre unidades de control local, estaciones de operador e interfaces.

Son redes de plantas, orientadas al control distribuido, que integran un conjunto de protocolos enlazados entre si y estructurados de acuerdo al modelo OSI.

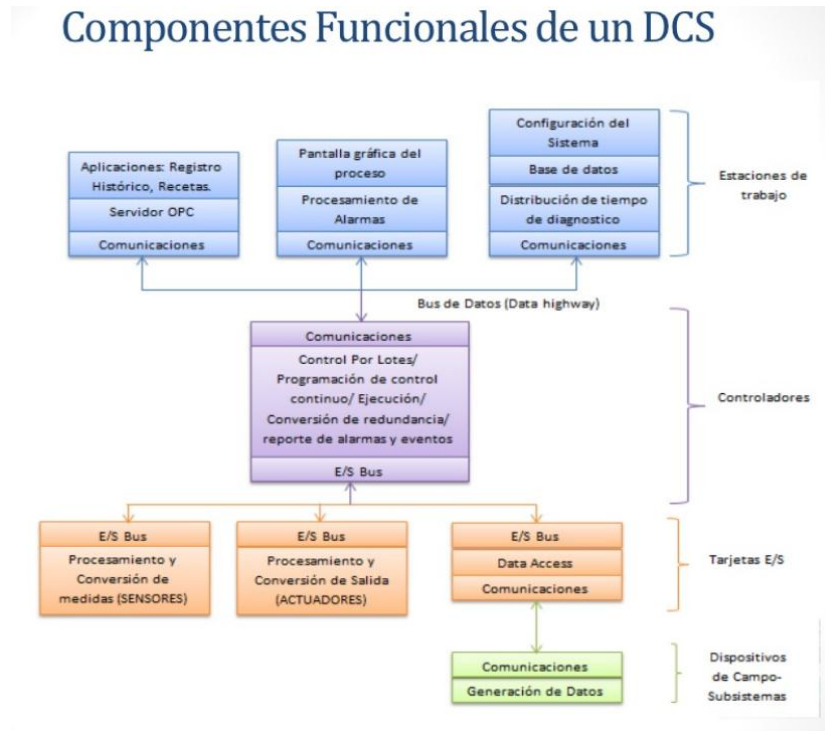


Fig. 2.3. Componentes funcionales de un sistema de control distribuido [12].

2.3.3 Niveles de un sistema de control distribuido [51].

Según [51], un DCS aborda la complejidad de los procesos dividiendo en cuatro niveles funcionales (ver figura 2.4) su alcance.



Fig. 2.4. Niveles de un sistema de control distribuido [51].

Nivel de Operación. Este nivel es el de interacción del sistema con los operadores de la planta y es donde se encuentran los sistemas informáticos para la monitorización del proceso y adquisición de la información, que se almacena en la base de datos transformándola en datos históricos para análisis posteriores. Este nivel gestiona además el intercambio de información con otros sistemas de mantenimiento y planificación de la producción.

Nivel de control. En un DCS la responsabilidad del control de las diferentes partes funcionales del proceso, se asignan a varios controladores locales distribuidos por la instalación, en lugar de centralizar estas funciones en un solo punto. Los controladores están conectados entre sí y con las estaciones de operación mediante redes de comunicación.

Nivel módulos de Entrada/Salida. Los módulos de entradas/salidas para señales cableadas, se distribuyen por la instalación, es lo que se denomina "periferia descentralizada". Estos módulos de entrada/salida se comunican con los controladores mediante protocolos específicos o de bus de campo (en inglés "fieldbus") para garantizar los tiempos de comunicación entre controlador y periferia en unos tiempos mínimos, del orden de milisegundos, adecuados a las necesidades del proceso.

Nivel de elementos de campo. Desde el año 2000, ha ido creciendo la necesidad de integrar directamente los instrumentos y los actuadores en los buses de campo del SCD, de forma que estos equipos son en realidad una extensión natural del nivel anterior. Estos equipos permiten funcionalidades adicionales como gestionar su mantenimiento o configurar sus parámetros de comportamiento de forma remota desde el nivel de operación. Los instrumentos de este nivel deben ser compatibles con el bus de campo elegido, ya sea Profibus, Fieldbus Foundation u otro.

2.4 BASE DE DATOS.

Una base de datos (BD) es una colección de información organizada de forma que un programa de ordenador pueda seleccionar rápidamente los fragmentos de datos que necesite. Una base de datos es un sistema de archivos electrónico.

Las bases de datos tradicionales se organizan por campos, registros y archivos. Un campo es una pieza única de información; un registro es un sistema completo de campos; y un archivo es una colección de registros. Por ejemplo, una guía de teléfono es análoga a un archivo. Contiene una lista de registros, cada uno de los cuales consiste en tres campos: nombre, dirección, y número de teléfono [34].

El término de bases de datos fue propuesto por primera vez en 1963, en un simposio celebrado en California, USA. Una **base de datos** se puede definir como un conjunto de información relacionada que se encuentra agrupada o estructurada.

Desde el punto de vista informático, la base de datos es un sistema formado por un conjunto de datos almacenados en discos que permiten el acceso directo a ellos y un conjunto de programas que manipulen ese conjunto de datos.

2.4.1 Características de una base de datos [35].

Entre las principales características de los sistemas de base de datos podemos mencionar:

- Independencia lógica y física de los datos.
- Redundancia mínima.
- Acceso concurrente por parte de múltiples usuarios.
- Integridad de los datos.
- Consultas complejas optimizadas.
- Seguridad de acceso y auditoria.
- Respaldo y recuperación.
- Acceso a través de lenguajes de programación estándar

2.4.2 Sistema de gestión de base de datos [36].

Un sistema de gestión de bases de datos (SGBD) es un conjunto de programas que permiten el almacenamiento, modificación y extracción de la información en una base de datos, además de proporcionar herramientas para añadir, borrar, modificar y analizar los datos. Los usuarios pueden acceder a la información usando herramientas específicas de interrogación y de generación de informes, o bien mediante aplicaciones que proporcionan métodos para mantener la integridad de los datos, para administrar el acceso de usuarios a los datos y para recuperar la información si el sistema se corrompe. De esta forma, permite presentar la información de la base de datos en variados formatos. La mayoría de los SGBD incluyen un generador de informes.

Generalmente se accede a los datos mediante lenguajes de interrogación o consulta (lenguaje en el que un usuario solicita información de la base de datos) los cuales representan lenguajes de alto nivel que simplifican la tarea de construir las aplicaciones, tales como SQL, MYSQL, entre otros. También simplifican la interrogación y la presentación de la información. En términos generales, un SGBD permite controlar el acceso a los datos, asegurar su integridad, gestionar el acceso concurrente a ellos, recuperar los datos tras un fallo del sistema y hacer copias de seguridad.

Algunos sistemas de gestión de base de datos:

- Borland paradox
- Filemaker
- IBM DB2
- Ingres
- Interbase
- Microsoft SQL server
- Microsoft Access
- Microsoft Foxpro
- Oracle

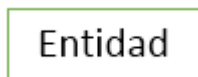
- Sybase
- MySQL
- PostgreSQL
- mSQL
- SQL server 14

2.4.3 Modelo entidad-relación.

Es una herramienta para el modelado de datos que permite representar las entidades relevantes de un sistema de información así como sus interrelaciones y propiedades.

El modelo de datos entidad-relación está basado en una percepción del mundo real que consta de una colección de objetos básicos, llamados entidades, y de relaciones entre esos objetos [44].

Entidad: Representa una “cosa” u “objeto” del mundo real con existencia independiente, es decir, se diferencia unívocamente de otro objeto o cosa, incluso siendo del mismo tipo, o una misma entidad, se representa por medio de un rectángulo.



Relación: Es una asociación entre entidades y por lo general es un verbo, se representa por medio de un rombo.



Cardinalidad: Es el número de relaciones en la una identidad puede participar y se representa así:

—————> Uno

————— Desde cero hasta muchos

Atributos: Describen las propiedades de las entidades y relaciones, y se representa por medio de un círculo.



Identificadores: Son valores únicos de cada ejemplar de una identidad, es decir el atributo que representativo de la entidad, se representa con círculo y el atributo subrayado.

2.5 UNIDADES DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO DE RODILLA EXISTENTES.

Como resultado de un sondeo del mercado internacional, se encontró que existe una gran variedad de máquinas de movimiento pasivo continuo, pero no consideran la posibilidad de gestionarlas de forma grupal. En la tabla 1 son citadas algunas de las características de estas máquinas:

Nombre	Imagen	Tipo de terapia	Velocidad	Angulo de movimiento	Control local	Control Distribuido
CPM de rodilla OptiFlex® 3		Pasiva	30 ° a 150 ° por minuto	flexo- extensión de entre -10° y 120°	Si	No
KLC Flex-Mate K500 Knee CPM		Pasiva	30 ° a 150 ° por minuto	flexo- extensión de entre -10° y 120°	Si	No
FISIOTEK 2000 TS		Pasiva	0,8 ° a 4,6 ° por segundo	flexo- extensión de entre 0° y 110°	Si	No
kinetic spectra		Pasiva	30 ° a 160 ° por minuto	flexo- extensión de entre -10° y 120°	Si	No
Artromot k1		Pasiva	5%-100%	flexo- extensión de entre -10° y 120°	Si	No
Artromot k3		Pasiva	1-100%	flexo- extensión de entre -5° y 110°	si	no

Tabla 1. Características de máquinas comerciales de UMPC de rodilla.

Capítulo 3.

3. SISTEMA PROPUESTO.

A partir de la conceptualización obtenida y considerando los objetivos del presente trabajo, a continuación se presentan los requisitos de la UMPC considerados para el desarrollo de este proyecto.

- Extensión/Flexión de rodilla: -10° a 140°
- Tiempo de terapia : 1 a 240 min.
- Tiempo entre cambio de movimiento : 0 a 30 segundos.
- Velocidad : 30 a 150°/min.
- Bloqueo de teclas.
- Modo de funcionamiento : Control local.
: Control distribuido.
- Comunicación : Maquina - Controlador (I^2C).
: Controlador – Supervisor (USB + IEEE_802.15.4 “Zigbee”).
- Alimentación : 120VAC / 60Hz.
- Alimentación para la Electrónica : 12VDC, 5VDC y 3.3VDC.

El proyecto además de contar con un control local como el que tiene las UMPC comerciales, cuenta con un control distribuido el cual permite gestionar varias UMPC desde una unidad central de configuración y supervisión.

Para dar respuesta a estos requisitos, se concibió un diseño de una UMPC, la cual su estructura se presenta en la figura 3.1, donde, se diseñó un *mecanismo de seis barras*. Adicionalmente, una realimentación de posición se determina a partir de la información proveniente de un *sensor de posición*. El accionamiento del mecanismo se realiza por medio de un *motor - encoder*, donde la potencia se suministra por medio del driver *de potencia* basada en la información proveniente de la *plaqueta de control de movimiento*. La unidad de mando local se realiza por la *plaqueta de control de mando*. Para un control distribuido, la recepción y transmisión de datos se hacen por medio de un *módulo de comunicación inalámbrica*.

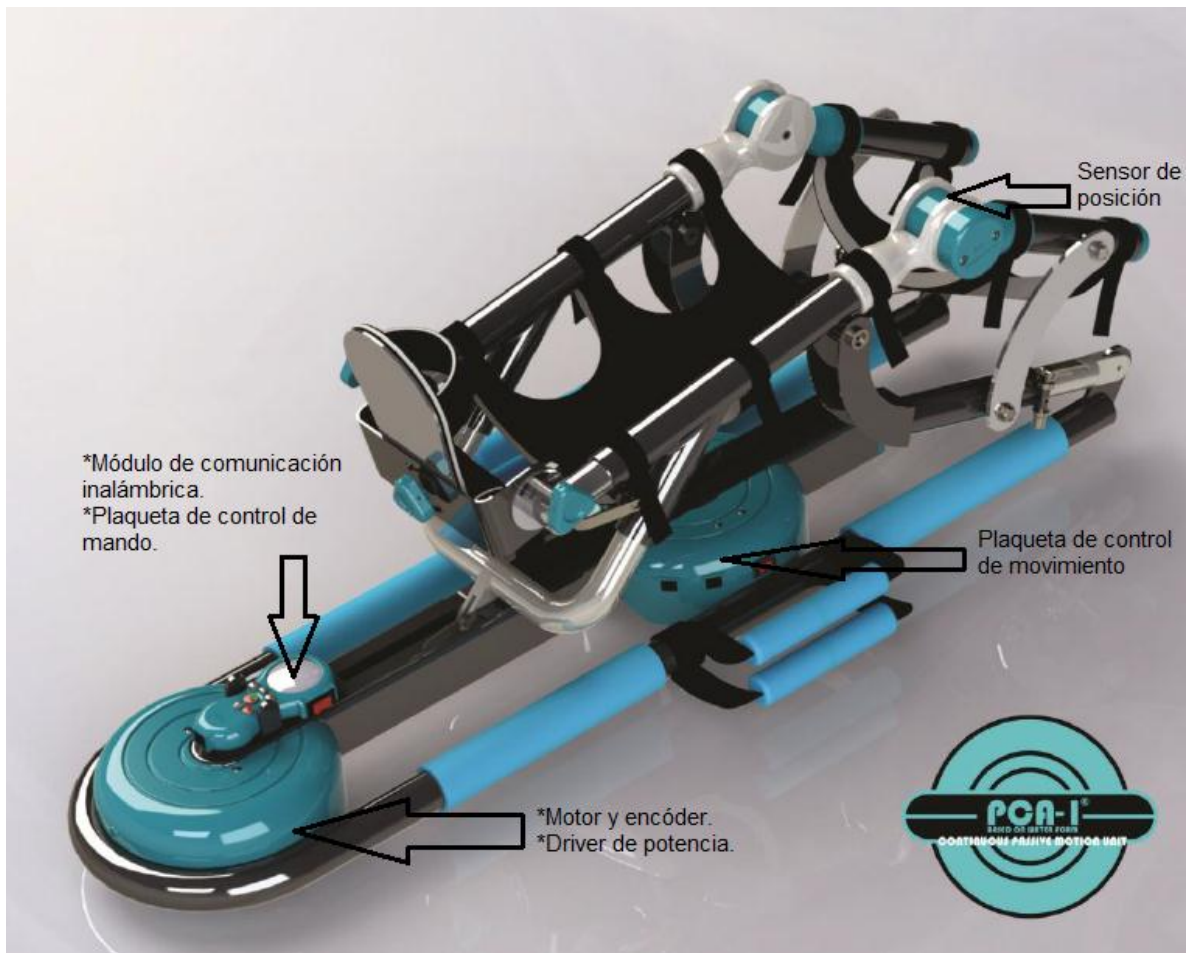


Fig. 3.1. Render de la UMPC diseñada. [13].

Una descripción más detallada del sistema se muestra en la figura 3.2. Donde, se pueden apreciar los diferentes niveles del control distribuido definidos en el capítulo 2. La integración de estos niveles permiten dos modos de funcionamiento de la UMPC, local o distribuido. En *modo local*, los datos se ingresan a la unidad de control del mando mediante el teclado de membrana. Una vez ingresados los datos a dicha unidad, ésta los envía para que sean visualizados en la pantalla mediante una comunicación SPI. Adicionalmente, los datos son enviados a la unidad de control de movimiento mediante una comunicación I^2C , la cual realiza el ajuste de los parámetros para el desarrollo del protocolo clínico. Para determinar la posición angular, se recibe una señal análoga proveniente del sensor de posición y una señal de pulso proveniente del encoder. Así, mediante la información del encoder es posible calcular la velocidad a la cual se está ejecutando el movimiento y realizar su control mediante el envío de una señal PWM al driver de potencia.

En *modo distribuido*, los datos ingresados al PC se envían a la *Interfaz PC-UMPC* mediante una comunicación USB. Una vez recibida la información, esta se manda al módulo inalámbrico mediante una comunicación serial USART. Este módulo de transmisión de información se comunica con un módulo de recepción inalámbrico (XBEE-PRO) ubicado en la unidad de control de mando, mediante radiofrecuencia. Finalmente, este módulo transmite la información recibida a la unidad de control del mando mediante una comunicación serial USART.

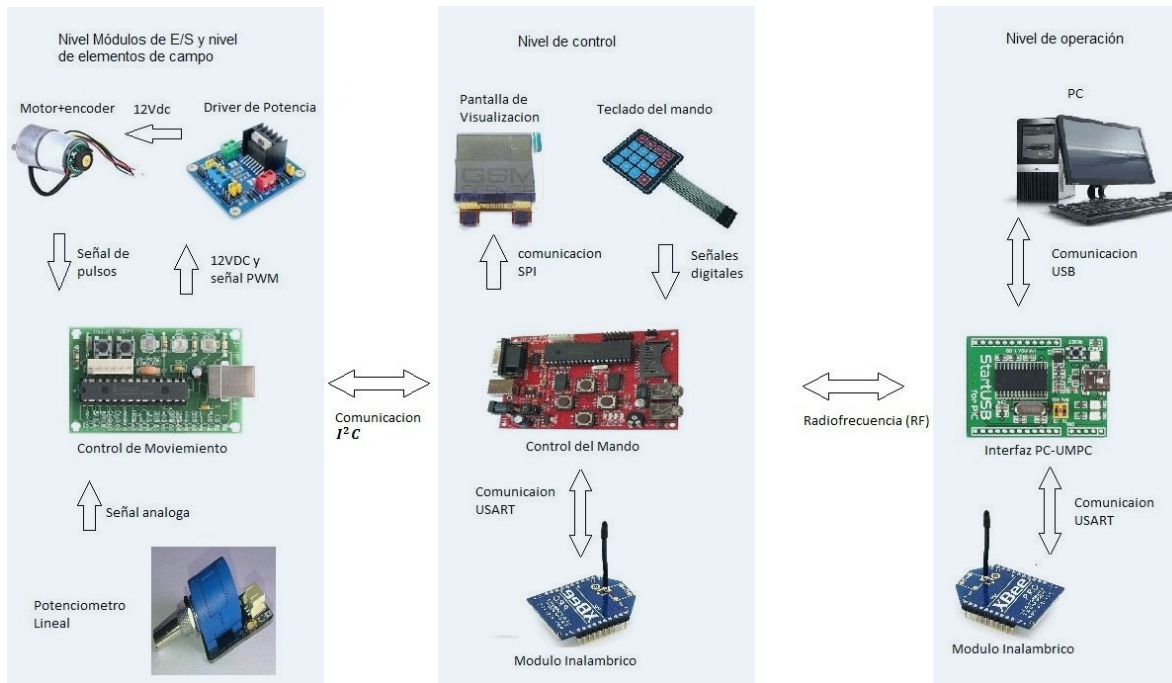


Fig. 3.2. Sistema de control de la UMPC.

3.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ELEMENTOS QUE CONFORMAN EL SISTEMA DE LA UMPC.

A continuación se explica de una forma más detallada cada uno de los elementos que conforman el sistema de control de la UMPC.

• 3.1.1 Sensor de Posición.

Para determinar la posición angular (grados) se utiliza un potenciómetro lineal de referencia 3590s-2-103L. La selección de este dispositivo (potenciometro lineal) en comparación de encóder relativos y absolutos, se dio en función a varios parámetros, tales como: Robustez física, funcionalidad y costo. En robustez las tres opciones presentan características similares. En relación con funcionalidad, los encóders relativos tienen la desventaja que la posición se debe determinar mediante el conteo de pulsos digitales, necesitando una posición de referencia inicial. En Caso que sea interrumpido el flujo de energía eléctrica, se hace necesario una reposición inicial de la máquina. Por otra parte, los encóders absolutos tienen mejor precisión en la medida. La posición se determina mediante un código gray, con lo que se evita el problema de los encóders relativos, pero presentan el inconveniente del costo. Adicionalmente, requieren más cables para transmitir la información, lo cual es un inconveniente para el desarrollo de este proyecto. En contra posición, el potenciómetro permite identificar una medida absoluta mediante el uso de un acondicionador de señal y la necesidad de pocos cables.

En la figura 3.3 se puede observar el potenciómetro lineal que se va a utilizar en el desarrollo del proyecto, el cual tiene como referencia 3590s-2-103L, fabricado por la empresa Bourns.

Características [14].

- Sensor análogo de rotación multi-vuelta.
- Potenciómetro de precisión con rotación de 10 vueltas.
- Dimensiones: 34mm x 22mm (PCB). Altura del módulo, 25mm (incluido el PCB)
- Diámetro del rotor: 6mm.

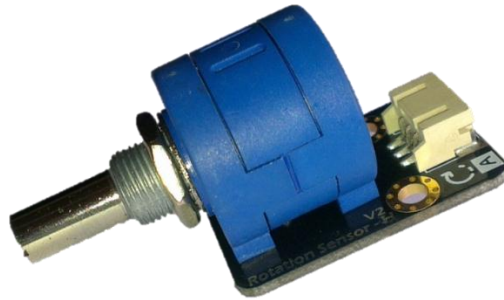


Fig. 3.3. Potenciómetro Lineal 3590s-2-103L [14].

• 3.1.2 Motor con encoder.

Como instrumento de actuación para realizar e inducir el desplazamiento del mecanismo en la UMPC se seleccionó el motor con encóder de referencia QJT-51JS-A. Este, se acopla a un sistema mecánico de transmisión de potencia, tornillo de potencia-tuerca, que convierte la rotación del eje del motor en un desplazamiento lineal, hecho que se traduce en flexión y extensión para el usuario de la unidad de MPC. Para determinar la velocidad del movimiento, el sistema cuenta con un encoder relativo acoplado en el eje del motor el cual genera un número de pulsos digitales que son directamente proporcionales a la velocidad de este.

Características.

- Dimensiones: 76 mm de largo y 36.8 mm de diámetro.
- Motor de escobillas con reductor mecánico de 67:1
- Encóder (codificador) incremental integrado que provee una resolución de 64 Pulsos por revolución
- Voltaje máximo de 12 VDC, 150 rpm.
- Consume 300 mA a 12 VDC sin carga. Entrega un torque máximo de 200 oz-in (14 kg-cm) a 5 A.

A continuación, figura 3.4, se puede apreciar el motor con encóder seleccionado para la ejecución del proyecto.



Fig. 3.4. Motor con Encoder [15].

- **3.1.3 Driver de potencia.**

Para suministrar la potencia de funcionamiento necesaria para que el motor funcione y controlar la velocidad de este, se seleccionó en función de las características de voltaje y corriente del motor el puente H integrado LMD18200T, ver figura 3.5.

Características.

- Corriente máxima de 3A constante y picos de hasta 6A.
- Voltaje de operación hasta 55VDC.
- Entrada PWM que me permite controlar la velocidad del motor.
- Entrada de control de sentido de giro que me permite realizar cambios de giro (izquierda-derecha).



Fig. 3.5. Puente H integrado LMD18200T [16].

- **3.1.4 Control de movimiento e interfaz UMPC-PC.**

La unidad central de procesamiento de la información es el microcontrolador PIC18F2550 (ver figura 3.6). Su selección fue basada en sus características técnicas. Donde, dispone de módulos de comunicación (USB 2.0, USART, SPI, I^2C) y puertos de entrada/salida necesarios para la elaboración del proyecto. Adicionalmente, se cuenta con variada información para su programación, tanto en textos como en la web. Ofrece una disponibilidad en el mercado nacional.

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-Bit A/D (ch)	CCP/ECCP (PWM)	SPP	MSSP		EAUSART	Comparators	Timers 8/16-Bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)					SPI	Master I ² C™			
PIC18F2550	32K	16384	2048	256	24	10	2/0	No	Y	Y	1	2	1/3



Fig. 3.6. Características PIC18F2550 [17].

• 3.1.5 Pantalla gráfica.

Como instrumento de realimentación de información para el usuario fue seleccionada una pantalla gráfica del celular, Nokia1100. Su selección se dio en función a las características técnicas y disponibilidad en el mercado nacional. La mayoría de las pantallas gráficas que se consiguen en el mercado son demasiado grandes para una unidad de control ergonómica y el consumo de energía es alto para esta aplicación. Por lo tanto, en este proyecto se optó por utilizar una pantalla gráfica del celular, Nokia1100 (ver figura 3.7). Adicionalmente, esta funciona mediante comunicación serial SPI, lo cual reduce el número de cables para su utilización.

Características.

- Voltaje de operación 3.3VDC
- Comunicación SPI
- Resolución de 96 X 65 pixeles
- Monocromática.
- Rápida velocidad de operación 6.5MHz
- Temperatura de operación: -40°C a 85°C

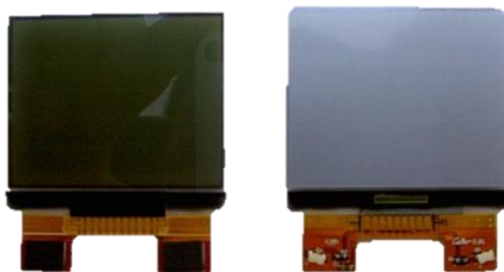


Fig. 3.7. Pantalla Nokia1100 [18].

- **3.1.6 Teclado de membrana.**

Como interfaz de comando se seleccionó un teclado de membrana. Esto, debido a que son a prueba de polvo y suciedad, característica necesaria para una aplicación que ofrezca flexibilidad de uso como es el caso de la MPC. Además, ofrecen ventajas para ser integrados en unidades de mando ergonómicas.

En la figura 3.8, se aprecia el teclado de membrana utilizado en la UMPC

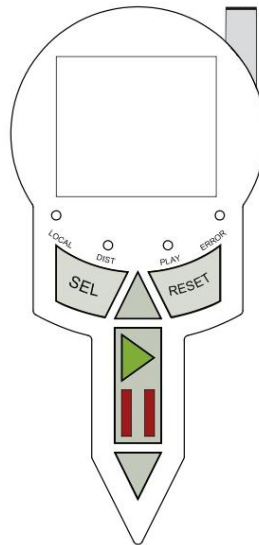


Fig. 3.8. Teclado de membrana [19].

- **3.1.7 Control del mando.**

Al igual que las unidades de control de movimiento e interfaz UMPC-PC, se necesita un microcontrolador que procese la información proveniente del teclado, pantalla, unidad central y envíe las señales de control a los diferentes dispositivos. Así, se optó por utilizar el microcontrolador PIC18F452 (ver figura 3.9), de la empresa MICROCHIP.

Features	PIC18F452
Operating Frequency	DC - 40 MHz
Program Memory (Bytes)	32K
Program Memory (Instructions)	16384
Data Memory (Bytes)	1536
Data EEPROM Memory (Bytes)	256
Interrupt Sources	18
I/O Ports	Ports A, B, C, D, E
Timers	4
Capture/Compare/PWM Modules	2
Serial Communications	MSSP, Addressable USART
Parallel Communications	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	8 input channels
RESETS (and Delays)	POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRST, OST)
Programmable Low Voltage Detect	Yes
Programmable Brown-out Reset	Yes
Instruction Set	75 Instructions
Packages	40-pin DIP 44-pin PLCC 44-pin TQFP



Fig. 3.9. Características del PIC18F452 [20].

- **3.1.8 Modulo inalámbrico.**

Para realizar la comunicación inalámbrica entre la UMPC y el ordenador central se optó por los módulos inalámbricos Xbee Pro [21]. Los cuales utilizan un protocolo de comunicaciones inalámbrico basado en el estándar de comunicaciones para redes inalámbricas IEEE_802.15.4 llamado Zigbee.

Las comunicaciones Zigbee se realizan en la banda libre de 2.4GHz. A diferencia de bluetooth, este protocolo no utiliza FHSS (Frequency hopping), sino que realiza las comunicaciones a través de una única frecuencia, es decir, de un canal. Normalmente, puede escogerse un canal de entre 16 posibles. El alcance depende de la potencia de transmisión del dispositivo así como también del tipo de antenas utilizadas (cerámicas, dipolos, etc.) El alcance normal con antena dipolo en exterior con línea a vista es de 100m aproximadamente (tomando como ejemplo el caso de MaxStream, en la versión de 1mW de potencia) y en interiores de unos 30m. La velocidad de transmisión de datos de una red Zigbee es de hasta 256kbps. Una red Zigbee la pueden formar, teóricamente, hasta 65535 equipos, es decir, el protocolo está preparado para poder controlar en la misma red esta cantidad enorme de dispositivos.

Entre las necesidades que satisface el módulo se encuentran:

- Bajo costo.
- Ultra-bajo consumo de potencia.
- Uso de bandas de radio libres y sin necesidad de licencias.
- Instalación barata y simple.
- Redes flexibles y extensibles.

El uso del protocolo Zigbee reemplaza un cable por una comunicación serial inalámbrica, hasta el desarrollo de configuraciones punto a punto, multipunto, peer-to-peer (todos los nodos conectados entre sí) o redes complejas de sensores.

La topología de red que se quiere establecer en la elaboración del proyecto se puede observar en la figura 3.10, consta de un punto central el cual va a ser un computador que tiene como función monitorear y controlar las diferentes UMPC que estén asociadas en dicha red.



Fig. 3.10. Topología de la red a implementar.

3.1.8.1 Protocolo de comunicación inalámbrica.

Los módulos inalámbricos XBEE-PRO realizan comunicaciones inalámbricas basadas en el estándar de comunicaciones para redes inalámbricas IEEE_802.15.4 llamado Zigbee, estas se realizan en la banda libre de 2.4GHz.

Estos módulos XBEE-PRO se pueden comunicar utilizando dos modos, el transparente y el API.

- **Modo transparente [41].**

En este modo todo lo que ingresa por el pin 3 (Data in), se guarda en el buffer de entrada y luego transmitido y todo lo que ingresa como paquete RF, se almacena en el buffer de salida y luego enviado por el pin 2 (Data out). El modo Transparente viene por defecto en los módulos Xbee. Este modo está destinado principalmente a la comunicación punto a punto, donde no es necesario ningún tipo de control. También se usa para reemplazar alguna conexión serial por cable, ya que es la configuración más sencilla posible y no requiere una mayor configuración.

En este modo, la información se recibe por el pin 3 del módulo Xbee, y se guarda en el buffer de entrada. Dependiendo de cómo se configure el comando RO, se puede transmitir la información apenas llegue un carácter (RO=0) o después de un tiempo dado sin recibir ningún carácter serial por el pin 3. En ese momento, se toma lo que se tenga en el buffer de entrada, se empaqueta, es decir, se integra a un paquete RF, y se transmite. Otra condición que puede cumplirse para la transmisión es cuando el buffer de entrada se llena, esto es, más de 100 bytes de información.

- **Modo API [42].**

Este modo es más complejo, pero permite el uso de frames con cabeceras que aseguran la entrega de los datos, al estilo TCP. Extiende el nivel en el cual la aplicación del cliente, puede interactuar con las capacidades de red del módulo.

Cuando el módulo XBEE se encuentra en este modo, toda la información que entra y sale, es empaquetada en frames, que definen operaciones y eventos dentro del módulo.

Así, un Frame de Transmisión de Información (información recibida por el pin 3 o DIN) incluye:

- Frame de información RF transmitida.
- Frame de comandos.

Mientras que un Frame de Recepción de Información incluye:

- Frame de información RF recibida.
- Comando de respuesta.
- Notificaciones de eventos como Reset, Associate, Disassociate, etc.

El módulo enviará paquetes de datos contenidos en frames a otros módulos de destino, con información a sus respectivas aplicaciones, conteniendo paquetes de estado, así como el origen, RSSI (potencia de la señal de recepción) e información de la carga útil de los paquetes recibidos.

Entre las opciones que permite la API, se tienen:

- Transmitir información a múltiples destinatarios, sin entrar al modo de Comandos.
- Recibir estado de éxito/falla de cada paquete RF transmitido.
- Identificar la dirección de origen de cada paquete recibido.
- Potencia de la señal de recepción.

En la figura 3.11 se puede observar el formato del frame.

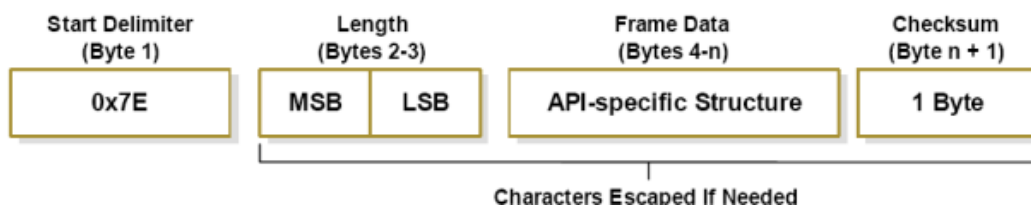


Fig. 3.11. Formato del frame [43].

El primer byte 0x7E indica el comienzo del frame. Los dos bytes siguientes indican el largo solamente del Frame de Datos (Frame Data) (es decir, todo el frame sin contar ni el byte 0x7E, ni el largo- Length, ni el byte Checksum). La estructura API que viene después se compone de lo siguiente:

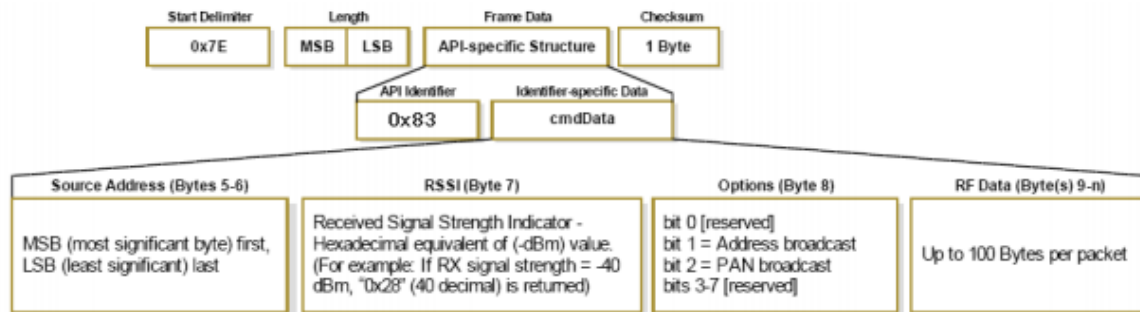


Fig. 3.12. Estructura del frame con direccionamiento de 16 bits [43].

El identificador API 0x83 (cuarto byte del frame) indica que se están recibiendo datos utilizando direccionamiento de 16 bits. Los dos bytes siguientes (el byte 5 y 6) indican la dirección de origen. El byte 7 indica el RSSI (Received Signal Strength _ ODEM_ dor) que permite determinar la potencia de la señal desde donde vienen los datos. El byte 8, se divide en bit, de los cuales el bit 1 indica si es un broadcast de direccionamiento utilizando la misma PAN (broadcast con DL=0xFFFF) y el bit 2 que indica un broadcast de todas las redes PAN (broadcast con ID=0xFFFF). Luego a partir del byte 9, hasta el número de byte dado por el byte de Length, corresponden al mensaje proveniente de otro modulo.

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó el modo API, el cual se explicara en el capítulo 5.

Capítulo 4.

4. CONTROL LOCAL.

Todas las máquinas comerciales para movimiento pasivo continuo de rodilla cuentan con un sistema de control local, el cual se encarga de monitorear y controlar los movimientos de flexión y extensión realizado por dicha máquina, además también realiza en control de velocidad y del tiempo en que se va a llevar a cabo la terapia, basado en el funcionamiento de la máquina comercial FLEX-MATE K500 (figura 4.1) se diseñó el control local de la UMPC de este proyecto.



Fig. 4.1. FLEX-MATE K500 [Fotografía tomada por el autor].

En la fabricación de este control local se optó por realizar cada etapa que lo conforma, de manera modular, dando como ventaja la rápida identificación de problemas de funcionamiento y reducir tanto el tiempo como el costo de reparación debido a que solo se reemplaza la etapa que se haya dañado.

Siguiendo el concepto de modularidad planteado anteriormente, se presenta a continuación cada una de las etapas que hacen parte de este.

4.1 ETAPA DE CONTROL DE MANDO.

Esta es la etapa que va a estar en interacción con el usuario, consta de 5 botones (seleccionar, aumentar, disminuir, start/pause y reset), un switch (local/distribuido), 4 indicadores lumínicos, una alarma sonora (buzzer), la pantalla del nokia1100, un módulo Xbee-pro y un microcontrolador PIC18F452.

Esta etapa establece una comunicación con la etapa de control de movimiento utilizando el protocolo de comunicación I^2C [23], el cual tiene la ventaja de conectar hasta 128 dispositivos utilizando solo dos cables para dicha comunicación, se debe contar con un dispositivo maestro que en este caso es el microcontrolador de la etapa de control de mando, los demás dispositivos que se agreguen al bus de comunicación se comportan como esclavos, por ejemplo la etapa de control de

movimiento, y solo reciben órdenes del dispositivo maestro. Para el funcionamiento correcto de los dispositivos presentes en esta etapa se cuenta con dos niveles de voltaje, uno de 5VDC para la alimentación del microcontrolador, leds, teclado de membrana y el buzzer, y el segundo nivel de tensión es de 3.3VDC el cual alimenta la pantalla de visualización y el módulo inalámbrico Xbee-Pro.

A continuación se explica de forma más detallada la función de cada uno de los botones, indicadores lumínicos y la alarma sonora.

- **4.1.1 Función de los botones:**

Seleccionar: Sirve para determinar si se van a modificar alguno de los parámetros de terapia (flexión, extensión, velocidad, tiempo, delay, el cual es el tiempo de espera para el cambio de movimiento de flexión a extensión o viceversa).

Aumentar y disminuir: Sirve para modificar los valores de los parámetros de terapia.

Start/pause: Sirve para iniciar la terapia o pararla en algún momento.

Reset: Sirve para reiniciar los valores de los parámetros.

- **4.1.2 Función del switch.**

Local/distribuido: este interruptor permite seleccionar uno de los 2 modos de funcionamiento de la máquina. En modo local, el usuario tiene el control de ella y puede modificar los parámetros de acuerdo al protocolo clínico establecido por medio del teclado implementado en el mando. En modo distribuido, el ingreso de parámetros se realiza por medio de la unidad central (PC) y el usuario que está utilizando la UMPC solo puede tener acceso de parar la terapia en algún momento.

- **4.1.3 Indicadores lumínicos.**

Local: Indica que la máquina está operando en modo local.

Distribuido: Indica que la máquina está operando en modo distribuido.

Play: Indica que la máquina está ejecutando una terapia.

Error: Indica que ha ocurrido un error en los dispositivos y por lo tanto la máquina queda parada hasta que se corrija dicho error.

- **4.1.4 Alarma sonora.**

La función de esta alarma es avisar mediante un sonido si se produjo ya sea un error o si se terminó la ejecución de una sesión de terapia, de tal manera que si se emiten 3 pitidos significa que la máquina terminó una terapia, pero si el sonido es constante es porque se produjo un error en el funcionamiento de la máquina.

- **4.1.5 Pantalla para la visualización.**

Mediante la pantalla se visualiza el estado de los parámetros ingresados y se realiza el monitoreo de la terapia es decir, conocer el ángulo en que se encuentra dicha máquina, la velocidad del movimiento y el tiempo restante para finalizarla. En la figura 4.2 se muestra la visualización de la pantalla.



Fig. 4.2. Visualización de la pantalla.

A continuación se describe cada uno de los mensajes e iconos que se ilustran en la figura 4.2:

1. **PCA-1** Es el nombre que se le dio a la unidad de MPC de rodilla.
2. **Antena** Indica la potencia de la señal entre la UMPC y el PC.
3. **Puntero** Su función es indicar al usuario el parámetro el cual se va a modificar.
4. **Parámetros** En esta sección se visualizan todos los parámetros de terapia y sus respectivos valores.
5. **Posición de la máquina** Indica la posición actual de la UMPC en grados.
6. **Icono de funcionamiento** Este icono cambia dependiendo del estado de la terapia los tres posibles iconos son:
 -  Indica que la máquina se encuentra detenida (stop).
 -  Indica que la máquina se encuentra en pausa.
 -  Indica que la máquina se encuentra ejecutando una sesión de terapia.
7. **Temporizador** Su función es informar el tiempo restante para finalizar una sesión de terapia.

La manera de interactuar con el usuario consta de la visualización de los parámetros de terapia y presentar un diagnóstico de la máquina informando si en una etapa ha ocurrido un error en su funcionamiento, de esta manera se minimiza el tiempo y se facilita la reparación de la máquina. Además, realiza la función de comunicarse vía inalámbrica (radiofrecuencia) con el ordenador central en el modo de operación distribuido mediante el cual el profesional de la salud puede manejarla desde un punto distante a la UMPC.

Para que esta etapa lleve a cabo todas estas funciones descritas anteriormente debe contar con una unidad de procesamiento, en este caso se optó por un microcontrolador PIC18F452 al cual se le implementó un algoritmo de programación el cual sigue el diagrama de flujo expuesto en la figura 4.3, donde se inicia con “declaración de variables”, “declaración de puertos e inicialización de la pantalla” luego envía “señales de parada a la unidad de control de movimiento”, posteriormente se monitorea el modo de operación de la UMPC, es decir si es local o distribuido, después de elegir el modo de operación se le pide al usuario los parámetros de terapia (flexión, extensión, velocidad, tiempo y delay) y se visualizan en la pantalla y en la interfaz gráfica si es el caso, consecutivamente se monitorea si se produce una “condición de inicio”, en caso de producirse se “envía los parámetros a la tarjeta de control de movimiento y se “inicia la terapia”, cuando la terapia está en ejecución se monitorea si hay un condición de “parada”, “falla” o si se “agotó el tiempo” establecido por el usuario en caso de que alguna condición dicha anteriormente se presente, se detiene la terapia y se “visualiza el estado” de esta y se repite de nuevo el ciclo.

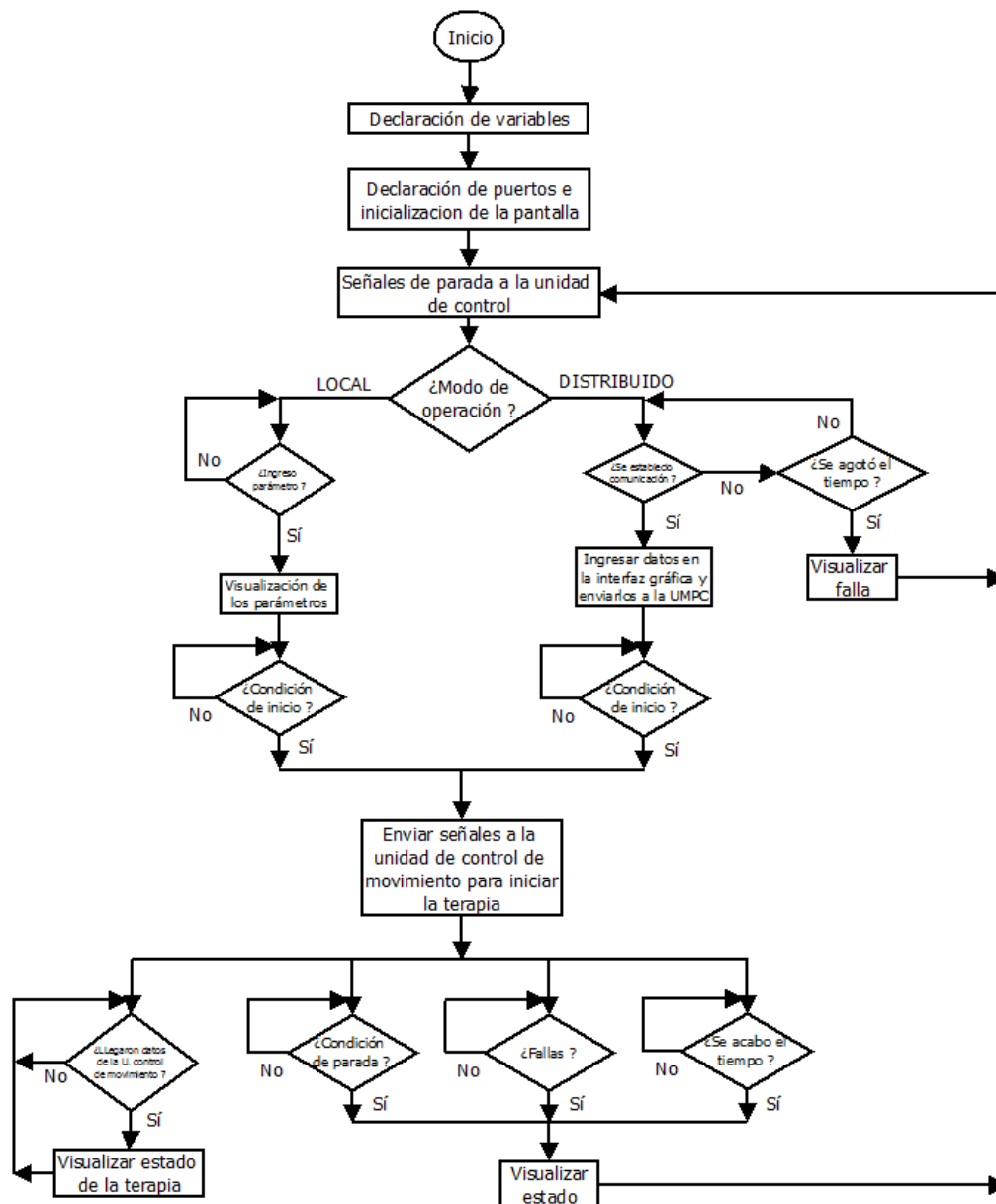


Fig. 4.3. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador de la Etapa de control de mando.

La implementación y compilación del algoritmo presentado anteriormente se realizó mediante el compilador desarrollado para microcontroladores PIC, denominado *CCS compiler* [24], ver figura 4.4, en la realización de dicho algoritmo se optó por realizar todo mediante funciones, es decir cada tarea se implementó mediante una función que se llama en el ciclo principal *main* del programa, de esta manera es más fácil realizar cualquier cambio en el algoritmo sin la necesidad de tener que modificar muchas líneas de código. Además del compilador, se utilizó el software de simulación *Isis Proteus 7.8* (ver figura 4.5), en el cual se implementó y se simuló la arquitectura pensada para la etapa de control de mando.

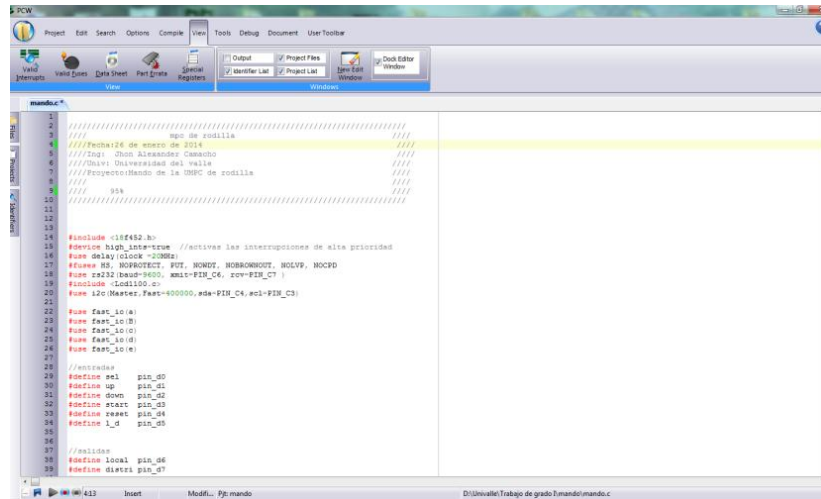


Fig. 4.4. Interfaz del compilador CCS Compiler.

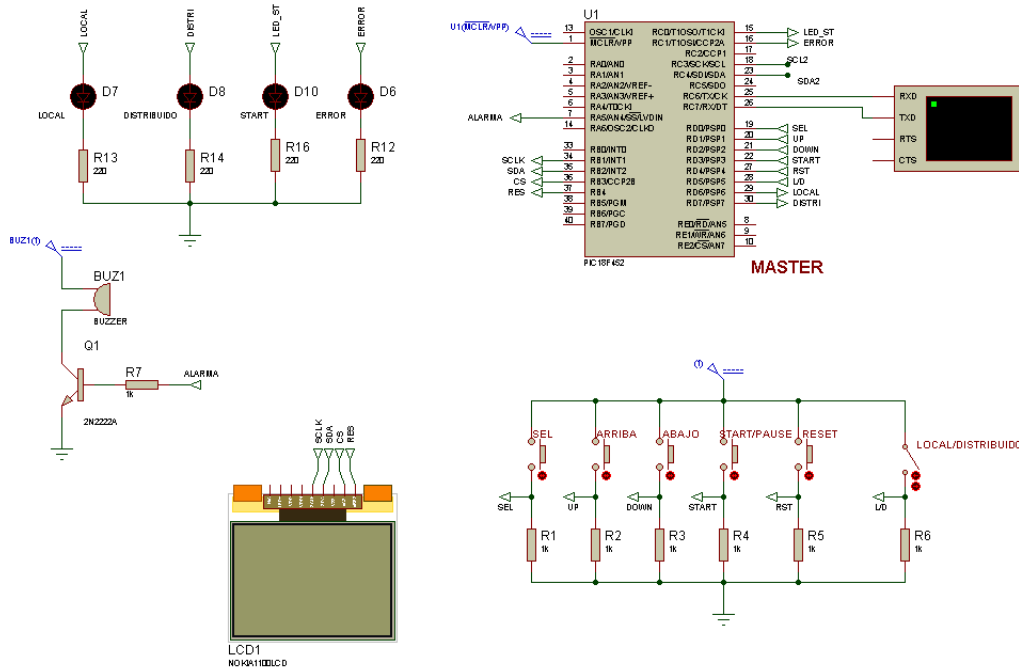


Fig. 4.5. Diseño de la etapa de control de mando en el software de simulación ISIS Proteus.

Después de comprobar el funcionamiento de la de la etapa de control de mando mediante el software de simulación, se procedió a realizar el montaje físico de ésta (figura 4.6), con ayuda de este se comprobó el funcionamiento real y se pasó a corregir detalles y errores que se habían pasado por alto en la simulación, de esta manera se llegó a obtener el funcionamiento esperado. Para la realización de la plaqueta se utilizaron componentes de montaje superficial (SMD) y además la plaqueta cuenta con 2 capas, de esta manera se obtiene un diseño más pequeño, ligero y

compacto, el ancho de las pistas se calculó teniendo en cuenta el estándar IPC-2221 [25], el cual dependiendo de la temperatura, la longitud de la pista, el espesor del cobre y por supuesto, la corriente que va a transportar dicha pista, de tal manera, con todos estos parámetros se calculó el ancho de la misma, además estas no cuentan con ángulos de 90° para evitar problemas de ruido eléctrico y cumplen con las condiciones de tamaño de Pad (desde 0.10mm), perforaciones (desde 0.10mm), separación de pistas (desde 0.10mm) las cuales son muy importantes en la elaboración del PCB ya que si se infringen estas condiciones el resultado de la plaqueta no va ser el esperado y por lo tanto se pueden presentar problemas de funcionamiento o sobrecalentamiento.

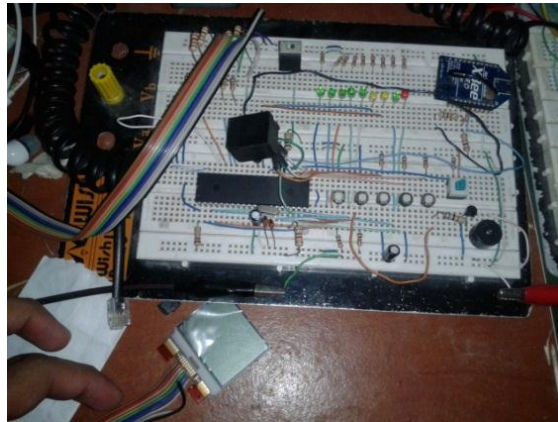


Fig. 4.6. Prueba de la etapa de control de mando.

Debido a que esta etapa cuenta con un microcontrolador de montaje superficial se cuenta con un conector para realizar la programación de este mediante el método *ICSP (In-Circuit Serial Programming)* [26], de tal manera se puede programar solo utilizando 5 cables y sin necesidad de desmontarlo de la plaqueta donde se encuentra soldado.

Para realizar todo lo planteado anteriormente se utilizó el software *Cadsoft Eagle 6.4* [27], y el resultado se puede observar en la figura 4.7.

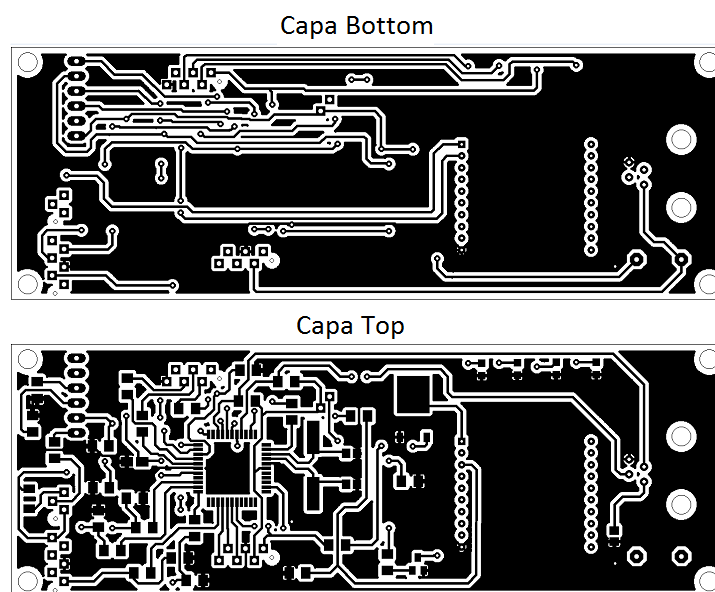


Fig. 4.7. Diseño de la plaqueta de control de mando.

4.2 DRIVER DE POTENCIA.

Esta etapa es la encargada de suministrar la tensión necesaria para el funcionamiento del motor eléctrico, la cual cuenta con un puente H integrado LMD18200T, que permite variar el nivel de tensión que se le vaya a suministrar al motor mediante la técnica de modulación de ancho de pulso PWM [28] la cual consiste en aumentar o disminuir el tamaño de los pulsos de una señal digital cuadrada sin modificar su frecuencia, si este pulso se aplica a la base de un transistor *BJT* o la compuerta de un transistor de efecto de campo como son los *JFET* y *MOSFET*, provoca que el transistor funcione como un interruptor controlado y de esta manera se puede controlar la potencia entregada a una carga, en este caso la carga utilizada es el motor eléctrico, al controlarle la potencia a dicho motor, se refleja en la velocidad de giro, es decir a mayor potencia suministrada mayor será la velocidad de giro.

Este driver de potencia cuenta con un pin para la señal PWM, un pin para darle el sentido de giro el cual si se aplica un uno lógico gira hacia un sentido y con un cero lógico hacia el sentido contrario, un pin de freno el cual cuando se le aplica un uno lógico se detiene inmediatamente el motor, dos pines para la alimentación (negativo y positivo), dos para conectar el motor y un pin para determinar la corriente que está fluyendo a través de él. La etapa encargada de realizar el control de este driver es la de control de movimiento que más adelante será explicada en más detalle.

En la figura 4.8 se presenta el diagrama esquemático y en la figura 4.9 el diseño de la plaqueta de este driver, la cual es doble cara y con pistas de 1.6764mm debido a que la corriente máxima que va a transportar dichas pistas es de 3A.

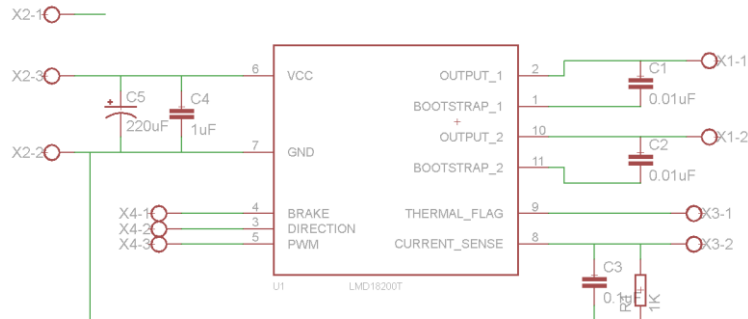


Fig. 4.8. Diagrama esquemático del driver de potencia.

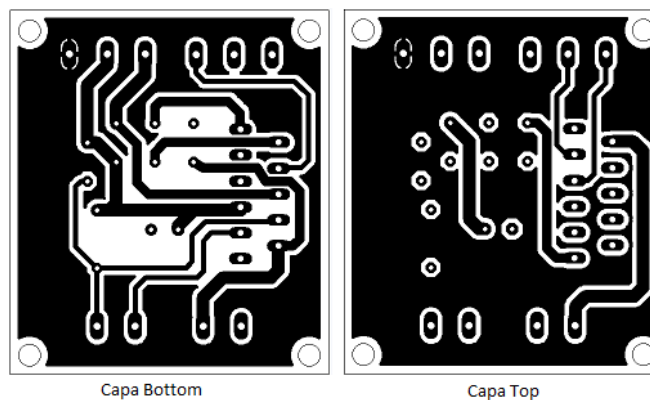


Fig. 4.9. Diseño de la plaqueta del driver de potencia.

4.3 ETAPA DE CONTROL DE MOVIMIENTO.

Esta etapa se encarga del movimiento de la unidad de MPC y el sensado de la posición de la misma; para realizar la medición de la posición se realiza por medio del potenciómetro lineal, el cual está conectado a una entrada analógica del microcontrolador, para determinar la velocidad a la cual está girando el motor se utiliza un encoder relativo el cual entrega un número de pulsos digitales proporcionales a la velocidad giro del motor.

Para realizar el control del movimiento esta etapa se comunica con la etapa de control de mando mediante el protocolo de comunicación I^2C , la cual recibe los parámetros de terapia ajustados por el usuario, así como las ordenes de inicio, pausa, parada y posicionamiento, además esta etapa retorna el ángulo en que se encuentre la UMPC y los estados de error, en tal caso si se presenta un error en el funcionamiento como medida de prevención esta etapa detiene el funcionamiento del motor inmediatamente con el fin de garantizar la integridad física del paciente. Una vez definidos todos los parámetros se sensa cada 0.2 segundos la posición de la UMPC, se optó por 0.2 segundos debido al criterio de muestreo de Nyquist[29], el cual establece que se deben tomar muestras al menos 2 veces más rápido que la señal a muestrear, en este caso la posición varía un grado cada 0.4 segundos cuando la máquina está operando a su máxima velocidad, aplicando el teorema de muestreo se obtiene un periodo de 0.2 segundos. Dependiendo la posición de la máquina y los parámetros fijados esta etapa determina cuando la máquina debe cambiar de movimiento, es decir de flexión a extensión o viceversa.

El control de velocidad se realiza mediante la técnica de modulación de ancho de pulso (PWM) con una resolución de 10 bits, dicha señal va a ir conectada al driver de potencia así como el pin de dirección y el de freno, la frecuencia del PWM es de 15KHz y se halló mediante la siguiente expresión:

La frecuencia de oscilación es generada mediante un cristal externo de cuarzo de 12MHz
La frecuencia deseada del PWM es de 15KHz.

$$T_{PWM} = (PR2 + 1)(4/F_{osc})(preescalador\ del\ timer2)$$

$$T_{PWM} = (15Khz)^{-1} = 66.6667\mu s$$
$$F_{osc} = 12Mhz$$

Para generar la base del PWM se utilizó el Timer2 del microcontrolador PIC18F2250 y el preescalador de 1, definiendo esto, se debe encontrar el valor PR2 el cual debe ser cargarlo en el timer2 para generar la frecuencia de 15KHz.

$$(15Khz)^{-1} = (PR2 + 1)(4/12Mhz)(1)$$
$$PR2 = 199$$

Para generar la frecuencia del PWM de 15KHz se debe configurar el timer2 con un preescalador de 1 y cargar el registro del timer2 con 199.

La resolución máxima en bits viene dada por la siguiente expresión:

$$Resolucion = \frac{\lg\left(\frac{F_{osc}}{F_{PWM}}\right)}{\lg 2}$$

$$Resolucion = \frac{\lg\left(\frac{12MHz}{15KHz}\right)}{\lg 2}$$

$$Resolucion = 9.64 \text{ bits} \cong 10 \text{ bits}$$

Es decir que el valor máximo al cual se carga el PWM es de 800, lo que representa que:

800 = 100% del PWM.

000 = 000% del PWM.

Para controlar la velocidad de giro del motor se utilizó el diagrama de bloques de la figura 4.10, donde se muestra los elementos de un sistema a lazo cerrado. Cada bloque representa un elemento del sistema y ejecuta una función en la operación de control. Las líneas entre los bloques muestran las señales de entrada y salida de cada elemento, y las flechas, la secuencia de acciones en el orden en que ocurren.

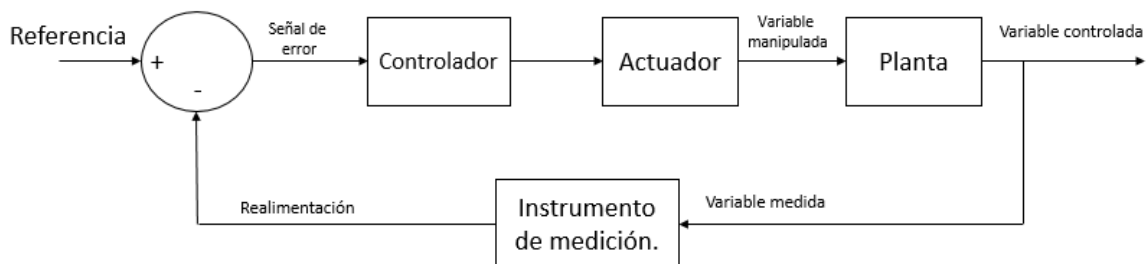


Fig. 4.10. Diagrama de control.

Variable controlada: Se refiere a la variable cuyo valor debe mantenerse igual al de referencia durante el proceso la cual es la velocidad de giro del motor DC.

Variable medida: Es el valor de la variable que se desea controlar. Para hacerlo, es necesario conocer su valor en el proceso y compararlo con el valor de referencia.

Instrumento de medición: Mide la variable que deseamos controlar y produce una señal de salida que especifica el valor de esta variable, como elemento de medición se utiliza un encoder relativo.

Señal de retroalimentación: Es la salida del instrumento de medida que en este caso son pulsos digitales.

Valor de referencia: Es el valor deseado de la variable controlada.

Señal de error: Provee el valor de la diferencia entre el valor deseado y el medido.

Controlador: Recibe la señal de error y produce los ajustes necesarios para minimizarla, el cual implementa una acción de control proporcional-integral (PI) donde se obtuvo una constante $K=167.4$ y la $I=0.5$, estos valores se obtuvieron con ayuda de la herramienta *Sisotool de Matlab*.

Actuador: Es un aparato o instrumento que ejecuta las acciones que conducen a la variable controlada a adquirir el valor de referencia, como actuador se tiene el modulo driver de potencia.

Planta: Es el elemento final, el cual es un motor de corriente continua (DC) cuya función de transferencia es $\frac{0.423}{0.18s+1}$.

En la figura 4.11 se muestra la respuesta del sistema con el controlador PI, donde no se presenta sobrepaso lo cual es una condición deseada debido a que si se presenta un sobrepaso en la velocidad esto puede afectar la integridad del paciente, además tiene un error de estado estacionario de 0 y una aumento de la velocidad de respuesta del sistema.

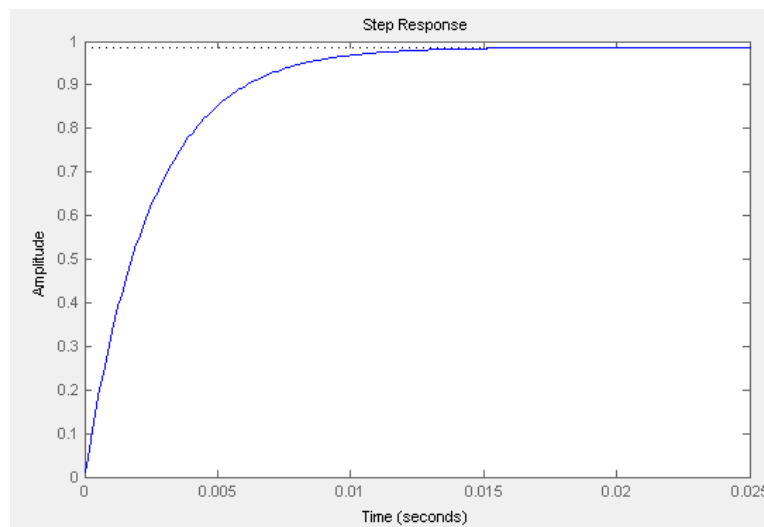


Fig. 4.11. Respuesta del sistema con el controlador PI.

El algoritmo planteado para el microcontrolador de esta etapa sigue el diagrama de flujo de la figura 4.12, en el cual inicia en “declaración de variables”, “declaración de puertos”, “señal de stop” al driver de potencia, luego se monitorea si llegan “parámetros” de la tarjeta de control de mando, en caso de que si, se “ajustar la UMPC” a dichos parámetros y se queda a la espera de la condición de “inicio”, si esta condición se produce se da “inicio de terapia”, en la cual inicia con el “movimiento de flexión” y se detiene cuando llegue al “límite de flexión”, que es el parámetro ingresado por el usuario, luego se cambia al “movimiento de extensión” el cual se detiene cuando se llegue al “límite de extensión” y posteriormente se vuelve al “movimiento de flexión”; este proceso se repite siempre y cuando el “tiempo de terapia no se haya agotado” o si no se ha producido una “falla” en algunos de los componentes de la unidad de MPC, en caso que se presente alguna condición dicha anteriormente se detiene inmediatamente la unidad de MPC y se “visualiza el estado” de esta, durante la ejecución de la terapia se monitorea la si la “velocidad es correcta”, en caso de no serla se pasa la actividad “ajuste la velocidad”.

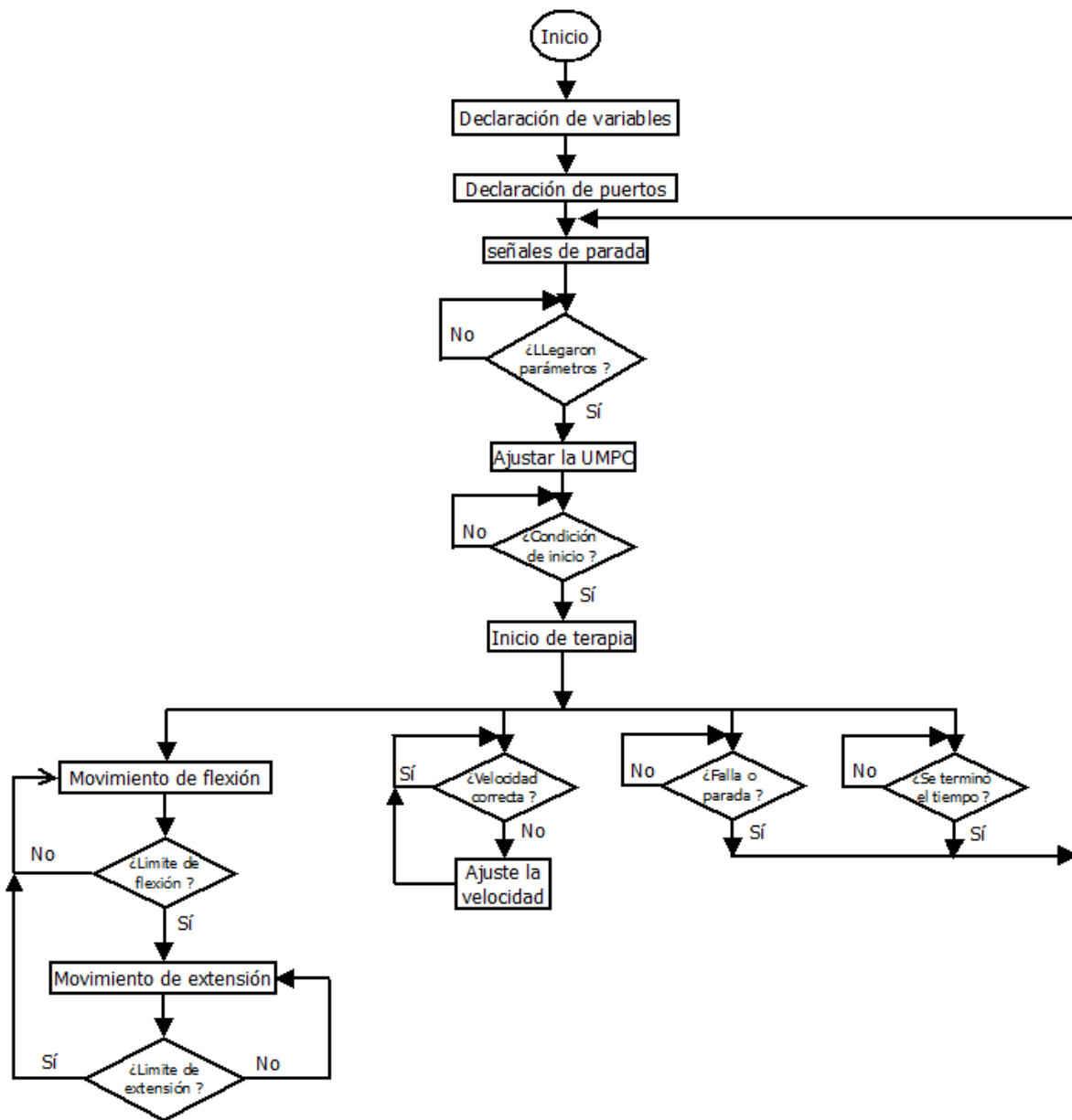


Fig. 4.12. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador de la Etapa de control de movimiento.

En la figura 4.13 se presenta el diagrama esquemático de la etapa de control de movimiento.

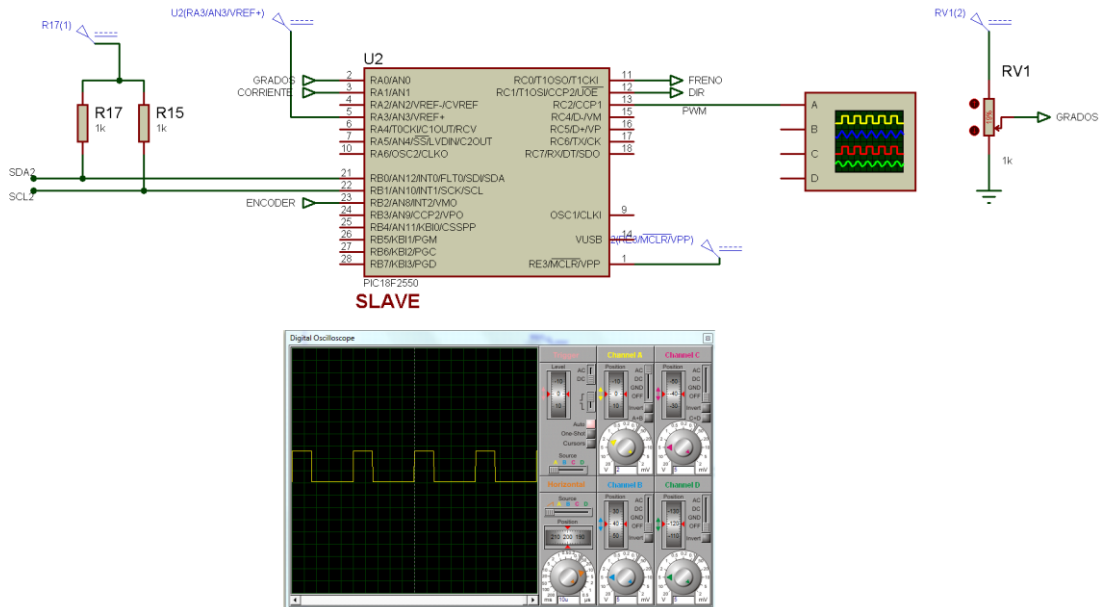


Fig. 4.13. Diseño esquemático de la etapa de control de movimiento.

El diseño de la plaqueta de la etapa de control de movimiento se realizó en plaqueta doble cara y con componentes de montaje superficial, pensando en futuros trabajos los pines que no están siendo utilizados se dejaron a disposición mediante conectores, en la figura 4.14 se presenta el diseño de la plaqueta de control de movimiento.

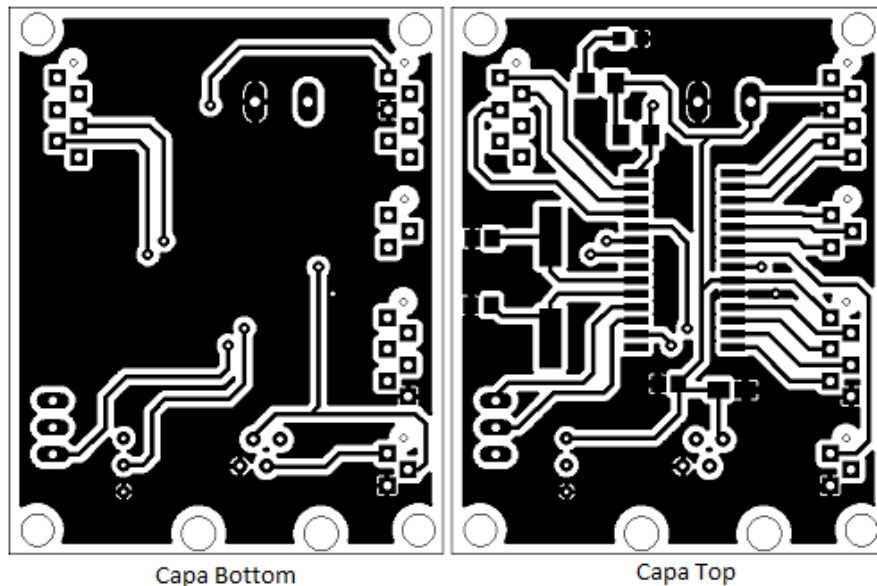


Fig. 4.14. Diseño de la plaqueta de control de movimiento.

Capítulo 5.

5. CONTROL DISTRIBUIDO.

Básicamente, se tienen dos tipos de memoria: la de largo plazo y la de corto plazo. La de largo plazo, que contiene todos los recuerdos (aunque no se estén recordando), es como el disco duro de nuestro cerebro. La memoria de corto plazo, en cambio, es como una memoria RAM, que contiene solamente lo que se está utilizando en ese instante y permite acceder a ello muy rápidamente [30].

Esta memoria volátil es capaz de albergar entre 5 y 9 items al mismo tiempo, durante un máximo de 10 segundos. Al ingresar nuevos elementos, los otros se van agrupando de a siete (aproximadamente).

La atención visual representa el mundo en una serie de destellos de un séptimo de segundo de duración, de una manera similar a como lo hacen las cámaras de vídeo o como un estroboscopio, que se enciende y se apaga periódicamente, según un estudio. Se ha descubierto así que la atención visual funciona como un haz luminoso que ilumina uno o varios objetos, pero no de manera continua, sino que lo hace siete veces cada segundo. Esta captación periódica de información se produce incluso cuando al observador se le presenta un solo estímulo de visión [31].

Un estroboscopio es un instrumento que permite encender y apagar luces en un periodo de tiempo dado y la cantidad de veces que uno desee, para producir un efecto visual concreto de los objetos en movimiento.

En resumen el cerebro se especializa en 7 cosas al mismo tiempo.

El control distribuido consiste en monitorear y gestionar un número determinado de UMPC; según el contexto anterior no se debe superar más de 7 unidades debido a la capacidad de atención del cerebro humano. El control distribuido se realiza desde una interfaz de PC, desde la cual el profesional de la salud puede modificar y ajustar los parámetros de cada una de las unidades de MPC que se encuentre conectada a dicho sistema, de esta manera, el profesional de la salud puede atender de manera simultánea no más de 7 pacientes en el mismo periodo de tiempo en que solo se atendía un paciente, sin afectar la calidad del servicio ni la integridad física del paciente. En la figura 5.1 se plantea la estructura general del control distribuido que se va a utilizar para el desarrollo de este proyecto.

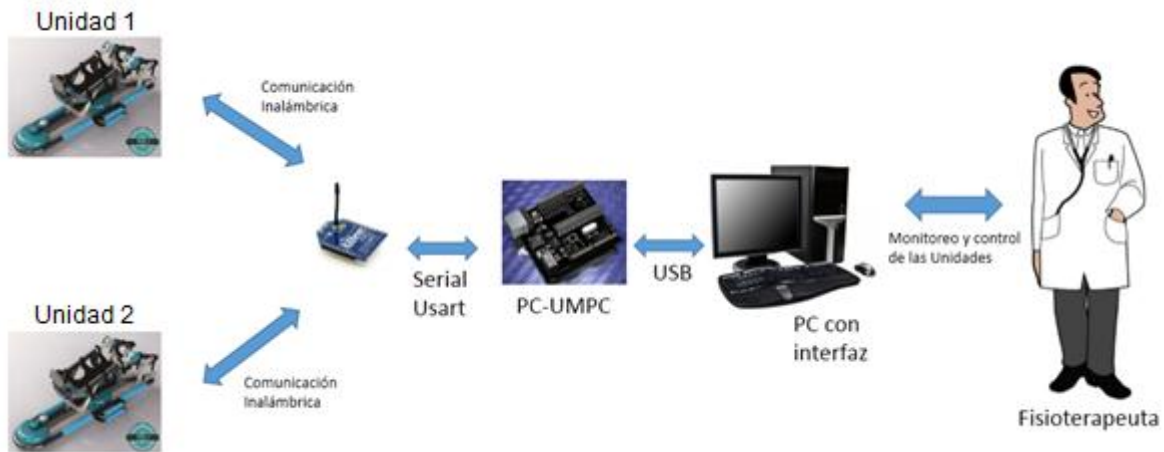


Fig. 5.1. Estructura general del control distribuido.

5.1 BASE DE DATOS.

Para la creación de la base de datos del proyecto se siguió el siguiente modelo:

5.1.1 Implementación de la base de datos del proyecto.

Para realizar la base de datos del proyecto se siguió el esquema de la figura 5.2.

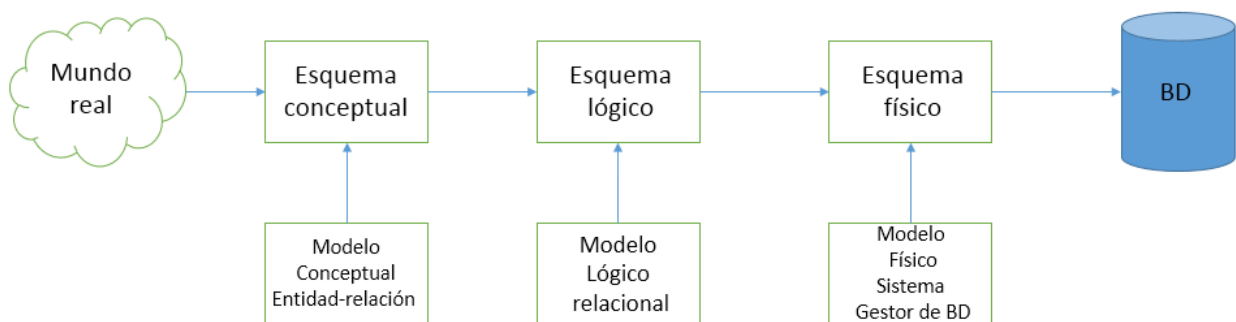


Fig. 5.2. Pasos para la creación de una BD [37].

➤ Mundo real.

En este punto se analiza y se determina que es lo que se va a almacenar en la base de datos, en nuestro caso lo que se desea almacenar son los siguientes datos:

- Nombre del paciente
- Apellido del paciente

- Edad del paciente
- Identificación del paciente
- Id de la terapia
- Fecha de la terapia
- Ángulo de flexión
- Ángulo de extensión
- Velocidad de la terapia
- Tiempo de la terapia
- Delay de la terapia
- Observaciones del fisioterapeuta.

Luego de tener definidos todos los datos que van a ser parte de la BD se pasa al esquema conceptual.

➤ Esquema conceptual. [38]

Este esquema se saca a través de un *modelo entidad-relación*, el cual se describe de forma general en el capítulo 2. Una información más detallada se puede encontrar en [38].

Con todos los conceptos del modelo entidad-relación y los elementos identificados que van a ser parte de la base de datos, se realiza el modelo entidad-relación de la figura 5.3.

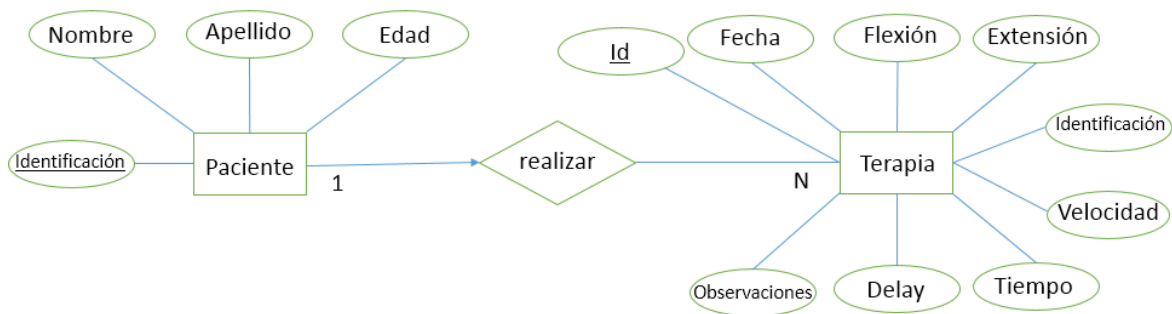


Fig. 5.3. Modelo entidad-Relación de la BD del proyecto.

➤ Esquema lógico. [39]

El modelo lógico relacional organiza y representa los datos en forma de tablas o relaciones. Toda entidad se debe convertir en una relación, los identificadores pasan a ser primary keys (PK), el foreign keys (FK) es la llave externa, que en este caso la entidad terapia trae de la entidad paciente el identificador *identificación* que viene hacer el FK de la entidad terapia. En la figura 5.4 se muestra el modelo lógico relacional del proyecto.

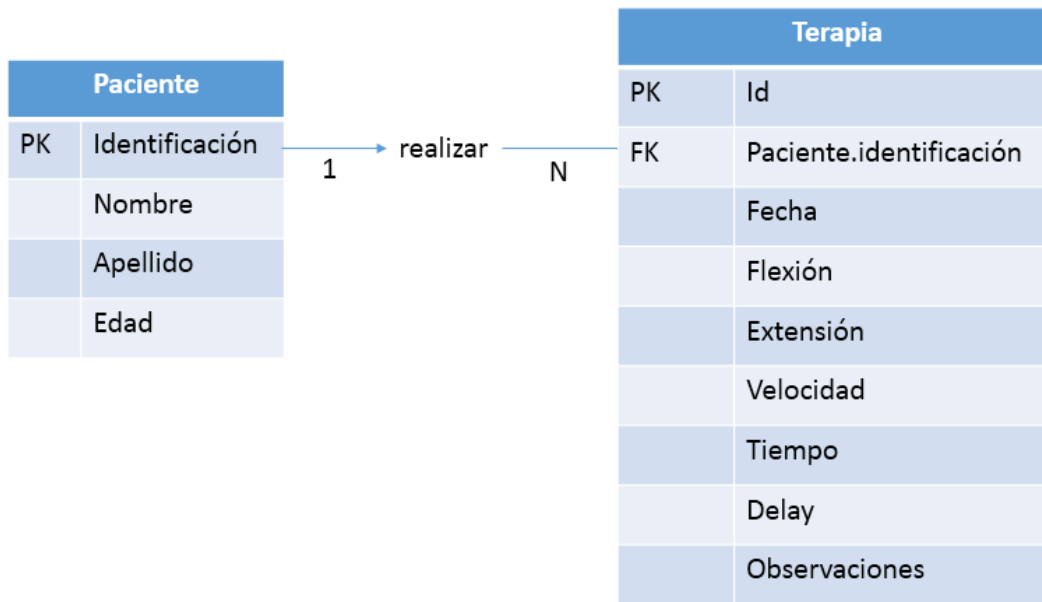


Fig. 5.4. Modelo lógico relacional de la BD del proyecto.

➤ Esquema físico.

El modelo físico se realiza adicionándole 2 columnas al modelo lógico en las que se muestra el tipo de la variable y si esta pueda estar vacía o no. Se debe tener en cuenta que tanto la primary keys(PK) y la foreign keys (FK) deben ser del mismo tipo. En la figura 5.5 se presenta el modelo físico de la BD.

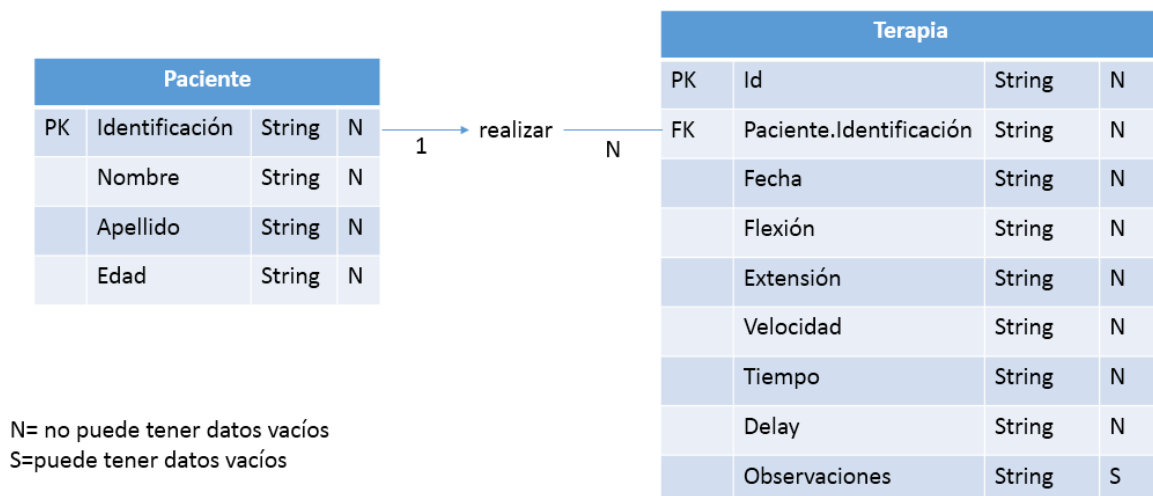


Fig. 5.5. Modelo físico de la BD del proyecto.

El sistema gestor de base de datos (SGBD) utilizado en el proyecto es *Microsoft Access 2010*, el cual se manipula mediante comandos por medio de la Interfaz gráfica (hombre - unidades de MPC).

Algunas de las características de Microsoft Access 2010 [40]:

- Tamaño de archivo (.accdb) de las bases de datos de Access: 2Gb, menos el espacio necesario para los objetos del sistema.
- Número de objetos en una base de datos: 32.768.
- Número de módulos (incluidos los formularios e informes con la propiedad Tiene Un Módulo Asociado (HasModule) establecida en Verdadero): 1000.
- Número de caracteres en un nombre de objeto: 64.
- Número de caracteres en una contraseña: 20.
- Número de caracteres en un nombre de usuario o de grupo: 20.
- Número de usuarios simultáneos: 64.

5.2 INTERFAZ DEL CONTROL DISTRIBUIDO.

Para el desarrollo de la interfaz del PC se utiliza el compilador de Microsoft Visual C# 2010 [32], el cual es un lenguaje de programación orientado a objetos [33].

Esta interfaz fue pensada siguiendo lineamientos de usabilidad. Es decir, sectores de la interfaz con una funcionalidad, colores tenues de acuerdo a la aplicación, un limitado número de comandos. Esto para facilitar el manejo del sistema por parte de un profesional de la salud. Esta interfaz es la encargada de interactuar entre el fisioterapeuta y las unidades de MPC. Además, en dicha interfaz el profesional de la salud puede almacenar los parámetros de terapia de los pacientes en una base de datos de tal manera que se puede consultar en el momento que se requiera. Adicionalmente, se establece una comunicación mediante el protocolo de comunicación USB con la tarjeta de PC-UMPC. En caso de que en alguna de las UMPC se presenten errores, estos se despliegan en la interfaz informándole al profesional de la salud cual fue la causa de éste. Una descripción del diagrama de flujo que determina el funcionamiento de la interfaz gráfica la cual se centra en el nivel de operación de un sistema de control distribuido, se presenta en la figura 5.6. Donde, se inicia en la “Declaración de variables Configuración de la BD”. Posteriormente se monitorea el establecimiento de una conexión de comunicación con la UMPC. En caso de que sea establecida, se solicitan los parámetros de las UMPC; seguidamente, si el usuario ha ingresado los parámetros, estos se actualizan y se registran en la BD. Una vez enviado el comando de “inicio”, se desarrolla la actividad “inicia la terapia”. La actividad “Detener la UMPC” se ejecuta en caso de que sea detectado un “Error”, el comando “Pausa” se accione, o si se perdió la comunicación inalámbrica.

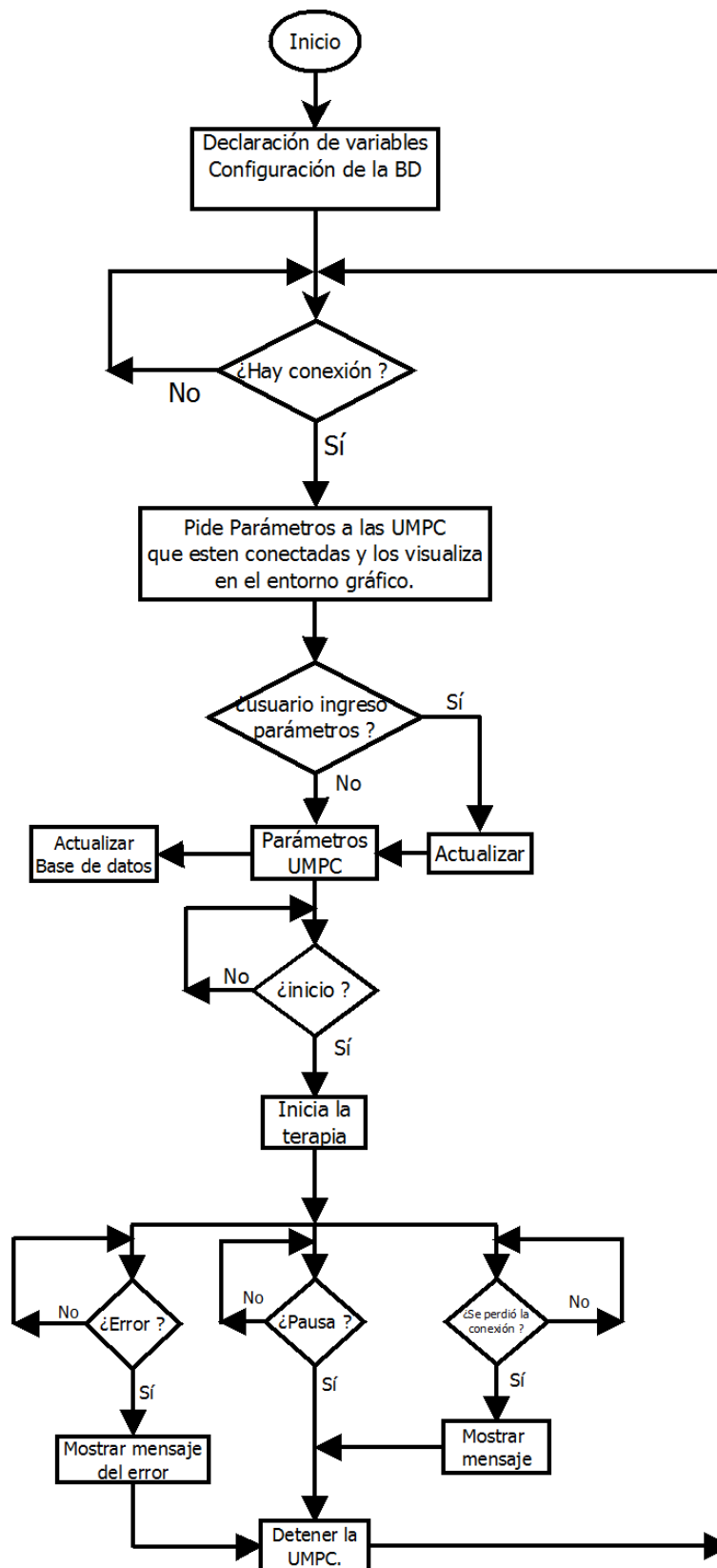


Fig. 5.6. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en la interfaz de control distribuido en el nivel de operación.

5.3 RESULTADO DE LA INTERFAZ GRÁFICA DEL SISTEMA DE CONTROL DISTRIBUIDO.

El profesional de la salud tendrá en la pantalla del pc la interfaz gráfica presentada en la figura 5.7, con la cual puede interactuar y manejar un máximo de 2 UMPC, con las cuales se valida el funcionamiento del sistema.

	Id	NOMBRE	APELLIDO	EDAD	ndeidentidad	Fecha	Flexion	Extension	Velo
▶	83	John Alexander	Camacho	24	1234	22/08/2014	100	30	100
*									

Fig. 5.7. Interfaz gráfica (hombre - unidades de MPC).

Por medio de la interfaz gráfica el profesional de la salud puede almacenar, actualizar y borrar los datos de un paciente de manera parcial o total, sin necesidad de saber sobre base de datos, además muestra los parámetros que tiene la UMPC, el ángulo en que se encuentra, el tiempo restante para que finalice la terapia, así como el estado de esta (inicio, pausa o detenida) y la intensidad de la señal para cada una de las UMPC que se encuentren conectadas en modo distribuido, también tiene la capacidad de informarle al profesional de la salud si se presentó una falla en alguna de las UMPC que se encuentren conectadas.

5.4 TARJETA PC-UMPC.

Esta tarjeta es la encargada de servir de intermediario entre las UMPC y el PC; se comunica con el PC mediante comunicación USB, y con las UMPC utilizando Radiofrecuencia. Está conformada por un microcontrolador PIC18F2550 y un módulo inalámbrico Xbee-PRO, la alimentación de 5VDC es tomada del puerto USB y los 3.3VDC para el Xbee-PRO se proporciona por un regulador de voltaje.

En pocas palabras, la función de esta tarjeta es recompilar toda la información de las UMPC que se encuentren funcionando en modo distribuido y pasársela al PC para su procesamiento, también direcciona la información del PC hacia la UMPC a la cual va dirigida dicha información.

El algoritmo de programación sigue el siguiente diagrama de flujo de la figura 5.8. El cual inicia con “definición de variables”, “declaración de puertos” y “configuración de host”, posteriormente se monitorea si el host ha sido configurado en caso de que si se pasa a la actividad “unidad lista”, en la cual se monitorea si “llegan datos de la UMPC” en caso de que lleguen se pasa a la actividad “enviar datos al pc”, también se monitorea si “llegan datos del PC” de tal manera que si llegan dichos datos se pasa a la actividad “enviar datos a la UMPC correspondiente”.

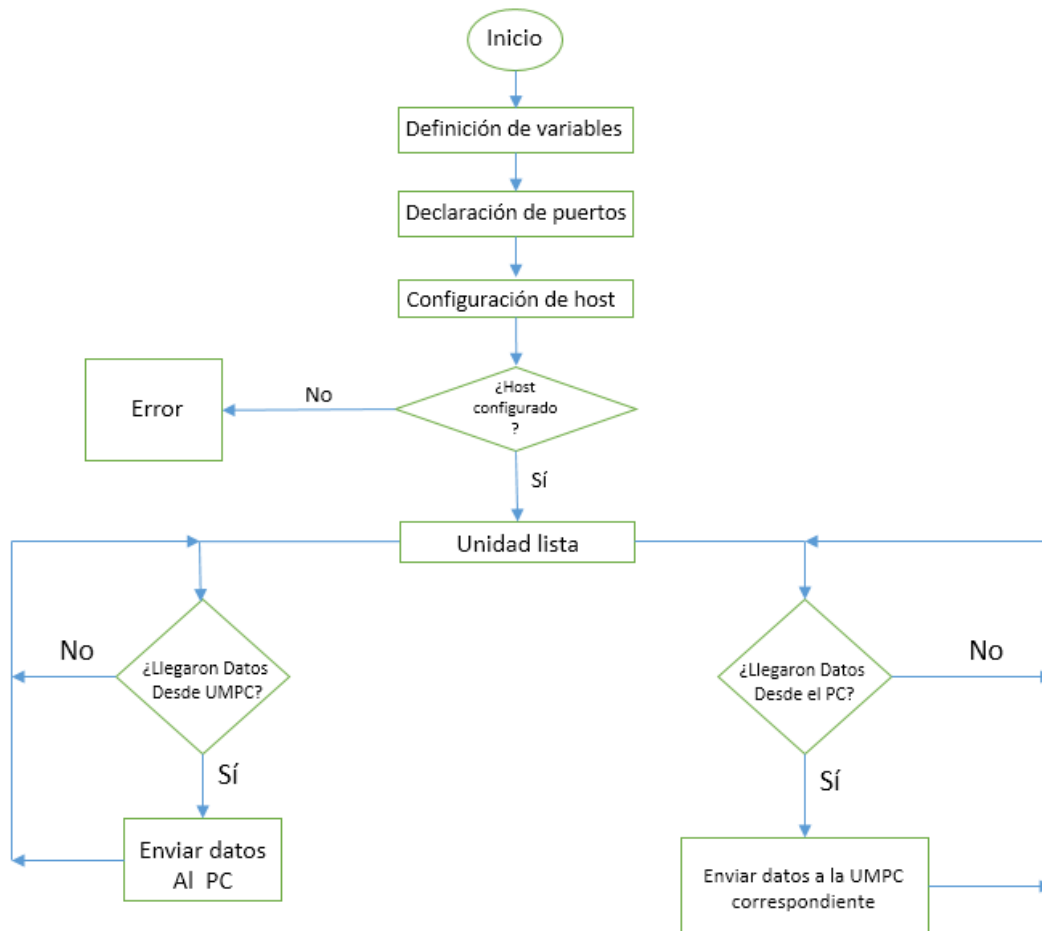


Fig. 5.8. Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador de la Tarjeta PC-UMPC.

El diseño esquemático de la tarjeta PC-UMPC se presenta en la figura 5.9, en la figura 5.10 se presenta el diseño de la tarjeta de PC-UMPC, la cual se realizó con elementos SMD, con el fin de que sea pequeña, compacta y ligera.

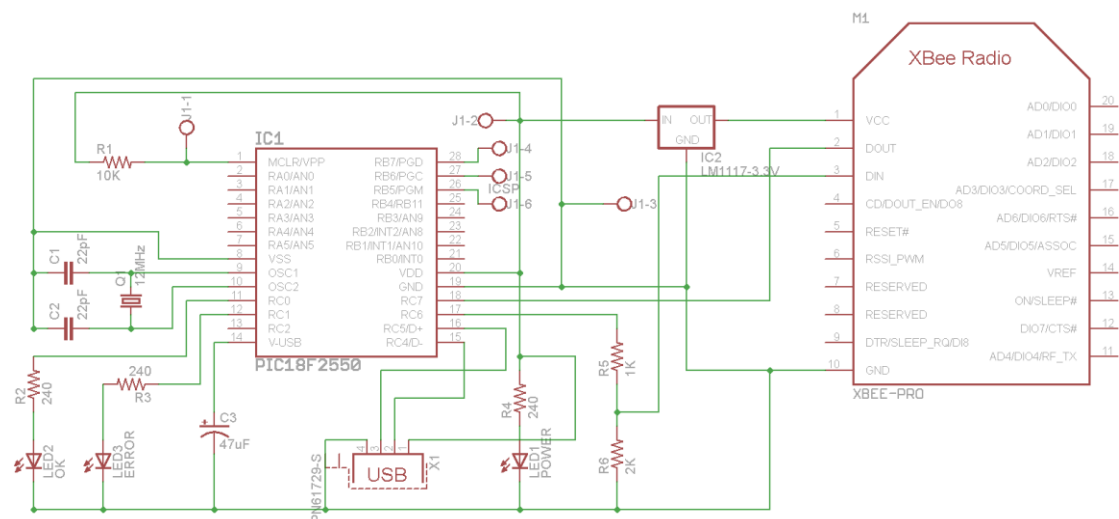


Fig. 5.9. Diseño esquemático de PC-UMPC.

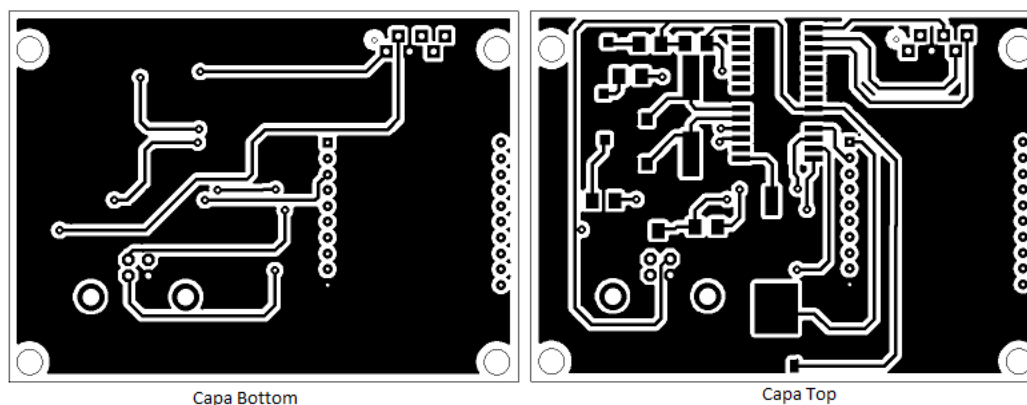


Fig. 5.10. Diseño de la plaqueta PC-UMPC.

5.4.1 Comunicación inalámbrica.

Para la realización de este proyecto se utilizó el *modo api* proporcionado por los módulos XBEE - PRO, debido a que se necesita saber desde que modulo se envía la información, además porque se necesita realizar una red punto-multipunto y por último, la potencia de la señal de donde vienen los datos, todos estos requerimientos lo brinda el *modo api* a diferencia del *modo transparente*.

Estos paquetes o frames se dividieron en dos partes: la trama que envía la etapa de control de mando y la trama que envía la unidad PC-UMPC.

5.4.1.1 Trama de la etapa de control de mando.

La etapa de control de mando constantemente esta enviando una trama de datos a la tarjeta PC-UMPC informándole sobre el estado de la unidad de MPC, es decir el ángulo en que se encuentra, los parámetros de terapia, el tiempo restante de la terapia, el estado de la UMPC (inicio, pausa y parada) y los estados de error, la trama tiene una longitud de 20 bytes, el formato de esta se presenta en la figura 5.11.

7E	00	10	01	00	00	00	01	Error	Estado	Ctrl	ángulo	Flexión	Extensión	Velocidad	Tiempo	Delay	CuentaH	CuentaL	Checksum
----	----	----	----	----	----	----	----	-------	--------	------	--------	---------	-----------	-----------	--------	-------	---------	---------	----------

Fig. 5.11. Trama que envía la etapa de control de mando.

A continuación se explican cada uno de los datos enviados:

➤ **Error.**

Si es 0: no se presentó error en la UMPC.

Si es 1: Falla en el motor.

Si es 2: Falla en el sensor.

Si es 3: Falla en el encóder.

Si es 4: Falla en la comunicación de la UMPC.

Si es 5: Falla en la comunicación PC-UMPC.

➤ **Estado.**

Si es 0: La UMPC se encuentra detenida.

Si es 1: La UMPC se encuentra en inicio, es decir realizando una terapia.

➤ **Ctrl.**

Si es 0: la UMPC se encuentra en modo parada.

Si es 1: la UMPC se encuentra en modo pausa.

➤ **Ángulo.**

Envía el valor del ángulo en que se encuentra posicionada la UMPC.

➤ **Flexión.**

Envía el valor que contiene el parámetro flexión.

➤ **Extensión.**

Envía el valor que contiene el parámetro extensión.

➤ **Velocidad.**

Envía el valor que contiene el parámetro velocidad.

➤ **Tiempo.**

Envía el valor que contiene el parámetro Tiempo.

➤ **Delay.**

Envía el valor que contiene el parámetro Delay.

➤ **CuentaH y Cuental**

Estas variables contienen la cuenta del tiempo restante para finalizar la terapia en segundos, como la UMPC puede realizar una sesión de terapia de hasta 4 horas, en segundo son 14400, y como los registros son de 8 bits, es decir el máximo valor que se puede representar es 255, se optó por partir el valor de los segundos en dos registros de 8 bits, a los cuales se llamaron *cuentaH* porque contiene los bits más significativos y *cuentaL* porque contiene los bits menos significativos.

➤ **Checksum.**

Es la suma de verificación, la cual sirve para detectar si alguno de los datos está erróneo o si se han perdido.

5.4.1.2 Trama de la tarjeta PC-UMPC.

La tarjeta PC-UMPC envía información hacia la etapa de control de mando de una UMPC especificada, la cual consta de los parámetros que se han modificado en la interfaz gráfica por parte del profesional de la salud; esta trama tiene una longitud de 15 bytes, la cual tiene el formato que se presenta en la figura 5.12.

7E	00	0B	01	00	00	destino	01	Flexión	Extensión	Velocidad	Tiempo	Delay	Play	Checksum
----	----	----	----	----	----	---------	----	---------	-----------	-----------	--------	-------	------	----------

Fig. 5.12. Trama que envía la tarjeta PC-UMPC.

A continuación se explica cada uno de los datos enviados:

➤ **Destino.**

Este campo contiene la dirección de la UMPC a la que se le quiere enviar la información proveniente de la interfaz gráfica del PC, este campo puede contener valores entre 1 y 2, que corresponde a la cantidad mínima de UMPC que es 1 y la máxima que es 2.

➤ **Flexión.**

Contiene el valor del parámetro Flexión proveniente de la interfaz gráfica el cual va ser enviado a la UMPC para que ésta se actualice a este parámetro.

➤ **Extensión.**

Contiene el valor del parámetro Extensión proveniente de la interfaz gráfica el cual va ser enviado a la UMPC para que ésta se actualice a este parámetro.

➤ **Velocidad.**

Contiene el valor del parámetro velocidad proveniente de la interfaz gráfica el cual va ser enviado a la UMPC para que ésta se actualice a este parámetro.

➤ **Tiempo.**

Contiene el valor del parámetro tiempo proveniente de la interfaz gráfica el cual va ser enviado a la UMPC para que ésta se actualice a este parámetro.

➤ **Delay.**

Contiene el valor del parámetro Delay proveniente de la interfaz gráfica el cual va ser enviado a la UMPC para que ésta se actualice a este parámetro.

➤ **Play.**

Esta variable afecta el estado de la UMPC, es decir dependiendo del valor que esta tome, La UMPC puede entra en actualización de parámetros, inicio, pausa, parada o posicionamiento.

Si es 0: Actualiza los parámetros de terapia de la UMPC.

Si es 1: Produce una pausa en la UMPC.

Si es 2: Inicia una sesión de terapia.

Si es 3: Reinicia los parámetros de la UMPC.

Si es 4: Posiciona la UMPC en el ángulo de extensión.

➤ **Checksum.**

Es la suma de verificación, la cual sirve para detectar si alguno de los datos está erróneo o si se han perdido.

Capítulo 6.

6. CONDICIONES DE FUNCIONAMIENTO Y DETECCIÓN DE FALLAS.

Este capítulo se describen las condiciones de funcionamiento y posteriormente las condiciones de falla del sistema.

6.1 CONDICIONES DE FUNCIONAMIENTO.

Para evitar cualquier condición de mal uso que pueda perjudicar la integridad física del paciente y facilitar el uso de la UMPC, se plantearon las siguientes condiciones para el inicio de una correcta sesión de rehabilitación que aplican de igual manera en los dos modos de funcionamiento: *local* y *distribuido*.

6.1.1 Ajuste de parámetros.

Los parámetros descritos a continuación son los que se deben tener en cuenta para que la UMPC realice una sesión de terapia sin ningún inconveniente.

➤ Extensión.

El parámetro de extensión debe ser menor que el parámetro de flexión, de lo contrario al momento de dar inicio a una sesión de terapia se mostrará el siguiente mensaje *¡La extensión debe ser menor a la Flexión!* dependiendo en modo de funcionamiento se puede visualizar en la pantalla del mando o en la interfaz gráfica.

➤ Tiempo.

El parámetro de tiempo debe ser mayor o igual a 1 minuto, de lo contrario la UMPC no inicia la terapia y al momento de que se le dé la orden de play se muestra el siguiente mensaje de advertencia *¡el tiempo debe ser mayor o igual a un minuto!*

6.1.2 Posicionamiento.

Para que la UMPC realice la sesión de terapia, esta debe buscar una condición de inicio la cual es el grado de extensión, es decir cuando se ajustan los parámetros, la UMPC va a buscar inmediatamente posicionarse en el grado indicado en la extensión, y solo si se cumple esa condición de se inicia correctamente la terapia, de lo contrario indica el siguiente mensaje *¡Por favor espere que la máquina se posicione!*

6.2 DETECCIÓN DE FALLAS.

Debido a que se pueden presentar fallas durante la realización de la sesión de la terapia y la finalidad de la UMPC es ayudar al paciente en la pronta recuperación y por ningún motivo empeorarla o atentar con la integridad física del usuario, se implementó un plan de contingencia que detiene inmediatamente la sesión de terapia y enciende la alarma sonora, siempre y cuando la UMPC diagnostica un error en su funcionamiento. A continuación se presenta las posibles fallas:

6.2.1 Fallas en la UMPC.

➤ **Falla en el motor.**

Para determinar la falla del motor se sensa constantemente la corriente suministrada al motor la cual debe de estar alrededor de 1A, en tal caso que la corriente sobrepase la nominal o esté por debajo de esta, se considera como una falla de funcionamiento, por lo tanto se detiene la terapia y se diagnostica la falla ya sea en la pantalla del mando o en la interfaz gráfica, con el siguiente mensaje *¡falla en el motor!*

➤ **Falla en el sensor.**

Esta falla se diagnostica cuando la máquina está en movimiento y el sensor siempre de una medida constante o no entregue una medida, por lo tanto se considera falla y se muestra el siguiente mensaje *¡falla en el sensor!*

➤ **Falla en el encóder.**

El diagnostico de esta falla se da debido a que en un determinado espacio de tiempo se debe tener un numero constante de pulsos o con una pequeña diferencia, pero si esta diferencia es significativa o por el contrario no se presenta pulsos se puede decir que el encóder presentó una falla y se muestra el siguiente mensaje *¡Falla en el encoder!*

➤ **Falla en la comunicación con la máquina.**

Esta comunicación es la que se establece entre la tarjeta de control de mando y la tarjeta de control de movimiento, mediante el protocolo I^2C , esta comunicación se realiza cada 150ms y limpia un flag de estado, este flag se revisa cada 300ms en tal caso que este se encuentre con un valor diferente de cero, indica que la comunicación se ha caído, por lo tanto muestra el mensaje *¡falla en la comunicación de la máquina!*

➤ **Falla en la comunicación inalámbrica con el pc.**

Esta comunicación se establece entre la tarjeta de control de mando y la tarjeta PC-UMPC mediante los módulos inalámbricos XBEE-PRO, esta comunicación se realiza cada 300ms y limpia un flag de estado, este flag se revisa cada 8 segundos debido a que la comunicación tiene un alcance de hasta 1Km y la señal tarda en viajar, en tal caso si pasados esos 8 segundos el flag tiene un valor diferente de cero, esto quiere decir que la comunicación se ha caído y se muestra el siguiente mensaje *¡falla en comunicación con el pc o fuera de alcance!*

Capítulo 7.

7. RESULTADOS.

En este capítulo se muestran los resultados relacionados con la evaluación de la implementación de los circuitos electrónicos o tarjetas descritos en los anteriores capítulos. Para obtener un valor más preciso en dichas pruebas se tomaron 40 datos de una misma medida y se calculó la media aritmética, desviación estándar y el error porcentual con respecto al valor teórico.

7.1 TARJETA DE CONTROL DE MANDO.

En la figura 7.1 se observa la tarjeta de control de mando, con todos sus componentes SMD ensamblados y el módulo de conexión inalámbrica Xbee-Pro.

Esta tarjeta cuenta con conectores Mini CT de 1.5mm[45] que permiten la conexión con los elementos externos a ella, los cuales son: la pantalla de visualización, el teclado, el switch de cambio de modo, los indicadores led, y el puerto de programación que permite descargar el programa que va a ejecutar el microcontrolador. Adicionalmente, cuenta con un puerto RJ11 [46] que permite establecer la comunicación entre esta tarjeta y la de control de movimiento.

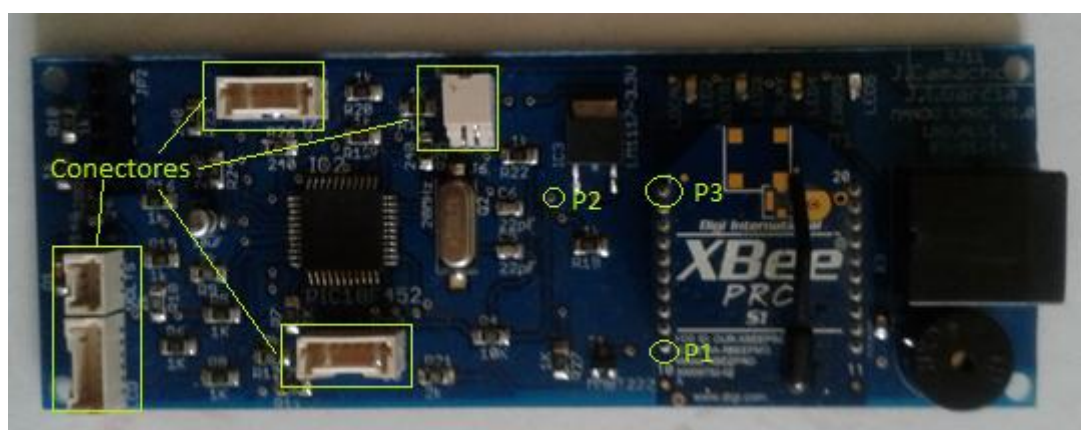


Fig. 7.1. Tarjeta de control de mando.

Para verificar el funcionamiento de esta tarjeta, primero que todo se midieron los voltajes de alimentación entre los puntos P1 que es la tierra y P2, el cual debe estar en 5VDC para el funcionamiento del microcontrolador, el teclado, buzzer e indicadores led, y por ultimo entre el punto P1 y P3, que debe estar en 3.3VDC para el modulo inalámbrico Xbee-Pro y la pantalla de visualización. Los datos obtenidos fueron consignados en la tabla 2.

Puntos de medición	Valor teórico	Media aritmética	Desviación estándar	Error porcentual
P2 respecto a P1	5.0VDC	4.8345VDC	0.0169338	3.31%
P3 respecto a P1	3.3VDC	3.22325VDC	0.0205548	2.32%

Tabla 2. Medición de voltajes de la tarjeta de control de mando.

Analizando los datos anteriores de la tabla 2. Se concluye que esta variación se debe a la longitud del cable de alimentación la cual es de 2.5 metros, pero son aceptables para el correcto funcionamiento de los dispositivos debido a que se encuentran entre los rangos definidos por el fabricante, por ejemplo:

- Microncontrolador PIC18F452 : 2.2VDC a 5.5VDC
- Xbee Pro : 2.8VDC a 3.4VDC

Para realizar las pruebas de alcance de la comunicación inalámbrica se realizó primero en un lugar cerrado como lo es una casa, en la cual se ubicó la tarjeta de control de mando en la primera habitación y el pc en la última (ver figura 7.2.) dando un distancia total de 15.5 metros, cabe resaltar que dicha prueba se realizó con las puertas cerradas y cada pared de la habitación consta de ladrillo macizo con un grosor de 15cm.

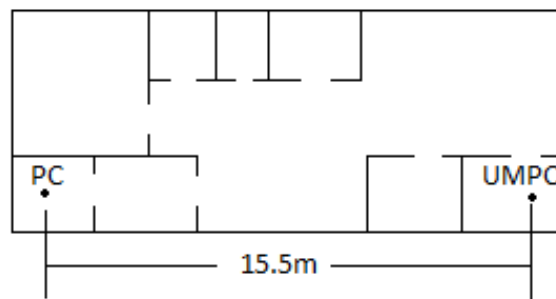


Fig. 7.2. Plano arquitectónico de la casa donde se realizaron las pruebas.

La segunda prueba se realizó entre dos casas con una distancia total de 30.1m, los dispositivos se ubicaron como lo muestra la figura 7.3.

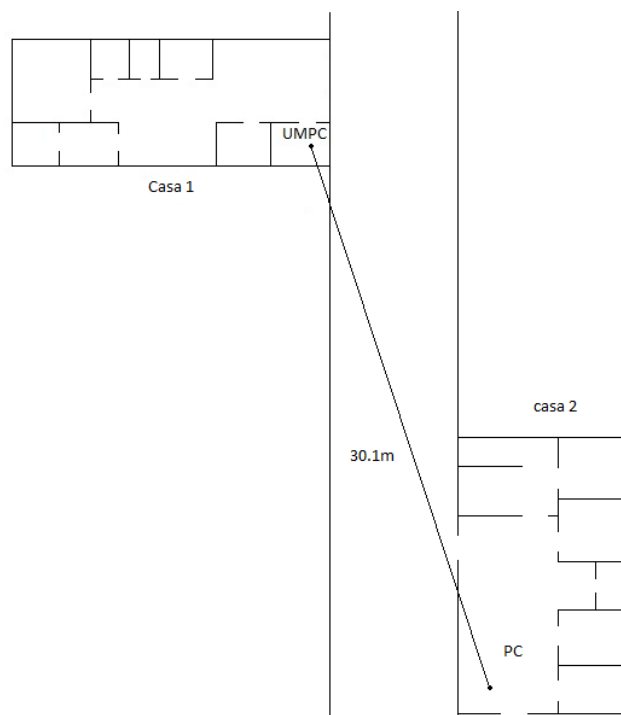


Fig. 7.3. Prueba de alcance de 30.1m.

La finalidad de las pruebas anteriores es determinar el alcance máximo de la señal en lugares cerrados, los datos obtenidos se presentan en la tabla 3.

Distancia	Grosor de obstáculos(pared)	Media aritmética de Potencia de la señal	Desviación estándar
1.5m	15cm	83.975%	1.9280321
15.5m	15cm	48.25%	2.1213203
30.1m	15cm	3.975%	1.2907462
>30.1m	15cm	0.65%	0.6998168

Tabla 3. Resultados de las prueba de alcance.

De esta forma, se determinó de manera práctica que el alcance máximo en lugares cerrados con paredes de ladrillo macizo y de grosor de 15cm es de 30m.

En resumen la tarjeta de control de mando tiene la siguiente ficha técnica:

- Voltaje de operación: 4.5 – 5.2 VDC
- Corriente máxima: 450mA DC.
- Alcance máximo en lugares cerrados: 30 metros

Para facilitar el uso de esta tarjeta por parte de un usuario se diseñó una carcasa que brinda protección a los elementos que conforman el circuito, sin dejar a un lado la parte estética. Así, el diseño de esta carcasa se basa en el aspecto de forma de un control remoto. Para la fabricación de dicha carcasa se hizo uso de la tecnología de impresión en 3D [47]. Adicionalmente, se realizó la

fabricación de un teclado de membrana personalizado, el cual en conjunto con la carcasa y la tarjeta de control de mando integran el denominado *control de mando de UMPC* (ver figura 7.4).



Fig. 7.4. Control de mando de la UMPC.

7.2 TARJETA PC-UMPC.

En la figura 7.5. Se puede apreciar la tarjeta PC-UMPC, con todos sus componentes SMD ensamblados y el módulo de comunicación inalámbrica Xbee Pro. Esta tarjeta consta de un conector USB hembra tipo B [48] el cual se utiliza comúnmente por las impresoras y sirve para conectarla a un computador personal (PC). Además, consta de 3 led: un *led amarillo*, el cual indica que la tarjeta está conectada a la fuente de alimentación que en este caso se toma desde el mismo puerto USB, un *led verde*, el cual indica que la tarjeta fue configurada y enumerada por el host [49] y se encuentra en correcto funcionamiento y por último, un *led rojo*, el cual indica que se ha presentado una falla en la tarjeta. Por lo tanto, el host la ha desconfigurado. Además, consta de un puerto de programación para el microcontrolador.



Fig. 7.5. Tarjeta PC-UMPC.

Para verificar el funcionamiento de esta tarjeta se realizó una conexión con un PC por medio de un cable USB tipo B de 1.75 metros de largo y se midieron los voltajes de operación entre los puntos P1 que es la tierra y P2, en el cual debe estar en 5VDC para el funcionamiento del microcontrolador, y los puntos P1 y P3 que debe estar en 3.3VDC para el funcionamiento del módulo inalámbrico Xbee-pro, los resultados obtenidos se presenta en la tabla 4.

Puntos de medición	Valor teórico	Media aritmética	Desviación estándar	Error porcentual
P2 respecto a P1	5.0VDC	5.04575VDC	0.0192004	0.915%
P3 respecto a P1	3.3VDC	3.27375VDC	0.0268603	0.795%

Tabla 4. Medición de voltajes de la tarjeta PC-UMPC.

Con los resultados obtenidos en la tabla 4 se concluye que los voltajes de operación se encuentran en un rango normal. Después de esto, se verifica que el led verde se encuentre encendido y además que el host haya configurado y enumerado la tarjeta como lo muestra la figura 7.6.

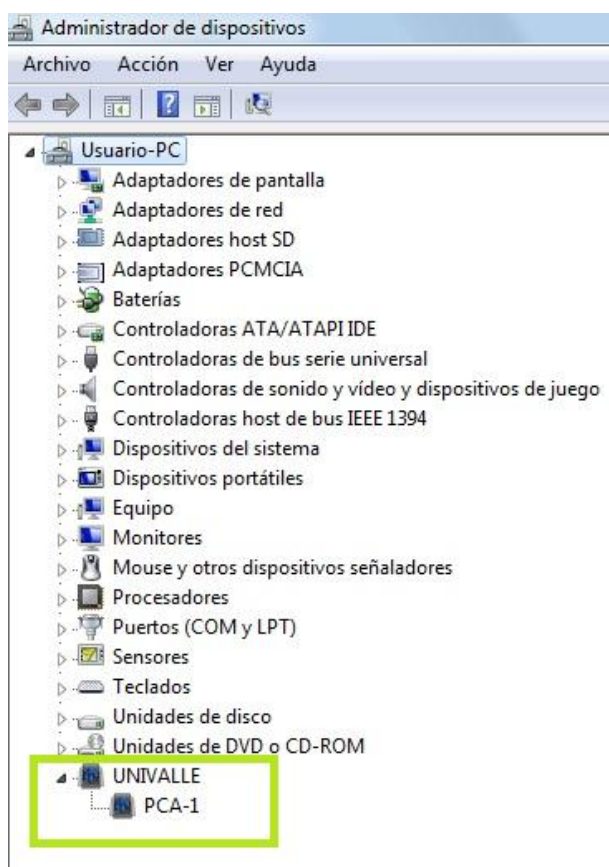


Fig. 7.6. Configuración y enumeración por parte del Host.

Para la ejecución de las pruebas de alcance de esta tarjeta se utilizó un protocolo similar al descrito en la tarjeta de control de mando.

Un sumario de los resultados de resumen la tarjeta PC-UMPC se presenta en la siguiente ficha técnica:

- Voltaje de operación: 4.5 – 5.2 VDC
- Corriente máxima: 400mA DC.
- Alcance máximo en lugares cerrados: 30 metros

7.3 TARJETA DE CONTROL DE MOVIMIENTO.

La figura 7.7. Muestra el resultado final de la tarjeta de control de movimiento, como se puede observar cuenta con múltiples conectores Mini CT de 1.5mm [45], los cuales tienen como finalidad conectar los sensores de posición, encóder y el driver de potencia. Adicionalmente, previendo trabajos futuros se dejaron algunos libres. De esta forma, se pueden adicionar dispositivos sin la necesidad de cambiar esta etapa. También, este dispositivo cuenta con una bornera de 2 pines por la cual se va alimentar dicha tarjeta con 5VDC, un conector RJ11 hembra que sirve para comunicar esta tarjeta con la de control de mando, un conector de programación del microcontrolador, un trimer el cual permite ajustar el voltaje de referencia del ADC del microcontrolador y por último un led verde que indica que la tarjeta se encuentra conectada a la fuente de voltaje.

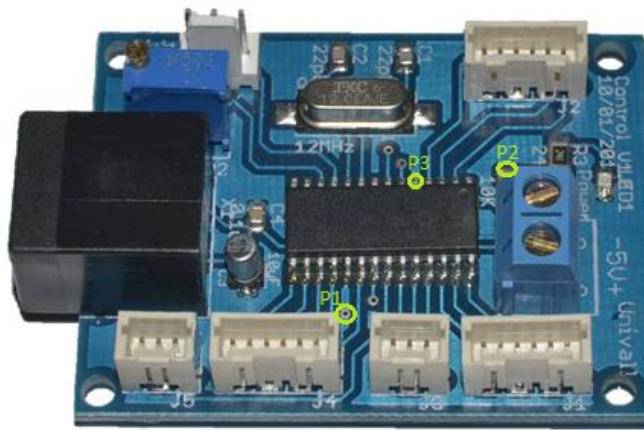


Fig. 7.7. Tarjeta de control de movimiento.

Para verificar el funcionamiento de esta tarjeta se midieron voltajes entre los puntos P1 (tierra) y P2 el cual debe estar entre 5VDC para el funcionamiento del microcontrolador, y entre los puntos P1 y P3, el cual debe estar en 2.56VDC que es el voltaje de referencia del ADC el cual me asegura una resolución del conversor de 10mV, los datos obtenidos son presentados en la tabla 5.

Puntos de medición	Valor teórico	Media aritmética	Desviación estándar	Error porcentual
P2 respecto a P1	5.0VDC	4.987VDC	0.011368	0.26%
P3 respecto a P1	2.56VDC	2.5627VDC	0.0023556	0.105%

Tabla 5. Medición de voltajes de la tarjeta de control de movimiento.

Con los resultados obtenidos en la tabla 5 se concluye que los voltajes de operación se encuentran dentro los valores normales. Luego, con ayuda de un osciloscopio [50] se verificó la forma de onda de la señal PWM, la cual debe ser cuadrada tal y como la muestra la figura 7.8.

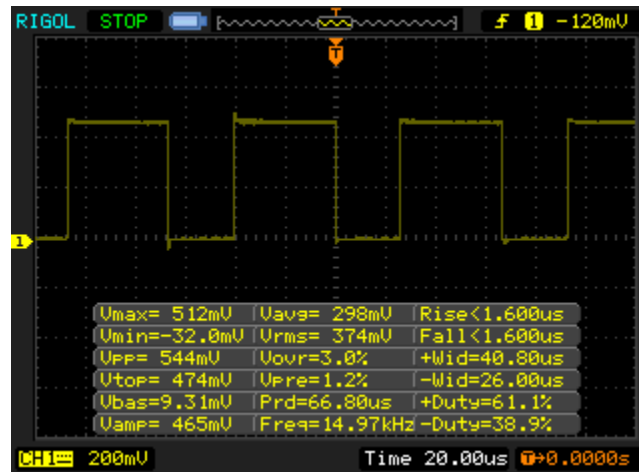


Fig. 7.8. Señal PWM visualizada en el osciloscopio.

Luego de comprobar la forma de onda, se verificó la frecuencia de la señal y la modulación del ancho de pulso. Los resultados obtenidos son consignados en la tabla 6.

Variable	Valor teórico	Media aritmética	Desviación estándar	Error porcentual
Frecuencia	15KHz	14.966KHz	0.0108131	0.226%
Ancho de pulso	0%	0.0	0.0	0.000%
Ancho de pulso	25%	25.13075%	0.09401	0.523%
Ancho de pulso	50%	50.031%	0.094212	0.062%
Ancho de pulso	75%	74.675%	0.1427747	0.433%
Ancho de pulso	93.86%	93.82%	0.1202561	0.042%

Tabla 6. Resultados obtenidos de la modulación de ancho de pulso.

Con los resultados obtenidos de la tabla 6, se concluye que la señal PWM tiene un funcionamiento correcto y el error máximo entre el valor teórico y práctico es del 0.523%, lo cual es un valor aceptable para esta aplicación.

7.4 DRIVER DE POTENCIA.

El resultado final del driver de potencia se puede apreciar en la figura 7.9. Considerando que este dispositivo va a manejar corrientes altas (hasta 3 A), no se seleccionaron componentes de montaje superficial como tecnología de fabricación. De esta forma, se utilizaron componentes de una dimensión mayor para incrementar el área de transferencia de calor y facilitar el enfriamiento de los componentes del circuito. Este driver de potencia consta de cuatro borneras las cuales sirven para la conexión del motor, la fuente de alimentación, la señal *PWM*, la señal de sentido de giro, la señal de freno, el sensor de corriente, y por último el sensor de sobre temperatura.

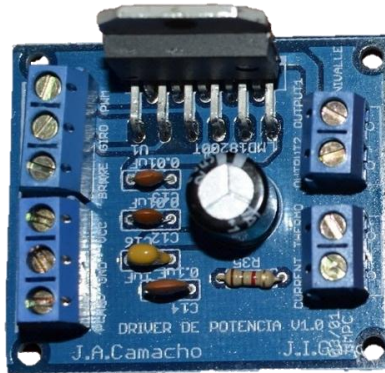


Fig. 7.9. Driver de potencia.

Para la verificación del funcionamiento de este driver de potencia, se suministró una alimentación 12VDC y una señal de mando de PWM con diferentes anchos de pulso en un rango de 0 al 100%. Como protocolo de evaluación se estableció que el porcentaje del ciclo de trabajo de la señal de control debe ser similar al valor medido a la salida del driver, es decir a la alimentación del motor. Por ejemplo, si la señal PWM está al 50% el voltaje suministrado al motor es el 50% del valor de la fuente de alimentación. Los resultados de esta prueba se presentan en la tabla 7.

Señal PWM	Valor teórico	Media aritmética	Desviación estándar	Error porcentual
0%	0VDC	0VDC	0	0.000%
25%	3VDC	3.0205VDC	0.0135779	0.683%
50%	6VDC	6.02075VDC	0.010225	0.345%
75%	9VDC	9.02325VDC	0.0116327	0.258%
93.68%	11.26VDC	11.2415VDC	0.0164161	0.164%

Tabla 7. Resultados obtenidos del driver de potencia.

El error entre el valor teórico y práctico es de máximo un 0.683% debido a las pérdidas internas del componente LMD18200T. Basándose en los datos obtenidos en la tabla 7 se determinó que dicho driver se encuentra funcionando correctamente.

Capítulo 8.

8. CONCLUSIONES.

Este capítulo contiene las conclusiones, las cuales exponen los resultados esperados en la ejecución de este proyecto.

- Con base en los resultados obtenidos en este trabajo de grado se concluye que los objetivos planteados al inicio de este, se cumplieron en su totalidad y de manera satisfactoria.
- El desarrollo de este proyecto puso en disponibilidad una UMPC con características superiores de operación frente a las comerciales. Debido a que las unidades de MPC comerciales se ofrecen con solo el modo de control local, es decir, en un sistema tradicional un profesional de la salud puede atender solo una UMPC a la vez. Por el contrario, con el sistema implementado en este proyecto se pueden operar/monitorear 2 UMPCS de forma simultánea, sin alterar la calidad de servicio e incrementando la cobertura de este. En conclusión, la evaluación de los resultados alcanzados evidenciaron una correcta integración tecnológica que permitió un incremento de la funcionalidad de la UMPC para aplicaciones de rodilla.
- El abordaje de diseño de forma modular evidenció ser recomendable para aplicaciones de integración tecnológica como las relacionadas con la rehabilitación de la rodilla. permitiendo encargar a cada módulo una tarea específica encapsulando su tecnología. De tal manera que su integración y coordinación aseguran el funcionamiento del sistema global. Además, este abordaje facilita un atendimento a requerimientos futuros del sistema permitiendo la actualización de un módulo determinado.
- Debido a toda la implementación en la interfaz gráfica, el profesional de la salud tiene la facilidad de conectar y desconectar una UMPC sin necesidad de tener conocimientos en electrónica o sistemas, de tal manera se garantiza la simplicidad y la viabilidad del proyecto.
- La fabricación del sistema de control propuesto con todos sus componentes electrónicos y eléctricos tiene un costo de \$950.000, esta cifra fue determinada teniendo en cuenta el valor de los elementos en el mes de mayo de 2014.

Trabajos Futuros.

Pensado en trabajos futuros, en la tarjeta de control de mando se dejaron conectores y un bus I^2C disponibles, de tal manera que se puedan implementar actuadores y sensores que permitan dar una mejor apreciación de la máquina y las condiciones del usuario. Algunos de estos sensores podrían ser acelerómetros, giroscopios que servirían para determinar la inclinación de la UMPC, otros serían sensores de presión, los cuales permitan determinar la fuerza que realiza el usuario en la UMPC.

Hoy en día la electrónica de consumo está evolucionando hacia una mayor interacción utilizando internet. Es decir, actualmente, dispositivos electrónicos, como teléfonos inteligentes, facilitan el establecimiento de conexiones a internet. En este contexto, se recomienda el desarrollo de un proyecto que plantee un control disperso. De esta forma, profesionales de la salud puedan operar/monitorear las UMPC sin importar su localización geográfica. Permitiendo, por ejemplo, realizar la rehabilitación de un paciente desde la comodidad de su hogar.

Bibliografía.

- [1] DANE Conciliación Censal, Estimaciones 2012. <http://www.dane.gov.co/index.php/poblacion-y-registros-vitales/discapacidad>. Día de acceso 03-04-2014
- [2] Disponible en: http://www.secretariassenado.gov.co/senado/basedoc/ley_0100_1993.html.
Día de acceso 01-03-2014
- [3] Disponible en: <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00325> Día de acceso 03-04-2014
- [4] Disponible en: <http://es.slideshare.net/SonyJames/manual-anatoma#> Día de acceso 03-04-2014
- [5] Disponible en: <http://www.doctorcalderon.info/articulos.php> Día de acceso 03-04-2014
- [6] Disponible en: <http://www.arthroscopy.com/sp06001.htm> Día de acceso 03-04-2014
- [7] Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2650945> Día de acceso 03-04-2014
- [8] Diseño y construcción de una máquina de movimiento pasivo continuo para la terapia de rodilla desarrollado por esteban Emilio Rosero G, asignatura: 3748/0257152 Universidad del Valle, 26-04-2001.
- [9] Disponible en: <http://indicure.com.ng/treatmentinindia/tag/hi-flex-knee-replacement-surgery-in-india/> Día de acceso 03-04-2014
- [10] Diseño y construcción de un Prototipo de una unidad de movimiento pasivo continuo (UMPC) para terapia del tobillo desarrollador por Elmer Galvis Luna y Diana Rincón. ISSN 01215299 (pág. 57-63) universidad del valle, Diciembre 2000.
- [11] Disponible en: http://www.slideshare.net/ptah_enki/sistemas-de-control-distribuidos Día de acceso 03-04-2014
- [12] Disponible en: <http://www.slideshare.net/alleonchile/sistemas-de-control-distribuido-dcs-7298975> Día de acceso 03-04-2014
- [13] Diseño realizador por Juan David Jaramillo y Jairo Alonso Balanta, estudiantes participantes de este proyecto. 05-08-2013.
- [14] Disponible en: <http://www.sigmaelectronica.net/rotation-p-1894.html> Día de acceso 03-04-2014.
- [15] Disponible en: http://www.triquitragueando.com/tiendita/motor_12V_encoder_50:1 Día de acceso 03-04-2014.

- [16] Disponible en: <http://www.censa.mx/articulo.php?codigo=21001820> Día de acceso 03-04-2014.
- [17] Disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [18] Disponible en: <http://imporcellusa.com/catalog/nokia/lcd/d1100.html> Día de acceso 03-04-2014.
- [19] Diseño realizado por el estudiante de diseño industrial Juan Antonio Urbano Rodríguez. 02-04-2014.
- [20] Disponible en: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39564c.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [21] Guía del usuario de xbee desarrollada por Andrés Oyarce, Ingeniería MCI LTDA, Julio 2010.
- [22] XBee & XBee-PRO OEM RF Module Antenna Considerations, digi international junio 2012.
- [23] Disponible en:
<http://www2.elo.utfsm.cl/~lsb/elo325/clases/charlas/I2C/El%20Bus%20I2C.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [24] Disponible en: <http://www.ccsinfo.com/downloads.php> Día de acceso 03-04-2014.
- [25] Disponible en:
http://www.microensamble.com/site/index.php?option=com_content&view=article&id=105:calculadora-de-ancho-de-pista&catid=62&Itemid=197 Día de acceso 03-04-2014.
- [26] artículo "PROGRAMACION EN CAMPO DE MICROCONTROLADORES PIC" desarrollado por Carlos Iván Camargo Bareño, tecnura 2010.
- [27] Disponible en: <http://www.cadsoftusa.com/> Día de acceso 03-04-2014.
- [28] Disponible en:
<http://www.arcos.inf.uc3m.es/~infostr/lib/exe/fetch.php?media=introduccionpwm.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [29] Disponible en: <http://www.lpi.tel.uva.es/~santi/slweb/muestreo.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [30] Disponible en: <http://www.emudesc.com/threads/a-que-no-sabias-esto-de-tu-cerebro.119457/> Día de acceso 03-04-2014.
- [31] Disponible en: http://www.tendencias21.net/La-atencion-visual-es-un-proceso-discontinuo_a1964.html Día de acceso 03-04-2014.

- [32] Disponible en: <http://msdn.microsoft.com/es-es/library/kx37x362.aspx> Día de acceso 03-04-2014.
- [33] Disponible en: <http://trevinca.ei.uvigo.es/~pcuesta/publicaciones/prototipos.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [34] Disponible en: <http://www.masadelante.com/faqs/base-de-datos> Día de acceso 03-04-2014.
- [35] Disponible en: <http://www.maestrosdelweb.com/editorial/%C2%BFque-son-las-bases-de-datos/> Día de acceso 03-04-2014.
- [36] Disponible en: <http://prezi.com/kytyqvpk-00n/un-sistema-de-gestion-de-bases-de-datos-sgbd-es-un-conjunt/> Día de acceso 03-04-2014.
- [37] Disponible en: <http://www3.uji.es/~mmarques/f47/teoria/tema6.pdf> Día de acceso 03-04-2014.
- [38] Disponible en: <http://elies.rediris.es/elies9/5-2.htm> Día de acceso 03-04-2014.
- [39] Disponible en: [http://www.fing.edu.uy/inco/cursos/tagsi/TAGSI-DisBD\(v2007\).pdf](http://www.fing.edu.uy/inco/cursos/tagsi/TAGSI-DisBD(v2007).pdf) Día de acceso 03-04-2014.
- [40] Disponible en: <http://office.microsoft.com/es-es/access-help/especificaciones-de-access-2010-HA010341462.aspx> Día de acceso 03-04-2014.
- [41] Disponible en: Guía del usuario de xbee desarrollada por Andrés Oyarce, Ingeniería MCI LTDA. PAG 19, Julio 2010.
- [42] Disponible en: Guía del usuario de xbee desarrollada por Andrés Oyarce, Ingeniería MCI LTDA, PAG 20 {Julio 2010.
- [43] Disponible en: Guía del usuario de xbee desarrollada por Andrés Oyarce, Ingeniería MCI LTDA. PAG 32, Julio 2010.
- [44] Disponible en: http://www.ecured.cu/index.php/Modelo_Entidad_Relaci%C3%B3n Día de acceso 28-04-2014.
- [45] Disponible en: <http://www.te.com/catalog/pn/en/353293-6?RQPN=353293-6> Día de acceso 01-05-2014.
- [46] Disponible en: http://www.construmatica.com/construpedia/Conector_RJ-11 Día de acceso 01-05-2014.
- [47] Disponible en: <http://www.3dimpresoras3d.com/que-es-una-impresora-3d/> Día de acceso 01-05-2014.
- [48] Disponible en: <http://www.teknoplof.com/tag/tipo-b/> Día de acceso 01-05-2014.

[49] Disponible en: <http://www.ecured.cu/index.php/Host> Día de acceso 01-05-2014.

[50] Disponible en: <http://www.fceia.unr.edu.ar/eca1/files/teorias/osciloscopio.pdf> Día de acceso 05-05-2014.

[51] Richard L.Shell & Enrnest L.Hall, Handbook of Industrial Automation, (en inglés), ISBN-10: 0824703731, 2000 Marcel Dekker, Inc.

[52] TANENBAUM, A. S.; RENESSE R. V., Distributed Operating Systems, In: Computing Surveys, Vol. 17, No. 4, December, 1985.