



*Borrador*

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
INGENIERÍA ELÉCTRICA – PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

DESARROLLO DE UN SISTEMA INALÁMBRICO PORTÁTIL DE  
MONITORIZACIÓN PROLONGADA PARA LA CUANTIFICACIÓN DE LA  
CINEMÁTICA DE LAS EXTREMIDADES SUPERIORES.

*Draft*

TESIS QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:  
ARMANDO SALOMÓN HERNÁNDEZ DELGADO

*Borrador*

TUTOR PRINCIPAL  
ARTURO VEGA GONZÁLEZ, FACULTAD DE INGENIERÍA

*Draft*



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

*Borrador*

*Draft*

*Borrador*

*Draft*

*Borrador*

*Draft*

# Borrador

## INTRODUCCIÓN

El objetivo de las intervenciones terapéuticas en trastornos que afectan la movilidad de las extremidades superiores es mejorar su uso funcional para que el individuo sea independiente y mejore su calidad de vida. Sin embargo, aunque estas intervenciones pueden tener un efecto directo en aliviar algún aspecto específico de la incapacidad, se desconocen los beneficios funcionales del paciente en una situación real. Por lo que es muy importante una caracterización de las actividades y posturas de las extremidades superiores en una situación real.

Para lograr esta caracterización se requieren sistemas de adquisición portátiles. De esta forma se podrá estudiar al participante o paciente por periodos prolongados en su ambiente cotidiano. Para la adquisición de esta información se requiere de instrumentos de medición que capturen las variables de interés de forma confiable y precisa.

Un sistema de adquisición es definido como un conjunto de instrumentos y equipo utilizado en la medición de una o más características de un fenómeno, así como la presentación de la información obtenida de estas mediciones de una forma que pueda ser leída e interpretada por el hombre (Cromwell 1973). Los objetivos básicos de un sistema de instrumentación caen generalmente dentro de alguna de las siguientes categorías:

- Fuente de información: En un sistema de información la instrumentación es utilizada para medir fenómenos naturales y otras variables con el fin de ayudar al hombre en su búsqueda por conocimiento acerca del mismo y del universo en el cual vive.
- Diagnóstico: Las mediciones son utilizadas para ayudar en la detección y con la esperanza de corregir algún mal funcionamiento del sistema en proceso de medición. En algunos casos este tipo de instrumentación puede ser clasificado como equipo detector de fallas.
- Evaluación: Las mediciones son utilizadas para determinar la habilidad de un sistema en sus requerimientos funcionales.
- Monitorización: La instrumentación es utilizada para monitorizar algunos procesos u operaciones con el fin de obtener información continua o periódica acerca del estado del sistema que se esta midiendo.
- Control: La instrumentación es utilizada algunas veces para controlar automáticamente la operación de un sistema cuando existen ciertos cambios en uno o más de sus parámetros internos, o en la salida del sistema.

En general el campo de la instrumentación biomédica involucra todos los objetivos precedentes en un sistema general de instrumentación. La instrumentación para investigación biomédica puede ser visto con frecuencia como una fuente de información, sin embargo también incluye dispositivos de monitorización y control.

En el presente trabajo se detalla el desarrollo de un sistema portátil de adquisición para monitorizar la cinemática de las extremidades superiores por periodos prolongados. Esto permitirá caracterizar la actividad funcional en participantes sanos. El sistema propuesto tendrá entonces la posibilidad de evaluar objetivamente las intervenciones terapéuticas relacionadas con los trastornos de las extremidades superiores.

La descripción de este sistema consta de cinco capítulos y una sección de discusión y conclusiones; en el primero se abordan los antecedentes relacionados con la caracterización de las actividades y posturas de las extremidades superiores en una situación real. En el segundo capítulo se detallan las especificaciones del sistema, donde se describe la definición del problema con sus objetivos, así como el diseño del sistema propuesto el cual contiene los requerimientos y las etapas para desarrollar de forma estructurada el sistema de monitorización.

Con el diseño del sistema y los procesos a desarrollar, en el capítulo tres se describe construcción de las unidades que componen el sistema, se describe tanto el desarrollo de hardware como de software como la integración y prueba del sistema

En el capítulo cuatro se realiza la evaluación del sistema, para tal fin se plantea un protocolo para participantes sanos para recolección de datos. Así mismo se proponen algunas técnicas de procesamiento de señales con el fin de caracterizar la actividad de las extremidades superiores.

Por último se tienen la sección de discusión y conclusiones donde se planean también las perspectivas del sistema desarrollado.

*Borrador*

*Draft*

# Capítulo 1. Borrador

## Antecedentes Bibliográficos

### 1.1 Aspectos generales de la cinemática en las extremidades superiores.

El movimiento humano ha interesado a científicos por siglos, por lo tanto, la metodología ha avanzado de la dependencia exclusiva de observaciones a simple vista, al uso de equipo fotográfico y electrónico sofisticado para analizar y cuantificar la naturaleza anatómica y mecánica de rendimiento humano (Adrian y Cooper, 1995).

El movimiento es un elemento importante de la vida cotidiana. Dado que todo comportamiento motor involucra movimiento, se tiene entonces que los trastornos de comportamiento involucran actividad anormal. Por lo tanto, las restricciones en la cantidad o calidad del movimiento pueden tener efectos notables y serios sobre nuestra salud y en algunas circunstancias, pueden representar peligro de muerte. El análisis del movimiento humano, en general, es fundamental para comprender la función normal y patológica (Winter, 1990). Por lo que medir la actividad motora puede ayudar a describir la función patológica e impacto de algún tratamiento. En este último aspecto, el cuantificar objetivamente la actividad funcional juega un papel importante para proveer evidencia de la eficacia del tratamiento.

El movimiento humano puede ser cuantificado cuantitativamente por medio de la biomecánica, utilizando técnicas que describen objetivamente la cinemática, como trayectoria de desplazamiento, tiempo de ejecución, etc., y la cinética como la cuantificación de la fuerza que crea el movimiento. Actualmente no hay una solución satisfactoria para el problema de cómo medir el movimiento humano. Esto es porque el movimiento humano es afectado por el medio ambiente y porque el sistema de medición es dependiente del tipo de movimiento que se estudia. Por lo que si se consideran las actividades funcionales, la variabilidad sobre el sistema de medición aumenta (Adrian and Cooper, 1995; Trew and Everett, 2001).

La Organización Mundial de la Salud, en su clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud (OMS-CIF 2001) fomenta la valoración de la movilidad y se enfoca en las consecuencias funcionales de las enfermedades (figura 1.1), por lo que las intervenciones terapéuticas deben considerar este marco de referencia cuando evalúan la efectividad de la terapia. Dentro de esta clasificación; movilidad es considerada como la habilidad que tiene el individuo para moverse eficazmente en su propio medio ambiente (Dahl, 2002). La marcha es una habilidad importante de movilidad y para muchos pacientes la recuperación de la marcha indica la reintegración a su comunidad (Lord y Rochester 2005). Sin embargo esto no se ve reflejado en su movilidad funcional e independencia, que de acuerdo a la CIF, debe existir una mayor participación y una menor limitación en actividades. Esto es básicamente porque para obtener una mayor

independencia se requiere el buen funcionamiento de los miembros superiores (funciones y estructuras corporales).

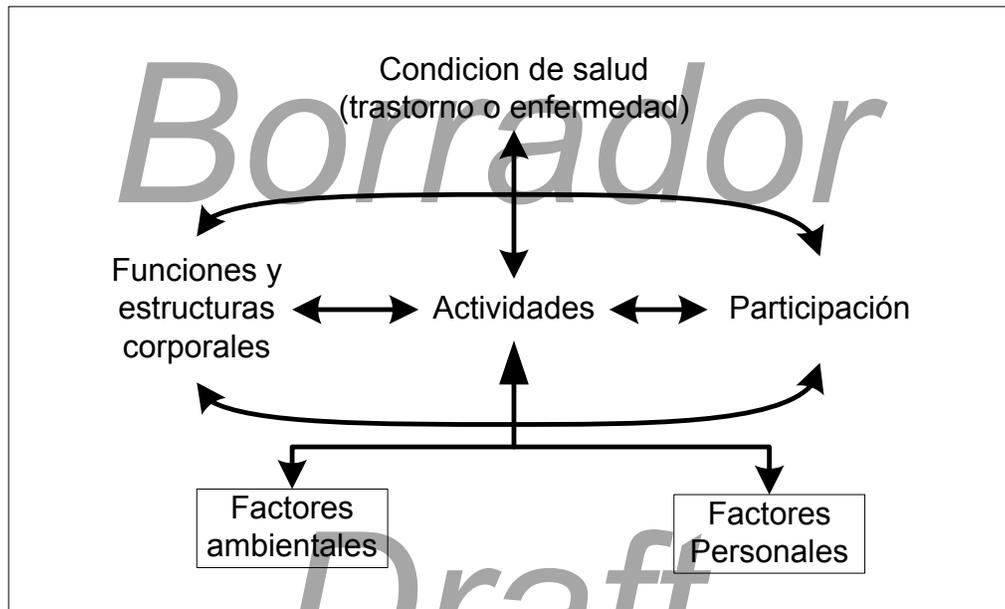


Figura 1.1 Clasificación Internacional de Funcionalidad (CIF). La figura muestra los dominios y factores de la CIF que describen su relación con la salud y funcionamiento, abordados como procesos interactivos específicos (no siempre recíprocos) y evolutivos entre la condición de salud del individuo y los factores contextuales (ambientales y personales) (adaptada de CIF OMS, 2001)

El uso de las extremidades superiores es de vital importancia para el mantenimiento de independencia. Sin embargo, existe un gran número de personas para quienes la función de sus extremidades superiores está severamente restringida debido a alguna enfermedad degenerativa progresiva, como el caso de artritis o sufren de algún trastorno relacionado por el uso intensivo y repetitivo, como el caso del síndrome del túnel carpiano, tendinitis y otros, o bien por una lesión en el sistema nervioso central, como es el caso de los pacientes con apoplejía, donde el 50% de los sobrevivientes requieren ayuda con tareas de arreglo personal, las cuales son debidas principalmente a problemas en las extremidades superiores. Aunque esto se reduce entre un 10 y un 15% después de 6 meses, el costo y tiempo para los pacientes y quienes los cuidan son muy altos. Los problemas de las extremidades superiores también contribuyen con índices similares a problemas de aseo personal, alimentación, transferencia de y hacia la cama o silla, lo cual agrava la situación no solo para el paciente sino también para quien lo cuida (Bussman 2000, Uswatte 1998, Schaffort 2004).

El maximizar la función de las extremidades superiores y reducir el dolor han llegado a ser las metas más importantes en el mantenimiento de la independencia. Consecuentemente, existen nuevas intervenciones terapéuticas que tienen como objetivo maximizar la función de las extremidades superiores. Dichas intervenciones van desde el reemplazo de las articulaciones hasta una terapia farmacológica. Para artritis se han utilizado drogas para disminuir el dolor y para disminuir la velocidad del proceso degenerativo. El reemplazo de articulaciones se ha utilizado cuando todas las demás opciones han sido agotadas. En los trastornos de las extremidades superiores relacionadas con el trabajo, se han empleado drogas para disminuir el dolor, y técnicas de rehabilitación con cirugías correctivas en el último de los casos (RXXX). En apoplejía el énfasis se centra en las técnicas de

rehabilitación. Estas intervenciones pueden llegar a ser muy costosas tanto en recursos físicos como en el tiempo que los terapeutas y otros aliados de la salud dedican a la rehabilitación. El objetivo principal de estas intervenciones es mejorar el uso funcional de los brazos para que el individuo sea independiente, y mejore su calidad de vida. Sin embargo, aunque estas intervenciones pueden tener un efecto directo en aliviar algún aspecto específico de las limitaciones, se desconocen los beneficios funcionales del paciente en una situación real.

En los últimos años, los trastornos músculo-esqueléticos de las extremidades superiores han llamado la atención, en parte porque cada día es mayor el número de personas que sufren algún trastorno relacionado, y en parte porque se tiene un mejor entendimiento de las posibles causas de estos trastornos. Hoy en día hay más de 20 condiciones diferentes que pueden ser descritas como trastornos de las extremidades superiores. Los trastornos de las extremidades superiores pueden afectar el cuello, los hombros y brazos, incluyendo manos, muñecas, dedos y codos. Un amplio rango de actividades laborales puede causar algún trastorno de las extremidades superiores (Hutson 1997). En particular se recomienda poner atención a las actividades que involucran

- El uso de las manos y brazos en forma exhaustiva (sobre esfuerzo)
- Acciones repetitivas
- Ejercer mucha fuerza
- Acciones que se llevan a cabo por mucho tiempo
- Postura. Mala postura estática o puestos de trabajo incómodos
- Vibración
- Trabajar en condiciones donde impera una baja temperatura

Se ha reportado que la mayoría de las lesiones por sobre esfuerzo, asociadas a actividades deportivas, son causadas por contracciones excéntricas repetidas de la musculatura, mientras que los problemas de sobreesfuerzo, reportados por trabajadores sedentarios y otros trabajadores, que trabajan en posturas incómodas o mantenidas por periodos prolongados, se asocian a contracciones isométricas sostenidas (Hutson, 1997). Una mala postura, ya sea forzada o mantenida por un periodo prolongado, puede causar dolor fisiológico o patológico (Hutson 1997). Un dolor similar se ha reportado en las etapas iniciales de las lesiones por sobreuso. Este tipo de lesiones son denominadas lesiones músculo-tendinosas de las extremidades superiores, de origen laboral, de "tipo 1" (LMT tipo I).

Cuando este dolor persiste después de la causa original, entonces se denomina dolor patológico o neuropático, y generalmente es causado por sustancias llamadas prostanoïdes, que son lanzadas a la circulación por los procesos de la inflamación (Samad et al 2009). Este tipo de dolor de origen laboral para las extremidades superiores, es generalmente difuso y extenso. Se caracteriza por sensibilidad excesiva al dolor conocido como "hiperalgia" y por un umbral bajo ante el dolor (Hutson 1997). Este tipo de dolor se encuentra a menudo en las etapas finales de lesiones por sobreuso. A este tipo de lesión se le denomina lesión músculo-tendinosas de las extremidades superiores, de origen laboral, de "tipo 2".

Algunos investigadores han postulado que el dolor crónico en las extremidades superiores puede ser debido al funcionamiento anormal de los nervios, causado por la tensión mecánica en ellos y sus estructuras (Quintner y Elvey, 1993). Sin embargo, la gran mayoría de los reportes proponen como causa directa al uso prolongado del músculo (Karlsson y Olander, 1972 citado en Hutson, 1997,



página 106). Esto ocurre típicamente en tareas donde los brazos se deben sostener en posturas fijas por períodos prolongados, o bien, por movimientos repetitivos.

El diagnóstico temprano es muy útil, ya que muchas de estas lesiones son causadas por la degradación de los tejidos finos, más que por la inflamación; por lo que no se debe esperar hasta presentar una inflamación o una disfunción física evidente (Hutson 1997). Desafortunadamente, las pruebas médicas para estos trastornos (tales como la prueba de Tinel), son de escaso valor debido a su carencia de sensibilidad y especificidad.

Entre los métodos objetivos más comunes para medir la actividad física se encuentran instrumentos como los podómetros, acelerómetros, goniómetros, giroscopios, magnetómetros y sensores de presión (Luinge H, Veltkin P 2007). Otros métodos subjetivos son la valoración de un agente externo o por medio del análisis de una secuencia de video (observación directa o por análisis de imágenes) o los cuestionarios, los cuales pueden ser de gran utilidad al valorar la actividad que realiza el sujeto bajo estudio, pero a la larga resulta muy costoso y poco práctico, pues la evaluación de una gran cantidad de pacientes involucra un agente por sujeto y por otro lado, los cuestionarios no llegan a aportar información cuantitativa, dado que los pacientes recuerdan solo actividades relevantes o simplemente no lo recuerdan, como en el caso de la evaluación de actividad en los niños.

Se ha encontrado que hay poca o moderada relación entre estos métodos de medición y la actividad real de los pacientes (Uswatte 2000). Esto, debido a que interfieren con el desempeño del paciente y con la realización de sus actividades diarias ya sea por restricción de movimiento o por el hecho de realizar estas mediciones en un laboratorio bajo condiciones controladas, obteniendo información sobre lo que el paciente puede hacer y no lo que hace realmente, durante sus actividades cotidianas en su propio ambiente (Schafoort 2002).

Hoy en día se ha propuesto monitorizar objetivamente el uso de las extremidades superiores con la finalidad de realizar un diagnóstico temprano, identificar las actividades que tienen un riesgo de ocasionar una lesión, y proponer medidas preventivas. Es decir nos permite establecer un perfil base de las limitaciones y participaciones del individuo cuando realiza sus actividades en su medio ambiente. La monitorización prolongada también ofrece una visión temporal mucho más amplia que la ofrecida por pruebas de laboratorio de corta duración. Esto es útil cuando se investigan ciertos síntomas patológicos relacionados a la conducta, como ataques epilépticos o de pánico, síntomas de depresión, por mencionar algunos. (Prince et al, 2008).

La recuperación de un paciente que sufrió apoplejía, es un proceso largo y costoso. Por tal motivo, la efectividad de las terapias de rehabilitación debe ser revisada continuamente. En el caso de apoplejía en las extremidades superiores, la evaluación de la efectividad de las terapias de rehabilitación es un campo en continuo desarrollo ya que la mayoría de las veces, las terapias no pueden ser supervisadas por el terapeuta, ya que la mayor actividad del paciente se registra al realizar las tareas cotidianas y es allí donde se debe evaluar la recuperación de la funcionalidad de la extremidad y por tanto la efectividad de la terapia.

Las técnicas actuales que se utilizan para evaluar la efectividad de estas intervenciones, evalúan la habilidad del individuo para completar una evaluación estandarizada en un medio ambiente restringido, generalmente artificial. A la fecha, no hay una forma objetiva de medir en forma continua y prolongada, cómo la persona utiliza realmente sus extremidades superiores durante sus

actividades cotidianas. Por lo que no se tiene una forma objetiva de responder a la pregunta más importante en relación a la efectividad de la intervención que está siendo administrada ¿Qué efecto tiene la intervención en el uso real de las extremidades?

Por lo tanto es necesaria una herramienta que pueda medir objetivamente la actividad de las extremidades superiores en el ambiente cotidiano del paciente.

## 1.2 Técnicas utilizadas actualmente

Comparado con otros aspectos de la valoración de movimiento, la actividad funcional de las extremidades superiores constituye un problema complicado (Veeger H 1997, Rau 2000). Una de las principales dificultades es la falta de técnicas sensibles, no sólo para la cuantificación de las limitaciones sino también en la cuantificación del efecto terapéutico en una situación real (cuantificación continua del movimiento espontáneo en el medio ambiente del individuo, cuando este realiza sus actividades cotidianas) (Duncan, et al 2000, Uswatte et al. 1998) Generalmente esto es evaluado por valoraciones subjetivas de la función motora y en particular para las extremidades superiores, como la habilidad de lograr movimientos o tareas que son esenciales de las actividades cotidianas (Broeks et al., 1999; Duncan et al., 2000; Kunkel et al., 1999; Okkema and Culler, 1998; Pedersen et al., 1997).

Varios métodos han sido utilizados para medir el movimiento humano, desde observación directa, valoraciones subjetivas hasta el análisis basado en video en combinación con sensores electromecánicos. Cada uno de estos métodos provee mediciones específicas, como fuerza, velocidad, aceleración, postura, o extensión de movimiento (ROM de sus siglas en ingles). Por lo que cada uno tiene ventajas específicas y desventajas (Schasfoort et al 2004, Tabú et al 1999, Uswatte et al 2000, Avons et al 1988, Boissy et al 1998, Bouten et al 1997, Fahrenberg et al 1996, Gerwin et al 1991, Maekawa et al 1989) Sin embargo, aún no hay ningún estándar aceptado o método ampliamente utilizado para medir objetivamente el movimiento de las extremidades superiores.

Existen varias pruebas basadas en observación para las extremidades superiores. Se ha mencionado que sólo 13 pruebas evalúan la función del brazo (Okkema and Culler 1998); sin embargo, la mayoría sólo se centran en un aspecto de la función del brazo. Algunas de estas pruebas poseen una sensibilidad baja y son incapaces de discriminar participantes ubicados en los extremos del espectro. Otra desventaja es que la mayoría de estas pruebas son incapaces de discriminar condiciones en las que el uso de estrategias de compensación permite un buen nivel de funcionalidad. (Pedersen et al 1997, Beckers et al 2000, Nakayama et al 1994). Por lo tanto, estas pruebas no reflejan una medida objetiva de la función del miembro superior en una situación real.

Los métodos que proveen varias medidas o parámetros objetivos, usualmente sólo pueden evaluar al participante en un medio ambiente restringido (laboratorio) (Bouten et al 1997, Gerwin et al 1991). Con algunas condiciones como la apoplejía, los pacientes pueden ser capaces de realizar tareas específicas dentro de un laboratorio o ambiente clínico, pero durante sus actividades cotidianas el desempeño es limitado. Por lo que existe una diferencia entre lo que los pacientes pueden hacer y lo que en realidad hacen (Uswatte, et al 2000). Esto ha generado la necesidad de caracterizar la actividad funcional de las extremidades superiores por periodos prolongados, en una situación real en el medio ambiente del participante, mientras se realizan las actividades cotidianas (Uswatte & Taub 1998).

Para el registro continuo de la actividad motora se han utilizado registradores electrónicos portátiles (data loggers), en combinación con diferentes sensores. Los sensores colocados directamente sobre alguna parte del cuerpo del participante en estudio, son adaptados para registrar patrones de actividad durante largos periodos de tiempo, a diferencia de sistemas en ambientes controlados y/o restringidos como sistemas basados en el análisis de imágenes o video. Los primeros sistemas pueden ser usados para evaluar al participante en su medio ambiente natural con un mínimo de restricción o incomodidad. Algunos de los transductores más populares son los acelerómetros, interruptores, electro goniómetros y giroscopios (Gerwin 1991).

La mayoría de los acelerómetros responden la gravedad y a su propia aceleración, además si la magnitud de su aceleración es menor con respecto a la gravedad como es el caso al inclinar lateralmente el cuerpo o en posiciones estáticas, pueden ser empleados para estimar la inclinación de un segmento respecto a la vertical, por otra parte, cuando la aceleración se vuelve grande, se necesita remover la componente de la gravedad de la aceleración del segmento, lo cual es una tarea más sofisticada.

Los acelerómetros han llegado a ser los transductores preferidos para evaluar actividad (Bouten 1997, Mathie et al 2004). Sin embargo, existen varios reportes utilizando acelerómetros para cuantificar la actividad de las extremidades superiores, y se han identificado varios problemas en su uso. Uno de ellos es que estos sistemas son afectados por el movimiento de todo el cuerpo, así como por movimientos bruscos de la extremidad. Se ha propuesto que para resolver estas limitaciones se deben utilizar más transductores; sin embargo, el uso de varios transductores provee casi la misma información, que es cantidad de movimiento por unidad de tiempo. Esta información no es suficiente cuando se desea evaluar el movimiento funcional de las extremidades superiores, y el uso de varios transductores aumenta la complejidad del sistema y puede ser incomodo para el participante, afectando así el desempeño de las actividades (Makikawa 1997, Schaffort 2002, Uswatte 2000).

Se han empleado giroscopios para medición de velocidad angular de extremidades. Se conoce que los giroscopios son propensos a errores de calibración, a ruido electrónico y a variaciones de temperatura, esto significa que si solamente se integra la velocidad para estimar el cambio de orientación de los segmentos, se acumula un error y se va incrementando con cada nuevo cálculo, algunas soluciones propuestas son emplear estimadores de estado con entradas proporcionadas por un giroscopio y un acelerómetro triaxial y análisis de los datos empleando wavelets (Luinge H. J. y Veltink P. H. 2005, Woodman 2007).

Otro método para medir actividad de las extremidades superiores son los goniómetros, los cuales miden solo el ángulo que se forma en la unión de dos segmentos, por lo que no se puede conocer la inclinación respecto de la vertical. Debido a esto, a menudo se emplea en combinación con acelerómetros. Ya que el goniómetro mide el ángulo de una unión, debe estar centrado en la articulación, por lo que con frecuencia se restringe el movimiento en una sola dirección, reduciendo la comodidad del paciente y sobre todo afectando el desarrollo natural del movimiento. Un sistema de este tipo fue empleado en un estudio (Makikawa M. et al., 2001) para monitorizar el comportamiento de pacientes empleando las extremidades superiores, el cual se muestra en la figura 1.2.



*Figura 1.2. Sistema para monitorizar actividad de extremidades superiores empleando acelerómetros y goniómetros. (Adaptado de Makikawa M. et al., 2001)*

Uno de los sistemas de monitorización comercial (figura 1.2) que emplea acelerómetros es el sistema ActiGraph®, donde cada módulo contiene un inclinómetro basado en un acelerómetro triaxial (ActiGraph Corp.) El fabricante especifica que se puede colocar cerca de la cintura. Este sistema mide la cantidad, frecuencia y duración del movimiento corporal para estimar la cantidad de energía gastada. Un sistema similar es el monitor de actividad MT9 (Xsens Dynamics Technologies, Holanda), el cual se empleó en un estudio para registrar actividad de un paciente en su hogar, quien se encontraba en rehabilitación de las extremidades superiores (Zouh H. et al., 2006). En este estudio se validó el uso de acelerómetros para medir actividad de la extremidad superior clasificando tres patrones de movimiento definidos por un modelo cinemático de la extremidad superior. La validación se realizó confrontando los resultados de ubicación de la extremidad con un sistema óptico (Sistema CODA motion, UK) que emplea marcadores y procesamiento de imágenes, los resultados que se reportan son la ubicación espacial de los puntos donde se fijaron los sensores y el error respecto del sistema óptico el cual no fue mayor al 5%.



*Figura 1.2. Registradores de actividad basados en acelerómetros empleados para cuantificación de actividad. Sensores inerciales MT9. (Adaptado de Zouh H. et al., 2006)*

Otro sistema comercialmente disponible son las unidades de medición inercial (IMU de sus siglas en inglés), que integran acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. Estas unidades se comunican inalámbricamente con una base receptora, y ésta a su vez envía la información a una PC para el procesamiento y almacenamiento de las señales. El uso de estos sistemas requiere que el paciente permanezca en el área de alcance de las unidades transmisoras, limitando el registro de actividad en un área determinada lo cual condiciona el tipo de actividades a realizar. Las señales que entregan los sensores son aceleración, velocidad angular e intensidad del campo magnético, cada uno en los tres ejes coordenados. Con este sistema se pueden implementar diversas pruebas y obtener diversos parámetros de interés como por ejemplo medir la duración de las componentes del movimiento en la prueba “levantarse y caminar” o medir la duración del movimiento de los segmentos donde se colocan los sensores.

Ejemplos de estos sistemas son las unidades Sapphires, Emeralds y Opals (APDM, Inc. USA) empleadas para medir diferentes aspectos del movimiento humano dependiendo del software que se emplee para este fin. Estos sensores se colocan con una correa ya sea en la cintura, en el torso, en las muñecas, en los tobillos o en la parte baja de la espalda.

Otro sistema de características similares es el sistema MVN Biomech (Xsens Dynamics Technologies, Holanda) el cual se basa en sensores inerciales (17 unidades), modelos biomecánicos y algoritmos de fusión de sensores. Es capaz de medir y modelar el movimiento del cuerpo humano en 3D. Es un sistema inalámbrico en el cual los módulos inerciales se sincronizan y transmiten los datos recolectados a una base receptora.

Una referencia bien establecida para medición del desempeño motor empleado por décadas y que ha sido un indicador confiable y válido de inactividad muscular es la electromiografía (EMG). Algunos estudios emplean la EMG para validar otros sistemas de monitorización como los acelerómetros (Keil A, Elbert T, 1999). Su uso implica la fijación de electrodos en puntos específicos de la extremidad bajo estudio. A pesar de ser un buen indicador de actividad, la comodidad para el paciente se reduce debido a las numerosas conexiones que se deben realizar. Algunos de estos sistemas se han reducido de tal forma que sólo son necesarios algunos electrodos en conjunto con otros sensores y una unidad de adquisición inalámbrica.

Un ejemplo de estos sistemas es el basado en el módulo Tmote Sky (Universidad de Alabama, Huntsville, USA) el cual consiste en tres elementos principales, un dispositivo transmisor, un receptor y una terminal, un transmisor incluye un módulo de comunicación inalámbrica y algún otro módulo de adquisición analógico o digital de señales fisiológicas, el receptor también contiene el módulo inalámbrico pero está programado sólo para recibir datos de varios transmisores y para transferir datos hacia la terminal, la cual puede ser un PDA (Personal Digital Assistant), una computadora personal o un dispositivo con un procesador y pantalla de cristal líquido ( ).

Este sistema puede obtener varias señales fisiológicas, lo cual implica sensores adicionales conectados al mismo módulo transmisor a través de cables, restándole portabilidad y comodidad para el paciente, además el receptor debe estar comunicado con la terminal de despliegue-procesamiento para recibir los comandos del usuario y almacenar los datos o hacer un despliegue en una PC.

### **1.3 Problemas generales en el estudio de la cinemática de las extremidades superiores**

Varios investigadores han propuesto diversos sistemas para realizar monitorización en el medio ambiente del participante. Sin embargo, la mayoría de los sistemas sólo miden un parámetro involucrado en el uso de los brazos, como por ejemplo aceleración, inclinación o posición (poner lista de referencia). Algunos de los sistemas que ofrecen una mayor cantidad de parámetros, imponen restricciones a la extremidad, lo cual limita el uso real de las extremidades superiores.

### **1.4 Conclusiones**

En rehabilitación, el interés principal es poder medir la funcionalidad de la extremidad en una situación real. Por lo que el contar con una herramienta que nos permita la valoración del uso de las extremidades superiores en el medio ambiente del paciente, es de suma importancia. Sin embargo para la caracterización del movimiento de las extremidades superiores no existe un estándar y se conoce que las características de los diferentes sensores utilizados ofrecen ventajas y desventajas considerables. Esto ha generado un conjunto limitado de parámetros que describen el movimiento en sistemas ambulatorios.

Una medida directa de la funcionalidad de una extremidad es la cantidad de movimiento que se genera durante un día normal. Sin embargo se desea detectar movimiento funcional, para esto se requiere ser capaz de reconocer actividades de la vida diaria (ADL de sus siglas en ingles). La identificación automatizada de las ADL registradas con sensores colocados sobre el cuerpo, es una área en pleno desarrollo y varios algoritmos han sido propuestos (Preece et al. 2008), por lo que continúan en investigación las técnicas de reconocimiento de patrones, incluyendo la definición de la cantidad y tipo de sensores empleados, así como la comodidad del paciente. Algunos de los problemas que se presentan son: la variabilidad de las características de los sensores para una misma actividad, variabilidad entre individuos, la variación de la señal causada por diferencias en la ubicación del sensor y por factores ambientales.

# Capítulo 2. Borrador

## Especificaciones del sistema

### 2.1 Definición del problema objetivo

El trabajo de tesis que se presenta propone un sistema inalámbrico de monitorización para la caracterización de la cinemática de las extremidades superiores, basado en el movimiento y posición de la muñeca con respecto al resto del cuerpo. Esto por periodos prolongados en una situación real. De esta forma se podrá obtener un perfil de actividad diaria, del cual se podrán extraer parámetros útiles que brinden información relevante acerca de cómo se mueve una persona, la cantidad de actividad que realiza en situaciones cotidianas, e incluso poder identificar actividades funcionales. Esta información es útil para el terapeuta para evaluar y posteriormente mejorar las terapias de rehabilitación en beneficio del paciente.

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de un sistema portátil e inalámbrico de bajo costo que sea capaz de monitorizar la cinemática de las extremidades superiores por periodos prolongados, sin interferir con las actividades diarias del participante. El sistema debe contemplar el uso de varios sensores para cumplir esta tarea. Así misma la señal obtenida debe contener información relevante de fácil interpretación, de tal forma que tras realizar un procesamiento a la señal sea posible la caracterización objetiva de la cinemática de las extremidades superiores en situaciones reales.

Los objetivos específicos del proyecto son:

1. Diseño e implementación de un sensor(es) que mida movimiento y postura de las extremidades superiores.
2. Integración del sensor(es) de actividad con un registrador electrónico portátil e inalámbrico para producir un sistema de monitorización ambulatorio.
3. Proponer una metodología para la detección de movimiento/actividades funcionales

### 2.2 Requerimientos y diseño del sistema

Partiendo de los objetivos del proyecto, para el diseño del sistema de medición de actividad se tomaron en cuenta los siguientes requerimientos:

1. Que sea portable y suficientemente pequeño para no interferir con las actividades de la vida diaria (ADL de sus siglas en inglés).
2. Proveer información de movimiento y postura de las extremidades superiores de forma confiable.
3. Amigable con el médico/terapeuta y con el paciente/participante.

4. Seguridad para uso con humanos y que no represente ningún riesgo en la salud o bienestar del usuario ni del medio ambiente que lo rodea.
5. Procesamiento que pueda ser ejecutado en un sistema de cómputo convencional.
6. Proponer algoritmos para la obtención de parámetros útiles.

En el desarrollo de un sistema de medición electrónico se pueden plantear diferentes filosofías de diseño. Los sistemas embebidos generalmente emplean la estrategia de diseño Top-Down, el cual inicia especificando las necesidades o requerimientos del sistema que se consideran en el nivel de abstracción más alto, en donde no es necesario conocer cómo se llevarán a cabo los procesos del sistema. Posteriormente cada nivel de abstracción se descompone en procesos o tareas para cumplir o generar los resultados del nivel antecesor. Si se realiza esta acción sucesivamente, se llega a una etapa donde es posible definir los módulos funcionales, identificando las tareas o procesos más básicos. Realizando la integración de estos módulos funcionales, es posible entonces implementar un sistema que cumpla las necesidades o requerimientos del sistema definidas al inicio. Esta filosofía de diseño se empleó para el sistema de medición que se desarrolló.

### **2.2.1 Definición de los componentes del sistema de medición de actividad**

En principio, un sistema de medición médico se emplea para realizar mediciones de parámetros fisiológicos del cuerpo humano y en algunos casos, éstos aplican algún estímulo o retroalimentación al cuerpo humano para diagnóstico y tratamiento.

Algunos de los factores que determinan el diseño de un instrumento de medición son el rango de la variable a medir y su ancho de banda, además de varios inconvenientes relacionados con la naturaleza de la señal a medir mencionados ampliamente en Khandpur RS (2003). La mayoría de las señales biomédicas se encuentran en el rango de frecuencias audibles o por debajo de éstas e incluyen además, componentes de DC y baja frecuencia.

Un sistema de instrumentación médico, tiene asociado al menos, alguno de los siguientes componentes funcionales mostrados en la figura 2.1. La mayor diferencia entre los sistemas de instrumentación médicos y sistemas de instrumentación convencionales es que la fuente de la variable a medir proviene de sujetos vivos (Webster 2010). Ya que el sistema propuesto obtiene información generada por humanos, se considerará como un sistema de instrumentación médico.

Antes de iniciar con el diseño del instrumento de medición se abordan brevemente algunos conceptos fundamentales sobre instrumentación biomédica. Los diferentes elementos que componen el sistema de instrumentación son los siguientes:

- **Medida:** la cantidad física, propiedad o condición del fenómeno físico que mide el sistema de instrumentación.
- **Sensor:** en la mayoría de los casos la cantidad a medir no es eléctrica. Con el fin de utilizar métodos y técnicas de medición eléctricos, las cantidades no eléctricas se convierten en una señal eléctrica por medio de un transductor. Un transductor se define generalmente como el dispositivo que transforma una forma de energía en otra. El sensor se auxilia del principio de funcionamiento del transductor para relacionar la variable física a medir y la forma de energía que la causa para poder representar la variable como la variación de algún parámetro



eléctrico resistencia, capacitancia, etc., que se puede medir como una variación de voltaje o corriente.

- Acondicionamiento de señal: la señal de salida del sensor difícilmente puede ser acoplada a algún dispositivo de visualización, almacenamiento o transmisión. Para tal fin es necesario hacer un manejo adecuado de la señal, tal como amplificación, filtrado, digitalización, cuantización, etc.
- Visualización: el resultado del proceso de medición debe ser visualizado de tal manera que pueda ser interpretado. Una forma común es la visualización gráfica o numérica.
- Elementos auxiliares: los elementos auxiliares que comúnmente se pueden encontrar en la cadena del proceso de medición son: la etapa de calibración que puede ser una señal con las mismas propiedades de la que se mide o una señal eléctrica que modifica a la entregada por el transductor o el sensor, etapas de control y retroalimentación hacia y desde el fenómeno a medir pueden ser necesarias para modificar las condiciones de la medición a un estado ideal, almacenamiento o transmisión de los datos obtenidos para su procesamiento o transportación posterior.

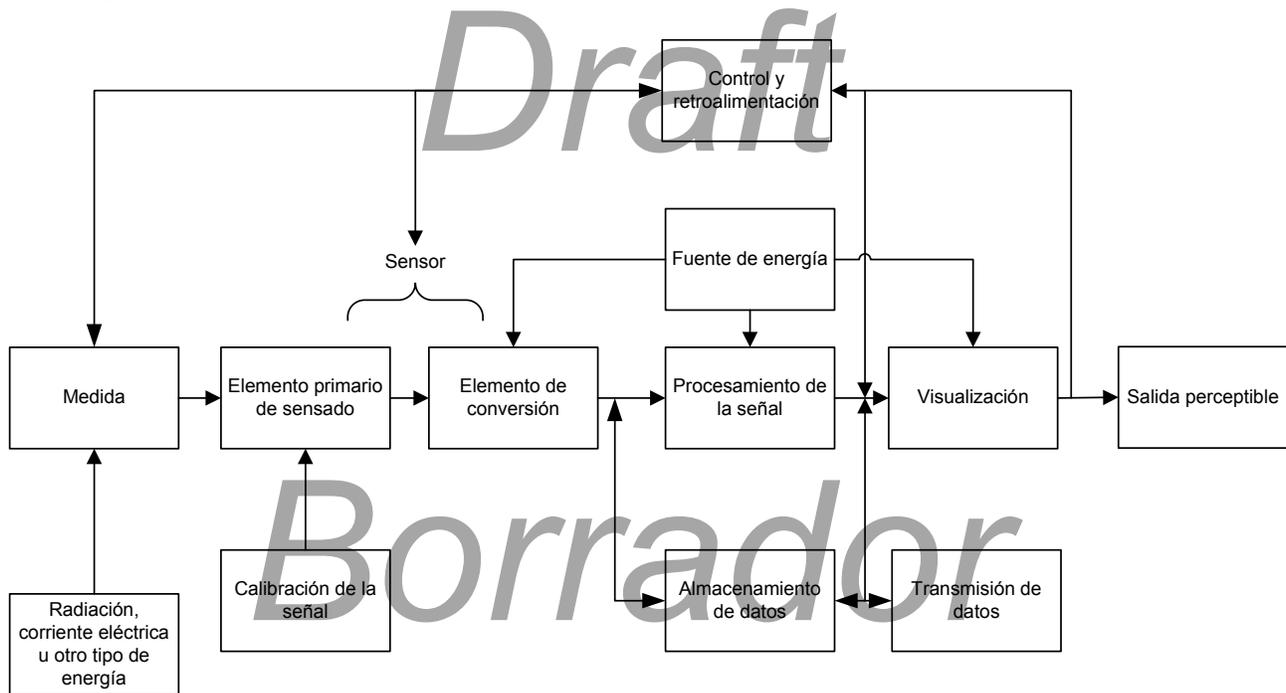


Figura 2.1. Sistema de instrumentación generalizado. Algunos de los componentes pueden no encontrarse en una aplicación específica. Adaptado de Webster (2010).

Una vez identificados de forma general los componentes del sistema de instrumentación, se procederá a definir los componentes necesarios para el sistema que se quiere desarrollar a partir de los requerimientos técnicos:

- La señal a medir: cinemática de la extremidad superior.
- El sensor: se debe contar con un sensor de movimiento/posición por cada brazo, los sensores deben permitir la libre realización de tareas.

- Almacenamiento y transferencia de los datos: los datos se almacenarán en un medio temporal seguro para su posterior transferencia a un medio permanente
- Características físicas y de uso: tamaño reducido, fácil de usar, sin intervención de la persona que porta el instrumento.

### 2.2.2 Diseño del sistema de medición.

El flujo de información de interés sirve como referencia para plantear el nivel de abstracción más alto, todos los procesos principales del sistema, la interacción entre éstos y la interacción del usuario con el sistema. Establecer desde un inicio las necesidades ayuda a definir las etapas en el desarrollo y posteriormente sirven para generar los manuales de usuario y dar mantenimiento al sistema. Este planteamiento presenta los procesos por los cuales debe pasar la información que genera la fuente, las transformaciones que se realizan y su destino en el sistema.

Un diagrama de flujo de datos se emplea para tal fin, ya que se muestra la entrada y salida de datos en un sistema de información y los procesos o transformaciones a las que se somete. Se plantea el diagrama de datos de la figura 2.2 donde se muestra al usuario como un agente externo al sistema y que genera la información de interés.

Cada proceso de medición de actividad es realizado por las unidades de adquisición (sensor) que se coloca en el cuerpo. La mayoría de los sistemas de medición encontrados en la literatura emplean sensores que transmiten información de forma alámbrica o son autocontenidos, es decir, un mismo módulo realiza el sensado de la señal y su almacenamiento (Macko R *et al.* 2001), lo cual hace más oneroso el sistema. Entonces la propuesta es desarrollar una unidad de adquisición que contenga solo el sensor y que transmita la información de forma inalámbrica, con el propósito de que sea reducido en tamaño, comfortable para el usuario y de bajo costo.

El *módulo de recolección* realiza la petición y recepción de datos a las unidades de adquisición. En este proceso se considera la frecuencia de muestreo mínima para el tipo de señal de interés. Para el sensor propuesto, se realizó una evaluación sobre la frecuencia de muestreo óptima, que corresponde a 10 Hz (Vega-Gonzalez A. Granat MH, 2005), sin embargo en este trabajo, se propone emplear 25 Hz como frecuencia de muestreo (periodo de muestreo de 40 ms).

Los datos obtenidos en el proceso de recolección son almacenados temporalmente en una *unidad de almacenamiento* portátil.

Los procesos de transferencia y procesamiento se realizan de forma diferida por medio de una aplicación de usuario instalada en una PC.

Draft

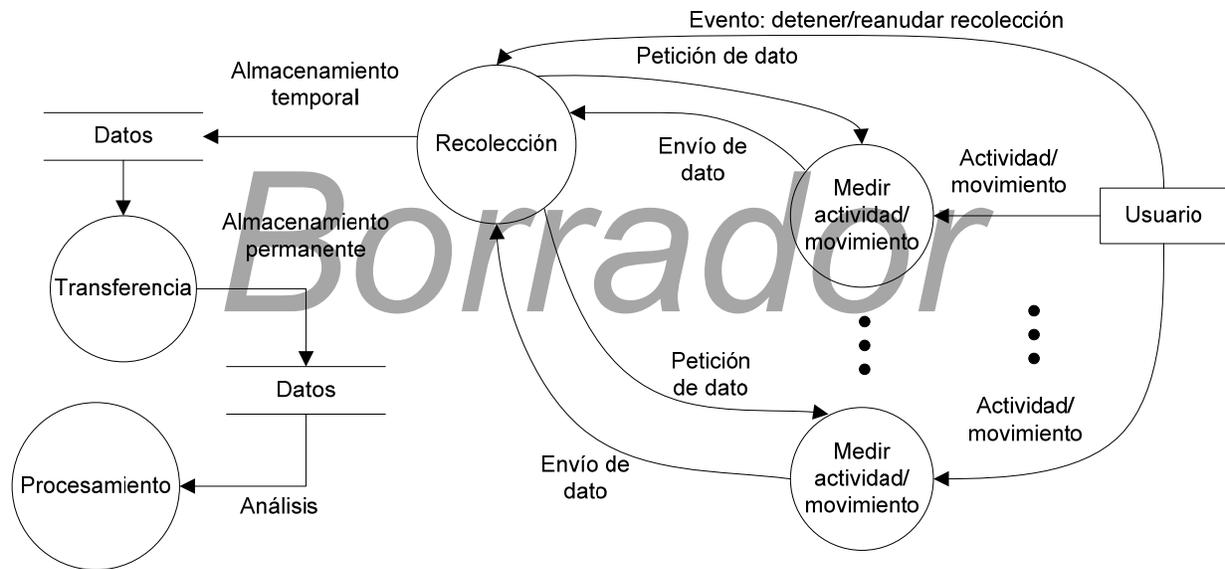


Figura 2.2. Diagrama de flujo de datos (información) en el sistema de monitorización de actividad en extremidades superiores

La descripción de cada uno de los procesos se realiza con suficiente detalle en los diagramas de flujo planteados para la programación del software del sistema en el capítulo III.

### 2.2.3 Requerimientos técnicos y descripción funcional del sistema

El sistema de medición se compone de dos partes, un conjunto de unidades de adquisición de señal (figura 2.3) y una unidad de almacenamiento (figura 2.4).

La unidad de adquisición está compuesta por un sensor de movimiento (con etapa de acondicionamiento integrado), un microcontrolador, un transceptor digital de radio frecuencia (RF) y una batería. Cada una de estas unidades tiene un identificador único.

La unidad de almacenamiento emplea un microcontrolador, una memoria SD y un transceptor digital de RF. Esta unidad realiza petición de datos a cada unidad de adquisición y almacena la información. Al igual que las unidades de adquisición, la unidad de almacenamiento tiene un identificador único.

A continuación se describen las funciones específicas de estas dos unidades que componen el sistema de medición.

#### Unidad de Adquisición.

La unidad de adquisición es la responsable de capturar y procesar la información del participante, consiste en el elemento sensor y un módulo de procesamiento que digitaliza la señal eléctrica del sensor y la transmite hacia el módulo recolector. El diagrama de bloques de la unidad de adquisición se puede observar en la figura 2.3.

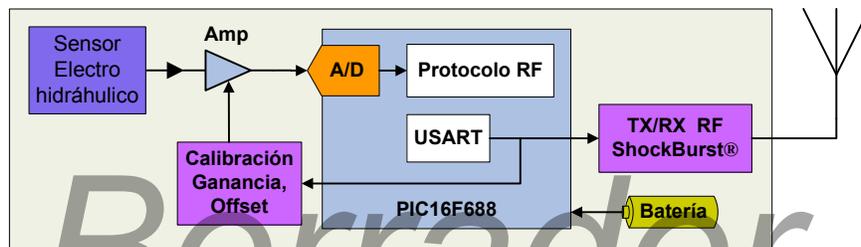


Figura 2.3. Unidad de adquisición. Está compuesta principalmente por tres módulos, un módulo de sensado, un módulo de procesamiento y un módulo de transmisión.

Para medir la actividad de las extremidades superiores, se emplea el mismo principio del sistema SULAM (Vega-Gonzalez A, Granat MH, 2005), el cual consiste en un sensor electro-hidráulico que emplea un transductor de presión conectado a un tubo lleno de fluido. La presión en el transductor depende del desplazamiento vertical del extremo del tubo en relación al transductor, con lo que es posible medir desplazamiento vertical y su variación en el tiempo. Este sensor ha sido modificado para adaptarse a un sistema de biotelemedicina.

La unidad de adquisición emplea un microcontrolador para realizar la conversión analógica/digital, así como para manejar el módulo de RF para codificar y transferir la información a la unidad de almacenamiento. Ya que no son tareas complejas, se propone un microcontrolador de gama baja (prestaciones reducidas). Actualmente se pueden encontrar con una variedad de microcontroladores de 8 bits con módulo convertidor analógico digital, puerto serie, algunas entradas/salidas digitales, frecuencia de operación de 4 a 10Mhz con rangos de voltaje de operación de 3 a 5 volts y tamaño reducido. Se propone el uso del PIC16F688 ya que cuenta con estas características y porque se tiene experiencia en su programación.

La comunicación entre las unidades de adquisición y de almacenamiento se realiza de forma inalámbrica empleando un transceptor de radio frecuencia. Ya que cada módulo debe ser de tamaño reducido, se buscó un radio de estas características y que además opere en la banda industrial, científica y médica (ISM) cuyo ancho de banda de la portadora está dentro del rango de frecuencias de 2.4 a 2.5 GHz. El radio nRF2401A cumple con estas características, la modulación es bajo el esquema GFSK, potencia de salida máxima es de 0dBm (1mW) y contiene funciones “on chip” de generación de CCR de 8 y 16 bits.

La transmisión de información entre la unidad de adquisición y la unidad de almacenamiento se determinó experimentalmente y es de 2 metros, lo cual es más que suficiente para esta aplicación, ya que la unidad de almacenamiento se encontrará junto al participante.

### Unidad de Almacenamiento

La unidad de almacenamiento es la responsable de coleccionar, organizar y almacenar la información proveniente de varias unidades de adquisición para su posterior análisis. El diagrama de bloques de la unidad de almacenamiento se puede observar en la figura 2.4.

Draft

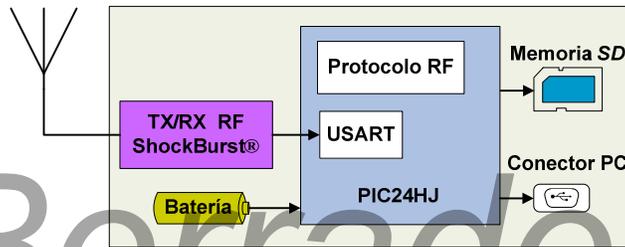


Figura 2.4. Unidad de almacenamiento. Esta unidad consta de un módulo de recepción, un modulo de almacenamiento, los datos recolectados se extraen de la memoria SD a través de una interfaz serial con una PC.

La unidad de almacenamiento contiene un microcontrolador (PIC24HJ128GP502) que gestiona el enlace inalámbrico que se realiza con el transceptor de RF, contiene un reloj de tiempo real (RTC), una memoria SD de hasta 2 GB de capacidad y un botón indicador de eventos para el usuario (por ejemplo, para iniciar o detener el funcionamiento del sistema). El microcontrolador elegido tiene un reloj configurable de hasta 80 MHz (ciclo máquina de 40 Mhz). Ambas unidades deberán operan con una batería preferentemente recargable de tamaño reducido.

La forma en que la unidad de almacenamiento adquiere la señal, consiste en un esquema de petición-recepción, esto es posible gracias a que los módulos inalámbricos digitales contienen una dirección única programable. La petición de datos se realiza a cada una de las unidades de adquisición en instantes determinados por el periodo de muestreo. Los datos son enviados a la unidad de almacenamiento asociado a los sensores como se muestra en la figura 2.5. Adicionalmente esta unidad funciona como la interfaz con una PC para configurar diversos parámetros de la red de sensores y para transferir los datos recolectados.

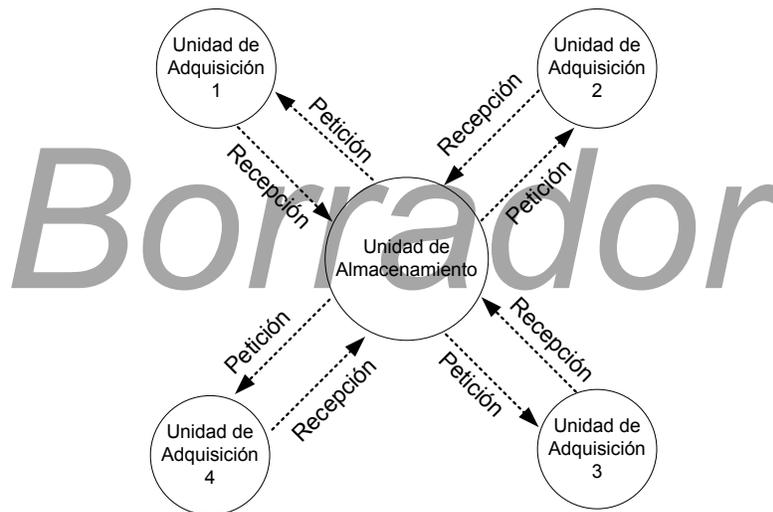


Figura 2.5. Esquema de funcionamiento de la unidad de almacenamiento. Actúa como el subsistema maestro solicitando a cada módulo de adquisición, datos del sensor a una tasa fija.

La configuración propuesta puede tener una sola unidad de almacenamiento a varias unidades de adquisición, formando así una red de sensores. Esta red de sensores estaría dedicada a evaluar la actividad de un solo participante o paciente. Con este esquema es posible entonces, emplear más de

una red de sensores en un mismo sitio o espacio, por ejemplo en un hospital o en centros de rehabilitación. La configuración de la red (asociación de cada unidad de adquisición a una unidad de almacenamiento) se realiza por medio de una aplicación para PC que puede asociar los datos del participante/paciente con un identificador único de la unidad de almacenamiento y un identificador único para cada unidad de adquisición. La estructura general de esta red de sensores puede observarse en la figura 2.6.

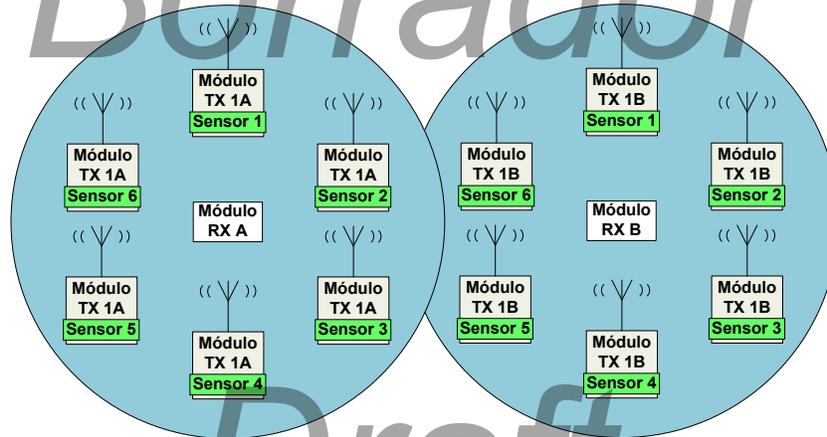


Figura 2.6. Red de sensores, cada Red consiste en una unidad de recolección/almacenamiento y diversas unidades de Adquisición. Pueden emplearse en la misma área sin intervenir entre sí.

## Conclusión.

En este capítulo se abordó el diseño del sistema a partir de las necesidades o requerimientos planteados para este proyecto, los cuales son:

1. Que sea portable y suficientemente pequeño para no interferir con las actividades.
2. Proveer información de movimiento y postura de las extremidades
3. Amigable con el médico/terapeuta y con el paciente/participante.
4. Seguridad para uso con humanos
5. Procesamiento que pueda ser ejecutado en un sistema de cómputo convencional.
6. Proponer algoritmos para la obtención de parámetros útiles.

La propuesta consiste en desarrollar dos módulos principales, una unidad de adquisición, que será la encargada de medir la variable de interés y una unidad de almacenamiento, donde los datos de la(s) unidad(es) de adquisición se almacenen de forma segura.

Una vez definidos los elementos que se incluirán en el sistema de medición, se procederá al diseño de la arquitectura de hardware y su implementación, aspectos que se tratan en el siguiente capítulo.

Draft

# Borrador

## Capítulo 3

### Construcción del Sistema

A continuación se describe el proceso de construcción del sistema de monitorización conformado por las unidades de recolección y adquisición. Esta descripción es el resultado de diversas implementaciones y pruebas que se realizaron hasta llegar a un sistema relativamente sencillo de construir, de tamaño reducido y cuyo firmware, residente en los microcontroladores de cada unidad, es fácil de actualizar, modificar o mejorar.

#### 3.1 Etapas en la construcción del sistema

La primer unidad correspondiente a la unidad de adquisición, se desarrolló en los siguientes pasos:

- Construcción del sensor de movimiento (adaptación del transductor de presión)
- Acoplamiento del sensor a un acondicionador de señal que cumpla los requerimientos del microcontrolador y valores nominales de la fuente de alimentación.
- Digitalización
- Transmisión (Recepción) inalámbrica de datos hacia (desde) el módulo de recolección.

El segundo módulo correspondiente al sistema de almacenamiento de datos, se desarrolló con la implementación y programación de un microcontrolador PIC para manejar procesos iniciados por Interrupciones correspondientes a:

- Transmisión (Recepción) inalámbrica de datos hacia (desde) el módulo de adquisición,
- almacenamiento de datos en una tarjeta SD,
- un reloj de tiempo real (RTC),
- un botón de eventos,
- una interfaz serial con una PC para descarga de datos.

### 3.2 Construcción del sensor de movimiento

Los elementos de la unidad de adquisición que contienen al sensor de movimiento son los siguientes:

- Transductor de presión
- Fluido y tubo
- Circuito de acondicionamiento
- Procesador y recolector de señal

El sensor de movimiento para las extremidades superiores emplea un transductor de presión adaptado para funcionar como sensor de movimiento electro-hidráulico, el cual entrega como salida un voltaje proporcional a la diferencia de presión que existe entre los dos puertos que dispone. En la Figura 3.1 se muestra el elemento sensor empleado (Honeywell, USA) con la denominación 26PC01SMT.

Este sensor de presión se acondicionó de tal forma que en un puerto tiene conectado un tubo plástico marca Tygon modelo S-54-HL Clase VI (Saint-Gobain Performance Plastics) y que en su interior contiene parafina líquida. La elección de este fluido se fundamenta en un estudio comparativo (Ma, 1999) en el cual, se realizaron varias pruebas siguiendo como criterio de selección la seguridad del usuario y la compatibilidad con el transductor. Los fluidos empleados en este estudio fueron una variedad de aceites (vegetal, de cocina, aromáticos), se reportó que el aceite vegetal reacciona con el material del transductor, provocando rigidez en el fluido. El fluido compatible con el transductor es la parafina líquida ya que es estable, no tóxico y no irrita la piel en caso de alguna fuga.

El principio de funcionamiento del sensor consiste en medir una diferencia de presión entre los dos puertos del sensor; las presiones se ejercen en el elemento sensor y la presión resultante corresponde a la diferencia entre la presión atmosférica y la presión ejercida por el fluido contenido en el tubo, de tal forma que puede obtenerse una presión resultante negativa, una resultante neutra o nula o una presión resultante positiva. La presión resultante dependerá de la posición del extremo libre respecto al elemento sensor.

Este sensor es una versión actualizada del empleado en el sistema SULAM (Vega-Gonzalez A. y Granat Malcolm H. 2005), ya que el elemento sensor es de menor tamaño y puede montarse superficialmente en un circuito impreso.



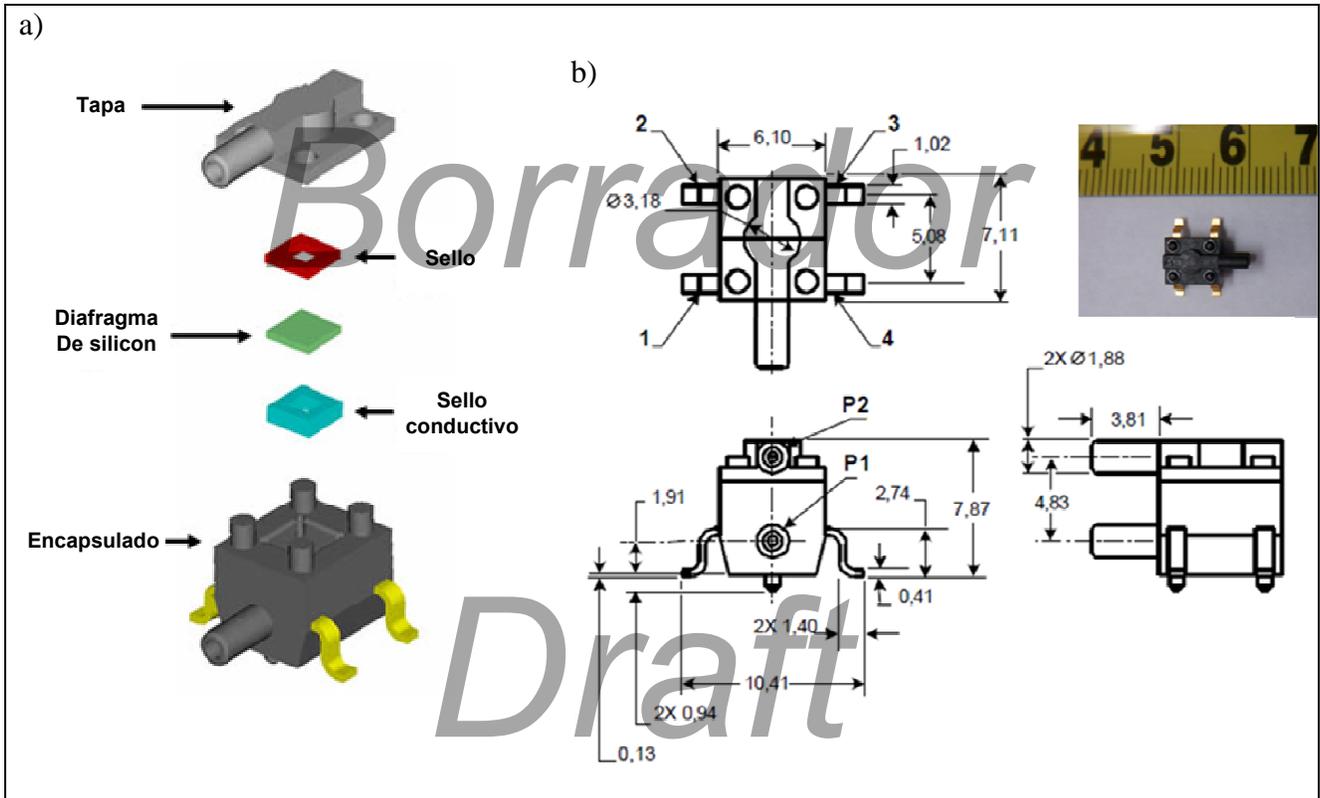


Figura 3.1 Transductor de presión miniatura 26PC01SMT. (a) Construcción interna. (b) Dimensiones en mm. Tomado de la hoja de datos del transductor (Honeywell, USA).

Este transductor tiene dos puertos P1 y P2, permitiendo configurar el transductor en dos modos: medición diferencial o individual. El diafragma del transductor contiene elementos piezoeléctricos en configuración de puente de Wheatstone completo, permitiendo que la salida del transductor sea compensada por variaciones de temperatura y que la presión en ambas caras del diafragma intervenga en la señal de salida. Según las especificaciones del fabricante, el material con el que está construido (policloruro de vinilo) es compatible con el fluido con el que estará en contacto (parafina líquida).

El circuito del puente Wheatstone se polariza y la señal de salida es proporcional a la presión ejercida, por lo que la señal es lineal (Honeywell 26PC SMT, Vega-Gonzalez A. y Granat Malcolm H. 2005). La construcción y el circuito eléctrico del diafragma del transductor se muestran en la Figura 3.2.

Draft

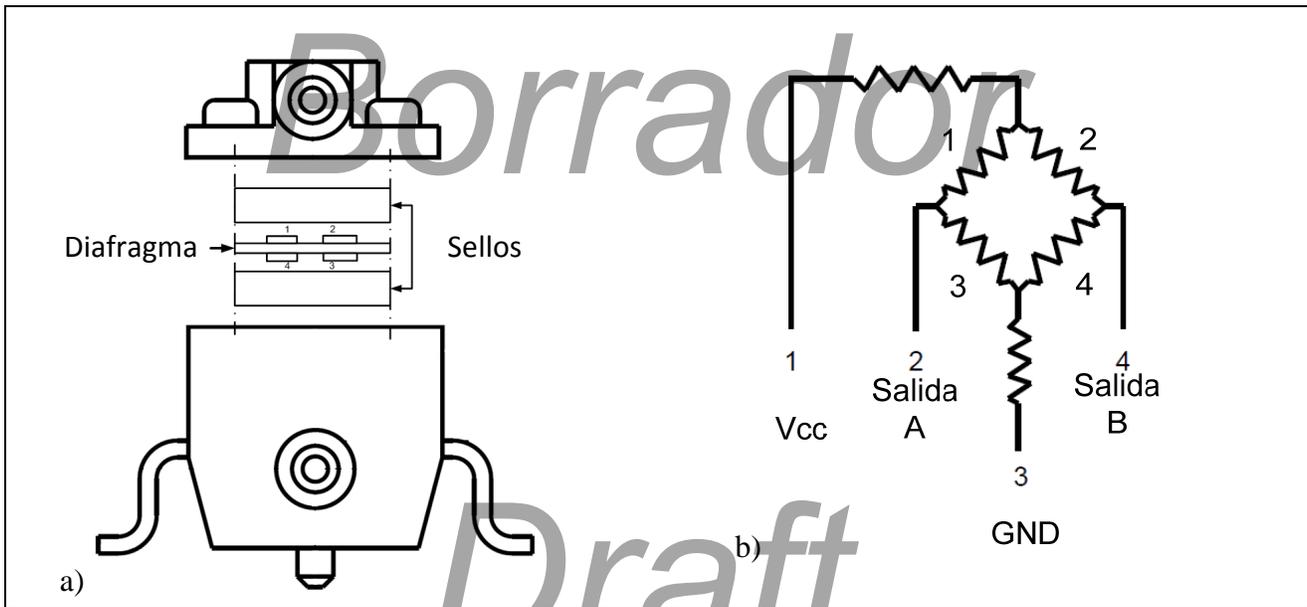


Figura 3.2. Transductor de presión. (a) Ubicación de los elementos piezoresistivos. (b) Circuito eléctrico. Adaptado de la hoja de datos del transductor 26PC01SMT, Honeywell, USA.

Para poder llenar el tubo con el fluido, debe existir un flujo continuo de tal forma que el tubo sea llenado por gravedad, para evitar dañar la membrana. Para drenar el aire durante el llenado se debe contar con una salida del mismo en el extremo opuesto. Esto se puede realizar con una perforación ya sea en el puerto mismo, en la tapa superior del transductor o en alguna parte del encapsulado que lleve a la cámara donde se encuentra el diafragma.

La opción seleccionada fue perforar el sensor en la sección circular de la tapa, permitiendo que se pueda agregar un sello plástico entre el puerto y el tubo. La perforación para drenar el aire se sella por calor y con un sello plástico (PVC) sin afectar el sello del tubo y el puerto previamente colocado. La figura 3.3 muestra la ubicación de la perforación, la apariencia física de la perforación y el sello.

Draft

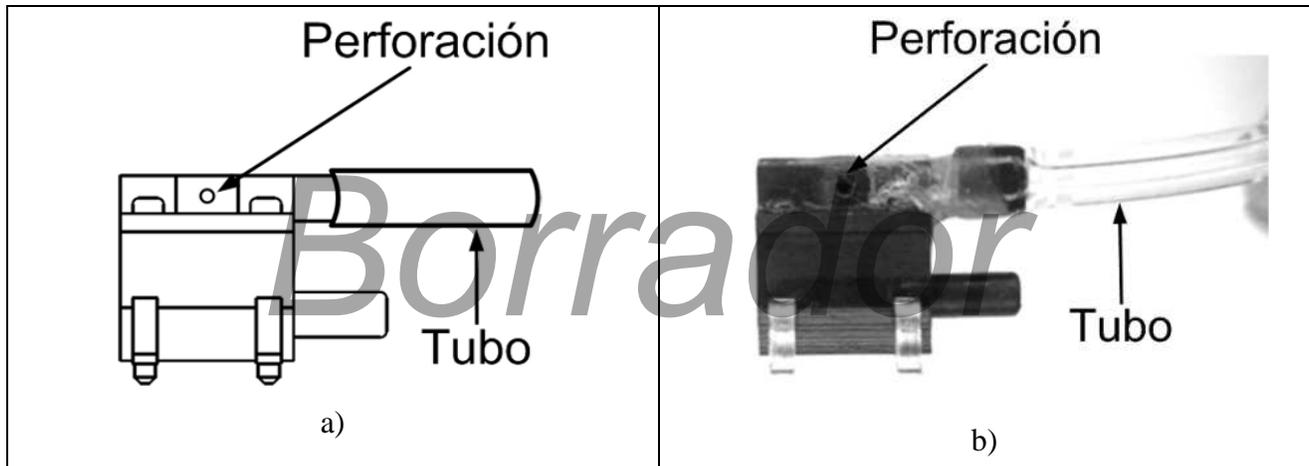


Figura 3.3. Ubicación de la perforación de drenado. a) Vista lateral. b) Apariencia física del sensor perforado ( $\phi = 0.89 \text{ mm}$ ) con sello entre el tubo y el puerto.

La construcción del sensor se desarrolló en tres pasos que se describen a continuación:

#### 1. Colocación del tubo.

Se realiza con un tubo plástico marca Tygon cuyo diámetro interno es de 0.7 mm y diámetro externo de 2.29 mm. Este diámetro interno es menor al del diámetro externo del puerto, lo que permite en primera instancia una fijación a presión del tubo al puerto. La longitud del tubo es de 65 cm, se considera esta longitud como un promedio de la distancia desde el hombro hasta la muñeca (Winter D., 1990).

El sello de PVC entre el tubo y el puerto se aplica al transductor y se deja 24 hrs, para posteriormente realizar el llenado del tubo con el fluido.

#### 2. Perforación.

Se marcó el lugar de perforación con una punta fina de cautín previamente calentado, posteriormente con una broca de 0.89 mm de diámetro montada en un mandril para mini taladro se realizó la perforación a mano, tratando en lo posible de eliminar los residuos de plástico en el proceso para evitar que éstos caigan dentro de la cámara que contiene el diafragma y así evitar que puedan afectar el desempeño del sensor.

#### 3. Llenado y sellado.

Para el llenado del tubo del sensor se empleó una jeringa con aguja, ya que el diámetro del tubo es de 0.7 mm. El llenado del tubo se realizó de la siguiente manera: con la jeringa conteniendo alrededor de  $1 \text{ cm}^3$  y en posición vertical, se lleva el émbolo hasta casi sacarlo, con la aguja dentro

del tubo se saca completamente el émbolo y el fluido ingresa al tubo por efecto de la gravedad. Una vez que se llena todo el tubo, las posibles burbujas de aire dentro de este, se eliminan con un poco de drenado del fluido a través de la perforación realizada en la parte superior del transductor.

En todo momento el transductor debe estar en la posición de la figura 3.3.a para que la cámara interna también se llene y no guarde aire que pueda afectar el desempeño del sensor. Una vez que se considera que ya se eliminaron las posibles burbujas de aire y el completo llenado del transductor y tubo, se detiene el llenado, sacando la aguja de la jeringa y tapando el extremo libre del tubo.

El sellado de la perforación es un punto importante en la construcción del sensor ya que cualquier fuga gradualmente resta precisión en las mediciones hasta el punto de que el sensor quede inservible. Se empleó calor para derretir parte del plástico alrededor de la perforación y cubrirla. Una vez totalmente sellada la perforación se procede a colocar el sello plástico.

El sello plástico empleado inicialmente consistió de una mezcla de limaduras de acrílico y cloroformo, con la cual obtenía una pasta similar a un pegamento. Dado el buen desempeño que presentó el PVC en el sello entre el tubo y el sensor, también se empleó PVC para cubrir la perforación. La apariencia del transductor terminado se muestra en la figura 3.4.



*Figura 3.4. Aspecto del transductor de presión acondicionado como un sensor de movimiento electro-hidráulico.*

*Draft*

## Implementación del acondicionador de la señal.

El siguiente paso en la construcción del sensor de movimiento es el circuito acondicionador de señal; ya que el transductor por si solo tiene una señal de amplitud muy pequeña, esta se debe amplificar para que pueda ser manipulada digitalmente.

El acondicionamiento consiste en amplificar la señal de voltaje entregada por el transductor, de tal forma que la variación de la señal se encuentre en un rango de voltaje entre cero y el voltaje de polarización del microcontrolador que contiene un convertidor A/D.

Para amplificar la señal se emplea un amplificador de instrumentación INA333, su ganancia se puede ajustar con sólo un resistor externo y la señal de salida se puede referenciar a un voltaje positivo, típicamente 1/2 del voltaje de polarización del amplificador para su empleo con sistemas digitales, de tal forma que el cero del transductor se encuentre a la mitad del voltaje de polarización. Las etapas internas del amplificador se muestran en la figura 3.5.

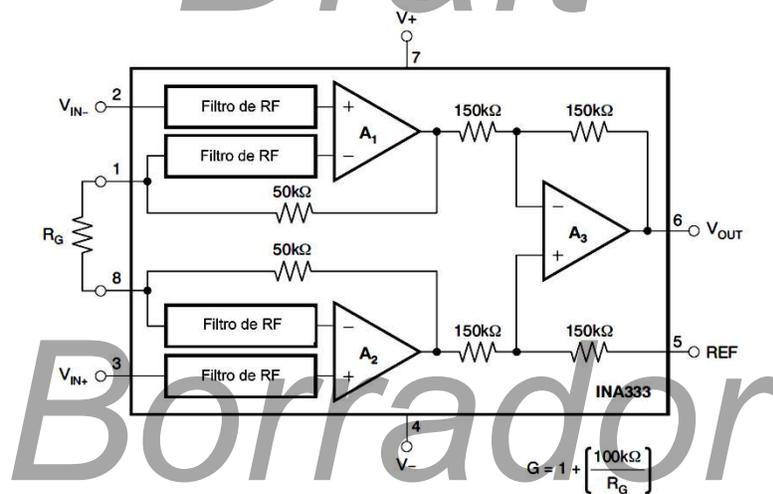
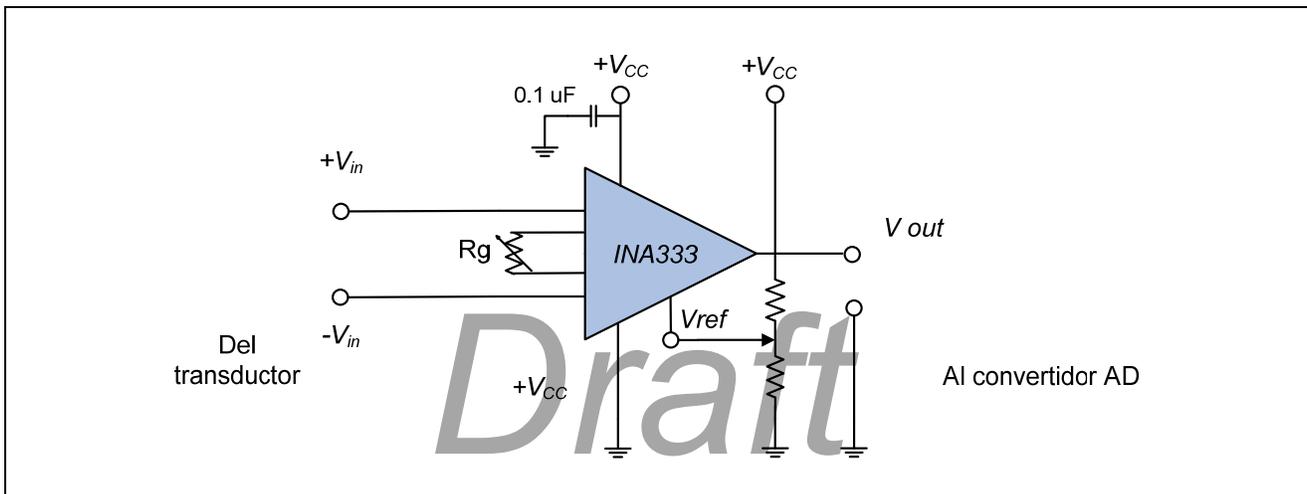


Figura 3.5. Diagrama a bloques de la construcción interna del amplificador de instrumentación INA333. Tomado de la hoja de datos, Texas Instruments, USA.

El INA333 tiene varias características eléctricas que lo hacen ideal para un amplio rango de aplicaciones portables, como la baja potencia de consumo, tamaño reducido (circuito integrado de montaje superficial), la posibilidad de polarizarlo con una sola fuente positiva, además de filtros de RF a la entrada de los amplificadores internos, característica que lo hace óptimo para integrarse en un sistema de comunicación por RF.

La ganancia del amplificador se ajustó con un potenciómetro y la señal de referencia (el cero del instrumento) se mantiene fija con un divisor de voltaje, del cual se obtiene la mitad del voltaje de polarización, del cual se hablará más adelante.

La figura 3.6 muestra el diagrama eléctrico del circuito implementado para el acondicionamiento de la señal.



*Figura 3.6. Diagrama eléctrico del acondicionador de señal.  
Adaptado de la hoja de datos INA333, Texas Instruments, USA.*

Siguiendo la división de elementos en un sistema de medición biomédico según Webster et al. (2010), la señal medida o detectada por el elemento primario y de conversión es posteriormente procesada o transformada por segunda vez. En el sistema que se desarrolló, este procesamiento dentro del sistema de medición consiste en la digitalización, de tal forma que pueda ser transmitida por el módulo inalámbrico hacia la unidad de recolección.

La digitalización de la señal se realiza con el módulo de conversión analógico-digital contenido en el microcontrolador PIC16F688. La resolución del convertidor empleada es de 8 bits, por lo que el valor mínimo y máximo para representar una lectura analógica es de 0 y 255 respectivamente.

La ganancia del amplificador de instrumentación se ajusta de tal forma que el voltaje mínimo y máximo entregado por el acondicionador no produzca una saturación de la señal aún cuando el sensor electro-hidráulico se encuentre bajo movimientos impulsivos.

Ya que el sensor electro-hidráulico puede medir tanto una posición debajo como por encima del hombro, el cero del instrumento corresponde a la posición horizontal de la extremidad. A esta

posición de cero se le asignará el valor 128 correspondiente a la mitad de la escala de 0 a 255. Valores por encima de 128 corresponden a la posición por encima del hombro y valores por debajo de 128, a valores por debajo del hombro.

Bajo esta consideración, ya que en la posición horizontal del tubo se ejerce la mínima presión sobre el sensor (próxima a cero), la salida del acondicionador de señal deberá ser tal que el convertidor analógico entregue el valor de 128, para tal efecto, el offset del acondicionador de señal se ajusta a la mitad del voltaje de operación del sistema para una señal de entrada nula, lo cual se logra con un divisor de voltaje.

### **Implementación del módulo de Transmisión de datos.**

Inicialmente el módulo de transmisión de datos se concibió como un módulo solamente de transmisión, sin embargo, al ir desarrollando el sistema, se observó que también es necesario que el módulo funcione como receptor. El subsistema de transmisión de datos funciona bajo el esquema de “petición-recepción” o “comando-respuesta” en el que un módulo principal (el módulo recolector de datos) realiza la petición de un dato nuevo a un sensor o módulo de adquisición, dando un tiempo de margen para que éste responda. Cuando el tiempo de espera expira y no se recibió dato, se puede realizar una nueva petición y esperar nuevamente por el dato. Esta operación se puede realizar varias veces, pero con la restricción de cumplir con la frecuencia de muestreo de la señal a medir y tomando en cuenta el número de canales muestreados (numero de sensores).

Para realizar la comunicación inalámbrica se emplea el Transceptor nRF2401A, ensamblado en un circuito impreso comercialmente disponible (Sparkfun U.S.A.). Las características del módulo se muestran en la Tabla 3.1 y su apariencia física se muestra en la figura 3.7.

El bus con el que se comunica el módulo inalámbrico es compatible con SPI (Serial Peripheral Interface). Bajo ciertas consideraciones, éste módulo puede ser controlado empleando el módulo UART del PIC16F688 ya que el PIC no cuenta con SPI.

El modulo nRF contiene un buffer de tipo FIFO (First Input First Output) como se muestra en la figura 3.8, es decir, el primer bit de datos que entra es el primero en salir, y éste primer bit debe ser el más significativo del dato a ingresar. Por lo tanto, al ingresar o extraer un dato al modulo nRF, se debe hacer bit por bit empezando por el bit más significativo, al contrario de como lo hace la UART del microcontrolador (inicia la transferencia por el bit menos significativo como se muestra en la figura 3.9), por lo que es necesario implementar una rutina que invierta el orden de los bits de datos antes de ser transmitidos por la UART.

Tabla 3.1. Especificaciones eléctricas del módulo nRF2401A.

Símbolo	Parámetro (condiciones)	Mínimo	Típico	Máximo	Unidades
<b>Condiciones de Operación</b>					
VDD	Voltaje de Polarización	1.9	3.0	3.6	V
TEMP	Temperatura de Operación	-40	+27	+85	°C
<b>Terminal de entrada digital</b>					
V <sub>EA</sub>	Voltaje de entrada de nivel ALTO	VDD – 0.3		VDD	V
V <sub>EB</sub>	Voltaje de entrada de nivel BAJO	V <sub>ss</sub>		0.3	V
<b>Terminal de salida digital</b>					
V <sub>SA</sub>	Voltaje de salida de nivel ALTO	VDD – 0.3		VDD	V
V <sub>SB</sub>	Voltaje de salida de nivel BAJO	V <sub>ss</sub>		0.3	V

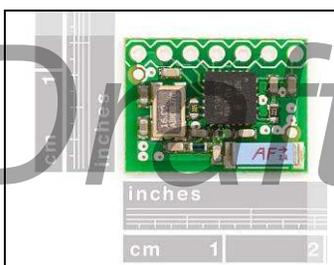


Figura 3.7. Apariencia del Transceptor inalámbrico nRF2401A

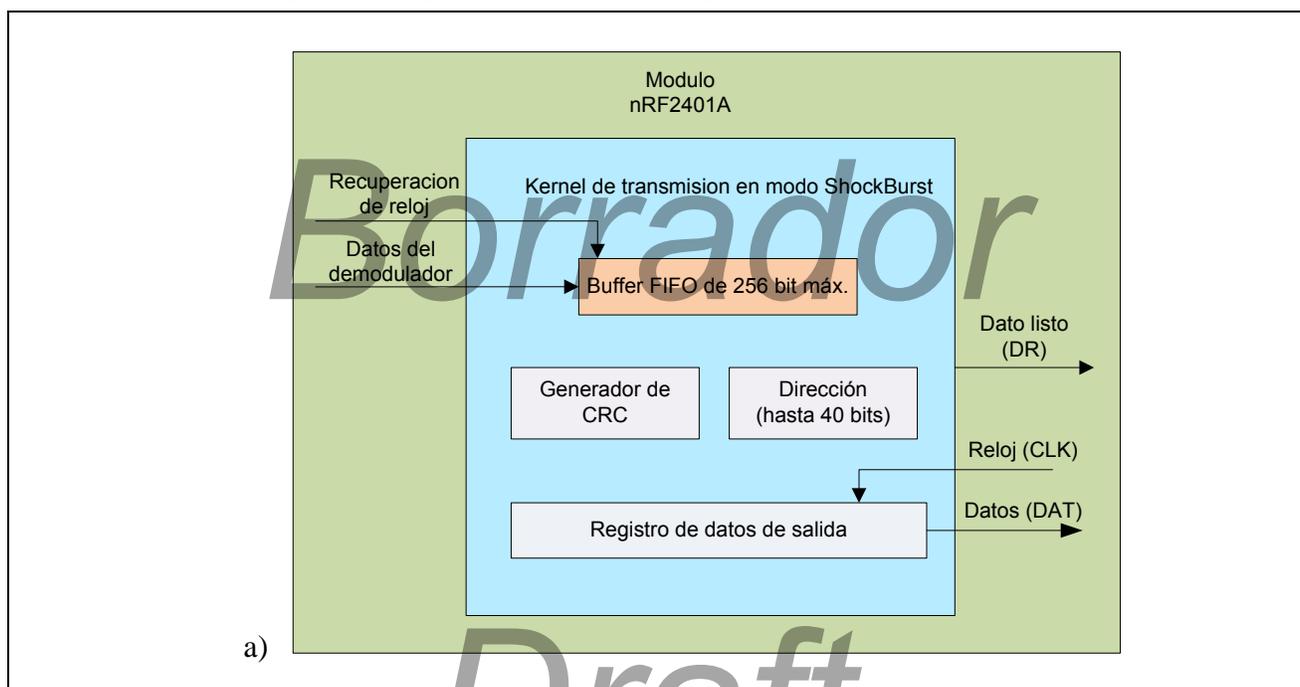


Figura 3.8 Buffer tipo FIFO en el modulo inalámbrico nRF como receptor. Adaptado de ...



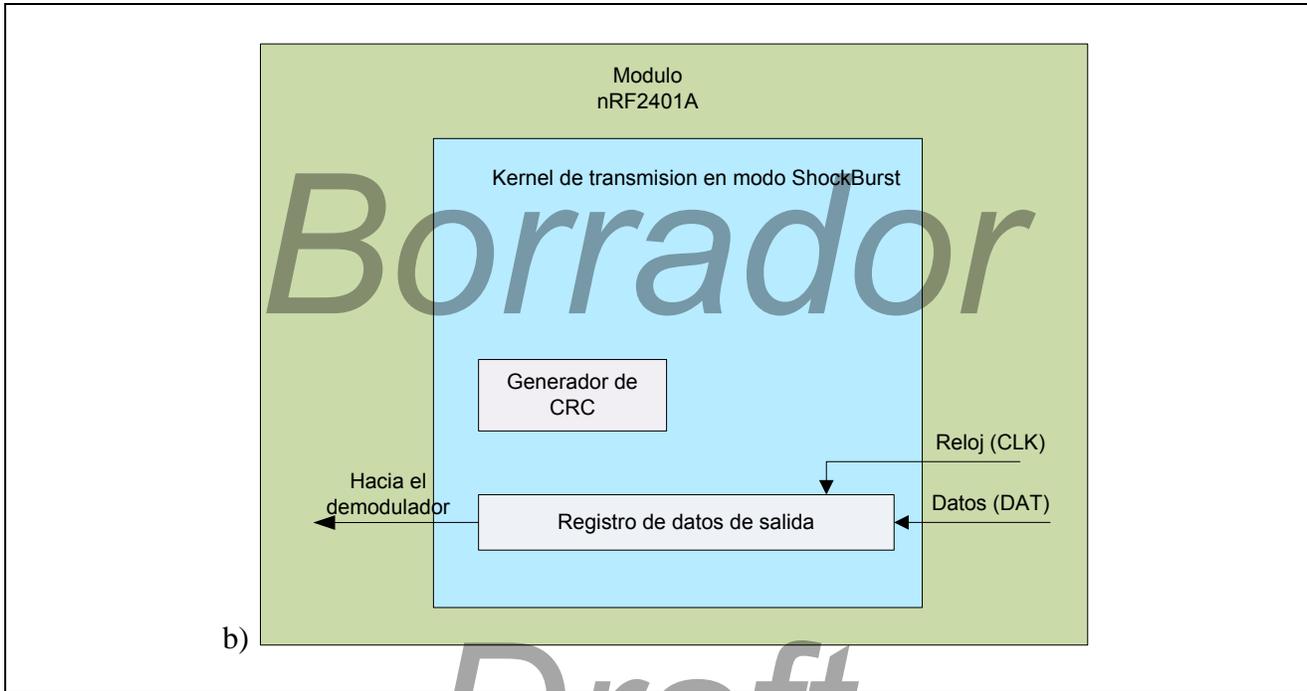


Figura 3.8. (Continuación). Buffer tipo FIFO en el modulo inalámbrico nRF como transmisor.

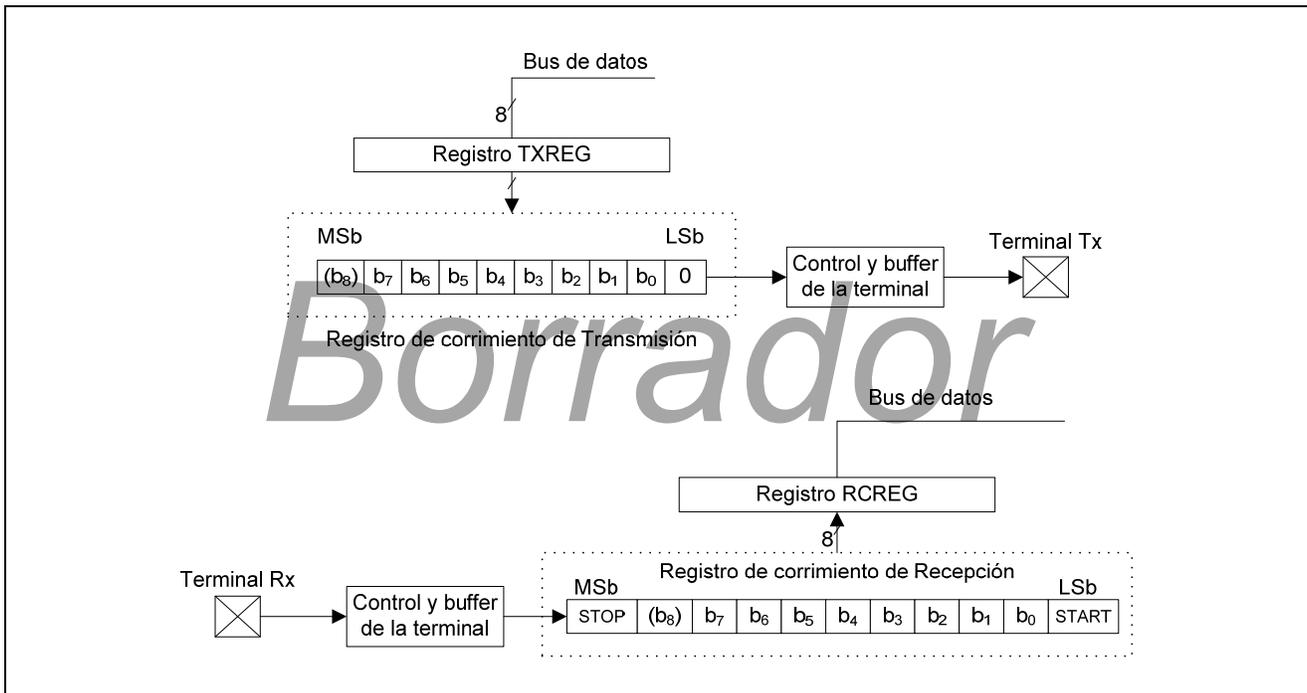


Figura 3.9. Transferencia de datos empleando la UART de un PIC. a) transmisión. B) Recepción. Adaptado de la hoja de datos del PIC16F688.

Además, para controlar el módulo nRF es necesario tanto ingresar palabras múltiples de 8 bits como solo un bit para cambiar de transmisor a receptor y viceversa.

Por esta razón, no se emplea el módulo UART integrado en el microcontrolador, ya que éste trabaja con 8 bits para cada transferencia, además de que la polaridad de la línea de reloj en su estado inactivo es un nivel '1' lógico, que se establece por diseño de hardware, consumiendo energía cuando el módulo nRF está en estado inactivo.

### **El bus de Interfaz Periférica Serial (SPI).**

El módulo inalámbrico emplea un bus de 3 líneas compatible con el bus SPI. En la implementación del Módulo de recolección de datos, se usa una memoria SD que se comunica con el microcontrolador por medio del bus SPI. A continuación se presentan las características principales del bus SPI.

El Bus SPI (del inglés Serial Peripheral Interface) es un estándar de comunicación serial síncrono creado por Motorola, usado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados que están a muy corta distancia unos de otros, donde un dispositivo actúa como maestro y los demás como esclavos.

El bus Incluye una línea de reloj, dato saliente (MO del inglés Master Output), dato entrante (MI del inglés Master Input) y una línea de habilitación también llamada selección de esclavo (SS del inglés Slave Select) o habilitación de chip (CE del inglés Chip Enable), que habilita o deshabilita la operación del dispositivo con el que se desea comunicar.

De esta forma, este estándar permite multiplexar el bus de comunicación, permitiendo que varios dispositivos esclavos puedan emplear el mismo bus controlado por un dispositivo maestro. El bus SPI está diseñado para funcionamiento en full dúplex, por lo que, cuando el maestro realiza una transmisión, al mismo tiempo recibe datos del dispositivo esclavo activo, por eso nos encontraremos frecuentemente con la denominación de las terminales de un dispositivo que maneja el protocolo SPI como MOSI (Master Output - Slave Input) y MISO (Master Input – Slave Output) para indicar cuales líneas del dispositivo esclavo deben ir acoplada a las líneas del dispositivo maestro y viceversa.

*Draft*

La topología del bus SPI se muestra en la figura 3.10 donde se muestra que la línea de reloj, la línea de datos que genera el maestro y la línea de datos que recibe, se comparten con todos los dispositivos esclavos. El maestro controla con las líneas de selección (SSx), la habilitación del dispositivo que será activo. El estándar establece que el dispositivo activo será el que tenga la línea SS en nivel bajo.

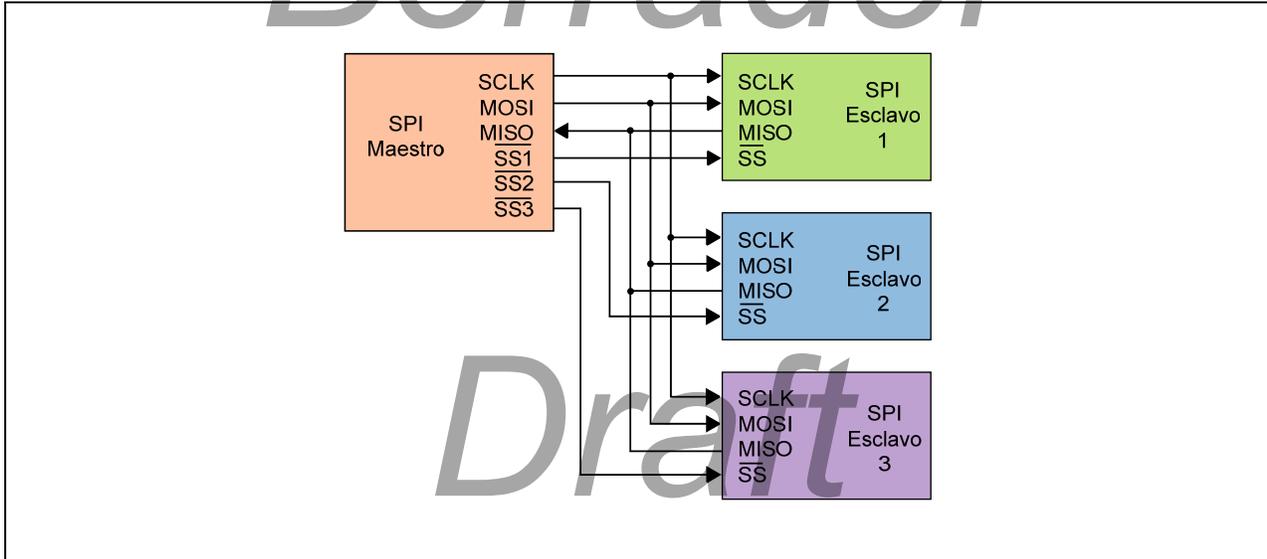


Figura 3.10. Topología del bus SPI donde un maestro controla un esclavo a la vez.

Existen cuatro modos de funcionamiento o configuración para un bus SPI, dependiendo de la sincronización entre reloj y datos. Estos modos se referencian comúnmente según el estado de dos parámetros: la polaridad del Reloj y la Fase del Reloj, estos modos se presentan en la tabla 3.2 y su comportamiento se describe en el diagrama de tiempos de la figura 3.11.

Existen dispositivos que emplean protocolos similares o compatibles con SPI con ciertas restricciones de velocidad, éstos dispositivos comúnmente solo reciben datos, por lo que una línea MISO no es necesaria, o una misma línea de datos puede ser empleada tanto en un maestro como en un esclavo como MOSI/MISO. A este tipo de bus compatible con SPI se les refiere como SPI de 3 líneas.

El modulo inalámbrico nRF2401A será controlado por medio de un bus compatible SPI de 3 líneas con la técnica de Bit Bang que será explicada con detalle más adelante.

Draft

Tabla 3.2 Modos de sincronización para el protocolo SPI.

Modo	CPOL	CPHA
0	0	0
1	0	1
2	1	0
3	1	1

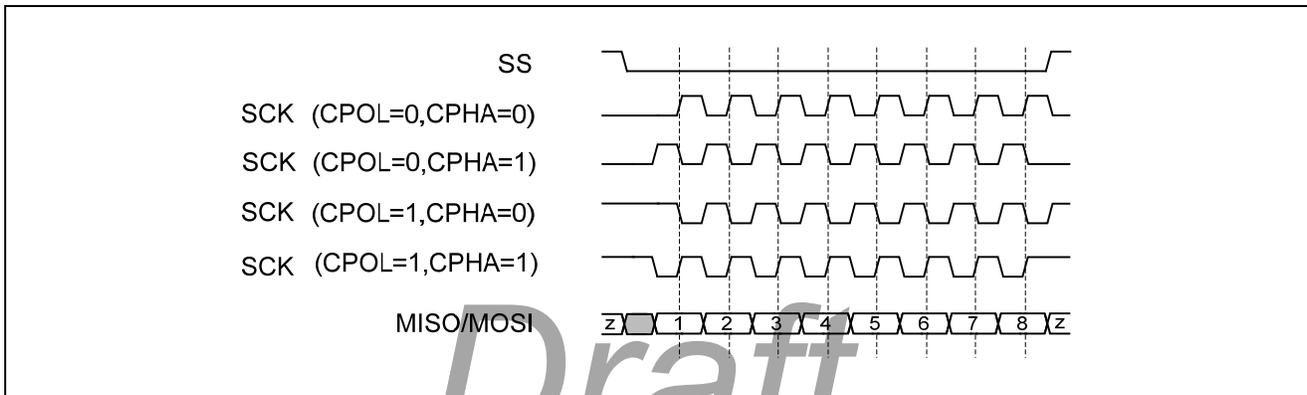


Figura 3.11 Diagramas de tiempo de los modos de sincronización del bus SPI. Adaptado de ( )

### Comunicación serial con el modulo nRF. Técnica de Bit Bang.

El Bit Bang (o Bit Banging) (Ganssle, Jack G., Barr, Michael) es una técnica de comunicación serial entre dos dispositivos, realizada por software en lugar de un hardware dedicado, su uso es conocido en el desarrollo de sistemas embebidos en bajo nivel de hardware-software.

El empleo de esta técnica debe considerar todos los parámetros de comunicación, como tiempos de ejecución (sincronización, velocidad de comunicación), puertos de entrada/salida, codificación-decodificación, etc. Un hardware dedicado como un Modem, se encarga de los procesos adicionales y parámetros para realizar la transferencia de señales, de tal forma que no es necesario software que se encargue de ello.

En el Bit Bang, el software del microcontrolador, establece y captura los estados lógicos de las terminales con las que se realiza la interfaz física entre éste y el dispositivo externo, con la ventaja de manejar diferentes protocolos para comunicarse con diferentes dispositivos con un mínimo o nulo cambio de hardware.

Algunos inconvenientes del Bit Banging es que la ejecución del software consume tiempo y recursos mayores (memoria) en comparación de los que se emplearían al usar hardware dedicado. También se pueden presentar errores como fallas por sincronización o desviación de los pulsos entre

reloj y datos (jitter) o cambios o pulsos inesperados en las líneas de interfaz (glitch), causadas principalmente si se realiza al mismo tiempo otro proceso, sin embargo, si esta técnica se maneja como rutinas de atención a interrupción o ISR (Interrupt Service Routine) estos problemas se pueden eliminar.

Un ejemplo sencillo de Bit Banging manejado por un microcontrolador para comunicarse con un modulo externo se muestra en el listado 3.1 empleando sintaxis del lenguaje C donde las sentencias pueden variar dependiendo del compilador usado; se realiza una transmisión empleando 8 bits de datos, la interfaz física con el módulo es por medio de la línea de reloj, datos y habilitación del dispositivo externo (CLK, DAT y CE respectivamente).

```
void tx_data(char data)
{
    int i;
    output_high(CE);           // habilitar dispositivo externo
    for (i = 0; i < 8; i++)    // realiza transmisión de 8 bits
    {
        if (data & 0x80)      // transmite empezando con el bit más significativo
            output_high(DAT); // nivel lógico '1' si el bit i=1,
        else
            output_low(DAT);   // nivel lógico '0' si el bit i=0
        output_low(CLK);       // pulso de reloj para validar el bit ingresado
        output_high(CLK);
        data <<= 1;           // corrimiento de los bits para seguir con el siguiente
    }
    output_low(CE);           // deshabilita dispositivo externo
}
```

*Listado 3.1 Función genérica en sintaxis de lenguaje C que implementa la técnica de Bit Bang.*

El programa desarrollado para manejar el modulo inalámbrico emplea esta técnica en para evitar el reordenamiento de los bits de datos para su transmisión, para tener control de los bits de cambio de modo de funcionamiento de transmisor a receptor y poder establecer los retardos de tiempo recomendados por el fabricante entre cada parámetro de la palabra de configuración que es modificado.

Para manejar el módulo inalámbrico tanto en el módulo recolector de datos como en los módulos de adquisición, se definen para el microcontrolador de cada módulo, la función que tendrán las terminales o pines y cómo se referencian dentro del código. Esto se hace empleando el listado 3.2

donde se define el identificador o nombre asociado con la función de la terminal y la terminal que se usará.

```
#define DATA_rf    PIN_C1 // Input/Output
#define CLK_rf     PIN_C0 // Output
#define CS_rf      PIN_A1 // Output
#define CE_rf      PIN_A0 // Output
#define DR_rf      PIN_A2 // Input (recibe interrupción externa)
```

*Listado 3.2. Declaración y definición de las líneas del microcontrolador para manejar el módulo inalámbrico nRF2401A*

Para enviar los datos al módulo en paquetes de 8 bits se implementa la función del listado 3.3, que emula un bus SPI en modo 0 (Modo de funcionamiento del bus SPI para el módulo nRF). Al inicio se configura la línea DATA\_rf como salida con la instrucción del compilador output\_drive() y al final se restablece en '0' esta misma línea.

```
void txrf(char dato)
{
    char i;
    output_drive(DATA_rf); // línea de datos como salida
    for(i=0; i<8; i++)
    {
        output_bit(DATA_rf, shift_left(&dato,1,0)); // i-ésimo bit al pin de datos
        output_bit(CLK_rf,0);      retardo;          // ciclo de reloj
        output_bit(CLK_rf,1);      retardo;
        output_bit(CLK_rf,0);
    }
    output_bit(DATA_rf,0); // limpia línea de Datos
}
```

*Listado 3.3. Función que emula un bus SPI en transmisión.*

*La rutina envía primero el bit más significativo*

En el listado 3.4, se presenta la función implementada para emular un bus SPI en modo 0 en recepción. Ya que el módulo inalámbrico funciona en modo Half-Duplex, se implementó la recepción de datos en una función diferente a la de transmisión. Si se desea ser estricto, al implementar la función se debe emplear el modo 1, ya que como se podrá apreciar en la figura 3.15, el patrón de tiempo es de este tipo. Sin embargo, dado que el dato ya se encuentra listo en el buffer de salida y, a que solo se agrega al inicio de la extracción de datos un retardo de la mitad de un ciclo de reloj del bus, es válido emplear el modo 0.

```

char rxrf(void)
{
    byte buffer, j;
    buffer =0;
    output_float(DATA_rf); // línea de datos como entrada
    for(j=0; j<8; ++j)
    {
        shift_left(&buffer,1,input(DATA_rf)); // llena registro 'buffer' con bit presentes
        output_bit(CLK_rf,0); retardo; // en la línea de datos cada ciclo de reloj
        output_bit(CLK_rf,1); retardo;
        output_bit(CLK_rf,0);
    }
    output_drive(DATA_rf); // línea de datos como salida
    output_bit(DATA_rf,0); // limpia línea de Datos
    return buffer; // regresa el valor leído del módulo
}

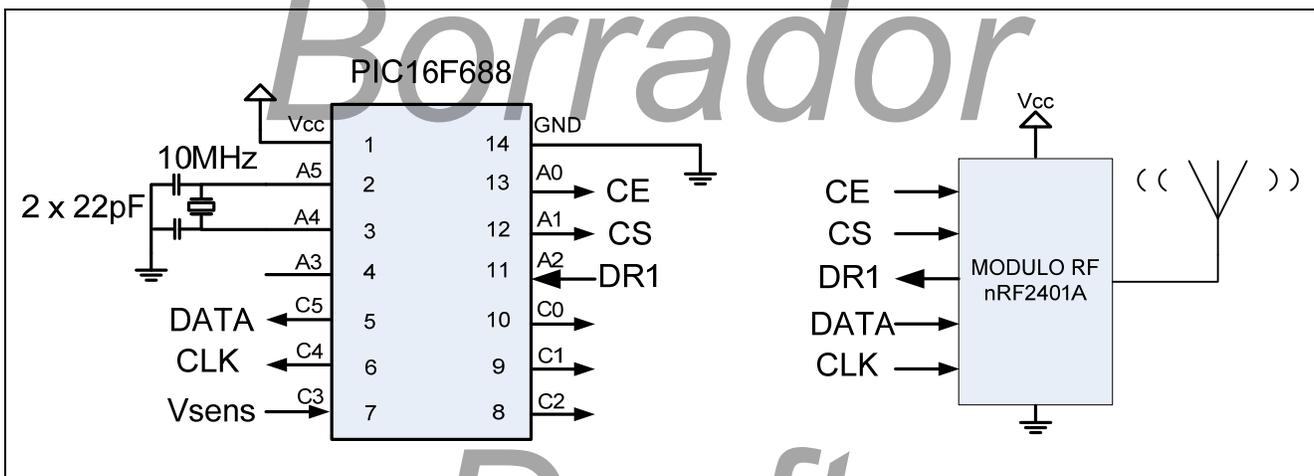
```

*Listado 3.4 Función que emula un bus SPI en recepción.*

*La rutina extrae el bit más significativo primero.*

Como se podrá observar, la transferencia de bits no es el estándar SPI, sino una forma compatible, debido a esto, el control de los bits CE y CS se realizan fuera de las dos funciones anteriores, por ejemplo al realizar la configuración del dispositivo y al realizar transmisión y recepción de datos desde y hacia el módulo nRF.

La interfaz física básica del PIC16F688 con el módulo se muestra en el diagrama de la figura 3.12. Este circuito formará parte del diseño final que contendrá todos los demás dispositivos y elementos y que se mostrará más adelante.



*Figura 3.12. Interfaz entre en módulo nRF y el microcontrolador PIC16F688. (revisar)*

## **Puesta en marcha del enlace inalámbrico**

A continuación se describe el proceso necesario para realizar el enlace inalámbrico entre dos módulos nRF2401, cada uno con su respectivo microcontrolador. Inicialmente se estableció el primer módulo como transmisor y el segundo como receptor. Después de diversos intentos y correcciones en la implementación, se logró realizar en enlace de forma exitosa.

Como segunda etapa, se configuró un módulo como transmisor y el segundo como receptor y posteriormente, ambos cambiando dinámicamente su modo de funcionamiento (anteriormente como transmisor y ahora como receptor y viceversa) de acuerdo al requerimiento del módulo maestro que implementa el esquema de Petición-Recepción.

## **Configuración del Módulo nRF2401A.**

El módulo debe ser configurado ingresando a través del bus de 3 hilos, una palabra de configuración de 15 bytes necesarios para el modo de funcionamiento con el protocolo ShockBurst, que se almacenarán en un único registro de memoria RAM interno. Esta tecnología emplea una cola FIFO para recibir datos a una tasa de baja velocidad y transmitirlos a una alta velocidad favoreciendo de esta manera una alta reducción de consumo de potencia.

Al operar en el modo ShockBurst, es posible una transferencia de datos de 1Mbps, con una señal portadora de 2.4GHz sin la necesidad de un microcontrolador de alta velocidad. En este modo de funcionamiento el módulo tiene las siguientes características:

- Consumo de corriente reducido
- Un costo reducido del sistema (permite el uso de microcontroladores de bajo costo)
- Riesgo altamente reducido de colisión “en el aire” debido al tiempo reducido de transmisión.

Los bloques a configurar en el modo ShockBurst son los siguientes:

- Ancho de palabra de datos útiles (payload): Especifica el número de bits de datos útiles en un paquete de RF, este valor permite diferenciar entre los datos útiles y los bytes de CRC en un paquete recibido.
- Ancho de dirección: Establece el número de bits dentro del paquete de RF empleados para dirección. Este valor permite diferenciar entre la dirección y los datos útiles. De estos dos parámetros, se deduce que se debe tener cuidado al emplear longitudes iguales de datos y



dirección. El fabricante recomienda mayor número de bits en dirección para evitar paquetes perdidos.

- Dirección (Canales de recepción 1 y 2): Dirección destino para recibir datos.
- CRC: habilita al módulo nRF2401A para generación y decodificación de CRC.

Estos campos forman el paquete de datos que son transmitidos por RF, el paquete de datos completo que se transmite por RF se muestra a continuación en la Tabla 3.3

*Draft*

*Borrador*

*Draft*

Tabla 3.3 Paquete de datos transmitidos en modo ShockBurst. Adaptado de ( )

	Preámbulo	Dirección	Información	CRC
Paquete de datos de RF				
	El preámbulo es un campo de 8 bits y depende del primer bit de datos en modo directo.			
	Preámbulo	1er Bit de dirección		
Preámbulo	01010101	0		
	10101010	1		
	Se añade automáticamente en el paquete en modo ShockBurst y es removido automáticamente en el modulo receptor.			
	Este campo es requerido en modo ShockBurst			
Dirección	-Longitud de 8 a 40 bits			
	-La dirección removida automáticamente del paquete recibido			
	El dato a ser transmitido			
Datos útiles	En modo ShockBurst el tamaño de los datos útiles se determina como sigue: #bits de datos útiles = 255-(longitud de dirección:8 a 40 bits + CRC:8 o 16 bits)			
	El CRC es opcional en modo ShockBurst			
CRC	8 o 16 bits de longitud			
	El CRC es removido automáticamente en el receptor en modo ShockBurst			

Para emplear el módulo es necesario hacer una configuración inicial que consiste en ingresar 15 bytes al módulo que establecen varios parámetros. La Tabla 3.4 muestra la posición de los parámetros dentro de la palabra de configuración, los números de bits empleados, el nombre del parámetro y su función.

*Draft*

Tabla 3.4 Parámetros de la palabra de configuración y su ubicación dentro los 15 bytes a configurar. Adaptado de la hoja de datos del módulo nRF2401A.

Bits	Nombre	No. de bits	Función
119:112	DATA2_W	8	Longitud en bits de los datos a transferir en canal 2
111:104	DATA1_W	8	Longitud en bits de los datos a transferir en canal 1
103:64	ADDR2	40	Dirección del receptor de hasta 5 bytes para canal 2
63:24	ADDR1	40	Dirección del receptor de hasta 5 bytes para canal 1
23:18	ADDR_W	6	Numero de bits de dirección (ambos canales)
17	CRC_L	1	RCR de 8 0 16 bits
16	CRC_EN	1	Habilitar generación/prueba del CRC
15	RX2_EN	1	Habilitar recepción en dos canales
14	CM	1	Modo de funcionamiento (Directo o ShockBurst)
13	RFDR_SB	1	Tasa de transferencia en RF
12:10	XO_F	3	Valor del Cristal (reloj) de operación
9:8	RF_PWR	2	Potencia de transmisión en RF
7:1	RF_CH#	7	Canal de transferencia
0	RXEN	1	Operación como receptor o transmisor

Una vez que el modulo es configurado para operar en modo ShockBurst, solo es necesario actualizar ya sean 7 bits para establecer la frecuencia del canal o un solo bit para configurar al modulo como transmisor o receptor.

Un aspecto importante para el manejo del módulo inalámbrico, es cumplir con los parámetros de tiempo recomendados por el fabricante. Aunque es ambigua la información en los diagramas de tiempo, se pudo establecer un esquema de tiempos que funcionan correctamente respecto a las pruebas realizadas. En la Tabla 3.5 se muestran los parámetros de tiempo para el modulo en modo ShockBurst.

*Borrador*

*Draft*

Tabla 3.5 parámetros de tiempo para el modulo en modo ShockBurst.

Parámetro del nRF2401A	Max	Min	Identificador
Encendido → Modo Configuración	3ms		<b>Ton2cnfg</b>
Encendido → Modo Activo (TX/RX)	3ms		<b>Ton2a</b>
Standby → Modo TX ShockBurst	195 us		<b>Tsby2tx</b>
Standby → Modo RX ShockBurst	202 us		<b>Tsby2rx</b>
Retardo mínimo de CS → Nuevo dato		5 us	<b>Tcs2data</b>
Retardo mínimo de CE → Nuevo dato		5 us	<b>Tce2data</b>
Retardo mínimo de DR1 → Clk		50 ns	<b>Tdr2clk</b>
Retardo máximo de Clk → Nuevo dato	50 ns		<b>Tclk2data</b>
Retardo entre flancos		50 ns	<b>Td</b>
Tiempo de establecimiento		500 ns	<b>Ts</b>
Tiempo de retención		500 ns	<b>Th</b>
Retardo para terminar internamente GFSK		1/tasa	<b>Tfd</b>
Tiempo mínimo de pulso alto de clk		500 ns	<b>Thmin</b>
Tiempo en aire	4 ms		<b>Toa</b>

### Rutina de configuración

Las funciones de las terminales de control CE y CS del modulo nRF a las cuales se tiene acceso, se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 3.6 Terminales de control CS y CE y funciones asociadas.

Modo de funcionamiento	CE	CS
Standby	0	0
Configuración	0	1
Transmisión ShockBurst	1	0
Recepción ShockBurst	1	0

Para ingresar datos se emplea el esquema de un bus SPI en el modo 0. Para iniciar el modo de configuración, se activan los valores lógicos CS=1, CE=0 y una vez transcurrido el tiempo *Ton2cnfg* de 3 ms, los bits de la palabra de configuración se ingresan al módulo. Al emplear los modos de configuración y transmisión, los datos son ingresados de forma serial hacia el módulo, empezando con el bit más significativo del dato. Cada bit es validado con el flanco de subida del reloj, mientras que en cada flanco de bajada se actualiza el nivel del nuevo bit. El tiempo mínimo de mantenimiento de cada bit **Thmin** es de 0.5 us. Para que la nueva configuración se habilite, se establece CS=0.

La figura 3.13 muestra el diagrama de tiempo proporcionado por el fabricante para el proceso de configuración del módulo.

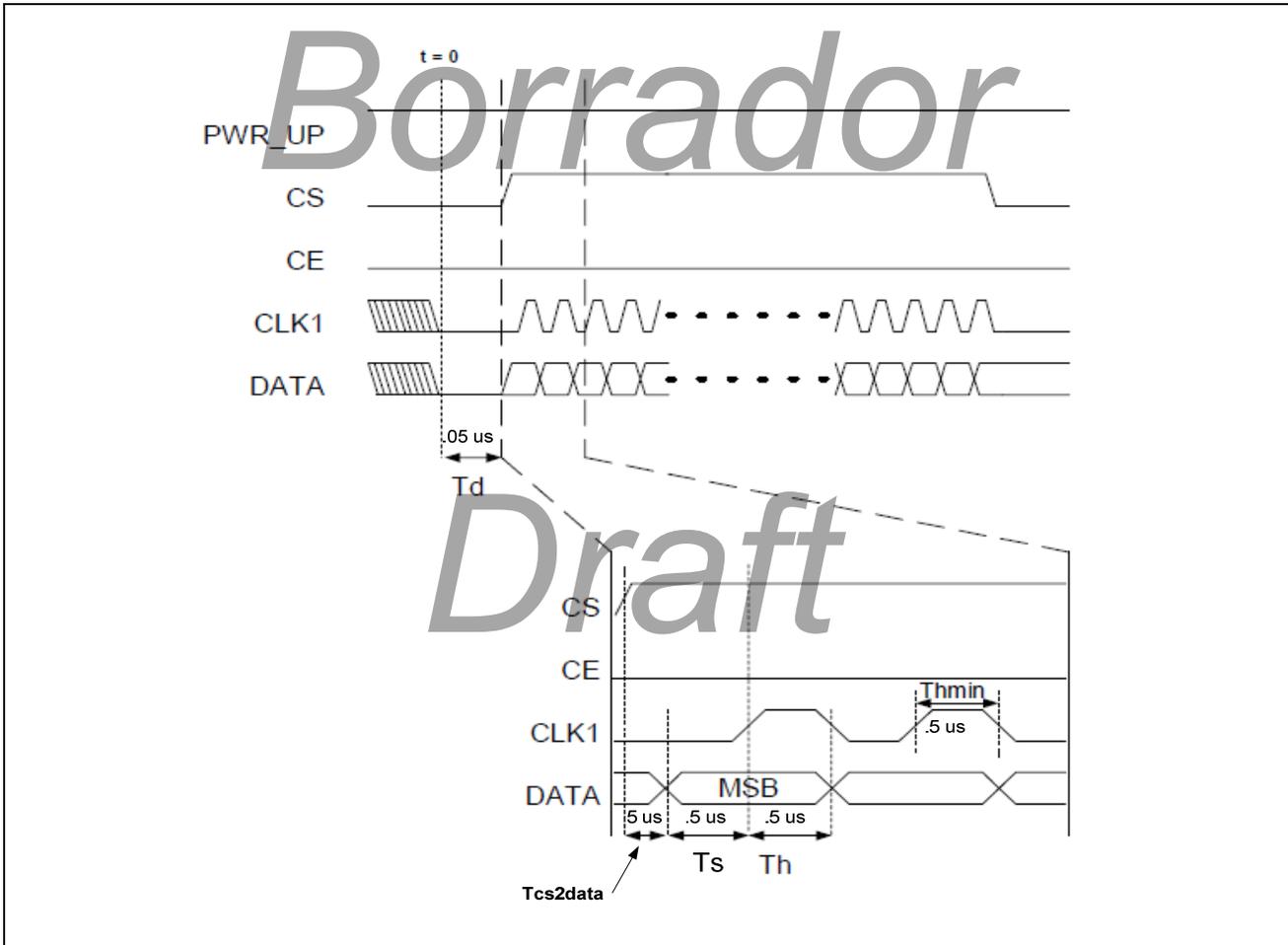


Figura 3.13. Diagrama de tiempo para funcionamiento en modo configuración. Adaptado de ( ).

En el listado 3.5 se muestra parcialmente el código escrito para realizar la configuración del módulo nRF2401A. La estructura contiene todos los parámetros de configuración anteriormente descritos. Los valores DirH, DirM, DirL corresponde a la dirección del dispositivo que se configura, se dejan tres bytes para una posible actualización en el futuro, para la aplicación actual se emplea solamente la parte baja de la dirección. Por lo tanto la longitud de la dirección se configura con una longitud de 8 bits.

Draft

```

void config_RX_nRF(void){
unsigned int8 c,j=0;
unsigned int8 config_W[14] =
{
    0x08, // numero de bits de datos efectivos en canal 1
    0x00, 0x00, DirH, DirM, DirL, // dirección del canal 2
    0x00, 0x00, DirH, DirM, DirL, // dirección del canal 1
    0x23, // longitud de Dirección (8 bits) y CRC
    0x4F, // parámetros de RF
    0xF1 // frecuencia del canal y modo (Rx/Tx)
};

    delay_ms(100);
    output_bit(CE_rf,0); // nRF en modo configuración
    output_bit(CS_rf,1);
    delay_us(5);

    for(j=0;j<14;j++) // Ingresa palabra de config. al módulo,
    { // inicia por el byte MS (índice 0 en el arreglo)
        c = config_W[j];
        txrf(c);
    }
    output_bit(CS_rf,0); // CS en flanco de bajada, habilita nueva configuración
    delay_ms(5);
    output_bit(CE_rf,1); // Modo activo (Recepción)
    delay_ms(5);
}

```

### *Listado 3.5 Configuración del módulo inalámbrico*

#### **Transmisión en modo ShockBurst.**

Para realizar una transmisión con el módulo inalámbrico el fabricante establece el siguiente procedimiento:

1. Cuando el MCU tiene datos a enviar, se activa en nivel alto CE\_rf (CE\_rf=1), esto activa al módulo nRF2401A.
2. La dirección del módulo receptor (dirección de RX) y los datos útiles son ingresados al nRF2401A con cada pulso de reloj. El MCU debe establecer la velocidad de transmisión, que debe ser menor a 1Mbps (por ejemplo 1kbps).
3. El MCU establece CE\_rf en nivel bajo (CE\_rf=0), esto realiza una transmisión en el nRF2401A en modo ShockBurst.
4. El modo ShockBurst del nRF2401A consiste en:
  - Activación del modo RF
  - El paquete de información se completa (adición de preámbulo y CRC)

- El paquete de datos se transmite a alta velocidad (250 kbps o 1 Mbps configurado por el usuario)
- El nRF2401A regresa a modo de espera (stand-by) al terminar la transmisión.

El diagrama de tiempos recomendado por el fabricante se muestra en la figura 3.14 donde se observa que el ingreso de los datos al módulo se debe realizar estableciendo primero el bit de dato y validarlo con el flanco de subida del reloj (Modo 0 del protocolo SPI). También se aprecia que al finalizar el ingreso de datos y establecer CE\_rf=0, hay dos tiempos de espera indispensables para que un módulo receptor tenga tiempo de recibir y decodificar el mensaje.

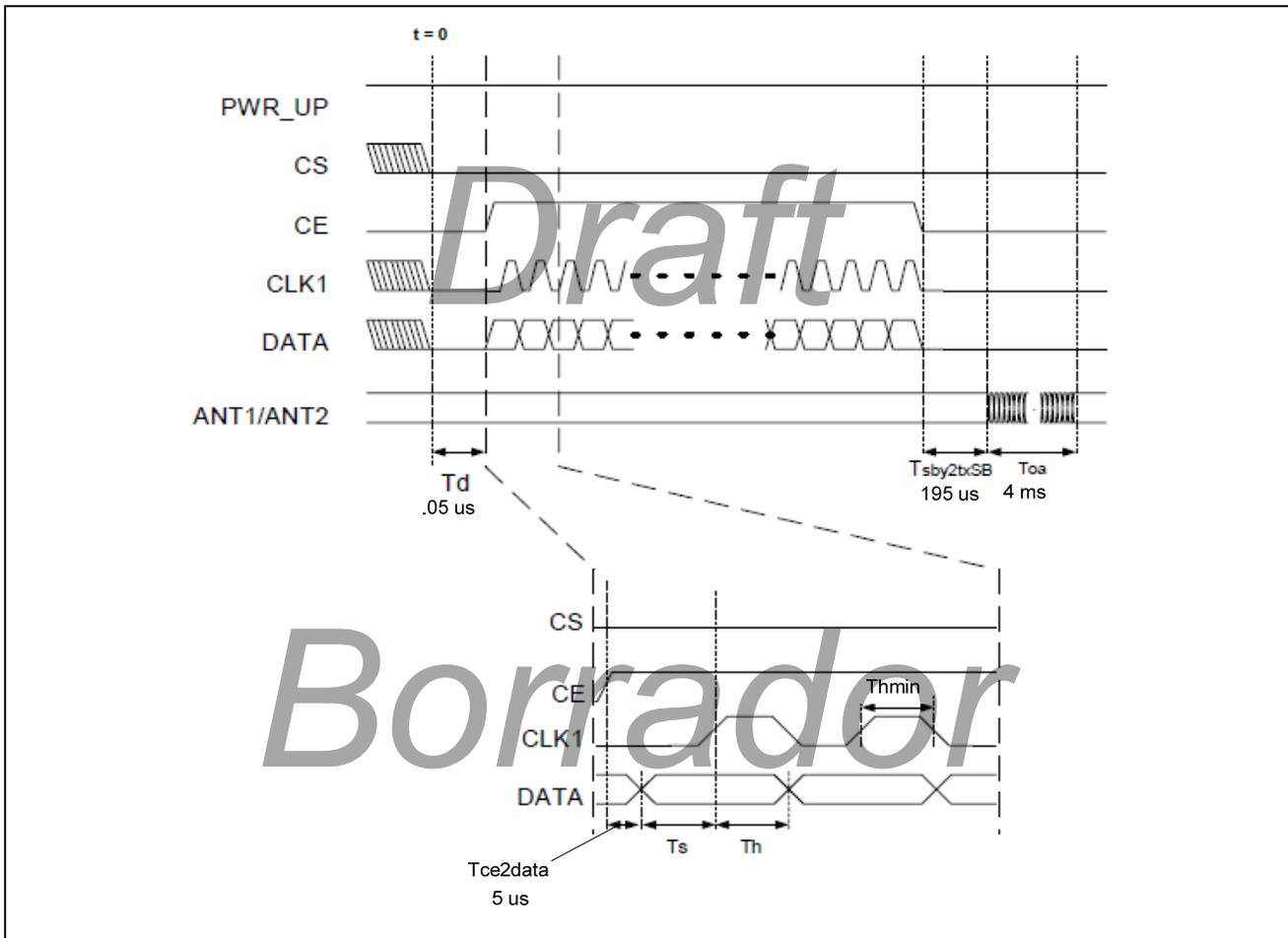


Figura 3.14. Diagrama de tiempo para transmisión en modo ShockBurst.

La longitud N del paquete de bits y su tasa de transferencia determinan el tiempo en aire (Toa) dada por la ecuación:

$$Toa = \frac{1}{\text{tasa de transferencia}} (N + 1) \quad \text{Ec. (3.1)}$$

Como se hizo referencia en la Tabla 3.3, el paquete de datos transmitidos en modo ShockBurst consiste en un preámbulo, dirección destino, información útil y el CRC, lo cual nos da el total de bits a transmitir en un paquete de RF. La Tabla 3.7 muestra la longitud del paquete que se empleó y el valor mínimo para  $Toa$ .

Tabla 3.7. Cálculo de  $Toa$ .

Parámetro	No. de bits	
Preámbulo	8	$Toa = 41(\text{bits})/1(\text{Mbits/s})$ $Toa = 41 \text{ us}$
Dirección	8	
Datos	8	
CRC	16	
Total	40	

### Recepción en modo ShockBurst.

Para realizar una recepción con el módulo inalámbrico el fabricante establece el siguiente procedimiento:

1. Para activar la recepción RX se activa la línea CE\_rf (CE\_rf=1).
2. Después de 200us de asentamiento, el modulo nRF2401A monitorea el canal (aire) pendiente de recibir información.
3. Cuando se ha recibido un paquete valido (se hallaron la dirección y CRC) el modulo remueve los bits de preámbulo, la dirección y el CRC.
4. El modulo notifica (por interrupción) al MCU cuando DR\_rf está en nivel alto (DR\_rf=1).
5. El MCU puede establecer la terminal CE\_rf=0 para deshabilitar el modulo (modo de bajo consumo)
6. El MCU recuperara con cada ciclo de reloj los datos útiles a una tasa apropiada.
7. Cuando se ha terminado de obtener los datos, el nRF2410A establece la bandera de recepción DR1 en cero (DR\_rf=0) y está listo para una nueva recepción de paquetes de datos solo si CE\_rf se mantuvo en nivel alto durante la recuperación de los datos. Si se estableció CE\_rf=0, se debe iniciar una nueva secuencia de inicio.

El diagrama de tiempos para recepción en modo Shockburst recomendado por el fabricante se muestra en la figura 3.15.



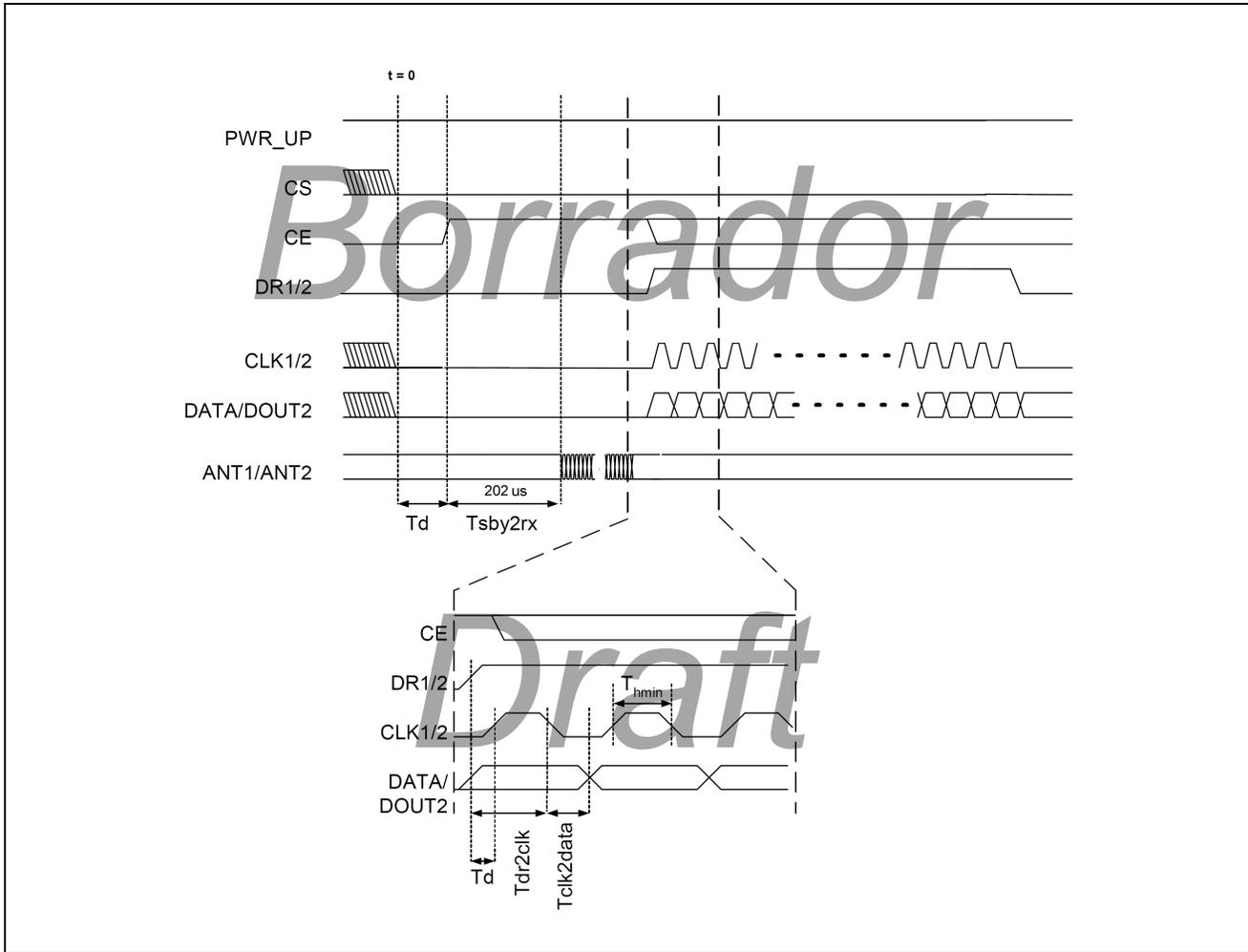


Figura 3.15. Diagrama de tiempo para la recepción en modo ShockBurst.

Para que un módulo de adquisición pueda realizar una transmisión, el microcontrolador debe cambiar el modo de funcionamiento del radio a transmisor. De igual forma para el módulo recolector, para recibir el dato que un módulo de adquisición le enviará, deberá cambiar a modo receptor. Como se mencionó anteriormente, para cambiar de TX a RX y viceversa, solo un bit debe ingresarse al módulo cuando se establece el modo de configuración ( $CE_{rf}=0$ ,  $CS_{rf}=1$ ). Para configurar el módulo como transmisor, se ingresa un '0' lógico, y un '1' para configurarlo como receptor. De igual forma, esta nueva configuración será válida cuando  $CS_{rf}=0$ .

El listado 3.6 muestra el código que implementa estos dos procesos.

Draft

```

a)
void TX_mode(void)
{
    output_drive(DATA_rf);           // línea de datos como salida
    output_bit(CE_rf,0);             // modo configuración
    output_bit(CS_rf,1);             //
    delay_us(5);

    output_bit(DATA_rf,0);           // ingresa un '0' para modo TRANSMISION
    output_bit(CLK_rf,0);            retardo; // Ingresa bit con un ciclo de reloj
    output_bit(CLK_rf,1);            retardo;
    output_bit(CLK_rf,0);

    output_bit(CS_rf,0);             // activación nueva configuración
    delay_us(5);
    output_bit(CE_rf,1);             // Modo de Transmisión activo
    delay_us(5);
}

```

```

b)
void RX_mode(void)
{
    output_drive(DATA_rf);           // línea de datos como salida
    output_bit(CE_rf,0);             // modo configuración
    output_bit(CS_rf,1);             //
    delay_us(5);

    output_bit(DATA_rf,1);           // ingresa un '1' para modo RECEPCIÓN
    output_bit(CLK_rf,0);            retardo; // Ingresa bit con un ciclo de reloj
    output_bit(CLK_rf,1);            retardo;
    output_bit(CLK_rf,0);
    output_bit(DATA_rf,0);

    output_bit(CS_rf,0);             // activación nueva configuración
    delay_us(5);
    output_bit(CE_rf,1);             // Modo Recepción activo
    delay_us(5);
}

```

*Listado 3.6 Funciones que implementan el cambio de modo del módulo inalámbrico ingresando solo un bit en modo configuración. Reconfiguración como a) Transmisor, b) Receptor.*

Para terminar con el manejo del radio, se describirá el proceso que se realiza cuando éste recibe un dato válido.

El módulo nRF en modo receptor se encuentra monitoreando el canal cuando CE\_rf=1. Cuando detecta una dirección válida, el kernel Shockburst realiza la comprobación del paquete completo comparando con el CRC, si el paquete completo corresponde al CRC se extraen solo los datos útiles y la terminal DR\_rf se establece en nivel lógico '1' para notificar al microcontrolador que un nuevo dato ha llegado.

En el módulo de adquisición, el microcontrolador entrará en modo de bajo consumo pero el radio se mantendrá monitorizando el canal. Cuando un nuevo dato válido se detecta el radio establece la terminal DR\_rf=1, provocando una interrupción en el microcontrolador y sacándolo del estado de bajo consumo para proceder a validar el comando.

Si corresponde al comando de envío de nuevo dato, se realiza una nueva lectura del convertidor AD correspondiente al canal del sensor electro-hidráulico y se envía al módulo recolector, ingresando primero la dirección del recolector y después el dato de 8 bits, empezando por el bit más significativo. El listado 3.7 Muestra el código implementado empleando las funciones de ingreso de dato a transmitir y extracción de datos recibidos, hacia y desde el modulo nRF respectivamente.

```
#int_ext
void RX_dato_nuevo()           // se llega aquí cuando DR_rf=1, Nuevo dato recibido
{
    unsigned int8 lectura;     // registro para lectura ADC
    char c;                    // registro para dato recibido
    disable_interrupts(INT_EXT);
    output_bit(CE_rf,0);       // se desactiva el modo Recepción
    c = rxrf();                // lee el dato recibido
    restart_wdt();             // reinicia WDT
    if(c==0x60)                // si se recibió el comando 'Enviar nuevo dato'...
    {
        output_toggle(LED);
        lectura = read_adc();   // lee valor del ADC
        Tx_mode();              // cambia a modo transmisor
        txrf(Rx_AddrL);         // ingresa dirección destino
        txrf(lectura);          // ingresa dato a transmitir
        output_bit(CE_rf,0);    // CE=0, Realiza TX por RF
        delay_us(400);          // TIEMPO EN EL AIRE (Toa= )
        Rx_mode();              // Regresa a modo receptor (activo)
    }
}
```

*Listado 3.7 Implementación de la rutina de atención a interrupción en el módulo de adquisición.*

En el módulo de recolección, una vez que se transmitió la petición de un nuevo dato a un módulo sensor, se reconfigura el radio para funcionar ahora como receptor esperando a que la terminal DR\_rf se establezca en '1' indicando dato nuevo recibido.

En el módulo recolector se tiene la restricción de no esperar de forma indefinida el arribo de un nuevo dato, pues se debe seguir muestreando los demás sensores, por tal motivo, se añade una rutina de espera obligatoria para el arribo del dato. Este tiempo fue determinado experimentalmente ya que, desafortunadamente no hay datos precisos por parte del fabricante para calcular el tiempo de arribo pues al implementar la ecuación 3.1 para calcular el  $Toa$ , este tiempo no fue suficiente. Para

determinar experimentalmente el tiempo de arribo de un dato se empleó un analizador lógico. Se midió el tiempo que transcurre a partir de que un módulo transmite y establece la línea  $CE\_rf = 0$  hasta que el módulo receptor establece la terminal  $DR\_rf = 1$ .

La figura 3.16 muestra una impresión de pantalla del analizador lógico donde se mide el tiempo a partir de que el recolector inicia la transmisión ( $CE\_rf=0$ ) hasta que el modulo de adquisición notifica un dato nuevo ( $DR\_rf=1$ ).

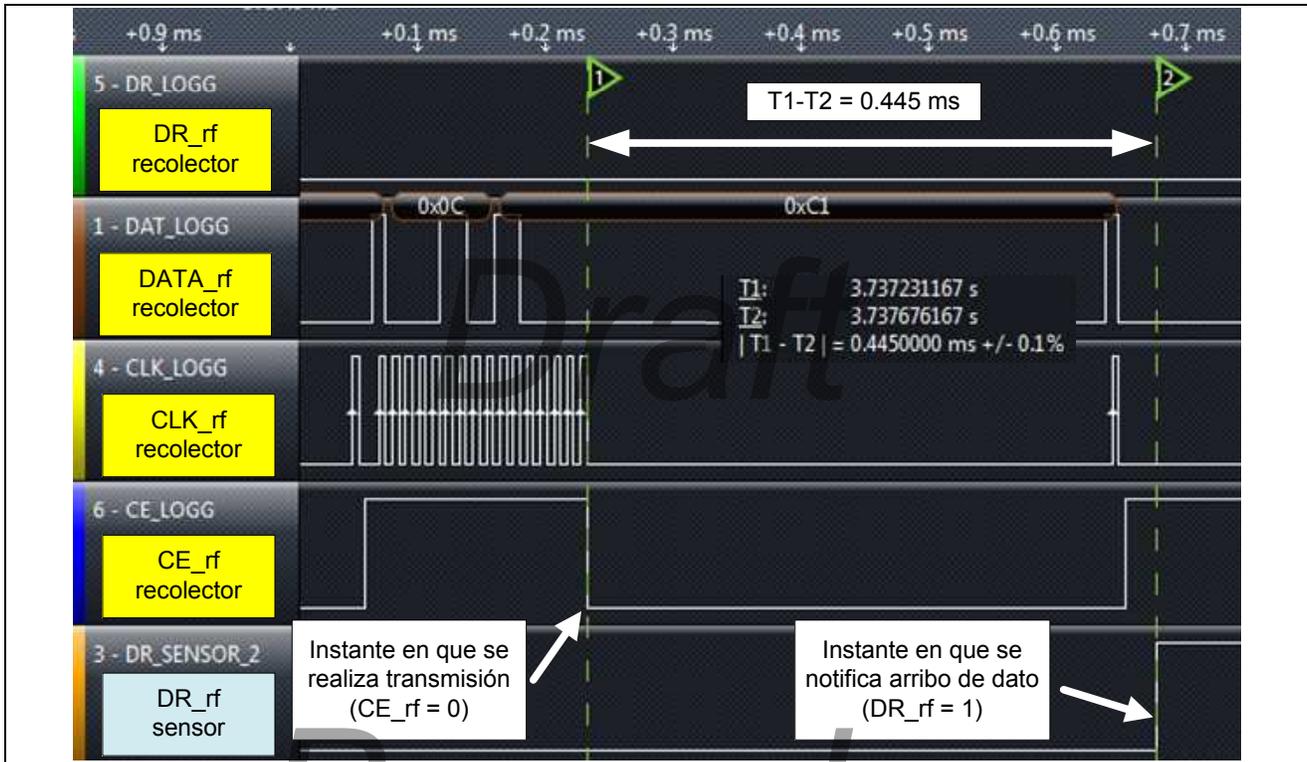


Figura 3.16 Diagrama de tiempos capturando el desempeño de un radio como receptor y otro como transmisor para medición del tiempo de arribo.

El tiempo de espera para recepción en el módulo recolector, se implementa con un ciclo de control `for` con el tiempo suficiente (1 ms) para que se haya recibido el dato. Cuando el tiempo expira significa que no llegó un dato o que el módulo no lo pudo reconocer como tal por ruido en el canal o algún otro error. El proceso de petición y espera se realiza hasta cinco veces muestreando tres sensores, si en ninguna ocasión se recibió el dato se considera dato perdido y se pasa a muestrear el siguiente sensor. En el listado 3.8 se muestra la función de muestreo de los sensores cuya dirección está contenida en un arreglo. Después de recibir el dato o terminar el proceso de cinco peticiones como máximo y no recibir respuesta, se almacena ya sea el dato o un valor nulo para datos perdidos.

```

void sample_channels (void)
{
unsigned char Nsensor=3;          // numero de sensores en la RED
unsigned char No_peticiones = 5; // número de peticiones
unsigned char i=0, j=0;

for (i=0; i<Nsensor; i++)        // Realiza petición de dato a cada sensor (canal)
{
    IDsensor = sensors[i]; // Extrae dirección de sensor del arreglo de direcciones

    for(j=0; j<No_peticiones; j++) // ciclo de peticiones
    {
        pide_dato();           // petición de dato
        wait_data();          // va a esperar dato
        if (input(DR_rf)) break; // si recibió sale de ciclo for, si no repite
    }

    if (input(DR_rf))          // si se recibió...
    {
        output_low(CE_rf);    // desactiva recepción
        delay_us(5);
        dato_rx_rf = rxrf();   // recupera dato del buffer
    }
    else dato_rx_rf = 0x00;    // si no recibió...
                                //asigna valor 0x00 indicando dato perdido

    mmc_sd_write_byte(next_dir++,i+1); // guarda No. de canal y dato en memoria SD
    mmc_sd_write_byte(next_dir++,dato_rx_rf); // en dos localidades contiguas

    if(status_online==0x1)     // prueba bandera de enviar dato a PC vía puerto serie
    {
        putc(dato_rx_rf);
    }
}
}

```

*Listado 3.8 Implementación del proceso Petición-Recepción en el módulo recolector.*

### **Almacenamiento de datos en la memoria SD.**

En un sistema de medición comúnmente se requiere una memoria de tamaño suficiente para almacenar datos y posteriormente graficarlos, analizarlos, desplegarlos en un display o procesarlos fuera de línea en una PC. En un instrumento de monitorización prolongada como el que se desarrolló en este trabajo, es indispensable almacenar los datos de los sensores en un dispositivo de almacenamiento de alta capacidad. Los circuitos integrados de memoria de estado sólido disponibles en el mercado tienen por lo común una capacidad entre 256 bytes y 512 bytes, o incluso se pueden encontrar circuitos integrados de 1Gb pero aunado a ello, está el diseño del circuito impreso que deberá de ser de alta densidad.

Una opción viable y ahora muy conocida es emplear memorias SD en sus diferentes capacidades. Actualmente las tarjetas SD soportan capacidades de hasta 2 GB.

Las tarjetas SD se comunican con el sistema anfitrión o Host por medio de dos protocolos de comunicación que determinan el modo de funcionamiento: modo SD y el modo SPI. En el modo SD se emplea un protocolo disponible solo por medio de las especificaciones SD ([www.sdcard.org](http://www.sdcard.org)) las cuales están disponibles en un precio que oscila los 1000 dólares por suscripción anual. El manejo de la tarjeta SD en modo SPI es de uso común y se puede encontrar diversa información para su manejo.

La tarjeta empleada es una SD de 1 Gb, el voltaje de operación de las tarjetas SD es de 3.3 volts y se emplea el modo SPI para comunicación con el microcontrolador Host, que es el mismo del módulo de recolección. Para manejar la memoria SD se empleó una librería en lenguaje C que ya viene incluida con el compilador empleado, sin embargo durante la implementación se recurrió a la documentación simplificada de las especificaciones ( ) para verificar el correcto funcionamiento de la implementación.

La librería empleada funciona en bajo nivel, lo que significa que se emplea la memoria SD como un dispositivo que almacena datos crudos, comúnmente referidos como datos en formato raw. También significa que, a diferencia de otros dispositivos que emplean memorias SD, no se almacenan archivos, ni es posible visualizar los datos en una PC o algún otro dispositivo que puede leer tarjetas SD ya que los datos no tienen un formato compatible con algún sistema de archivos como FAT o FAT16 desarrollado por Microsoft ( ).

La implementación de un sistema de archivos involucra un amplio conocimiento tanto de programación como de la estructura del sistema de archivos FAT o FAT16. En la etapa inicial de la implementación del almacenamiento de datos en tarjeta SD, se propuso como parte de las características del sistema, la capacidad de almacenar los datos en archivos, desafortunadamente, no se lograron los resultados deseados. En esta etapa se probaron las siguientes librerías para implementación/prueba de almacenamiento en sistema de archivos FAT:

- Librería integrada en el Compilador de C empleado (CCS Compiler)
- Librería de Microchip integrada al Compilador C30 (Microchip File System Library)
- Librería de código abierto FatFs.

Una correcta implementación de alguna de estas librerías implica el estudio de cada función, su efecto en el sistema de archivos y posteriormente, la modificación y adecuación a la necesidad

específica. Ya que no se cuenta con el tiempo necesario, el almacenamiento bajo un sistema de archivos no se realiza, solamente se almacenan los datos en localidades de memoria contiguos.

### **Empleo de la librería de almacenamiento en memoria SD.**

El empleo de la librería para control de la tarjeta SD es relativamente sencillo. Las instrucciones proporcionadas son suficientes para llevar a cabo el almacenamiento de un dato de 8 bits o bloques de datos de hasta 512 bytes.

Se requiere que la configuración de la interfaz física para control de la tarjeta sea un bus SPI en Modo 0 según las especificaciones de la tarjeta SD.

La función `mmc_sd_init()` inicializa la memoria SD para que pueda ser controlada en modo SPI. En esta inicialización se envía `0x00` y la tarjeta responde con un `0x00`.

Para escribir en la memoria, la función `mmc_sd_write_byte(dirección, dato)` se emplea para escribir un solo dato en la dirección indicada.

Para leer los datos guardados se emplea la función `mmc_sd_read_byte(dirección, puntero)`, donde se accede a la dirección indicada de la memoria SD y el dato se transfiere al puntero indicado que puede ser una variable que se usará para transferir el dato, por ejemplo, por el puerto serie del microcontrolador hacia la PC.

En el listado 3.9 se muestran la declaración del bus empleado (se implementa un bus SPI por software empleando la técnica de bit bang), así como el uso de las funciones empleadas para el manejo de la tarjeta SD. En el listado anterior 3.8 se hace uso de estas funciones para almacenamiento de los datos recibidos.

La dirección de inicio del almacenamiento es `next_dir = 0x0A` y cada vez que se almacena un nuevo valor, esta variable se autoincrementa para apuntar a la nueva dirección; 'i' representa el número de sensor muestreado (no hay sensor 0).

*Draft*

```

#include spi(MASTER, DI=MMCS_D_PIN_SDI, DO=MMCS_D_PIN_SDO, CLK=MMCS_D_PIN_SCL, BITS=8,
MSB_FIRST, IDLE=1, stream=mmcsd_spi, FORCE_SW)

////////// ejemplo de uso de funciones

mmcsd_init(); // inicialización de la memoria
mmcsd_write_byte(next_dir++,i+1); // guarda No. de canal y dato en memoria SD
mmcsd_write_byte(next_dir++,dato_rx_rf); // en dos localidades contiguas

```

*Listado 3.9 Declaración del bus SPI y ejemplo del empleo de las funciones para el manejo de la tarjeta SD.*

### **Botón de eventos y Reloj de Tiempo Real**

Un evento que se identificó al inicio de las especificaciones del proyecto, es cuando el sujeto que porta el sistema de medición debe dejar de utilizarlo, por lo que el muestreo y la recolección deberán detenerse, y de forma similar, cuando el sistema se vuelve a emplear, se debe de reactivar el sistema, esto con el fin de almacenar solo datos útiles y de ahorro de batería, ya que al ser ésta de capacidad reducida, el ahorro de energía es importante.

Para identificar este evento, se hace uso de un botón que genera una interrupción por evento externo, provocando el cambio de una variable que sirve como bandera para evaluar si el evento actual, por ejemplo, detener recolección (bandera=1), es diferente del estado anterior de la misma (bandera=0).

Para identificar el estado del sistema, se emplea como indicador visual el parpadeo de un LED; cuando el LED parpadea, el sistema está funcionando en modo de recolección, si permanece apagado, funciona en modo de bajo consumo.

Para detectar en qué momento del día se realizan las mediciones se implementó un reloj de tiempo real. Los datos de fecha y hora son almacenados al inicio de la recolección y en cada evento detectado. El reloj de tiempo real es un circuito DS cuya interfaz con el microcontrolador se realiza por medio de un bus I2C. Para controlar el RTC se emplea una librería ya integrada en el Compilador de C. El diagrama de conexiones eléctricas del RTC y del botón de eventos con el microcontrolador se muestra en la siguiente figura 3.17.



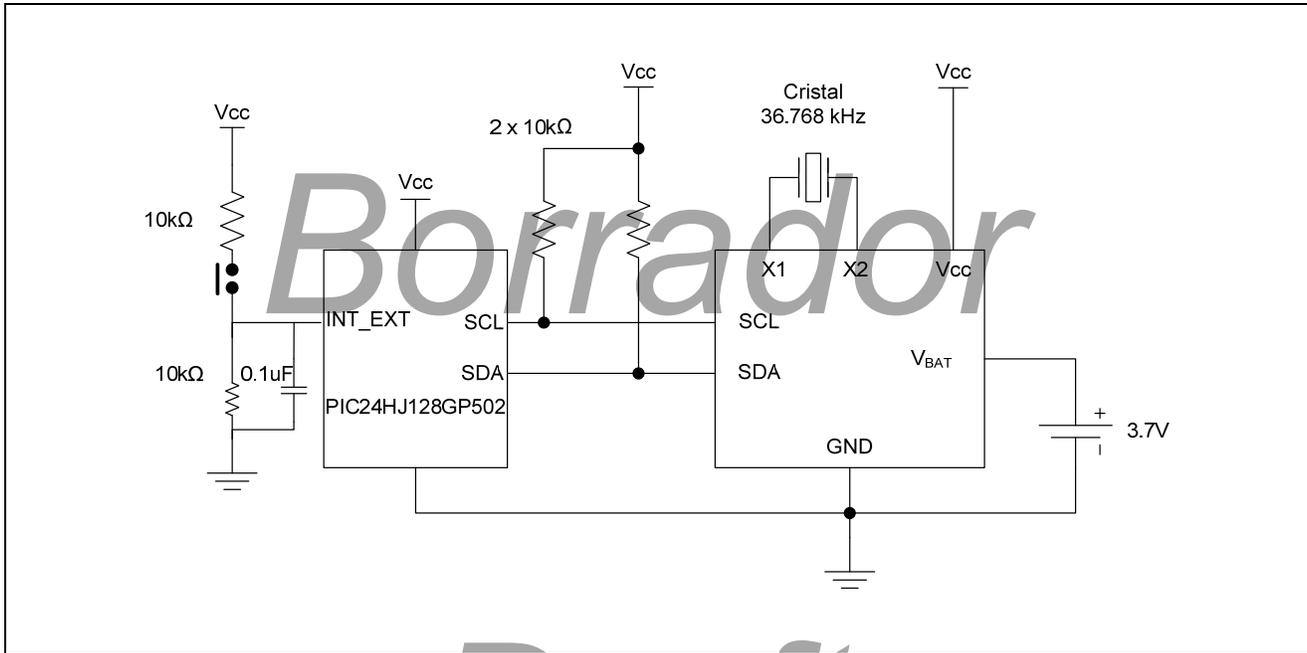


Figura 3.17. Diagrama de conexiones eléctricas para el RTC y el botón de eventos.

La función creada para configurar el RTC es llamada por medio de una interrupción por recepción en el puerto serie del microcontrolador. En esta función, se deshabilita cualquier otra función del módulo recolector; es posible configurar la fecha y hora actual desde la interfaz de usuario, cuando se conecta el módulo de recolección con la interfaz serial hacia la PC.

### Interfaz Serial con la PC para configuración y descarga de datos.

La interfaz serial entre el microcontrolador y la PC se realiza empleando el módulo UART (Transmisor-Receptor Universal Asíncrono) del microcontrolador configurado a 8 bits, 115200 bps, en conjunto con un módulo de conversión USB-serial ( ) para emplear un puerto USB como un puerto serie que emplea un protocolo RS232. Los niveles de voltaje configurados en el circuito impreso del convertidor de nivel pueden seleccionarse entre 3.3V y 5V, como se verá más adelante, el voltaje de operación del sistema se definió en 3.3V, por lo que éste es el voltaje de operación del convertidor. Este módulo se encontrará de forma externa al módulo recolector de tal forma que se pueda ahorrar espacio en la caja plástica que contendrá al sistema completo. En la figura 3.18 se muestra el convertidor USB-serial empleado y la forma en que se conecta con el módulo de recolección.

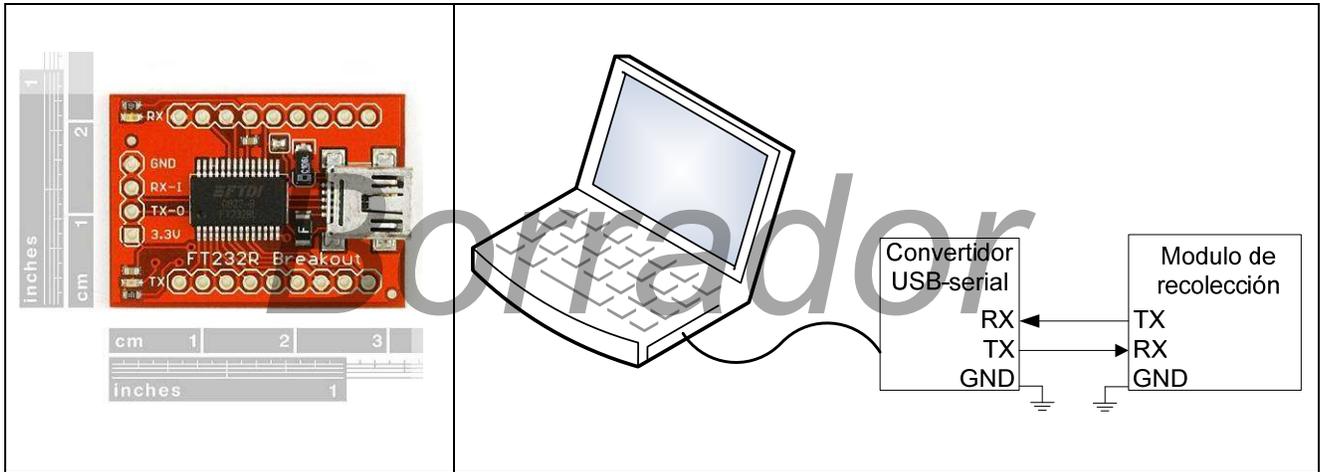


Figura 3.18 a) Aspecto del convertido USB-serial y b) conexión con el módulo de recolección.

La función que atiende la transferencia de datos entre el microcontrolador y la PC se activa mediante interrupción. Cuando el módulo se encuentra conectado y recibe un carácter identificado por el módulo como parte del conjunto de caracteres válidos, se ejecuta una función específica de transferencia de información, ya sea para configurar los diferentes parámetros de funcionamiento como frecuencia de muestreo, establecer la hora o descargar los datos recolectados a un archivo.

### Fuente de alimentación.

Para el módulo de recolección, al igual que la tarjeta SD, el PIC24HJ128GP502 y el módulo transceptor inalámbrico, el voltaje de operación nominal es de 3.3V.

La fuente de alimentación que se propone para energizar el módulo de adquisición es una batería de polímero de Litio recargable de 3.7V, 110mAh y cuyo voltaje será regulado a 3.3V por el circuito integrado MIC5209. La elección de la batería, se hizo en base al requerimiento de que fuera recargable, de tamaño reducido y de capacidad necesaria para funcionar por periodos prolongados. El requerimiento de las dimensiones se restringen a las dimensiones interiores de la caja plástica que contendrá a estos módulos (BoxEnclosures, UK. Modelo RX2006). En la figura 3.19 se muestra la batería empleada para el módulo de adquisición y las dimensiones de la caja plástica.

Draft

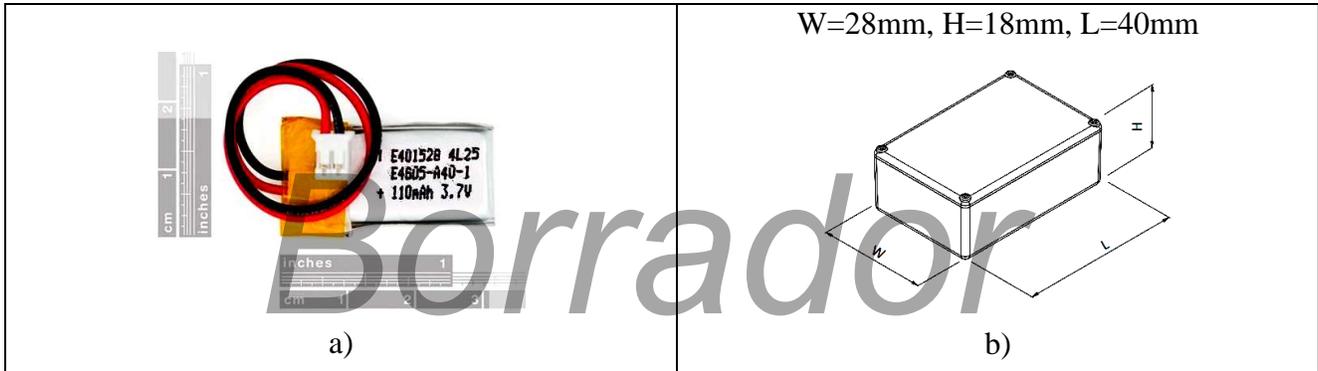


Figura 3.19. a) Apariencia de la batería de Litio de 3.7V, 110mAh recargable y b) aspecto y dimensiones de la caja plástica para el módulo de adquisición

En el módulo de adquisición, es posible modificar el voltaje de operación del microcontrolador 16F688 en un rango de 2.0V hasta 5.5V con un impacto directo en la frecuencia de operación. Para mantener consistencia en el diseño, se debe conocer el desempeño del microcontrolador específicamente a 3.3V. El desempeño del microcontrolador a diversos voltajes de polarización se presenta en la sección de *Especificaciones Eléctricas* de la hoja de datos del mismo ( ). La figura 3.20 muestra las regiones de Frecuencia de Operación vs Voltaje de Operación.

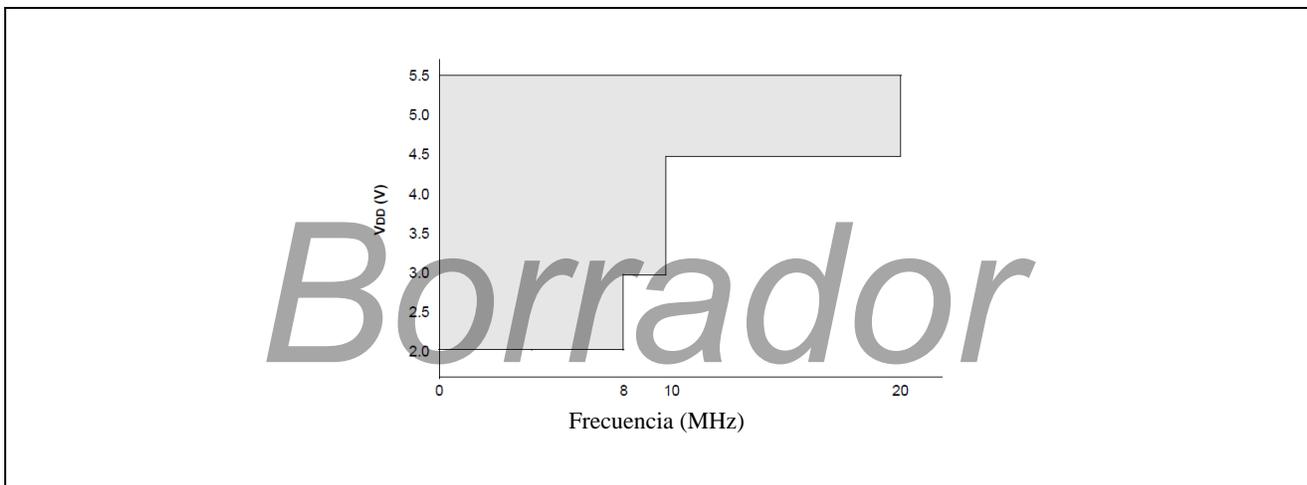


Figura 3.20. Gráfica Frecuencia-Voltaje de operación para el PIC16F688 en la región de  $-40^{\circ}\text{C} < T_a < +125^{\circ}\text{C}$ . Tomado de [ ].

De la gráfica anterior, se deduce que la relación frecuencia-voltaje entre 3.0V y 4.5V es constante de 10MHz. Con esto se puede asegurar que con el voltaje regulado a 3.3V opera sin problema tanto el microcontrolador como todos los elementos del módulo de adquisición.

### **3.3 Integración de los Módulos de Software (Firmware)**

El lenguaje de programación empleado es el lenguaje C, se empleó el ambiente de desarrollo integrado IDE MPLAB y como compilador el de la empresa CCS (C Compiler Versión 4.088). El firmware de las unidades de Almacenamiento y Adquisición se planteó desde el inicio como un conjunto de módulos o bloques funcionales, después de un proceso de pruebas de escritorio se definieron los bloques finales que realizan las diferentes tareas de cada microcontrolador en los módulos de adquisición y almacenamiento. A continuación se muestran los diagramas de flujo de ambos módulos y los procesos auxiliares descritos anteriormente como son, procesos de tareas definidas y las rutinas de atención a interrupciones.

#### **Inicialización en el sistema de Adquisición.**

La rutina de inicialización para la unidad de adquisición configura las terminales del microcontrolador como entrada o salida, entradas analógicas, configuración del “perro guardián” (WDT) y habilitación de interrupciones según el diseño previo, realiza la configuración del módulo inalámbrico, e indica por medio de un LED el estado de esta rutina.

Mientras el módulo de adquisición no reciba el comando de enviar una nueva lectura del sensor, entrará en estado de bajo consumo y solo saldrá de este estado cuando el módulo inalámbrico detecte un nuevo comando y provoque una interrupción en el microcontrolador. Ya que el periodo de tiempo en que ocurren las peticiones es relativamente corto, si el microcontrolador permanece más de 500 ms inactivo (tiempo configurado en el WDT), el WDT generará un Reset provocando el reinicio del sistema de adquisición, evitando que por ruido en el radio o fallas en el microcontrolador el sistema quede inactivo o en malfuncionamiento.

*Draft*

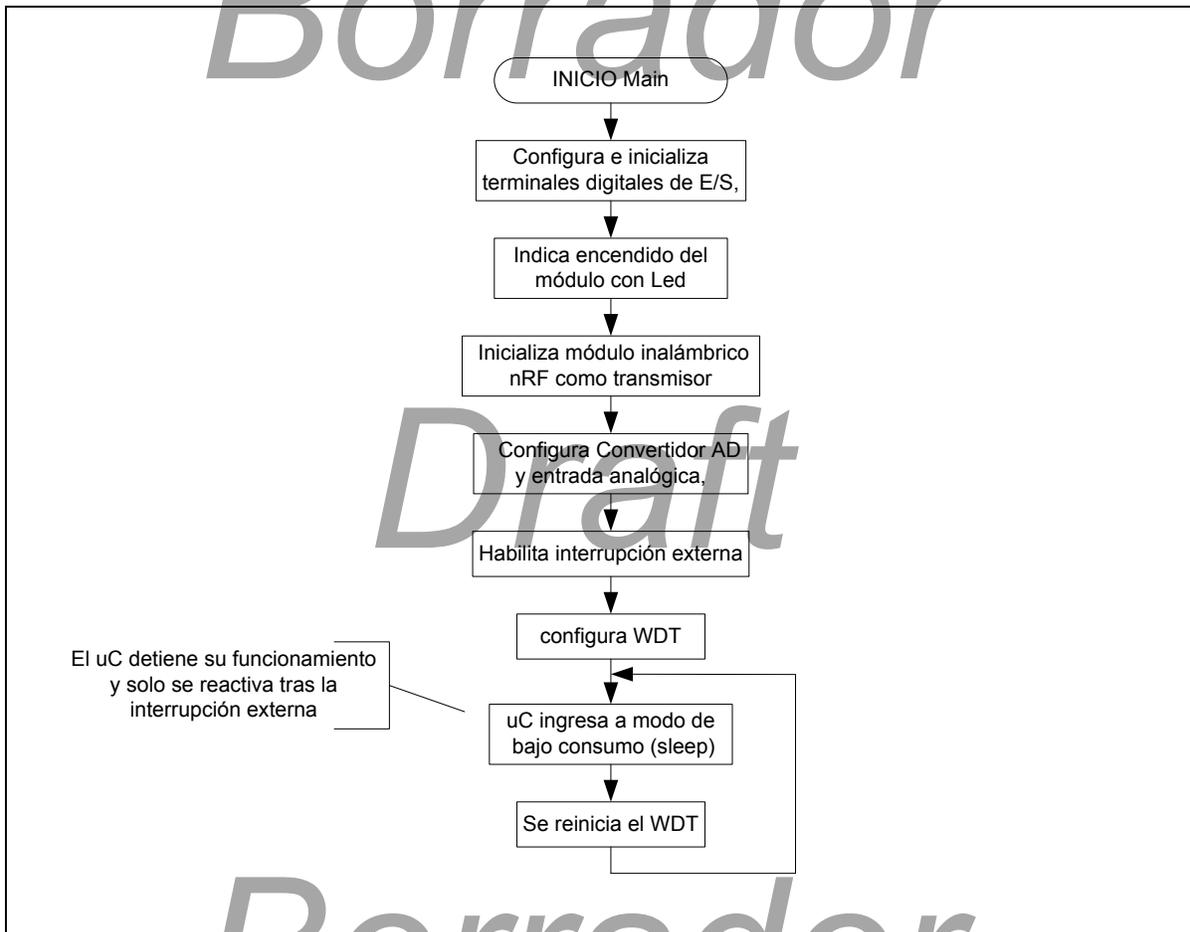


Figura 3.21. Diagrama de flujo del programa principal del módulo de Adquisición (Sensor)

### Atención a interrupción en el sistema de Adquisición.

La rutina de atención a interrupción comprueba que el dato recibido por el radio es el comando de envío de dato nuevo, al confirmar el microcontrolador realiza una conversión, establece al radio como transmisor y envía el nuevo dato del sensor. Una vez enviado, retorna a su estado de escucha como receptor esperando comando.

Draft

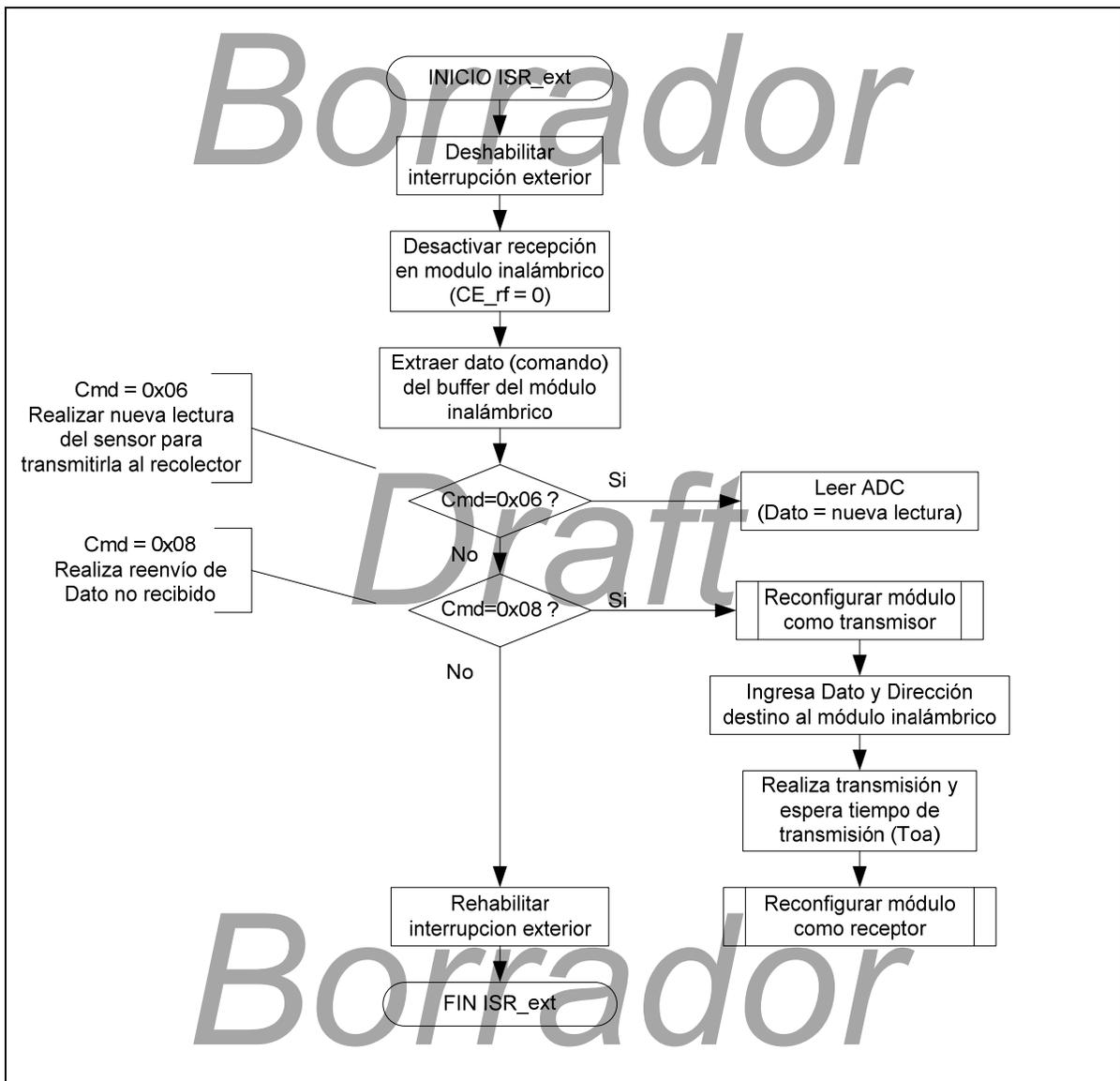


Figura 3.22. Diagrama de flujo de la rutina de servicio de atención a interrupción por dato (comando recibido) en el módulo de Adquisición (Sensor).

Draft

### Inicialización en el sistema de Almacenamiento.

La rutina de inicialización es similar al del módulo de adquisición, con excepción de que éste módulo no emplea el WDT, inicializa la tarjeta SD para almacenamiento de los datos recibidos y el Timer que generará la base de tiempo para el periodo de muestreo para los sensores.

Una vez que se enciende el módulo se realiza esta configuración, cuando el botón de *Evento* es presionado se genera una interrupción al microcontrolador y entra en modo de bajo consumo deteniendo todas sus funciones, cuando el botón es nuevamente presionado, de nuevo genera una interrupción reanudando el funcionamiento del módulo. Los diagramas de flujo de inicialización e interrupción se muestran en la figura 3.23

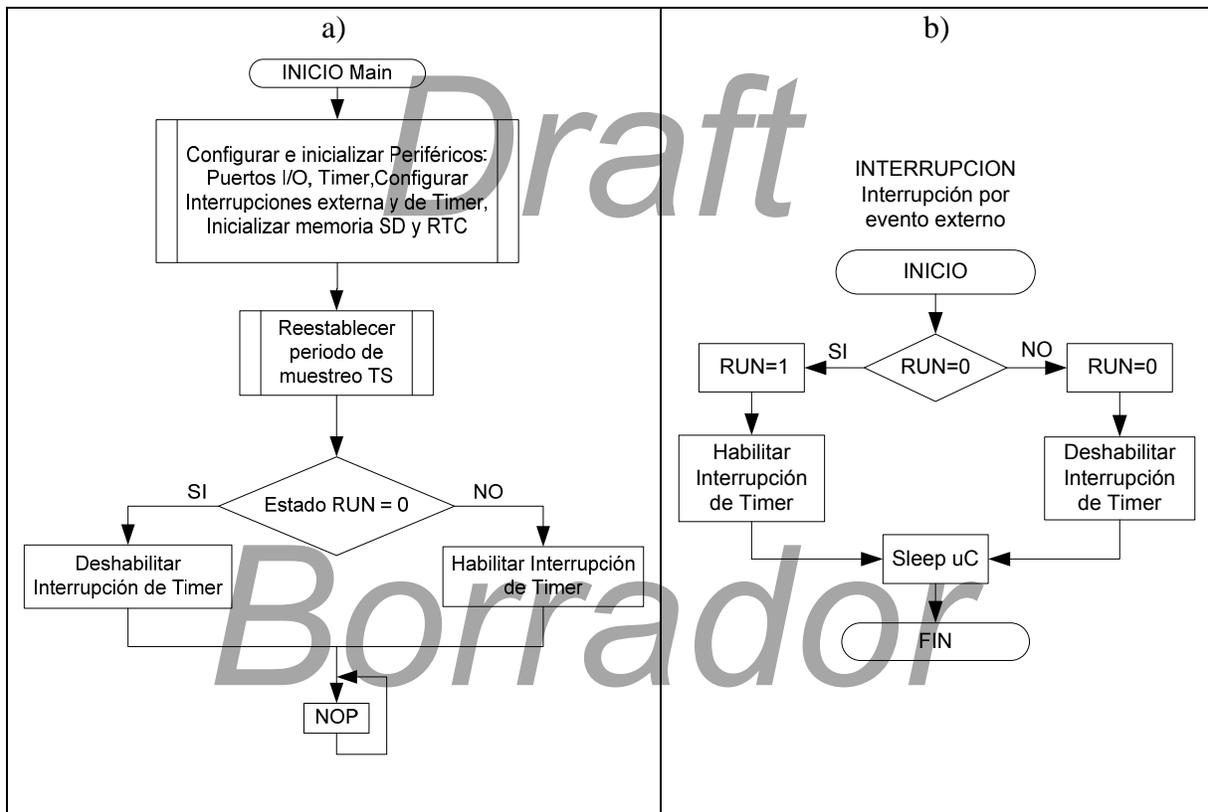


Figura 3.23. Diagramas de Flujo del programa en el Módulo Recolector. a) Programa principal, b) atención a interrupción, solicitud de evento detener/reanudar recolección.

Draft

Otra interrupción configurada en el módulo de Recolección es por recepción de datos en el puerto serie asíncrono del microcontrolador PIC (modulo USART), a través del cual es posible realizar la interfaz con una aplicación para PC en donde se pueden configurar algunos parámetros del sistema como el periodo de muestreo y descarga de datos recolectados. Las opciones disponibles se muestran en el diagrama de flujo de la figura 3.24.

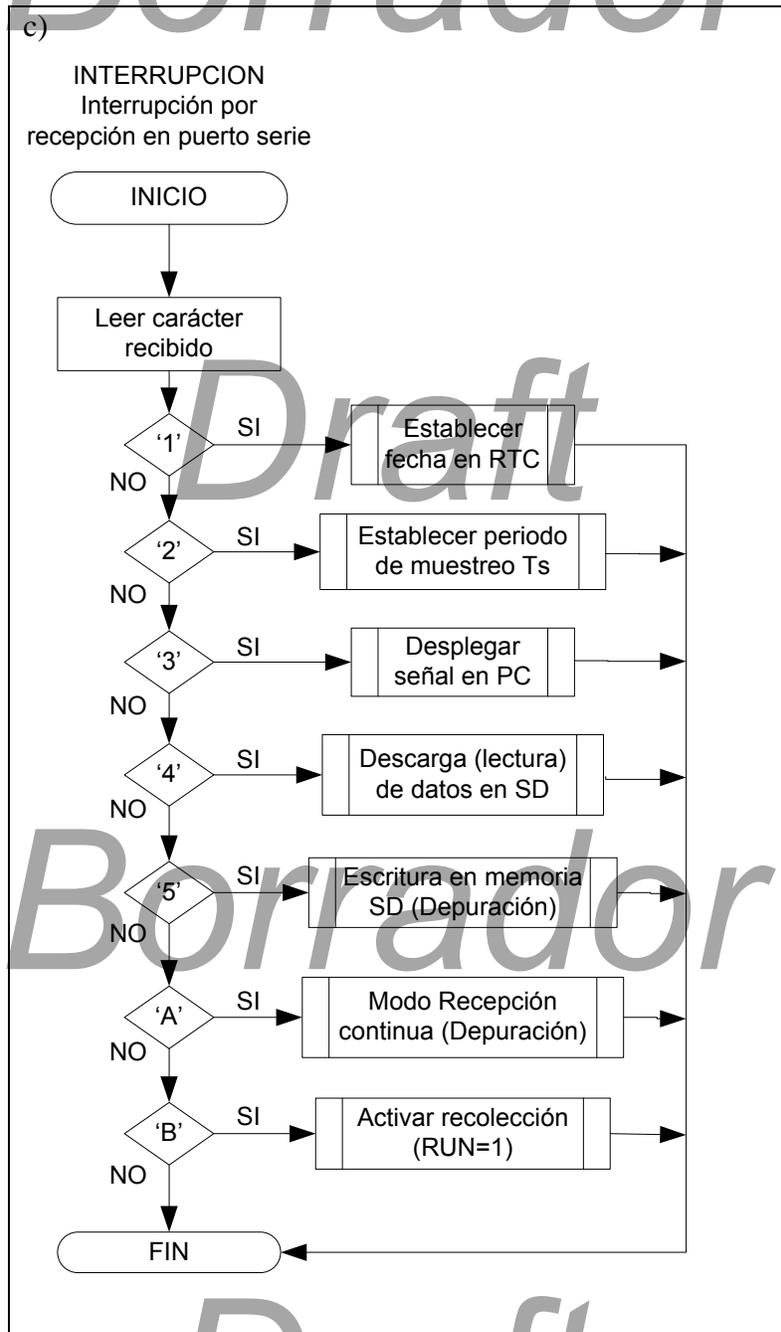


Figura 3.24. Diagramas de Flujo del programa en el Módulo Recolector (Continuación).  
c) atención a interrupción por recepción en puerto serie.



La interrupción que se genera por Timer se emplea para generar una base de tiempo para realizar el muestreo multiplexado de los sensores. Si al realizar petición de dato éste no se recibe, se vuelve a solicitar hasta un máximo de veces configurable y cuyo tiempo de empleo del canal de comunicación cumple con el periodo de muestreo. Una vez que se recibe el dato se almacena en la memoria SD, si no se recibe, se almacena un valor de 0 que indicará valor no recibido. En la figura 3.25 se muestra el diagrama de flujo.

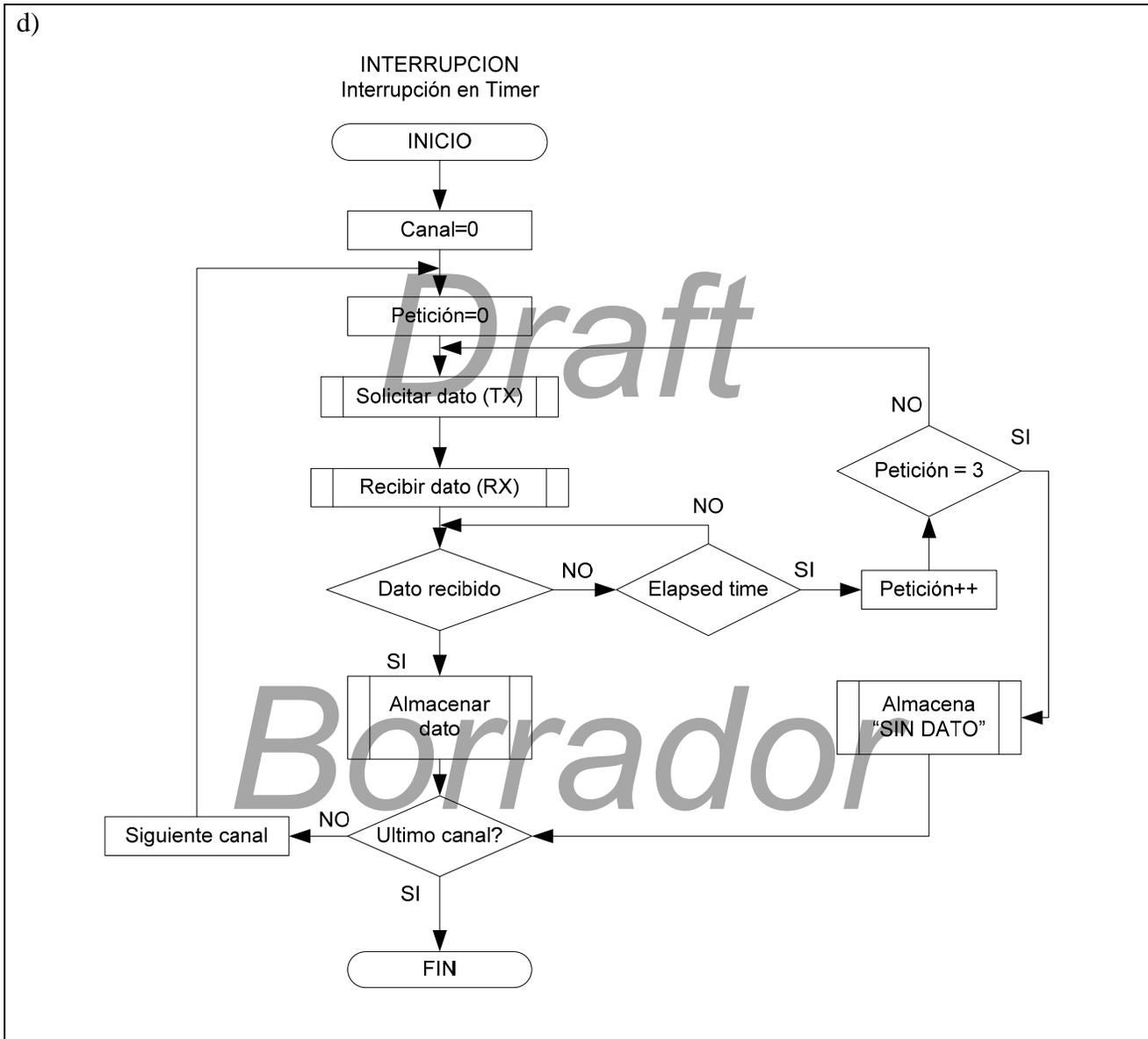


Figura 3.25. Diagramas de Flujo del programa en el Módulo Recolector (Continuación).

d) Atención a interrupción, tarea a realizar cada periodo de muestreo  $T_s$ .

### 3.4 Integración y Prueba del Sistema

El sistema terminado se muestra en la figura 3.26. Se observan tres sensores electro hidráulicos y una unidad de Almacenamiento, los instrumentos se colocan en una caja plástica que los protege (BoxEnclosures, UK. Modelos RX2008 y RX2006). Se considera posteriormente proteger el tubo plástico con un tubo secundario ligero y flexible, para evitar que la presión directa sobre el tubo del sensor no afecte su desempeño. Se empleó un recubrimiento de Termofit de 9.5mm (3/8 de pulgada) de diámetro de 60 cm de longitud, contraído con una pistola de aire caliente antes de colocarla al sensor.

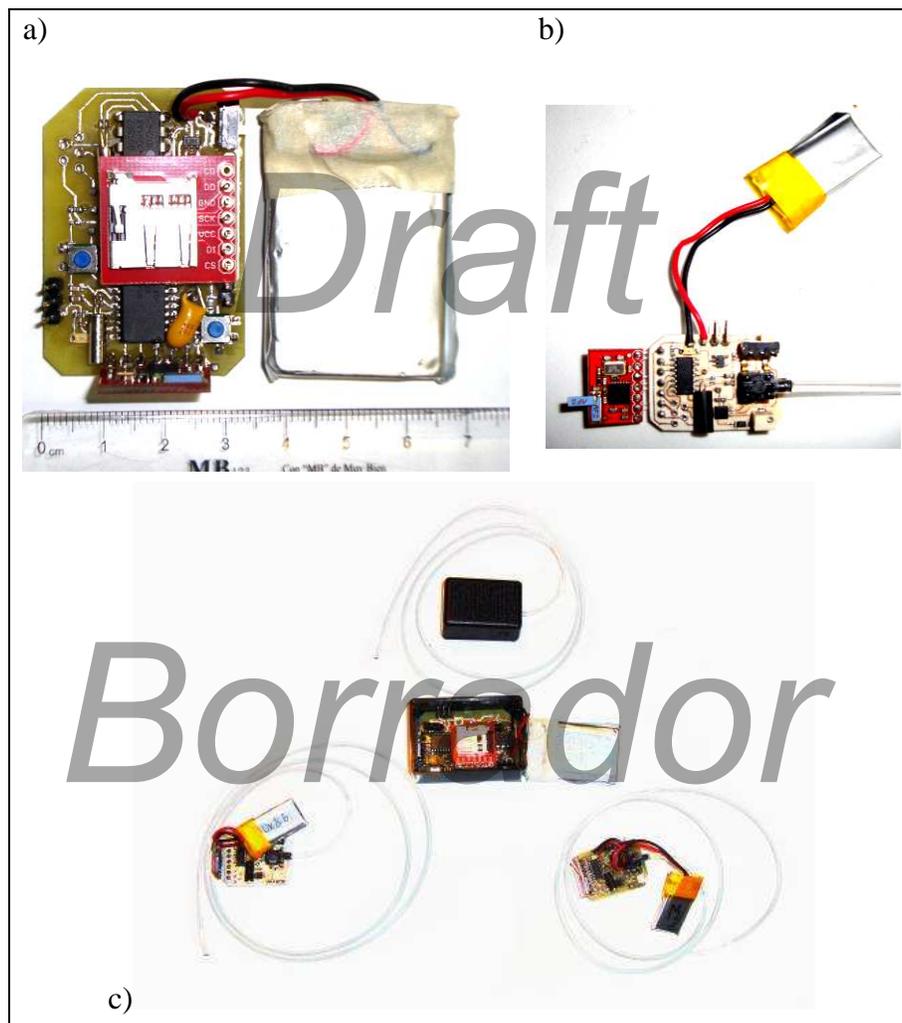


Figura 3.26. Sistema de monitorización, a) unidad de Almacenamiento, b) unidad de adquisición, c) Un sistema con tres sensores electro hidráulicos y una unidad de almacenamiento

## **Modificación del sensor de actividad como sensor de inclinación.**

Los movimientos de las extremidades superiores interactúan con el movimiento del tronco, ya sea para tener un alcance mayor, para tener una posición que involucre menor esfuerzo de las extremidades superiores o para compensar ciertos movimientos durante la ejecución de una tarea.

En personas sin algún impedimento en las extremidades superiores, el movimiento del tronco suele estar asociado con la tarea de alcanzar y tomar un objeto, este movimiento suele iniciar antes de iniciar la extensión de la extremidad (Archambault et al. 1999). En personas con hemiparesia, ésta tarea es acompañada en exceso, por movimientos compensatorios del tronco o del hombro, caracterizado además por movimientos segmentados espacial y temporalmente (Levin MF, 1996).

Conocer la cantidad de movimiento compensatorio del tronco puede ser útil para determinar si se realiza un uso mínimo o sobre uso de la extremidad bajo rehabilitación, o para determinar si la rehabilitación se está realizando de forma adecuada, no solo bajo supervisión sino también, cuando el paciente realiza actividades en su propio medio ambiente.

En un estudio se presentó que el restringir los movimientos compensatorios del tronco puede mejorar la extensión de las articulaciones de las extremidades superiores en pacientes con hemiparesia (Michaelsen SM, 2006), por otra parte, estos pacientes generan movimientos compensatorios para realizar sus actividades cotidianas. Estos movimientos basados en la flexión del tronco disminuyen el desempeño de las tareas realizadas aún después de haber realizado la terapia, ya que se mostró que el movimiento se ve afectado nuevamente, caracterizado por movimientos lentos y segmentados, asociados con la deficiencia de aprendizaje y memoria a corto tiempo en estos pacientes (Archambault et al. 1999). Por lo que es necesaria una evaluación objetiva de la actividad de las extremidades superiores acompañada con movimientos compensatorios del tronco con tal de evaluar las actividades cotidianas que pueden favorecer tanto a una recuperación de la movilidad de la extremidad como la reintegración del movimiento natural de compensación del tronco en pacientes con algún padecimiento como apoplejía. De esta forma sería posible llegar a un equilibrio entre los dos paradigmas de rehabilitación para extremidades superiores que se han presentado como opuestos, que consisten por una parte, en la restricción de movimientos compensatorios del tronco forzando el uso de la extremidad afectada y por la otra, en permitir e incluso promover el uso de los movimientos compensatorios del tronco (Michaelsen SM, 2001). De esta forma se cumplirían dos aspectos importantes para la recuperación del paciente: más participación y funcionalidad.

Una forma alternativa de usar el sensor electrohidráulico como sensor de inclinación consiste en acortar el tubo lleno de fluido hasta 20 cm y colocarlo de forma paralela al tronco del usuario, de tal

forma que una posición vertical del participante corresponde a la señal máxima entregada por el sensor y una posición horizontal (recostado o inclinado) corresponderá a una señal cercana a la mitad del recorrido completo de la señal. Para lograr cubrir este rango de valores fue necesario ajustar la ganancia del sensor.

Bajo este esquema, es posible representar un ángulo de inclinación del tronco del paciente respecto al plano coronal con el propósito de realizar un ajuste de coordenadas del sistema al realizar alguna actividad en la posición de recostado o inclinado y además para cuantificar los movimientos compensatorios.

### **Caracterización estática del sensor de actividad.**

Las características estáticas de un instrumento de medición representan el comportamiento del sistema cuando una señal de entrada al instrumento (mesurando) se mantiene constante, caracterizando al instrumento en estado estable después de ocurrida la respuesta transitoria.

Con esta caracterización, se obtiene un modelo matemático que representa la magnitud de la variable física que se desea conocer a partir de la señal eléctrica (o su representación digital) generada por el instrumento. Para tal efecto se realiza una calibración estática, que consiste en obtener lecturas del instrumento a partir de un conjunto de datos patrón de forma creciente y después de forma decreciente, lo que sería útil para caracterizar las variaciones debidas a histéresis en el sensor.

El procedimiento para realizar la calibración estática consiste en fijar el transductor de presión en el extremo de una mesa mientras el extremo del tubo se dirige hacia abajo en posición totalmente vertical. A partir de esta posición, se realizaron incrementos de 1 cm del extremo del tubo, midiendo el desplazamiento con ayuda de un flexómetro, registrando el resultado de la conversión digital realizada por el convertidor AD empleando 8 bits de resolución. El desplazamiento total medido fue de 1.20 m, por lo que el instrumento mide el desplazamiento de la muñeca respecto al hombro en un rango de -60 cm (distancia máxima debajo del nivel del hombro) hasta +60 cm (distancia máxima por encima del hombro).

Se comprobó el funcionamiento del sensor con la participación de un voluntario para registrar su actividad en un lapso de 4 horas. En esta ocasión solamente se empleó el sensor en un área reducida ya que solo se empleaba una transmisión continua de datos del sensor hacia el recolector, el cual almacenaba directamente la señal en una PC. La configuración del sensor en el miembro superior se muestra en la figura al igual que la señal resultante del sensor, en donde se resalta el tipo de patrón que se forma al realizar ciertas actividades o posiciones de la muñeca respecto del hombro.

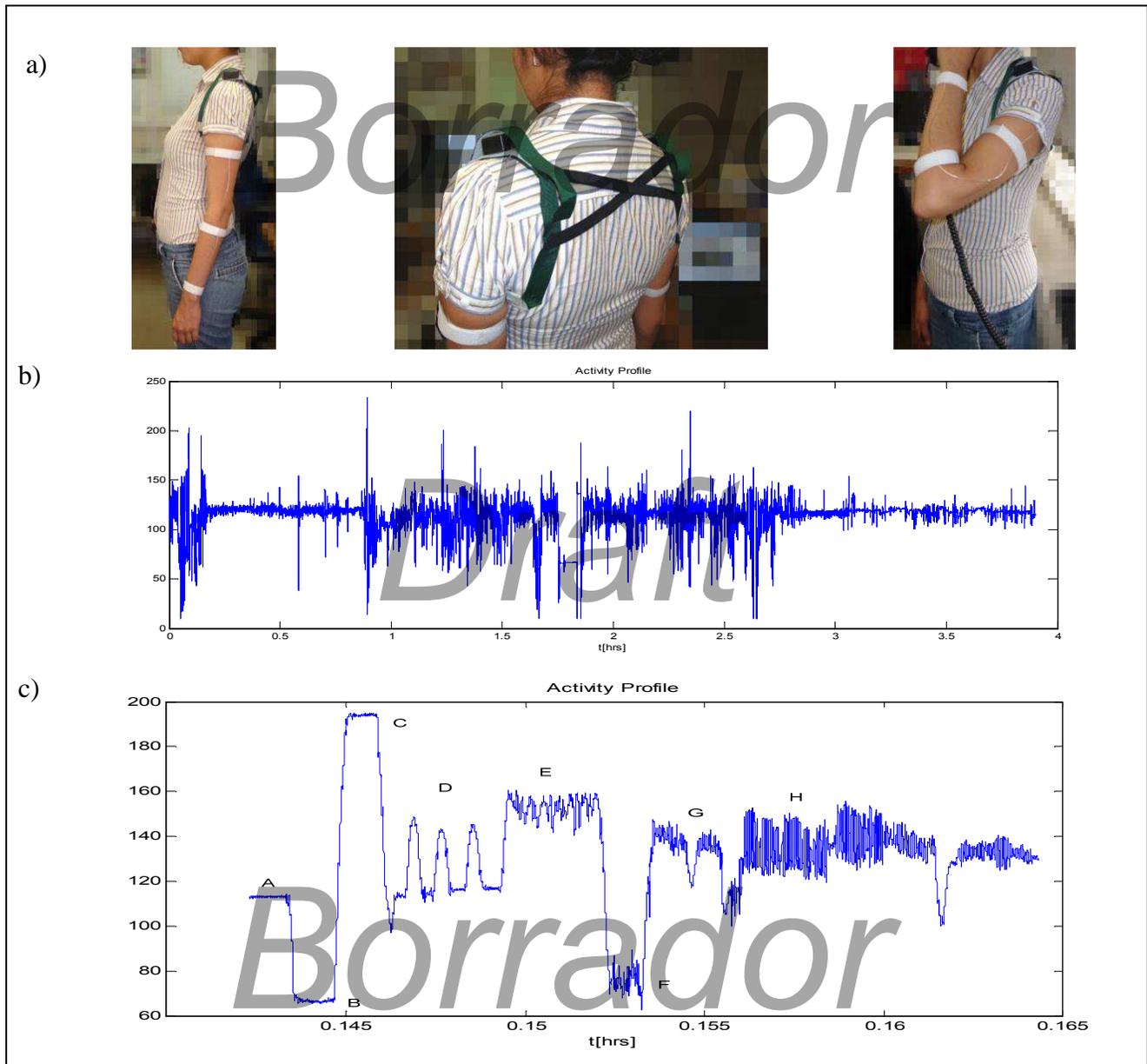


Figura3.27. Resultados del sensor construido. a) Voluntaria usando el sensor, b) señal de actividad de una extremidad y c) Segmento del perfil de actividad; se muestran los diferentes patrones de actividades: A) El sujeto sentado con las manos sobre las piernas, B) brazo colgando libremente, C) brazo totalmente extendido por encima del hombro, D) tomar con agua, E) peinarse, F) caminar, G) lavarse los dientes y H) escribiendo en una PC de escritorio.

Draft

## **Conclusión.**

En este capítulo se abordó la construcción del sistema de monitorización de extremidades superiores. Después de diversas pruebas con los módulos inalámbricos para mejorar la transmisión de información, fue posible mejorar la calidad de la señal. Considerando que la unidad de almacenamiento será portada por el participante ya sea fija en la cintura o portándola en el bolsillo, se reduce la incidencia de pérdida de datos.

Fue posible obtener un registro de la actividad de un participante y se obtuvo un perfil de actividades diarias que con frecuencia son las que se proponen para valorar la funcionalidad de las extremidades superiores.

El sistema construido funcionó correctamente y fue capaz de proveer no solo información de movimiento sino también posición de la muñeca con respecto al hombro. La señal contiene dos tipos de información, por lo que se hace necesario algoritmos que puedan extraer parámetros de interés a los médicos. En el siguiente capítulo se abordara este tema.

*Borrador*

*Draft*

# Borrador

## Capítulo 4

### Evaluación del sistema: Colección y procesamiento de señales

#### 4.1 Obtención de datos experimentales.

En esta sección se presenta el procedimiento realizado para realizar la evaluación de datos de la actividad en extremidades superiores, transferir estos datos a una PC, obtención de parámetros útiles y una propuesta para la visualización de los datos en Matlab.

La evaluación del sistema consistió en la monitorización continua de la actividad de las extremidades superiores en un grupo de participantes sanos. El objetivo de esta evaluación fue obtener un perfil de actividad para sujetos sanos, para caracterizar la señal obtenida, con la finalidad de obtener parámetros relevantes en la descripción de la actividad funcional.

Para realizar la recolección de datos se cuenta con el siguiente material:

1. Los 3 sensores de movimiento, el recolector de datos y el arnés
2. La interfaz USB-serie.
3. Cargador de batería de polímero de litio.
4. Cable USB-A a USB-mini
5. Terminal serial en la PC destino. Se empleó una terminal de libre distribución llamada Tiny Bootloader (Tiny Bootloader, 2012), pero cualquier otra interfaz con acceso a puertos seriales y almacenamiento de la sesión funciona.

Draft

#### 4.1.1 Selección de participantes.

Los voluntarios que participaron en el protocolo de evaluación fueron seleccionados de una población estudiantil y personal de una institución educativa de nivel superior. Los participantes firmaron un consentimiento informado (Apéndice 1). Los criterios de inclusión fueron:

- Voluntarios sanos que no presenten problemas neurológicos o musculo-esqueléticos asociados a las extremidades superiores.
- Voluntarios sin ningún déficit o incapacidad que afecte el movimiento de sus extremidades superiores.
- Voluntarios que acepten participar en el estudio de evaluación.

Las variables relevantes que se solicitaron a los participantes fueron: genero, edad, estatura, brazo dominante. Estas variables ayudaron a evaluar el sistema y a efectuar una breve comparación. Un total de 8 participantes conformaron el estudio de evaluación. Los detalles de cada participante pueden apreciarse en la tabla 4.1

*Tabla 4.1 Información de los participantes en la evaluación del sistema*

Participante	género	Estatura [cm]	Brazo dominante	Ocupación
a1	F	145	D	Profesor
a2	F	150	D	Profesor
a3	F	159	D	Asist. Admon.
a4	M	172	D	Profesor
a5	M	171	D	Estudiante
a6	M	173	D	Estudiante
a7	M	170	D	Estudiante
a8	M	165	D	Estudiante

*Draft*



El sistema desarrollado se colocó a los participantes al inicio de sus actividades y se retiró cinco horas después. Es decir, el periodo de uso fue de cinco horas a partir de las 10:00 hrs hasta las 15:00 hrs, en el que se incluye un periodo de ingesta de alimentos. A los participantes se les pidió realizar sus actividades cotidianas de forma usual.

La colocación de los sensores es parte fundamental de la evaluación. La posición fue de acuerdo a la descrita en la literatura (Vega A., Granat M., 2005). Esta posición se ha establecido como la que menos interfiere con las actividades realizadas por los participantes. Esta ubicación con referencias anatómicas es la siguiente: la caja del sensor se ubica en el acromión, el tubo se coloca en el epicóndilo lateral, borde lateral del radio, hasta llegar a la apófisis estiloides del radio. Con esta posición se asegura que los movimientos se realicen libremente y que la señal corresponda a los movimientos de la muñeca respecto al hombro. Sin embargo, con la finalidad de evaluar si es posible discriminar los movimientos compensatorios realizados por la flexión del tronco, se colocó un sensor extra en el tórax. Este sensor se colocó en la parte frontal izquierdo del tórax, a la mitad del esternón, el extremo libre del sensor, de forma vertical hasta el acromión, justo a un lado donde se colocó la caja del sensor para la extremidad izquierda.

Para la sujeción de los sensores y la unidad de almacenamiento se diseñó un arnés especial. Es importante mencionar que se diseñaron tres modelos, y el tercer modelo fue más cómodo para los participantes, robusto para sujetar los sensores y ajustable para diferentes sujetos. La ventaja de un arnés es que no se utiliza ningún tipo de cinta para sujetar los sensores en los participantes y además facilita el uso de los mismos. La colocación de los sensores se muestra en la figura 4.1



*4.1 Ubicación del arnés y sensores de movimiento. En la figura también se puede observar el sensor del tórax y la unidad de almacenamiento.*

#### **4.1.2 Configuración del sistema de registro.**

Los sensores previos a su colocación fueron calibrados y el siguiente procedimiento fue efectuado cada vez que se utilizaba el sistema en participante. Para iniciar con la puesta en marcha y evaluación del sistema se realiza el siguiente procedimiento:

- a) Para el uso por primera vez de los sensores, realizar la calibración de la forma descrita en el apartado 3.4
- b) Recargar las baterías de los sensores y el módulo recolector. Una carga completa de las cuatro baterías puede requerir aproximadamente 3 horas.
- c) Dar formato la tarjeta SD con cada nuevo uso, ya que de no hacerlo es posible que datos de un participante anterior se mezclen con los del actual.
- d) Conectar la interfaz USB-serie a una PC, al conectarlo por primera vez se presentará una ventana pidiendo el controlador del dispositivo. Este controlador de la interfaz serial USB-Serie FTDI232, se puede descargar de la página de

internet [www.ftdichip.com](http://www.ftdichip.com) y puede instalarse en diversos sistemas operativos como Windows, Linux, Mac OS y Android.

- e) Conectar el módulo recolector (sin encenderlo aún) a la interfaz serial. Para acceder al módulo de recolección se emplea la terminal serial. Los parámetros de conexión son: velocidad de 115200 bps, 8 bits de datos, 1 bit de stop, sin control de flujo.
- f) Una vez identificado el puerto en la cual se conectó la interfaz serial, se hace la conexión con el puerto. Hasta este momento se enciende el módulo recolector, cuando la conexión fue exitosa aparecerá la información correspondiente al módulo conectado, la capacidad de la memoria SD y la frecuencia de muestreo.

Los parámetros que se pueden modificar desde la terminal serial son la fecha y hora, la frecuencia de muestreo, reiniciar el almacenamiento en memoria, habilitación-deshabilitación de envío de datos en tiempo real para visualización de los mismos en la PC, además de realizar la transferencia de datos almacenados. En la tabla 4.2 se muestran los comandos que se envían al módulo de recolección para cambiar estos parámetros de funcionamiento.

*Tabla 4.2 Comandos de configuración y control de los módulos de recolección.*

<b>Comando en ASCII</b>	<b>Función</b>
1	Fijar fecha y hora
2	Establecer frecuencia de muestreo
3	Habilitar/deshabilitar envío de datos a la PC
R	Reiniciar almacenamiento en inicio de memoria
B	Iniciar la recolección
5	Recibir los datos almacenados en memoria

Para visualizar el correcto funcionamiento, se puede habilitar el envío de datos a la PC, con lo que se recibirán las señales de tres canales. Una vez realizados los ajustes deseados, se procede a iniciar la recolección enviando el comando 'B'.

Una vez iniciado el modulo recolector, se procede a encender los sensores ya colocados en el participante con ayuda del arnés construido para tal fin. El arnés es de material elástico y con correas ajustables, suficientemente robusto para soportar tanto los sensores como el modulo recolector.

## 4.2 Análisis de Datos.

Con el sistema desarrollado, entre los parámetros que se pueden extraer de la señal para evaluar la cinemática de las extremidades superiores se encuentran:

- Tiempos de Movimiento / No Movimiento de la extremidad
- La posición de la muñeca respecto del hombro
- Los rangos de movimiento vertical de la muñeca
- Medidas estadísticas de la posición de la muñeca: media, desviación estándar, moda, mediana.
- Los patrones que se obtienen con ciertos movimientos.
- Secuencias de movimientos, que en su conjunto definen una actividad.

Para la obtención de la mayoría de los parámetros relevantes es importante primero la detección de movimiento o actividad de la extremidad superior. Una vez que se ha detectado movimiento, la posición es la siguiente característica a explotar. Finalmente ya con la señal segmentada en movimiento y posición se puede extraer parámetros relevantes que definen el perfil de actividad individual.

### 4.2.1 Clasificación de movimiento y no movimiento.

La clasificación de movimiento y no movimiento de la señal, tanto de las muñecas como del torso, se realizó detectando la variación de la señal, alrededor de cada muestra en un intervalo de tiempo o ventana. La longitud de la ventana se propone de 1 segundo de duración. Cuando la muñeca no se mueve verticalmente la variación de la señal permanece relativamente plana, cuando cambia la posición vertical de la muñeca, la señal muestra un cambio relativo al hombro. De forma similar, cuando el torso se mantiene en la misma posición, la señal permanece relativamente plana y mostrará una variación cuando existe una inclinación del torso.

### 4.2.2 Clasificación por umbrales. Clasificación de movimiento por desviación estándar

Con esta clasificación, una característica o atributo de la señal es solamente comparada con un umbral predeterminado para definir si una actividad en particular se realizó. Esta técnica se ha empleado exitosamente para diferenciar entre posturas estáticas tales como estar parado, estar sentado o recostado, empleando inclinómetros (Boyle et al., 2006).

Actividades que presentan patrones únicos pueden ser identificadas en una señal con un algoritmo de clasificación, tal como el clasificador basado en umbrales. En esta etapa de detección, el atributo que ingresa al clasificador es la variación de la señal dentro de cada ventana.

Esta variación puede obtenerse por diferentes métodos:

1. Diferencia entre muestras contiguas dentro de una ventana
2. Diferencia de medias entre ventanas
3. Desviación estándar entre ventanas

Para cada patrón ( $\mathbf{x} = x[n]$ ) se obtiene el atributo de la ventana que lo contiene y el clasificador asigna la pertenencia del patrón  $\mathbf{x}$  a la clase correspondiente.

A continuación se describe el algoritmo para clasificación de la señal en movimiento y no movimiento. El clasificador recibe como entrada o atributo de la señal, la desviación estándar de una ventana.

El patrón  $\mathbf{x}_i$  se asigna a la clase *Movimiento* si la desviación estándar de la ventana es más grande que un valor específico  $V_e$ . Si no se cumple esta condición la muestra  $x[n]$  se le asigna la categoría *No-Movimiento*. Desde un inicio la clasificación inicial de las muestras son no-movimiento. Se definen la función de decisión para movimiento  $d_{Mov}$  como:

$$d_{Mov} = \begin{cases} 1, & \text{si } \sigma > V_e \\ 0, & \text{si } \sigma < V_e \end{cases}$$

Para que una muestra sea considerada como movimiento, debe formar parte de un número (mínimo) de muestras contiguas clasificadas como *movimiento*. Para tal fin se realiza una segunda clasificación tomando en cuenta un mínimo de muestras contiguas (periodo mínimo de movimiento), mientras que las muestras clasificadas como *no-movimiento* deben formar parte de un número (mínimo) de muestras contiguas clasificadas como *no-movimiento* (periodo mínimo de no-movimiento). Para esta reclasificación se propone un periodo mínimo de movimiento de dos segundos y para no movimiento de cuatro segundos. La fig. 4.2 muestra un ejemplo del resultado obtenido en la clasificación de movimiento y no movimiento. Los movimientos corresponden a una secuencia de actividades funcionales descritas en el apéndice 2, así como las sugerencias para realizarlas dentro de esta prueba.

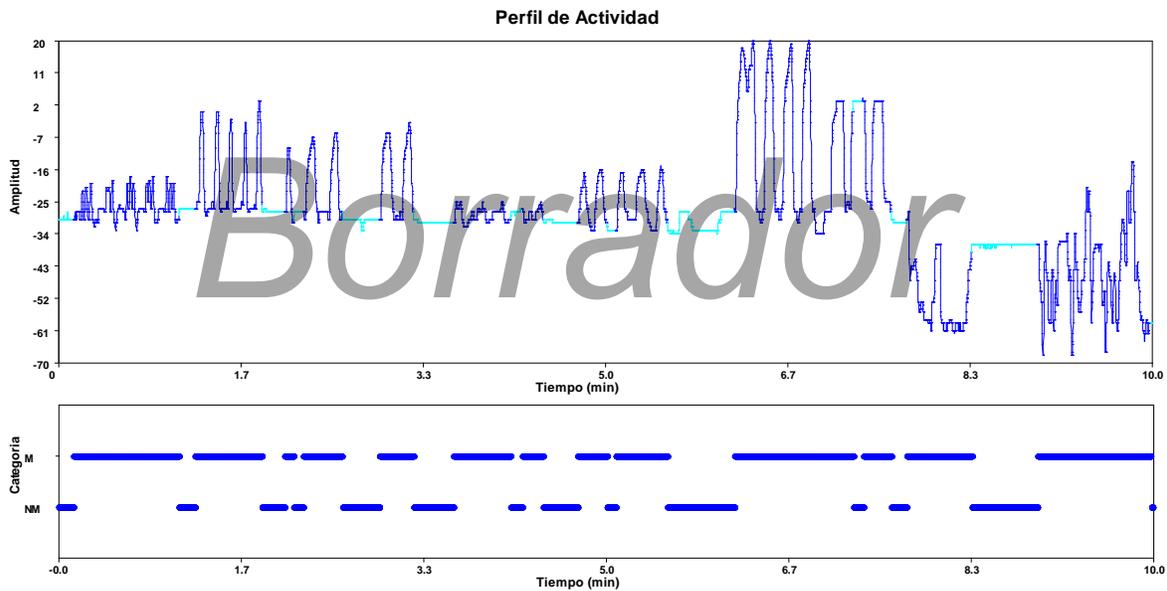


Fig. 4.2 Ejemplo de clasificación de movimiento y no movimiento.

#### 4.2.3 Clasificación de movimiento en rangos anatómicos verticales.

La segunda segmentación que se realiza, consiste en tomar las secciones detectadas como movimiento e identificar el rango vertical donde se realiza el movimiento. A diferencia de sensores que emplean acelerómetros, la señal del sensor entrega por si misma ésta información relevante.

Para definir los rangos verticales se emplean puntos anatómicos relevantes (Vega A., 2005). La referencia vertical inicial es la estatura del sujeto. La ubicación vertical de los demás marcadores guarda una proporción promedio dependiendo el fenotipo del sujeto. El fenotipo mediterráneo es el empleado para definir estos marcadores (Winter D., 1990).

La distancia de desplazamiento vertical de la muñeca relativa al hombro, se obtiene con el sensor, empleando la ecuación de calibración del sensor. Adicionalmente a la identificación del movimiento en rangos verticales, el algoritmo se puede modificar para entregar como resultado, movimiento vertical de la extremidad como una proporción de la altura de los sujetos, con el fin de presentar resultados como valores proporcionales a la estatura del sujeto.

La selección de los rangos verticales se origina por observación directa, al detectar que la cantidad de movimiento para las actividades funcionales, se concentran en rangos fácilmente distinguibles en los histogramas, como se aprecia en la figura 4.3. Estos histogramas se obtienen de la secuencia de actividades de la figura 4.2 solo por observación directa (no se realiza segmentación de movimiento).

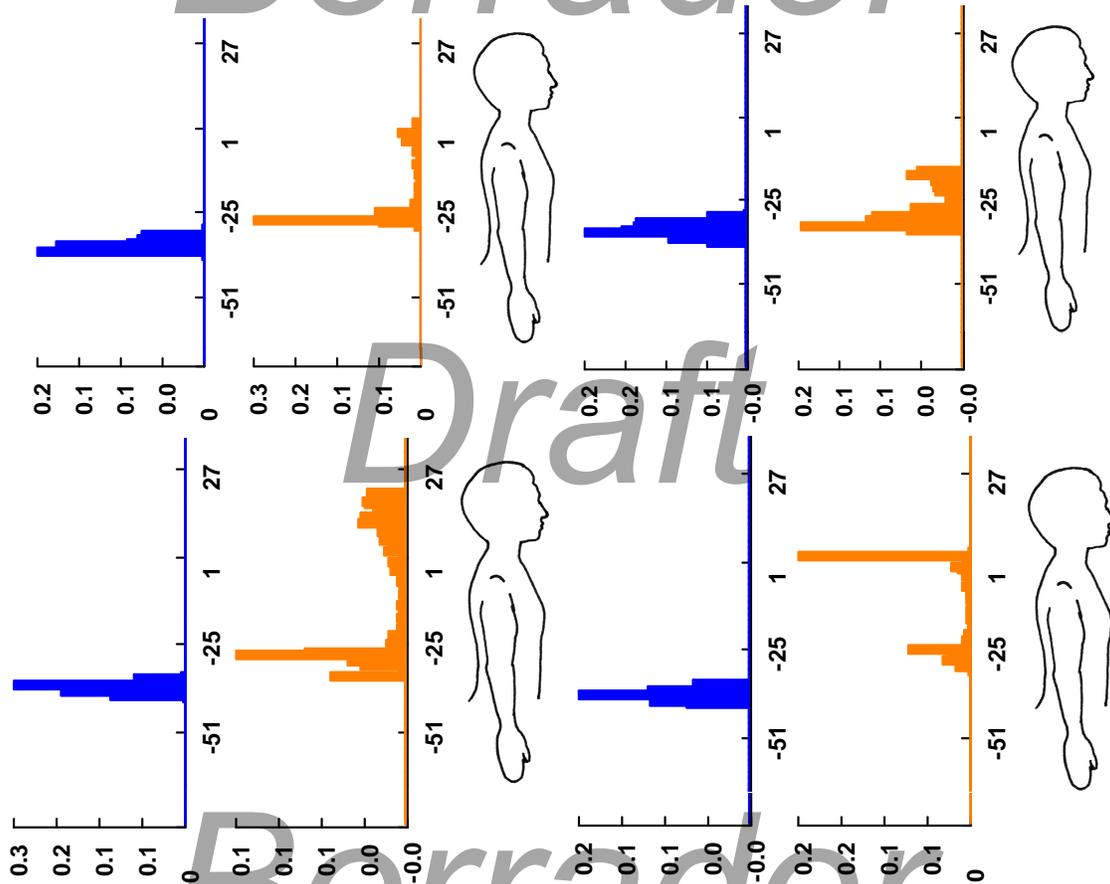


Figura 4.3 Identificación intuitiva de los rangos funcionales verticales. La primer gráfica de cada par (izq. a der.) corresponde a la extremidad no dominante del participante (izquierda). Las actividades son: a) ingesta de agua, b) abrir un frasco, c) peinarse, d) lavarse los dientes.

Inicialmente en Vega A. (2005) se propusieron tres rangos verticales (de la mitad del tronco hacia abajo, de la mitad del tronco al hombro, del hombro hacia arriba), pero se aumentó a cinco rangos con la finalidad de realizar una segmentación más precisa para diferenciar la cantidad de movimiento en los rangos entre la cintura y la mitad del tronco y debajo de la cintura.

En la figura 4.4 Se muestran los cinco rangos verticales, separados por los marcadores anatómicos siguientes: cintura, mitad del tronco, hombros, cabeza. Por tanto los rangos definidos son: de la cintura hacia abajo (C), de la cintura hasta la mitad del tronco (C-TM), de la mitad del tronco a los hombros (TM-H), de los hombros a la cabeza (H-Z), y de la cabeza hacia arriba (Z).

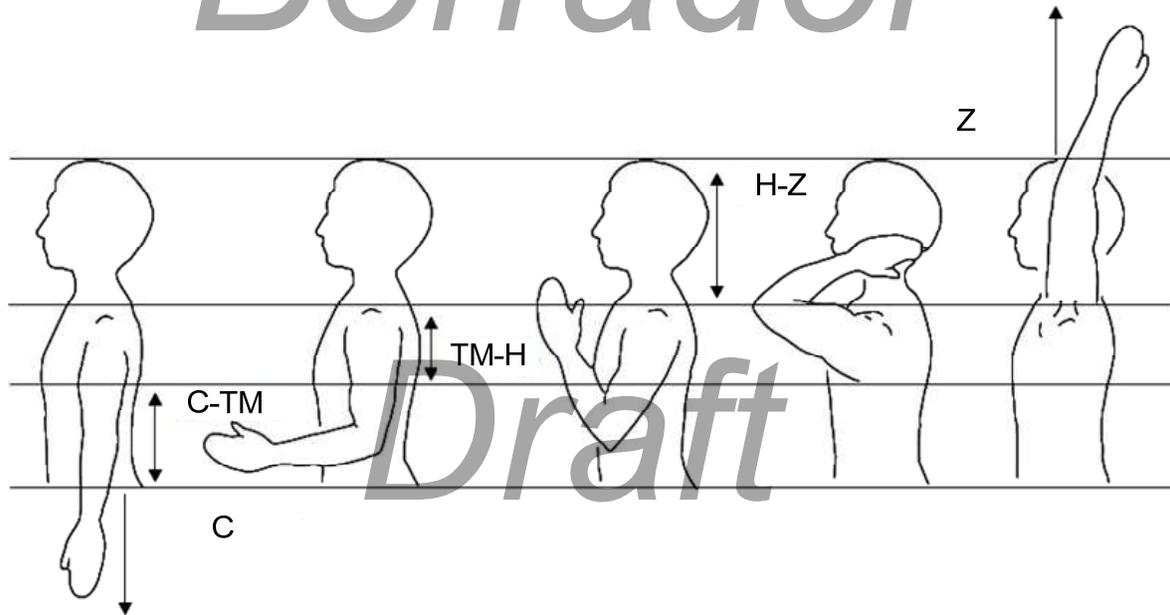


Figura 4.4 Rangos de movimiento vertical empleando como referencia para los umbrales, puntos anatómicos relevantes. Adaptado de Vega A. 2007.

En las secciones detectadas como movimiento, cada muestra de la señal corresponde a un patrón a clasificar dentro de los niveles verticales. Cada patrón se compara con los valores umbrales y se clasifica en un rango vertical.

### 4.3 Resultados.

La figura 4.5 muestra los perfiles de actividad de tres voluntarios, también se observa un acercamiento a un segmento de la señal. El perfil de actividad nos ayuda a determinar visualmente el comportamiento de la señal e identificar periodos de movimiento y no movimiento. Ninguno de los registros obtenidos presento datos atípicos o largas secuencias de no movimiento.

Posteriormente se estimó el tiempo total de movimiento por extremidad y por participante. Este cálculo nos permitió obtener un valor objetivo sobre el uso de la extremidad superior.



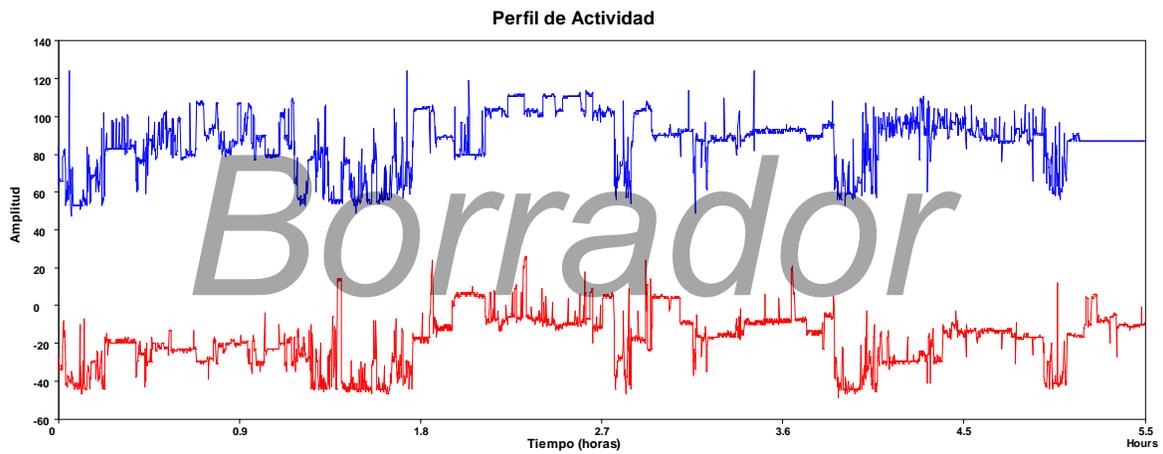
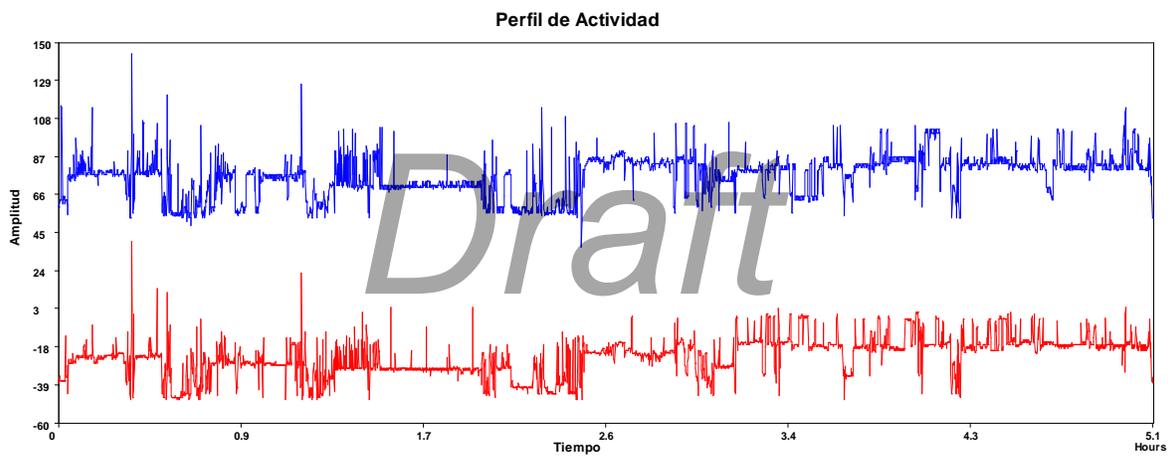
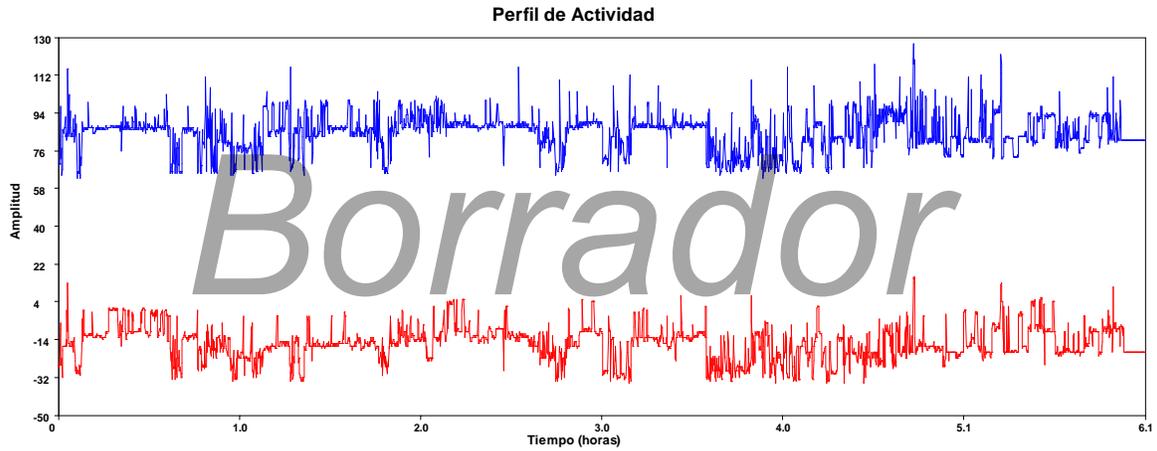


Figura 4.5 Perfil de actividad de las extremidades superiores de tres voluntarios que usaron el sistema de monitorización. Voluntario: a) a1, b) a2, c) a3 .

*Draft*

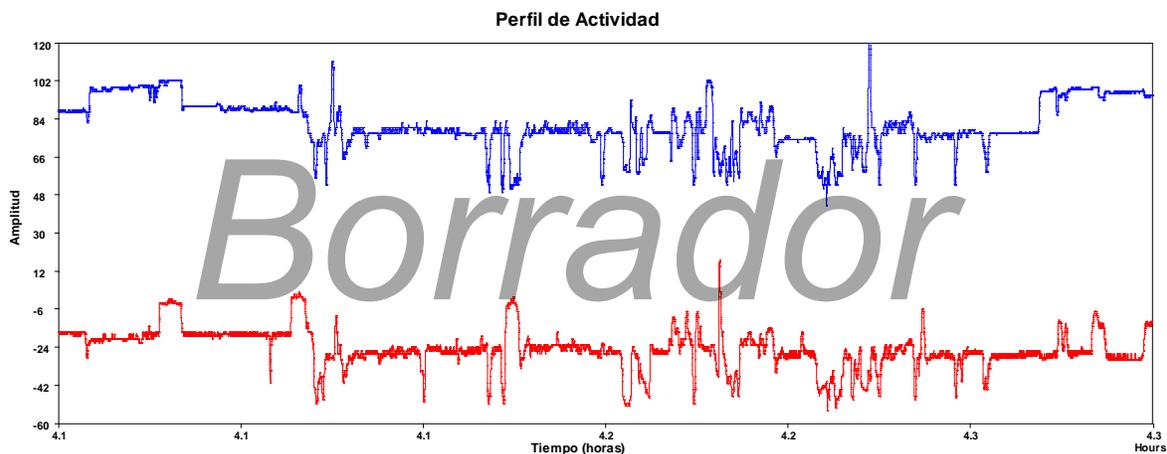


Figura 4.5 Perfil de actividad (continuación). d) Acercamiento a un segmento de ambas señales.

La figura 4.6 muestra el desempeño de los participantes agrupados por género y por extremidad dominante y no dominante.

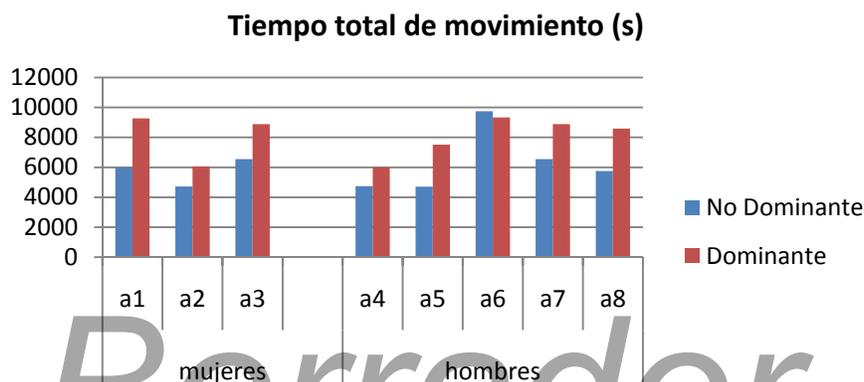


Figura 4.6 Tiempo total de movimiento en segundos por extremidad y por participante.

#### 4.4 Actividad Funcional de las extremidades superiores.

Los resultados mostrados en la sección anterior son considerados suficientes para describir el perfil de actividad de las extremidades superiores. Sin embargo, la señal obtenida por el sistema desarrollado ofrece un gran potencial para poder describir e identificar los movimientos funcionales. Con el propósito de investigar como el sistema puede ayudar en esta tarea se realizo una investigación sobre actividades funcionales.

Para conocer el perfil de Movimiento/No Movimiento funcional y la distribución del movimiento vertical de las extremidades en relación a las actividades funcionales, se recolectaron datos de sujetos sanos (videograbando las actividades, figura 4.7), con el siguiente procedimiento:

1. Solicitar la participación de varios sujetos sin ningún impedimento o restricción en el uso de sus extremidades superiores, para usar el sistema de monitorización y realizar algunas actividades funcionales sugeridas.
2. Definir un conjunto de actividades funcionales, es decir, actividades de la vida diaria (ADL). Estas actividades se proponen en base a la clasificación de actividades que considera la ICF.
3. De la señal obtenida, segmentar la señal, extrayendo solo secciones con movimiento y su distribución vertical en actividades funcionales.

Este experimento se realizó con 4 participantes voluntarios a quienes también se les solicitó consentimiento informado; las actividades ADL son definidas en el apéndice 2. Se realizó la identificación de secciones de Movimiento/No-Movimiento y de las zonas verticales donde se realizó ese movimiento.

Para esto, las secciones clasificadas como movimiento se presentan en un histograma, donde se aprecia la distribución del movimiento en rangos verticales. Esta información es útil cuando se desea identificar por ejemplo, los rangos de alcance vertical en pacientes bajo terapia de rehabilitación y su evaluación en el tiempo. Con los histogramas es posible estimar el tiempo total que la extremidad está en movimiento contando el número de muestras contenidas en una sección clasificada como movimiento.



*Figura 4.7 Voluntarios usando el sistema de medición, realizando las actividades propuestas.*

Para un participante que realizó las diez actividades propuestas, se muestra el perfil de actividad y la segmentación en los rangos verticales de la extremidad dominante. La señal es clasificada en movimiento/no-movimiento y las secciones de movimiento, en niveles funcionales verticales, como se muestra en la figura 4.8. Las categorías FP0 a FP4 corresponden a los umbrales verticales definidos en la figura 4.4. En la figura 4.9 se muestra la distribución del movimiento funcional en los rangos verticales para ambas extremidades.

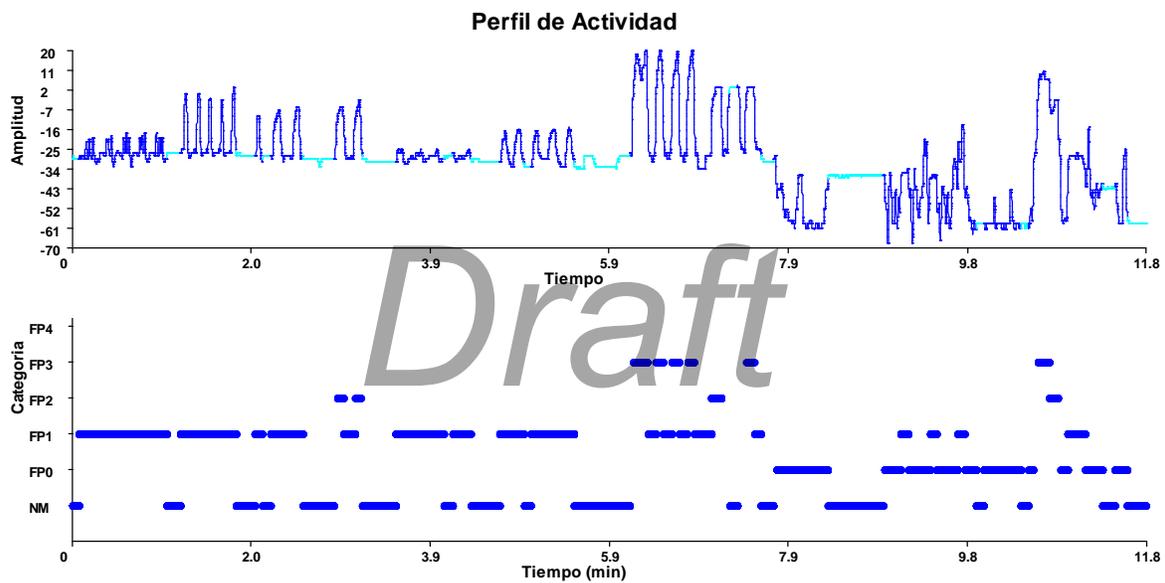


Figura 4.8 Perfil de actividad para las actividades funcionales y clasificación del movimiento en rangos verticales.

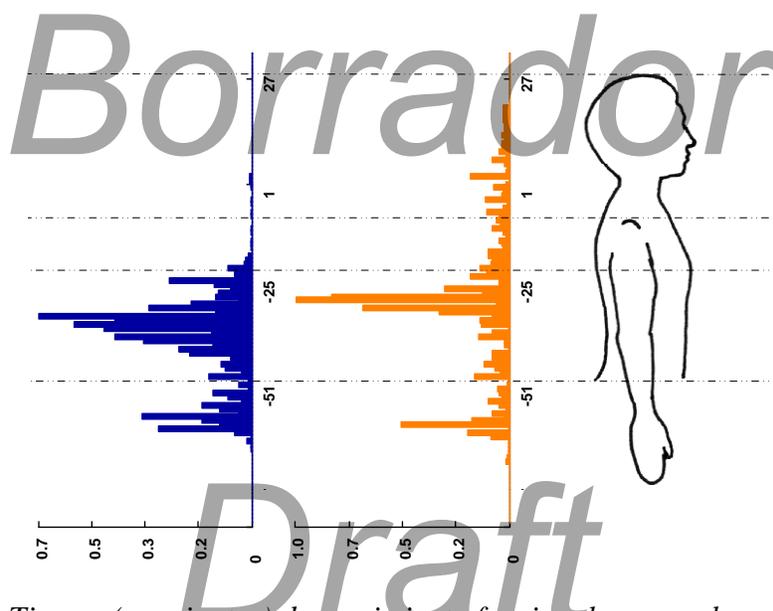


Figura 4.9 Tiempo (en minutos) de movimiento funcional para ambas extremidades.

A continuación, en la figura 4.10 se muestran los resultados de detección de movimiento, segmentación en rangos verticales y cantidad de tiempo aproximado de movimiento en los rangos verticales para ambas extremidades.

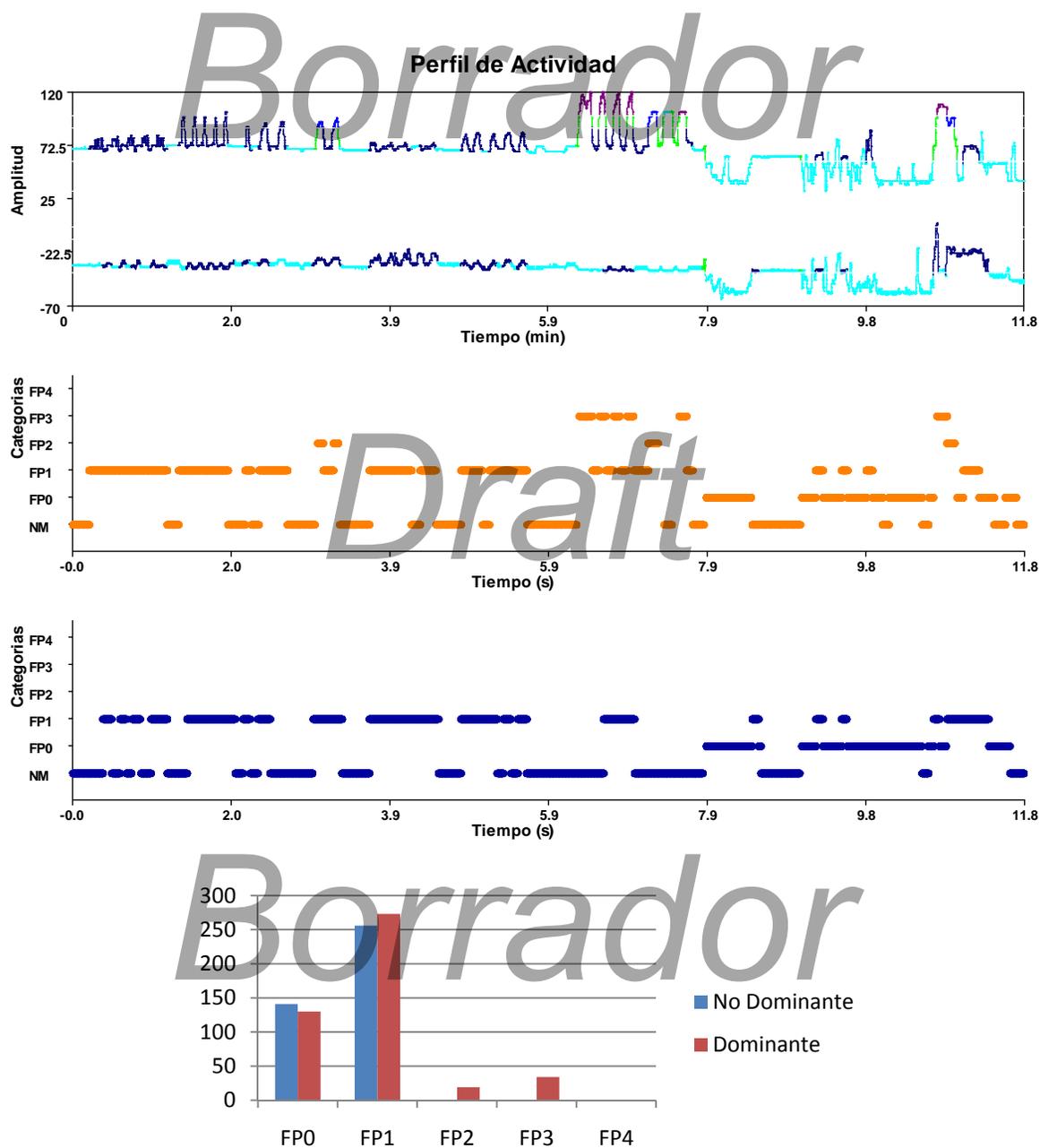


Figura 4.9 (De arriba hacia abajo) Perfil de movimiento de un participante al realizar actividades ADL, niveles funcionales: extremidad dominante, extremidad no dominante y estimación del tiempo (en segundos) de movimiento en rangos funcionales.

#### **4.5 Reconocimiento automático de la actividad funcional (Propuesta).**

Solo las secciones de la señal clasificadas como movimiento se emplean para realizar la detección de actividades. Para cada una de estas secciones se extraerán los atributos para ingresarlos al clasificador.

Los atributos seleccionados son las medidas estadísticas de la sección clasificada como movimiento. Un atributo adicional que se propone en este trabajo es emplear la distancia obtenida con la técnica llamada Dynamic Time Warping (DTW), esta distancia corresponde a una medida de semejanza entre dos señales: la señal patrón y la señal recolectada o base de datos. Aunque esta técnica puede ser empleada por si sola para detectar o encontrar patrones en un registro de datos, la distancia DTW se propone como atributo.

##### **Dynamic Time Warping**

El algoritmo DTW ha mostrado ser altamente eficiente para medir la similaridad de series de datos temporales, minimizando los efectos de distorsión y defasamiento en tiempo permitiendo una transformación “elástica” de series temporales con el fin de detectar señales con una forma o morfología similar y diferente fase.

Es una técnica para encontrar un alineamiento óptimo entre dos secuencias dadas. Intuitivamente, las secuencias son deformadas en una forma no lineal para hacerlas coincidir. Originariamente, esta técnica ha sido empleada en reconocimiento automático del habla para comparar palabras patrón (L. R. Rabiner and B. H. Juang, 1993) y para reconocimiento de escritura (A. Efrat, et al., 2007, A. Kuzmanic and V. Zanchi, 2007), también es posible emplear esta técnica para detectar señales patrón dentro de una secuencia.

En la figura 4.11 se muestra un ejemplo de la aplicación de la distancia DTW para detectar la señal más parecida dentro de una serie de datos. Se puede apreciar que dentro de la misma serie de datos, aunque hay segmentos muy parecidos en cuanto a la forma, el algoritmo selecciona el segmento con la distancia mínima. La detección de segmentos dentro de series de de menor duración y con traslape entre éstas, permitirá detectar estos segmentos como la misma actividad.

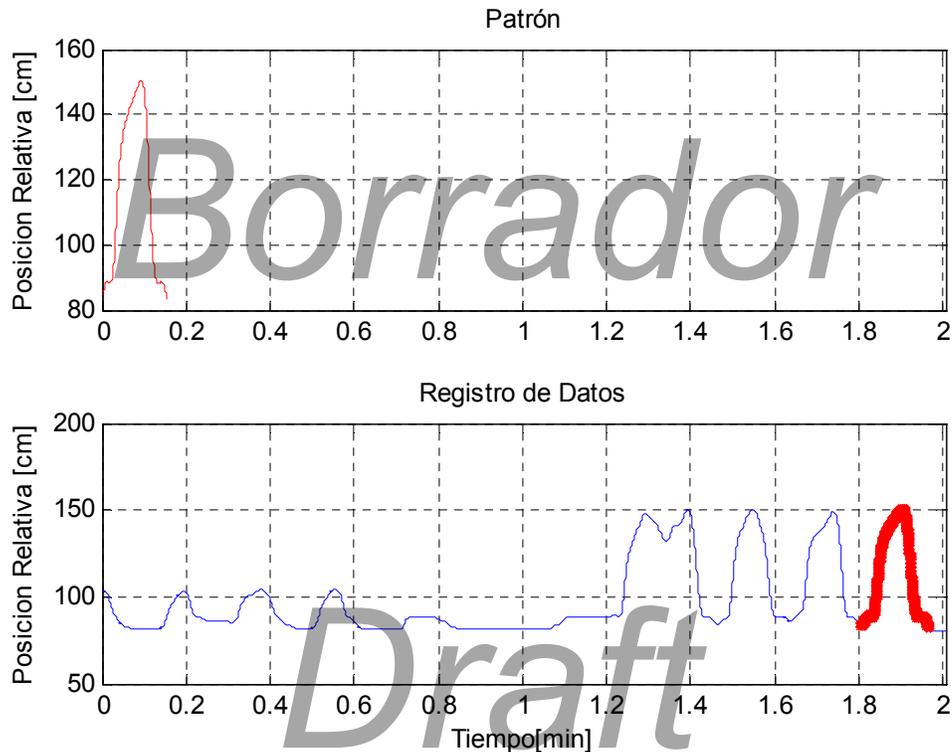


Figura 4.11 Prueba de detección de una señal patrón dentro de una serie de datos empleando la distancia DTW.

#### 4.6 Modelado de actividades empleando Modelos Ocultos de Markov (HMM).

Los HMM se emplean en reconocimiento del habla, donde los fonemas (estados) forman una palabra (un modelo), y las palabras pueden formar una oración. De forma análoga, un HMM se puede emplear para estimar una secuencia de movimientos o “dinemas” (Green y Guan 2004, mencionado en Müller 2007), los cuales forman acciones, y una secuencia de acciones forma una actividad.

El modelado de actividades dentro de HMM, puede reforzar la clasificación inicial de las actividades detectadas en una primera etapa con DTW, ya que el modelo puede proveer información general sobre el tipo de movimiento, el contexto en el que se realizan y su interrelación.

Así por ejemplo, una serie de movimientos intercalados de ‘comer con cuchara’ muy próximo en tiempo con una serie de ‘ingesta de agua’ o ‘vaciar agua de una jarra hacia un vaso’, seguida de secciones clasificadas como ‘lavarse los dientes’ o peinarse, definirá un

escenario de alimentación y aseo personal, y permitirá reclasificar algunas actividades clasificadas erróneamente. En un ejemplo muy burdo, una mala clasificación de la actividad ‘comer con cuchara’ a ‘lavarse los dientes’ podría ocurrir si por ejemplo, el participante tarda más de lo común con la cuchara cerca de la boca, tratando de ingerir el alimento. Un modelo de Markov podría detectar que la actividad ‘lavarse los dientes’ intercalada con actividades ‘comer con cuchara’ y ‘ingesta de agua’, es poco probable, por lo que se reclasificaría a alguna de éstas.

Ya que el alcance de esta tesis se limitó al desarrollo del hardware y a la presentación de la señal para un análisis posterior, no se realizó un análisis más profundo. En cambio, se determinó que dadas las características de la señal y los diversos enfoques de análisis, el propuesto tiene la ventaja de que en principio, la señal obtenida por el sensor requiere de poco procesamiento y extracción de atributos adicionales para identificar actividades funcionales y sus características dimensionales con la finalidad de evaluar el desempeño del paciente bajo rehabilitación de las extremidades.

### **Conclusión.**

Fue posible mostrar las características de la señal adquirida con los sensores construidos, una detección sencilla para movimiento empleando la desviación estándar de ventanas contiguas y la segmentación de este movimiento en rangos funcionales verticales. Finalmente se cuantifica el tiempo de movimiento funcional en estos rangos funcionales.

Como parte de la propuesta para analizar movimiento funcional con más detalle, se presentan dos enfoques de detección de actividad que pueden ser efectivos al emplearlos con el sistema desarrollado. El clasificador de Bayes puede emplear como vector de atributos, solo con los estadísticos de las secciones detectadas como movimiento o combinar el uso de alguna métrica, ya sea la comparación de histogramas o DTW. La técnica de DTW por sí sola, puede ser empleada como un buen detector de patrones, ya que recientemente, se han desarrollado técnicas de cómputo para realizar de forma relativamente rápida, señales patrón dentro de registros de datos grandes (por mencionar, se ha podido implementar con esta técnica, la detección de irregularidades en registros de 24 hrs de ECGs).

Recientemente han aparecido publicaciones que presentan técnicas de detección de actividad con sensores colocados en el cuerpo, empleando modelos ocultos de Markov.



Debido a la naturaleza del sensor desarrollado en este trabajo, aún está bajo experimentación la extracción de los atributos que pueden discriminar de mejor forma patrones similares, con tal de implementar modelos de Markov para detección de actividad. Sin embargo, el atributo más útil y natural que se puede obtener con el sensor, es la detección de movimiento en diferentes rangos anatómicos. El uso de algún otro sensor, por ejemplo un acelerómetro, puede potenciar la detección de actividades tanto dinámicas como estáticas.

*Draft*

*Borrador*

*Draft*

# Borrador

## Capítulo 5

### Discusión y Conclusiones.

En este trabajo de tesis, se desarrollaron diversas actividades durante el desarrollo de un sistema alternativo para medir el movimiento de las extremidades superiores. Inicialmente se realizó la investigación correspondiente al estado del arte, identificando que la propuesta presentada puede aportar información relevante, de una forma alternativa a los sistemas empleados actualmente, basados en acelerómetros, además de emplear un procesamiento sencillo.

A continuación, se aborda la propuesta, el diseño y construcción del sistema electrónico para capturar y almacenar la señal de interés. Ya que el diseño se definió como una red de información personal (Personal Area Network), se realizó un gran esfuerzo para que el sistema sea portable y que el usuario pueda realizar sus actividades cotidianas de forma comfortable. Para tal fin, implementar dispositivos de tamaño reducido (de montaje superficial) y manufacturar los circuitos también de tamaño reducido, requirió de muchas horas de trabajo, pues para mantener reducido el costo de los prototipos, se recurrió a la construcción manual (artesanal).

El sistema desarrollado puede tener diversos módulos de adquisición asociados a una sola unidad de almacenamiento, formando así una red de sensores. Se puso interés en que el sistema completo fuera configurable en diversas frecuencias de muestreo. La ventaja de tener una unidad recolectora es que la frecuencia de muestreo se configura una sola vez y para todos los sensores, eliminando la sincronización que se requiere en los módulos autocontenidos.

Draft

Sin embargo, la tasa de muestreo se ve afectada por la frecuencia de operación del microcontrolador de la unidad recolectora, por el número de unidades de adquisición implementadas en la red de sensores y por la misma tasa de muestreo de la señal.

La comunicación inalámbrica establecida con el hardware implementado puede actualizarse a un protocolo más robusto, ya que actualmente el circuito integrado que implementa la conexión inalámbrica se declaró por su fabricante no apta para nuevos diseños. Durante la implementación y experimentación con este dispositivo, se detectaron diversas inconsistencias en el desempeño real y el presentado como nominal. Por ejemplo, se detectó que existen datos perdidos, atribuidos a la implementación de fábrica de la antena y el circuito acoplador, además de que los tiempos de respuesta del dispositivo no corresponden a los nominales, por lo que se recurrió a prueba y error en la implementación de la tasa de transferencia de bits para obtener el mejor desempeño.

Con tan solo dos unidades de adquisición (una por extremidad) se logró obtener información relevante que refleja el movimiento de la extremidad. Esta información incluye movimiento y posición. Esta última corresponde a la componente vertical del movimiento de la muñeca (Schasfoort FC, Bussman JB, 2002), en nuestro caso, referenciado al hombro. No obstante se propone evaluar el uso de más de dos unidades de adquisición en diferentes configuraciones.

Los sistemas de biotelemedicina se han desarrollado principalmente para monitorizar variables fisiológicas como el ECG (Guler I, Kara S, 1996), (Ti PM, Yamamoto LG 2001). Comparando el prototipo propuesto con otros sistemas comerciales, se encontró que para cuantificar la actividad de las extremidades superiores todos los registradores encontrados en la literatura son alámbricos (Bouten C, Koekkoek K, 1997), (Uswatte G, Miltner W 2000), (Schasfoort FC, Bussman JB 2002), (Vega-Gonzalez, A., Granat, M. H. 2005) y aquellos que están orientados a evaluar la actividad física generalmente son auto-contenidos, es decir el sensado, procesamiento y almacenamiento están contenidos en un solo dispositivo (Macko R, Haeuber E, 2002), (Maxwell D, Granat M, 2001), lo cual hace más oneroso al sistema.

Gracias al avance tecnológico, algunos sistemas de biotelemedicina de nueva generación, se conciben ya como implantes subdérmicos y con conexión bluetooth de bajo consumo de energía. Estos dispositivos, desarrollados por diversos grupos en universidades, en

convenio con empresas de tecnologías de la salud, son cada vez más pequeños, con más funcionalidades y de un costo moderado-alto.

A pesar de esto, el consumo de energía requerido por los sistemas inalámbricos, es por el momento un aspecto que impacta directamente en su desempeño, ya que se mantiene un compromiso entre la portabilidad (el tamaño) del módulo que contiene la batería y el tiempo de funcionamiento transmitiendo datos de forma continua, antes de que se agote por completo la batería.

En este aspecto, el sistema desarrollado tiene este compromiso, ya que mientras el módulo recolector que contiene una batería de 800mAh puede funcionar hasta por 7 horas, las baterías de los módulos de adquisición se agotan a las 5 ½ horas.

El sistema desarrollado es suficientemente pequeño y los participantes que ayudaron a evaluar el dispositivo lo consideraron cómodo sin que haya interferido en sus actividades cotidianas.

Debido a grandes diferencias en los fenotipos de los participantes, la colocación de los sensores a lo largo del brazo se modificó ligeramente, por lo que se propone al menos dos longitudes diferentes del sensor, así como también dos tamaños de arnés.

El planteamiento del procesamiento de datos parecía muy simple, al menos fue lo que la forma de la señal aparentaba. Debido a las características de la señal obtenida, el tratamiento de la señal de los sistemas basados en acelerómetros no podía ser aplicado aquí, por lo que se realizó una nueva etapa de investigación para encontrar los algoritmos adecuados para el tipo de señal obtenida.

La señal obtenida se presenta en el tiempo como cambios de posición vertical, en la que la extremidad puede estar realizando trabajo (aplicando una fuerza cuyo efecto es una actividad funcional), o estar en reposo y que a su vez, se presenten dos escenarios: que la extremidad realice una tarea funcional o ninguna.

En esta investigación se revisaron diversos enfoques para detección de patrones (actividades), desde la extracción de parámetros estadísticos, aplicación del teorema de Bayes, empleo de wavelets, transformada discreta de Fourier, empleo de métricas para

identificación de patrones, algoritmos de procesamiento de voz enfocados a la señal de movimiento, hasta llegar al análisis de series de tiempo.

Al final de esta investigación, se propone el análisis de la señal con las técnicas de detección basadas en la distancia de Dynamic Time Warping y Modelos Ocultos de Markov.

Ya que el objetivo principal es el desarrollo del instrumento de medición, no se profundizó en el análisis de los datos. Sin embargo, se considera que los enfoques de análisis propuestos tienen un alto potencial, ya que se ha demostrado por separado en diversos estudios, el alto desempeño de la técnica Dynamic Time Warping para detectar patrones dentro una señal discreta, en donde los patrones de muestra o entrenamiento, difieren en duración en condiciones reales, así como de los Modelos Ocultos de Markov para detectar o estimar la secuencia en que los eventos de interés (las actividades funcionales) se presentan en el tiempo, ya que diversas actividades funcionales, con frecuencia se realizan dentro de un mismo rango temporal y en momentos determinados del día.

Por ejemplo, con DTW se detecta de forma aislada, patrones de las actividades relacionadas con la alimentación, como: 'comer con una cuchara', 'comer con cuchillo y tenedor', 'ingesta de bebida', 'abrir un frasco', esto dentro de una ventana temporal de, digamos, media hora, se podrá reafirmar con un modelo oculto de Markov que ésas fueron las actividades realizadas según la secuencia de actividades realizada y establecer que en ese momento del día se ingirieron alimentos.

Como se estableció anteriormente, las actividades funcionales se determinan en base a la participación del paciente con la finalidad de tener un marco de referencia aceptado por convención en el ICF (WHO, 2012), y así poder presentar de forma puntual un parámetro útil referenciado en este marco particularmente al tratar las mediciones de actividad en personas bajo terapia de rehabilitación con la finalidad de evaluar su desempeño en la movilidad de las extremidades superiores durante y después de una terapia de rehabilitación.

### **Conclusión.**

El prototipo desarrollado presenta una alternativa de bajo costo y con mayores ventajas comparado con otros equipos existentes en el mercado, orientados a la cuantificación de la

actividad de las extremidades superiores, ya que como se aprecia en los perfiles de actividad, la señal tiene patrones característicos, con lo que puede reducirse la complejidad computacional para un posterior procesamiento y obtención de parámetros relevantes, a diferencia por ejemplo, de señales obtenidas con acelerómetros. La señal entregada por el sistema es capaz, por sí misma, de proveer dos parámetros de importancia en la evaluación de actividad, estos son: la posición (de la muñeca referenciada al hombro) y movimiento de la extremidad superior.

El sistema de recolección inalámbrico puede ser utilizado con otro tipo de transductores, ampliando así la gama de posibilidades donde puede aplicarse. Se considera que un sistema de adquisición como el desarrollado tiene potencial para mejorarse y además de emplearse en diversas áreas donde se requiera un sistema de monitorización de tamaño reducido y funcionamiento sin cables.

Es necesario mencionar que, después de toda la información encontrada (que por tiempo y espacio no es mencionada aquí), de la información que actualmente se sigue generando referente al tema tratado, y de la salida al mercado hace unos meses de nuevos sensores y dispositivos, se ha considerado ya un nuevo diseño para un sistema de medición que puede funcionar no solo para extremidades superiores, sino para medir el movimiento de todas las extremidades del cuerpo y que el enfoque propuesto de análisis de señal seguiría vigente para detección de actividades, pero sin duda eso es tema de otro trabajo.

*Borrador*

*Draft*

## **Información a participantes.**

Estudio: Evaluación de un sistema inalámbrico portátil de monitorización de actividad de las extremidades superiores.

El objetivo de este estudio es realizar una evaluación del sistema de monitorización inalámbrico en situaciones de la vida diaria y evaluar su viabilidad para ser empleado en la cuantificación de la cinemática en extremidades superiores.

La participación en este estudio requiere que el participante se comprometa a utilizar un conjunto de sensores de actividad y un registrador electrónico por un periodo de una hora mientras realiza una serie de actividades definidas por el investigador.

Se videograbará al participante mientras realiza las actividades.

El uso de los sensores de actividad no representa ningún peligro para el bienestar del participante.

El participante deberá llenar un cuestionario antes de comenzar el estudio.

Al término del estudio, el participante podrá comentar y dar su opinión sobre su experiencia al usar el sistema.

Los participantes expresarán por escrito su deseo de participar en el estudio.

El investigador se compromete a mantener la anonimidad del participante.

Los participantes tienen el derecho de retirarse del estudio, sin dar ninguna explicación y no se les hará ninguna pregunta, ni se les obligará a continuar en el estudio.

*Draft*

Estudio: Evaluación de un sistema inalámbrico portátil de monitorización de actividad de las extremidades superiores.

Nombre completo con apellidos: \_\_\_\_\_

Ocupación: \_\_\_\_\_

Fecha de Nacimiento: \_\_\_\_\_

Sexo (M/F): \_\_\_\_ Mano dominante (diestro/zurdo): \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_

¿Tiene algún trastorno o disfunción que afecte el movimiento de las extremidades superiores? (si/no) \_\_\_\_\_

En caso afirmativo ¿Cuál? \_\_\_\_\_

¿Está tomando algún medicamento? (si/no) \_\_\_\_\_

En caso afirmativo ¿cuál? \_\_\_\_\_

He leído y comprendido la información presentada (si/no) \_\_\_\_\_

Entiendo que puedo retirarme del estudio en cualquier momento (si/no) \_\_\_\_\_

Doy mi consentimiento para participar en el estudio (si/no) \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Nombre y firma del participante

Fecha: \_\_\_\_\_

Otros comentarios:



# Borrador

## Apéndice 2

### Actividades propuestas basadas en el ICF

Con el propósito de realizar una evaluación de los métodos de reconocimiento de ADL, se proponen las siguientes actividades (10 en total), a las cuales se harán referencia en base a los códigos presentados en la CIF.

A continuación se presentan los códigos y las definiciones contenidas en la CIF de las actividades sugeridas, seguidas por la descripción de la realización de la tarea durante el registro de datos experimentales.

#### **d430-0 Levantar objetos**

Levantar un objeto para moverlo de un nivel bajo a uno más alto, como ocurre al levantar un vaso de una mesa.

##### **1. Levantar un objeto del suelo y ponerlo sobre la mesa**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado con la cadera y espalda tocando el respaldo de la silla y con los brazos sobre las piernas. Se colocará un objeto en el suelo frente a una mesa a 2 metros del participante.

Actividad: Se le pedirá al participante que se levante, camine hacia el objeto, se agache y recoja el objeto, finalmente lo colocará sobre la mesa.

#### **d520-1 Cuidado de los dientes**

Cuidado de la higiene dental, como cepillarse los dientes, utilizar seda/hilo dental, y ocuparse del cuidado de prótesis y órtesis dentales.

##### **2. Lavarse los dientes**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa.

Actividad: el participante tomará en su mano dominante un cepillo de dientes y simulará lavárselos

### **d520-2 Cuidado del pelo.**

Cuidado del pelo de la cabeza y la cara, como peinarse, ir a la peluquería, afeitarse o cortarse el pelo.

### **3. Peinarse**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa.

Actividad: el participante tomará en su mano dominante un cepillo para cabello y simulará peinarse sin usar la mano no dominante.

### **d540-0 Ponerse la ropa**

Llevar a cabo las tareas coordinadas precisas para ponerse ropa en diferentes partes del cuerpo, como ponerse ropa por la cabeza, o por los brazos, o los hombros, o por la parte superior e inferior del cuerpo; ponerse guantes y el sombrero.

### **4. Ponerse una chamarra**

Posición inicial: El participante se encuentra de pie, al costado de su brazo dominante se colocará una mesa y sobre ésta una chamarra.

Actividad: Sin girar el cuerpo frente a la mesa, el participante tomará la chamarra con la mano no dominante inclinándose solo lo necesario. Se colocará la chamarra empezando por el brazo dominante introduciendo el brazo en la manga, una vez cubierto el brazo dominante seguirá colocándose la otra manga en el brazo no dominante. Al terminar se colocará con los brazos colgando libremente.

### **d550 Comer**

Llevar a cabo las tareas y acciones coordinadas relacionadas con ingerir los alimentos servidos, llevarlos a la boca y consumirlos de una forma culturalmente aceptable, cortar o partir la comida en trozos, abrir botellas y latas, usar cubiertos, reunirse para comer, en banquetes o cenas.

*Excluye: beber (d560)*

### **5. Comer con una cuchara:**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa a los costados del plato. El plato se coloca cerca de la parte frontal de la mesa sin que salga.

La cuchara es orientada hacia la mano dominante.

Actividad: El participante tomará la cuchara con la mano dominante y simulará tomar el alimento, después colocará la cuchara en el plato sin soltarla. Después de una pausa de cinco segundos aproximadamente repetirá la acción cinco veces.

### **6. Comer con cuchillo y tenedor**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa a los costados del plato. Si es diestro, a la izquierda del plato se colocará un tenedor y a la derecha un cuchillo.

Actividad: simulará cortar una pieza de carne con el cuchillo y llevarse el alimento a la boca con el izquierdo. Después de una pausa de cinco segundos aproximadamente repetirá la acción cinco veces.

### **7. Abrir un frasco**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa.

Actividad: El participante tomará el frasco con tapa roscada con la mano no dominante y tomará la tapa con la mano dominante, el frasco deberá estar en la mesa mientras el participante lo abre, al final colocará la tapa sobre la mesa.

### **d560 Beber (Ingesta de bebida)**

Sujetar una bebida, llevarla a la boca, e ingerir la bebida de una forma culturalmente aceptable, mezclar, agitar/revolver y servir líquidos para beber, abrir botellas y latas, beber por medio de un popote/pajilla/sorbete o beber agua corriente por ejemplo de un grifo o bebedero.

*Exclusión: comer (d550).*

### **8. Ingesta de una bebida:**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa a los

costados de la tasa. La tasa se coloca sobre una marca colocada en medio de la mesa, con la oreja orientada hacia la mano dominante y de forma paralela a la parte frontal de la mesa.

Actividad: Cuando se indique: “Inicio”, el participante tomará la tasa con la mano dominante y simulará una sola vez tomar la bebida para después colocar la tasa en la posición inicial sobre la marca.

### **9. Vaciar agua de una jarra hacia un vaso**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa. La jarra se coloca sobre una marca colocada en medio de la mesa en el lado del brazo dominante del participante y en el no dominante un vaso.

Actividad: tomará el vaso sin levantarlo de la mesa y simulará vaciar un líquido de la jarra hacia el vaso levantando la jarra, al terminar colocará el vaso y la jarra en la posición inicial. Después de una pausa de cinco segundos aproximadamente repetirá la acción cinco veces.

### **d345 Mensajes escritos**

Expresar mediante el lenguaje escrito mensajes con significado literal e implícito, como escribir una carta a un amigo.

### **10. Escribir en una hoja de papel**

Posición inicial: El participante se encuentra sentado frente a una mesa con la cadera y espaldas tocando el respaldo de la silla y con los antebrazos colocados sobre la mesa.

Actividad: El participante tomará un bolígrafo y escribirá en la hoja de papel hasta que se le indique que se detenga.

*Draft*

## Referencias

Adrian M, Cooper J (1995) *Biomechanics of Human Movement*, Second edition WCB Brown and Benchmark.

Aiguang Li, Lianying Ji, Shaofeng Wang, Jiankang Wu, (2010) *Physical Activity Classification Using a Single Triaxial Accelerometer Based on HMM*, IET International Conference on Wireless Sensor Network (IET-WSN), pp. 155-160.

Avci A, Bosch S, Marin-Perianu M. (2010) *Activity Recognition Using Inertial Sensing for Healthcare, Wellbeing and Sports Applications: A Survey*. ARCS Workshops 2010: 167-176

Avons P, Garthwaite P, Davies HL, Murgatroyd PR and James WPT. (1988) *Approaches to estimating physical activity in the community: calorimetric validation of actometers and heart rate monitoring*. Eur J Clin Nutr 42:185-196.

Bach-y-Rita, P. (1993) *Recovery form brain damage*. Journal of Neurological Rehabilitation. 6, 191-199.

Beckers K, Netz J, and Homberg V. (2000) *The measurement of outcome in day care neurological rehabilitation: Discrepancies between changes in FIM and Barthel scores and achievement of treatment goals*. Neuropsychological Rehabil;9: 437-446.

Bland, J. M, Altman, D G. (1986) *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement* The Lancet;327: 307-310

Boissy P, Bourbonnais D, Gravel D, Arsenault AB and Leblanc M. (1998) A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper-limb. IEEE Trans Rehabil Eng 6:309-15.

Bouten C, Koekkoek K, Verduin M, Kodde R, J.D. J (1997) A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 44: 136-147.

Brinkmann JR, Hoskins, T (1979) Physical conditioning and altered self concepts in rehabilitated hemiplegic patients. Phys Ther 59 859-865.

Broeks JG, Lankhorst GJ, Rumping K and Prevo AJ. (1999) The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study. Disabil Rehabil;21:357-64

Chae, J., Bethoux, F., Bohinc, T., Dobos, L., Davis, T., Friedl, A. (1998) Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia. Stroke, 29, 975-979.

Chemerinski E, Robinson RG y Kosier JT. (2001) Improved recovery in activities of daily living associated with remission of poststroke depression. Stroke 32:113-7

Cohen, J (1987). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, NJ, USA: LEA.

Dromerick, A, W, Edwards, D, F, & Hahn, M. (2000) Does the application of Constraint-Induced movement therapy during acute rehabilitation reduce arm impairment after ischemic stroke? *Stroke*, 31, 2984-2988

Duncan PW, Goldstein LB, Matchar D, Divine GW, Feussner J. (1992) Measurement of motor recovery after stroke. Outcome assessment and sample size requirements. *Stroke*. 23(8):1084-9,

Duncan PW, Stig JH, Wade DT (2000) Outcome measures in acute stroke trials. a systematic review and some recommendations to improve practice. *Stroke* 31: 1429-1438.

Ernst, E. (1990) *A review of stroke rehabilitation and physiological therapy*. *Stroke*, 21, 1081-1085.

Fahrenberg J, Myrtek M, editors (2001) *Progress in ambulatory assessment* Hogrefe and Huber.

Fahrenberg J, Müller W, Foerster F and Smeja M. (1996) *A multichannel investigation of physical activity*. *J Psychophysiol*10:209-217.

Figliola Richard S., Beasley Donald E. (2006) *Mediciones Mecánicas. Teoría y diseño*. Alfaomega, 3ª Edición en español, México.

Figo D, Diniz P, Ferreira D, Cardoso J. (2010) *Preprocessing Techniques for Context Recognition from Accelerometer Data*. *Personal and Ubiquitous Computing*, Vol.14,no.7, 645-662

Gerwin MA, Westerterp KR, Verhoeven FM, Koper HB and Hoor FT. (1991) *Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers*. *IEEE Trans Biomed Eng* 38:221-229.

Hsiao H and Keyserling WM. (1990) *A three-dimensional ultrasonic system for posture measurement*. *Ergonomics* 33:1089-1114.

Hutson M., (1997), *Work-Related Upper Limb Disorders: Recognition and Management*, (Butterworth-Heinemann; Oxford).

Karagavrielidou, M. (1999) *Quantification of neglect by measuring upper-limb activity* [MSc dissertation] University of Strathclyde.

Karlsson J. and Olander B., (1972), *Muscle metabolites with exhaustive static exercise of different durations*, *Acta Physiol Scand*, no. 86, pages 309-314.

Keil A., Elbert T, Taub E. (1999). *Relation of Accelerometer and EMG Recordings for the Measurement of Upper Extremity Movement*. *Journal of Psychophysiology* 13, pp. 77-82

Kraft, G.H., Fitts, S.S., Hammond, M.C. (1992) Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 73, 220-227.

Kunkel A, Kopp B, Muller G, Villringer K, Villringer A, Taub E, Flor H (1999) *Constraint induced movement therapy: a powerful new technique to induce motor recovery in chronic stroke patients*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80: 624–8.

Lee YS, Cho SB (2011). *Activity Recognition Using Hierarchical Hidden Markov Models on a Smartphone with 3D Accelerometer*. HAIS Part I, LNAI 6678, pp. 460–467,

Levy, C, E, Nichols, D, S, Schmalbrock, P, M, Keller, P, & Chakeres, D, W. (2001) *Functional MRI evidence of cortical reorganisation in upper limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy*. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 80, 4-12

Luinge H.J., Veltkin P.H., Baten C.T.M. (2007), *Ambulatory measurement of arm orientation*. *Journal of biomechanics*, 40:78-85.

L. R. Rabiner and B. H. Juang, (1993) *Fundamentals of Speech Recognition*, Prentice Hall Signal Processing Series.

Liepert, J, Bauder, H, Miltner, W, H, R, Taub, E, & Weiller, C. (2000) Treatment induced cortical reorganisation after stroke in humans. *Stroke*, 31, 1210-1216

Maekawa K, Takahashi M, Imai S, Ishida A, Moriwaki M and Nakagawa T. (1989) *Measurement of the upper-limb motion by a magnetic sensor and its application to kinesiological studies*. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1989. Images of the twenty-first century, Proc IEEE-EMBC;5:1445-1446

Macko R, Haeuber E, Shaughnessy M, et al. (2002) *Microprocessor-based ambulatory activity monitoring in stroke patients*. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 34: 394–399.

Makikawa M, Kurata S, Higa Y, Araki Y, Tokue R. (2001) *Ambulatory Monitoring of Behavior in Daily Life by Accelerometers Set at Both-Near-Sides of the Joint*. MEDINFO 2001, V. Patel et al. Amsterdam: IOS Press.

Miltner WHR, Bauder, H., Sommer, M., Dettmers, C. & Taub, E. (1999) *Effects of Constraint-induced movement therapy on patients with chronic motor deficits after stroke*. *Stroke*, 30 586-592.

Morris, D.M., Crago, J.E., DeLuca, S.C., Pidikiti, R.D., Taub, E. (1997) *Constraint induced movement therapy for motor recovery after stroke*. *NeuroRehabilitation*, 9, 29-43.

Morris JRW. (1973) *Accelerometry- A technique for the measure of human body movements*. *J Biomechanics*;6:729-736

Müller M (2007) *Information Retrieval for Music and Motion*. Springer

Muñoz R, Leija L, Diaz F, and Alvarez Ja. (1995) *3D continuous monitoring system for localization of upper-limb based on optical fiber*. IEEE-EMBC and CMBEC;1595-1596

Nakayama H, Jorgensen H, Raaschou H, and Olsen T. (1994) Compensation in recovery of upper extremity function after stroke: the Copenhagen stroke study. Arch Phys Med Rehabil;75:852-857.

Okkema KA, Culler KH (1998) Functional evaluation of upper extremity use following stroke: a literature review. Topics in Stroke Rehabilitation 4: 54-75.

Ostendorf CG & Wolf SL (1981) Effects of forced use of the upper extremity of a hemiplegic patient on changes in function. Physical Therapy 61 1022-1028.

Parker, VM, Wade, DT, Langton, RH (1986) Loss of arm function after stroke: measurement, frequency and recovery. Int. Rehabil. Med. 8, 69-73.

Pedersen PM, Jorgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO and Olsen TS. (1997) Comprehensive assessment of activities of daily living in stroke. The Copenhagen stroke study. Arch Phys Med Rehabil 78:161-165

Preece SA, Adamo KB, Hamel ME, Hardt J, Gorber SC, Tremblay M (2008). A comparison of direct versus self-report measures for assessing physical activity in adults: A systematic review. International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity, 5:56.

Quintner and Elvey, R. (1993), Understanding "RSI": a review of the role peripheral neural pain and hyperalgesia, J. Manual Manipulative Therapy, 1 (3), 99-105.

Rabiner, LR (1989), *A Tutorial on Hidden Markov Models and Selected Applications in Speech Recognition*, Proceedings of the IEEE, Vol. 77, No.2, pp. 257-286.

Rankin G, Stokes M. (1998) Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analysis. Clin. Rehabil;12:187-199

Rau G, Disselhorst-Klug C, Schmidt R (2000) Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. Journal of Biomechanics 33: 1207-1216.

Robertson IH, eds. Cognitive neurorehabilitation: A comprehensive approach. New York, NY: Cambridge University Press;:214-229

Samad T., Moore K, Sapirstein A., Billet S., Allchorne A., Poole S., Bonventre J. and Woolf C., (2001), Interleukin-1beta-mediated induction of Cox-2 in the CNS contributes to inflammatory pain hypersensitivity, Nature Mar 22; 410(6827):471-5.

Schasfoort FC, Bussman JB, Stam HJ. (2002) *Ambulatory measurement of upper-limb usage and mobility-related activities during normal daily life with an upper-limb-activity monitor: a feasibility study*. Med Biol Eng Comput;40:173-82.



Senin P (2008), *Dynamic Time Warping Algorithm Review*, Honolulu USA

Sockalingam S, Barbenel JC (1992) *The Activity Sensor* British Patent Application number 93044571.4

Sterr, A., Freivogel, S., Schmalohr, D. (2004) *Neurobehavioral aspects of recovery: assessment of the learned non-use phenomenon in hemiparetic adolescents*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,

Swain MJ, Ballard DH (1991). *Color indexing*. International Journal of Computer Vision, 7(1):11-32.

Taub, E., (1980). Somatosensory deafferentation research with monkeys: Implications for rehabilitation medicine. In L.P. Ince (Ed.), *Behavioral Psychology in Rehabilitation Medicine: Clinical Applications*, Baltimore: Williams and Wilkins, 1980.

Taub, E, Uswatte, G, & Elbert, T. (2002) New treatments in neurorehabilitation founded on basic research. *Nature Reviews Neuroscience*, 3 (3): 228-236

Taub, E., Uswatte, G., Pidikiti, R., (1999). Constraint-induced movement therapy: A new family of techniques with broad application to physical rehabilitation - a clinical review. *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 36, No. 3.

Trew M, Everett T, editors (2001) *Human Movement: an introductory text* Harcourt Limited.

Uswatte G. and Taub E. (1998) *Constraint-Induced Movement Therapy: new approaches to measurement in physical rehabilitation*. In Stuss DT, Winocur G.

Uswatte G, Miltner W, Foo B, Varma M, Moran S, Taub E (2000) Objective measurement of functional upper-extremity movement using accelerometer recordings transformed with a threshold filter. *Stroke* 31: 662-667.

Van der Lee, J, H, Wagenaar, R, C, Lankhorst, G, J, Vogelaar, T, W, Deville, W, L, Bouter, L, M. (1999) *Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients - Results from a single-blind randomized clinical trial*. *Stroke*, 30 (11): 2369-2375

Veeger H, Bing Y, Kai-Nan A, Rozendal R (1997) Parameters for modeling the upper extremity. *Journal of Biomechanics* 30: 647-652.

Vega-González, A., Granat, M. H. (2003). *Monitoring functional ranges of upper-limb activity in a free-living environment*. Paper presented at the *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings, 4*, 3298-3301.

Vega-Gonzalez A. and Granat M. H. (2005) *Continuous monitoring upper-limb activity in a free-living-environment*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* v86:541-8.

Vega-Gonzalez, A., Bain, B. J., Dall, P. M., Granat, M. H. (2007). Continuous monitoring of upper-limb activity in a free-living environment: A validation study. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 45(10), 947-956. Wade DT (1992) Measurement in Neurological Rehabilitation Oxford University Press N.Y.

Walker D, Kidd E, Heslop P, Chandler C (1999) Spontaneous ambulatory activity as a quantifiable outcome measure for rheumatoid arthritis. *Rheumatology* 38: 1234-1238.

Webster Jonh G., Clark Jr. Jonh W. et al. (2010) Medical Instrumentation: application and desing. Fourth Edition. Jonh Wiley & Sons Inc.

Wilhelm F H, Grossman P, Müller Maren I () Bridging the gap between the laboratory and the Real World.

Wilkinson PR. Wolfe CD. Warburton FG. Rudd AG. Howard RS. Ross-Russell RW. Beech RR. (1999) A long-term follow-up of stroke patients. *Stroke*. 28(3):507-12

Wolf, S.L., Lecraw, D.E., Barton, L.A. and Jann, B.B. (1989) Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. *Experimental Neurology*, 104, 125-132.

Wolfe S. (1997) Approaches to facilitating movement control. *Top Stroke Rehabilitation*, 3, 5-6.

Winter D (1990) Biomechanics and motor control of human movement, Second Edition. John Wiley and sons, Inc.

Zhou H., Hu H., Tao Y., (2006). Inertial measurements of upper limb motion. *Med Bio Eng Comput* 44:479-487

Zhao H, Chen X, Chon K.H. (2006) A Portable, Low-cost, Battery-powered Wireless Monitoring System for Obtaining Varying Physiologic Parameters from Multiple Subjects. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA.

Woodman O 2007 An introduction to inertial navigation  
<http://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-696.html>

Hojas de datos de dispositivos

Honeywell 26PC SMT, Transductor de presión, disponible en  
[http://sensing.honeywell.com/index.php?ci\\_id=49855](http://sensing.honeywell.com/index.php?ci_id=49855)

Texas Instruments INA333, Amplificador de instrumentación, disponible en  
<http://www.ti.com/product/ina333>

Nordic Semiconductors nRF2401A, Módulo transceptor inalámbrico disponible en  
<http://www.nordicsemi.com/jpn/Products/2.4GHz-RF/nRF2401A>

Tiny Bootloader, (2012) fecha de consulta  
<http://www.etc.ugal.ro/cchiculita/software/picbootloader.htm>

*Borrador*

*Draft*

*Borrador*

*Draft*