

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
ESCUELA DE POSGRADO



**Diseño de un sistema inalámbrico de detección
de caídas aplicado a personas de la tercera
edad basado en acelerómetro y teléfono móvil**

Tesis para optar el grado de:

MAGISTER EN INGENIERIA BIOMEDICA

EDGARD OPORTO DIAZ

Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri - Asesor

Eduardo Fernando Toledo Ponce - Jurado

Pilar Rossana Rivas Tarazona - Jurado

LIMA – PERU

2014



*Dedicado a mis
queridos PADRES*

AGRADECIMIENTOS

El año 2009 inicie, aventuradamente, mis estudios de maestría en ingeniería biomédica en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Sé que no sería sencillo, dadas las condiciones poco óptimas en las que estudiaría por responsabilidades familiares y laborales. Sin embargo, el tiempo pasó rápidamente ocupado en estudiar, investigar, elaborar informes y proyectos y logré terminar el postgrado sin mayores contratiempos. Pero, aun tenía pendiente concluir con el tema de tesis que había iniciado durante la maestría consistente en el diseño e implementación de un sistema electrónico portátil para la detección de caídas en personas de la tercera edad.

El desarrollo de la tesis, incluida su implementación, me tomó un tiempo aproximado de año y medio con dedicación a tiempo parcial. Su culminación no hubiera sido posible sin el concurso de distintas personas, directa o indirectamente involucradas. Debo agradecer en primer lugar a mi familia, por aguantarme durante todo este tiempo y verse, prácticamente, privado de mi persona. A mis compañeros de estudio, por brindarme su amistad y colaboración desinteresada. A los distintos docentes, y en especial a mi asesor, Ing. Luis Vilcahuamán, por compartir sus conocimientos en las diversas materias y, especialmente, por volcar sus experiencias, acumulada a lo largo de los años. Considero que la labor docente no solo se debe limitar a la mera transmisión de conocimientos, sino que debe trascender a forjar profesionales con gran integridad ética y profundamente sensibilizados con la realidad local y mundial.

Edgard Oporto
Lima, PERU - 2010

RESUMEN

Un grave problema en los adultos mayores son los efectos adversos luego de caídas no atendidas inmediatamente. Según estadísticas, las caídas son uno de los principales factores que ocasionan severos daños físicos, psicológicos y sociales, e incluso provocan la muerte, en las personas de la tercera edad. Este problema es particularmente importante dado el incremento porcentual de ancianos en la población mundial, así como por la situación de vulnerabilidad y abandono en la que se suelen encontrar dentro de nuestra agitada sociedad.

La solución propuesta reduce los efectos negativos de las caídas en ancianos mediante un sistema portátil, no invasivo y de bajo costo, usando dispositivos electrónicos comerciales disponibles en el mercado. Este sistema, adecuadamente sujeto a la persona, detecta la caída y genera una alerta hacia un teléfono móvil. De esta manera, la persona que reciba la alerta logra enterarse del evento y puede tomar acción inmediata para lograr la pronta atención del anciano.

El tema de tesis contempla no solo el diseño e implementación integral del sistema, sino también la realización de pruebas funcionales para determinar la eficacia del sistema. Las pruebas son limitadas, o bajo condiciones controladas, dado el tipo de pacientes involucrados.

El desarrollo del sistema incorpora el uso de dispositivos y tecnologías muy actuales, tales como sensores de aceleración de tipo microelectromecánico (MEMS), microcontroladores de uso industrial del fabricante ATMEL con interfaces seriales síncronas y asíncronas, módulos Bluetooth para la comunicación inalámbrica del microcontrolador y la generación de alarmas y envío de alertas por la red GSM de telefonía móvil usando mensajes cortos de texto (SMS).

ABSTRACT

A major problem in older adults is the adverse effects of falling after unattended time. According to statistics, falls are a major factor in serious injury and even death in the elderly. This problem is particularly important given the state of prostration and oblivion founded the older person in our hectic society.

The solution proposed to reduce the negative impact of falls in the elderly is a portable electronic system, noninvasive and low cost using commercially available devices on the market. This system, properly attached to the patient, have the capacity to detect the fall of the old and generate an alert via mobile phone. So, the person receiving it will take action and achieve the prompt attention of the elderly.

The thesis project includes not only comprehensive design and implementation of the system, but also the execution of functional tests, as far as possible considering the type of patients involved, to determine the effectiveness of the system.

The development of the system incorporates the use of very current devices and technologies, such as acceleration sensors of the type micro-electromechanical (MEMS), ATMEL industrial microcontrollers with synchronous and asynchronous serial interfaces, Bluetooth modules for wireless communication between microcontrollers and mobile phone and the generation of alarms and alerts sent by the GSM mobile network using short text messages (SMS).

INDICE

INTRODUCCION	1
<u>CAPITULO I</u>	
EL PROBLEMA DE LAS CAIDAS EN LAS PERSONAS DE LA TERCERA EDAD	3
1.1 ESTADISTICAS DE POBLACION DE LA TERCERA EDAD EN EL PERU	3
1.2 CAUSAS DE LAS CAIDAS EN LAS PERSONAS DE LA TERCERA EDAD	6
1.3 ASPECTOS ECONOMICOS, SOCIALES Y POLITICOS	9
1.4 EVALUACION DE SINDROMES GERIATRICOS	12
1.5 CONSECUENCIAS DE LAS CAIDAS EN LOS ADULTOS MAYORES	16
1.6 ESTADISTICAS DE CAIDAS EN PERSONAS DE LA TERCERA EDAD	17
1.7 JUSTIFICACION	20
1.8 OBJETIVOS GENERALES Y ESPECIFICOS	21
<u>CAPITULO II</u>	
TECNOLOGIAS APLICADAS EN EL PROYECTO	23
2.1 BIOMECANICA DE CAIDAS Y TECNOLOGIA APLICADA EN SU DETECCION	23
2.2 ACELEROMETROS CON TECNOLOGIA MEMS	54
2.3 MODULOS BLUETOOTH	70
2.4 TELEFONOS CELULARES Y TECNOLOGIA SMS	83
2.5 MICROCONTROLADORES ATMEL	87
<u>CAPITULO III</u>	
DISEÑO DEL SISTEMA	92
3.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO	92
3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES	96
3.3 SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS	98
3.4 DETECCION DE CAIDAS	119
3.5 SISTEMA DE ALARMAS Y NOTIFICACION DE ALERTAS	133
3.6 SISTEMA DE ALIMENTACION	138

CAPITULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS	144
4.1 PRUEBAS POR COMPONENTES	144
4.2 PRUEBAS GENERALES DEL ACELEROMETRO	162
4.3 ANALISIS EN FRECUENCIA	187
4.4 PRUEBAS Y RESULTADOS DEL SISTEMA COMPLETO	198

<u>CONCLUSIONES</u>	203
----------------------------	------------

<u>RECOMENDACIONES Y DESARROLLO FUTURO</u>	206
---	------------

<u>FUENTES</u>	208
-----------------------	------------

ANEXOS

A	PERSONAS DE LA TERCERA EDAD AL 2007, POR EDADES, EN PERU	224
B	CODIGO FUENTE – RUTINAS DE BAJO NIVEL DE ACCESO AL BUS I²C	225
C	CODIGO FUENTE – RUTINAS DE BAJO NIVEL DE ACCESO AL BUS I²C EN MODO MAESTRO	230
D	CODIGO FUENTE – LIBRERÍA DE ACCESO AL SENSOR ADXL345	233
E	CODIGO FUENTE – PROGRAMA DE ADQUISICION DE DATOS	234
F	CODIGO FUENTE – PROGRAMA DE PRUEBAS SIN PACIENTE USANDO MATLAB	236
G	CODIGO FUENTE – PROGRAMA DE CONFIGURACION Y PRUEBAS DE ENVIO DE SMS CON EL MODULO BLUETOOTH EZURIO BTM402	239
H	LAYOUTs DE CIRCUITO IMPRESO	240

LISTA DE FIGURAS

1.1 – Pirámide poblacional censada en 1993 y 2007 en Perú, en porcentaje por edades y género	5
1.2 – Las caídas en las escaleras pueden provocar graves consecuencias en los adultos mayores	8
1.3 – Valoración geriátrica integral de adultos mayores hospitalizados a nivel de Perú en el año 2003 (Varela 2003)	16
1.4 – El efecto más temido de las caídas de ancianos es la fractura de cadera, especialmente peligrosa si lesiona tejidos blandos como vasos sanguíneos y nervios	17
1.5 – Lugar de ocurrencia de las caídas: fuera o dentro de la vivienda	18
1.6 – Lugares de ocurrencia de las caídas al interior de la vivienda	18
2.1 – Estrés soportado por el hueso cortical	23
2.2 – Curva esfuerzo-deformación de hueso cortical para velocidad de deformación de 0.01/s	24
2.3 – Cambios en la densidad ósea con la edad para hombres y mujeres	24
2.4 – Hueso normal comparado con hueso con osteoporosis	25
2.5 – Caída tipo “palo de escoba”	26
2.6 – Contacto con el suelo durante caídas en estados consciente e inconsciente	32
2.7 – Articulación de cadera entre el acetábulo del coxal y la cabeza del fémur	32
2.8 – Localización de fracturas intracapsulares. (I) subcapital, (II) transcervical y (III) basicervical	33
2.9 – Localización de fracturas extracapsulares	34
2.10 – Clasificación de Garden de las fracturas del cuello femoral	34
2.11 – Clasificación de Tronzo de fracturas trocantereanas. I y II son estables, las restantes son inestables	35
2.12 – Angulo cervicodiafisario y ángulo del fémur con la vertical (A) Neonatos, (B) Adultos y (C) Ancianos	35
2.13 – Dimensiones típicas en la articulación de cadera	36
2.14 – Caída lateral con impacto directo en el trocánter mayor del fémur	37
2.15 – Fuerzas que intervienen en la caída lateral con impacto en cadera	37
2.16 – Recorridos posibles durante el impacto	38
2.17 – Dos formas posibles de llegar al suelo antes del impacto: figuras de negro	38

en (a) y (b) y movimientos posteriores hasta la detención: figuras en gris	40
2.18 – El área de la superficie de impacto y el tipo de suelo determinan los daños en una caída. Las colchonetas son objetos que se deforman en respuesta a una fuerza. La fuerza multiplicada por la deformación representa la disipación de la energía. Si la deformación es grande, la fuerza pico es pequeña	41
2.19 – Las dos fases en una caída lateral: pre y post impacto inicial	42
2.20 – Energía cinética y fuerza de impacto para la caída lateral “palo de escoba” sin la asistencia de los brazos	44
2.21 – Energía cinética y fuerza de impacto para la estrategia de caída lateral “palo de escoba” con la asistencia de los brazos. GT representa el trocánter mayor	45
2.22 – Energía cinética y fuerza del impacto para la estrategia de caída lateral “free” optimizada sin asistencia de brazos. GT representa el trocánter mayor	46
2.23 – Luego de una caída (I), los sensores infrarrojos detectan que la persona está tendida (II). Se dispara la alarma luego de cierto tiempo de inactividad (III)	47
2.24 – El empleo de cámaras detecta la postura a través de la medición de los ejes de la elipse que envuelve a la persona caída. También es posible la medición de velocidad de movimientos mediante la variación de pixeles en un frame	47
2.25 – Esquemas empleados para la detección de caídas mediante vídeo: “ <i>early fusión</i> ” combina las señales de todas las cámaras y analiza el vídeo resultante; “ <i>late fusión</i> ” analiza independientemente las señales de cada cámara	48
2.26 – Sensores de aceleración detectan el impacto de caída, se genera una alarma vía ondas de radio. Esta técnica se puede combinar con detección basada en entorno	49
2.27 – Sistema inalámbrico de medición y predicción de la tendencia a caer de un adulto mayor	49
2.28 – Sistema japonés de detección y prevención de caídas para epilépticos	50
2.29 – Sistema americano de detección de caídas y envío de alertas	51
2.30 – Sistema de detección de caída mediante teléfono móvil Nokia 5500	51
2.31 – Diagrama funcional del sistema de detección automática de caídas basado en acelerómetro. (1) Localización del usuario, (2) Monitoreo de actividad,	

(3) Detección automática de caída y envío de alerta,	
(4) Asistencia médica y (5) Emergencia	52
2.32 – Sistema de detección de caídas de ancianos basado en una red de cámaras de vídeo implementado en Singapur por el <i>Institute of Infocomm Research</i>	53
2.33 – El módulo de comunicaciones recibe la información del sensor de aceleración y la información de posición del GPS. Incorpora algoritmos, genera alertas y permite el acceso local y remoto a los datos en diversas formas	53
2.34 – Diagrama de bloques básico de un acelerómetro MEMS	54
2.35 – Modelo de capacitor de placas planas paralelas	55
2.36 – Estructura interna de un acelerómetro MEMS. Una masa móvil, con electrodos o placas salientes, está unida al sustrato fijo mediante resortes. La masa móvil solo se puede mover verticalmente. Las placas fijas, junto con las móviles, conforman capacitores	56
2.37 – Circuito electrónico que mide la aceleración mediante los cambios de capacitancia. Cuando la aceleración no es nula, la salida del seguidor de voltaje pasa por un demodulador que arroja una señal constante con amplitud y signo correspondientes al desplazamiento x debido a la aceleración producida por una fuerza externa. Si la aceleración es nula, el voltaje de salida es cero	58
2.38 – Dimensiones típicas de un sensor MEMS capacitivo	60
2.39 – Estructura interna de un acelerómetro MEMS	61
2.40 – Mando WIIMOTE de Nintendo, emplean acelerómetros MEMS	62
2.41 – Una aplicación de los acelerómetros en dispositivos móviles: orientación automática de la imagen al girar el dispositivo	63
2.42 – Acelerómetro MEMS ADXL345 de Analog Devices montado en PCB	66
2.43 – Estructura interna del acelerómetro MEMS ADXL345	67
2.44 – Disposición de pines del sensor ADXL345	67
2.45 – Conexión típica del ADXL345	67
2.46 – Orientación y sistema de coordenadas del ADXL345	68
2.47 – Respuesta del sensor según la orientación de la gravedad	69
2.48 – Topologías posibles: (a) piconet, esclavo único, (b) piconet, varios esclavos, (c) interconexión de picantes (<i>scatternet</i>)	71
2.49 – Partes típicas de un dispositivo Bluetooth	72

2.50 – Técnica FHSS, la transmisión conmuta entre 79 portadoras a razón de 1600 saltos por segundo. Existen una banda de guarda inferior de 2 MHz y otra superior de 3.5 MHz. Las frecuencias de las portadoras son: $f = (2402 + k) \text{ MHz}$, $k = 0, \dots, 78$ (Bluetooth Special Interest Group 2010)	72
2.51 – Filtro gaussiano, aplicado a la banda base, para reducir el ancho de banda por eliminación de componentes de alta frecuencia de la señal digital	73
2.52 – Formato de paquetes Bluetooth a velocidad estándar de 1 Mbps	74
2.53 – Formato de paquetes Bluetooth para tasa de bits mejorado (EDR)	75
2.54 – Arquitectura general de Bluetooth	76
2.55 – Pila de protocolos Bluetooth (Moreno 2005)	76
2.56 – El <i>Link Manager</i> (LM) se comunica con el <i>Link Controller</i> (LC)	78
2.57 – RFCOMM (a) Segmento de comunicación. (b) Conexión directa. (c) Conexión con dispositivo intermedio	80
2.58 – Aspecto del módulo Bluetooth BTM402 de Ezurio	81
2.59 – Diagrama de bloques del módulo Bluetooth BTM402 mostrando los elementos que lo componen	82
2.60 – Estructura básica de la red GSM	84
2.61 – Elementos alrededor de un centro de servicio de mensajes cortos	86
2.62 – Interconexión de SMSC de distintas operadoras a través de un gateway	86
2.63 – Arquitectura Harvard empleada en los microcontroladores AVR de Atmel	88
2.64 – Microcontrolador AVR ATmega88 en encapsulado 32-TQFP	90
2.65 – (a) Programador en sistema (ISP) AVRISP MKII de Atmel. (b) Distribución de pines del conector del AVRISP MKII. (c) Robot que representa al programador en sistema	91
3.1 – Diagrama de bloques de un sistema médico portátil	92
3.2 – Diagrama general del sistema de detección de caídas de ancianos	96
3.3 – El sistema electrónico de detección de caída va fijado al torso del anciano	98
3.4 – Sensor de aceleración seleccionado	100
3.5 – Circuito de adquisición de datos. Consta del sensor de aceleración ADXL345 y microcontrolador ATMEGA88	104
3.6 – Entorno de desarrollo integrado (IDE) de Atmel con soporte del compilador GNU GCC mediante la instalación de WINAVR	106
3.7 – Conjunto de archivos de cabecera para el manejo de bus I ² C y la relación entre ellos	108
3.8 – El muestreo de la aceleración analógica la realiza la circuitería incorporada	

en el sensor a una tasa de 200 muestras/s, es decir, cada 5 ms. Esta frecuencia de muestreo es empleada por Clifford para detectar caída libre con sus acelerómetros MEMS (2006)	113
3.9 – Transmisión de bits por el bus serie I ² C sincronizados con la señal de reloj SCL. Cada bit emplea un periodo T_{SCL} . La lectura de una muestra de aceleración requiere repetir seis veces la parte en azul	115
3.10 – Ejemplo de cómo interpretar los datos binarios leídos del sensor ADXL345	118
3.11 – Diagrama de flujo para determinación básica de un evento de caída	121
3.12 – Patrón (<i>signature</i>) típico de una caída libre con rotación	124
3.13 – Estados sucesivos que definen una caída típica (1) REPOSO inicial o AVD, (2) CAIDA LIBRE, (3) IMPACTO y (4) REPOSO final	126
3.14 – Diagrama de flujo del algoritmo de detección de caída por etapas	127
3.15 – Inclinación de la persona (con sensor en el pecho) respecto a la vertical. Los ejes X, Y y Z corresponden al sensor. (a) Persona de pie, (b) Persona de espaldas, (c) Persona inclinada hacia adelante	129
3.16 – Parámetros que definen la condición de INACTIVIDAD en el sensor	130
3.17 – Parámetros que definen la condición de caída libre en el sensor	132
3.18 – Parámetros que definen la condición de IMPACTO en el sensor. El umbral es tanto para aceleraciones positivas como negativas	133
3.19 – Disposición de los indicadores luminosos de REPOSO e inclinación (color verde), CAIDA LIBRE (color rojo) e IMPACTO (color rojo)	134
3.20 – Disposición de los tres LEDs para mostrar el grado de inclinación del anciano	134
3.21 – Diagrama de bloques del sistema de envío de alertas por SMS. Existe una comunicación transparente entre microcontrolador y teléfono móvil local vía el modo <i>PURE CABLE REPLACEMENT</i> que emula RS-232 por RF	136
3.22 – Conexión del microcontrolador al sistema de alarma local e indicadores luminosos de estado	137
3.23 – El módulo de radio Bluetooth se conecta al microcontrolador vía RS-232	137
3.24 – Adaptador de energía de 220 VAC a USB y circuito de carga	142
3.25 – Hardware de alimentación basado en batería	142
4.1 – Versión 01 del circuito para pruebas con el sensor de aceleración. El microcontrolador es con encapsulado 28-DIP y el sensor con encapsulado 14-LGA	144

- 4.2** – Señal de datos SDA y señal de reloj SCL en el bus I²C. A través de este bus, el microcontrolador ATMEGA88 lee los datos de aceleración del sensor ADXL345 145
- 4.3** – Datos de aceleración enviados por el microcontrolador, por el puerto RS-232, hacia la computadora personal. Se observa también el programador Atmel 146
- 4.4** – Versión 02 del circuito con el módulo de radio Bluetooth conectados al microcontrolador mediante bus RS-232 trabajando a niveles de voltaje de +/- 3.3 V 146
- 4.5** – Prueba de comunicación Bluetooth entre una computadora personal y un teléfono celular. El enlace emula un bus RS-232 y permite el envío de comandos AT al teléfono desde la computadora 147
- 4.6** – Teléfono Nokia 3500c agregado como dispositivo Bluetooth en Windows 148
- 4.7** – Lista de puertos RS-232 emulados sobre Bluetooth 148
- 4.8** – Comunicación RS-232 emulado entre computadora personal y teléfono móvil. Se envía el comando “AT” y se obtiene como respuesta “OK” 149
- 4.9** – Comandos AT enviados desde la PC hacia el teléfono celular y las respuestas obtenidas. La comunicación se realizó por Bluetooth y emulando puertos RS-232 150
- 4.10** – Obtención de la dirección Bluetooth del teléfono celular a través de la computadora personal 151
- 4.11** – En la parte izquierda se muestra el puerto serie asignado, por Windows XP, al módulo Bluetooth Ezurio. En la parte derecha se muestra la dirección Bluetooth de este módulo 152
- 4.12** – Esquema de conexión para las pruebas de comunicación entre el módulo Bluetooth y una computadora personal mediante RS-232 153
- 4.13** – Ingreso de comandos al módulo Bluetooth desde una computadora personal. Se observa, también, las respuestas del módulo de radio 153
- 4.14** – Esquema de conexión para las pruebas de comunicación entre el teléfono celular y una computadora personal a través del módulo de radio Bluetooth Ezurio BTM402 156
- 4.15** – Mediante el software Putty se envía comandos AT desde una computadora a un teléfono celular pasando en forma transparente por la interfaz de radio Bluetooth. El comando ingresado permite que el teléfono celular envíe un mensaje de texto SMS 156
- 4.16** – Teléfono celular Nokia 3500c respondiendo al pedido de acoplamiento

solicitado desde la computadora personal mediante comandos AT	158
4.17 – Esquema de conexiones para las pruebas de comunicación, vía RF, entre el microcontrolador ATMEGA 88 y un teléfono celular usando Bluetooth	159
4.18 – Distribución de ambientes y disposición de los puntos de prueba. En color rojo (dentro de la habitación 1) se encuentra el módulo Bluetooth en una posición fija. Los puntos 1 a 8 corresponden a distintas ubicaciones del teléfono celular	161
4.19 – Ubicación del sensor en el torso del adulto mayor. Se muestra, también, la orientación de los ejes del sensor con respecto a la persona	162
4.20 – Voluntaria para las pruebas en condiciones estáticas. Se aprecia la faja dentro de la cual se ubica el circuito electrónico con el sensor de aceleración	165
4.21 – Medición de aceleración estática con la persona de pie	166
4.22 – Aceleraciones registradas en los tres ejes con la persona en posición decúbito supino. La curva en negro indica el módulo de la resultante	167
4.23 – Aceleraciones registradas en los tres ejes con la persona en posición ventral	167
4.24 – Aceleraciones en los tres ejes del sensor con la persona en posición decúbito lateral izquierdo. Se aprecia la componente estática de aceleración en el eje Y positivo	168
4.25 – Aceleraciones medidas en los tres ejes del sensor con la persona en posición semifowler. Las componentes X y Z toman valores próximos a 0.7 g	169
4.26 – Voluntario de la tercera edad, varón de 78 años de edad, con el cual se realizaron las pruebas de actividades de la vida diaria	170
4.27 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante la actividad de caminata	171
4.28 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante el trote de una persona de la tercera edad	172
4.29 – Aceleración, resultante y componentes, al sentarse una persona adulta mayor	173
4.30 – Aceleraciones al levantarse de una silla un adulto mayor	174
4.31 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante un salto alto de una persona de la tercera edad	175
4.32 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al dar tres saltos sucesivos	176
4.33 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en un adulto mayor al golpearse la espalda contra una pared	177
4.34 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los	

tres ejes en una persona de la tercera edad al echarse en una cama	178
4.35 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al subir por las escaleras	179
4.36 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al bajar por las escaleras	180
4.37 – Voluntario adulto para algunas de las pruebas en escenarios controlados de caídas. La faja en el pecho contiene el sensor y circuito electrónico para detección de caídas	182
4.38 – Módulo de la aceleración resultante al caer desmayado desde una silla	183
4.39 – Módulo de la aceleración resultante y componentes de la misma al caer desmayado estando de pie	184
4.40 – Módulo de la aceleración resultante al caer desde dos metros de altura	185
4.41 – Módulo de la aceleración resultante al caer por las escaleras	185
4.42 – Módulo de la aceleración resultante al caer por las escaleras	186
4.43 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración con el adulto mayor de pie	187
4.44 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la caminata de un adulto mayor	188
4.45 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante el trote de un adulto mayor	189
4.46 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de sentarse en una silla de un adulto mayor	189
4.47 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de levantarse de una silla en un adulto mayor	190
4.48 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de salto alto de un adulto mayor	190
4.49 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de salto alto sucesivos de un adulto mayor	191
4.50 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de golpearse la espalda con la pared en un adulto mayor	192
4.51 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de echarse en la cama en un adulto mayor	192
4.52 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de subir por las escaleras en un adulto mayor	193
4.53 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de bajar por las escaleras en un adulto mayor	193

4.54 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante una caída controlada desde silla con una persona adulta	194
4.55 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante una caída controlada de un adulto desde una posición inicial de pie	195
4.56 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la caída (e impacto en suelo de concreto) de un fantoma desde una altura inicial de 2 m	195
4.57 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la caída por escalera de un fantoma	196
4.58 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante una caída controlada de espaldas de una persona adulta empleando colchoneta	197
H.1 – Circuitos impresos del circuito de aplicación, versión 01	240
H.2 – Diseño del circuito impreso de la segunda versión de la tarjeta. En la parte inferior se muestra la tarjeta aun por montar los dispositivos	241
H.3 – Diseño del circuito impreso de la versión definitiva de la tarjeta	242



LISTA DE TABLAS

1.1 – Personas de la tercera edad por grupo de edades proyectado a 2014 en Perú	3
1.2 – Población proyectada de ancianos al 2014 por departamento y edades	4
1.3 – Instrumentos de valoración geriátrica	12
2.1 – Límites de fractura de adulto mayor varón	42
2.2 – Resumen de las cuatro estrategias de caída lateral simuladas con y sin intervención de los brazos durante la caída e impacto	43
2.3 – Acelerómetros MEMS de Analog Devices, <i>low g</i>	65
2.4 – Disposición de pines del sensor ADXL345	68
2.5 – Mapa de registros del ADXL345	70
2.6 – Niveles de potencia y alcance de Bluetooth	74
3.1 – Comparativa de sensores de aceleración de tres fabricantes reconocidos	99
3.2 – Funciones disponibles en las líneas de interrupción del sensor	104
3.3 – Tiempos y alturas de caída libre	123
3.4 – Posición de la persona respecto al ángulo de inclinación	128
3.5 – Ángulo de inclinación de la persona y aceleración estática medida por el sensor	130
3.6 – Indicadores luminosos y sonoros	135
3.7 – Comparación técnica de baterías	139
3.8 – Corrientes máximas de los dispositivos empleados	140
3.9 – Rangos de voltaje de operación de los dispositivos empleados	141
4.1 – Comandos AT enviados al teléfono celular	150
4.2 – Descripción de los comandos enviados al módulo Bluetooth	154
4.3 – Comandos enviados al módulo Bluetooth mediante el HyperTerminal de Windows. Se muestra también las respuestas obtenidas a cada comando	155
4.4 – Descripción de los comandos enviados al módulo Bluetooth	157
4.5 – Comandos enviados al módulo Bluetooth mediante el HyperTerminal de Windows. Se muestra también las respuestas obtenidas en cada comando	157
4.6 – Pruebas de alcance de la señal de radio del módulo Bluetooth	161
4.7 – Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto (Umbral de impacto = 4g)	201
4.8 – Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto (Umbral de impacto = 5g)	201
4.9 – Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto (Umbral de impacto = 6g)	201
4.10 – Resultados de sensibilidad y especificidad del sistema de detección de caídas	202

INTRODUCCION

Es conocida la situación de olvido, marginación, e incluso maltrato, a la cual se ven expuestos los ancianos en nuestro medio. Esta situación demuestra la existencia de graves problemas en muchos aspectos de la sociedad humana. La falta de valores, el agitado estilo de vida, el consumismo desenfrenado, los problemas económicos y familiares, entre muchos otros factores, se suman en perjuicio de las adecuadas condiciones físicas, psicológicas y sociales en las que deberían encontrarse los adultos mayores.

Si bien el sistema propuesto no resuelve estos problemas, coadyuva a paliar uno de los sucesos más temidos en los ancianos como son las caídas y, específicamente, sus efectos. Las caídas pueden tener graves consecuencias a todo nivel si no son atendidas prontamente. Los daños físicos son de tal magnitud que el anciano queda postrado en cama indefinidamente o adquiere temor a realizar actividades cotidianas sumiéndolo en estados de impotencia y aislamiento crecientes que empeoran aún más su situación.

El sistema desarrollado consiste de un dispositivo electrónico portátil con capacidad de analizar los movimientos del anciano y detectar eventos de caídas. La detección se realiza mediante sensado de las aceleraciones en los tres ejes, usando dispositivos de tipo microelectromecánico, y la ejecución de algoritmos contenidos en un procesador de uso industrial. El sistema cuenta con la capacidad de generar alertas, vía SMS, a fin de comunicar los eventos producidos y lograr el objetivo final de atender al anciano lo más pronto posible.

El presente informe se organiza en cuatro capítulos. El primer capítulo describe el problema de las caídas en ancianos, sus causas, sus consecuencias y estadísticas. El segundo capítulo reseña brevemente las tecnologías involucradas para la implementación del proyecto, se describen los acelerómetros MEMS, los módulos de radio Bluetooth y la tecnología GSM para el envío de mensajes cortos de texto. También se incluye en este capítulo un breve estudio biomecánico de las caídas y las tecnologías empleadas para su detección. En el capítulo 3 se detalla el diseño del sistema propuesto a través de sus diversas etapas funcionales. Finalmente, en el capítulo 4, se presentan las pruebas y experimentos realizados y se analizan los resultados obtenidos.

Con el presente trabajo se pretende crear conciencia y sentido de responsabilidad hacia las

personas de la tercera edad. Uno de los indicadores del nivel de prosperidad, y sobre todo de civilización, de una sociedad es el trato que se les da a sus ancianos. Al respecto, si bien la legislación peruana, a través de la Ley 28803 – Ley de las Personas Adultas Mayores, protege al anciano (Congreso de la República del Perú 2006) existe aún mucho por hacer en nuestro medio a fin de que estas leyes se reflejen en la práctica. Se requiere un cambio de actitud con respecto a la vejez, dándole al anciano la importancia que se merece dentro del núcleo familiar y la sociedad en general. Los ancianos deben ser considerados una valiosísima fuente de sabiduría práctica acumulada en sus años de vida dedicados al trabajo y la familia. Los ancianos merecen, pues, el más profundo respeto, así como comprensión y tolerancia que dignifiquen sus últimos años de vida.



CAPITULO I

EL PROBLEMA DE LAS CAIDAS EN LAS PERSONAS DE LA TERCERA EDAD

La expresión tercera edad hace referencia a la población de personas ancianas. En América Latina es muy común llamarlas también adultos mayores. Según la Organización Mundial de la Salud, se consideran como adultos mayores a las personas que tengan 60 o más años de edad (Panez 2011). Esta delimitación de la edad fue incorporada en la legislación peruana mediante la Ley 28803, promulgada por el Poder Ejecutivo el año 2006 (Congreso de la República del Perú 2006). El día del adulto mayor se celebra en todo el mundo cada 1 de octubre; esta fecha fue instaurada por la Asamblea General de las Naciones Unidas en el año 1990.

1.1 ESTADISTICAS DE POBLACION DE LA TERCERA EDAD EN EL PERU

Según los resultados y proyecciones del último censo en nuestro territorio nacional, Censo Nacional 2007, XI de Población y VI de Vivienda (INEI 2007), la población proyectada del Perú, al 2014, será de 30814175 habitantes. De estos, el 9.4%, equivalente a 2907138 habitantes, serán personas de la tercera edad. En la Tabla 1.1 se resume las estadísticas por rango de edades y se indica, en la tercera columna, el porcentaje con respecto al 100% de adultos mayores. Se puede concluir que este grupo etario de personas es numeroso.

Tabla 1.1 - Personas de la tercera edad por grupo de edades proyectado a 2014 en Perú

Rango de edades	Cantidad	%
60 - 64	933,698	32.12%
65 - 69	710,008	24.42%
70 - 74	530,116	18.23%
75 - 79	382,689	13.16%
80 y más	350,627	12.06%
Totales	2,907,138	100%

Fuente: Instituto Nacional de Estadística e Informática, Sistema de consulta de datos vía web (Censos Nacionales 2007: XI de Población y VI de Vivienda) - Perú

En la Tabla 1.2, se aprecia una proyección realizada al 2014, por el Instituto Nacional de Estadística e Informática, de la cantidad de personas de la tercera edad en Perú, por departamentos y grupos de edades. Lima concentra la tercera parte de los ancianos del Perú, seguido de lejos por La Libertad, Piura y Arequipa. El departamento con menor población de ancianos es Madre De Dios con 6804 personas, seguido por Tumbes y Moquegua.

Tabla 1.2 - Población proyectada de ancianos al 2014 por departamento y edades

PAIS/DEPARTAMENTO	Total población	GRUPOS QUINQUENALES DE EDAD					Total población de ancianos
		60 - 64	65 - 69	70 - 74	75 - 79	80 y más	
PERÚ	30,814,175	933,698	710,008	530,116	382,689	350,627	2,907,138
AMAZONAS	421,122	11,236	8,267	5,875	3,948	2,739	32,065
ÁNCASH	1,142,409	34,727	28,098	21,817	16,425	14,264	115,331
APURIMAC	456,652	12,607	10,204	7,598	5,239	4,074	39,722
AREQUIPA	1,273,180	42,870	32,955	25,131	18,720	18,639	138,315
AYACUCHO	681,149	16,751	13,553	10,233	7,135	5,536	53,208
CAJAMARCA	1,525,064	40,532	31,378	22,945	15,840	12,654	123,349
PROV. CONST. DEL CALLAO	996455	34719	25648	19130	13832	13148	106,477
CUSCO	1308806	40582	31038	22628	15492	12936	122,676
HUANCAVELICA	491278	11100	8661	6275	3978	2558	32,572
HUÁNUCO	854234	22469	17179	12652	8976	7358	68,634
ICA	779372	25232	19468	14579	10781	9795	79,855
JUNIN	1341064	37601	28467	21432	15687	13714	116,901
LA LIBERTAD	1836960	54475	42157	32235	24387	23115	176,369
LAMBAYEQUE	1250349	40563	30499	23087	17247	16961	128,357
LIMA	9689011	324611	248213	187914	138202	135649	1,034,589
LORETO	1028968	25261	17647	11459	6882	5091	66,340
MADRE DE DIOS	134105	2909	1747	1062	637	449	6,804
MOQUEGUA	178612	6429	4994	3624	2429	1989	19,465
PASCO	301988	7145	5272	3820	2734	2070	21,041
PIURA	1829496	53497	38329	28219	20395	18374	158,814
PUNO	1402496	37800	31442	24560	18063	17198	129,063
SAN MARTIN	829520	21221	14427	9793	6447	4704	56,592
TACNA	337583	10026	7224	5003	3244	2820	28,317
TUMBES	234638	6265	4159	2843	1919	1584	16,770
UCAYALI	489664	13070	8982	6202	4050	3208	35,512

Fuente: Instituto Nacional de Estadística e Informática (Censos Nacionales 2007: XI de Población y VI de Vivienda) - Perú

En la Figura 1.1 se compara el comportamiento de la población por grupo de edades en los años 1993 y 2007. La población de adultos mayores va en aumento en la pirámide poblacional y, paralelamente, la población de personas jóvenes tiende a disminuir. Esto ocurre a nivel mundial debido a la disminución de la tasa de natalidad y mortalidad y a la mejora de la calidad y esperanza de vida (Vermeiren 2010). En los últimos 30 años, a nivel de Perú, la tasa de natalidad ha disminuido de 42.35 por mil a 22.18 por mil y la tasa bruta de mortalidad ha disminuido de 14.01 por mil a 6.07 por mil (Varela 2004).

Grupo de edad

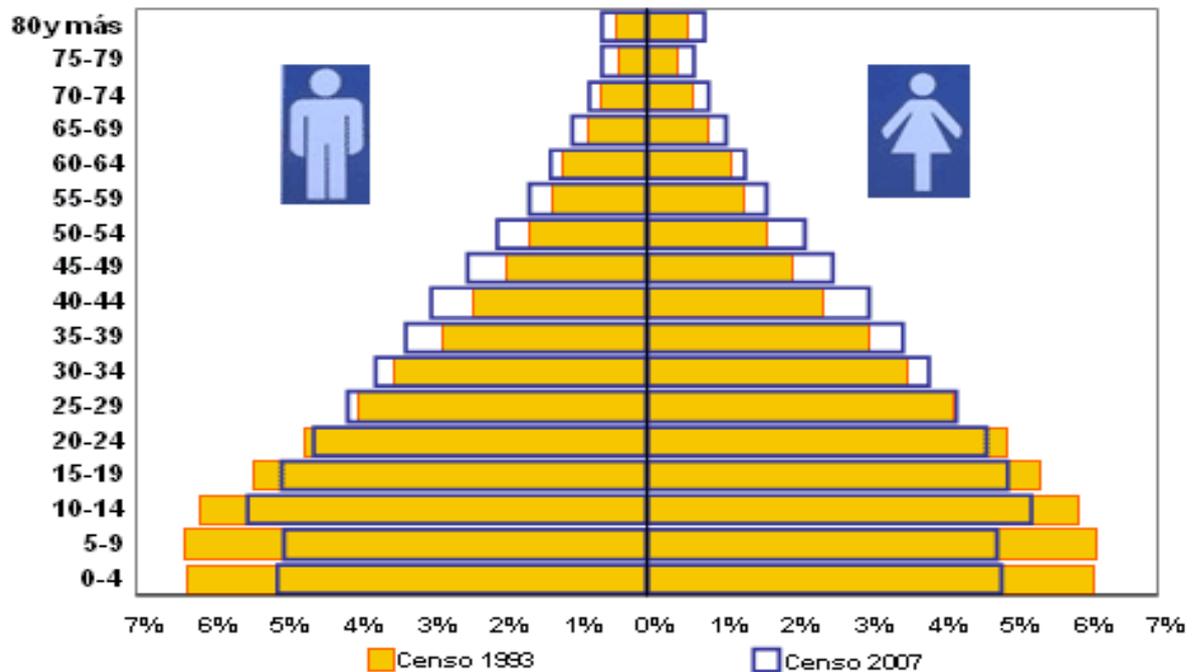


Figura 1.1 – Pirámide poblacional censada en 1993 y 2007 en Perú, en porcentaje por edades y género (Fuente: Instituto Nacional de Estadística e Informática, Censos Nacionales de Población y Vivienda, 1993 y 2007 - Perú)¹

En el año 2008, la población de ancianos en el mundo era de 600 millones. Se estima que para el año 2025 la cantidad de personas de la tercera edad a nivel mundial será de 1100 millones (Martínez 2008). De estas, el 71.4% vivirán en países en vías de desarrollo. Para el 2050 se estima que serán 2000 millones (el 22% de la población mundial) ².

¹ Proyecciones más recientes muestran el mismo comportamiento descrito en el párrafo. Al respecto se puede consultar http://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1095/libro.pdf

² Fuente: <http://actualidad.rt.com/expertos/osuna/view/113868-mundo-ancianos-envejecimiento>

1.2 CAUSAS DE LAS CAÍDAS EN LAS PERSONAS DE LA TERCERA EDAD

Se define caída como la ocurrencia de un evento que provoca que la persona termine en el suelo, o a un nivel inferior al que se encontraba, de manera involuntaria y abrupta.

Las caídas se producen no solo por las limitaciones propias de la edad y por condiciones del entorno, también se puede deber a enfermedades subyacentes, incluyendo la polifarmacia e iatrogenia³. En realidad, puede ser el resultado de una compleja interacción entre factores biomédicos, fisiológicos, farmacológicos, psicosociales y ambientales.

Las causas de las caídas se clasifican en dos grandes grupos:

1.2.1 Factores intrínsecos

Son factores que dependen del propio paciente.

- Disminución de agudeza visual
- Alteraciones auditivas
- Alteraciones de la marcha, inestabilidad y balanceo al andar
- Reducción del control muscular por la aparición de rigidez o flacidez musculoesquelética
- Incontinencia urinaria
- Anemia
- Enfermedades cardiopulmonares
- Consumo de fármacos
- Consumo de alcohol
- Demencia y apraxia⁴
- Alteración de reflejos posturales. Pérdida de información propioceptiva, es decir la capacidad de detectar la posición y movimiento de las articulaciones y músculos. El anciano va perdiendo la capacidad de conocer la posición de sus extremidades.
- Alteración de los barorreceptores con reducción del flujo cerebral por falta de dilatación de arterias y venas.
- Alteraciones neuroendocrinas, como disminución de renina y aldosterona, que alteran a su vez el manejo de sodio y del volumen intravascular provocando la fragilidad por deshidratación.
- Alimentación deficiente
- Obesidad o sedentarismo

³ La iatrogenia son errores médicos en diagnósticos, tratamientos o medicamentos recetados.

⁴ Apraxia es la pérdida de habilidades mecánicas adquiridas

El envejecimiento está asociado al aumento de incidencia de diversas enfermedades crónicas y degenerativas. En general, las enfermedades son causa de discapacidad o debilidad y, por ende, posibilitan eventuales caídas de la persona. Algunas de estas enfermedades, clasificadas por órganos o sistemas y consideradas como factores etiológicos determinantes, son:

Cardiovasculares

- Arritmias: bloqueos, enfermedades del nodo, taquicardias supraventricular o ventricular, fibrilación auricular.
- Alteraciones de la presión arterial: ortostatismo (debido a la posición de pie), hipotensión esencial.
- Miocardiopatía obstructiva: estenosis aórtica (reducción del orificio de la válvula aórtica), mixoma auricular (tumor cardíaco benigno)
- Embolia pulmonar (bloqueo súbito de una arteria pulmonar)
- Infarto del miocardio
- Disfunción de marcapasos
- Hipersensibilidad del seno carotídeo
- Mielopatías (afección crónica de la médula espinal)

Causas neurológicas

- ACV (Accidente Cerebro Vascular) , TIA (*Transient Ischemic Attack*, por sus siglas en inglés)
- *Drop attack* (caída al suelo por pérdida de la fuerza muscular, sin alteración de la conciencia)
- Epilepsia y otras convulsiones
- Trastornos laberínticos: isquémicos, infecciosos y traumáticos
- Secuelas de AVE y otros trastornos de la marcha (Parkinson)
- Hidrocefalia normotensivo (aumento del líquido cefalorraquídeo en el cerebro afectando su funcionamiento, la presión del líquido es normal)
- Miopatías (enfermedades musculares diversas)

Causas osteoarticulares

- Osteoporosis (disminución de la masa y resistencia mecánica de los huesos)
- Osteomalacia (reblandecimiento de los huesos debido a la falta de vitamina D)
- Artrosis u osteoartrosis (desgaste de cartílago en las articulaciones)
- Gonartrosis (artrosis de rodilla)
- Coxoartrosis (artrosis de la articulación coxofemoral)

- Espondiloartrosis (degeneración del núcleo pulposo del disco intervertebral)
- Alteración o deformación de los pies
- Artritis

Se incluyen, también, algunos factores de riesgo para caídas recurrentes no sincopales:

- Dificultad para levantarse de una silla
- Incapacidad para caminar a paso rápido en línea recta
- Reducción de la agudeza visual
- Caídas frecuentes
- Alteraciones cognitivas y estado depresivo

1.2.2 Factores extrínsecos

Básicamente son las características del entorno en la que se encuentra el anciano. Se tienen las siguientes:

- Iluminación inadecuada
- Pisos resbalosos o alfombras mal fijadas
- Peldaños de escaleras en mal estado
- Ropa o calzado inapropiados
- Camas altas
- Escaleras sin barandas (ver la Figura 1.2)
- Escalones altos y/o estrechos
- Muebles u objetos mal ubicados
- Falta de apoyo familiar



Figura 1.2 – Las caídas en las escaleras pueden provocar graves consecuencias en los adultos mayores (Fuente: <http://hospitaldelaribera.wordpress.com/2013/08/14/caidas-en-el-anciano-i-por-que-se-producen/>)

1.3 ASPECTOS SOCIALES, ECONOMICOS Y POLITICOS

Es común presenciar, en nuestro medio, una gran indiferencia hacia las necesidades de los ancianos, tanto por el aparato estatal como por los propios familiares. Incluso muchos son explotados y maltratados. En otros casos, los ancianos no son deseados dentro del hogar porque representan un estorbo o no se cuentan con los recursos para mantenerlos, encontrándose en una situación de abandono y rechazo. Los asilos de ancianos también son cuestionados por graves acusaciones de maltrato físico y psicológico, falta de atención y cuidado. El maltrato a los ancianos es típico en occidente donde prima el culto a la juventud, la belleza y el materialismo. En tal sentido, los ancianos son vistos como inútiles por estar incapacitados tanto productivamente, como para interactuar con los jóvenes y la sociedad en general. Las condiciones de pobreza, desempleo y dependencia en las que viven amplios sectores de la población contribuyen también a la generación de conductas y actitudes negativas frente al proceso de envejecimiento. Todos estos factores merman seriamente la autoestima y estado anímico de la persona provocando secuelas fisiológicas que los vuelven sumamente vulnerables a sufrir caídas (Varela 2004).

Al respecto, el sistema propuesto contribuye a crear conciencia de la importancia de dignificar a nuestros adultos mayores mediante el uso de recursos tecnológicos que brinden tranquilidad sobre el estado del anciano y, ante una eventual caída, tener la certeza de poder enterarnos y asistirlo rápidamente. Estas facilidades pueden coadyuvar a un cambio de mentalidad en nuestra sociedad tendiente a aumentar la preocupación y acciones en beneficio de las personas de la tercera edad partiendo desde el mismo núcleo familiar. La familia desempeña un rol importante en la satisfacción de necesidades básicas y de atención de salud de estas personas, encontrándose esta acción limitada por la escasez de recursos económicos. En tal sentido, el sistema propuesto, al ser de bajo costo, puede contribuir eficazmente en los aspectos preventivo-promocional (Encuesta Nacional de Hogares - ENAHO⁵).

Según la sección 1.1, la población adulta mayor va en constante aumento cada año, así como la esperanza de vida, provocando un rápido proceso de cambios demográficos. Ello implica que el aparato estatal debe estar preparado para afrontarlos mediante diversas políticas sociales y de salud. Sin embargo, a diferencia de lo que ocurre en países desarrollados, en América Latina el proceso de envejecimiento ocurre sin un desarrollo económico que asegure en la práctica recursos para una calidad de vida aceptable de los ancianos. Según información de la Organización Mundial de la Salud, los países del tercer

⁵ Ver la Encuesta Nacional de Hogares sobre Condiciones de Vida y Pobreza (ENAHO 2012) en: http://webinei.inei.gob.pe/anda_inei/index.php/catalog/195

mundo difícilmente podrán responder a las necesidades derivadas del aumento del número de ancianos, en especial, en materia de servicios médicos y sociales. Ocurre que, en su mayoría, los países en desarrollo con bajos ingresos no se han podido ocupar del envejecimiento de la población. Afrontan otros problemas tan urgentes como el crecimiento demográfico, la elevada mortalidad infantil, las enfermedades, el éxodo rural, el desempleo, la delincuencia, etc. Estas realidades sociales y económicas tienen necesariamente repercusiones negativas para las personas de la tercera edad (Martinez 2008).

Al respecto, el sistema propuesto es de gran ayuda al evitar el uso de recursos de salud que serían necesarios durante la hospitalización de las personas de la tercera edad que sufren caídas no atendidas inmediatamente. Cabe recalcar que las caídas no atendidas inmediatamente tienen consecuencias y tratamientos más costosos y complicados que las caídas atendidas de manera inmediata. Uno de los efectos más temidos de una caída es la fractura de cadera. Este hecho tiene implicancias económicas en lo que respecta a su atención médica pues su detección no inmediata involucra prolongadas y costosas hospitalizaciones y tratamientos, así como la intervención de áreas como medicina interna, psiquiatría y trabajo social. (Muñoz 2008). Por otra parte, el mayor gasto que una persona hace al usar los servicios de salud para recuperarse de alguna enfermedad corresponde a los medicamentos. Según la ENAHO 1998, el costo total de una consulta promedio se compone de la tarifa (12%), los exámenes auxiliares (13%) y los medicamentos (75%). La mayoría de los usuarios adultos mayores no tiene capacidad adquisitiva para pruebas diagnósticas, medicinas y para procedimientos especializados. En tal sentido, la incorporación de tecnología en el monitoreo de ancianos contribuye a reorientar recursos de salud en favor de otros sectores también de atención prioritaria. Del mismo modo, reduce los costos de salud y demás aspectos relacionados con una hospitalización.

Adicionalmente se debe considerar que el desempleo en la población adulta mayor en el Perú ha aumentado debido a diversos factores como la falta de oferta laboral, los problemas de salud, la falta de calificación y la discriminación por edad en el mercado laboral que no acepta población mayor a los 60 años. La población desempleada de esta edad busca empleo con el objetivo de subsistir, sobre todo si no cuenta con una pensión de la seguridad social, activos propios o apoyo familiar. Así, envejecer en el Perú generalmente significa deterioro económico debido, también, a que las pensiones no aumentan a la par que la inflación. En consecuencia, el jubilado no puede vivir exclusivamente de su pensión. Lo más frecuente es que la persona adulta mayor deba recurrir al apoyo de familiares cercanos, pero, como es de suponer, esa ayuda no puede ser constante, en un contexto en el que las remuneraciones son bajas y el desempleo y la pobreza afectan a la mayor parte de la

población (GESTION, 2012). Esta situación de desempleo que de por sí, afecta seriamente la subsistencia o calidad de vida de los ancianos, se tornaría aún más crítica en caso sufra las consecuencias de caídas no atendidas oportunamente. Por ello, el sistema propuesto si bien no mejora necesariamente la calidad de vida del anciano, contribuye a que no empeore drásticamente ante una eventual caída.

Por Decreto Supremo N° 002-2013-MIMP el gobierno peruano aprobó el “Plan Nacional para las Personas Adultas Mayores 2013-2017” con el objetivo de implementar acciones coordinadas entre las organizaciones gubernamentales y la sociedad civil a fin de aumentar la participación e integración social del adulto mayor, a través del incremento en la cobertura y calidad de los servicios de salud, la garantía de una asistencia alimentaria y nutricional y la generación de oportunidades para una vida armónica con la familia y la comunidad. La coordinación, seguimiento y evaluación del mencionado Plan Nacional está a cargo del Ministerio de Promoción de la Mujer y Desarrollo Humano. (INTRA II).⁶

El Seguro Integral de Salud-SIS es el sistema de atención gratuita hacia los menos favorecidos económicamente bajo la denominación de Seguro de Salud. Este seguro, que en sus inicios estuvo dirigido a los escolares y madres gestantes, ahora involucra cada vez a más personas consideradas en extrema pobreza. A decir de las autoridades de salud, el SIS está en camino de constituirse en la institución que contribuya al aseguramiento universal y garantice el ejercicio pleno del derecho a la salud de la población en nuestro país.⁷

Sin embargo, la población adulta mayor recibe atención de medicina general cuando lo que requiere es una atención geriátrica y de especialidades para enfermedades crónico-degenerativas, así como atención preventivo-promocional y educativa. Se requiere una atención de salud diferenciada, integral y especializada para las personas adultas mayores y que los usuarios se sienten satisfechos con la atención de salud debiéndose implementar políticas que eviten la marginación y el maltrato, mayormente de parte del personal administrativo, de enfermería y técnico que no están capacitados para la atención gerontogeriatrica. Pero, por otro lado, el personal de salud manifiesta un alto grado de insatisfacción y frustración por las carencias de los centros de Salud, la inadecuada infraestructura y la falta de personal, logística y de apoyo del personal jerárquico superior.

El Ministerio de Salud carece de recursos suficientes para la cobertura integral de los adultos mayores y la realización de programas preventivo-promocionales, lo que muestra el

⁶ Detalles adicionales y contenido del mencionado plan en: <http://fiapam.org/?p=4001>

⁷ Ver mayor información en el siguiente enlace web:

<http://www.minsa.gob.pe/portal/Servicios/SuSaludEsPrimero/AdultoMayor/INFORME%20PERFIL%20ADULTO%20MAYOR-FINAL%20A4.doc>

poco interés del Estado por este grupo etario. Ante la demanda de usuarios adultos mayores, el sistema de salud es ineficiente en el nivel de atención primaria. El acceso a la asistencia médica debería ser un servicio que todas las personas puedan consumir independientemente de su nivel socioeconómico o edad.

Una política importante que debe incorporarse es, justamente, el empleo de recursos tecnológicos, en este caso para detección de caídas, en los planes y sistemas de atención de salud dirigido a personas de la tercera edad que ayuden a prevenir consecuencias graves y, a la vez, un mejor aprovechamiento de los recursos médicos escasos y costosos.

1.4 EVALUACION DE SINDROMES GERIATRICOS

El estado de salud físico y mental de un anciano influye en las caídas que pueda sufrir. Según la OMS, la salud ya no es simplemente la ausencia de enfermedad, sino un estado de bienestar físico, mental y social. Implica equilibrio entre lo biológico y psíquico con el medio ambiente social, cultural y natural (Martínez 2008).

La salud del anciano se considera como la capacidad funcional de atenderse a sí mismo y desenvolverse en el seno familiar y social desempeñando dinámicamente sus actividades diarias dentro de sus capacidades y limitaciones propias de la edad. Así, la valoración integral de un anciano emplea diversas escalas de medición para cuantificar la capacidad funcional del anciano en los aspectos físico, mental y social. Algunos de los instrumentos o índices más empleados se muestran en la Tabla 1.3.

Tabla 1.3 – Instrumentos de valoración geriátrica

INDICE	MIDE
Indice de KATZ	Actividades básicas de la vida diaria (AVD)
Indice de BARTHEL	Actividades básicas de la vida diaria (AVD)
Escala de depresión de YESAVAGE	Depresión
Prueba de PFEIFFER	Estado mental
Mini mental de FOLSTEIN	Estado mental
Mini COG	Estado mental
Escala de valoración socio-familiar	Aspectos socio-económicos
Escala de NORTON	Predicción de riesgo de úlceras por presión

Fuente: Fundación Instituto Hipólito Unanue, Revista DIAGNOSTICO, V. 42 - Nro. 2, marzo-abril 2003, Perú

Los síndromes geriátricos evaluados son los siguientes:

- a) Confusión aguda o deterioro global de las funciones cognitivas.
- b) Inmovilización
Disminución de la capacidad de realizar actividades cotidianas por deterioro de las funciones motoras, llevándolo a una situación de postración.
- c) Estreñimiento
Menos de una emisión de heces en tres días o menos de tres cada semana. Heces duras, pequeñas, con sensación de evacuación incompleta y dolorosa.
- d) Caídas
Precipitación al suelo repentina, involuntaria, con o sin lesión secundaria.
- e) Síncope
Pérdida repentina de la conciencia asociado a una incapacidad de mantener la postura corporal.
- f) Deprivación sensorial
Disminución de la capacidad auditiva y visual.
- g) Trastorno del sueño
Dificultad para iniciar o mantener el sueño o la falta de sueño reparador.
- h) Úlcera de presión
Evalúa el riesgo de desarrollo o extensión en caso este presente.
- i) Ortostatismo
Reducción de la presión sistólica en más de 20 mmHg, al minuto 3 y 5 minutos después de ponerse de pie.
- j) Prostatismo
Cambio en la frecuencia urinaria, nicturia⁸, disminución de la fuerza del chorro urinario u obstrucción total.

⁸ La nicturia consiste en el aumento de la frecuencia de micción nocturna de orina.

k) Evaluación nutricional

Se realiza de acuerdo al índice de masa corporal (IMC).⁹

IMC < 18.50	Bajo peso
IMC = 18.5 a 24.99	Normal
IMC = 25 a 29.9	Sobrepeso
IMC > 30	Obesidad

l) Evaluación cognitiva

Se realiza solo a aquellos pacientes que tengan como mínimo educación primaria.

m) Evaluación funcional

Se evalúa actividades básicas de la vida diaria: bañarse, vestirse, ir al baño, levantarse, continencia, alimentación. Los resultados se consideran en tres niveles:

- Dependencia
- Dependencia parcial
- Dependencia total

n) Evaluación afectiva

o) Evaluación social

Los resultados posibles son:

- Entorno social adecuado
- Entorno con riesgo y problema social

La evaluación del estado físico del anciano se realiza, también, tomando en cuenta dos aspectos importantes: la marcha y el equilibrio. La evaluación de la marcha considera los siguientes puntos:

- Inicio de la marcha
- Longitud del paso
- Altura del paso
- Simetría del paso

⁹ Clasificación según la OMS: http://apps.who.int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html

- Continuidad del paso
- Dirección de la marcha
- Posición del tronco
- Posición al caminar

La evaluación del equilibrio considera los siguientes aspectos:

- Balance sentado
- Levantarse de la silla
- Intentos para ponerse de pie
- Equilibrio de pie
- Giro de 360°
- Sentarse en la silla

El sistema de control postural se evalúa mediante medición de fuerzas, rangos de movimiento, alineación biomecánica y flexibilidad. También se incluyen procesos sensoriales y procesos centrales. Así, la marcha y el equilibrio reflejan el estado de salud de la persona y en particular las condiciones del sistema nervioso central y periférico y los órganos efectores y sensoriales. La marcha y el equilibrio se modifican negativamente con la edad, siendo origen de caídas. Por ello, es importante advertir y evaluar estos cambios y tomar medidas preventivas (Carter 2002).

En el trabajo de Varela y colaboradores (2004), realizado a nivel nacional en Perú el año 2003, se muestran los síndromes típicos que presenta la población adulta mayor. El 82.5% sufre de algún grado de limitación sensorial (auditiva o visual); el 54% presenta incontinencia urinaria o fecal; el 52.74%, insomnio; el 39.75%, sufrió caídas; el 37.25%, confusión aguda; el 28.25%, deterioro cognitivo moderado o severo; el 22.11%, inmovilización; el 15.97%, depresión; el 14.25%, úlceras de presión y el 12% de síncope (ver la Figura 1.3).

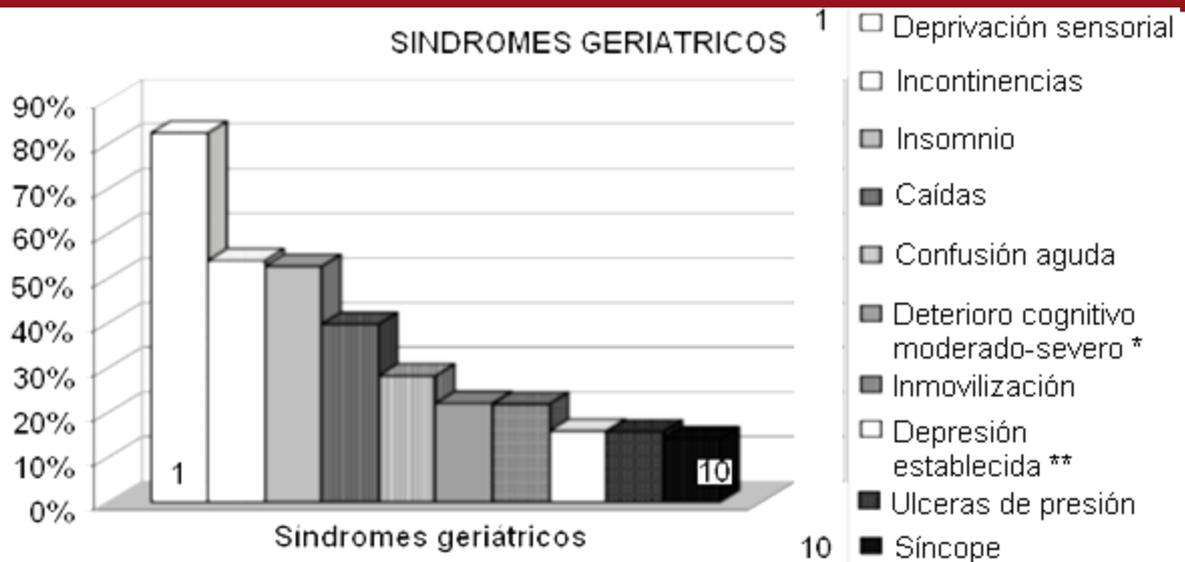


Figura 1.3 – Valoración geriátrica integral de adultos mayores hospitalizados a nivel de Perú en el año 2003 (Fuente: Varela 2003)

1.5 CONSECUENCIAS DE LAS CAÍDAS EN LOS ADULTOS MAYORES

A diferencia de los jóvenes, las caídas de ancianos son más frecuentes y de mayores secuelas y, en general, conllevan a la pérdida significativa de la independencia funcional. El daño más temido en los ancianos, producto de una caída, es la fractura de cadera que va asociada con una serie de complicaciones, deterioro funcional e incluso la mortalidad.

Otros daños que se presentan son contusiones, desgarros, heridas, hematomas, fracturas de fémur, antebrazo, húmero y traumatismos encéfalo craneanos. También se pueden producir hemorragias internas, neumonía aspirativa y lesiones de tejidos blandos.

En general, los efectos se clasifican en dos grandes grupos:

a) Daños directos o físicos

Daños físicos producto de la caída que pueden ocasionar la pérdida de funcionalidad para realizar actividades rutinarias provocando el deterioro y degeneración paulatinos de sus capacidades musculo esqueléticas. Uno de los daños más graves es la fractura de cadera ilustrada en la Figura 1.4.

b) Daños indirectos (psicológicos y sociales)

Estos daños pueden condicionar el desarrollo del síndrome del inmovilismo. Las

caídas traumáticas generan apatía, temor a caer nuevamente, desconfianza para realizar actividades rutinarias, aislamiento y modificación negativa del estilo de vida. Es el denominado “síndrome post caída” que aísla al anciano de su entorno social. Pierden confianza en sí mismos, se tornan depresivos y dependientes.

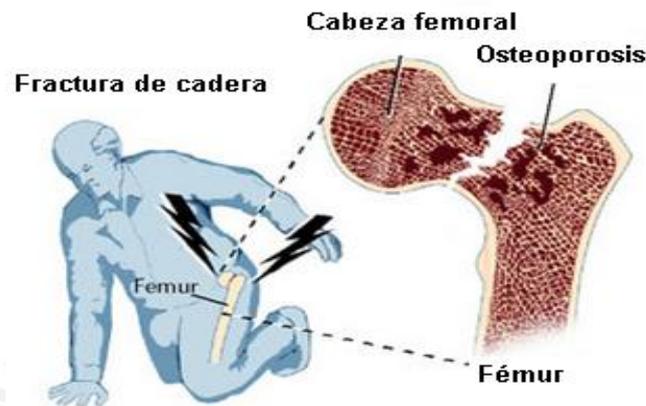


Figura 1.4 – El efecto más temido de las caídas de ancianos es la fractura de cadera, especialmente peligrosa si lesiona tejidos blandos como vasos sanguíneos y nervios (Fuente: <http://enfermerageriatrica.blogspot.com/2012/05/inestabilidad.html>)

Las personas que han permanecido caídas durante varias horas, sin recibir ninguna atención médica, pueden sufrir hipotermia, delirio, deshidratación, rabdomiolisis¹⁰ e infecciones como neumonía y, también, infecciones urinarias. También se incluye congelamiento, quemaduras o insolaciones según el lugar de caída. Todas estas consecuencias pueden llevar, finalmente, a la muerte del anciano.

1.6 ESTADÍSTICAS DE CAÍDAS EN PERSONAS DE LA TERCERA EDAD

En el año 1996, médicos residentes de geriatría del Hospital Nacional Cayetano Heredia, realizaron un estudio descriptivo, entre pacientes adultos mayores que acudieron a consultorio externo de medicina, a fin de establecer las características y condiciones en las que se producían las caídas. Según los resultados presentados la causa más común de caídas (65%) se debe a factores extrínsecos. Respecto al lugar de ocurrencia, en exteriores es del 55%, mientras que al interior del domicilio es del 45%. Dentro de la vivienda las caídas más frecuentes ocurren al transitar por las escaleras (44%), seguido por el dormitorio (al tratar de levantarse de la cama) con un 33% (ver Figuras 1.5 y 1.6). Este tipo de estudios

¹⁰ Es la descomposición del tejido muscular que ocasiona la liberación de los contenidos de las fibras musculares en la sangre siendo perjudiciales para el riñón (Fuente: MedlinePlus).

es de suma importancia pues permite definir medidas preventivas, comúnmente no tomadas en cuenta en las políticas de salud (Sandoval 1996).

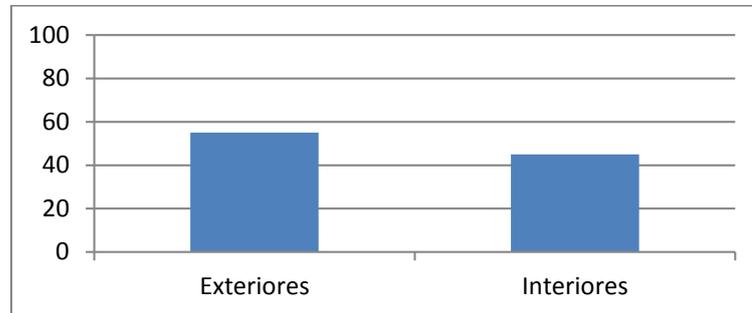


Figura 1.5 – Lugar de ocurrencia de las caídas: fuera o dentro de la vivienda
(Fuente: Sandoval 1996)

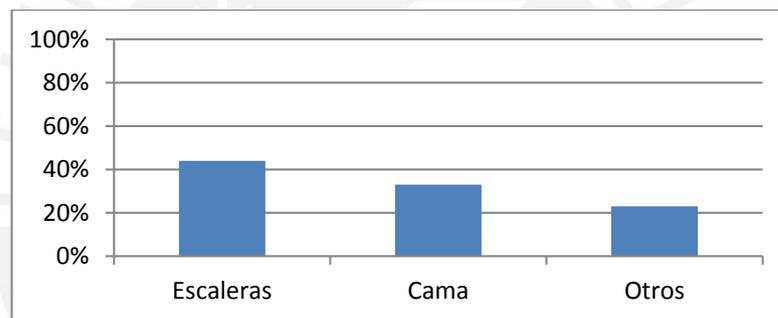


Figura 1.6 – Lugares de ocurrencia de las caídas al interior de la vivienda
(Fuente: Sandoval 1996)

En el Perú, el 33.3% de pacientes adultos mayores que acuden a los consultorios externos de los hospitales generales refieren al menos una caída en el último año y se reporta como antecedente en el 39.7% de los pacientes hospitalizados (Galvez 2010). Existe una alta incidencia de caídas siendo el riesgo ligeramente mayor en hospitales que en el hogar. La prevención de caídas ha sido, hasta el momento, ineficiente (INEI 2012).

El año 2000, el Hospital Alberto Sabogal Sologuren de ESSALUD realizó un estudio para identificar los principales síndromes y problemas en la población de la tercera edad. Hizo uso del Addendun a la historia clínica para incorporar la valoración geriátrica integral (VGI) consistente en un sistema de diagnóstico que permite identificar y cuantificar problemas físicos, funcionales, psicológicos y sociales del anciano. La población de estudio estuvo

compuesta por pobladores del distrito de Barranca, provincia del mismo nombre. La población de ancianos en el mencionado lugar se estimó en 3100 personas, de las cuales se tomó una muestra representativa de 90 personas, de las cuales el 60% eran mujeres. El 40% de las personas presentaban dependencias funcionales. El 32% presentó deterioro leve del nivel cognitivo, el 20% presentó deterioro moderado del nivel cognitivo. Según la escala de Yesavage, el 36.1% sufría de depresión leve y el 5.6% de depresión establecida; se consideró solo a 72 personas que presentaban un nivel cognitivo adecuado. Así mismo, el 95.6% de la muestra presentaba por lo menos un síndrome geriátrico. Los síndromes más frecuentes fueron: defectos visuales (82.2%) y malnutrición (80%) (Villar 2000).

A modo de referencia, en España, los dos tercios de los accidentes que sufren las personas mayores a 65 años, son caídas (Izquierdo 2008). En Estados Unidos de Norteamérica, el 30% de las caídas reportadas que requieren atención médica corresponden a personas mayores a 65 años. De ellas el 40% corresponden a personas mayores de 80 años. Sobre los 80 años, las dos terceras partes de las caídas determinan la muerte de la persona. Las caídas son la principal causa de hospitalización para personas ancianas y son la sexta causa de fallecimiento entre los adultos mayores. Sin embargo, debemos considerar que no todas las caídas son reportadas, por lo que estos porcentajes podrían ser algo mayores (Vermeiren 2010; Sandoval 1996). En Chile, los accidentes y traumatismos ocupan el sexto lugar como causa de muerte de ancianos. Se estima que el 10% de las mismas provocan fracturas, siendo las más frecuentes de antebrazo, cadera y húmero. En general, las estadísticas sobre la frecuencia de caídas coinciden en su mayoría en señalar que al menos un 30% de adultos mayores, con edades entre 60 y 69 años, sufre al menos una caída por año. Este porcentaje se incrementa con la edad del anciano (Gac Espinola 2000).

Más del 20% de ancianos admitidos en hospitales, por caídas, sufren el denominado síndrome de “*long-lie*”. Esto ocurre cuando el anciano permanece involuntariamente en el suelo por una hora o más luego de una caída. La mitad de ellos muere dentro de los seis meses siguientes. La detección de caídas, ya sea a través de detección automática o mediante un sistema de respuesta de emergencia personal (PERS – *Personal Emergency Response System*) puede reducir la ocurrencia de “*long-lie*” minimizando el tiempo entre la caída y el arribo del personal médico. Sin embargo, los sistemas PERS no son efectivos cuando el anciano pierde el conocimiento al caer e, incluso muchos no lo hacen, así puedan hacerlo (Porter 2005).

1.7 JUSTIFICACION

Dentro de nuestra agitada sociedad, la mayoría de los ancianos viven una situación de abandono, soledad y maltrato sumados a sus limitaciones físicas y mentales propias de la edad. El estilo de vida actual obliga a que estas personas pasen largas horas solas con el grave riesgo de sufrir accidentes y no ser atendidos. Se trata, indudablemente, de un problema social muy complejo que afecta a un grupo humano sumamente vulnerable y desprotegido. Dentro de este contexto ocurren las caídas siendo actualmente un problema de salud importante debido a su gran incidencia, morbi-mortalidad y la seria afectación que puede tener en la calidad de vida de los afectados.¹¹

En los sistemas públicos de salud las caídas de pacientes adultos mayores implican altos costos asociados a la asignación de recursos de personal, infraestructura, tratamientos y medicamentos. El Ministerio de Salud carece de presupuesto suficiente para la atención directa de los adultos mayores y la ejecución de programas preventivos. Así, el sistema de salud es ineficiente en el nivel de atención primaria de los adultos mayores debido a la escasez de recursos mencionados manteniendo a los ancianos postergados indefinidamente. Por otra parte, la inmensa mayoría de adultos mayores tienen serios impedimentos de recursos económicos para la atención periódica de su salud, los mismos que no tienen ninguna diferenciación en costos y facilidades (SANDOVAL, Luis, José CAPUNAY y Luis VARELA 1996).

El sistema propuesto en esta tesis, si bien no resuelve toda esta compleja problemática puede contribuir a crear una conciencia de responsabilidad ante nuestros adultos mayores mediante su difusión en campañas preventivo-promocionales. En realidad, el sistema beneficia no solo al anciano, sino también, a todas las personas de su entorno que pueden verse afectadas económicamente, emocionalmente y en otros aspectos. Es necesario tomar conciencia de la importancia de prevenir, es decir, anticiparse a los problemas tal que estos no se produzcan o sus efectos no sean tan serios. El sistema propuesto puede ser incorporado en campañas de salud pública dada las características que posee así como los grandes beneficios en favor de los ancianos y familiares.

Dada la escasez de recursos disponibles para salud y la igualdad en derechos que debe existir entre los seres humanos, se justifica los esfuerzos orientados a desarrollar sistemas, como el propuesto, que mejoran el empleo de los escasos recursos de salud o se distribuyan por igual a todos los que la necesitan.

¹¹ Ver Nota Descriptiva N° 344 de la OMS (2012): <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/es/>

Clínicamente el sistema propuesto es factible de uso dada sus características de portabilidad, robustez, confiabilidad, mínima incomodidad, inocuidad, ausencia de cables, no interferencia con otros equipos y especialmente no ser invasivo. La tecnología disponible en la actualidad en electrónica, telecomunicaciones, informática y en micro-mecánica permite la construcción de dispositivos biomédicos portátiles a costos reducidos. Pese a ello, el diseño y fabricación de equipos biomédicos se encuentra aún en una fase muy incipiente en el Perú. El presente trabajo contribuye, también, a ir superando esta situación de desfase tecnológico aportando experiencias obtenidas durante el desarrollo del sistema propuesto y que pueden servir de referencia para futuros trabajos.

1.8 OBJETIVOS GENERALES Y ESPECIFICOS

1.8.1 Objetivos generales

Diseñar e implementar un sistema electrónico portátil, mediante investigación aplicada, para la detección de caídas y generación de alertas orientado a personas de la tercera edad.

Contribuir al desarrollo, difusión y empleo de la tecnología en favor de los adultos mayores para mejorar su calidad de vida mediante un sistema de tipo preventivo que evite las consecuencias funestas de caídas no atendidas inmediatamente.

1.8.2 Objetivos específicos

Los objetivos específicos del sistema propuesto son los siguientes:

- a) Analizar y conocer la problemática médica/social de los adultos mayores relacionada con las caídas.
- b) Investigar los aspectos biomecánicos de las caídas y la tecnología aplicada a su detección.
- c) Investigar detalladamente el funcionamiento y uso de acelerómetros aplicado al sensado y caracterización de diversos tipos de movimientos en personas de la tercera edad, incluyendo caídas.
- d) Detectar los eventos de caídas en personas de la tercera edad mediante el estudio y planteamiento de una solución con características de portabilidad y confiabilidad.

- e) Realizar envío de alertas instantáneas a cualquier destino de la red pública celular, en caso de producirse un evento de caída, a fin que se tomen las acciones del caso para prevenir consecuencias más graves que pueden producirse al no atender prontamente las caídas.
- f) Realizar pruebas funcionales de cada una de las etapas, y del sistema en su conjunto, que permitan comprobar y cuantificar su desempeño.
- g) Contribuir a la investigación aplicada en el campo de la ingeniería biomédica mediante el desarrollo integral del sistema propuesto a niveles de hardware, software y pruebas de funcionalidad aplicando criterios de diseño orientado a dispositivos médicos portátiles incluyendo aspectos como la confiabilidad, robustez, comodidad, inalámbrico, facilidad de uso, tiempo de autonomía suficiente, bajo costo, cobertura, generación de alarmas, envío de alertas y rapidez de respuesta.
- h) Contribuir al desarrollo de industriales locales de fabricación de equipos biomédicos, aún en estado incipiente en nuestro medio, aportando el *know-how* adquirido en las diversas etapas de diseño e implementación del sistema propuesto y que pueden servir como aporte a una mejor comprensión en los aspectos de estandarización, seguimientos de recomendaciones y cumplimiento de regulaciones necesarios para crear una industria biomédica.

CAPITULO II

TECNOLOGIAS APLICADAS EN EL PROYECTO

2.1 BIOMECANICA DE CAIDAS Y TECNOLOGIA APLICADA EN SU DETECCION

2.1.1 Aspectos biomecánicos del sistema óseo

El cuerpo humano consta aproximadamente de 206 huesos que representan alrededor del 20% de la masa corporal. Los huesos están constituidos de 60 a 70% de carbonato de calcio, fosfato de calcio y minerales y entre 25 a 30% de colágeno y agua. El hueso es un tejido dinámico, crece hasta la edad adulta; luego se deteriora paulatinamente.

a) Resistencia ósea

En el cuerpo humano, los huesos tienen diversas funciones: soporte, locomoción, protección de órganos, almacén de componentes químicos, alimentación y transmisión del sonido. La función de soporte es muy obvia; los músculos se ligan a los huesos por tendones y ligamentos y el sistema de huesos y músculos soporta el cuerpo entero. Las vigas que forman la parte medular de un edificio son sometidas a pruebas mecánicas que determinan su resistencia ante las fuerzas a las que pueden estar sujetas y que se reducen a las de tensión, compresión y torsión. Pruebas similares se utilizan para obtener la resistencia de los huesos humanos. En la Figura 2.1 se muestra el estrés o esfuerzo soportado por el hueso cortical.

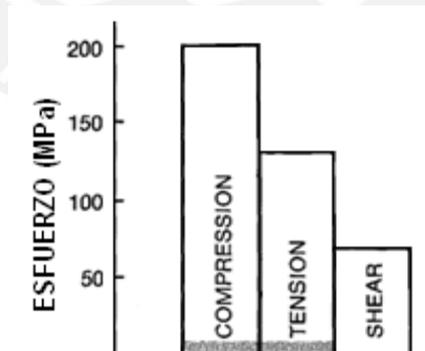


Figura 2.1 - Estrés soportado por el hueso cortical (Fuente: Fisiokinesiterapia 2010)

En la Figura 2.2, se muestran las líneas de fuerza de tensión y compresión en la cabeza y cuello del fémur debido al peso que soportan.

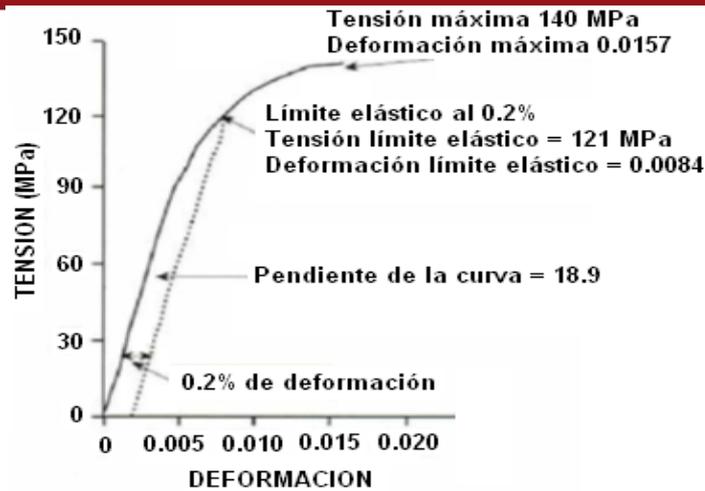


Figura 2.2 – Curva esfuerzo-deformación del hueso cortical para velocidad de deformación de 0.01/s (Adaptado de Cowin y cols. 1987)

Los distintos sistemas del cuerpo humano sufren cambios degenerativos conforme la persona envejece. Estos cambios provocan un deterioro de las capacidades físicas, especialmente de la fuerza, la velocidad, la resistencia y la amplitud de los movimientos. En la sección 1.4 se presentó los síndromes a evaluar en pacientes geriátricos relacionados con la agilidad, la coordinación, el equilibrio y una serie de actividades de la vida diaria. En esta sección se presenta un enfoque desde el punto de vista biomecánico. La calidad de un hueso se mide por su densidad, la cual tiene un comportamiento con la edad según se muestra en la Figura 2.3, es mayor en los hombres que en las mujeres.

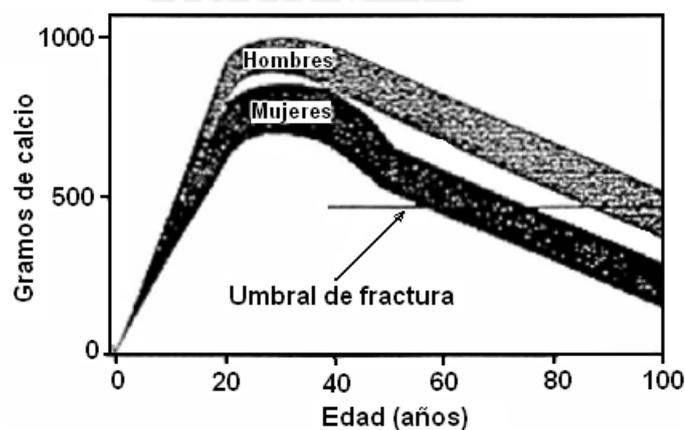


Figura 2.3 - Cambios en la densidad ósea con la edad para hombres y mujeres (Fuente: Kraenzlin 1990)

Se puede observar que, entre los 20 y 40 años, la densidad tiene su máximo valor y luego disminuye teniendo efectos como el mostrado en la Figura 2.4 (Kraenzlin 1990). Entre los 30 y los 80 años el calcio total disminuye de 840 g a 680 g (20%). Esta disminución es mayor en el hueso trabecular de la columna, donde es del 60%. La calidad del hueso también depende de su microarquitectura, tamaño y forma de los cristales, fragilidad, la conectividad de las redes trabeculares, la vitalidad de las células óseas, la capacidad para reparar micro fracturas y la estructura de las proteínas óseas.

En general, los factores que determinan las propiedades mecánicas del hueso son los siguientes:

- Edad
- Sexo
- Enfermedades óseas (osteoporosis, artrosis, artritis, etc.)
- Localización del tejido
- Composición del tejido
- Dirección de aplicación de la carga
- Velocidad de deformación
- Condiciones de humedad

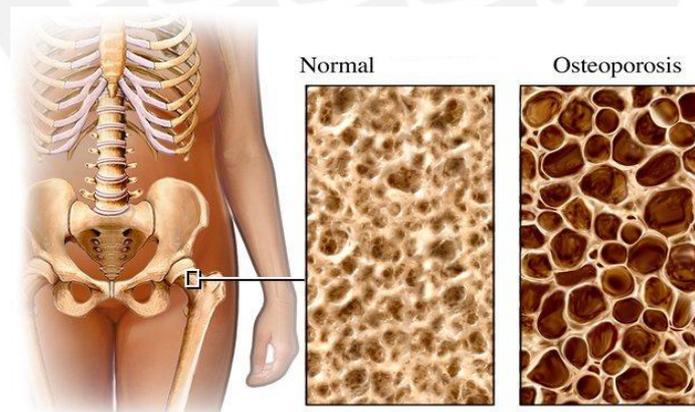


Figura 2.4 - Hueso normal comparado con hueso con osteoporosis

2.1.2 Análisis de fuerzas en caída tipo *BROOMSTICK* (“palo de escoba”)

Cuando un cuerpo cae, desde una posición estable, a una altura h por encima del nivel del

piso, la energía potencial inicial (mgh), se convierte en energía cinética ($\frac{1}{2}mv^2$) justo antes de tocar el suelo y finalmente se disipa por una fuerza ascendente desde tierra que representa el trabajo ($\int Fds$) realizado sobre el cuerpo. Si definimos:

PE Energía potencial

RKE Energía cinética (en este caso de tipo rotacional)

W Trabajo

ds Distancia en la que actúa la fuerza

Tenemos, entonces:

$$PE \text{ antes de la caída} = RKE \text{ antes del impacto} = W \text{ realizado sobre el cuerpo}$$

$$mgh = \frac{1}{2}mv^2 = \int Fds$$

El enfoque trabajo-energía es adecuado, en lugar del enfoque impulso-momento, ya que se conoce la altura de caída y no el tiempo que dura el impacto.

En la Figura 2.5 se muestra un escenario de caída. Una persona, inicialmente de pie, con ángulo de inclinación de 0° respecto a la vertical, cae hacia adelante. El eje de giro es fijo y pasa por el punto **O**, en los pies de la persona, perpendicular al plano de caída. A una altura dS , sus brazos estirados contactan con el suelo disipando la energía cinética adquirida (más lo que resta de la energía potencial) a través del recorrido dS entre θ_1 y θ_2 . El cuerpo termina finalmente tendido luego de un desplazamiento angular θ_2 .

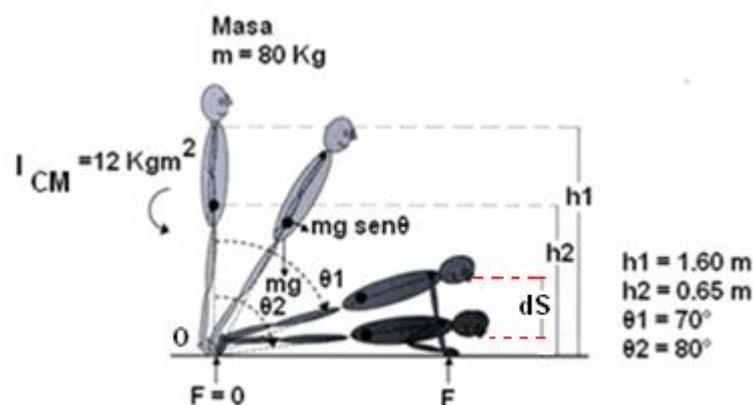


Figura 2.5 – Caída tipo “palo de escoba” (Fuente: Adaptado de Chapman 2008)

Este es un problema de generación y disipación de energía mecánica. La fuerza gravitatoria aplica torque sobre el cuerpo alrededor del eje de giro O y produce energía cinética rotacional. Al impactar, los músculos de los brazos disipan esta energía. En el eje de giro existen una componente normal y otra friccional, pero actúan simplemente como fuerzas de restricción, no realizan trabajo. A continuación, se determina la fuerza promedio en las manos durante el impacto.

Calculando la energía cinética rotacional con respecto al eje O . La variación de la energía cinética rotacional (RKE) es igual al trabajo realizado por el único torque externo debido al peso. Se calcula como la integral del torque debido al peso con respecto al desplazamiento angular entre el valor final ($\theta = \theta_2$) y el valor inicial ($\theta = 0$), así:

$$RKE = \int \tau d\theta$$

$$RKE = \int_{\theta=0}^{\theta=\theta_2} (mg h_2 \sin \theta) d\theta$$

$$RKE = -mgh_2[\cos \theta]_0^{\theta_2} = -mgh_2[\cos \theta_2 - \cos 0]$$

$$RKE = -80 \times 9.81 \times 0.65 [\cos 80 - \cos 0] = 421.53 \text{ J}$$

Esta es la energía cinética rotacional luego de un desplazamiento θ_2 . Sin embargo, de θ_1 a θ_2 , el movimiento sufre oposición debido al momento de la fuerza de reacción F sobre las manos, actuando a una distancia perpendicular h_1 . Asumiendo F como la fuerza promedio se obtiene la siguiente ecuación:

$$Fh_1 = 421.53 \text{ J}$$

$$F = 421.53/1.6$$

$$F = 263.34 \text{ N}$$

Notar que este resultado es aproximado ya que no está actuando perpendicular al eje longitudinal del cuerpo durante el impacto. Otro aspecto importante es que la fuerza inicia en cero, toma un pico y finaliza en algún valor más pequeño que la fuerza promedio F . Por ello, la fuerza pico es mayor que la fuerza promedio calculada y puede exceder la resistencia

límite del hueso. Esta afirmación concuerda con Nankaku [2008] que señala fuerzas de impacto de 2250 N, 2500 N y 3200 N para caídas lateral, postero lateral y posterior, respectivamente.

A continuación se calcula la velocidad angular antes del impacto ($\theta = \theta_1 = 70^\circ$). Aplicando el enfoque de energía rotacional, tomando en cuenta que la energía cinética rotacional adquirida desde el reposo es igual a:

$$RKE = \frac{(I_{CM} + mh_2^2)w^2}{2}$$

Donde $(I_C + mh_2^2)$ es el momento de inercia respecto al eje de giro O que pasa por los dedos de los pies. Hallamos RKE en el instante que la persona pone las manos en el suelo:

$$RKE = \int_{\theta=0}^{\theta=\theta_1} (mg h_2 \sin \theta) d\theta$$

Operando, se obtiene $RKE = 335.65$ J. Reemplazando.

$$335.65 = \frac{[12 + 80x(0.65)^2]w^2}{2}$$

$$w = \left\{ \frac{2x335.65}{[12 + 80x(0.65)^2]} \right\}^{1/2}$$

$$w = 3.83 \text{ rad/s}$$

Luego, se puede hallar, por ejemplo, la velocidad lineal (tangencial al arco recorrido) de los hombros empleando la identidad para movimiento circular:

$$v = r w = h_1 w$$

$$v = 6.13 \text{ m/s}$$

Del mismo modo, antes del impacto, la velocidad lineal del centro de masa es de:

$$v_{CM} = h_2 w = 0.65 x 3.83 = 2.49 \text{ m/s}$$

Estos resultados concuerdan con las velocidades halladas por Lo [2008] en diversas caídas laterales. Sin embargo, es posible calcular la velocidad angular en forma general. Como las fuerzas son conservativas, la energía mecánica (E) se conserva hasta justo antes del choque. La energía potencial inicial, durante la caída, se va convirtiendo en energía cinética de rotación. Luego, tenemos:

$$E = PE + RKE$$

Cabe indicar, que la PE del cuerpo humano se puede calcular considerando toda la masa concentrada en el centro de masa.

Así:

$$EP = mgh_{CM}$$

Conforme la persona va girando en su caída, la altura del CM es: $h_{CM} = h_2 \times \cos\theta$

Luego, la energía en cualquier instante, es:

$$E = mg h_2 \cos\theta + \frac{1}{2}I_O w^2$$

Donde I_O , es el momento de inercia respecto al eje de giro O y w es la velocidad angular. Igualando a la energía inicial (inicialmente la energía cinética rotacional es nula):

$$E = PE_{inicial} = mg h_2 \cos\theta_0 = mg h_2 \cos\theta + \frac{1}{2}I_O w^2$$

Reemplazando datos:

$$w = 4.72 \sqrt{\cos\theta_0 - \cos\theta} \text{ rad/s}$$

Para: $\theta_0 = 0^\circ$ y $\theta = 70^\circ$

$$w = 3.83 \text{ rad/s}$$

Este resultado coincide con el hallado previamente.

También es posible determinar la velocidad vertical del centro de masa (v_{CM}). La altura h_{CM} del centro de masa es, en cualquier momento:

$$h_{CM} = h2 \times \cos\theta$$

Luego, la velocidad vertical del centro de masa (v_{CM}) es:

$$v_{CM} = \frac{dy}{dt} = \frac{d(h2 \cos\theta)}{dt} = h2 \frac{d\theta}{dt} \text{sen}\theta$$

$$v_{CM} = h2 w \text{sen}\theta$$

Reemplazando datos para un ángulo de 70° , tenemos que:

$$v_{CM} = 0.65 \times 3.83 \times \text{sen}70$$

$$v_{CM} = 2.34 \text{ m/s}$$

Para ángulos de impacto superiores a 70° , este valor será ligeramente mayor.

El instante del impacto se puede aproximar empleando una velocidad angular promedio. La velocidad angular es variable, inicia en 0 rad/s y llega a 3.83 rad/s en θ_1 . Tomando un valor promedio:

$$w_{PROM} = \frac{w_f - w_i}{2} = \frac{3.83 - 0}{2} = 1.915 \text{ rad/s}$$

$$w_{PROM} = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} = \frac{70 * \frac{\pi}{180}}{\Delta t} = 1.915 \text{ rad/s}$$

$$\Delta t = 0.63 \text{ s}$$

Este resultado concuerda con Chang [2002] que señala una duración de 0.7 s al momento del impacto.

Finalmente, se realiza el cálculo de la aceleración angular. Aplicando la relación:

$$\sum \tau = I_o \alpha$$

Donde:

- $\sum \tau$: Sumatoria de torques externos
 I_O : Momento de inercia respecto al eje de giro O
 α : Aceleración angular

Con los datos dados, se halla primero el momento de inercia respecto al eje de giro O.

$$I_O = I_{CM} + mh_2^2$$

$$I_O = 12 + 80(0.65)^2$$

$$I_O = 45.8 \text{ Kgm}^2$$

Teniendo en cuenta que el torque externo es debido únicamente al peso:

$$\sum \tau = (mg)(0.65 \sin \theta) = 80 \times 0.65 \times \sin \theta = 45.8\alpha$$

Despejando α :

$$\alpha = 11.13 \sin \theta \text{ rad/s}^2$$

Para $\theta = 70^\circ$:

$$\alpha = 11.13 \sin 70 \text{ rad/s}^2 = 10.45 \text{ rad/s}^2$$

Es importante notar que cuando el cuerpo contacta con tierra, sin intervención de los brazos, aparentemente no existe desplazamiento del punto de aplicación de la fuerza de reacción en tierra. Puede pensarse que la fuerza no realiza trabajo para reducir la energía cinética, ya que el trabajo es el producto de la fuerza por el desplazamiento. Sin embargo, suele ocurrir micro desplazamientos con emisión de sonidos y daños a la superficie del suelo o al cuerpo. También se puede producir calor. Cuando una persona cae desmayada (ver la Figura 2.6), los tejidos como huesos, ligamentos e incluso la piel y grasa disiparán la energía durante el impacto.

2.1.3 Caída lateral con impacto en cadera

Esta caída es una de las más devastadoras debido a las serias consecuencias que puede tener en el anciano. La fractura de cadera es una lesión común, debilitante y costosa que ocurre principalmente en los ancianos. Es comúnmente vista como una consecuencia de la

osteoporosis; sin embargo, aproximadamente el 90% son causadas por caídas laterales con impacto cerca o directamente sobre la cadera (Lo 2002). El riesgo de fractura depende, no solo de la fragilidad del hueso, sino de la mecánica de la caída. La incidencia anual, a nivel mundial, de fracturas de cadera fue estimada en 1.6 millones en 1990, se proyecta un incremento a 6.2 millones para el año 2050. Las mujeres con fractura de cadera tienen el doble de probabilidad de morir en los cuatro años siguientes a la fractura y tres veces más probabilidad de ser funcionalmente dependientes (Laing 2008). A continuación se detallan los tipos posibles de fracturas de cadera y luego se presentan resultados de investigaciones sobre la dinámica de una caída lateral típica con impacto en cadera.

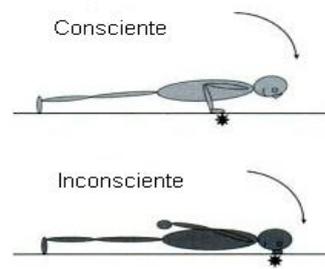


Figura 2.6 – Contacto con el suelo durante caídas en estados consciente e inconsciente (Fuente: Chapman 2008)

Articulación de cadera

La articulación de cadera, o articulación coxofemoral, une los miembros inferiores con la cintura pélvica y tronco. Tal como se observa en la Figura 2.7, está formado por una esfera

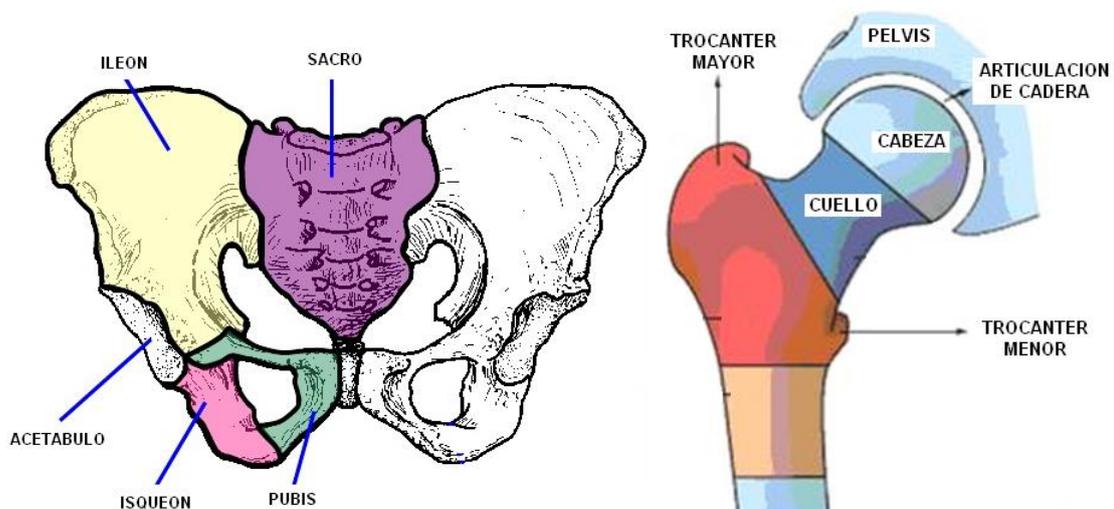


Figura 2.7 – Articulación de cadera entre el acetábulo del coxal y la cabeza del fémur

(la cabeza del fémur) que encaja en una cavidad (cavidad cotiloidea o acetábulo del hueso coxal, iliaco o cadera de la pelvis). Constituye el tipo más perfecto de enartrosis mecánica, con movimientos en todas las direcciones (flexión, extensión, rotación, abducción); la unión se mantiene por presión negativa.

Clasificación de la fractura de cadera

La fractura de cadera es la rotura de la parte superior del fémur en la articulación de la cadera. Se clasifican de acuerdo a varios criterios, la más utilizada es la clasificación anatómica según la localización de la fractura (Muñoz 2008).

Fracturas intracapsulares

Se dan dentro de la cápsula que rodea a la articulación. Son las siguientes (ver la Figura 2.8):

- Fractura de la cabeza femoral
- Fractura subcapital, ocurre por debajo de la cabeza del fémur
- Fractura transcervical, o medio cervical, ocurre entre la cabeza y trocánteres del fémur
- Fractura basicervical, ocurre sobre los trocánteres

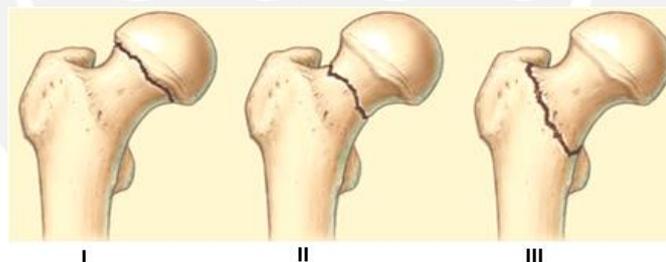


Figura 2.8 – Localización de fracturas intracapsulares

(I) subcapital, (II) transcervical y (III) basicervical

(Fuente: <http://www.bluejaygallery.com/download/FracturasCadera.pdf>)

Fracturas extracapsulares o laterales

Se dan fuera de la cápsula que rodea la articulación (ver la Figura 2.9). Se dividen en dos sub-tipos:

- Fractura intertrocantérica o pertrocantérica
Ocurre en la zona de los trocánteres.

- Fractura subtrocantérica
Ocurre debajo de los trocánteres

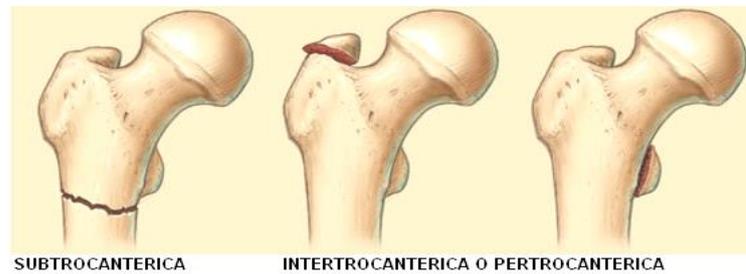


Figura 2.9 – Localización de fracturas extracapsulares
(Fuente: <http://www.bluejaygallery.com/download/FracturasCadera.pdf>)

Las fracturas son de tipo expuesta si el hueso lastima la piel y hay comunicación con el exterior; o cerradas, si no hay herida. También se clasifican según la separación del hueso en la fractura: fractura desplazada, cuando ambos extremos del hueso están separados; o no desplazados, cuando los dos extremos están total o parcialmente en contacto. A su vez, las fracturas del cuello femoral pueden clasificarse según la severidad y grado de estabilidad utilizando el criterio de Garden. También, las fracturas extracapsulares intertrocantéricas pueden catalogarse según el criterio de Tronzo. Ambas se detallan a continuación.

Clasificación de Garden (ver la Figura 2.10)

- Tipo I:** Incompleta o impactada en valgo⁹
Tipo II: Completa, sin desplazamiento
Tipo III: Completa, con desplazamiento parcial
Tipo IV: Completa y totalmente desplazada

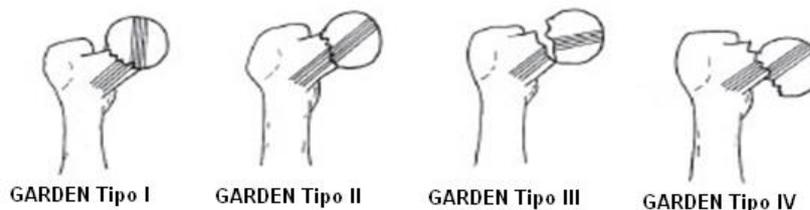


Figura 2.10 – Clasificación de Garden de las fracturas del cuello femoral

(Fuente: http://www.sccot.org.co/bancomedios/documentos%20pdf/Fracturas_Cadera_Ancianos_Marzo2005.pdf)

⁹ El término **valgo** o **impactado en valgo** se refiere a

Clasificación de Tronzo (ver la Figura 2.11)

- Tronzo 1:** Fractura incompleta
- Tronzo 2:** Fractura completa no desplazada
- Tronzo 3:** Fractura completa, desplazada
- Tronzo 4:** Fractura completa con espolón hacia el lado medial de la diáfisis
- Tronzo 5:** Fractura completa de rasgo oblicuo inverso

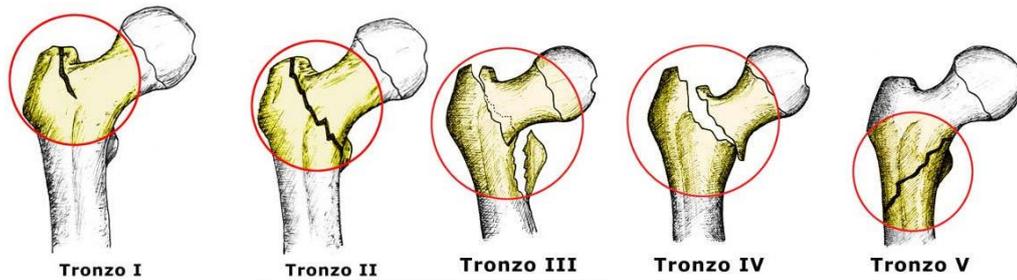


Figura 2.11 – Clasificación de Tronzo de fracturas trocantereanas. I y II son estables, las restantes son inestables (Fuente: <http://mingaonline.uach.cl/pdf/cuadcir/v22n1/art11.pdf>)

Dinámica de una caída típica de costado con impacto en la cadera

El riesgo de fractura es mucho mayor cuando la densidad ósea del hueso es deficiente y mayor es la edad de la persona. En condiciones normales, la cabeza del fémur está inclinada en relación a la diáfisis (la parte larga del fémur), formando el ángulo de inclinación, también denominado ángulo cervicodiafisario, con valor típico de 125° en los adultos (ver Figura 2.12). Al nacimiento este ángulo es de unos 145° y se va modificando

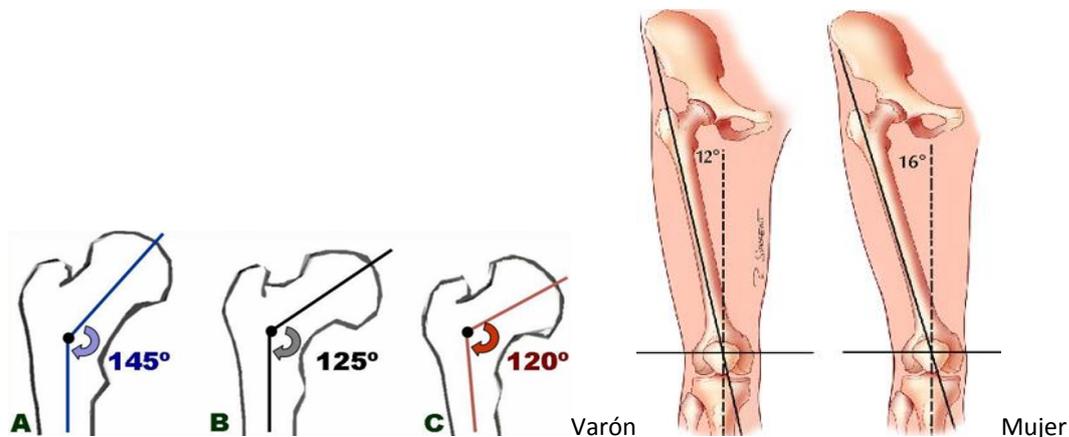


Figura 2.12 – Ángulo cervicodiafisario y ángulo del fémur con la vertical

(A) Neonatos, (B) Adultos y (C) Ancianos

(Fuente: The Open Sports Medicine Journal, 2010, 4, 51-57)

por efecto de las fuerzas que recaen sobre la cadera. Es mayor la plasticidad en los primeros años de la vida, modificándose en los ancianos hasta unos 120°.

La Figura 2.13 muestra las dimensiones típicas de la articulación de cadera. El OFFSET FEMORAL (A) es la distancia entre el centro de rotación de la cabeza femoral a una línea de disección del eje longitudinal del fémur. Los valores normales están entre 30 y 60 mm. El ángulo cervico-diafisario es típicamente de 126° en adultos.¹⁰

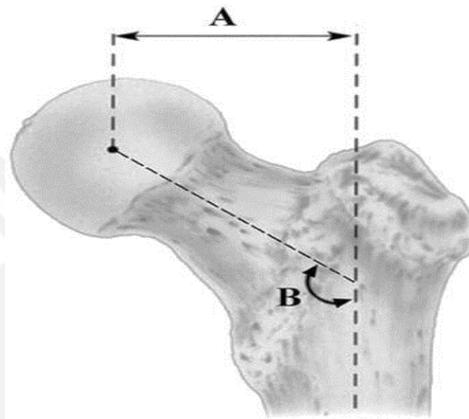


Figura 2.13 – Dimensiones típicas en la articulación de cadera. A: offset femora, B: ángulo cervico-diafisario (Fuente: <http://www.traumazamora.org/articulos/offset/offset.html>)

Los huesos se rompen más fácilmente cuando son expuestos a un torque que a una compresión. En experimentos realizados por Robinovitch [1996], se demostró que durante una caída con impacto en cadera, existen dos formas en que se absorbe la energía. Primero una carga de compresión alineada con la cadera y, segundo, una carga de flexión debido a la deformación de músculos y ligamentos próximos a la cadera. Se encontró que solo el 15% de la fuerza de impacto se distribuye en estructuras periféricas a la cadera y que la fuerza pico aplicada directamente a la cadera están en los rangos de fractura de fémur para personas ancianas. Si durante la caída el tronco tiende a mantener una posición vertical, la fuerza pico aplicada a la cadera se incrementa significativamente. Estos resultados se emplean para el desarrollo de índices de riesgo de fractura y el diseño de protectores de cadera que absorben la energía durante el impacto. Según Van Den Kroonenberg [1996] el valor medio para la velocidad vertical de impacto de cadera es 2.75 m/s (+/- 0.42 m/s).

¹⁰ Damien P. Byrne y otros. "Anatomy & Biomechanics of the Hip", The Open Sports Medicine Journal, 2010, 4, 51-57

Supongamos que una persona cae lateralmente e impacta directamente sobre el lateral del extremo superior del fémur, ver la Figura 2.14.



Figura 2.14 – Caída lateral con impacto directo en el trocánter mayor del fémur

En la Figura 2.15 se muestran las fuerzas que intervienen en esta caída. Tenemos la fuerza del peso transmitida hacia la cabeza del fémur y la fuerza de reacción (N) del suelo.

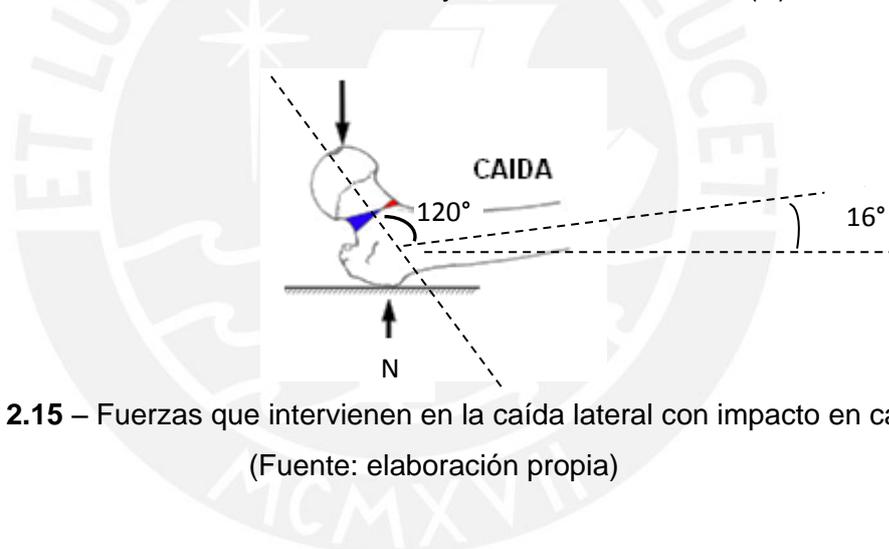


Figura 2.15 – Fuerzas que intervienen en la caída lateral con impacto en cadera
(Fuente: elaboración propia)

La magnitud de la fuerza de impacto no se puede predecir solo con la velocidad de impacto (Laing y Robinovitch 2008). Esta fuerza depende de una serie de factores. Por ejemplo, cuanto mayor sea la distancia del hueso de cadera al piso, mayor es el riesgo de fractura de este hueso. Así, las personas altas tienen mayor riesgo de fractura cuando caen. El tipo y rigidez de superficie en el cual se cae también tienen efecto sobre la fractura. Caer sobre una superficie suave o acolchada tiene menor riesgo que caer sobre una superficie dura. El uso de prendas gruesas o protectores de cadera reducen también la fuerza de impacto y reducen el riesgo de fractura (NIH Osteoporosis and Related Bone Diseases 2012).

Una primera aproximación consiste en la aplicación de las leyes de conservación de la

energía de una masa que cae para predecir la velocidad y energía cinética justo antes del impacto. Sin embargo, la fuerza de impacto no se puede predecir sin conocer la distancia “d” recorrida por el cuerpo durante el impacto. En caso conocerla, se puede emplear el principio de trabajo-energía para determinar la fuerza de impacto promedio. Existen tres situaciones posibles (ver la Figura 2.16):

- La persona atraviesa la superficie, esto resulta en una fuerza de impacto baja.
- La persona atraviesa parcialmente la superficie o sufre una compresión o encogimiento sin deformación de la superficie.
- La persona rebota, esto genera una fuerza de impacto mayor debido al cambio del momento.

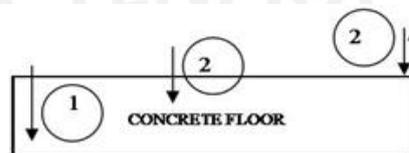


Figura 2.16 – Recorridos posibles durante un impacto (Van Such 1986)

La elección más razonable es la segunda. Esta toma en cuenta la deformación del tejido blando y la deformación nula o despreciable del suelo. Si la caída es con impacto en el trocánter mayor del fémur, podemos asumir una deformación de 1 cm. Luego:

$$F = \frac{RKE}{d}$$

De la ecuación anterior se deduce que cuanto menor sea “d”, mayor será la fuerza de impacto.

Majumder [2007] simula una caída lateral que conlleva a la fractura de cadera. Para ello emplea un modelo de elementos finitos en tres dimensiones basado en datos de tomografías computarizadas del conjunto pelvis-fémur con información detallada de las propiedades mecánicas de los huesos. También se incluyó modelos de los tejidos blandos adyacentes que absorben parte del impacto por deformación de los mismos. Los efectos de inercia del cuerpo humano en su conjunto se representan por un sistema masa-resorte-amortiguador. El espesor del tejido blando en el trocánter se tomó de 14 mm, la masa del cuerpo de 77.47 Kg y la velocidad de impacto promedio de 3.17 m/s. La fuerza de impacto obtenida fue de 8331 N.

Van den Kroonenberg et al [1995] emplea modelos dinámicos, considera la fuerza de impacto dependiente de la velocidad de impacto, de la masa efectiva de la parte del cuerpo que se mueve antes del impacto y de la rigidez y espesor del tejido blando circundante. La velocidad de impacto está en el rango de 2.47 m/s a 4.34 m/s, la masa efectiva está entre 15.9 y 70 Kg. Los valores de la fuerza de impacto obtenidos están en el rango de 2900 a 4260 N.

Nankaku et al [2008] determina que la fuerza pico promedio aplicada a la cadera durante caídas lateral, postero-lateral y posterior sobre una colchoneta de 13 cm fue de 2252 N, 2498 N y 3247 N, respectivamente. Según trabajos realizados recopilados por Laing y Robinovitch, la fuerza de fractura en caídas laterales está en el rango de 778 a 4040 N medidos en cadáveres de ancianos.

Existe variabilidad en los resultados obtenidos debido a una serie de factores, algunos de los cuales ya fueron mencionados. Podemos agregar, también, la edad, la velocidad y dirección de caída, la densidad y calidad del hueso y la geometría del fémur.

No obstante, la cuantificación de las fuerzas de impacto para caídas sobre superficies rígidas es aún un misterio para los investigadores. Ya que las evidencias sugieren que tales caídas resultan en fuerzas aplicadas suficientes para provocar fracturas en ancianos; no es ético medir estas fuerzas in-vivo.

El umbral de la fuerza de fractura de la cadera generalmente aceptado está en el rango de 3100 N +/- 1200 N (1900 N a 4300 N) (Robinovitch 2009). Así, por ejemplo, los protectores de cadera deben atenuar la fuerza por debajo de 1900 N (Delloch 2010).

2.1.4 Efectos de los movimientos pre-impacto sobre la fuerza de impacto resultante en caídas (Lo 2008)

La naturaleza segmentada del cuerpo humano permite cierta flexibilidad en la postura al llegar a tierra en una caída. En la Figura 2.17 se muestran dos configuraciones de cómo llegar al suelo justo antes del impacto.

En ambos casos la posición inicial es la misma, de pie. En el caso (a), la persona cae de pie, su CM de masa tiene un recorrido corto. En el caso (b), la persona cae agachada, el CM tiene un recorrido mayor. Por lo tanto, la energía cinética adquirida en el segundo caso será mayor que en el primero. Al tocar tierra, la energía cinética es disipada por la fuerza de reacción del suelo (fuerza de impacto) a través de un desplazamiento s . Las zonas

sombreadas representan el trabajo realizado por la fuerza normal en cada caso. En el primer caso el desplazamiento es mayor y la fuerza de impacto menor. En el segundo caso, el desplazamiento es menor y la fuerza de impacto mayor.

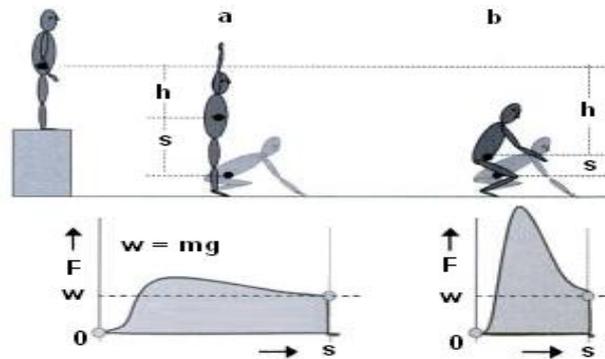


Figura 2.17 – Dos formas posibles de llegar al suelo antes del impacto: figuras de negro en (a) y (b) y movimientos posteriores hasta la detención: figuras en gris
(Fuente: Chapman 2008)

El desplazamiento del CM se consigue moviendo los segmentos del cuerpo. Como existen muchos segmentos, pueden existir muchas estrategias. A la persona le puede tomar tiempo sentir la condición de inestabilidad, darse cuenta de la naturaleza de la caída y mover adecuadamente los músculos para seleccionar la estrategia de caída adecuada. Los músculos de los brazos pueden ser usados, si las manos tocan el suelo, para reducir la fuerza de impacto.

Todos los tejidos pueden mantener cierta presión sin dañarse. Cuando el área de la superficie de contacto es pequeña, la presión puede ser muy alta, como cuando pisamos un clavo. Por ello, el incremento del área de contacto es beneficioso durante una caída (ver la Figura 2.18). La disipación de energía en un área pequeña resulta en una gran fuerza que puede dañar los huesos. Otra forma segura de caer, es convertir la energía cinética antes del impacto en energía rotacional. La persona rueda al caer y va disipando su energía rotacional al rodar.

Los daños debidos a caídas se pueden reducir reduciendo la severidad del impacto. Según las investigaciones realizadas por Robinovitch, la respuesta activa, durante una caída lateral, puede alterar la fuerza de impacto resultante. Los investigadores emplearon un modelo biomecánico segmentado del cuerpo humano (incluyendo pies, muslos, pelvis,

tronco cabeza, brazos y antebrazos), con datos antropométricos típicos. Los segmentos fueron conectados por articulaciones tipo bisagra sin fricción (rodillas, cuello y codos), articulación universal (cintura y hombros) y articulación tipo bola y cavidad (cadera). La latencia neuromuscular entre la señal neural y la activación del músculo fue modelada usando un sistema de primer orden con retardos de 100 ms, 200 ms y 300 ms. Cada articulación incorpora un par de controladores tipo PD para realizar los movimientos angulares antes y durante la caída lateral. Todos los movimientos se consideran en un plano frontal. Se analizaron cuatro casos o estrategias, cada una de ellas con y sin intervención de los brazos durante la caída. Se modeló a un varón de 75 Kg de masa y 1.75 m de estatura (1997).



Figura 2.18 – El área de la superficie de impacto y el tipo de suelo determinan los daños en una caída. Las colchonetas son objetos que se deforman en respuesta a una fuerza. La fuerza multiplicada por la deformación representa la disipación de la energía. Si la deformación es grande, la fuerza pico es pequeña (Fuente: Chapman 2008)

La fuerza de impacto fue calculada para las partes del cuerpo que pueden potencialmente impactar a tierra, incluyendo los laterales del talón, rodillas, trocánter mayor, pelvis, hombros, superficies anterior y posterior del tórax, codos, muñecas y cabeza. La severidad del impacto de caída se evalúa calculando el factor de riesgo de daño del impacto (Φ).

$$\Phi = \frac{\text{Fuerza de impacto pico}}{\text{Fuerza de impacto para fractura}}$$

Este factor se calcula para cada caso de caída y para cada zona de impacto. Un Φ mayor que la unidad está asociado, presumiblemente, con daños de fractura debidos a la caída. En la Tabla 2.1 se muestran los límites de fractura de varones adultos mayores; aunque los protectores de cadera comerciales trabajan con rangos algo menores (Delloch 2010).

Tabla 2.1 – Límites de fractura de adulto mayor varón para distintas zonas del cuerpo

Zona del cuerpo	Fuerza
Muñeca	2 KN
Codo	2 KN
Hombros	2 KN
Rodilla	5 KN
Cadera	5 KN
Nalga	5 KN
Tórax	4 KN

Fuente: Lo 2008

La condición inicial para cada caída es de pie con una inclinación lateral de 30° hacia el lado derecho con cada una de las articulaciones del torso y extremidades inferiores en sus posiciones neutrales. La posición inicial de los hombros es 90° de flexión y 30° de abducción y la posición inicial del codo es 70° de flexión para representar una elevación involuntaria del brazo antes un resbalón. Ver la Figura 2.19.

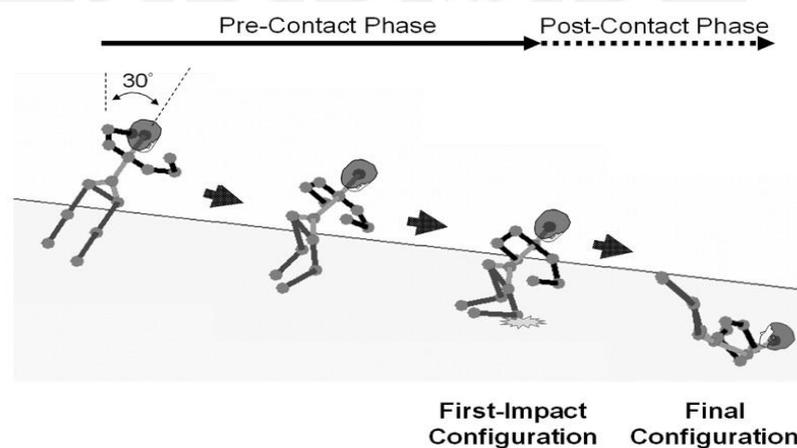


Figura 2.19 – Las dos fases en una caída lateral: pre y post impacto inicial
(Fuente: ROBINOVITCH SN, WC HAYES y TA McMAHON 1997)

Para examinar los efectos del movimiento segmentado sobre la severidad del impacto, se simuló y comparó distintas estrategias de caída. En la estrategia de caída “palo de escoba”, se mantienen constantes los ángulos de las articulaciones durante la caída como si fuera un cuerpo rígido. En la estrategia de “flexión lateral de cadera”, las articulaciones de

cadera derecha e izquierda sufren una aducción y abducción de 30°, respectivamente, mientras las otras articulaciones mantienen sus configuraciones iniciales. En la estrategia “columna y cadera”, los rangos de movimiento de ambas rodillas se restringen entre 0 y 20° de flexión, mientras las otras articulaciones si pueden operar en sus respectivos rangos de movimiento. En la estrategia “libre”, todas las articulaciones pueden moverse en sus rangos normales. Cada una de estas cuatro estrategias fueron simuladas con y sin la asistencia del brazo derecho durante la caída.

Sin la asistencia de los brazos, cada una de las estrategias “palo de escoba” y “flexión lateral de cadera” resultaron en un riesgo de daño Φ que excede los umbrales de fractura (ver la Tabla 2.2).

Tabla 2.2 – Resumen de las cuatro estrategias de caída lateral simuladas con y sin intervención de los brazos durante la caída e impacto

Movement Strategy	Φ	Leg Impact			Arm Impact		
		Force (N)	Speed (m/s) (Hor., Ver.)	KE (J)	Force (N)	Speed (m/s) (Hor., Ver.)	KE (J)
Broomstick	3.93	GT: 3,533	(0.19, 2.36)	376	RE: 1,450 RS: 7,858	(0.24, 4.48) (0.42, 4.32)	382 325
Broomstick (with Arm)	1.01	GT: 2,975	(1.59, 1.87)	190	RW: 984 RE: 1,885 RS: 2,022	(0.12, 5.29) (1.43, 3.93) (1.54, 3.74)	300 277 87
Hip Lateral Flexion	1.11	GT: 5,574	(0.22, 2.45)	311	RS: 2,229	(0.54, 1.87)	115
Hip Lateral Flexion (with Arm)	0.71	GT: 3,540	(0.30, 2.15)	222	RW: 1,410 RE: 1,410	(0.40, 3.81) (0.35, 2.48)	264 158
Spine & Hip	0.49	GT: 2,452 P: 2,399 RBT: 2,335	(1.00, 2.73) (1.02, 2.97) (0.99, 3.45)	397 400 390	n/a	n/a	n/a
Spine & Hip (with Arm)	0.28	GT: 1,249 LGT: 1,077	(2.01, 1.34) (1.29, 2.14)	176 163	RW: 567 RE: 551	(0.45, 2.72) (0.68, 1.78)	179 184
Free	0.33	K: 512 GT: 1,585 P: 1,426 RBT: 1,635	(0.19, 1.01) (0.36, 1.81) (0.75, 2.42) (0.72, 2.41)	123 265 277 275	n/a	n/a	n/a
Free (with Arm)	0.25	K: 1,261 GT: 1,225 P: 836	(0.45, 2.05) (0.35, 1.16) (0.05, 0.94)	245 82 77	RW: 473 RE: 467	(5.27, 4.39) (1.75, 1.45)	230 73

Fuente: ROBINOVITCH SN, WC HAYES y TA McMAHON 1997

- Φ : Riesgo de daño calculado por el impacto
- GT: Trocánter mayor derecho LGT: Trocánter mayor izquierdo
- P: Lateral de la pelvis derecha RBT: Posterior de la pelvis derecha (nalgas)
- K: Rodilla derecha RE: Codo derecho
- RW: Muñeca derecha RS: Hombro derecho
- KE: Energía cinética Hor y Ver: Velocidades horizontal y vertical, respect.

Las partes de mayor impacto en las caídas “palo de escoba” y “flexión lateral de cadera” fueron el hombro derecho (fuerza de impacto de 7858 N) y el trocánter mayor (fuerza de impacto de 5574 N). El uso del brazo no fue suficiente para evitar daño ($\Phi > 1$) en la caída “palo de escoba” pero redujo la fuerza de impacto pico en la cadera debajo del umbral de daño (3540 N, $\Phi = 0.71$) en la caída tipo “flexión lateral de cadera”. El uso de los brazos puede reducir la fuerza de impacto sobre la cadera, no tanto así en el tronco y la rodilla.

La fuerza de impacto y la energía cinética de las estrategias de caída se ilustran en las figuras 2.20, 2.21 y 2.22. Se comparan las diferencias de energías cinéticas para esclarecer los mecanismos de atenuación de la fuerza de impacto. La Figura 2.20 muestra que, en la caída “palo de escoba”, la energía cinética del cuerpo completo alcanza 385 J en el primer impacto y la mayor parte de esta se disipa por la fuerzas de impacto en aproximadamente 50 ms.

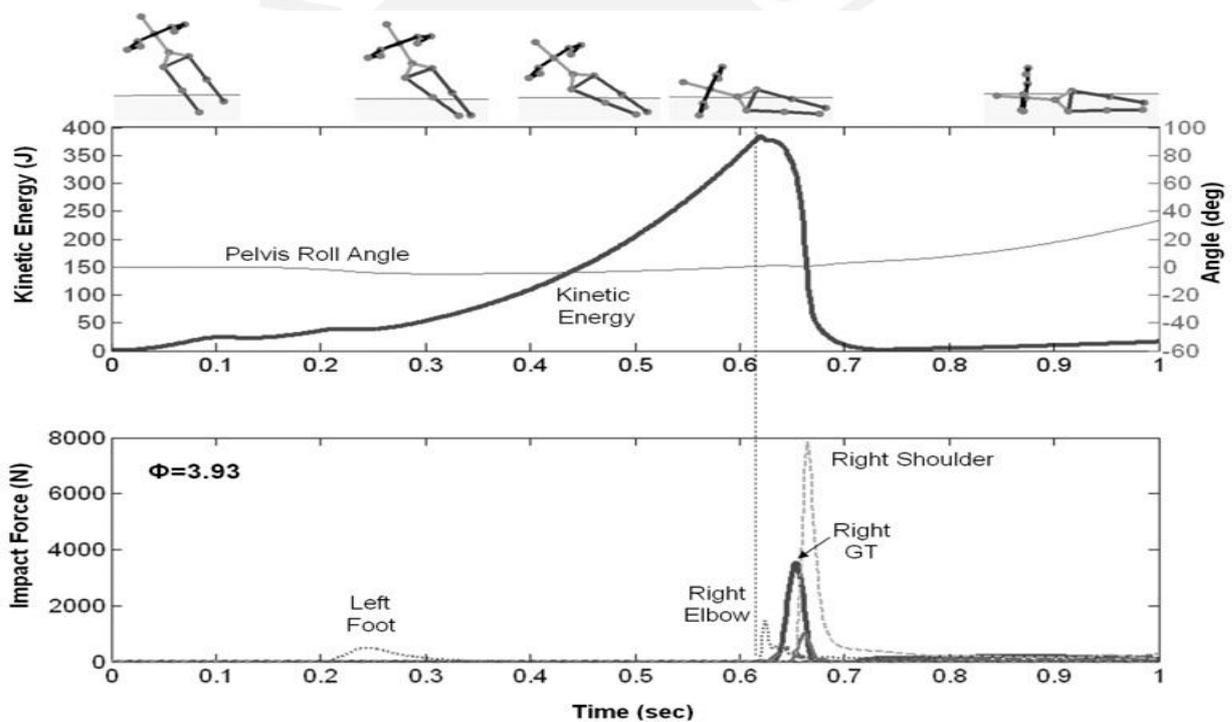


Figura 2.20 – Energía cinética y fuerza de impacto para la caída lateral “palo de escoba” sin la asistencia de los brazos (Fuente: ROBINOVITCH SN, WC HAYES y TA McMAHON 1997)

Cuando el movimiento de los brazos interviene en la caída “palo de escoba”, estos logran menguar la caída (ver Figura 2.21). La energía cinética del cuerpo en el primer contacto es 306 J y es disipada por la fuerza de impacto aproximadamente en 150 ms, lo cual es tres veces mayor que en el caso previo sin intervención de los brazos.

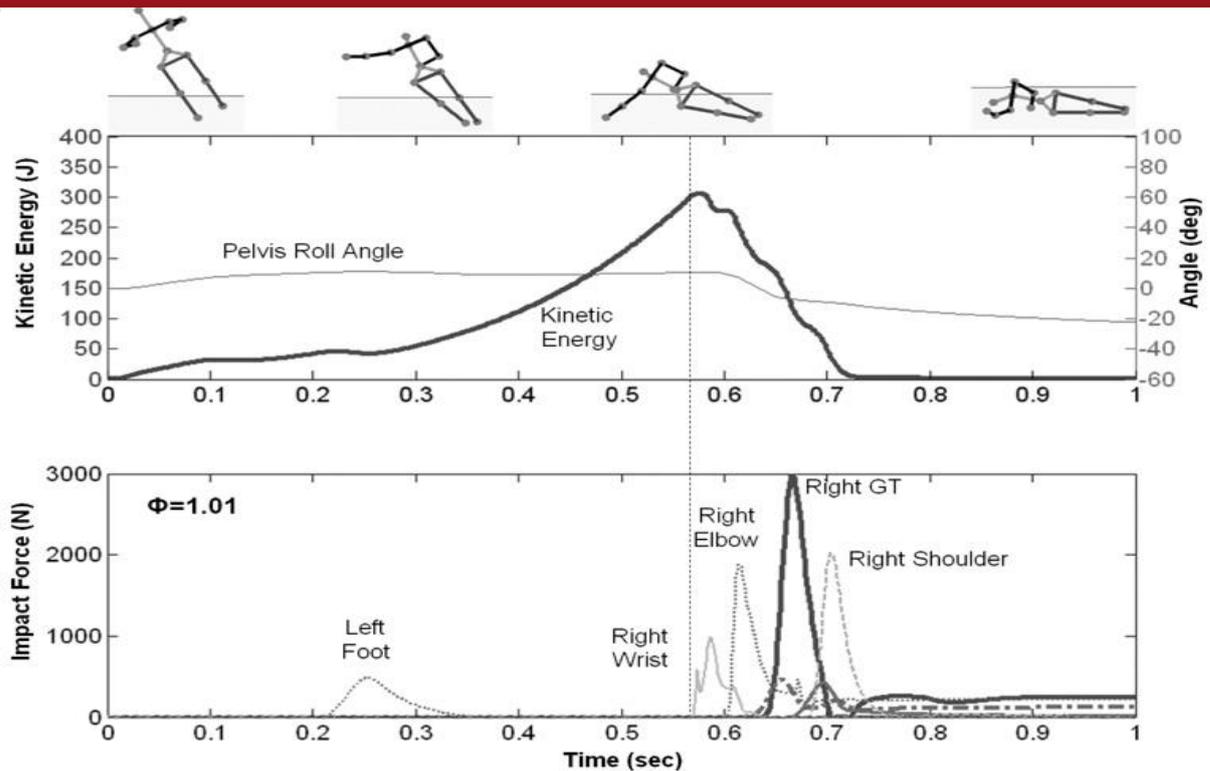


Figura 2.21 – Energía cinética y fuerza de impacto para la estrategia de caída lateral “palo de escoba” con la asistencia de los brazos. GT representa el trocánter mayor (Fuente: ROBINOVITCH SN, WC HAYES y TA McMAHON 1997)

La estrategia “libre” incluye flexión de rodillas, flexión de la cintura y rotación axial del tronco a la izquierda (ver Figura 2.22). Los impactos resultantes ocurren en múltiples partes, incluyendo el trocánter mayor derecho (1585 N), lateral del pelvis (1426 N), nalgas (1635 N) y espalda (1303 N); el factor Φ mayor para esta caída es de 0.33. La energía cinética del cuerpo es 256 J al contacto del trocánter mayor y se disipa en unos 300 ms.

Los retardos de la persona, en adoptar una estrategia de caída adecuada, inevitablemente causarán un impacto en cadera con fractura, a menos que se emplee las manos antes del impacto. Por ejemplo, según la estrategia de caída, la velocidad vertical de la cadera en el impacto va de 2.73 a 1.87 m/s; mientras que la energía cinética en el impacto varía de 398 a 176 J, y la fuerza resultante de impacto de la cadera se puede reducir de 5574 N (una fuerza que fracturaría la cadera) a una fuerza de 1225 N, un valor muy inferior al requerido para fracturar la cadera. Otro factor importante que reduce grandemente la severidad del impacto de cadera es el mayor uso de los grados de libertad disponibles en las articulaciones durante la caída. Por ejemplo, comparado con la caída lateral “palo de escoba”, la estrategia “libre”, que permite el uso de la rodilla, cadera y rotación de la columna reduce la fuerza de

impacto en 56% durante una caída lateral. Se puede conseguir una mayor reducción de la severidad del impacto de cadera distribuyendo el impacto sobre un área mayor del cuerpo y facilitando mayor tiempo para la disipación de energía.

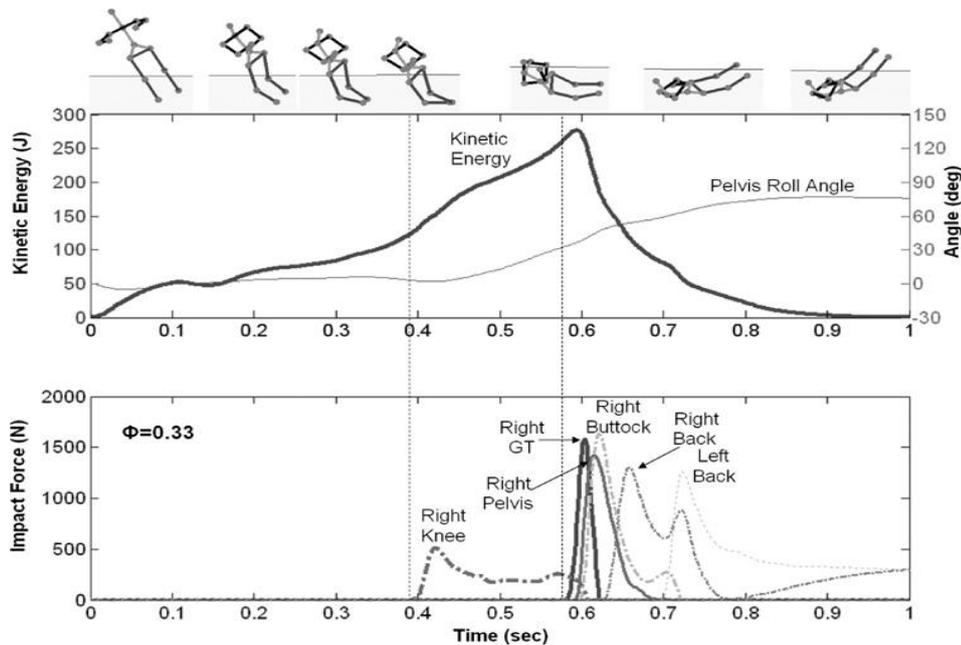


Figura 2.22 – Energía cinética y fuerza del impacto para la estrategia de caída lateral “free” optimizada sin asistencia de brazos. GT representa el trocánter mayor (Fuente: ROBINOVITCH SN, WC HAYES y TA McMAHON 1997)

2.1.8 Tecnología para detección de caídas

Las tecnologías existentes empleadas para la detección automática de caídas se pueden agrupar en tres categorías principales (Abbate 2010; Perolle 2006) y son las siguientes.

DETECCION BASADA EN EL ENTORNO (*Environment-based*)

Consiste en la instalación de sensores en los ambientes a ser monitoreados (ver la Figura 2.23). El empleo de sensores infrarrojos, instalados a cierta altura, permite detectar que una persona está tendida en el piso. También se emplean sensores de presión en el suelo para detectar el impacto de caída. El uso de esta tecnología requiere de una infraestructura apropiada, por ello su empleo se da en centros de salud y, eventualmente, en viviendas acondicionadas o casas inteligentes.

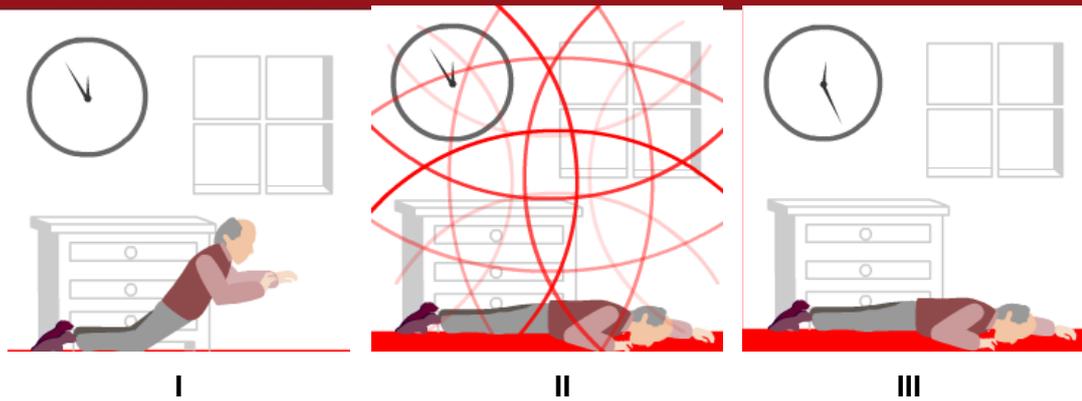


Figura 2.23 – Luego de una caída (I), los sensores infrarrojos detectan que la persona está tendida (II). Se dispara la alarma luego de cierto tiempo de inactividad (III)

DETECCION BASADA EN VISION

Emplea cámaras fijas que graban continuamente el movimiento de la persona. Los datos son analizados por algoritmos capaces de reconocer patrones de caída. Incorporan sistemas de alarma y envío de alertas. El enfoque basado en visión consta de tres aspectos (ver la Figura 2.24):

- DetECCIÓN de inactividad, bajo el hecho que luego de una caída, la persona permanece tendida en el suelo, sin moverse.
- ANÁLISIS de cambios de forma del cuerpo, ocurren cambios de postura durante una caída.
- ANÁLISIS de movimiento de la cabeza, se monitorea posición y velocidad.

Esta tecnología tiene algunos obstáculos, como el tiempo y alto costo de instalación, su aplicación limitada a un ambiente o área determinada y, finalmente, la violación de la privacidad.

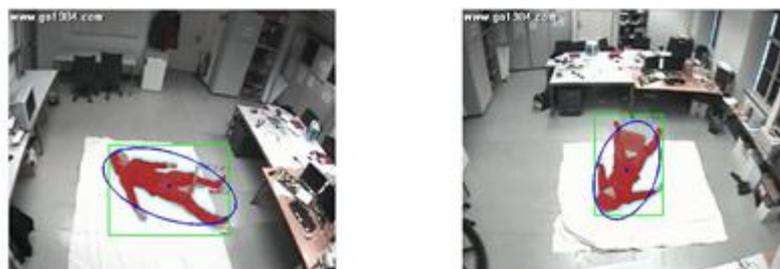


Figura 2.24 – El empleo de cámaras detecta la postura a través de la medición de los ejes de la elipse que envuelve a la persona caída. También es posible la medición de velocidad de movimientos mediante la variación de píxeles en un frame (Cogvis 2010)

Es posible el empleo de múltiples cámaras para detectar caídas. Existen dos esquemas. La primera combina las imágenes de todas las cámaras para reconstruir en 3D los movimientos de la persona (*early fusión*). Este esquema consigue una estimación robusta de la postura y movimientos de la persona. El segundo esquema analiza las imágenes de cada cámara por separado (*late fusión*) y, por votación, decide si corresponde o no a una caída. Esta última opción requiere menos esfuerzo computacional y no necesita sincronización entre cámaras, aspectos que si son necesarios en el primer esquema. En la Figura 2.25 se ilustran estos dos esquemas.

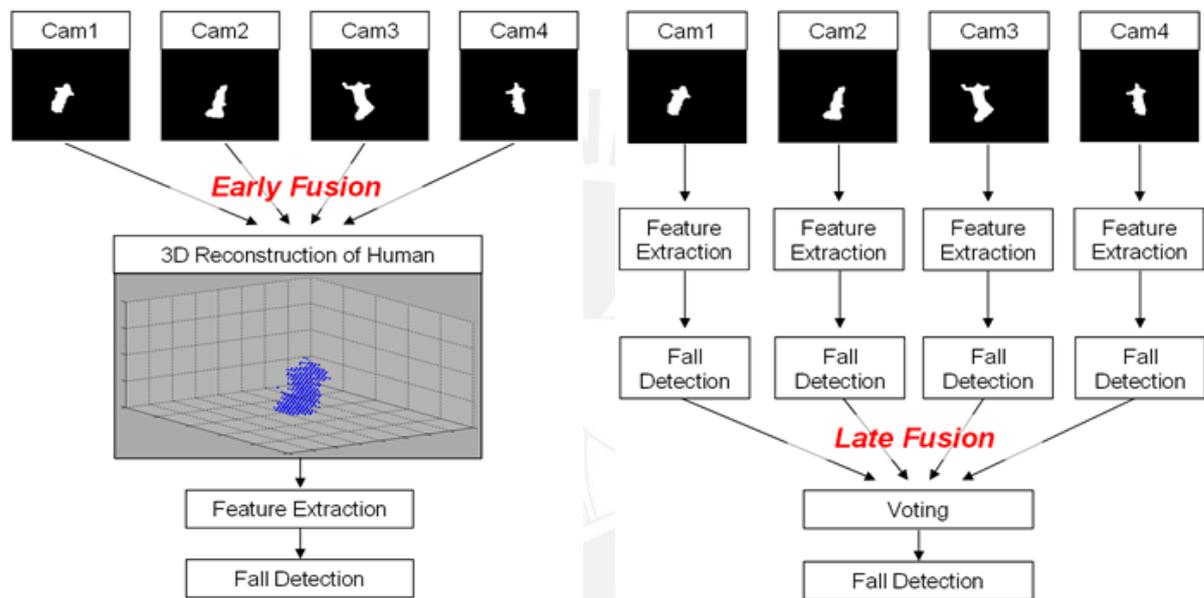


Figura 2.25 – Esquemas empleados para la detección de caídas mediante vídeo: “*early fusión*” combina las señales de todas las cámaras y analiza el vídeo resultante; “*late fusión*” analiza independientemente las señales de cada cámara (Fuente: Cogvis 2010)

DETECCION MEDIANTE DISPOSITIVOS PORTABLES (*WORN DEVICES*)

La persona lleva uno o más dispositivos portátiles equipados con sensores de movimiento, específicamente acelerómetros MEMS que se caracterizan por su reducido tamaño, ideales para su empleo en sistemas portátiles. Los datos sensados son transmitidos inalámbricamente hacia un módulo central que se encarga de su análisis y la generación de alertas (ver Figura 2.26). Esta forma de detección tiene grandes ventajas tales como la fácil y rápida instalación, no depende del lugar donde se encuentre la persona, tamaño y peso bajos y la posibilidad de incorporar otros sensores o funciones adicionales como la medición de presión de sangre, los latidos del corazón, la medición de pulso, etc. El dispositivo puede tener diseño tipo pulsera, ir en cinturón o como colgante.



Figura 2.26 – Sensores de aceleración detectan el impacto de caída, se genera una alarma vía ondas de radio. Esta técnica se puede combinar con detección basada en entorno

A continuación se muestran algunos sistemas implementados a niveles comercial, académico o de investigación.

a) Sistema de predicción de caídas (Guzmán 2010)

Este sistema (ver la Figura 2.27), desarrollado en Chile, detecta y predice la predisposición a caer de los adultos mayores mediante la medición de variables biomecánicas en una prueba consistente de pasar de la posición sentado a de pie. El sistema mide la fuerza en las rodillas y la velocidad para hacer el movimiento y genera un modelo de predicción que indica que tan propenso está un sujeto a caerse por disminución de sus capacidades óseo- musculares.



Figura 2.27 – Sistema inalámbrico de medición y predicción de la tendencia a caer de un adulto mayor (Fuente: Guzmán 2010)

b) Bolsa de aire portátil (Uchida 2008)

Creado en Japón. Consta de una colección de sensores que miden aceleraciones de la persona para detectar caídas. El sistema pesa 1.1 Kg y se usa como chaleco (ver la Figura 2.28). Ante una caída, se despliegan dos bolsas de aire en 0.1 segundos cubriendo zonas vulnerables de la persona tales como la cabeza, cuello y caderas. Este sistema está ideado para enfermos de epilepsia que tienden a caer hacia atrás. Es de poca ayuda para caídas hacia delante y laterales.



Figura 2.28 – Sistema japonés de detección y prevención de caídas para epilépticos
(Fuente: Uchida 2008)

c) Sistema comercial de monitoreo de caídas y envío de alertas (Brickhousealert 2010)

Este sistema (ver la Figura 2.29) es similar a un sistema de alarma de intrusión convencional. Consta de una estación base (que vendría a ser el panel de alarmas) conectado inalámbricamente con un detector de caídas, un botón de pánico colgante y un detector de humo. El botón de pánico permite además comunicación de voz bidireccional a través de un *hands-free*.

Previo contrato de servicio, este sistema genera alertas hacia una central de monitoreo en caso se detecte caídas. El personal de la central verifica rápidamente las alarmas y eventos notificados y envía los servicios de ambulancia y bomberos que asistan rápida y profesionalmente al paciente, evitando así consecuencias más graves o trágicas.



Figura 2.29 – Sistema americano de detección de caídas y envío de alertas
(Fuente: Brickhousealert 2010)

d) Sistema usando acelerómetro incorporado en teléfono móvil (Nokia 2007)

El acelerómetro incorporado en los modelos recientes de teléfonos móviles puede ser empleado para la detección de caídas en las personas de la tercera edad. Nokia sugiere el uso del teléfono modelo 5500 (ver Figura 2.30) para el desarrollo de una aplicación para ese propósito.

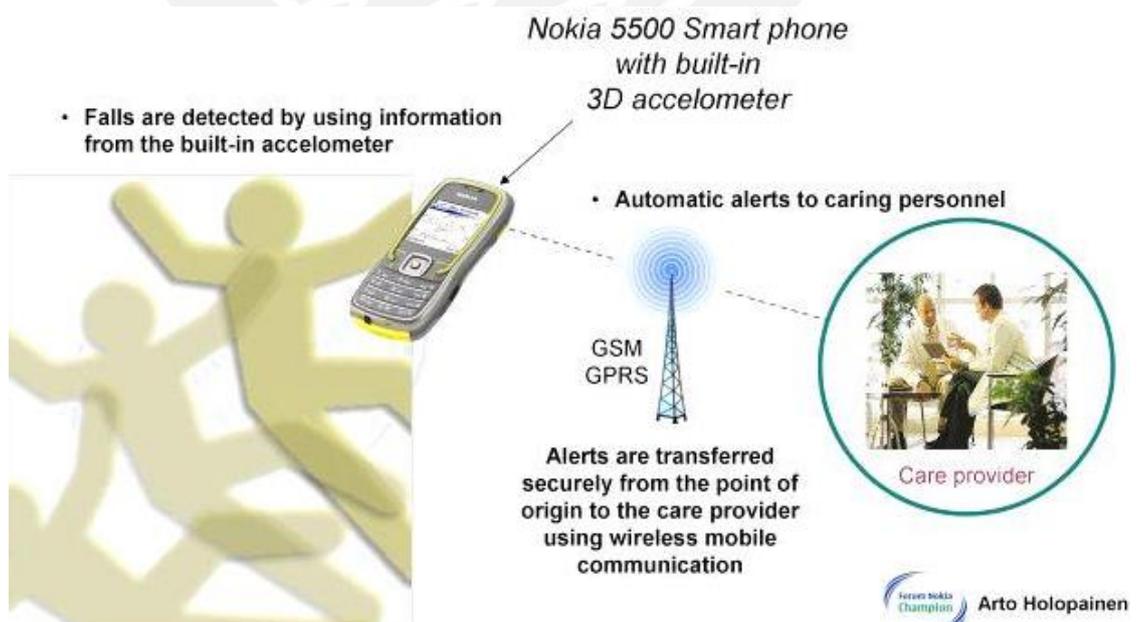


Figura 2.30 – Sistema de detección de caída mediante teléfono móvil Nokia 5500
(Fuente: Nokia 2007)

e) **Detección automática de caídas con localización GPS y envío de alertas**

Es un proyecto de investigación cooperativo desarrollado por FATRONIK. Consta de dos módulos (ver la Figura 2.32):

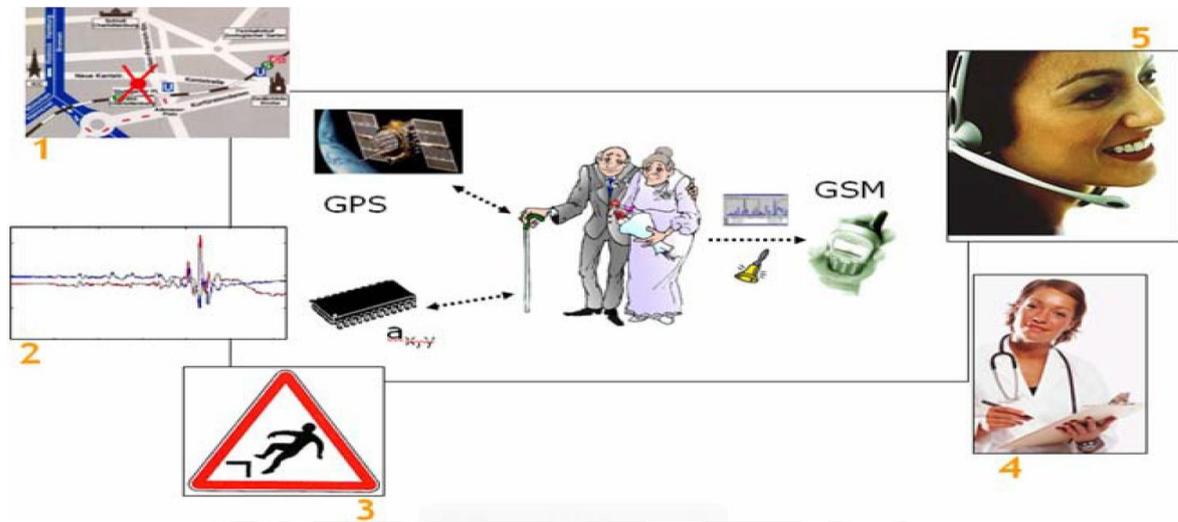


Figura 2.31 – Diagrama funcional del sistema de detección automática de caídas basado en acelerómetro.

- (1) Localización del usuario, (2) Monitoreo de actividad, (3) Detección automática de caída y envío de alerta, (4) Asistencia médica y (5) Emergencia

(Fuente: <http://www.fatronik.com/>)

- Módulo portátil

Es un sistema autónomo capaz de detectar caídas, localizar y seguir al anciano y monitorear sus actividades de la vida diaria. Se incluye la detección de movimientos anormales, actividades físicas y evolución de las mismas.

- Módulo de comunicación

Se comunica con el módulo portátil recibiendo continuamente los datos sensados, también los datos de localización. En caso necesario genera alarmas y alertas.

f) **Detección mediante cámaras de vídeo** (Institute of Infocomm Research 2008)

Es un sistema desarrollado por el *Institute of Infocomm Research* de Singapur. Consiste de una red de cámaras de vídeo estratégicamente ubicadas para monitorear las actividades y movimientos de los ancianos. Esta información son procesados por algoritmos de visión por computadora que permiten determinar los

eventos de caídas. En tal caso, se generan alertas, mediante una red de comunicación, hacia el personal de salud encargado de tomar las acciones del caso. En la Figura 2.31 se aprecia un diagrama de bloques del mencionado sistema.



Figura 2.32 – Sistema de detección de caídas de ancianos basado en una red de cámaras de vídeo implementado en Singapur por el *Institute of Infocomm Research* (Fuente: Institute of Infocomm Research 2008)

La incorporación de GPS, junto con un sistema de localización basado en mapas permite conocer la ubicación geográfica de la persona a nivel de ciudades y calles. El envío de alertas se realiza a través de la red GSM de telefonía celular (ver la Figura 2.33).

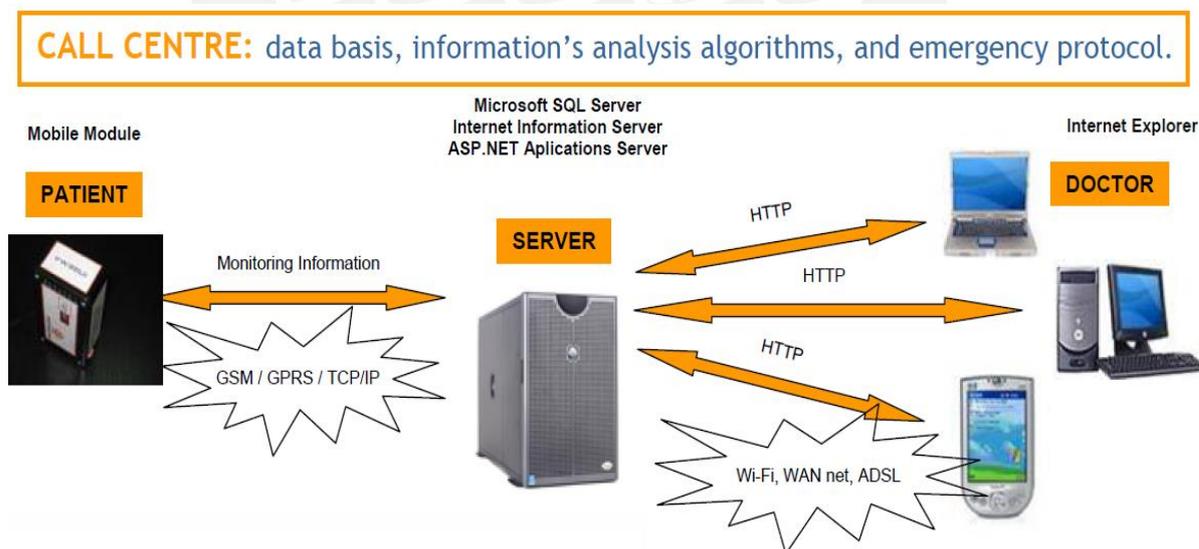


Figura 2.33 – El módulo de comunicaciones recibe la información del sensor de aceleración y la información de posición del GPS. Incorpora algoritmos, genera alertas y permite el acceso local y remoto a los datos en diversas formas

2.2 ACELEROMETROS CON TECNOLOGIA MEMS

Los acelerómetros son dispositivos destinados a medir aceleraciones en tiempo real. Las aceleraciones pueden ser estáticas, como la gravedad que atrae las cosas hacia el centro de la Tierra, o dinámicas como el movimiento o la vibración transmitidas al acelerómetro por agentes externos a él. Existen en distintas tecnologías y con diversas prestaciones según la aplicación; sin embargo, la tecnología MEMS (*MicroElectroMechanical Systems* - sistemas microelectromecánicos) se ha masificado actualmente debido a su reducido tamaño, del orden de los milímetros a micrómetros, a su bajo costo y a la integración de electrónica de acondicionamiento y procesamiento en el mismo dispositivo. En la Figura 2.34 se muestra el diagrama de bloque de un acelerómetro MEMS. Consta de un elemento de sensado, típicamente capacitivo, y una unidad de transducción que convierte y acondiciona la señal mecánica de aceleración a señal eléctrica.

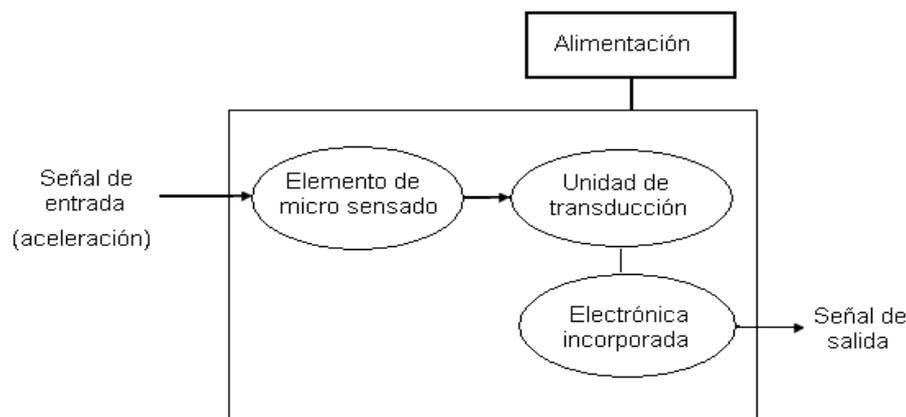


Figura 2.34 – Diagrama de bloques básico de un acelerómetro MEMS
(Fuente: Elaboración propia)

2.2.1 Principio de funcionamiento de los acelerómetros MEMS

Los acelerómetros MEMS son sensores inerciales; es decir, emplean el principio de la inercia para realizar la medición. Se compara el movimiento de la carcasa del acelerómetro (sujeta a un cuerpo en movimiento del cual se requiere conocer su aceleración) con el de una masa suspendida en el interior del sensor. Al moverse el sensor, debido a fuerzas externas, la masa suspendida resiste el cambio debido a la inercia. Esta diferencia de movimientos se detecta y relaciona con la aceleración externa. Su funcionamiento se basa en las tres leyes de Newton (inercia, aceleración resultante y acción/reacción) y mide la aceleración inercial de la masa suspendida al interior del dispositivo (Izquierdo y otros 2008).

Los acelerómetros detectan y miden la aceleración hasta en tres ejes. A continuación se detalla el principio de funcionamiento de los acelerómetros MEMS de tipo capacitivo, muy usados por su alta sensibilidad y precisión con la temperatura. Emplea resortes y capacitores a escalas micrométricas. El análisis se realiza para un eje y es el mismo para los dos ejes restantes. La medición de aceleración se basa en el sentido de las variaciones de capacitancia al cambiar la geometría del capacitor, específicamente la separación entre placas, por efecto de la inercia y fuerzas externas aplicadas.

Sea el capacitor de placas planas paralelas mostrado en la Figura 2.35 (ANDREJASIC 2008).



Figura 2.35 – Modelo de capacitor de placas planas paralelas
(Fuente: Adaptado de Matej Andrejasic, MEMS Accelerometers, 2008)

Se define para el capacitor:

A	Area de los electrodos
h	Distancia entre los electrodos
ϵ_r	Permitividad relativa del material entre los electrodos (constante dieléctrica)
ϵ_0	Permitividad del vacío ($8,8541878176 \times 10^{-12}$ F/m)
$\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$	Permitividad del material entre los electrodos

Entonces, la capacitancia está dada por:

$$C = \epsilon \frac{A}{h}$$

Los acelerómetros MEMS capacitivos constan, en realidad, de un arreglo de capacitores formado por placas, tal como se muestra en la Figura 2.36. Existen placas móviles y placas fijas. Las placas móviles están suspendidas por resortes al sustrato de silicio y se mueven debido a la aceleración estática o dinámica aplicada. El espacio libre entre las placas es aire.

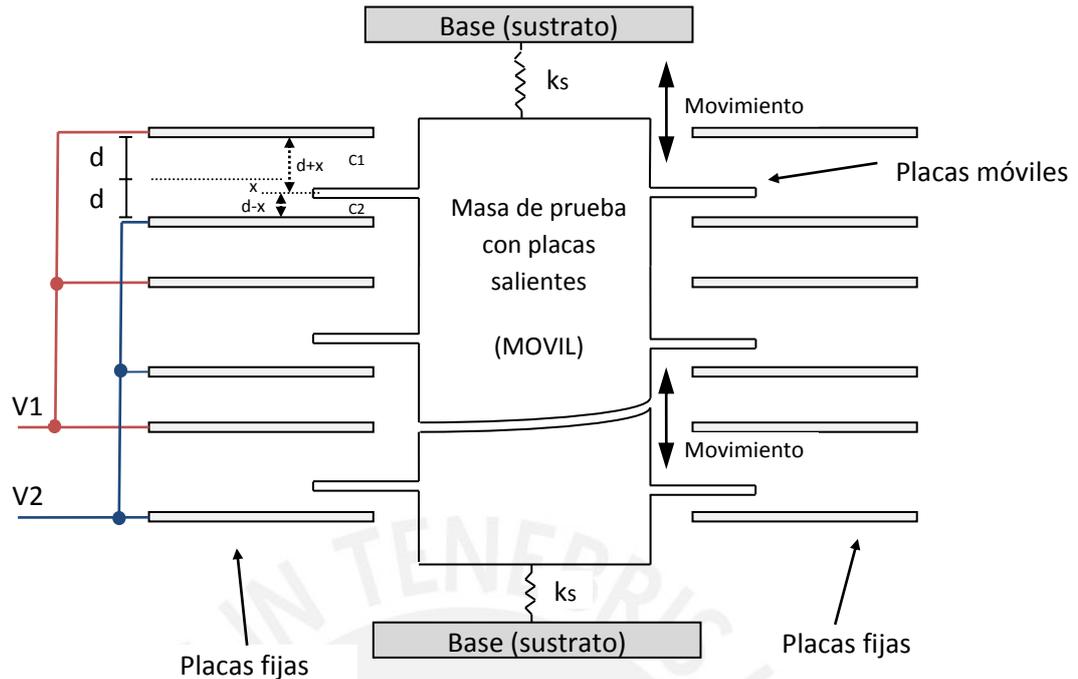


Figura 2.36 – Estructura interna de un acelerómetro MEMS. Una masa móvil, con electrodos o placas salientes, está unida al sustrato fijo mediante resortes. La masa móvil solo se puede mover verticalmente. Las placas fijas, junto con las móviles, conforman capacitores

(Fuente: Adaptado de Matej Andrejasic, MEMS Accelerometers, 2008)

De la Figura 2.36, determinamos las capacitancias:

$$C1 = \epsilon \frac{A}{d+x} \quad (2.1)$$

$$C2 = \epsilon \frac{A}{d-x} \quad (2.2)$$

Así mismo, en ausencia de fuerzas aplicadas, la parte móvil está en reposo. En este caso las capacitancias C1 y C2 serían idénticas e iguales a C0.

$$C0 = \epsilon \frac{A}{d} \quad (2.3)$$

C1 y C2 se pueden expresar, aproximadamente, del siguiente modo:

$$C1 = C0 - \Delta C \quad (2.4)$$

$$C2 = C0 + \Delta C \quad (2.5)$$

Luego:

$$\Delta C = \frac{C2 - C1}{2} \quad (2.6)$$

$$C0 = \frac{C2 + C1}{2} \quad (2.7)$$

Entonces, la variación de capacitancia, usando las ecuaciones 2.1 y 2.2, es:

$$\Delta C = \frac{\varepsilon \frac{A}{d-x} - \varepsilon \frac{A}{d+x}}{2} = \varepsilon \frac{A x}{d^2 - x^2} \quad (2.8)$$

La medición de ΔC permite conocer el desplazamiento x , para ello se resuelve la ecuación 2.8, que toma la siguiente forma:

$$\Delta C x^2 + \varepsilon A x - \Delta C d^2 = 0 \quad (2.9)$$

Esta ecuación se puede simplificar considerando que el cuadrado del desplazamiento x es despreciable. Por lo tanto, quedaría:

$$x \approx \frac{d^2}{\varepsilon A} \Delta C \quad (2.10)$$

Reemplazando $C0$, según la ecuación 2.3:

$$x \approx d \frac{\Delta C}{C0} \quad (2.11)$$

Entonces, el desplazamiento es aproximadamente proporcional a la diferencia de capacitancia.

En la Figura 2.37 todo el arreglo de capacitores se modela mediante dos capacitores equivalentes $C1$ y $C2$. La primera correspondiente al desplazamiento $(d + x)$ y la segunda al desplazamiento $(d - x)$. Estos capacitores son excitados por ondas cuadradas en contrafase de 1 MHz procedentes de un oscilador interno. La amplitud pico a pico de estas ondas es

V_o . Se toma el voltaje en el nodo, o placa, que une C_1 con C_2 (parte móvil del capacitor) y se denota como V_x (ver Figura 2.37).

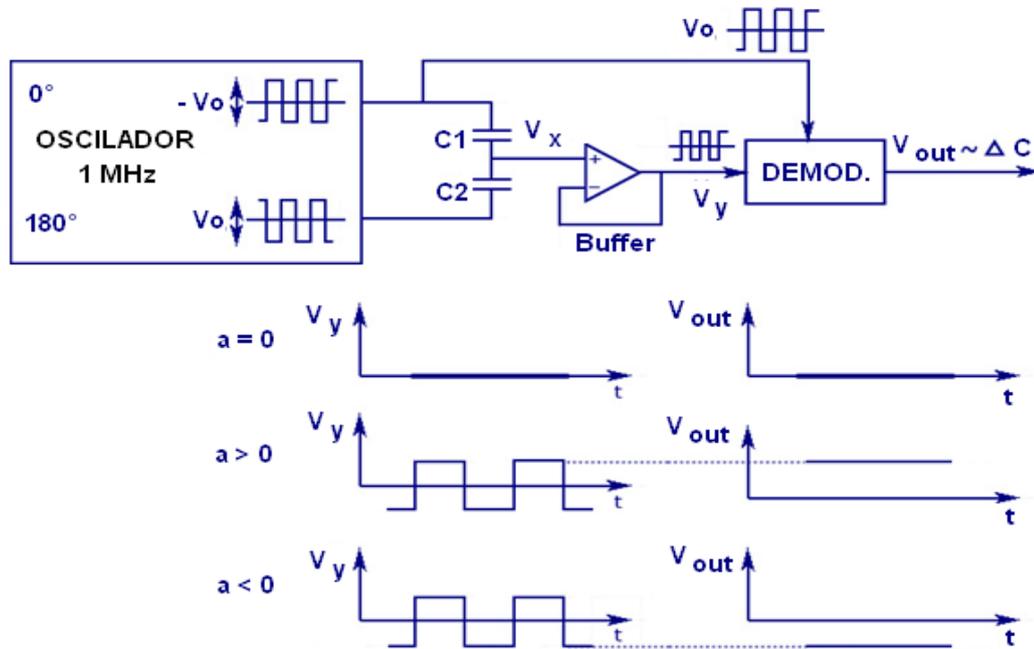


Figura 2.37 – Circuito electrónico que mide la aceleración mediante los cambios de capacitancia. Cuando la aceleración no es nula, la salida del seguidor de voltaje pasa por un demodulador que arroja una señal constante con amplitud y signo correspondientes al desplazamiento x debido a la aceleración producida por una fuerza externa. Si la aceleración es nula, el voltaje de salida es cero
(Fuente: Adaptado de Matej Andrejasic, MEMS Accelerometers, 2008)

Se deduce el voltaje de salida (V_x) mediante un divisor de tensión capacitivo.

$$\frac{V_x - V_o}{C_1} = \frac{-V_o - V_x}{C_2}$$

$$(V_x + V_o)C_1 + (V_x - V_o)C_2 = 0$$

Despejando V_x :

$$V_x = \frac{C_2 - C_1}{C_2 + C_1} V_o \tag{2.12}$$

Aplicando las ecuaciones 2.1, 2.2 y 2.3:

$$V_x = \frac{x}{d} V_o$$

Por lo tanto, el desplazamiento lineal de las placas móviles está dado por:

$$x = \frac{d}{V_o} V_x \quad (2.13)$$

V_x es una onda cuadrada con amplitud proporcional al desplazamiento x . Dado que esta señal es débil, se pasa por un seguidor de voltaje obteniéndose la señal V_y . Cuando no existe aceleración ($a = 0$) la masa de prueba no se mueve y, por lo tanto, el voltaje V_y es cero. Si se aplica una fuerza al sensor, el voltaje de salida V_y cambia proporcional al voltaje alterno V_o (según la ecuación 2.5). Si se invierte la aceleración ($a < 0$), el voltaje de salida se invierte. El demodulador multiplica la señal V_o con la señal de salida V_y y arroja un valor constante (V_{OUT}) con signo y magnitud pico correspondientes al voltaje alterno V_x .

Relacionamos este resultado con la fuerza externa F_{ext} que provoca el movimiento de las placas móviles. Según la ley de Hooke, los resortes presentan una fuerza de restauración F_s proporcional al desplazamiento x . Así:

$$F_s = k_s x$$

Donde k_s es la constante del resorte. A partir de la segunda ley de Newton, y despreciando la fricción del aire, tenemos la siguiente ecuación diferencial:

$$F_{ext} = ma = k_s x$$

Donde m denota la masa de la masa de prueba móvil. Luego, la aceleración, como función del desplazamiento, es:

$$a = \frac{k_s}{m} x$$

Reemplazando x , de la ecuación 2.13, resulta:

$$a = \frac{k_s d}{m V_o} V_x$$

De esta manera se obtiene la aceleración en función de una señal de voltaje medible a través de la circuitería electrónica incorporada en el MEMS. Cabe notar que la salida es lineal.

En la Figura 2.38 se muestran los valores típicos de la parte capacitiva de los acelerómetros MEMS en estado de reposo:

Separación entre placas fija y móvil adyacentes	1.3 μm
Capacitancia entre placas fija y móvil, total	0.2 pF
Variación de capacitancia, ΔC	+/- 0.1 pF
Espesor del capacitor	2 μm
Longitud de las placas móviles	125 μm

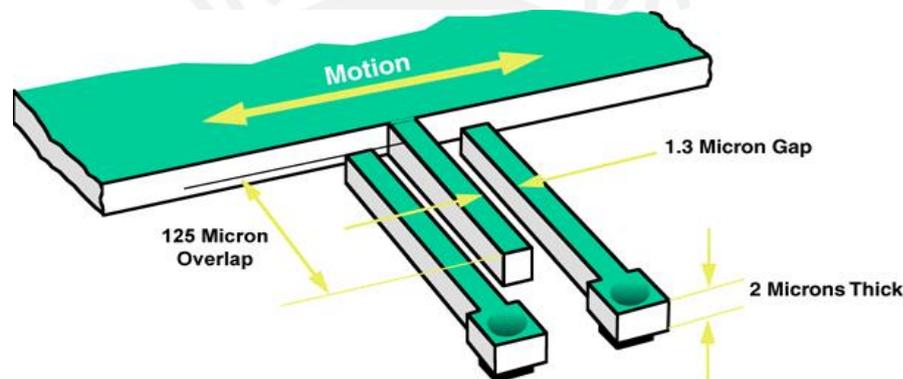


Figura 2.38 – Dimensiones típicas de un sensor MEMS capacitivo (Fuller 2010)

2.2.2 Construcción de los acelerómetros MEMS

Los acelerómetros son dispositivos electromecánicos de reducidas dimensiones (del orden de los micrómetros a milímetros) construidos generalmente de silicio policristalino modelado con técnicas de microfabricación. En la Figura 2.39 se muestra la estructura interna de un acelerómetro MEMS. Consta de una serie de estructuras capacitivas similares a agujas, las cuales detectan los movimientos y las transmiten a un circuito mayor. El uso del silicio es apropiado pues permite fácilmente la incorporación de funcionalidades electrónicas, aparte de las micromecánicas. Adicionalmente, el silicio mono cristalino es un material que cumple casi perfectamente la ley de Hooke, lo cual significa que cuando es flexionado prácticamente no sufre histéresis y, por lo tanto, casi no hay disipación de energía, comportándose como un material elástico. Así mismo, el silicio es ideal para realizar movimientos altamente repetibles, pues no sufre fatiga y es altamente confiable sin romperse en billones o trillones de ciclos.

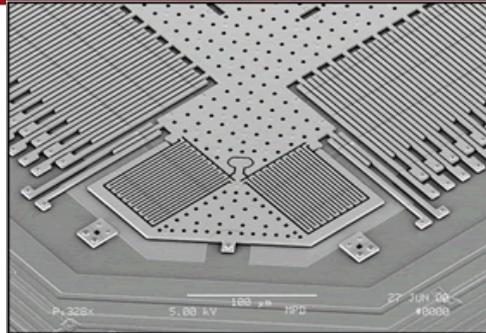


Figura 2.39 - Estructura interna de un acelerómetro MEMS

(Fuente: <http://people.rit.edu/lffeee/>)

Las reducidas dimensiones de los MEMS requieren tecnologías de fabricación adaptadas de los semiconductores. Aparte del moldeo, se emplean también la galvanoplastia¹¹, el grabado húmedo, el grabado en seco y el mecanizado por electro descarga (EDM). Las técnicas básicas para la producción de todos los dispositivos MEMS basados en silicio son la deposición de capas de material, produciendo un patrón en estas capas por fotolitografía y luego grabando para producir las formas necesarias.

2.2.3 Areas de aplicación de los acelerómetros

Algunas aplicaciones típicas de los MEMS, incluyen los productos tecnológicos más exitosos de la actualidad como los siguientes:

a) Automovilismo

Se emplean MEMS para detectar colisiones y desplegar las bolsas de aire (*air bags*). Son capaces de diferenciar frenadas de un verdadero choque. También permiten medir la presión en los neumáticos.

b) Electrónica de consumo

En controladores de juegos, cámaras digitales y teléfonos móviles. En estos dispositivos se aprovecha el acelerómetro para detectar el movimiento y orientación del aparato. En las cámaras digitales su empleo permite detectar el ángulo de inclinación y estabilizar la imagen.

c) Sistemas de cómputo

Los MEMS son capaces de detectar impactos o caídas de computadoras portátiles con la finalidad de estacionar los cabezales del disco duro y evitar la pérdida de

¹¹ La galvanoplastia consiste en la deposición mediante electricidad.

información. También se emplean en los cabezales de las impresoras de inyección de tinta y computadoras de tipo Tablet.

d) Biomedicina

Se emplea en podómetros, sistemas de navegación personal, medición de presión sanguínea, análisis y medición de fuerzas para fines como:

- Clasificación de movimientos y monitoreo del rango de movimientos humanos
- Valoración del nivel de actividad física y
- Estimación del gasto de energía metabólica
- Medida del equilibrio, análisis de la marcha, balance y postura
- Actividades de la vida diaria
- Detección de caídas

En general, pueden servir para valoración clínica puntual, para monitoreo a largo plazo no supervisado, para detectar parámetros fisiológicos relevantes y proporcionar información clínica sobre el nivel de funcionalidad en un ambiente doméstico (Izquierdo y otros 2008).

e) Militar y espacial

Se emplea en proyectiles y lanzamiento de misiles. Las naves espaciales también incorporan estos dispositivos para medir su velocidad y orientación.

2.2.4 Ejemplos de aplicaciones de los acelerómetros

a) Control remoto WIIMOTE de Nintendo

Estos mandos tienen como características más importantes la capacidad de detección de movimientos en tres dimensiones y la habilidad para apuntar a objetos en la pantalla. Este mando (ver Figura 2.40) emplea el chip MEMS ADXL330 de Analog Devices. Su tamaño externo es de $4 \times 4 \times 1.45 \text{ mm}^3$ y es de bajo consumo. Su rango de detección es de $\pm 3.6g$ con una sensibilidad de 300 mV/g .

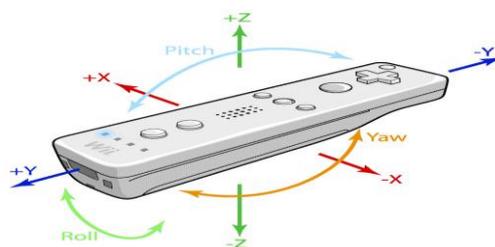


Figura 2.40 - Mando WIIMOTE de Nintendo, emplean acelerómetros MEMS

b) Nokia N95

Dispone de un acelerómetro que permite marcar la orientación de las fotos. Muchos usuarios desarrollan sus propios programas para aplicaciones como:

- Giro automático de la pantalla (ver Figura 2.41)
- Control de un coche a radiocontrol
- Agitar el móvil para leer un SMS o cambiar de canción



Figura 2.41 – Una aplicación de los acelerómetros en dispositivos móviles: orientación automática de la imagen al girar el dispositivo

2.2.5 Acelerómetros MEMS de Analog Devices

Analog Devices dispone de un amplio portafolio de acelerómetros MEMS en configuraciones de 1, 2 y 3 ejes con salida análoga o digital y con rangos de sensibilidad bajo y alto (*low and high g*). La tecnología de sensado inercial puede detectar y medir la aceleración (traslación), inclinación, golpes y vibraciones aplicables en muchos sectores comerciales e industriales.

Los acelerómetros MEMS de Analog Devices son dispositivos de sensado inercial caracterizados por su alto rendimiento, bajo consumo de potencia, funcionalidades integradas y requerimientos de pequeño tamaño para numerosas aplicaciones.

Las características técnicas principales que definen a estos acelerómetros son las siguientes:

- a) Número de ejes.- Puede ser de 1, 2 ó 3 ejes.
- b) Tipo de salida.- Puede ser analógica o digital.
- c) Rango de medición.- Es el nivel de aceleración soportado por el sensor, especificado

- en $\pm g$ (g: aceleración debido a la gravedad). Dentro de este rango la salida es lineal y precisa.
- d) Aceleración máxima absoluta.- Es la máxima aceleración que puede captar el sensor (mayor al rango nominal especificado por el fabricante). El sensor responde pero arroja una salida no confiable.
 - e) Sensibilidad.- Es la relación de cambio en la salida (voltaje) debido a cambio en la entrada (aceleración expresada en g's). Se expresa en mV/g para sensores con salida analógica y en LSB/g (bits/g) para sensores con salida digital. Usualmente se indican los valores mínimo, típico y máximo; o, bien, mediante una curva. En los sensores con salida analógica, la sensibilidad es radiométrica, es decir, proporcional a la fuente de alimentación.
 - a) Resolución: Es el inverso de la sensibilidad. Se mide en mg/LSB, indica en cuanto debe cambiar la entrada para cambiar la salida en un bit.
 - f) No linealidad.- Idealmente, la relación entre voltaje de salida y aceleración es lineal y esta descrita por la sensibilidad del dispositivo. La no linealidad es la medición de la desviación de una sensibilidad constante y se especifica como un porcentaje con respecto al rango de escala completa (%FSR - % *Full Scale Range*) o $\pm \%FS$ (*Full Scale*). La no linealidad de los acelerómetros de Analog Devices son suficientemente bajos que puede ignorarse.
 - g) *Zero-g Bias Level*.- Especifica el nivel de salida cuando no existe aceleración (entrada nula). Para sensores de salida analógica se expresa en mV y para sensores con salida digital se expresa en LSB's. Este parámetro se indica para un voltaje de alimentación en particular y es radiométrico.
 - h) Densidad de ruido.- Es la raíz cuadrada de la densidad espectral de potencia del ruido de salida. El ruido total se determina por la siguiente ecuación:

$$Ruido\ total = Densidad\ de\ ruido \times \sqrt{BW \times 1.6}$$

Donde BW es el ancho de banda del acelerómetro.

- i) Tasa de datos de salida.- En acelerómetros de salida digital, define la tasa o frecuencia a la cual los datos de aceleración son muestreados por el sensor.
- j) Ancho de banda.- Es la señal de frecuencia más alta que puede ser muestreado sin que se produzca el fenómeno de *aliasing* para la tasa de datos de salida especificada. Por el criterio de muestreo de Nyquist, el ancho de banda es la mitad de la tasa de datos de salida.

- k) Rango de alimentación.- Indica el rango de voltaje de alimentación en el cual funciona el dispositivo. Existen versiones en bajo voltaje desde 1.8 V.
- l) Consumo de corriente.- Es menor a 1 mA.
- m) Rango de temperatura.- La mayoría disponen de un rango amplio, de -40° C a 85° C.
- n) Encapsulado.- Es de tipo montaje superficial.

La Tabla 2.3 muestra algunos dispositivos acelerómetros MEMS de Analog Devices, de rango bajo (*log g*), con sus respectivas características técnicas.

Tabla 2.3 - Acelerómetros MEMS de Analog Devices, *low g*

Part# Results: 10	# of Axes	Range	Sensitivity	Sensitivity Accuracy (%)	Output Type	Typical Bandwidth (kHz)	Noise Density (µg/rtHz)	Voltage Supply (V)	Supply Current	Temp Range (°C)	Package
ADXL325	3	+/- 5g	174 mV/g	±10	Analog	1.6	250	1.8 to 3.6	350µA	-40 to 85°C	4mm x 4mm LFCSP
ADXL326	3	+/- 16g	57 mV/g	±10	Analog	1.6	250	1.8 to 3.6	350µA	-40 to 85°C	4mm x 4mm LFCSP
ADXL327	3	+/- 2g	420 mV/g	±10	Analog	1.6	250	1.8 to 3.6	350µA	-40 to 85°C	4mm x 4mm LFCSP
ADXL335	3	+/- 3g	300 mV/g	±10	Analog	1.6	300	1.8 to 3.6	350µA	-40 to 85°C	4mm x 4mm LFCSP
ADXL345	3	+/- 2/4/8/16g	up to 256 LSB/g	±10	Digital	1.6	-	2.0 to 3.6	145µA	-40 to 85°C	3mm x 5mm x 1mm LGA
ADXL346	3	+/- 2/4/8/16g	up to 256 LSB/g	±10	Digital	1.6	-	1.7 to 2.75	145µA	-40 to 85	3mm x 3mm x 0.95 mm LGA
ADXL321	2	+/- 18g	57 mV/g	±10	Analog	2.5	320	2.4 to 6	0.49mA	-20 to 70°C	4mm x 4mm LFCSP

Fuente: Analog Devices, Inc. 2009

2.2.6 Acelerómetro MEMS ADXL345 de Analog Devices

El ADXL345 de Analog Devices es un sensor de aceleración fabricado con tecnología MEMS (ver Figura 2.42). Posee las siguientes características técnicas:

- a) Dimensiones: 3mm x 5mm x 1mm
- b) Potencia: baja, consumo de 40uA en modo medición, 0.1uA en modo standby a 2.5V
- c) Alimentación: 2 a 3.6 V DC
- d) Ejes: 3 (X, Y y Z)
- e) Rango de medición: hasta +/- 16g
- f) Ancho de banda hasta de 1600 Hz. Puede medir desde aceleraciones estáticas hasta dinámicas de 1600 Hz.
- g) Frecuencia de muestreo, configurable por software, hasta 3200 Hz

- h) Salida: digital, hasta 13 bits con signo, formateada en 16 bits, complemento a 2
- i) Interface de salida: I²C y SPI (3 ó 4 cables)
- j) Resolución: 4 mg/LSB, permite medir cambios de inclinación menores a 1° mediante la detección de la aceleración estática de la gravedad.
- k) Procesador y memoria: incorporados
- l) Funciones incorporadas especiales
 - Sensado de actividad e inactividad
Detecta la presencia o ausencia de movimiento y si la aceleración en cualquier eje excede cierto nivel prefijado por el usuario.
 - Sensado de toque
Detecta simple o doble toque
 - Sensado de caída libre
Detecta si el dispositivo está cayendo
- m) Interrupciones: dos salidas de interrupción
- n) Buffer: memoria FIFO de 32 bits, puede ser usada para almacenar datos minimizando la intervención del procesador.

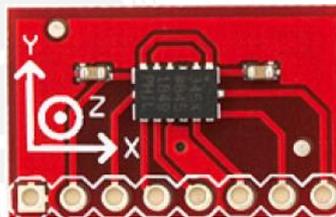


Figura 2.42 - Acelerómetro MEMS ADXL345 de Analog Devices montado en PCB
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

En la Figura 2.43 se ilustra la estructura interna del acelerómetro ADXL345 de Analog Devices. Consta de un sensor de aceleración triaxial, tipo capacitivo, conectado a un circuito electrónico de adaptación que a su vez se conecta a un convertor análogo a digital (ADC). Pasa luego por una etapa de filtrado de ruido y etapas de almacenamiento en memorias tipo FIFO de 32 niveles y su conversión a formatos seriales I²C y SPI. La administración de potencia del sensor también se encuentra incorporada en el chip.

En la Figura 2.44 se ilustra la distribución de pines del chip dispuestos en un encapsulado plástico SMD de tipo LGA con 14 terminales. La función de cada terminal del sensor se

muestra en la Tabla 2.4. Cabe indicar la presencia del bus de comunicación serial I²C (pines 13 y 14) empleado en el proyecto. En la Figura 2.45, se observa las líneas de conexión del sensor agrupadas en tres tipos de señales.

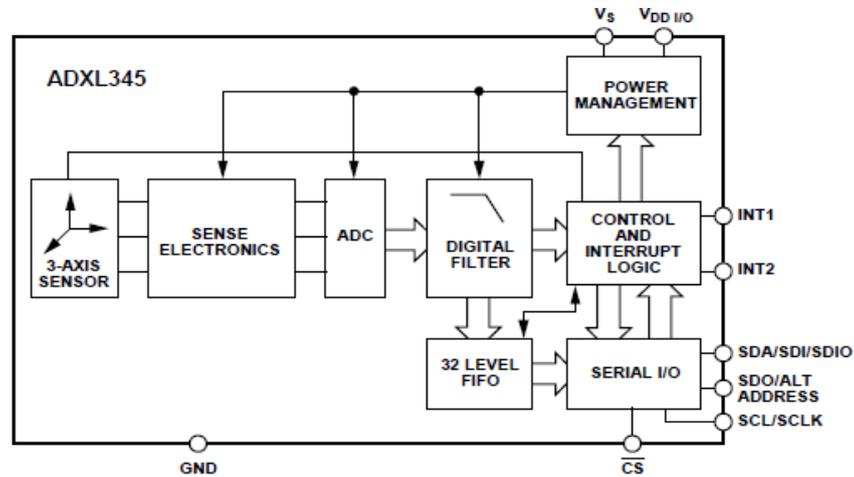


Figura 2.43 – Estructura interna del acelerómetro MEMS ADXL345
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

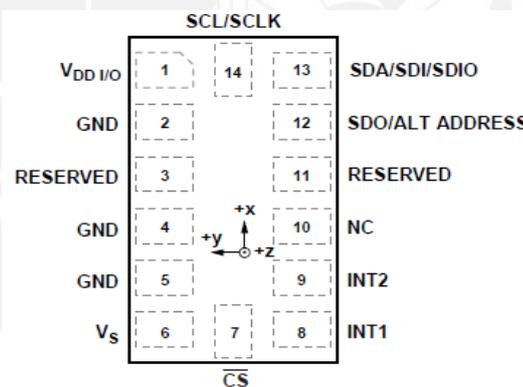


Figura 2.44 – Disposición de terminales del sensor ADXL345
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

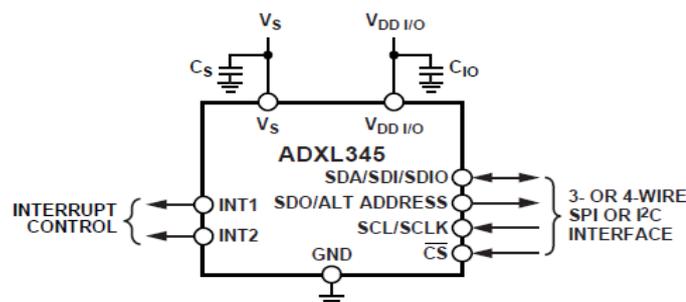


Figura 2.45 – Conexión típica del ADXL345
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

- a) Alimentación.- Emplea capacitores de desacoplo de ruido. C_s es un capacitor de tantalio de 1uF y $C_{I/O}$ es un capacitor cerámico de 0.1uF.
- b) Interrupciones.- Son dos líneas para interrupciones hardware, se conectan hacia un procesador.
- c) Bus de comunicación.- Soporta dos tipos de buses: SPI e I²C.

Tabla 2.4 – Disposición y función de los terminales del sensor ADXL345

Pin No.	Mnemonic	Description
1	$V_{DD I/O}$	Digital Interface Supply Voltage.
2	GND	Must be connected to ground.
3	Reserved	Reserved. This pin must be connected to V_s or left open.
4	GND	Must be connected to ground.
5	GND	Must be connected to ground.
6	V_s	Supply Voltage.
7	\overline{CS}	Chip Select.
8	INT1	Interrupt 1 Output.
9	INT2	Interrupt 2 Output.
10	NC	Not Internally Connected.
11	Reserved	Reserved. This pin must be connected to ground or left open.
12	SDO/ALT ADDRESS	Serial Data Output/Alternate I ² C Address Select.
13	SDA/SDI/SDIO	Serial Data (I ² C)/Serial Data Input (SPI 4-Wire)/Serial Data Input and Output (SPI 3-Wire).
14	SCL/SCLK	Serial Communications Clock.

Fuente: Analog Devices, Inc. 2009

En las Figuras 2.46 y 2.47, podemos apreciar el sistema de coordenadas y orientación del sensor, así como las respuestas en los tres ejes al colocar el sensor en distintas orientaciones con respecto a la gravedad. Consideramos la gravedad como un vector paralelo al eje z.

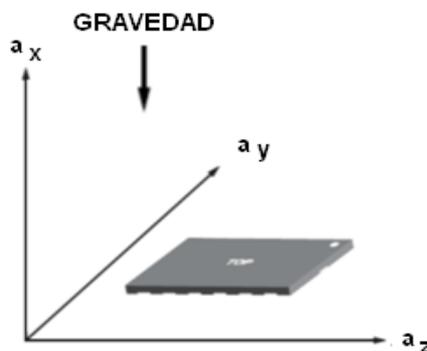


Figura 2.46 – Orientación y sistema de coordenadas del ADXL345

(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

En ausencia de otras aceleraciones, el sensor detecta la aceleración estática de la gravedad en cualquiera de sus ejes. Si el sensor tuviese cierto ángulo de inclinación, la aceleración de la gravedad se detecta en más de un eje. Esto permite determinar el ángulo de inclinación del dispositivo.

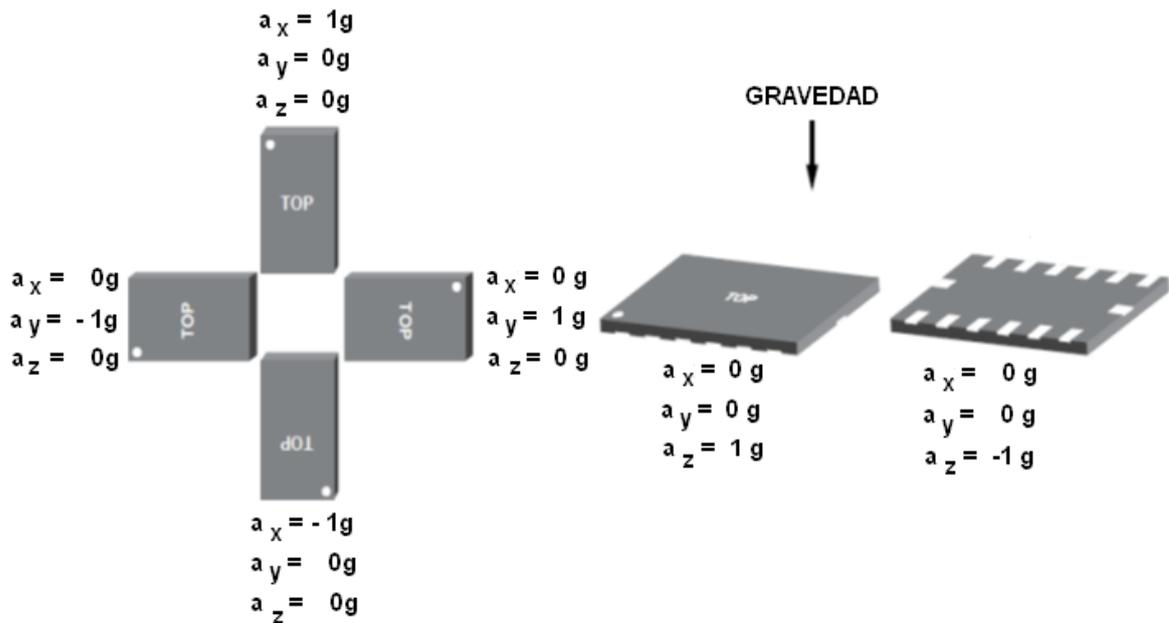


Figura 2.47 – Respuesta del sensor según la orientación de la gravedad
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

Internamente el sensor ADXL345 dispone de una serie de registros con distintas funciones según se muestra en la Tabla 2.5. Son un total de 58 registros accesibles por un procesador vía los buses de comunicación del sensor. Entre otras funcionalidades, estos registros permiten leer los datos sensados por el ADXL345 en cada uno de sus tres ejes, permiten acceder a los bits de estado y configurar las interrupciones y funciones del sensor.

El fabricante recomienda el uso del sensor en aplicaciones de instrumentación médica e industrial y en dispositivos móviles. El rango de temperatura de operación va de -40°C a 85°C . El sensor MEMS ADXL345 de Analog Devices cumple con las especificaciones de calidad y performance siguientes: MIL-PRF-38534 y MIL-PRF-38535 (Analog Devices, Inc. 2014).

Tabla 2.5 – Mapa de registros del ADXL345

Address		Name	Type	Reset Value	Description
Hex	Dec				
0x00	0	DEVID	R	11100101	Device ID.
0x01 to 0x01C	1 to 28	Reserved			Reserved. Do not access.
0x1D	29	THRESH_TAP	R/W	00000000	Tap threshold.
0x1E	30	OFSX	R/W	00000000	X-axis offset.
0x1F	31	OFSY	R/W	00000000	Y-axis offset.
0x20	32	OFSZ	R/W	00000000	Z-axis offset.
0x21	33	DUR	R/W	00000000	Tap duration.
0x22	34	Latent	R/W	00000000	Tap latency.
0x23	35	Window	R/W	00000000	Tap window.
0x24	36	THRESH_ACT	R/W	00000000	Activity threshold.
0x25	37	THRESH_INACT	R/W	00000000	Inactivity threshold.
0x26	38	TIME_INACT	R/W	00000000	Inactivity time.
0x27	39	ACT_INACT_CTL	R/W	00000000	Axis enable control for activity and inactivity detection.
0x28	40	THRESH_FF	R/W	00000000	Free-fall threshold.
0x29	41	TIME_FF	R/W	00000000	Free-fall time.
0x2A	42	TAP_AXES	R/W	00000000	Axis control for tap/double tap.
0x2B	43	ACT_TAP_STATUS	R	00000000	Source of tap/double tap.
0x2C	44	BW_RATE	R/W	00001010	Data rate and power mode control.
0x2D	45	POWER_CTL	R/W	00000000	Power-saving features control.
0x2E	46	INT_ENABLE	R/W	00000000	Interrupt enable control.
0x2F	47	INT_MAP	R/W	00000000	Interrupt mapping control.
0x30	48	INT_SOURCE	R	00000010	Source of interrupts.
0x31	49	DATA_FORMAT	R/W	00000000	Data format control.
0x32	50	DATA0	R	00000000	X-Axis Data 0.
0x33	51	DATA1	R	00000000	X-Axis Data 1.
0x34	52	DATAY0	R	00000000	Y-Axis Data 0.
0x35	53	DATAY1	R	00000000	Y-Axis Data 1.
0x36	54	DATAZ0	R	00000000	Z-Axis Data 0.
0x37	55	DATAZ1	R	00000000	Z-Axis Data 1.
0x38	56	FIFO_CTL	R/W	00000000	FIFO control.
0x39	57	FIFO_STATUS	R	00000000	FIFO status.

Fuente: Analog Devices, Inc. 2009

2.3 MODULOS BLUETOOTH

2.3.1 Orígenes de la tecnología Bluetooth

En 1994, la compañía de telecomunicaciones ERICSSON, inició un estudio para investigar la viabilidad de una interfaz de radio, de baja potencia y bajo costo, entre teléfonos móviles y sus accesorios. El objetivo era eliminar los cables entre los teléfonos móviles y distintos accesorios y equipos próximos. A medida que el proyecto progresaba, se volvió claro que las aplicaciones que envolvían dicho enlace de corto rango serían ilimitadas. En febrero de 1998, las compañías, Ericsson, Nokia, IBM, Toshiba e Intel, forman un Grupo de Interés Especial (**SIG**). La meta era establecer la creación de una especificación global para conectividad sin hilos de corto alcance. En mayo de 1998, el consorcio de Bluetooth se anunció al público general de Londres, Inglaterra, San José, California y Tokio, lo que provocó la adopción de la tecnología por varias compañías. El propósito del consorcio era

establecer un dispositivo estándar y un software que lo controle. Actualmente pertenecen al SIG más de 1600 empresas, las mismas que han adoptado esta tecnología para desarrollarla con sus propios productos, que empezaron a salir al mercado el año 2000.

2.3.2 Funcionamiento de Bluetooth

Bluetooth es un estándar empleado en enlaces de radio de corto alcance, destinado para reemplazar el cableado existente entre dispositivos electrónicos como teléfonos celulares, asistentes personales digitales (PDA's), computadoras y muchos otros dispositivos y accesorios ya sea en el hogar, en la oficina, en el auto, etc. La tecnología empleada permite a los usuarios conexiones instantáneas y simultáneas de voz y datos entre varios dispositivos a la vez y en tiempo real. El estándar asegura protección contra interferencias y seguridad en el envío de datos. Es un sistema robusto, de baja complejidad, bajo consumo de potencia y bajo costo. Funciona en la banda ISM¹² de 2.4 GHz. Permite comunicaciones full-duplex punto a punto y punto multipunto. Además de los canales de datos, dispone de tres canales de voz PCM (Huidobro 2002).

2.3.3 Topologías Bluetooth

Existen dos topologías, ver la Figura 2.48.

- Piconets.- Conformado por un maestro y de uno a siete esclavos.
- Scarttnet.- Ocurre cuando un dispositivo pertenecer a dos piconets al mismo tiempo, sirviendo como esclavo en ambas piconets o como maestro en una y esclavo en la otra. Esta topología permite la interconexión de piconets.

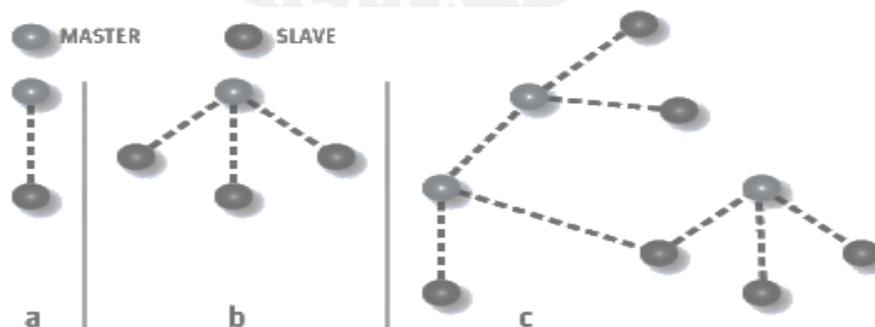


Figura 2.48 – Topologías posibles: (a) piconet, esclavo único, (b) piconet, varios esclavos, (c) interconexión de piconets (*scarttnet*)
(Fuente: Moreno Tablado, Alberto 2005)

¹² Bandas de frecuencia para uso industrial, científico y médico, no requieren licencia.

2.3.4 Hardware Bluetooth

La Figura 2.49 muestra la arquitectura de hardware típica de un dispositivo Bluetooth. Consta de un procesador que controla su funcionamiento, bancos de memoria e interface de comunicación alámbrica con otro procesador. Estas etapas, incluyendo las de banda base y RF, se describen a continuación.

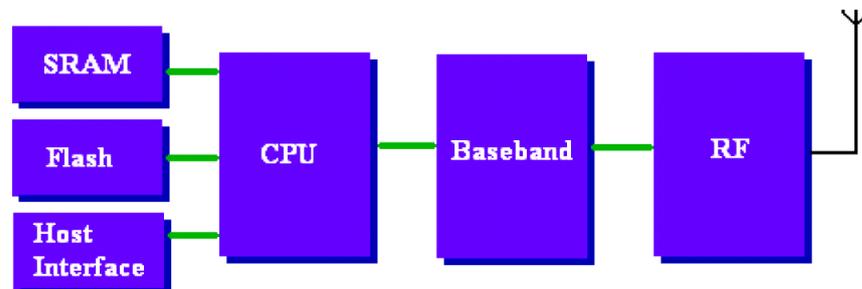


Figura 2.49 – Partes típicas de un dispositivo Bluetooth

(Fuente Elaboración propia)

RF

Bluetooth opera en la banda no licenciada ISM, de 2400 MHz a 2483.5 MHz. Para evitar interferencias, dado que esta banda es usada libremente por muchos dispositivos, la potencia de transmisión es baja y de corto alcance. Emplea la técnica de transmisión de espectro ensanchado por salto aleatorio de frecuencia (FHSS) entre 79 canales de 1 MHz cada uno a razón de 1600 saltos/s (ver la Figura 2.50). El tiempo de permanencia en cada canal es de 625 us (1/1600). Si se produce interferencia con algún canal, la información se reenvía por otro canal. Sin embargo, incluye también codificación de control de errores FEC (*Forward Error Correction*).

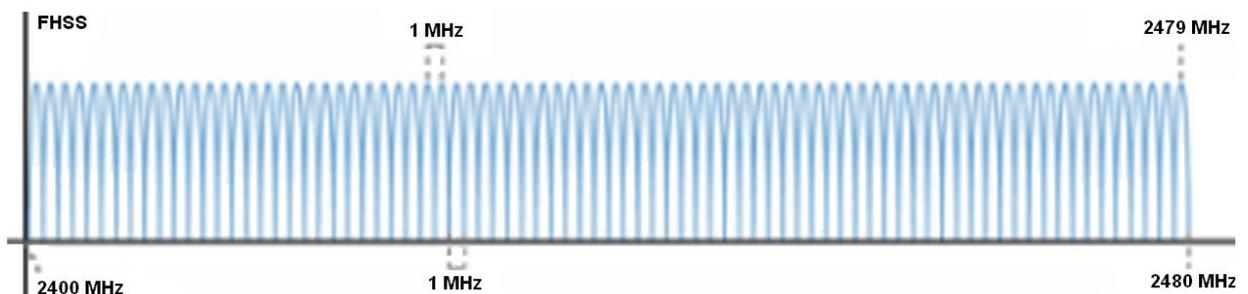


Figura 2.50 – Técnica FHSS, la transmisión conmuta entre 79 portadoras a razón de 1600 saltos por segundo. Existen una banda de guarda inferior de 2 MHz y otra superior de 3.5 MHz. Las frecuencias de las portadoras son: $f = (2402 + k) \text{ MHz}$, $k = 0, \dots, 78$

(Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010)

La técnica de salto de frecuencia contribuye a evitar la intercepción, dado que los cambios de frecuencia se realizan según una secuencia pseudo aleatoria. Además, la seguridad de los datos se garantiza con una encriptación de 128 bits. A partir de la versión 1.e de Bluetooth, el salto de frecuencia es adaptativo. Con este mejoramiento de la técnica, se detectan canales interferentes y se excluyen de las secuencias de salto siguientes.

Bluetooth emplea la técnica de modulación por desplazamiento de fase gaussiano (GFSK). Esta técnica es idéntica que FSK, excepto que la señal de información pasa previamente por un filtro gaussiano para eliminar sus componentes de alta frecuencia, reduciendo el ancho de banda requerido y permitiendo mayores velocidades de transferencia sobre un mismo canal (ver la Figura 2.51). La tasa en baudios es de 1 M Baudio. La tasa de bits en el aire es de 1 Mbps y puede llegar hasta 3 Mbps con otros esquemas de modulación PSK. Existen dispositivos Bluetooth que trabajan en modo EDR (*Enhanced Data Rate*) en el cual el esquema de modulación cambia al transmitir cada uno de los campos de un paquete. Así, los campos “*access code*” y “*header*” emplean GFSK y los campos restantes PSK a mayor velocidad.



Figura 2.51 – Filtro gaussiano, aplicado a la banda base, para reducir el ancho de banda por eliminación de componentes de alta frecuencia de la señal digital

(Fuente: Elaboración propia)

Potencia y alcance Bluetooth

Los dispositivos Bluetooth tienen un consumo de potencia muy reducido (hasta un 97% menor que un teléfono móvil). Si no existe intercambio de datos pueden permanecer en modo *stand-by* para ahorrar energía. En la Tabla 2.6 se presentan las potencias de transmisión y alcances de las tres clases de Bluetooth existentes.

El equipo receptor debe tener una sensibilidad mayor a -70 dBm para cualquier transmisor,

y la tasa de error (BER – *Bit Error Rate*) admisible debe ser menor o igual a 0.1%.

Tabla 2.6 - Niveles de potencia y alcance de Bluetooth

Clases de radio	Potencia máxima (mW)	Potencia máxima (dBm)	Alcance (aproximado)	Aplicación principal
Clase 1	100 mW	20 dBm	100 metros	Industrial
Clase 2	2.5 mW	4 dBm	10 metros	Dispositivos móviles
Clase 3	1 mW	0 dBm	1 metro	

Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010

BANDA BASE

Es la parte del sistema Bluetooth que especifica o implementa los procedimientos de acceso al medio o capa física entre dispositivos Bluetooth.

2.3.5 Paquetes de datos

Formato de los paquetes

Los datos transmitidos se codifican en paquetes. El formato general se muestra en la Figura 2.52. Un paquete puede contener solo el primer campo, los dos primeros o los tres.

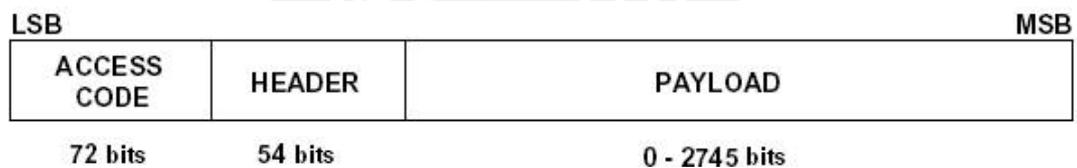


Figura 2.52 – Formato de paquetes Bluetooth a velocidad estándar de 1 Mbps
(Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010)

Bluetooth EDR tiene un modo de modulación primaria con tasa de bits de 2 Mbps y un modo secundario de modulación que permite 3 Mbps. El paquete EDR consta de seis campos que se ilustran en la Figura 2.53.



Figura 2.53 – Formato de paquete para tasa de bits mejorado (EDR)

(Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010)

En Bluetooth todos los datos que se envían a través del canal son fragmentados y enviados en paquetes. La información se encuentra protegida mediante códigos detectores y/o correctores de errores. En cada ranura solo se puede enviar un paquete. El receptor los recibe y procesa empezando por el bit menos significativo. Los paquetes se pueden clasificar en diferentes tipos atendiendo al número de slots que ocupan y dependiendo de si los enlaces son síncronos o asíncronos.

- Enlaces asíncronos:** la tasa de transmisión máxima es alrededor de 723 kbps. El campo de datos es de longitud variable. Hay tres tipos de paquetes según quepan en 1, 3 ó 5 slots. Los paquetes que ocupan 3 ó 5 slots, se denominan multi-slots. Estos no utilizan saltos de frecuencia de la portadora. Se envían por la misma frecuencia durante todos los slots que ocupe el paquete. Una vez finalizada la transmisión del paquete se cambia la frecuencia.
- Enlaces síncronos:** el campo de datos de usuario es de tamaño fijo. Este tipo de enlaces soporta full-duplex con tasas de transmisión mucho menores que en el caso de los enlaces asíncronos, alrededor de 64 kbps en los dos sentidos. Los paquetes solo caben en un slot.

A continuación se describen algunos de los campos de los paquetes de datos de Bluetooth (Moreno 2005).

Código de acceso (Access Code - 9 bytes)

Todas las transmisiones inician con un código de acceso del maestro. Los receptores en la red comparan las señales que arriban con el código de acceso; si estos no son iguales, el paquete recibido se considera inválido y se ignora. Se emplea también para sincronización.

Cabecera (Header, 54 bits)

Tiene como propósito establecer parámetros como la dirección de control de acceso al medio (MAC), el tipo de paquete para cada tipo de enlace físico síncrono o asíncrono, el

control de flujo, mensajes y chequeo de errores. Incluye código de corrección de errores.

Payload (0 a 2745 bits)

Transporta la información. Puede ser de dos tipos: datos o voz. Los paquetes síncronos solo transportan voz y los paquetes asíncronos solo transportan datos.

Direccionamiento de dispositivos

Cada dispositivo Bluetooth tiene una dirección única de 48 bits.

2.3.6 Pila de protocolos del núcleo Bluetooth (Bluetooth Core Protocols)

Las diversas aplicaciones de software que emplean Bluetooth tienen en común algunas capas correspondientes al núcleo Bluetooth. La especificación Bluetooth es abierta, lo que permite el desarrollo de nuevos protocolos de aplicación en capas superiores, lo cual se traduce en el desarrollo de una gran variedad de servicios por parte de las casas fabricantes y usuarios. En las figuras 2.54 y 2.55 se muestran la arquitectura básica de la pila de protocolos Bluetooth, a nivel de núcleo y aplicaciones.



Figura 2.54 – Arquitectura general de Bluetooth (Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010)

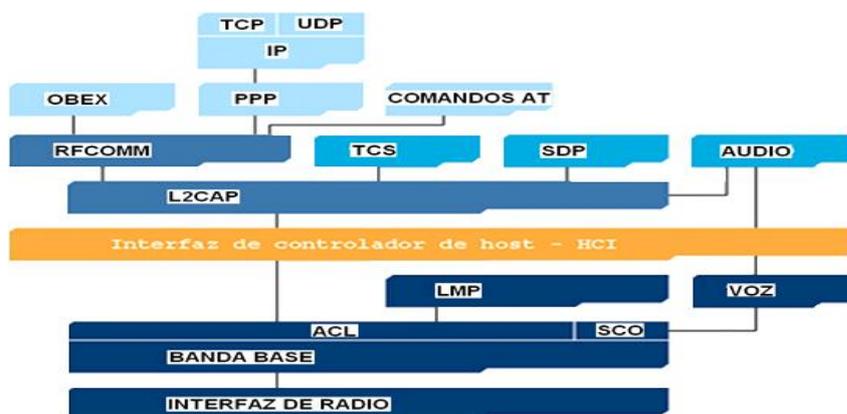


Figura 2.55 – Pila de protocolos Bluetooth (Fuente: Moreno 2005)

A continuación se describen estas capas.

CAPA FISICA

Está relacionado con el envío de información por la interfaz de radiofrecuencia, realizando los procesos de modulación y demodulación.

Canales físicos

Los canales físicos están definidos por la secuencia pseudo aleatoria de salto de los canales de RF, la temporización de paquetes y un código de acceso.

Enlaces físicos

Son conexiones banda base entre dispositivos. Cada enlace físico está asociado con exactamente un canal físico. Incluyen características como: control de potencia, supervisión del enlace, encriptación, control de paquetes multi ranura. Bluetooth emplea una combinación de enlaces síncronos y asíncronos. Un enlace síncrono orientado a la conexión (SCO) es un enlace punto a punto entre un maestro y un esclavo específico. Se emplea para voz y tiene una tasa de transmisión simétrica de 64 Kbps. Emplea ranuras de tiempo reservadas y se puede asemejar a un enlace de conmutación de circuitos. Un maestro soporta hasta tres enlaces SCO a uno o varios esclavos, mientras que un esclavo puede soportar hasta tres enlaces SCO a un maestro o hasta dos enlaces SCO a diferentes maestros. El maestro transmite en ranuras de tiempo maestro-esclavo reservadas y el esclavo responde en la siguiente ranura esclavo-maestro. Los paquetes SCO nunca son retransmitidos.

Los enlaces asíncronos sin conexión (ACL – *Asynchronous ConnectionLess*) se emplean para transmisión de datos con velocidades asimétricas de 732.2 Kbps de bajada y 57.6 Kbps de subida. También soporta transmisión simétrica a 433.9 Kbps. Solo puede existir un enlace ACL entre un maestro y todos los esclavos activos. Los paquetes ACL no garantizan entrega, emplea retransmisión de paquetes.

CAPA LOGICA

Sobre los enlaces físicos existe una subcapa de canales lógicos. Estos representan distintos tipos de información que viajan por los canales físicos. Existen cinco tipos de enlaces lógicos.

- Link Control (LC).- Se emplea a nivel de control del enlace.
- ACL Control (ACL-C).- Se emplea a nivel de administración del enlace.

- User Asynchronous/Isochronous (ACL-U).- Para transporte de información de usuario.
- User Synchronous (SCO-S).- Para transporte de información de usuario.
- User Extended Synchronous (eSCO-S)

PROTOCOLO DE ADMINISTRACION DE ENLACE (LMP – *Link Manager Protocol*)

Este protocolo se emplea para controlar y negociar todos los aspectos de funcionamiento de la conexión Bluetooth entre dos dispositivos, incluyendo el control y negociación del tamaño de los paquetes de banda base. Incluye configuración y control de los enlaces lógicos y de transportes lógicos. El gestor de enlace es un módulo software que se ejecuta en un microprocesador dentro de cada unidad Bluetooth, se encarga de descubrir otros gestores de enlace remotos y comunicarse con los mismos para gestionar el establecimiento del enlace, la autenticación, la configuración y otras funciones. LMP se emplea para comunicar los Link Managers (LM) de dos dispositivos conectados. El LM hace uso de las funciones del controlador de enlace que sirve de intermediario con la banda base (ver Figura 2.56).

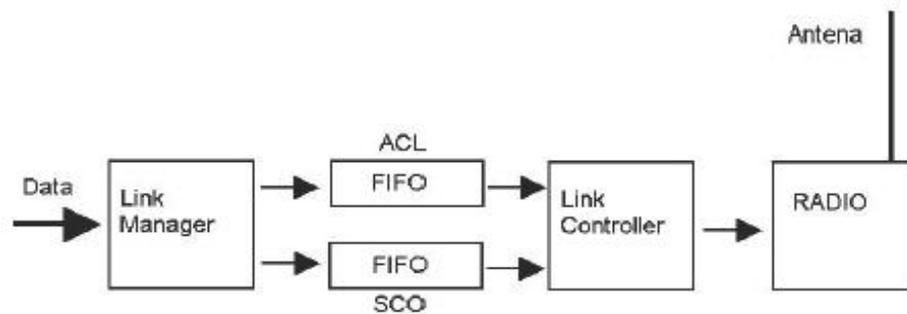


Figura 2.56 – El *Link Manager* (LM) se comunica con el *Link Controller* (LC)
(Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010)

INTERFACE CONTROLADOR DE HOST (HCI – *Host Controller Interface*)

Actúa como una frontera entre las capas de protocolos relativas al hardware y las relativas al software. Provee una interface de comandos con el controlador de banda base y el Link Manager. Esta interface provee un método uniforme de acceso a las capacidades de la banda base. Una de sus tareas es el descubrimiento de dispositivos Bluetooth.

CAPA L2CAP - LOGICAL LINK CONTROL AND ADAPTION PROTOCOL

Se encarga de la multiplexación de protocolos de nivel superior, ya que los protocolos de banda base no disponen de un campo para especificar el protocolo de nivel superior. Realiza segmentación y re-ensamble de paquetes necesario con protocolos que utilicen

paquetes de mayor tamaño a los soportados por la banda base y el transporte de información de calidad del servicio. L2CAP también permite el intercambio de información referente a la calidad de servicio (QoS) esperada entre dos dispositivos. L2CAP solo está definida para conexiones asíncronas ACL.

2.3.6 Protocolos orientados a la aplicación

El Grupo Bluetooth SIG ha desarrollado protocolos a nivel de aplicación conformados por las capas de reemplazo de cable, control de telefonía y protocolos adaptados. Dichos protocolos son abiertos, y permiten la inclusión de nuevos protocolos, por ejemplo HTTP o FTP, lo que hace al estándar muy flexible. A continuación se describen los protocolos RFCOMM y la de comandos AT.

RFCOMM (Radio Frequency Communication)

El protocolo RFCOMM emula la configuración, estado y las señales de control y datos de un puerto RS-232 sobre L2CAP. Se emplea para transferencias seriales de datos. Así, RFCOMM soporta plenamente aplicaciones con puerto RS-232. RFCOMM permite hasta 60 conexiones simultáneas entre dos dispositivos Bluetooth. Permite implementar el perfil de puerto serial RS-232 para reemplazo de cable (*Cable Replacement Protocol*).

Para implementar RFCOMM, se requiere dos aplicaciones corriendo sobre dispositivos distintos con un segmento de comunicación entre ambos (ver la Figura 2.57). En su forma más simple, el segmento de comunicación es una conexión directa entre ambos dispositivos vía RF; otra opción es que entre ambos dispositivos exista una red, entonces la comunicación se realiza usando módems, cada modem se conecta vía Bluetooth a su respectivo dispositivo. En otra configuración, existe un dispositivo intermedio que accede inalámbricamente a un dispositivo con Bluetooth y, por otro lado, alámbricamente a otro dispositivo sin Bluetooth. RFCOMM trabaja con dos tipos de dispositivos. Los dispositivos tipo 1 son extremos de comunicación tales como computadoras e impresoras. Los dispositivos tipo 2 son parte del segmento de comunicación, como los módems.

COMANDOS AT

Es un protocolo para control de telefonía. Consta de instrucciones codificadas en modo texto que permiten la comunicación con un terminal de modem. Fue desarrollado en 1977 por Dennis Hayes como una interfaz de comunicación para poder configurar y proporcionar instrucciones a un modem. Actualmente su empleo se ha universalizado. La telefonía móvil también ha adoptado este lenguaje como estándar para realizar comunicación con sus terminales. Todos los teléfonos móviles disponen de un juego de comandos AT que

permiten acciones como realizar llamadas de datos o voz, leer y escribir en la agenda de contactos, gestionar mensajes SMS, etc. Son independientes del canal de comunicación por el cual se envíen los comandos, cable RS-232, infrarrojo o Bluetooth.

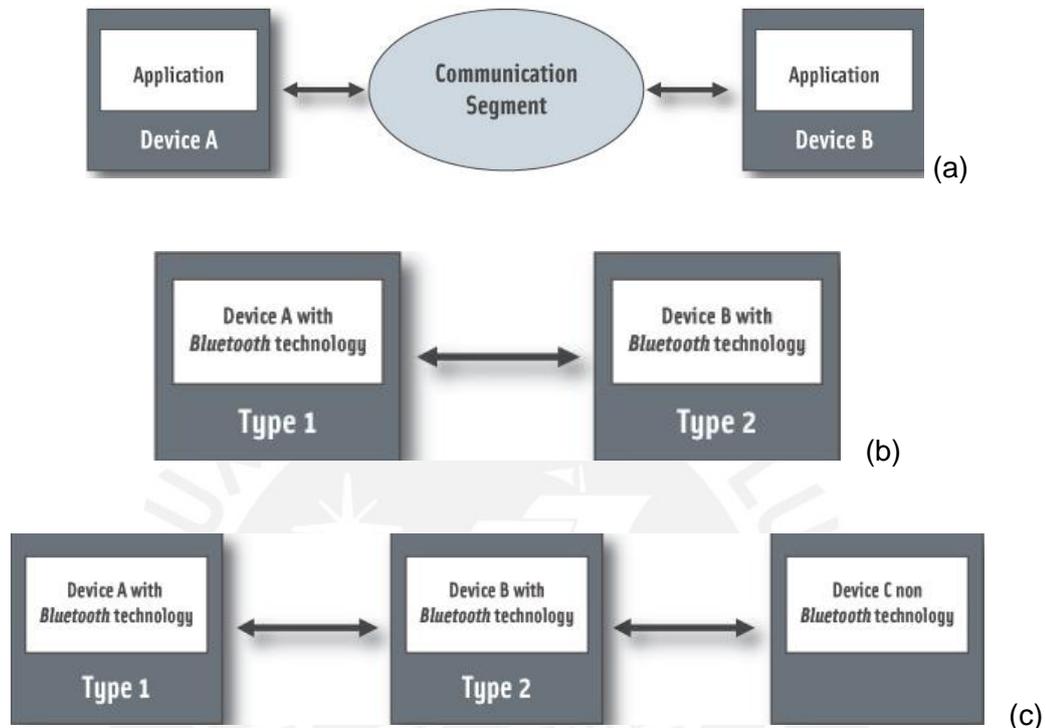


Figura 2.57 – RFCOMM (a) Segmento de comunicación. (b) Conexión directa. (c) Conexión con dispositivo intermedio (Fuente: Bluetooth Special Interest Group 2010)

PERFILES BLUETOOTH

Los perfiles especifican como utilizar la pila de protocolos para implementar soluciones que trabajen sin problemas entre dos dispositivos. Los perfiles especifican características, opciones y parámetros que un dispositivo Bluetooth emplea para comunicarse con otro. Existe diversos perfiles que describen muchos tipos de aplicaciones o casos de uso. Algunos de los perfiles más comunes son:

- DUN (*Dial-Up Networking* – Acceso telefónico a redes).- Se emplea mayormente con módems y teléfonos celulares conectados a computadoras para recibir llamadas y acceder a ciertos servicios.
- PPP (Acceso a redes de datos).- Permite el acceso a redes LAN o la comunicación entre dos equipos emulando PPP sobre Bluetooth.
- OBEX.- Empleado para la transferencia de archivos entre dispositivos móviles.

2.3.6 Módulo Bluetooth EZURIO BTM402

Consiste de una solución Bluetooth Clase 1 totalmente integrada. Diseñada para aplicaciones que requieran añadir funcionalidad Bluetooth, tales como equipos POS (puntos de venta), automatización industrial, telemática, biomédica y dispositivos portátiles en general. El aspecto físico de este módulo se aprecia en la Figura 2.58.



Figura 2.58 – Aspecto del módulo Bluetooth BTM402 de Ezurio
(Fuente: Ezurio 2007)

Las características técnicas del módulo Bluetooth son las siguientes:

- | | |
|-----------------------------------|--|
| a) Estándar soportado | Bluetooth V. 2.0 |
| b) Clase de transmisión | Clase 1 |
| c) Frecuencia | 2.400 – 2.4835 GHz |
| d) Canales | 79, salto de frecuencia adaptativo |
| e) Sensibilidad de recepción | -87 dBm |
| f) Tasa de transferencia de datos | Hasta 300 Kbps |
| g) Potencia del transmisor | 40 mW máximo (16 dBm) |
| h) Antena | Cerámico multicapa de +2dBi |
| i) Potencia de transmisión máxima | 65 mW (+18 dBm) |
| j) Alcance | Hasta 1000 m en espacio libre |
| k) Interface de datos | RS-232, compatible con UART 16550
Velocidades desde 1200 a 921600 bps
Nivel de voltaje de 3.3 V CMOS |
| l) Audio | 3 canales PCM de 64 Kbps |
| m) Pila de protocolos Bluetooth | V. 2.0 integrado |
| n) Perfiles | GAP, SDP, FTP, DUN, HSP
SPP (<i>Serial Port Profile</i> – emula un |

	cable serial para aplicaciones de reemplazo de cable)
o) Interface de comandos	Registros S y conjunto de instrucciones AT
p) Modos de conexión	Punto a punto Multipunto, máximo siete esclavos
q) Comandos	AT
r) Consumo de corriente	130 mA en transferencia de datos
s) Voltaje de alimentación	3.6 V a 5 V DC
t) Interface	Conector HIROSE DF-12 de 40 pines
u) Dimensiones	22.8mm x 33.8mm x 7.6mm
v) Peso	8 gramos
w) Temperatura de operación	-10° C a +85° C

Respecto a certificaciones, el módulo empleado cumple con las siguientes: FCC, IC, CE & R&TTE y RoHS. Está fabricado para uso en dispositivos portátiles alimentado con batería y con rango de temperatura industrial. Su cobertura alcanza los 1000 metros a la máxima potencia de transmisión, 65mW. El fabricante recomienda su uso en equipos médicos e industriales. Para cumplir con los requerimientos de la FCC, el módulo incluye un blindaje soldado contra RF (Ezurio 2007).

En la Figura 2.59, podemos apreciar el diagrama de bloques del módulo con sus distintos elementos que lo conforman, así como los puertos de comunicación. Algunos de los elementos que lo componen son los siguientes (Ezurio 2007):

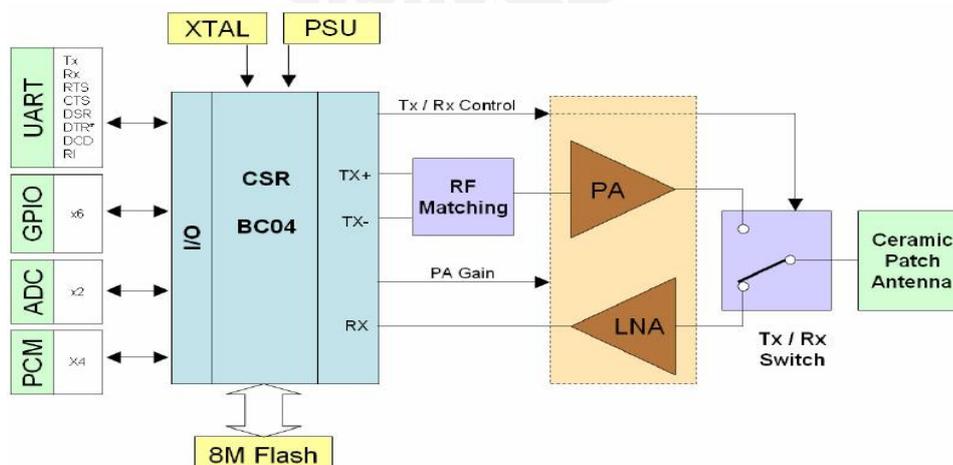


Figura 2.59 – Diagrama de bloques del módulo Bluetooth BTM402 mostrando los elementos que lo componen (Fuente: Ezurio Limited 2006)

- Puerto serie RS-232
- Un puerto de audio con tres canales PCM a 64 Kbps cada uno
- Dos entradas analógicas, 1.8 V máximo
- Siete entradas/salidas de propósito general
- Chip BC04 (*Cambridge Silicon Radio BlueCore 04*)
- Memoria FLASH de 8 MB
- Amplificador de potencia (PA)
- Amplificador de bajo ruido (LNA)
- Antena cerámica

2.4 TELEFONOS CELULARES Y LA TECNOLOGIA SMS

2.4.1 Tecnología GSM¹³

Las compañías operadoras de telecomunicaciones en Perú emplean el estándar GSM para comunicaciones celulares y servicios adicionales como WAP, correo electrónico y SMS. También el teléfono puede ser conectado a una PC y emplearse para diversas aplicaciones. GSM está catalogado como un estándar 2G debido a su velocidad de transmisión y otras características. Es el estándar de mayor uso en el mundo, con un 82% de los terminales en 212 países. Una de sus ventajas para el usuario es poder cambiar de operador sin cambiar de terminal, solo cambiando la tarjeta SIM. Al ser un estándar libre, dispone de múltiples fabricantes que proveen de sistemas a las operadoras y otros usuarios. GSM trabaja en las bandas de frecuencia de 850, 900, 1800 y 1900 MHz. El servicio SMS se implementó por primera vez en GSM, luego se extendió a otros estándares. En la Figura 2.60 se ilustra las partes principales de una red GSM. Consta de los siguientes elementos:

- a) Estaciones móviles (MS – *Mobile Stations*).- Es el terminal o teléfono celular empleado por el usuario o suscriptor.
- b) *SIM Card* (Tarjeta de identificación del abonado o *Subscriber Identity Module*).- Es una tarjeta inteligente asociado a un usuario. Almacena, entre otros datos, un número o código único de 15 dígitos, denominado IMSI (*International Mobile Subscriber Identity* – Identidad Internacional del Abonado Móvil) que lo identifica a través de la red GSM.
- c) *Mobile Switching Center* (MSC).- Es la central de conmutación móvil. Se encarga de

¹³ GSM son las siglas en inglés de Sistema Global para Comunicaciones Móviles

- la conmutación y señalización de las llamadas dentro de un área geográfica de cobertura.
- d) *Home Location Register (HLR)*.- Registro de abonados locales. Es una base de datos con información de los abonados y sus servicios contratados en el área de cobertura.
 - e) *Visitor Location Register (VLR)*.- Registro de abonados visitantes. Es una base de datos con información de abonados visitantes o provenientes de otras áreas de cobertura (*roaming*). Contiene, también, información temporal de la ubicación actual (celda) de los móviles.
 - f) *Base Station Systems (BSS)*.- Es un sistema que se encarga de la comunicación de un conjunto de estaciones base con la central de conmutación. Está conformado por varias estaciones base y un controlador de estación base.
 - g) *Authentication Center (AuC)*.- Es el centro de autenticación de los abonados para el uso del sistema. Está asociado al HLR y almacena la llave de identidad de cada usuario móvil registrado en el HLR; posibilita la autenticación del IMSI del abonado. También genera la llave para encriptar la comunicación entre MSC y BTS.
 - h) Centro de Operación y Mantenimiento (OMC - *Operational and Maintenance Center*).- Consta de un conjunto de equipos, terminales y personal encargado de monitorear y controlar centralizadamente todos los elementos de la red GSM.

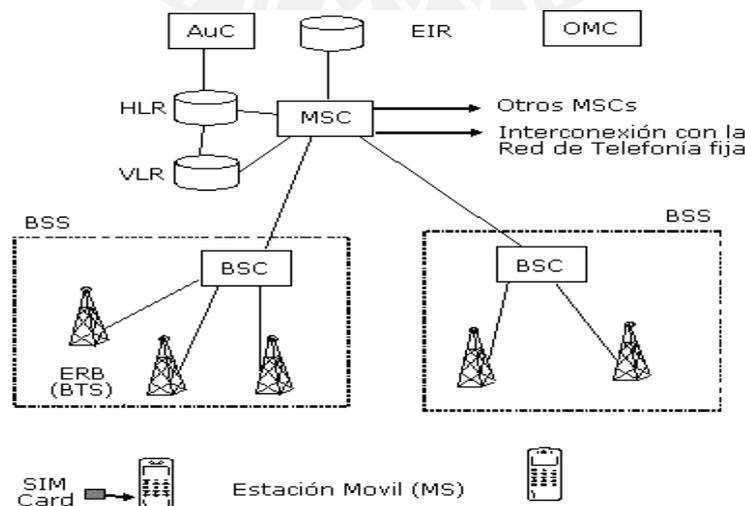


Figura 2.60 – Estructura básica de la red GSM

(Fuente: <http://tecnoloxiaxa.blogspot.com/2011/09/seguridad-en-telefonía-movil-2.html>)

En Perú, la tecnología GSM es usada por las operadoras de telecomunicaciones Movistar, Claro y Nextel. La extensión de GSM a 3G se denomina UMTS y se diferencia por su mayor velocidad de transmisión, por su arquitectura ligeramente distinta y el empleo de diversos protocolos de radio.

2.4.2 Tecnología SMS

El servicio de mensajes cortos de texto (SMS – *Short Messages Service*) es una función de transmisión de datos a través de las ráfagas de señalización SS7 de la red telefónica celular. Hacen un uso extremadamente eficaz de la red de radio y pueden ser enviados y recibidos en cualquier momento, incluso durante una llamada. Debido a su pequeño tamaño no requiere la asignación de un canal de radio exclusivo, como si es necesario para una llamada de voz, sino que se insertan en la información de señalización de la propia red en las ranuras de tiempo reservados para tal fin.

Un mensaje SMS consta de una cadena alfanumérica de hasta 140 caracteres. Estos mensajes pueden ser bidireccionales, es decir originados o terminados en el teléfono móvil. El elemento clave para la operatividad de este servicio es el SMSC (*Short Messages Service Center* - Centro de servicio de mensajes cortos). Tiene como finalidad gestionar y procesar los SMSs. Sus funciones son las siguientes:

- Recibir y almacenar los mensajes cortos enviados por los usuarios u otras fuentes; como por ejemplo, avisos del operador, buzón de voz, publicidad, alertas de correo electrónico, hasta que puedan ser enviados.
- Verificar, en comunicación con el HLR, los permisos del abonado para utilizar el servicio.
- Verificar, en coordinación con el VLR, que el usuario destino esté operativo. En caso que no esté operativo, el mensaje se almacena temporalmente en el SMSC.
- Verificar periódicamente el estado de los usuarios que tienen mensajes pendientes. En caso que ya estén activos, les envía los mensajes.

En la Figura 2.61, se ilustra los elementos que se interrelacionan con el centro de servicio de mensajes cortos. Los SME (*Short Message Entity*) son dispositivos que envían o reciben mensajes cortos, típicamente teléfonos celulares. El envío de mensajes SMS requiere conocer la dirección del SMSC. Esta dirección es un número telefónico que identifica al SMSC dentro de la red celular y viene preestablecido en el terminal luego de contratar el servicio. Se puede conocer su valor accediendo al teléfono, por ejemplo, por comandos AT.

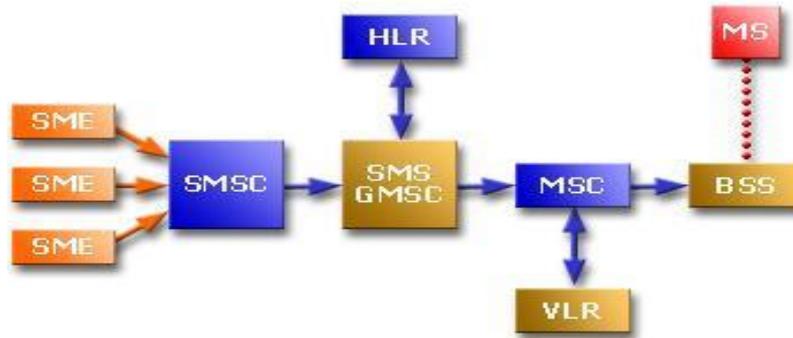


Figura 2.61 – Elementos alrededor de un centro de servicio de mensajes cortos
(Fuente: Elaboración propia)

El SMS GMSC (*SMS Gateway MSC*) es un elemento de la red móvil empleado para comunicar el SMSC con los demás elementos de la red. Generalmente los SMSC's de cada operador son soluciones propietarias; es por ello la necesidad del Gateway SMS GMSC para asegurar la compatibilidad a nivel del servicio SMS entre las distintas operadoras. En la Figura 2.62 se ilustra como el gateway sirve de intermediario entre centros de servicio de mensajes cortos de distintas operadoras.

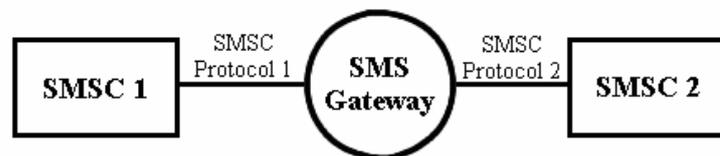


Figura 2.62 – Interconexión de SMSC de distintas operadoras a través de un Gateway
(Fuente: Elaboración propia)

Con la creciente convergencia de las tecnologías de comunicación y sus servicios, los mensajes SMS pueden ser enviados desde un teléfono móvil, teléfono fijo, desde Internet e incluso desde procesadores conectados a teléfonos. El envío y recepción del mensaje SMS es, prácticamente, inmediato. Actualmente tiene un amplio uso a nivel de comunicaciones personales por su rapidez y bajo costo.

Adicionalmente, también se emplea para invitar a eventos, dar avisos, enviar alarmas, coordinar evacuaciones, confirmar transacciones bancarias, recibir estados de cuenta, recibir estado de saldos telefónicos, enviar confirmaciones de transacciones comerciales, participar en concursos y sorteos de TV, también permite realizar micropagos para acceder

o pagar ciertos servicios como juegos, horóscopos, etc. En el ámbito industrial se emplea como elemento de comunicación entre máquinas y personas; por ejemplo, existen módulos de telecontrol por SMS que facilitan la comunicación de instalaciones remotas con los responsables de su funcionamiento en caso de eventos diversos o alarmas enviándoles un SMS para alertarlos y tomen las acciones del caso. De igual manera, es posible que las máquinas o sistemas reciban SMS's con órdenes o comandos a ser ejecutados. En el campo doméstico existen módulos de telemando GSM, conectados al sistema de control de la puerta de garaje, que abren la puerta mediante una llamada perdida desde el celular al módulo de telemando. Sólo las llamadas efectuadas por números telefónicos autorizados en un listado, contenido en la memoria del módulo de telemando, pueden abrir la puerta. Este concepto se aplica también a otros dispositivos como la calefacción, el riego, etc.

2.5 MICROCONTROLADORES ATMEL

Atmel, fundada en 1984, es una compañía de semiconductores. Fabrica cuatro líneas de microcontroladores:

- a) Derivados del 8051 de Intel
- b) Basados en arquitectura ARM
- c) Arquitecturas propias: AVR y AVR32
- d) MCU Wireless

Dentro de su línea de productos también se incluyen dispositivos táctiles, dispositivos de radiofrecuencia, memorias EEPROM y FLASH, ASICs y otros. Su mercado tiene diversas orientaciones, incluyendo la electrónica de consumo, comunicaciones, periféricos de computadoras, redes, automatización de edificios, electrónica industrial, iluminación, aeroespacial y militar.

La familia de microcontroladores AVR de Atmel, tienen arquitectura Harvard de 8 y 32 bits (ver la Figura 2.63). Estos dispositivos combinan una arquitectura diseñada para ejecutar eficientemente programas desarrollados en lenguaje C y programas en lenguaje ensamblador. Ningún otro microcontrolador logra mejor rendimiento con un bajo consumo de potencia. Atmel dispone de herramientas de desarrollo y soporte de diseño que permiten su empleo en un amplio espectro de aplicaciones (Atmel 2009b).

2.5.1 Clasificación de los microcontroladores AVR de Atmel

- a) Serie ATtiny.- Son microcontroladores de bajas prestaciones ideal para aplicaciones sencillas.

- b) Serie ATmega.- Son microcontroladores de prestaciones avanzadas para aplicaciones diversas que requieran rapidez y diversidad de periféricos.

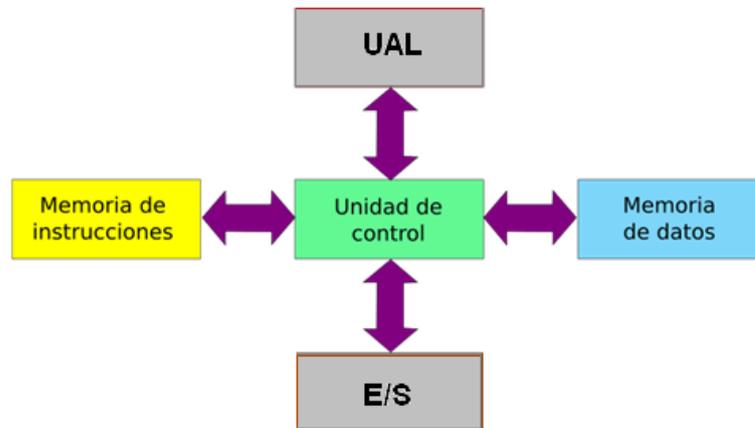


Figura 2.63 – Arquitectura Harvard empleada en los microcontroladores AVR de Atmel
(Fuente: Elaboración propia)

- c) Serie ATxmega.- Procesadores muy potentes con capacidad de DMA, eventos, criptografía y periféricos con salidas analógicas.
- d) AVR para control de LCD.- Incorporan el controlador de display LCD.
- e) AVR para redes CAN.- Incorpora el controlador para bus CAN empleado en sistemas distribuidos con múltiples CPU's.
- f) AVR para USB.- Incorpora el controlador de bus USB.
- g) AVR para iluminación y PWM
- h) AVR para automoción
- i) AVR para baterías

2.5.2 Características generales del microcontrolador AVR ATmega88 (Atmel 2009a)

Se detallan a continuación las características generales de este microcontrolador (ver la Figura 2.64).

- Alto rendimiento, baja potencia, 8 bits
 - 131 instrucciones, la mayoría de un solo ciclo de reloj
 - 32 registros de trabajo de propósito general de 8 bits cada uno
 - Hasta 20 MIPS a 20 MHz
 - Multiplicador de dos ciclos incorporado

- Memoria
 - FLASH: 8 KB, 10000 ciclos de lectura/escritura
 - EEPROM: 512 B, 100000 ciclo de lectura/escritura
 - SRAM: 1 KB
 - Retención de datos: 100 años a 25°C
 - Programación ISP

- Características de los periféricos
 - 02 contadores/temporizadores de 8 bits y modo comparador
 - 01 contador/temporizador de 16 bits con modos de comparación y captura
 - Contador en tiempo real con oscilador separado
 - 03 canales PWM
 - 08 canales ADC
 - Interface serial TWI
 - Interface serial USART
 - Interface serial SPI
 - Watchdog programable con oscilador on-chip incorporado
 - Comparador análogo incorporado

- Características especiales
 - Power-on Reset y detección BROWN-OUT programable
 - Oscilador RC calibrado internamente
 - Fuentes de interrupción internas y externas
 - Cinco modos de bajo consumo

- E/S y encapsulado
 - 23 líneas de E/S programables
 - Encapsulados: 28-PDIP, 32-TQFP, 32-QFN/MLF

- Voltajes de funcionamiento
 - 1.8 a 5.5 V (ATmega88V)
 - 2.7 a 5.5V (ATmega88)

- Velocidad
 - Hasta 10 MHz (ATmega8L)
 - Hasta 20 MHz (ATmega8)

- Bajo consumo de potencia a 1 MHz, 1.8V
 - Activo: 250 uA
 - Modo *Power-down*: 0.1 μ A



Figura 2.64 - Microcontrolador AVR ATmega88 en encapsulado 32-TQFP
(Fuente: ATMEL Corporation 2009a)

El fabricante recomienda el uso del microcontrolador en el rango de temperatura de -40°C a 85°C . Cumple con las especificaciones MIL-PRF-38535, entre otras (ATMEL Corporation 2014).

2.5.3 Sistemas de desarrollo para microcontroladores Atmel

Atmel provee un entorno IDE para el desarrollo de aplicaciones con sus microcontroladores. El acceso a esta herramienta, denominada AVR Studio, es libre y permite programar tanto en lenguaje ensamblador como en lenguaje C. Dispone de herramientas de simulación y depuración e interactúa plenamente con herramientas software como emuladores y programadores. Justamente, una de las herramientas más empleadas por los desarrolladores es el módulo programador AVRISP MKII de Atmel. Sus características son:

- Permite programación en sistema (*In-System Programming*) de todos los microcontroladores AVR de 8 bits. Es decir, los dispositivos pueden ser programados sin necesidad de retirarlos de la tarjeta. Esto se realiza mediante señales y cables destinados para ese fin (ver Figura 2.65 (b)).
- Interface con el entorno de desarrollo integrado AVR Studio de Atmel
- Soporta todos los niveles de voltaje de los microcontroladores AVR
- Interface USB a PC. Alimentación directa desde USB.

En la Figura 2.65 (a) y (c), podemos apreciar el aspecto físico del programador y su robot representativo.

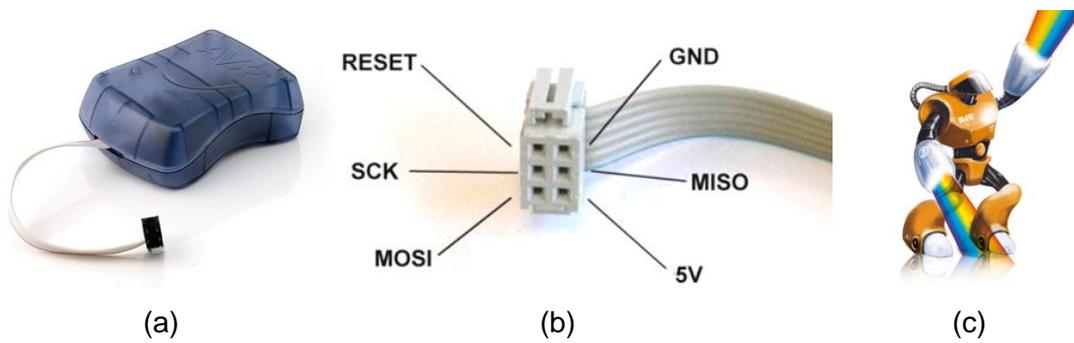
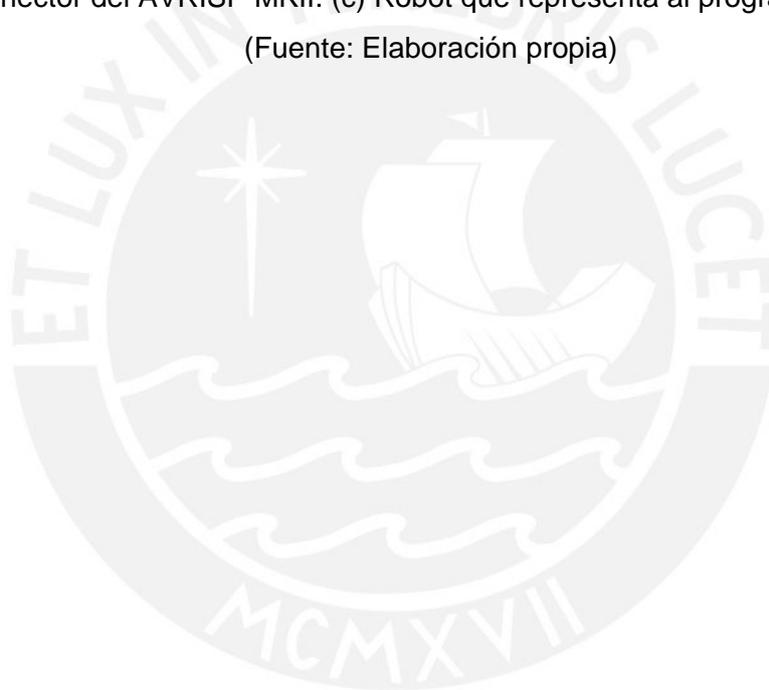


Figura 2.65 – (a) Programador en sistema (ISP) AVRISP MKII de Atmel. (b) Distribución de pines del conector del AVRISP MKII. (c) Robot que representa al programador en sistema
(Fuente: Elaboración propia)



CAPITULO III

DISEÑO DEL SISTEMA

3.1 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

El sistema propuesto debe, básicamente, detectar caídas del anciano y generar alarmas y alertas para su atención. El diseño es bajo un escenario en el cual la persona se encuentra sola dentro de una habitación. Eventualmente puede desplazarse dentro de la vivienda, pasando de una habitación a otra y con el peligro de sufrir una caída. Las funciones motoras y/o mentales de la persona se asumen que están limitadas impidiéndole realizar actividades que impliquen estar al pendiente o manipular sistemas mecánicos o electrónicos.

3.1.1 Requerimientos de diseño de un sistema portátil de uso médico

En esta sección se engloba los requerimientos generales de diseño del sistema considerándolo de tipo portátil para uso médico. Si bien la fabricación de este tipo de sistemas aún no está estandarizada (Suckow 2009), se realiza en base a las condiciones impuestas por el escenario. Estos requerimientos se detallan a continuación.

a) Sistema electrónico autónomo

Un sistema de uso portátil debe ser autónomo; por ello, debe disponer de todos los recursos necesarios para trabajar por sí solo. Según Niewmonly (2010), un dispositivo médico portátil debe contener las partes mostradas en el diagrama de bloques de la Figura 3.1.

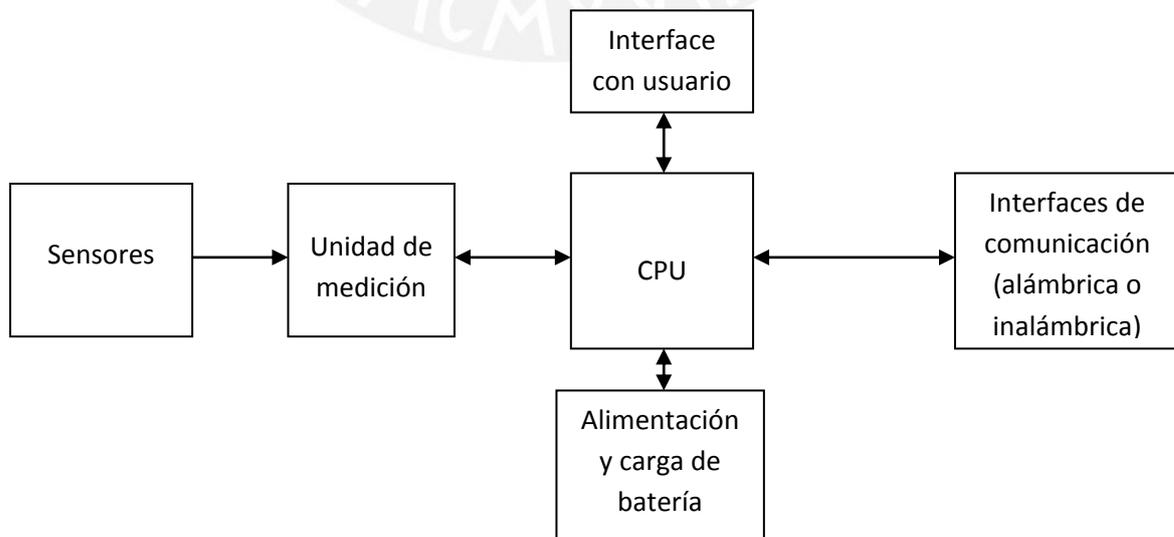


Figura 3.1 – Diagrama de bloques de un sistema médico portátil (Fuente: Niewmonly 2010)

El diagrama de bloques contiene todos los elementos necesarios para el sistema de detección de caídas para ancianos como son las etapas de adquisición de datos, procesamiento, envío de alertas, interfaz con el usuario y el sistema de alimentación basado en batería. Se describe brevemente cada una de ellas:

- Sensores, capturan la variable física de interés.
- Unidad de medición, acondiciona los datos analógicos capturados por los sensores.
- CPU, lee la información de los sensores y los procesa según una lógica de control grabada en la memoria de programa. También puede interactuar con el usuario a través del bloque U/I (*User Interface* – Interface con usuario) y realizar comunicación con el exterior.
- Alimentación y carga de batería
- Interfaces de comunicación (alámbrica o inalámbrica) para el envío de alertas.
- Interfaces de usuario (U/I)

Cada bloque funcional incorpora tecnologías claves que deben ser evaluadas antes de seleccionar una plataforma de hardware para uso en la aplicación (Niewolny 2010). A lo largo de este capítulo se detallan cada uno de ellos.

b) De muy bajo peso

El peso es un factor clave para evitar incomodidades al paciente. Dado que el sistema debe ir sujeto a la persona, su peso debe pasar desapercibido para evitarle incomodidades. El peso total depende de los pesos parciales, siendo el más importante el de la batería (alrededor de 20 gramos los más livianos de iones de litio). El peso de la tarjeta electrónica y carcasa está alrededor de los 30 gramos. Así, el peso total es de unos 50 gramos que puede pasar desapercibido por el anciano.

c) De reducido volumen

El volumen del sistema debe ser lo más reducido posible, tal que pueda incorporarse entre las ropas y cuerpo del paciente. Esto impone que su perfil sea lo plano y sin protuberancias que ocasionen molestias. Los elementos que determinan el tamaño son la batería y el módulo de radio Bluetooth. Tomando en cuenta dimensiones típicas de estos elementos, el tamaño aproximado del sistema propuesto sería de 6 cm x 4 cm x 2 cm (largo x ancho x alto).

d) Fácilmente adosable al cuerpo con mínima o nula incomodidad

El sistema debe estar adosado fijamente a la persona. No debe colgar o estar flojo para evitar falsas alarmas, deterioro o mal funcionamiento.

e) Funcionamiento a baterías

Evita el uso de la red comercial o pilas de corta duración. El tiempo de autonomía debe ser suficiente para garantizar la operatividad del sistema durante un tiempo suficientemente prolongado y bajo determinado uso y consumo energético.

f) Robusto

El sistema debe ser mecánicamente resistente al ajetreo y uso permanente. Por eso, debe estar construido con material robusto. Los tornillos, soldaduras, conectores y módulos deben estar firmemente sujetos para evitar fallas por causas mecánicas.

g) Resistente a la humedad y otros humores del cuerpo.

El cuerpo humano genera distintos humores que pueden entrar en contacto con el circuito electrónico y alterar su funcionamiento. El sistema debe ser completamente impermeable al ingreso de líquidos, humedad e incluso partículas sólidas.

h) Facilidad de uso

En realidad el sistema no debe requerir ninguna intervención por parte del paciente, debe trabajar por sí solo una vez instalado en la persona.

i) Alta confiabilidad

Dada su función de salvaguardar vidas e incluso evitar consecuencias funestas, el sistema debe ser completamente confiable en su funcionamiento. Esto implica que realice las funciones para lo cual fue diseñado bajo las condiciones indicadas y por un periodo de tiempo especificado.

j) No emplear cable alguno, transmisión de datos vía RF

Este requerimiento es importante para evitar que el paciente se enrede o tropiece con los cables y, así mismo, para permitir que la persona se mueva libremente sin atadura alguna que lo limite. El sistema se debe comunicar en forma inalámbrica con los elementos que sean necesarios.

3.1.2 Requerimientos específicos de diseño según la aplicación

Considerando la funcionalidad del sistema, los requerimientos específicos se indican a continuación.

a) Capacidad de detectar la caída de una persona

El sistema debe ser capaz de detectar instantáneamente las diversas formas de caída. Entre otras, son las siguientes:

- Caída por escalera
- Trepiezo o caída hacia adelante
- Desmayo súbito
- Caída desde silla
- Caída desde cama
- Caída lateral

Así mismo, debe excluir eventos similares a caídas, como:

- Sentarse en una silla
- Echarse en un sillón
- Dar saltos
- Bajar o subir por las escaleras
- Realizar movimientos bruscos sin caer al suelo

b) Generación de alarmas

El sistema debe generar alarma ante la detección de caída de la persona. La alarma debe ser de tipo sonora con nivel acústico de unos 80 dB suficiente para uso al interior de una vivienda (Cobo 2009). El propósito es alertar a las personas que se encuentren, eventualmente, cerca al adulto mayor o en habitaciones contiguas.

c) Notificación de alertas

La recepción de alertas debe ser inmediata, sin retardos, para garantizar la pronta atención médica. Según la concepción del sistema, debe realizarse mediante el envío automático de mensajes cortos de texto (SMS), a través de la red pública GSM de telefonía móvil. La cantidad de destinatarios no debe ser mayor a tres para evitar la sobre atención por varias personas del evento de caída.

d) Tiempo de autonomía

El tiempo de autonomía mínimo de la batería debe ser de 24 horas para garantizar la disponibilidad del sistema electrónico en el caso extremo que el adulto mayor permanezca solo en su vivienda durante un día completo.

3.2 DIAGRAMA DE BLOQUES

El sistema propuesto se ilustra en la Figura 3.2. En los párrafos siguientes de este capítulo se detalla el diseño de cada uno de los bloques y elementos que lo conforman tal que cumpla con todos los requerimientos de diseño impuestos.

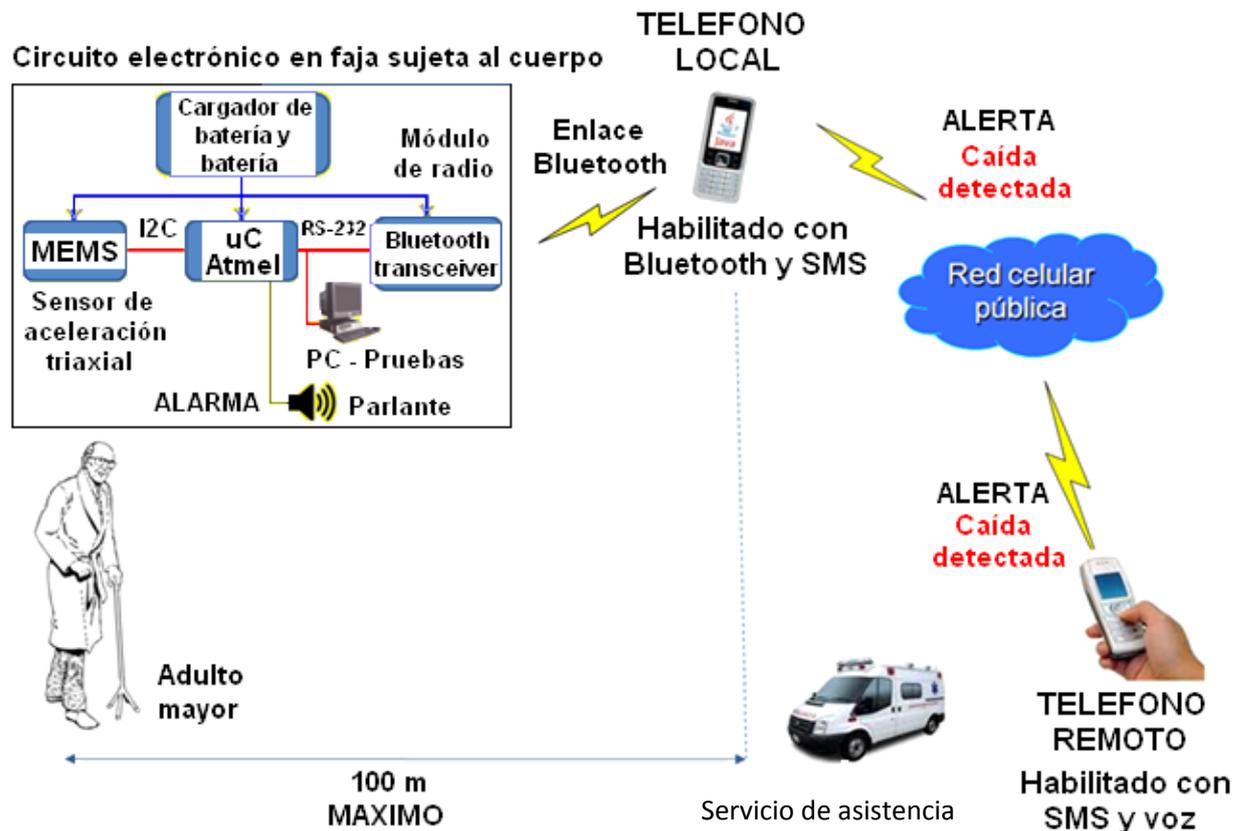


Figura 3.2 – Diagrama general del sistema de detección de caídas de ancianos
(Fuente: Elaboración propia)

Al producirse y detectar la caída de la persona, el circuito electrónico, conformado por el sensor MEMS, el microcontrolador y el módulo de radio, genera una alarma y la transmite hacia el teléfono móvil próximo (denominado **teléfono local**) vía el enlace de radio Bluetooth. El teléfono local recibe la alarma y genera una alerta hacia otro teléfono móvil (denominado **teléfono remoto**) vía un mensaje de texto corto (SMS) usando la red de telefonía pública celular. Simultáneamente el parlante genera una señal de alarma sonora.

En el lado remoto, la persona que recibe la alerta toma acción a fin de verificar y atender el evento producido. En sistemas comerciales, las alertas son enviadas a centros de monitoreo

especializados en dar servicios de asistencia (ambulancia y bomberos) bajo determinado contrato de servicio (Brickhousealert 2010). La computadora personal mostrada en el diagrama de bloques de la Figura 3.2 es solo para propósitos de prueba en la fase de desarrollo, no forma parte del sistema final.

Ubicación del sensor

Como se observa en la Figura 3.3, el paciente lleva adosado al torso el circuito electrónico consistente del sensor de aceleración, el microcontrolador, el módulo de radio y el sistema de alimentación basado en batería. El sensor puede colocarse en diversas partes del cuerpo. La elección depende del objetivo de estudio. Cuando se estudia el cuerpo humano completo, se coloca el acelerómetro triaxial en el centro de masa, en la pelvis o cintura (Reyna 2005a). Los valores de aceleración captados varían según la ubicación del sensor, según el eje observado y según la actividad realizada por la persona. La aceleración aumenta de la cabeza hacia los tobillos (Izquierdo 2008).

A modo de referencia, algunos autores ubican el sensor a la altura del sacro (Prado 2002; Diaz 2004). Mathie y otros lo montan sobre la cintura (2002). Lindemann integra el acelerómetro en audífonos (2005). Kangas realiza estudios colocando el acelerómetro en la cintura, muñeca y cabeza y muestra que las mediciones de la cintura y cabeza son más útiles para la detección de caídas (2007). Bourke coloca dos acelerómetros en el tronco (lado frontal, en el esternón) y muslo (2007). Chen indica que la ubicación del sensor es un aspecto importante y que uno de los criterios a tomar en cuenta es que debe ser confortable y no representar una amenaza durante la caída; ubica el sensor alrededor de la cintura (2005).

Vermeiren y otros muestran las ventajas y desventajas de ubicar el sensor en distintas partes del cuerpo y señala que el torso es la más ventajosa ya que este mantiene una orientación constante hacia donde el usuario se dirige, además no tiene balanceos pronunciados (2010). Hwang et al emplea un sensor unido al pecho del anciano, junto con un giroscopio, para distinguir caídas de otros eventos similares que puedan ocurrir en actividades de la vida diaria. El sistema resultó con sensibilidad del 95.5% y especificidad del 100% (2004). Esta ubicación se suele emplear, también, como la posición del sensor para obtener parámetros de la marcha (Izquierdo 2008).

Se decide ubicar el sensor en el pecho (ver Figura 3.3) considerando que la componente vertical de la aceleración del tronco indica claramente la postura de la persona cuando esta realiza sus diversas actividades y durante los eventos de caídas.



Figura 3.3 – El sistema electrónico de detección de caída va fijado al torso del anciano

3.3 SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS

El sistema de adquisición de datos consta de los siguientes elementos típicos:

- Sensor de aceleración
- Acondicionamiento de señal y conversión análoga a digital
- Procesador
- Software de adquisición de datos

A continuación se detalla los criterios tomados en cuenta para la selección de estos dispositivos, así como para el diseño del hardware y software respectivo.

3.3.1 Selección del sensor de aceleración

Dentro de la gama de sensores de aceleración disponibles comercialmente tenemos a los siguientes fabricantes de reconocida calidad:

- Analog Devices
- Freescale Semiconductor
- STMicroelectronics

Todos ellos fabrican sensores de aceleración, tanto de salida analógica como digital. Se decide por los de tipo digital pues permiten una conexión directa con el procesador sin necesidad de circuitos previos. Esta facilidad evita la conexión de circuitos de filtrado de ruido, circuitos de amplificación o acondicionamiento de señal. En la Tabla 3.1 se observa comparativamente las características técnicas de estos sensores. En color verde se indican las características idénticas o similares en todos ellos: interface para comunicación directa al procesador, dimensión reducida, tres ejes, certificación, bajo voltaje de alimentación (ideal para uso con batería), bajo consumo de corriente, disponibilidad de interrupciones hardware, amplio rango de temperatura y aplicación médica recomendada por el fabricante.

Tabla 3.1 – Comparativa de sensores de aceleración de tres fabricantes reconocidos

Característica	Analog Devices	Freescale	STMicroelectronics
Modelo	ADXL345	MMA8451Q	LIS331HH
Salida	Digital 12 bits de magnitud 1 bit signo	Digital 13 bits de magnitud 1 bit signo	Digital 16 bits
Interface de comunicación	I ² C	I ² C	I ² C
Rango de medición	+/- 16g	+/- 8g	+/- 24g
Dimensión	3 mm x 5 mm x 1 mm	3 mm x 3 mm x 1 mm	3 mm x 3 mm x 1 mm
Ejes	3	3	3
Certificaciones	RoHS	RoHS	ECOPACK RoHS
Precisión	4 mg/LSB	0.98 g/LSB	3 mg/LSB (a +/-12g)
Alimentación	2 V a 3.6 V	1.95 V a 3.6 V	2.16 V a 3.6 V
Corriente máxima	40 uA	165 uA	10 uA
Funciones incorporadas	Detección de impactos. Detección de actividad/inactividad. Detección de caída libre	Detección de pulso, movimiento y orientación. Detección de caída libre. Detección de sacudida	No especifica
Interrupciones	2	2	2
Frecuencia de muestreo	Hasta 3200 Hz	Hasta 800 Hz	Hasta 1 KHz
Rango de temperatura	-40° C a +85° C	-40° C a +85° C	-40° C a +85° C
Aplicaciones recomendadas por el fabricante	Médica Industrial Comercial	Médica Industrial Comercial	Médica Comercial
Calibración	De fábrica	De fábrica	De fábrica
Montaje superficial	SI	SI	SI

Fuente: Elaboración propia

Luego, los parámetros que determinan la selección del sensor son el rango de medición y la lógica incorporada. Según Chen y otros (2005), los rangos de aceleración en caídas humanas están alrededor de 12.7 veces la aceleración de la gravedad (12.7g) para caídas laterales y 6.9g para caídas de espaldas.

De los tres sensores, el de Analog Devices permite medir hasta +/-16g y tiene funciones incorporadas que facilitan el desarrollo de la aplicación. El sensor de STM tiene buen rango

de medición pero no tiene ninguna lógica incorporada. El sensor de Freescale tiene un rango de medición de $\pm 8g$ que resulta insuficientes para la aplicación. Por tanto, el sensor seleccionado es el de Analog Devices que se observa en la Figura 3.4.

Es importante resaltar que la aceleración en los seres humanos, y especialmente en los ancianos, es una variable física de cambio lento. Según Gwire (2010), los valores típicos de variación de la aceleración en actividades habituales no superan los 10 Hz. El mismo autor menciona que las aceleraciones más bruscas, por ejemplo en los golpes de talón, alcanza algunas veces hasta los 60 Hz. Así, la frecuencia de muestreo de cualquiera de los sensores, mostrados en la Tabla 3.1, cumple sobradamente con el teorema del muestreo requerido para la digitalización de señales analógicas.

Así mismo, dado que las magnitudes de aceleración a medir son del orden de varios g , la precisión requerida no es alta. Todos los sensores tienen una precisión del orden de las milésimas de g , lo cual es más que suficiente.

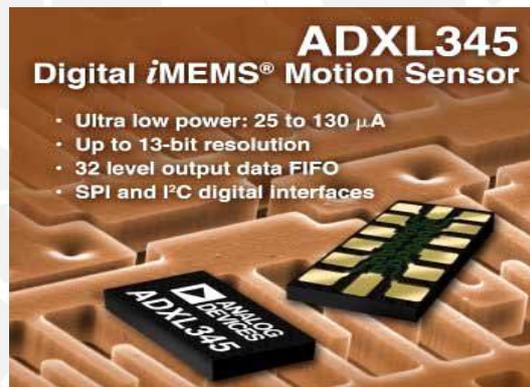


Figura 3.4 – Sensor de aceleración seleccionado
(Fuente: Analog Devices, Inc. 2009)

Finalmente, cabe indicar que estos sensores no requieren calibración. Según se especifica en sus respectivos *data sheets*, vienen calibrados de fábrica. Sin embargo, incorporan las funciones de auto-prueba (*self-test*) y ajuste de OFFSET. La función de auto-prueba permite verificar el funcionamiento del dispositivo mediante la aplicación de una fuerza electrostática al sensor mecánico. La función de OFFSET permite incrementar, o decrementar, en cierta cantidad, los valores arrojados por el sensor. Es de utilidad para ajustar las salidas de los tres ejes aplicando la aceleración estática de la gravedad como única aceleración (Analog Devices 2009).

3.3.2 Selección del microcontrolador

Los fabricantes más reconocidos de procesadores son:

- Atmel
- Freescale
- Intel
- Microchip
- Texas Instruments
- Zilog

La selección del microcontrolador toma en cuenta los siguientes criterios:

- Soporte de lenguaje de alto nivel
El microcontrolador debe estar optimizado nativamente para su programación en lenguaje C. Actualmente la tendencia es el uso de este lenguaje de programación debido a que se concentra más en la solución del problema o aplicación, antes que en los pormenores de bajo nivel. Las ventajas más importantes son el menor tiempo de desarrollo y la elaboración de programas más compactos y entendibles.
- Velocidad de proceso
Característica no crítica tomando en cuenta que el sensor de aceleración incorpora lógica que facilita la detección de caídas con mínima participación del procesador. En general, la aplicación no involucra tareas de alta velocidad. Se selecciona dispositivos de velocidad relativamente baja del orden de algunos MHz.
- Herramientas de desarrollo
La disponibilidad de entornos de desarrollo IDE (*Integrated Development Enviroment*), depuradores y simuladores, equipos de programación en sistema, emuladores en circuito (*In – Circuit Emulator*; reemplazo del microcontrolador por un zócalo) o emuladores en sistema (*In – System Emulator*; empleo de un programa monitor contenido en el microcontrolador del usuario) es de vital importancia para reducir los tiempos de desarrollo. Mínimamente es necesario un equipo programador en sistema que trabaje para la marca y modelo de microcontrolador seleccionado. El entorno integrado de desarrollo, IDE, debe contener todas las utilidades software para desarrollar el proyecto: ensamblador, compilador, depurador y programador. El software IDE debe incorporar, o soportar, el uso de algún compilador C, aparte del lenguaje ensamblador.

Finalmente, es ventajoso que estas herramientas sean fáciles de adquirir, de bajo costo o gratuitas.

- Interfaces de comunicación

Debe contar con buses de comunicación como RS-232 (usado típicamente en los módulos Bluetooth) e I²C (usado normalmente por los sensores de aceleración digital del tipo MEMS).

- Facilidad de programación

Deben existir abundantes notas de aplicación, librerías, manuales, tutoriales así como grupos de interés.

- Consumo de potencia

Esta característica es una de las más importantes pues permite su uso con baterías. El consumo del microcontrolador debe ser reducido.

- Voltaje de operación

El empleo de bajo voltaje reduce apreciablemente el consumo de potencia de un circuito (Potencia = voltaje x corriente). Existen dispositivos que trabajan desde 1.8 V, sin embargo deben tomarse en cuenta las tensiones de los demás dispositivos a emplear.

- Tamaño de memorias RAM y ROM

Los requerimientos de memoria no son críticos tomando en cuenta que el programa que contendrá el microcontrolador es una aplicación específica de poca complejidad. Se requiere un procesador de gama media (Chen 2005; Clifford 2006).

- Interfaces de E/S

Disponibilidad de temporizadores, interrupciones externas y puertos paralelos de E/S.

- Costo

Actualmente no representa problema, prácticamente todos los dispositivos electrónicos son muy económicos.

- Dimensiones y encapsulado

Debe ser de tamaño reducido, con área del orden de 1 cm², altura del orden de 1 mm y de montaje superficial (SMD).

De todos los fabricantes indicados, los más usados son Microchip, Atmel y Freescale. Microchip queda descartado al no tener un soporte nativo para programación en lenguaje C. Freescale también queda descartado debido a que sus sistemas de desarrollo hardware no son asequibles y los de software no son de libre distribución. Atmel dispone de procesadores con una amplia gama de sistemas de desarrollo hardware a bajo costo; así mismo, su software IDE (denominado AVR Studio) es de libre distribución. Otra ventaja de Atmel es su soporte nativo para programarse en lenguaje C y un mapa de memoria totalmente lineal.

De todo el repertorio de microcontroladores de Atmel, se selecciona un dispositivo de gama media del tipo SMD, de bajo consumo y con interfaces de comunicación RS-232 e I²C requeridos para su conexión a un módulo Bluetooth y al sensor de aceleración, respectivamente. El microcontrolador seleccionado es el ATmega88L cuyas características técnicas se detallan en la sección 2.5.2. La capacidad de procesamiento y almacenamiento requerida es mínima. Al no ejecutar en paralelo otros procesos, el evento de caída libre es detectado rápido y confiablemente. La solución no requiere computación compleja, así el proceso de detección puede ser implementado sobre un simple procesador. Chen y otros (2005) emplean, por ejemplo, un microcontrolador ATmega128L con 4 KB de RAM.

3.3.3 Hardware de adquisición de datos

El circuito de adquisición de datos consta del sensor de aceleración ADXL345 de Analog Devices. Este dispositivo integra las etapas de acondicionamiento de señal, conversión análoga a digital y buffers de datos. La conexión al procesador se realiza mediante la interface de comunicación serial I²C a través del cual el procesador accede y recoge los datos del sensor. Las conexiones requeridas a nivel de hardware se muestran en la Figura 3.5. En este circuito se emplean, por recomendación del fabricante, capacitores de *byass* para minimizar efectos del ruido. La línea de selección de chip del sensor (pin 7) se conecta a fuente para seleccionar el bus I²C en lugar del SPI que también es soportado por el sensor. El bus I²C emplea solo dos líneas de comunicación: SDA (*serial data*) y SCL (*serial clock*) con sus respectivos resistores a fuente (*pull-up*). El sensor arroja por la línea SDA los datos de aceleración. Se emplean, también, las dos líneas de interrupción disponibles INT1 e INT2, las funciones disponibles en estas líneas se muestran en la Tabla 3.2.

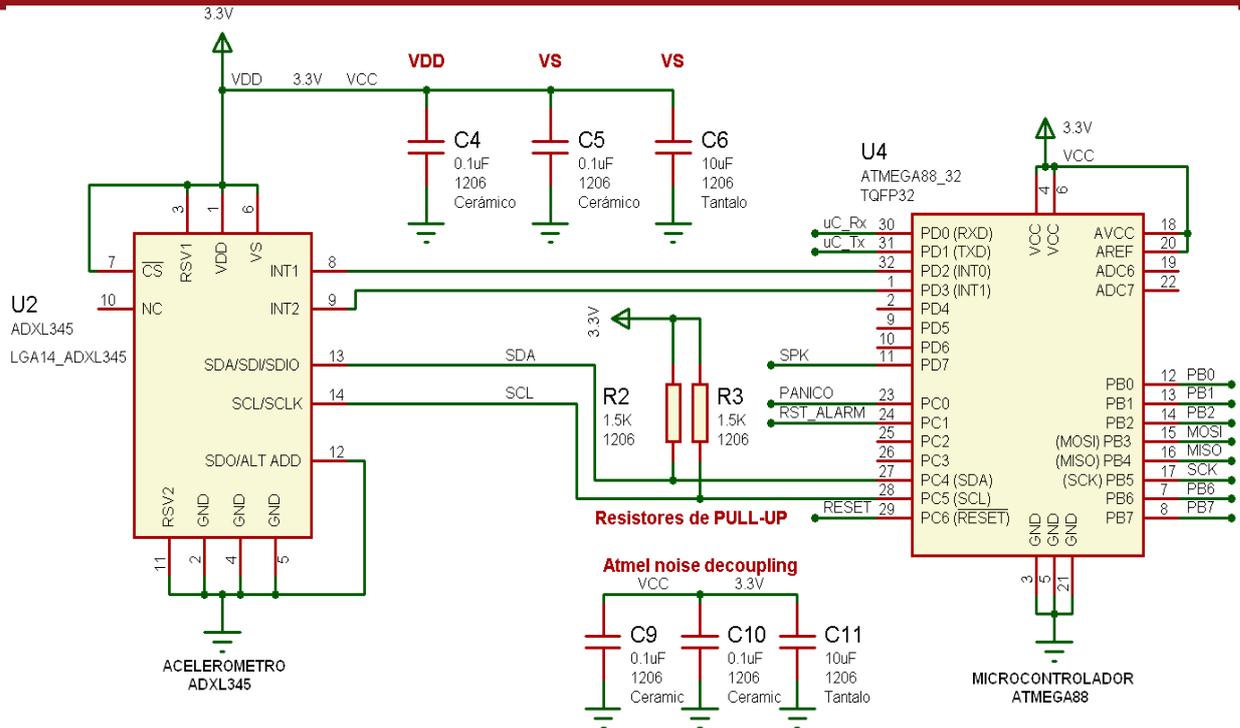


Figura 3.5 – Circuito de adquisición de datos. Consta del sensor de aceleración ADXL345 y microcontrolador ATMEGA88 (Fuente: Elaboración propia)

Tabla 3.2 – Funciones disponibles en las líneas de interrupción del sensor

Línea de interrupción del sensor	Función
INT 1	- Dato de aceleración disponible - Detección de impulso - Detección de actividad
INT 2	- Detección de inactividad - Detección de caída libre

Fuente: Elaboración propia

CONSIDERACIONES RESPECTO AL RUIDO

El sensor ADXL345 incorpora un filtro digital según se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 2.43; este filtro tiene como propósito reducir el ruido interno propio del sensor. Según las especificaciones técnicas del fabricante, el nivel de ruido en los ejes X e Y es menor a 1 LSB; mientras que en el eje Z es menor a 1.5 LSB (Analog Devices 2009).

El ruido externo (típicamente componentes de alta frecuencia debido a las conmutaciones de las señales digitales) puede ingresar al sensor a través de la fuente de alimentación. Por ello, se emplean condensadores de desacoplo de alta frecuencia ubicados lo más próximo posible al sensor (ver la Figura 2.42). El fabricante recomienda:

- Tantalo de 10 uF en paralelo con cerámico de 0.1 uF en V_s
- Cerámico de 0.1 uF en $V_{DD I/O}$

La señal digital del sensor puede ser filtrada para reducir ruido y elementos indeseables de alta frecuencia. Existen varios tipos de filtros:

- Filtro Kalman.- Reduce la influencia de los artefactos
- Filtro promedio.- Suaviza la señal y elimina componentes de alta frecuencia
- Filtro de gravedad.- Lleva los tres ejes a 0g en presencia de la gravedad.

Bourke y otros (2007) emplean filtros pasa bajos digitales de tipo Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte de 250 Hz. Mathie y otros (2002) emplean filtros medianos para eliminar picos de ruido. Sin embargo, se debe tener cuidado de no sobrecargar el procesador y eliminar picos o transitorios de aceleración en eventos como caídas.

CALIBRACION DEL SENSOR

La salida del sensor, para aceleración nula en sus ejes, debe ser 0g. Sin embargo, puede variar por errores de ajuste, esfuerzos mecánicos, montaje del dispositivo, derivas por temperatura, por el envejecimiento y de dispositivo a dispositivo. Estos factores no se pueden evitar, por ello el sensor debe ser calibrado mediante ajuste del OFFSET a través de comandos enviados por el microcontrolador (Tuck 2007).

3.3.4 Software de adquisición de datos

La lectura de datos del sensor requiere de los elementos siguientes:

- Entorno de programación
Es el conjunto de herramientas software que permiten elaborar las rutinas de adquisición de datos a través de un entorno de desarrollo integrado (IDE).
- Inicialización del microcontrolador
Conjunto de rutinas que configuran el hardware del microcontrolador según las funciones destinadas a cada pin.

- Rutinas de acceso de lectura y escritura al bus I2C
Conjunto de rutinas, organizadas en librerías, conteniendo los detalles de bajo nivel para acceso al bus I2C.
- Rutinas de adquisición de datos del sensor
Rutinas de alto nivel que permiten el acceso directo al sensor de aceleración conectado al bus I2C. Estas rutinas están basadas en las rutinas previas de acceso de lectura y escritura al bus I2C y toman en cuenta la frecuencia de muestreo.
- Lectura de datos del sensor en modo complemento a dos con extensión de signo
Los datos arrojados por el sensor están en un formato especial denominado complemento a dos con extensión de signo que deben ser adecuadamente interpretados por el microcontrolador para una correcta lectura.

A continuación se detallan cada uno de estos elementos.

ENTORNO DE PROGRAMACION

La programación del microcontrolador se realiza completamente en lenguaje C mediante el conjunto de herramientas de desarrollo WINAVR para las series AVR de Atmel. WINAVR incluye el compilador GNU GCC para C y C++, así como también el depurador y programador correspondientes; todo funcionando sobre el sistema operativo Windows de Microsoft. WINAVR es de libre distribución, viene incorporado en la versión 5 de AVR STUDIO de Atmel, ver la Figura 3.6 (Sourceforge 2010).



WINAVR

Figura 3.6 – Entorno de desarrollo integrado (IDE) de Atmel con soporte del compilador GNU GCC mediante la instalación de WINAVR (Fuente: Atmel Corporation)

INICIALIZACION DEL MICROCONTROLADOR

La inicialización del microcontrolador consta de dos partes:

- **Declaración de archivos de cabecera (*.h) o archivos incluidos**

Estos archivos vienen con el compilador y contienen definiciones de registros, variables, direcciones de memoria, interrupciones, *flags* y constantes, todos ellos específicos para el microcontrolador empleado. El empleo de estas definiciones requiere la declaración de los archivos de cabecera en el programa fuente.

Adicionalmente, se pueden agregar otros archivos que contengan rutinas específicas a la aplicación. Estas rutinas están contenidas en archivos de librería y también deben ser declaradas en el programa fuente. Sus funciones son las siguientes:

- Rutinas de acceso al bus I²C
- Rutinas de manejo y lectura del sensor ADXL345
- Rutinas de acceso al puerto serie RS-232
- Rutinas de comunicación Bluetooth
- Rutinas de envío de alertas
- Rutinas varias

- **Configuración de puertos de E/S e interrupciones**

La configuración inicial del microcontrolador incluye:

- Puertos paralelos para entradas y salidas, según se requiera conectar pulsadores de entrada (RESET) e indicadores de salida (LEDs y parlante).
- Puerto serial RS-232, para la comunicación con el módulo Bluetooth y, eventualmente, con una PC de prueba en la fase de desarrollo.
- Puerto I²C, para la comunicación con el sensor de aceleración.
- Líneas de interrupción por hardware, para la recepción de interrupciones del sensor.
- Sensor ADXL345, sus parámetros de funcionamiento deben ser inicializados.

RUTINAS DE ACCESO DE LECTURA Y ESCRITURA AL BUS I2C

El programa de adquisición de datos, ejecutado por el microcontrolador, lee los valores de aceleración del sensor a través del bus I²C. El manejo de este bus es relativamente complejo. Dado que es un bus único, de tipo serial, compartido entre diversos dispositivos,

requiere de un protocolo de comunicación que se encargue de la gestión del bus y resuelva todas las situaciones de conflictos o errores que se puedan presentar. Tenemos, por ejemplo:

- Definir al dispositivo que gobierne la comunicación, el cual actuará como MAESTRO.
- Definir los dispositivos ESCLAVOS, los cuales recibirán comandos del MAESTRO.
- Resolver las contenciones en el bus producidas cuando más de un dispositivo intenta enviar datos.
- Implementar la lógica de confirmación de recepción de datos.
- Definir el formato de las tramas, sus campos, tamaños y temporización.
- Implementar la lógica de lectura y escritura de datos

El acceso al sensor de aceleración, a través del bus I²C, requiere el uso de varias librerías y rutinas que se llaman sucesivamente hasta obtener funciones de alto nivel, ocultando de esta manera los detalles complejos de la comunicación I²C. La elaboración y comprensión de estas rutinas es de suma importancia y requiere conocer en detalle el protocolo de comunicación serial empleado con el bus I²C. En la Figura 3.7, se ilustra la relación entre los tres archivos de cabecera empleados

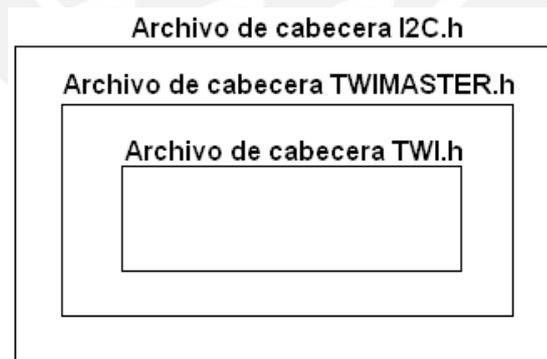


Figura 3.7 – Archivos de cabecera para el manejo de bus I²C y la relación entre ellos

(Fuente: Elaboración propia)

- Archivo de cabecera: twi.h
Solo contiene definiciones de registros y bits del microcontrolador empleados específicamente con la interface I²C.

- Archivo de cabecera: twimaster.h
Contiene rutinas de bajo nivel para acceder al bus I²C con el microcontrolador en modo MAESTRO transmisor. Emplea las definiciones contenidas en twi.h.
- Archivo de cabecera: i2c.h
Contiene rutinas más elaboradas para acceso al bus I²C, emplea las rutinas elementales de la librería anterior twimaster.c.

Las rutinas contenidas en cada uno de estos archivos de cabecera son las siguientes:

- **ARCHIVO DE CABECERA: twi.h**
No contiene ninguna rutina, solo definiciones empleadas con el bus I²C. Cabe indicar que Atmel denomina al bus I²C como TWI (*Two Wire Interface*).
- **ARCHIVO DE CABECERA: twimaster.h**
Incorpora rutinas para las siguientes funciones:

INICIALIZACION DEL PUERTO I²C

Esta rutina establece la velocidad de reloj del bus I²C. El microcontrolador gobierna el bus (modo MAESTRO) y por lo tanto provee la señal de reloj. La frecuencia de reloj se configura a 100 KHz. No debe confundirse esta frecuencia con las de transmisión de datos digitales seriales y la frecuencia de muestreo de datos analógicos de aceleración.

MASTER ENVIA START AL BUS + DIRECCION DE ESCLAVO + R/W

El uC envía START para negociar y establecer comunicación (ya sea de transmisión o recepción) con un esclavo específico.

Entrada: Dirección del esclavo + operación (R/W)

Salida: 0 = Dispositivo accesible

1 = Dispositivo no accesible

MASTER ENVIA START AL BUS + DIRECCION DE ESCLAVO + R/W SI EL ESCLAVO ESTA OCUPADO, ESPERA HASTA QUE ESTE LIBRE

Esta rutina es similar a la anterior. Se diferencia en que esta reintenta el inicio de la comunicación, en caso que el esclavo direccionado no esté disponible por

distintas causas, hasta lograr establecerla.

Entrada: Dirección del esclavo + operación (R/W)

MASTER ENVIA UN START REPETIDO (RESTART)

Mediante esta rutina el maestro envía un START al bus. Se emplea para acceder nuevamente al mismo esclavo, acceder a otro esclavo o cambiar de modo sin perder el control del bus.

Entrada: Dirección del esclavo + operación (R/W)

Salida: 0 = Dispositivo accesible

1 = Dispositivo no accesible

MASTER TERMINA TRANSFERENCIA DE DATOS Y LIBERA EL BUS

El maestro envía al bus una condición de STOP indicando que la comunicación finalizó y el bus está disponible.

MASTER ENVIA UN BYTE

El maestro, en modo transmisor, envía un byte a un esclavo previamente direccionado con la rutina de START.

Entrada: Byte a ser transferido

Salida: 0: Escritura OK

1: Escritura FAIL

MASTER LEE UN BYTE

El maestro, en modo receptor, recibe un byte de un esclavo previamente direccionado con la rutina de START y permanece con el control del bus.

Salida: Byte leído

MASTER LEE UN BYTE Y ENVIA STOP

El maestro, en modo receptor, recibe un byte de un esclavo previamente direccionado con la rutina de START y libera el bus.

Salida: Byte leído

- **ARCHIVO DE CABECERA:** i2c.h

Contiene rutinas más elaboradas para acceso al bus I²C, emplea las rutinas elementales de la librería anterior twimaster.c. Las rutinas que debe contener son las siguientes:

INICIALIZACION DE LA INTERFACE I²C

Habilita la interface I²C y establece el reloj serial para el bus.

MASTER LEE UN BYTE DE LA DIRECCION INDICADA

Esta rutina permite que el microcontrolador lea un byte de datos del dispositivo I²C esclavo especificado mediante sus direcciones.

Entradas: Dirección del dispositivo I²C
Dirección de lectura del registro en particular del dispositivo I²C

Salidas: 0: Lectura OK
1: Lectura FAIL

MASTER LEE MULTIPLES BYTES

Esta rutina se emplea para leer en forma sucesiva varios bytes de un dispositivo esclavo I²C. Específicamente, se emplea para leer las tres componentes de la aceleración (consistente en dos bytes cada uno) y el ID (identificador, de un byte) del sensor usado como byte de sincronismo de lectura. En cada acceso de lectura, a un periodo de 10 ms, el uC lee en total siete bytes del acelerómetro.

Entradas: Dirección del dispositivo I²C
Dirección de inicio del registro leído
Arreglo de bytes que contendrán los datos a leer
Longitud o cantidad de datos a leer

Salidas: 0: Lectura OK
1: Lectura FAIL

MASTER ESCRIBE UN BYTE

El microcontrolador, actuando como maestro del bus I²C, escribe un byte en un

dispositivo esclavo.

Entradas: Dirección del dispositivo I2C
Dirección del registro de escritura
Dato a ser escrito

Salidas: 0: Escritura OK
1: Escritura FAIL

RUTINA DE ADQUISICIÓN DE DATOS DEL SENSOR

Esta rutina emplea todas las rutinas indicadas anteriormente, pero a través de un archivo de cabecera adicional denominado `adxl345.h`. Este es un archivo que contiene rutinas de alto nivel personalizadas para interactuar directa y específicamente con el sensor ADXL345. Estas rutinas ocultan completamente los detalles de bajo nivel correspondientes al bus I²C y permite las siguientes funciones:

- INICIALIZAR EL SENSOR ADXL345
- LEER UN BYTE DEL SENSOR ADXL345
- LEER MULTIPLES BYTES DEL SENSOR ADXL345
- ESCRIBIR UN BYTE EN EL SENSOR ADXL345

La adquisición de datos del sensor se realiza tomando en cuenta los siguientes aspectos:

Frecuencia de muestreo

El sensor captura analógicamente la aceleración a una determinada tasa de muestreo la cual debe cumplir con el teorema de Nyquist. Es decir, la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la máxima frecuencia contenida en la señal de aceleración. Según el fabricante del sensor, la frecuencia de muestreo (que es la misma tasa a la cual el sensor puede arrojar los datos por su salida) está entre 6.25 Hz y 3200 Hz. Aplicando el criterio de Nyquist:

$$f_s \geq 2 f_{m\acute{a}xima} \quad (3.1)$$

Donde:

f_s : Frecuencia de muestreo, entre 6.25 Hz y 3200 Hz
 $f_{m\acute{a}xima}$: Frecuencia máxima contenida en la aceleración analógica
 A este parámetro el fabricante lo denomina "Ancho de banda".

Obtenemos que $f_{m\acute{a}xima}$ debe estar en el siguiente rango:

$$f_{m\acute{a}xima} = [3.125, 1600] \text{ Hz}$$

Estos valores coinciden con los especificados por el fabricante en las hojas técnicas del sensor. Ahora bien, la selección de la frecuencia de muestreo depende del comportamiento de la aceleración en la aplicación. Según Reyna y otros, las actividades de la vida diaria, incluyendo las caídas que pueda sufrir una persona, están en el orden de los 50 Hz (2005b). A fin de mantener un margen de respaldo, se toma la frecuencia de muestreo de 200 Hz, correspondiente a una $f_{m\acute{a}xima}$ de 100 Hz, según la ecuación 3.1.

Dado que el periodo de muestreo es la inversa de la frecuencia de muestreo resulta que las muestras se toman cada 5 ms (ver la Figura 3.8).

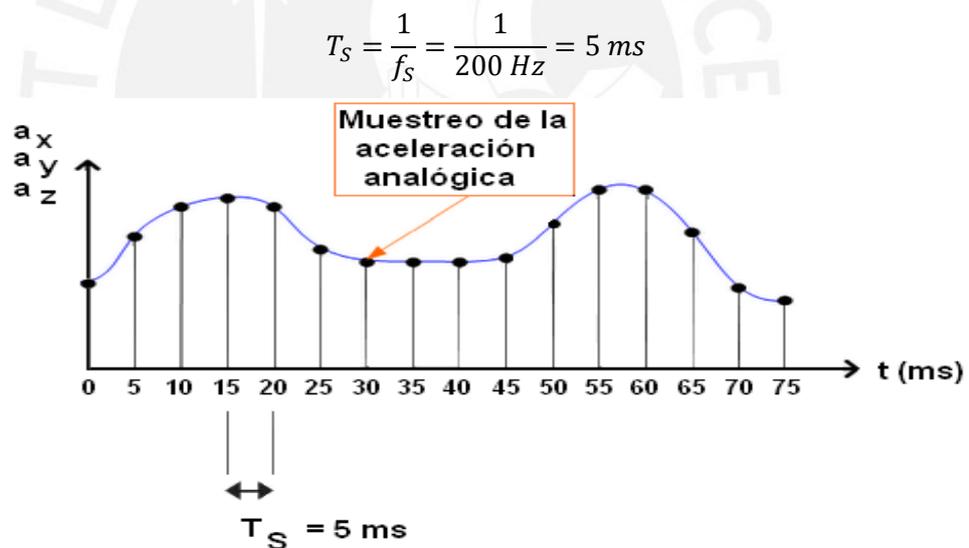


Figura 3.8 – El muestreo de la aceleración analógica la realiza la circuitería incorporada en el sensor a una tasa de 200 muestras/s, es decir, cada 5 ms. Esta frecuencia de muestreo es empleada por Clifford (2006) para detectar caída libre con sus acelerómetros MEMS (Fuente: Elaboración propia)

Cuanto mayor sea la frecuencia de muestreo, la señal digital tendrá menos errores. Mathie y otros recolectan datos a 45 Hz (2002). Clifford configura este valor a 100 Hz para una aplicación de detección de caídas (2006). Por tanto, el valor seleccionado de 200 Hz es apropiado.

Rango de medición del sensor

El sensor permite la medición de aceleración en varios rangos (ver sección 2.2.7). El rango máximo es de +/- 16g (aproximadamente de -156.8 m/s^2 hasta $+156.8 \text{ m/s}^2$). Según Jia (2009), las magnitudes picos de aceleración en eventos de caída e impacto están en el orden de unos 12.7g. Por lo tanto, es conveniente configurar la medición de la aceleración en el rango de -16g a +16g.

Resolución del sensor

La máxima resolución del sensor seleccionado es de 13 bits, de los cuales 12 bits son de magnitud y un bit es de signo. Es importante emplear la máxima resolución a efecto de conseguir mediciones más precisas. Esto concuerda con la resolución empleada por Jia (2009), también de 13 bits.

Tasa de bits de los datos arrojados por el sensor

Se calcula la tasa de bits (*bit rate*), a la cual se transmiten los datos de aceleración digitalizados por el sensor, del siguiente modo:

$$\text{Bit Rate} = f_s \times N$$

Donde:

f_s	Frecuencia de muestreo de la aceleración
N	Número de bits por muestra

Luego:

$$\text{Bit Rate} = 200 \text{ Hz} \times 13 \text{ bits}$$

$$\text{Bit Rate} = 2600 \text{ bps}$$

Esta es la velocidad a la cual el sensor arroja los datos por la línea SDA del puerto serial I²C. En realidad esta es la velocidad mínima, el sensor puede arrojar los datos a mayor velocidad tomando en cuenta, por ejemplo, que se añaden a los datos bits de control y que cada trece bits es completado a 16 bits. En la sección siguiente se detalla la velocidad real.

Frecuencia del bus I²C (f_{SCL})

Esta frecuencia corresponde a la señal de reloj SCL empleada para sincronizar la transmisión de datos a través del bus I²C. En la Figura 3.9, podemos apreciar que

cada periodo de esta señal corresponde a un bit en la línea de datos SDA del bus. Según las especificaciones del bus I²C, la señal de reloj puede ser de 100 KHz o de 400 KHz (Philips Semiconductor 2000). Calculando el periodo de reloj mediante la relación:

$$T_{SCL} = \frac{1}{f_{SCL}}$$

Obtenemos:

$$T_{SCL} = 10 \text{ us} \quad , \quad \text{Para } f_{SCL} = 100 \text{ KHz}$$

$$T_{SCL} = 2.5 \text{ us} \quad , \quad \text{Para } f_{SCL} = 400 \text{ KHz}$$

Ahora, considerando que cada muestra de aceleración consta de seis bytes (2 bytes por eje) y la especificación del bus de transmitir información adicional como la dirección del sensor en el bus I²C (un byte), la operación que va realizar (lectura o escritura) y el bit de reconocimiento (ACK), podemos determinar que la lectura de una muestra requiere en total unos 65 periodos de reloj (ver Figura 3.9). Luego,

$$\text{Para } f_{SCL} = 100 \text{ KHz}, \quad \text{Tiempo de Tx de una muestra} = 10 \times 65 = 650 \text{ us} \approx 0.7 \text{ ms}$$

$$\text{Para } f_{SCL} = 400 \text{ KHz}, \quad \text{Tiempo de Tx de una muestra} = 2.5 \times 65 = 162.5 \text{ us} \approx 0.2 \text{ ms}$$

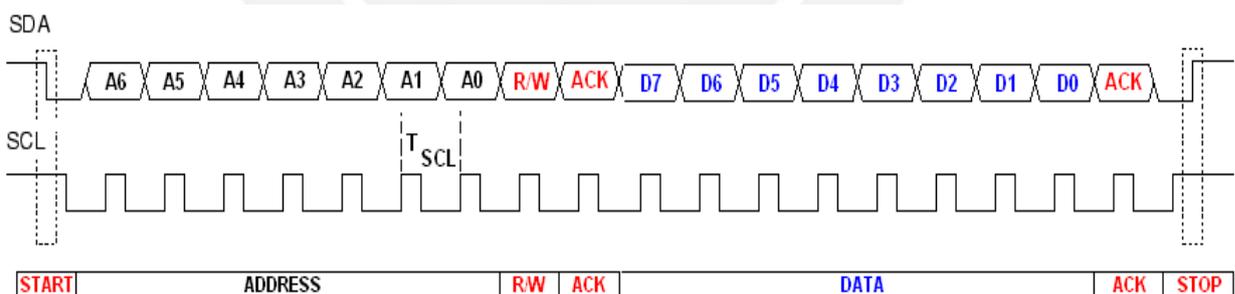


Figura 3.9 – Transmisión de bits por el bus serie I²C sincronizados con la señal de reloj SCL. Cada bit emplea un periodo T_{SCL} . La lectura de una muestra de aceleración requiere repetir seis veces la parte en azul (Fuente: Analog Devices, Inc 2009)

El objetivo de este análisis es verificar que la tasa de transmisión serial de bits sea mayor que la tasa de muestreo. Si esto no se cumpliera, el sensor estaría tomando muestras a una

velocidad mayor a la que puede transmitirlos por su puerto I²C. Vemos que cualquiera de las dos frecuencias es apropiada. Se elige la frecuencia menor $f_{SCL} = 100 \text{ KHz}$ a efectos de reducir el ruido de alta frecuencia debido a los armónicos presentes en la señal de reloj.

La adquisición de datos realizada por el microcontrolador consiste de rutinas que leen sucesivamente seis bytes correspondientes a cada muestra de aceleración. Los pasos son los siguientes:

- Leer dato del sensor - eje X (dos bytes)
Almacenar dato en memoria del microcontrolador
- Leer dato del sensor - eje Y (dos bytes)
Almacenar datos en memoria del microcontrolador
- Leer datos del sensor - eje Z (dos bytes)
Almacenar datos en memoria del microcontrolador
- Repetir la lectura y almacenamiento de datos

Opcionalmente se puede incorporar la lectura del *Device Identifier* (DEVID) del sensor. Este es un código de un byte con valor constante (0xE5) ubicado en la dirección 0x00 de la memoria del acelerómetro. El empleo de este código es como byte de sincronismo, indica el inicio de un dato de aceleración dentro de las ráfagas de bits que arroja el sensor por su puerto I²C. Así, los datos leídos por el microcontrolador pueden constar de tramas de siete bytes:

BYTE 1	ID del sensor (E5h, constante)
BYTE 2	Aceleración eje X, byte inferior
BYTE 3	Aceleración eje X, byte superior
BYTE 4	Aceleración eje Y, byte inferior
BYTE 5	Aceleración eje Y, byte superior
BYTE 6	Aceleración eje Z, byte inferior
BYTE 7	Aceleración eje Z, byte superior

LECTURA DE DATOS EN COMPLEMENTO A 2 CON EXTENSION DE SIGNO

Los datos arrojados por el sensor tienen un formato especial denominado complemento a dos con extensión de signo. El microcontrolador debe interpretar correctamente los datos leídos. A continuación se muestra el procedimiento utilizado. La aceleración consta de tres componentes (X, Y, Z). Cada componente consta de trece bits, contenidos en dos bytes por

componente, del siguiente modo:

12 bits de magnitud + 1 bit de signo

El sensor puede detectar aceleraciones en el rango de medición preconfigurado de:

- 16g hasta +16g, siendo $g = 9.8 \text{ m/s}^2$

Según estos dos parámetros, el rango de medición y la cantidad de bits por dato, se determina el factor de escala o precisión del sensor:

16 g	→	12 bits $\equiv 2^{12} = 4096$ LSBs
x g	→	1 LSB

Un LSB es la menor variación en los datos digitales (un bit o separación entre dos valores digitales contiguos). Aplicando regla de tres, hallamos que el factor de escala del sensor es:

Factor de escala = $0.0039 \text{ g/LSB} = 3.9 \text{ mg/LSB}$

Por ejemplo, si el sensor arroja un dato digital de aceleración en el eje X (dos bytes) con el siguiente valor:

Dato_x = $0x0134 = 308$ (base 10)

Que podemos expresarlo como:

Dato_x = 308 LSBs

Entonces la aceleración correspondiente sería:

Aceleración_x = $308 \text{ LSBs} \times 3.9 \times 10^{-3} \text{ g/LSB} = 1.201 \text{ g}$

Aceleración_x = $1.201 \times 9.8 \text{ m/s}^2 = 11.77 \text{ m/s}^2$

Cuando las aceleraciones arrojadas por el sensor son negativas, los datos son formateados en modo complemento a 2 con extensión de signo. El proceso para interpretarlos correctamente consta de los siguientes pasos:

- a) Leer dos bytes de datos de aceleración por cada eje.
- b) Verificar, en el byte de mayor peso, el bit de mayor peso:
 - Si bit MSB = 0 → El dato de aceleración es positivo
 - Si bit MSB = 1 → El dato de aceleración es negativo
- c) En caso que la aceleración leída sea positiva se procede a juntar los dos bytes, multiplicarlo por el factor de escala, como en el ejemplo previo, y usar el resultado.
- d) En caso que la aceleración sea negativa, se procede a tomar complemento a 2 del número de dos bytes que conforman cada dato de aceleración leído.
- e) Una vez tomado el C2, se tiene el dato de aceleración pero expresado como positivo. Entonces se procede a multiplicarlos por (-1) y por el factor de escala para obtener finalmente la aceleración correspondiente.

Ejemplo

Considerar dos casos de lectura de datos en el eje X, tal como se muestran en la Figura 3.10.

PASO	CASO 1	CASO 2
a	Acc_x = 0000 0010 1110 1110 (=750)	Acc_x = 1111 1110 1110 1110
b	Byte MSB, bit MSB = 0 Aceleración POSITIVA	Byte MSB, bit MSB = 1 Aceleración NEGATIVA
c	Acc_x = 750 x 3.9mg/LSB = 2.925 g	C2 Acc_x = 0000 0001 0001 0010 (=274)
d		
e		Acc_x = - 274 x 3.9mg/LSB = - 1.0686 g

Figura 3.10 – Ejemplo de cómo interpretar los datos binarios leídos del sensor ADXL345
(Fuente: Elaboración propia)

En realidad, el signo de la aceleración está contenido en el bit 13 de los dos bytes leídos en cada eje de aceleración. Así,

- Si: Bit 13 = 1 => Aceleración negativa
- Si: Bit 13 = 0 => Aceleración positiva

El bit 13 se extiende hacia todos los bits restantes superiores (se muestra en azul en la Figura 3.10).

3.4 DETECCIÓN DE CAIDAS

La detección de caídas está basada en umbrales de aceleración (*threshold-based algorithm*), lo cual requiere un monitoreo y comparación continuos de los datos del sensor con umbrales predefinidos. Uno de los algoritmos más simples consiste en detectar solo el pico de impacto al llegar la persona al suelo en una caída.

Otra técnica más elaborada toma en cuenta las etapas típicas antes, durante y después de una caída. En este caso, se emplean varios umbrales que deben cumplirse en una secuencia particular y en ciertos periodos de tiempo para disparar la alarma final. Estos sistemas son confiables pues generan una baja tasa de falsos positivos, sin embargo la detección se degrada cuando la dirección de caída cambia o cuando se introduce rotación durante la caída. Es más, la persona puede realizar movimientos de balanceo o giro con su cuerpo y estos son detectados como caídas (Lan 2009).

A continuación se describen estos dos algoritmos.

3.4.1 Algoritmo 1 – Detección de pico de aceleración

El microcontrolador ATmega88 determina bajo qué circunstancias los datos del acelerómetro constituyen eventos de caída del anciano monitoreado. Los parámetros a tomar en cuenta son dos.

- a) Magnitud máxima del vector de aceleración, calculada mediante la ecuación 3.2 considerando vectores mutuamente ortogonales entre sí en los ejes **X**, **Y** y **Z**. Según Chen y otros, todo movimiento brusco, entre ellos las caídas, producen cambios transitorios de magnitud pronunciada del orden de doce veces la aceleración de la gravedad (12g) que pueden ser detectadas, justamente, con la magnitud pico del vector de aceleración (2005).

$$|a| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (3.2)$$

Esta expresión está relacionada con el gasto elevado de energía que se produce durante un impacto (Reyna 2005a). Bourke y otros (2007), consideran como umbral

3.5g y mide un pico de casi 7g en una caída típica. Sin embargo en sus pruebas detecta un rango amplio desde 3.52g hasta 12g, con el sensor en el pecho.

El umbral de la aceleración pico puede ser configurado basado en datos empíricos. El valor de aceleración más pequeño medido en una caída es de alrededor de 3g, pero usualmente es varios **g** superior. Las actividades de la vida diaria (ADL – *activities of daily living*) usualmente no exceden los 3g, pero ocasionalmente puede ser mayor durante algunos movimientos bruscos como saltar, correr y sentarse rápidamente. Ya que existe algún solapamiento para los rangos de aceleración de caídas y ADLs, se requiere otra forma de distinguir las caídas de las actividades de la vida diaria para conseguir un algoritmo más robusto.

- b) Dado que los eventos de caída son breves, la duración del pico de aceleración también es un parámetro determinante para distinguir una caída de otros eventos. Según Jia (2009) la duración de un pico de aceleración en una caída es del orden de los 30 milisegundos.

El sensor MEMS empleado incorpora, dentro de su electrónica, funciones que facilitan la medición de estas dos magnitudes. Es posible realizar el monitoreo continuo de los picos de aceleración sin intervención del microcontrolador. Este actúa solo en caso que la aceleración resultante tome la magnitud y duración especificadas. El diagrama de flujo para determinar un evento de caída se muestra en la Figura 3.11. Este esquema de detección de caídas solo toma en cuenta la fuerza de reacción del suelo al producirse el impacto. Puede ser afinado mediante la incorporación de parámetros adicionales que puedan definir con mayor precisión los eventos de caída en los adultos mayores.

3.4.2 Algoritmo 2 – Detección de postura antes y después del pico de aceleración

El algoritmo anterior se puede refinar tomando en cuenta la postura inicial de la persona (normalmente de pie), luego detectando el pico de aceleración debido al impacto cuando la persona llega al suelo y, finalmente, detectando un cambio de postura cuando la persona termina tendida en el suelo (Izquierdo et al 2008). Sin embargo, el criterio de la postura no es determinante para identificar una caída ya que puede ocurrir que la persona caiga sentada, o apoyada contra una pared, manteniendo el torso en posición vertical.

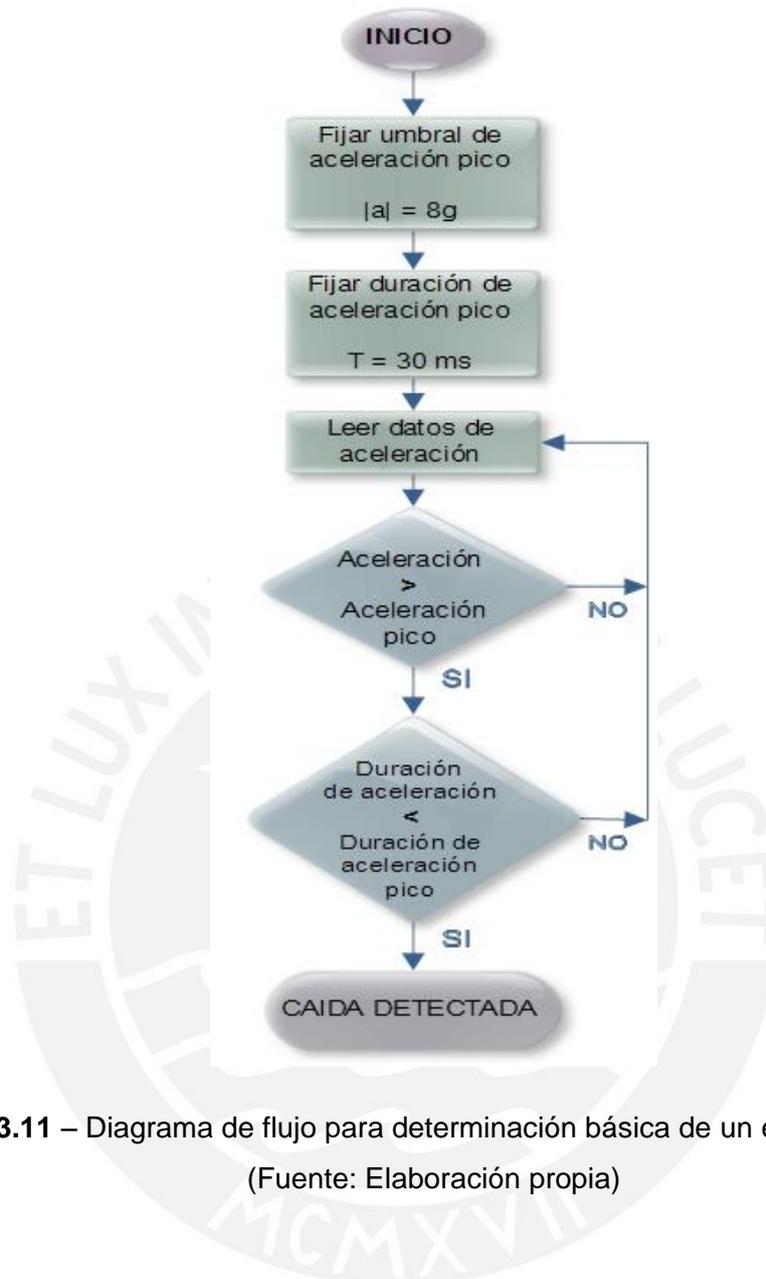


Figura 3.11 – Diagrama de flujo para determinación básica de un evento de caída
 (Fuente: Elaboración propia)

3.4.3 Algoritmo 3 – Detección de etapas de la caída

Toma en cuenta los distintos estados de la persona antes, durante y luego de una caída. Estos estados son los siguientes:

a) Reposo y orientación iniciales

Antes de la caída, la persona puede estar en estado de reposo (recostado, parado o en otras posiciones) o realizando actividades de la vida diaria, como caminar, comer, sentarse, etc. Todas estas actividades involucran magnitudes de aceleración bajas del orden de los 3g o menores y por un tiempo prolongado. Antes de una caída, la orientación de la persona suele ser vertical. Esta orientación se puede detectar usando el acelerómetro para compararla con la orientación final luego de la caída.

Como se mencionó en el caso del algoritmo 2, este criterio puede ser de ayuda en muchas caídas con cambio de orientación.

b) Caída libre (*free fall*)

La pérdida de equilibrio provoca que la persona llegue al suelo con un movimiento del tipo caída libre. Durante este estado, la única fuerza que actúa es la debida a la aceleración de la gravedad. La aceleración del cuerpo tiende al de la gravedad, con un valor relativo próximo a cero.

Aquí se toma en cuenta, entonces, dos parámetros:

- Magnitud de la aceleración del cuerpo con respecto a la aceleración estática de la gravedad.

Este parámetro toma un valor inicial a g (9.8 m/s^2) y va decreciendo rápidamente mientras la persona cae. Según la altura o duración de la caída puede llegar a ser cero. Analog Devices, recomienda configurar este parámetro entre $0.3g$ a $0.6g$ (2009). Tuck de Freescale indica que el valor típico es inferior a $0.35g$ (2010). Jia (2009) configura este parámetro en $0.75g$.

Cuando el acelerómetro se mantiene quieto en una orientación, cada eje del acelerómetro captará una aceleración de $0g$ (eje perpendicular a la gravedad) y $1g$ (eje paralelo a la gravedad). Sin embargo, si el sensor se inclina, la suma vectorial de estas tres componentes será siempre $1g$. En caída libre, la aceleración relativa a la gravedad, o inercial, medida por el acelerómetro tiende a $0g$ – gravedad cero (Clifford 2006).

- Duración típica de la caída libre

La duración de la caída, considerando como única fuerza importante la debida a la gravedad, depende de la altura. Considerando una altura promedio de 1.5 m y aplicando la fórmula de movimiento vertical con aceleración constante:

$$h = h_0 + v_0 t - \frac{1}{2} g t^2$$

Las condiciones iniciales son:

$$h_0 = 1.5 \text{ m}$$

$$v_0 = 0 \text{ m/s}$$

Para $h = 0$ (altura final cuando la persona termina en el suelo), determinamos el tiempo de caída mediante la ecuación (3.3).

$$t = \sqrt{\frac{2h_0}{g}} \quad (3.3)$$

$$t = \sqrt{\frac{2 \times 1.5}{9.8}} \approx 550 \text{ ms}$$

Este valor concuerda con Tuck (2010) de Freescale que realiza un cálculo similar. Jia (2009) configura el tiempo de caída libre en 200 ms. La Tabla 3.3 muestra, a modo de ilustración, la aplicación de la ecuación 3.3 para distintas alturas y tiempos en movimientos de caída libre. Estos valores se emplean para la implementación del algoritmo en el procesador Atmel del sistema de detección de caídas.

Tabla 3.3 – Tiempos y alturas de caída libre

Altura (m)	Tiempo (s)	Tiempo (s)	Altura (m)
0.3	0.25	0.1	0.05
0.5	0.32	0.2	0.20
0.8	0.40	0.3	0.44
1	0.45	0.4	0.78
1.2	0.49	0.5	1.23
1.5	0.55	0.6	1.76
1.8	0.61	0.7	2.40
2	0.64	0.8	3.14
3	0.78	0.9	3.97
4	0.90	1	4.90
5	1.01	1.1	5.93
8	1.28	1.2	7.06
10	1.43	1.3	8.28

Fuente: Elaboración propia

En general, la caída libre puede ser lineal, con rotación, e incluso, de tipo proyectil. La caída lineal se define como la traslación lineal de un objeto con una orientación inicial que no

cambia durante la caída. La caída rotacional se define como el movimiento traslacional de un objeto que cae con una orientación inicial cualquiera pero esta cambia durante la caída por la rotación del cuerpo alrededor de un eje (Clifford 2006). Existe aceleración centrípeta actuando sobre el cuerpo, la cual provoca valores de aceleración distintos a los umbrales de caída libre. Durante la caída con rotación, la magnitud de los tres ejes es mayor que $0g$ y por un tiempo de unos 100 ms o superior (Tuck 2010). En la Figura 3.12, se ilustra la firma típica de este tipo de caída.

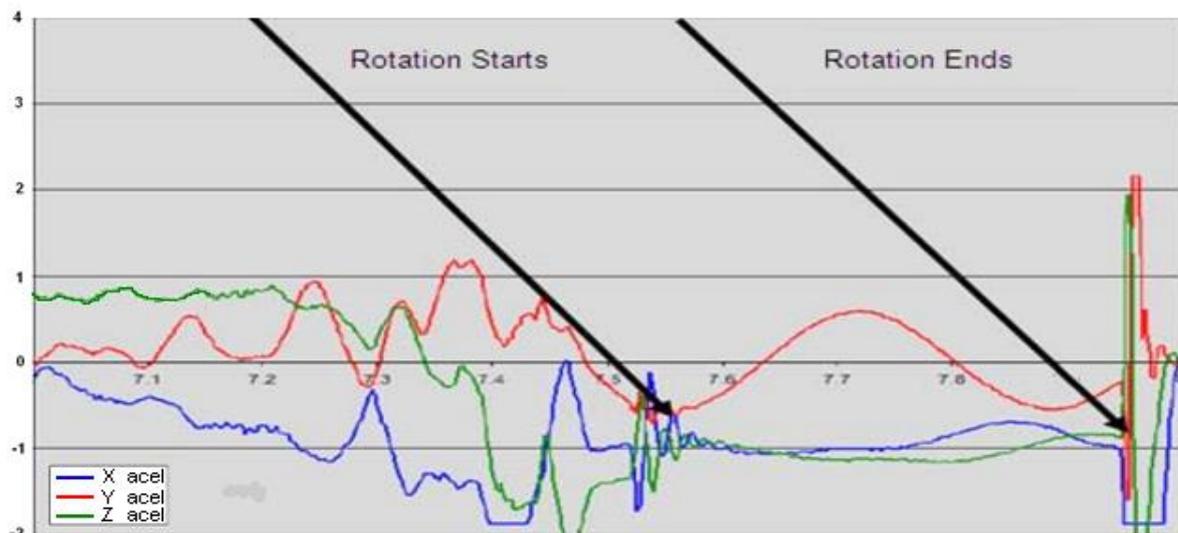


Figura 3.12 – Patrón (*signature*) típico de una caída libre con rotación (Fuente: Tuck 2010)

La caída tipo proyectil incluye un desplazamiento horizontal más un movimiento vertical de caída libre; ambos movimientos están dentro de un mismo plano. La caída tipo proyectil y, al mismo tiempo, el dispositivo rotando es también otro posible tipo de caída que incluye aceleración centrípeta y aceleración lineal. Detectar estas condiciones requiere el uso de algoritmos más elaborados que monitoreen los eventos en cada eje (Tuck 2007).

Aparte de los acelerómetros, se pueden emplear giroscopios para mejorar la precisión al distinguir las caídas de las actividades de la vida diaria mediante la configuración de umbrales para la velocidad angular (Hwang 2004).

c) Impacto

Es el momento en que el cuerpo toma contacto con el suelo o superficie. Durante la caída libre, la energía cinética aumenta y se disipa completamente durante el impacto. La magnitud de la fuerza de reacción del suelo depende de la naturaleza

del terreno, y otros factores, tomando valores relativamente elevados (ver sección 2.1). Según Jia (2009), la magnitud de la aceleración durante el impacto inicia con un valor próximo a cero (caída libre previo al impacto), luego se incrementa rápidamente y, finalmente, retorna al valor estático de la aceleración debida a la gravedad.

Luego, el impacto se define en base a dos parámetros:

- **Magnitud pico**
Según Jia (2009), los picos de aceleración durante el impacto tienen valores típicos de unos 12g, sin embargo puede tomar valores menores y mayores dependiendo de las circunstancias de la caída.
- **Duración**
La duración del impacto es del orden de los 30 ms (Jia 2009).

d) **Reposo y orientación finales**

Producido el impacto, la persona puede quedar desmayada o inmóvil en posición normalmente echada. La posición final, generalmente no coincide con la posición inicial, considerando que las caídas se producen desde una postura vertical y terminan en una postura horizontal. El tiempo de inactividad permite verificar si la persona queda inconsciente. Según Jia (2009), el tiempo de inactividad es superior a 2 s y las variaciones de aceleración inferiores a 0.1875g.

Es posible medir la orientación de la persona cuando está quieta o moviéndose muy lentamente. En ausencia de aceleración con respecto a tierra, los acelerómetros detectan la fuerza normal de la gravedad (1g) dirigida hacia arriba desde tierra. Esta fuerza está siempre presente y es una componente estática en el dato de aceleración. Cuando la persona está quieta, la magnitud de aceleración representa la fuerza normal y es posible inferir la orientación de la persona con respecto a una línea vertical imaginaria.

3.4.4 Diagrama de estados durante una caída

En la Figura 3.13, se muestra el diagrama de los estados por los que pasa una persona cuando sufre una caída típica. El estado inicial es de REPOSO o AVD (actividades de la vida diaria); luego, al perder el equilibrio, pasa al estado de CAIDA LIBRE; al llegar al suelo pasa al estado de IMPACTO; finalmente, la persona queda tendida o inconsciente, siendo el estado final de REPOSO.

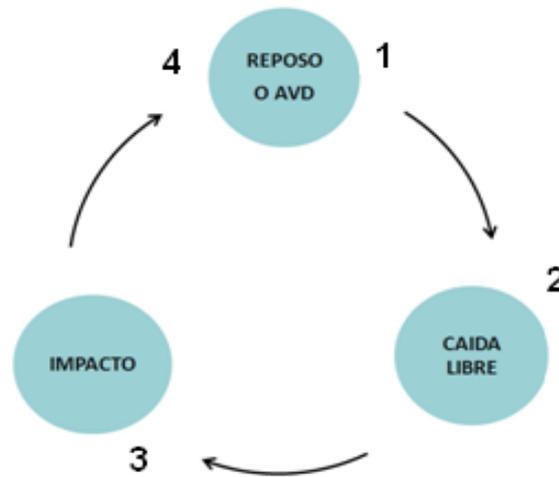


Figura 3.13 – Estados sucesivos que definen una caída típica

(1) REPOSO inicial o AVD, (2) CAIDA LIBRE, (3) IMPACTO y (4) REPOSO final

(Fuente: Elaboración propia)

En base a los estados identificados, se muestra en la Figura 3.14 el diagrama de flujo del tercer algoritmo de detección de caídas. El algoritmo inicia detectando un estado de reposo inicial de la persona, esto incluye posturas en las cuales la persona no se mueve; sin embargo, también se incluyen actividades comunes como caminar, sentarse, etc., definidas en general como actividades de la vida diaria. Este primer estado se caracteriza por magnitudes de aceleración bajas (menores a unos 3g) y por tiempos relativamente prolongados (mayores a unos 500 ms).

Producida la pérdida de equilibrio, la persona pasa a un estado de caída libre antes de impactar con el suelo. Este estado dura, según la postura inicial y la altura de la caída, un tiempo inferior a unos 500 ms y presenta magnitudes de aceleración próximas a la de la gravedad (con valores relativos próximos a cero). El estado siguiente a la caída libre es el de impacto. Se caracteriza por la presencia de un pico transitorio de aceleración con magnitudes superiores a los 8g y duración de unos 30 ms. Producido el impacto y según la gravedad del golpe, la persona puede permanecer en el suelo inconsciente o con dificultades para erguirse por sí misma; así, el estado final es de reposo o movimientos lentos. Se incluye también la detección de la postura u orientación de la persona. Generalmente, las caídas se producen desde una posición vertical a una en la que la persona termina en posición horizontal. Si esta posición final se mantiene por un tiempo predefinido es un claro indicador de que la persona es incapaz de moverse luego de producido el impacto y, posiblemente, quedó inconsciente (Jia 2009). Este último caso puede ser un criterio adicional para enviar otra alerta.

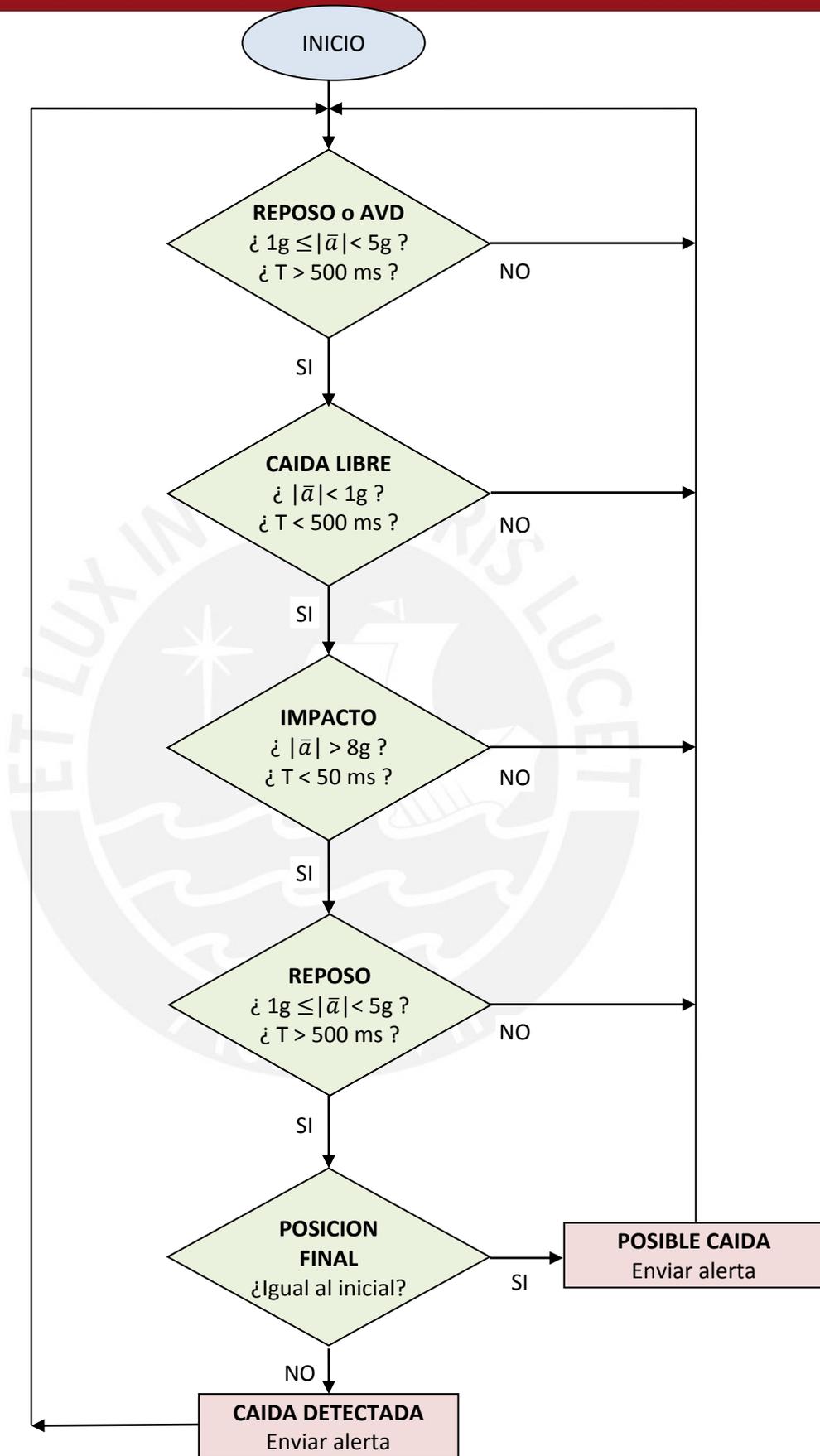


Figura 3.14 – Diagrama de flujo del algoritmo de detección de caída por etapas
(Fuente: Elaboración propia)

La detección de caídas incluye, obligatoriamente, todas las condiciones señaladas. No incluye solo detección de impactos aislados los cuales podrían no generar situaciones de caída libre; por ejemplo, golpes con el mismo cuerpo o provenientes del exterior de la persona (Clifford 2006).

3.4.5 Determinación de la orientación de la persona

Cuando la persona está en reposo, es posible determinar su ángulo de inclinación respecto a la vertical. Esto se consigue midiendo la aceleración estática solo en el eje X (paralela a la aceleración de la gravedad). La inclinación de este eje (en cualquier dirección) define la inclinación de la persona. Si la persona está en una posición vertical u horizontal (ver Figura 3.15, a y b), el sensor arrojará como salida en el eje X un valor de aceleración de $1g$ y $0g$, respectivamente. Si la persona se inclina la aceleración estática se distribuye entre los ejes X y Z (ver Figura 3.15, c).

La medición del ángulo de inclinación, en general, depende de la posición del cuerpo en un sistema de coordenadas tridimensionales. Pero, dado que el cuerpo humano tiene un rango de movimientos limitados y, muy especialmente las personas de la tercera edad, se puede simplificar el cálculo considerando el movimiento solo a un eje como se ilustra en la Figura 3.15 (Fisher 2010). Cualquier rotación adicional fuera del plano de movimiento considerado reduce la magnitud de la aceleración sobre el eje X e introduce cierto error. En el caso que la señal de aceleración contenga componentes AC, es posible, mediante procesamiento digital de señales, filtrar solo la componente DC. La medición de la inclinación debe ser solo bajo los efectos de la aceleración de la gravedad, cualquier otra fuente externa altera los resultados.

En la Tabla 3.4, se indican los rangos de ángulos de inclinación que definen si la persona está echada, está inclinada o está en posición erguida.

Tabla 3.4 – Posición de la persona respecto al ángulo de inclinación

Angulo de inclinación respecto al suelo	Posición
$0^\circ - 30^\circ$	Echado
$31^\circ - 60^\circ$	Inclinado
$61^\circ - 90^\circ$	Vertical

Fuente: Elaboración propia

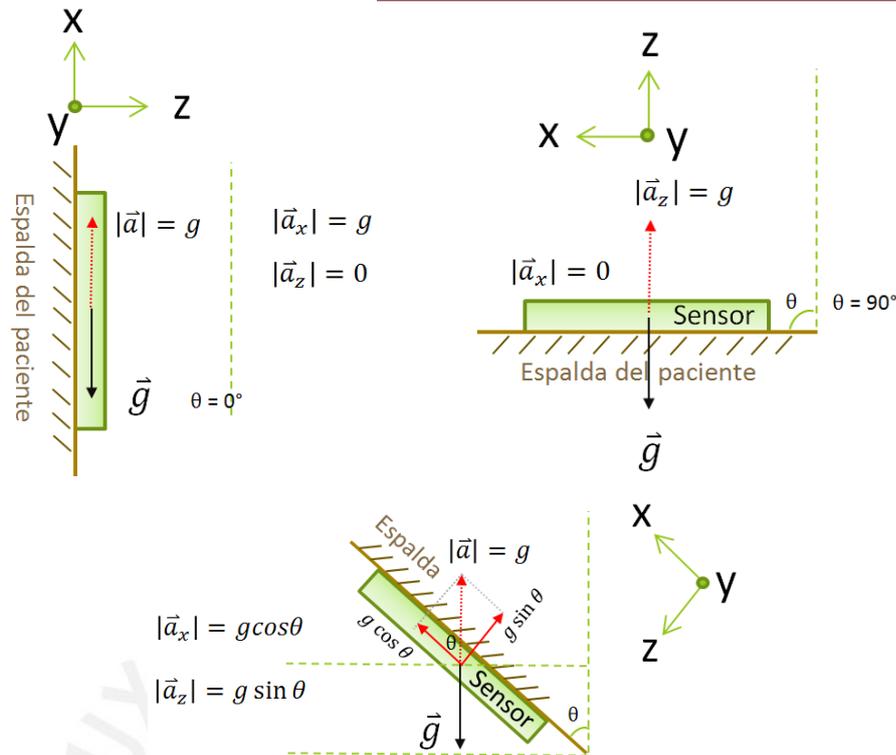


Figura 3.15 – Inclinación de la persona (con sensor en el pecho) respecto a la vertical.

Los ejes X, Y y Z corresponden al sensor.

(a) Persona de pie, (b) Persona de espaldas, (c) Persona inclinada hacia adelante

(Fuente: Elaboración propia)

3.4.6 Definición de parámetros de cada estado

Considerando los registros del ADXL345, a continuación se analiza la definición de los parámetros para cada uno de los estados.

I – REPOSO O AVD

Corresponde a un estado de **INACTIVIDAD** en la aceleración captada por el sensor. En la Figura 3.16, se define este estado por dos parámetros:

Threshold_Inactividad.- Es la aceleración máxima que puede considerarse como inactividad. Es decir:

$$Acc < Threshold_Inactividad$$

Según Jia, este parámetro se fija en 0.1875g (2009). Es un valor acoplado en AC, es decir no toma en cuenta aceleraciones continuas. Este parámetro se puede configurar, en general, entre 0g y 16g.

Time_Inactividad.- Es el mínimo tiempo que la aceleración debe ser inferior a **Threshold_Inactividad** para considerarse como INACTIVIDAD. Así:

$$\Delta t \geq \text{Time_Inactividad}$$

Según Jia, el tiempo de inactividad mínimo es de 200 ms (2009). El ADXL345 permite configurar este parámetro entre 0 y 255 segundos.

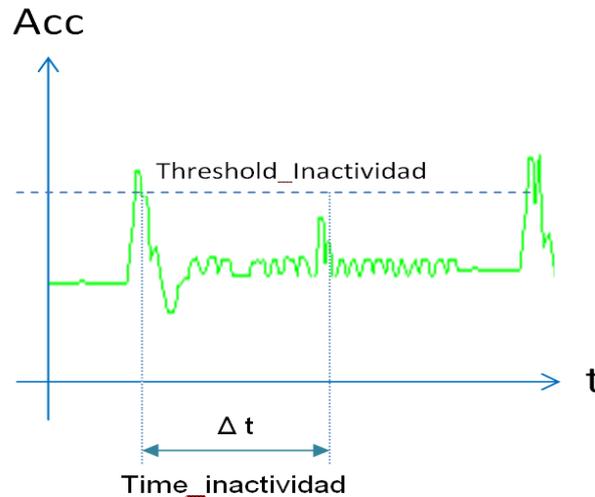


Figura 3.16 – Parámetros que definen la condición de INACTIVIDAD en el sensor
(Fuente: Elaboración propia)

II – DETECCION DE ORIENTACION

Se detecta la orientación o inclinación inicial del anciano respecto al suelo. Según la Figura 3.15, la componente de aceleración paralela al eje longitudinal de la persona está dada por la expresión $g \text{ sen}\theta$. Luego, se tiene las correspondencias mostradas en la Tabla 3.5. El valor digital se determina considerando, según el fabricante, que el sensor tiene una resolución de 0.004g/LSB (Analog Devices 2009).

Tabla 3.5 – Angulo de inclinación de la persona y aceleración estática medida por el sensor

Postura	Angulo de inclinación	Aceleración	Valor digital
Echado	0° a 30.99°	0g a 0.515 g	0 a 128
Inclinado	31° a 60.99°	0.516g a 0.874g	129 a 218
De pie	61° a 90°	0.8746g a 1g	219 a 250

Fuente: Elaboración propia

La orientación se detecta cuando la persona está en estado de reposo e inmediatamente luego de producida la caída.

III – CAIDA LIBRE

Cuando el anciano cae, su aceleración con respecto a la gravedad es nula o próxima a cero. El tiempo de caída libre debe ser superior a **Time_Free_Fall**. Así:

$$\text{Acc} < \text{Threshold_Free_Fall}$$

$$\Delta t > \text{Time_Free_Fall}$$

En la Figura 3.17 se ilustra el parámetro que define una caída libre.

El máximo valor configurable para **Time_Free_Fall** (según el fabricante) es de 1.28 s.

Aplicando la fórmula de caída libre podemos determinar la altura inicial máxima para un tiempo de caída de 1.28 s.

$$h = h_0 - \frac{1}{2}gt^2$$

Con:

h	= 0 m	Altura final
t	= 1.28 s	Duración máxima de la caída libre

Se obtiene:

$$0 = h_0 - \frac{1}{2}9.8 (1.28)^2$$

$$h_0 = \frac{1}{2}9.8 (1.28)^2$$

$$h_0 \approx 8 \text{ m}$$

Una caída desde 8 m de altura toma un tiempo de 1.28 s. Este puede ser el caso de caída desde un tercer piso.

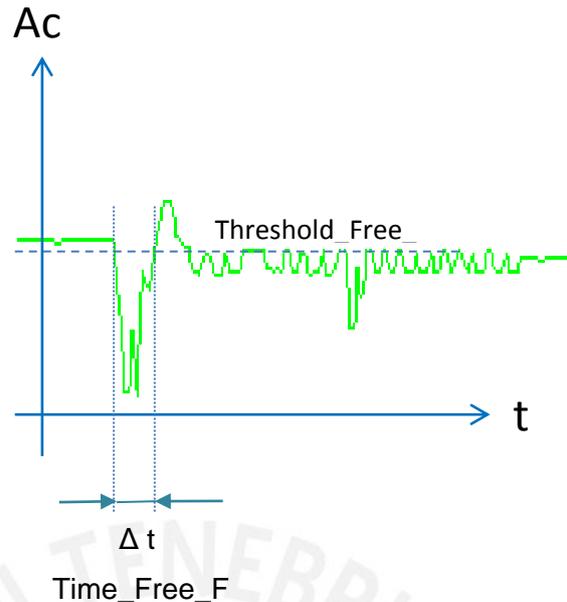


Figura 3.17 - Parámetros que definen la condición de caída libre en el sensor
(Fuente: Elaboración propia)

IV – IMPACTO

Al llegar el anciano al suelo, el impacto produce una gran reacción generándose un pico de aceleración por un tiempo muy breve. En la Figura 3.18, se aprecia los dos parámetros que definen el impacto:

$$\text{Acc} > \text{Threshold_Impacto}$$

$$\Delta t < \text{Time_Impacto}$$

Uno de los parámetros es la aceleración pico mínima que debe alcanzarse y la otra es el tiempo máximo que esta debe durar en el impacto.

V – INACTIVIDAD

El estado de inactividad, luego del impacto, cumple las mismas características que el estado inicial de reposo con movimientos lentos o nulos debido a los efectos del golpe. Se recalca que los valores de aceleración se miden, en este caso, con acoplamiento en AC para no tomar en cuenta la componente estática de aceleración debido a la gravedad.

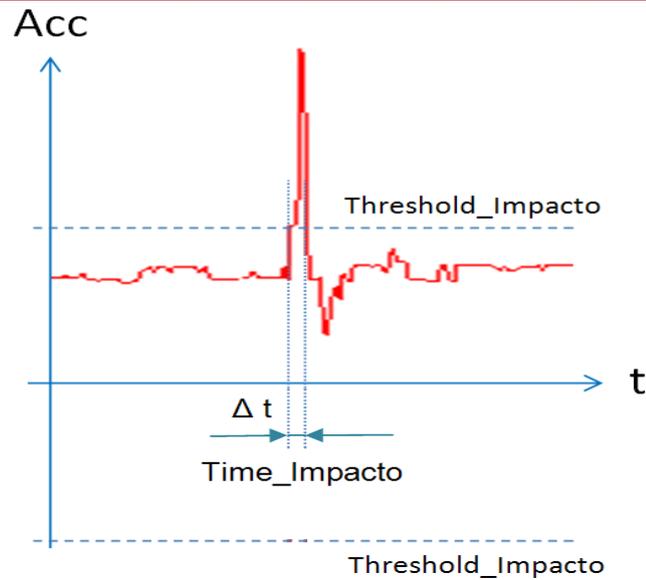


Figura 3.18 - Parámetros que definen la condición de IMPACTO en el sensor. El umbral es tanto para aceleraciones positivas como negativas
(Fuente: Elaboración propia)

3.5 SISTEMA DE ALARMAS Y NOTIFICACION DE ALERTAS

Ante eventos de caída, el sistema de detección debe generar alarmas locales de tipo sonoro con la finalidad de que los eventuales acompañantes del adulto mayor, que no necesariamente van estar siempre próximos o en la misma habitación, se enteren y reaccionen ante lo sucedido.

La señal acústica debe tener un nivel sonoro superior al nivel de ruido al interior de una vivienda, tal que sea claramente audible, sin llegar a ser excesivamente molesto. Según Cobo (2009), para que una señal acústica sea audible, en cualquier zona de un recinto cerrado, su nivel sonoro debe ser, al menos, 10 dB mayor al ruido o sonido de fondo. Además, se recomienda que no sobrepase los 120 dB (umbral del dolor) y que su contenido espectral se encuentre entre 300 y 3000 Hz. Sin embargo, es recomendable emplear frecuencias hasta los 1500 Hz considerando casos de personas con pérdida audible o que empleen protectores individuales contra el ruido. Respecto a las características en el tiempo, son preferibles señales pulsantes. La frecuencia de repetición de la pulsación debe estar comprendida entre 0.2 y 5 Hz. Se recomienda señales acústicas cuya frecuencia varíe con el tiempo. Según esta información, y considerando que el sonido al interior de una vivienda es del orden de 60 a 70 dB, el nivel acústico de la alarma sonora debe ser, por lo menos, 10 dB superior, es decir unos 80 dB.

Adicionalmente, se consideran indicadores luminosos montados sobre el mismo detector de caídas. Estos indicadores (LEDs) tienen la finalidad de que la persona verifique la alarma o visualice el estado del sistema. Están dispuestos tal como se ilustra en la Figura 3.19.

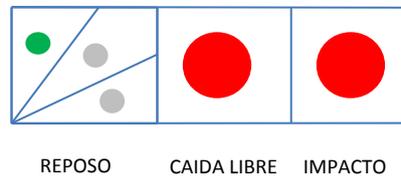


Figura 3.19 – Disposición de los indicadores luminosos de REPOSO e inclinación (color verde), CAIDA LIBRE (color rojo) e IMPACTO (color rojo). Solo enciende una LED a la vez.
(Fuente: Elaboración propia)

En la Figura 3.20, se ilustra el encendido de los LEDs según el ángulo de inclinación de la persona.

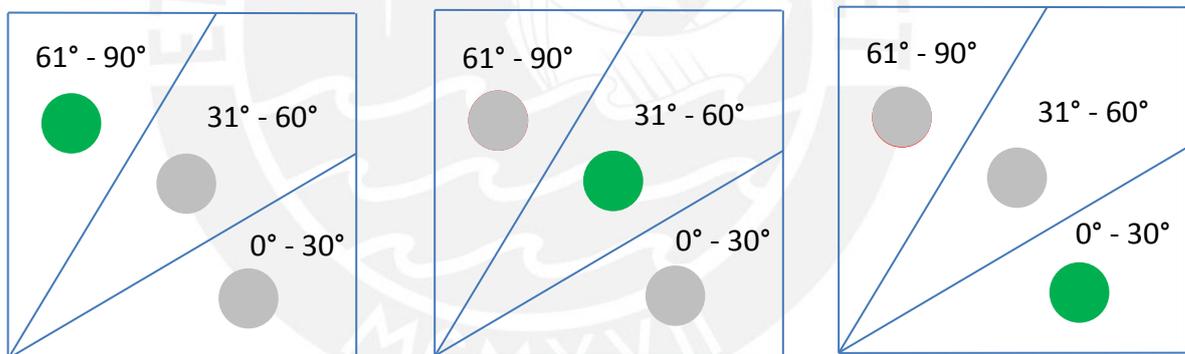


Figura 3.20 – Disposición de los tres LEDs para mostrar el grado de inclinación del anciano
(Fuente: Elaboración propia)

En la tabla 3.6 se detallan los indicadores luminosos y sonoros, sus respectivas funciones y el comportamiento que tienen.

Adicionalmente a las alarmas locales, el sistema de detección de caídas debe tener la capacidad de generar alertas por la red de telefonía celular. Estas alertas consisten en mensajes cortos de textos (SMS) con destino a ciertos números predefinidos. La finalidad es comunicar el evento de caída a personas que puedan tomar acción inmediata para auxiliar

al adulto mayor ante la eventualidad que estuviese solo en su vivienda. El diagrama de bloques del sistema alertas se muestra en la Figura 3.21.

Tabla 3.6 – Indicadores luminosos y sonoros

Número de LED	1-2-3	4	5
Nombre	REPOSO INCLINACION	CAIDA LIBRE	IMPACTO
Color	Verde	Rojo	Rojo
Comportamiento	<p>ENCENDIDO Durante estado de REPOSO</p> <p>APAGADO En estados distintos de REPOSO</p>	<p>ENCENDIDO Durante caída libre</p> <p>APAGADO i) Durante REPOSO ii) Durante IMPACTO</p> <p>PARPADEO Luego de IMPACTO, si el estado previo a este fue CAIDA LIBRE</p>	<p>PARPADEO Durante y después de impacto.</p> <p>APAGADO Por botón RESET de alarmas</p>
Sonido			<p>Luego de impacto Apagado con botón RESET de alarmas</p>

Fuente: Elaboración propia

El sistema de detección de caídas incorpora, aparte del sensor de aceleración, un microcontrolador y un módulo de radio Bluetooth conectados vía un enlace RS-232. A su vez, el módulo de radio se comunica vía Bluetooth con un teléfono móvil (denominado teléfono móvil local) ubicado en las proximidades del paciente monitoreado. La conexión entre el microcontrolador y el teléfono móvil local, es vista por el primero como una conexión directa del tipo RS-232. Este tipo de conexión es un modo especial de trabajo del módulo de radio y se denomina *PURE CABLE REPLACEMENT MODE*, emula un enlace serial RS-232 a través de RF. De este modo, el microcontrolador puede comunicarse directamente con el teléfono móvil local mediante el envío de cadenas de textos estructurados como comandos de tipo AT. Existen una gran variedad de comandos AT organizados según su propósito.

SISTEMA DE DETECCIÓN DE CAIDAS

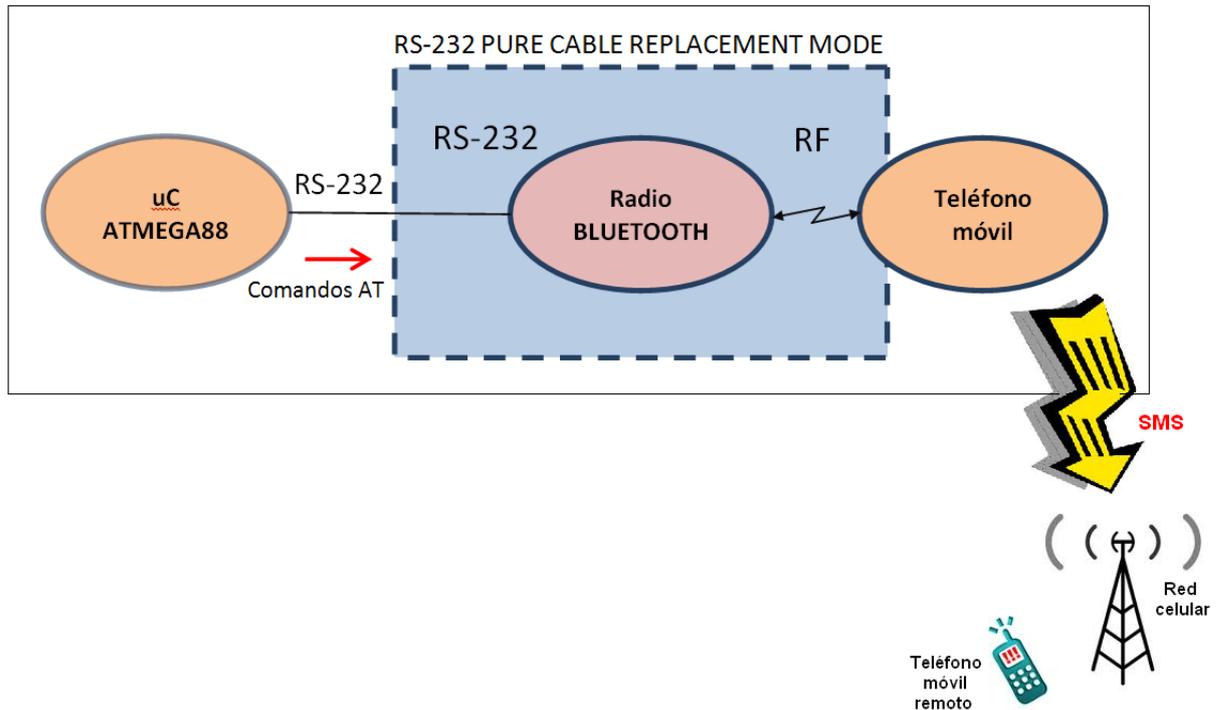


Figura 3.21 – Diagrama de bloques del sistema de envío de alertas por SMS. Existe una comunicación transparente entre microcontrolador y teléfono móvil local vía el modo *PURE CABLE REPLACEMENT* que emula RS-232 por RF
(Fuente: Elaboración propia)

En la Figura 3.22, se muestra el hardware implementado para la alarma local sonora y los indicadores de estado. El circuito de alarma local es bastante simple. Consta de un parlante e indicadores luminosos tipo LED controlados por el microcontrolador.

El circuito de envío de alertas dispone del módulo de radio conectado al microcontrolador a través de las líneas Tx y Rx. En la Figura 3.23 se muestra el diagrama de conexiones del módulo con el microcontrolador a través de un conector de 40 pines. El módulo de radio empleado, el EZURIO BTM402, debe ser configurado antes de estar disponible inalámbricamente.

La configuración se realiza mediante el envío de comandos AT apropiados por el puerto serie RS-232. Existen dos modos de realizar esto:

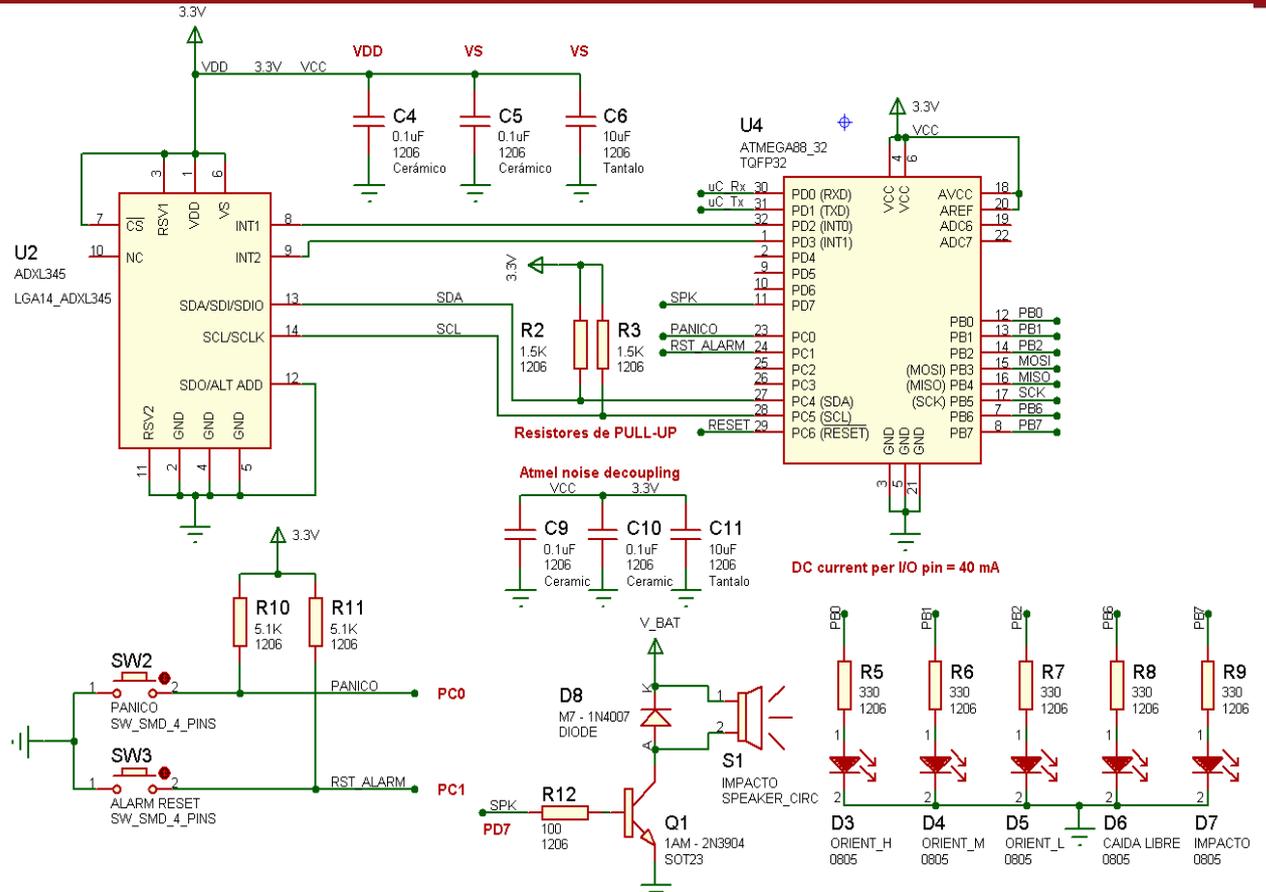


Figura 3.22 – Conexión del microcontrolador al sistema de alarma local e indicadores luminosos de estado (Fuente: Elaboración propia)

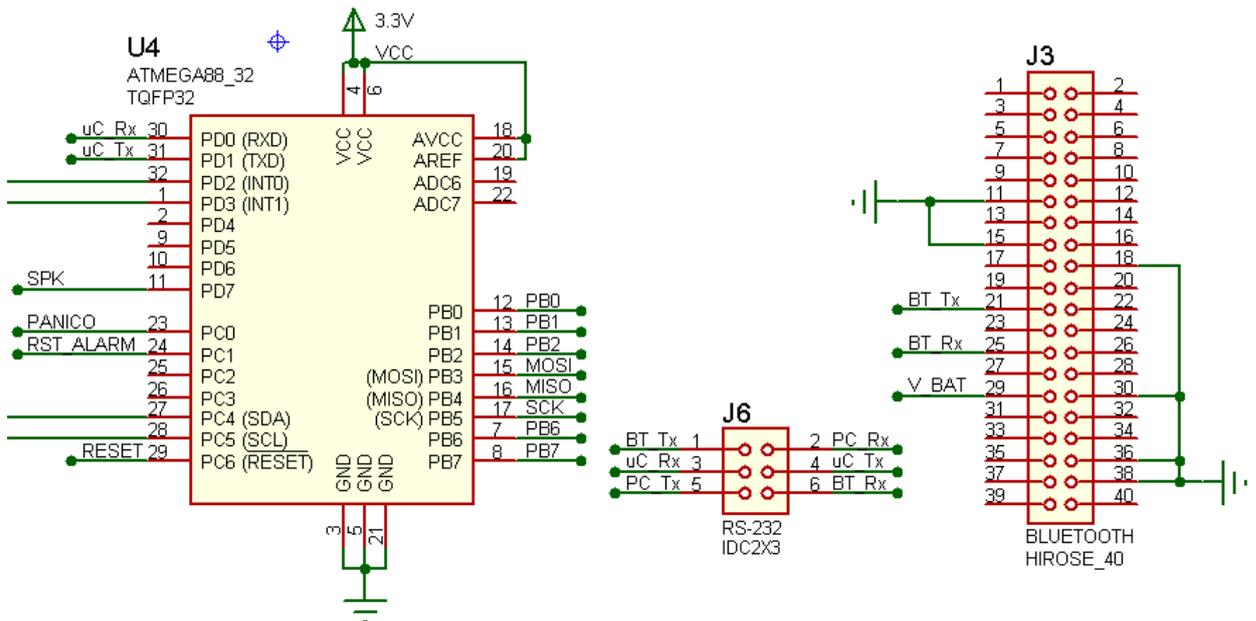


Figura 3.23 – El módulo de radio Bluetooth se conecta al microcontrolador vía RS-232 (Fuente: Elaboración propia)

- a) Mediante una computadora personal
Permite el envío de comandos mediante un software terminal (por ejemplo, el Hyperterminal de Windows) y verificar las respuestas del módulo. La desventaja es que requiere un hardware de convierta niveles de voltaje de 3.3 V (usado en el puerto serie del módulo de radio) a niveles RS-232 (usados por la computadora). Es muy útil en fase de desarrollo y depuración.
- b) Mediante el mismo microcontrolador
Dada la conexión directa que existe entre el microcontrolador y el módulo de radio esta es la forma más rápida de configuración. Sin embargo, no permite verificar fácilmente las respuestas a cada comando enviado. Se emplea en el diseño final.

En cualquier caso, la configuración inicial del módulo de radio Bluetooth incluye los siguientes pasos:

- a) Conectarse con el módulo
- b) Poner todos los registros internos a sus valores por defecto
- c) Activar visibilidad y conexión del módulo
- d) Activar conexión y visibilidad luego de un *POWER-UP*
- e) Configurar autorespuesta
- f) Configurar uso de comandos AT remotos
- g) Configura puertos digitales del módulo como salidas
- h) Asignar un nombre al módulo
- i) Asignar una contraseña al módulo
- j) Guardar los cambios realizados en memoria no volátil
- k) Comprobar la configuración realizada

Las alertas se implementan mediante el envío de comandos desde el microcontrolador hacia el teléfono móvil local (usando la emulación de RS-232 por el enlace de radio Bluetooth). El teléfono móvil local recibe los comandos y los ejecuta inmediatamente. Los comandos empleados son, específicamente, para envío de mensajes cortos (SMS) con destino a los teléfonos móviles remotos que se especifiquen en el mismo comando.

3.6 SISTEMA DE ALIMENTACION

El suministro y consumo de energía del sistema desarrollado es de crucial importancia considerando que este debe ser portátil. A continuación se expone los criterios para la

selección de la batería tal que garantice el funcionamiento del sistema por el tiempo especificado.

3.6.1 Selección de la batería

En la Tabla 3.7, se puede apreciar comparativamente las características más relevantes de los distintos tipos de baterías para aplicaciones portátiles.

Tabla 3.7 – Comparación técnica de baterías

TIPO (química)	Densidad de energía por peso W-h/Kg	Densidad de energía por volumen W-h/l	Voltaje de operación (V)	Voltaje en circuito abierto (V)	Voltaje final (V)	Voltaje de carga (V)	Auto-descarga por mes (%)	Resist. interna (mΩ)	Ciclos de carga y descarga	Temp. de operación
ALCALINA	145	400	1.2	1.6	0.9	---	0.3	100-300	1	-20 a +55
SLA	30-40	50-80	2	2.25	1.75	2.8	2-8	2.5-25	50-500	-20 a +50
NiCd	40-80	100-150	1.2	1.3	0.9	1.6	15-20	3.5-300	1500	-20 a +60
NiMH	60-100	160-230	1.2	1.3	0.9	1.5	20-25	10-400	800	0 a +60
Li-Ion	110-130	210-320	3.7	4.2	2.8	4.2	6-10	50-500	1000	-20 a +60

Fuente: Maxim Integrated Products 2009

Claramente se observa que las baterías de iones de litio (Li-ion) tienen, prácticamente, las características ideales para el sistema propuesto. Almacenan mayor energía por unidad de peso y por unidad de volumen que todos los restantes tipos de baterías. Otro aspecto a favor es el voltaje de operación de 3.7 V, adecuado para alimentar dispositivos de bajo voltaje de operación. Por tanto, se selecciona el uso de baterías de iones de Litio, faltando determinar su capacidad.

3.6.2 Cálculo del consumo de corriente

La determinación de la capacidad de la batería parte por conocer el consumo máximo de corriente eléctrica del circuito. En la Tabla 3.8, se resumen los consumos de corriente máximos de los dispositivos electrónicos empleados en la aplicación. Se incluyen en la tabla al microcontrolador, el módulo de radio Bluetooth, el sensor de aceleración y otros dispositivos.

La corriente máxima exigida al sistema de alimentación es de 42.82 mA. Es importante tomar en cuenta que esta demanda de corriente no es permanente y, es más, es esporádica debido a que el módulo de radio Bluetooth permanece normalmente en modo de bajo consumo y se activa por momentos, para enviar algunos bytes, en caso de alarma o reporte periódico de estado.

Tabla 3.8 – Corrientes máximas de los dispositivos empleados

Dispositivo	I máxima
uC Atmel ATmega88	0.2 mA
Módulo Bluetooth EZURIO BMT-402	2.5mA
Sensor de aceleración Analog Devices ADXL345	0.04 mA
MCP1253	0.08 mA
Otros	40 mA
TOTAL	42.82 mA

Fuente: Elaboración propia

3.6.3 Selección del voltaje de operación

En la Tabla 3.9 se especifican los rangos de voltaje de operación de los distintos dispositivos electrónicos empleados en la aplicación. Se observa, de la Tabla 3.9, que el módulo de radio Bluetooth trabaja con niveles de tensión de 3.3 V en su puerto serie indistintamente de la tensión de alimentación aplicada dentro de su rango de trabajo. El uso de este nivel de voltaje permite su conexión directa al puerto serie del microcontrolador. Por tanto, se selecciona el voltaje de operación de 3.3 V para el microcontrolador y sensor de aceleración. Si bien el módulo de radio no trabaja a 3.3 V, puede ser alimentado directamente por la batería a 3.7 V.

Tabla 3.9 – Rangos de voltaje de operación de los dispositivos empleados

Dispositivo	Voltaje de operación	Observación	Voltaje seleccionado
uC Atmel ATmega88	1.8 a 5.5 V		3.3 V
Módulo Bluetooth EZURIO BMT-402	3.6 a 5 V	3.3 V en su puerto RS-232	3.7 V
Sensor de aceleración Analog Devices ADXL345	2 a 3.6 V		3.3 V

Fuente: Elaboración propia

3.6.4 Circuito de alimentación

En las figuras 3.24 y 3.25, se muestran el hardware diseñado para proveer los niveles de voltaje requeridos por los distintos elementos. Este circuito consta de varias etapas:

a) Cargador de batería

La batería se carga mediante el circuito integrado MAX1811 de MAXIM-DALLAS. Este dispositivo recibe alimentación desde un puerto USB cualquiera o mediante un adaptador del tipo USB disponibles comercialmente, ver la Figura 3.24. La recarga por puerto USB acepta voltajes entre 4.35 a 5.5 V. También es posible la recarga mediante fuente DC de hasta 6.5 V o adaptador AC/DC de 4.35 a 6.5 V. El MAX1811 dispone de indicador de recarga.

b) Batería

De iones de Litio y 3.7 V de voltaje nominal según lo seleccionado en la sección 3.6.1.

c) Conversor DC/DC

Requerido para obtener el voltaje de 3.3 V con el cual trabajan el microcontrolador y sensor. Se emplea el circuito integrado MCP1253 de Microchip. Este dispositivo convierte de 3.7 V a 3.3 V. En la Figura 3.25 se ilustra sus conexiones.

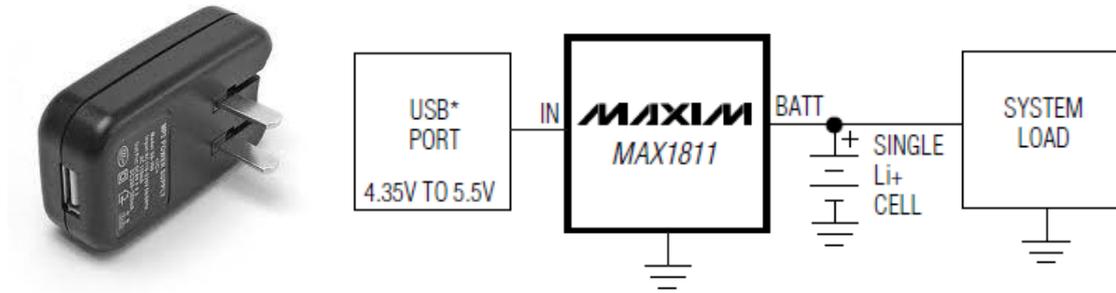


Figura 3.24 – Adaptador de energía de 220 VAC a USB y circuito de carga
(Fuente: Maxim Integrated Products 2003)

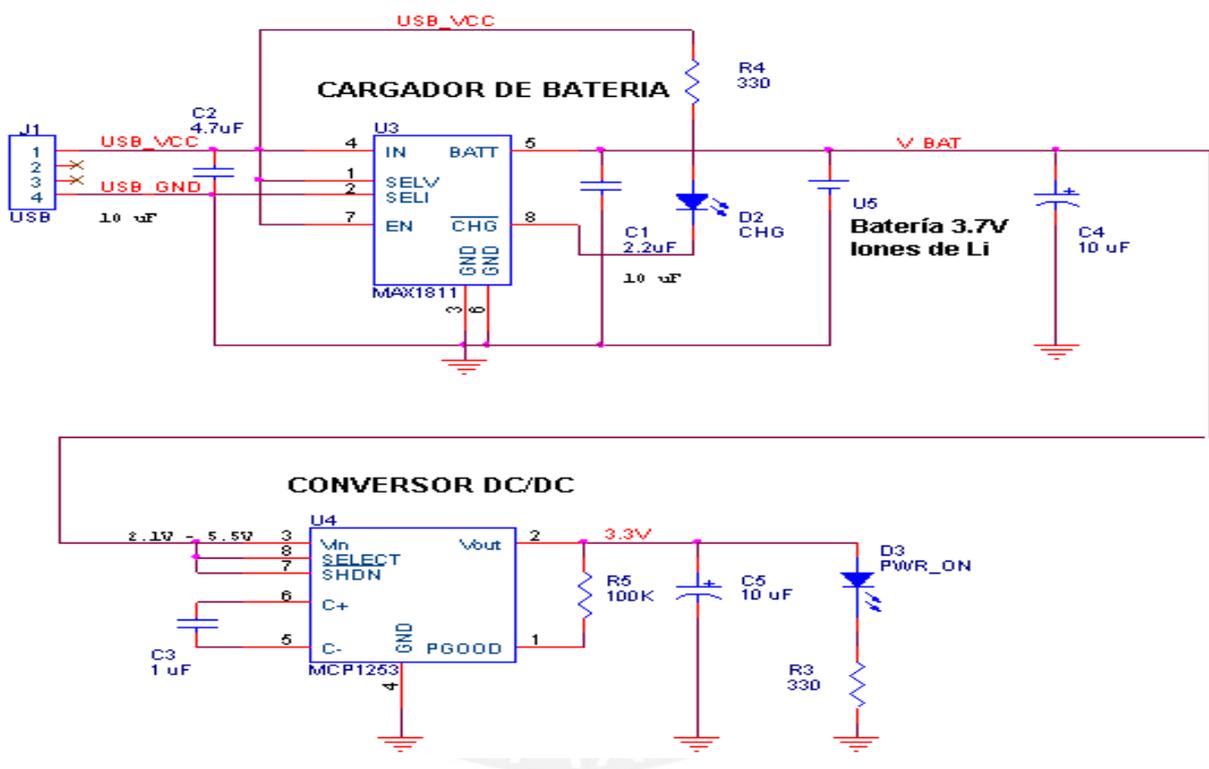


Figura 3.25 – Hardware de alimentación basado en batería
(Fuente: Elaboración propia)

3.6.5 Determinación de la capacidad de la batería

Existen en el mercado local baterías de iones de Litio disponibles para distintos equipos portátiles como teléfonos móviles y reproductores portátiles de audio y vídeo. La determinación de la capacidad de la batería está en función al consumo de corriente y al tiempo de autonomía requerido por la aplicación. La fórmula que relaciona estas variables es la expresada en la ecuación 3.4.

$$C = I \times T$$

(3.4)

Donde:

- C Capacidad de la batería, dada por el fabricante
- I Corriente consumida por el circuito
- T Tiempo de autonomía

Reemplazando los datos:

$$T = 24 \text{ horas}$$

$$I = 42.82 \text{ mA}$$

$$C = 42.82 \text{ mA} \times 24\text{h}$$

$$C = 1027.68 \text{ mAh}$$

Por tanto, la capacidad mínima de la batería debe ser de unos 1000 mAh. Dentro de las baterías disponibles en el mercado existen modelos de distintas marcas con esa capacidad y con voltaje de salida de 3.7 V.

3.6.6 Determinación del tiempo de autonomía

Con la batería de 1000 mAh seleccionada, el tiempo de autonomía, para un consumo de corriente de 42.82 mA es de:

$$T = C / I = 1000 \text{ mAh} / 42.82 \text{ mA}$$

$$T = 23.4 \text{ horas} \approx 1 \text{ día}$$

CAPITULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 PRUEBAS POR COMPONENTES

Los componentes fundamentales del sistema de detección de caídas son los siguientes (ver el capítulo 3):

- Circuito de adquisición de datos
- Algoritmo de detección de caídas
- Sistema de alarma y notificación de caídas

A continuación se muestran las pruebas y resultados obtenidos en cada uno de estos elementos; excepto el algoritmo de detección de caídas que se trata en las secciones 4.2 y 4.3 dada su extensión y por ser el tema central de esta tesis.

4.1.1 Circuito de adquisición de datos

En la Figura 4.1 se muestra el hardware del proyecto implementado en circuito impreso, se empleó una placa de fibra de vidrio de doble cara. El montaje del mismo fue dificultoso debido a la carencia en nuestro medio de tecnología para soldar dispositivos de montaje superficial. El sensor de aceleración, con encapsulado SMD 14-LGA, fue soldado usando pistola de aire caliente.

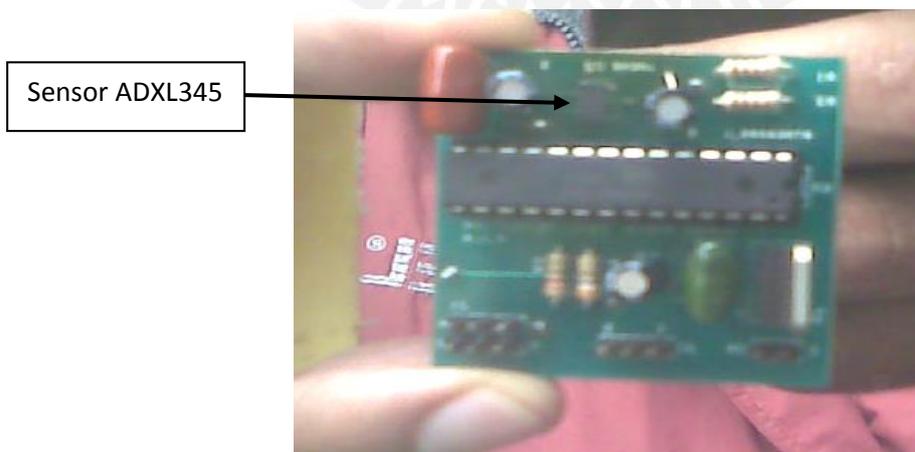


Figura 4.1 - Versión 01 del circuito para pruebas con el sensor de aceleración. El microcontrolador es con encapsulado 28-DIP y el sensor con encapsulado 14-LGA
(Fuente: Elaboración propia)

En la Figura 4.2 se muestran los datos y reloj por el bus I²C. Este bus enlaza el sensor ADXL345 con el microcontrolador ATMEGA88 permitiendo la lectura de datos de aceleración.

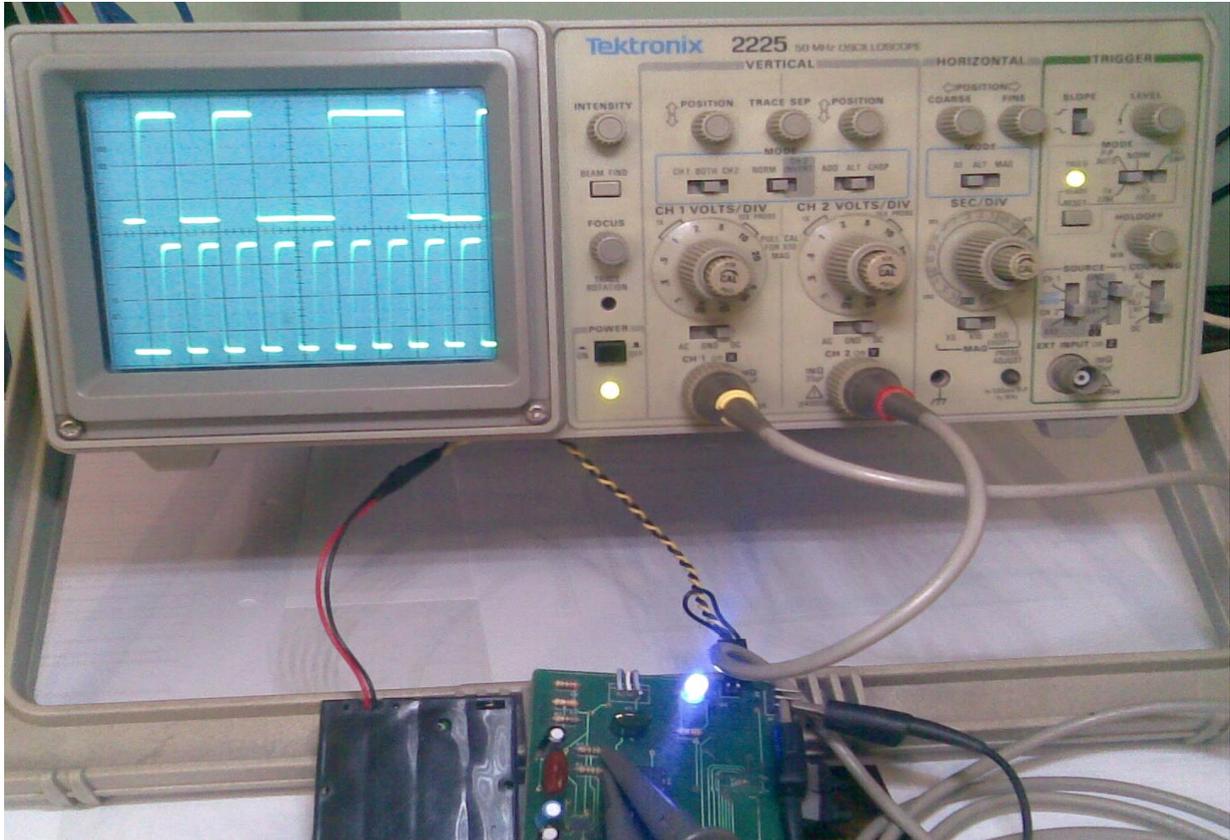


Figura 4.2 – Señal de datos SDA y señal de reloj SCL en el bus I²C. A través de este bus, el microcontrolador ATMEGA88 lee los datos de aceleración del sensor ADXL345

(Fuente: Elaboración propia)

Según las gráficas del osciloscopio, el periodo de la señal de reloj SCL es de 10 μ s, correspondiente a una frecuencia de 100 KHz. El tiempo de bit en la señal SDA es, también, 10 μ s. El nivel de amplitud de estas dos señales, medidas con respecto a tierra, es de 3.4 V. Estas mediciones de amplitud y tiempo concuerdan con los valores esperados en el bus I²C.

La prueba del circuito de adquisición de datos se realizó conectando el microcontrolador a una computadora personal a través de una interface RS-232. En esta se reciben los datos sensados, mediante un programa realizado en Matlab, y se grafican las curvas de aceleración (ver secciones 4.2 y 4.3). En la Figura 4.3 se muestran los datos enviados por el microcontrolador hacia la PC.



Figura 4.3 – Datos de aceleración enviados por el microcontrolador, por el puerto RS-232, hacia la computadora personal. Se observa también el programador Atmel (Fuente: Elaboración propia)

4.1.2 Sistema de alarma y notificación de caídas

En la Figura 4.4 se aprecia el circuito impreso empleado para probar el módulo de radio Bluetooth.

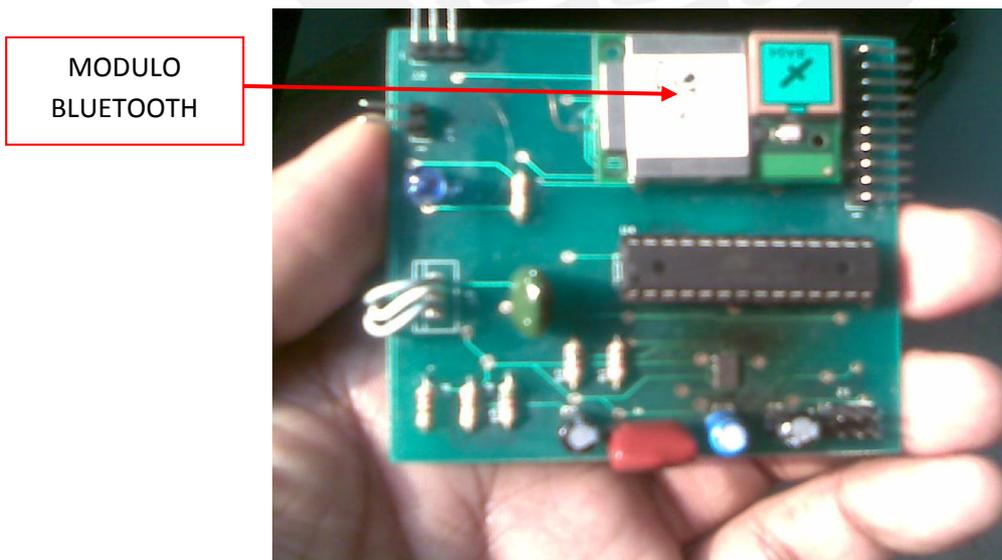


Figura 4.4 – Versión 02 del circuito con el módulo de radio Bluetooth conectados al microcontrolador mediante bus RS-232 trabajando a niveles de voltaje de +/- 3.3 V (Fuente: Elaboración propia)

Las pruebas de funcionamiento de esta etapa fueron realizadas en los siguientes escenarios de comunicación:

- COMPUTADORA – TELEFONO CELULAR, por RF
- COMPUTADORA - MODULO BLUETOOTH, por RF
- COMPUTADORA - MODULO BLUETOOTH, por RS-232
- COMPUTADORA – MODULO BLUETOOTH – TELEFONO CELULAR, por RS-232 y RF
- MICROCONTROLADOR – MODULO BLUETOOTH – TELEFONO CELULAR, por RS-232 y RF

También se incluyó pruebas de alcance de la señal de radiofrecuencia. A continuación se describen los detalles y resultados de estas pruebas de comunicación.

a) COMPUTADORA – TELEFONO CELULAR, por RF

Se emplea una computadora personal típica con interface Bluetooth instalada y bajo sistema operativo Windows XP. También un teléfono celular Nokia 3500c habilitado con Bluetooth. El objetivo es lograr un enlace del tipo RS-232 emulado sobre RF que permita el envío de comandos AT desde la computadora hacia el teléfono (ver la Figura 4.5).

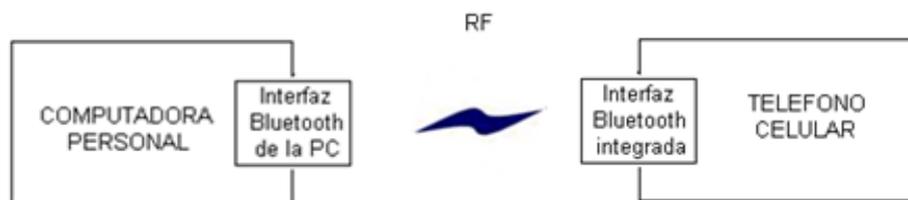


Figura 4.5 – Prueba de comunicación Bluetooth entre una computadora personal y un teléfono celular. El enlace emula un bus RS-232 y permite el envío de comandos AT al teléfono desde la computadora (Fuente: Elaboración propia)

Se procede con los siguientes pasos:

- Desde Dispositivos Bluetooth del Panel de Control de Windows XP se realiza una detección de dispositivos Bluetooth próximos. Se detectan dos dispositivos: el teléfono celular y también el módulo Bluetooth Ezurio BTM402 utilizado en el proyecto. Se agrega al teléfono y queda instalado tal como se muestra en la Figura 4.6.



Figura 4.6 – Teléfono Nokia 3500c agregado como dispositivo Bluetooth en Windows
(Fuente: Elaboración propia)

- En la Pestaña “Puertos COM” se agregan los puertos seriales emulados asociados al teléfono celular. En este caso se emplea el puerto COM18 denominado Nokia 3500c “COM 1”. En la Figura 4.7 se observan los puertos seriales emulados.

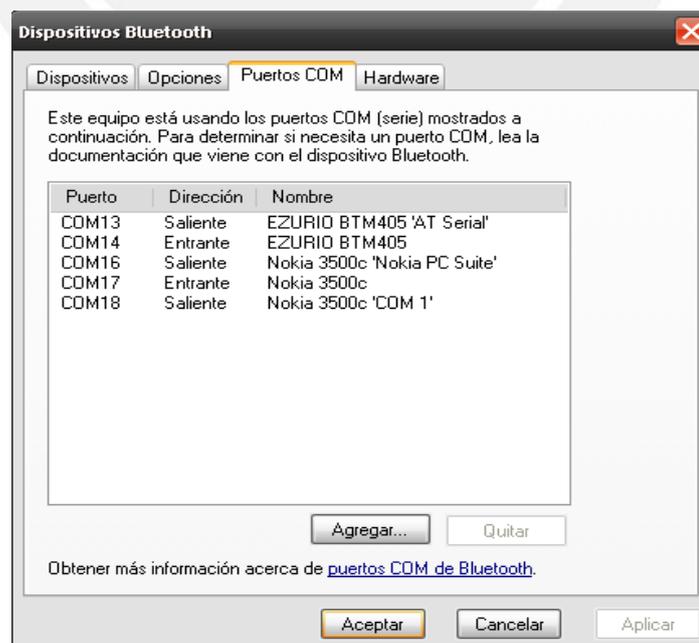


Figura 4.7 – Lista de puertos RS-232 emulados sobre Bluetooth
(Fuente: Elaboración propia)

- Mediante el programa HyperTerminal de Windows se establece comunicación entre la PC y el teléfono celular a través del puerto COM18. Los parámetros de comunicación no son modificables desde HyperTerminal y son configurados por defecto a 8N1 y velocidad de 2400 bps. Para probar la comunicación se ingresa el comando básico “AT” y se obtiene la respuesta “OK” del teléfono tal como se ilustra en la Figura 4.8.

Realizando pruebas con el software Putty, se comprueba que la velocidad de comunicación puede ser ajustada a valores como 9600, 19200, 38400, 57600 y 115200 bps. Este software permite también realizar el ingreso de comandos AT.

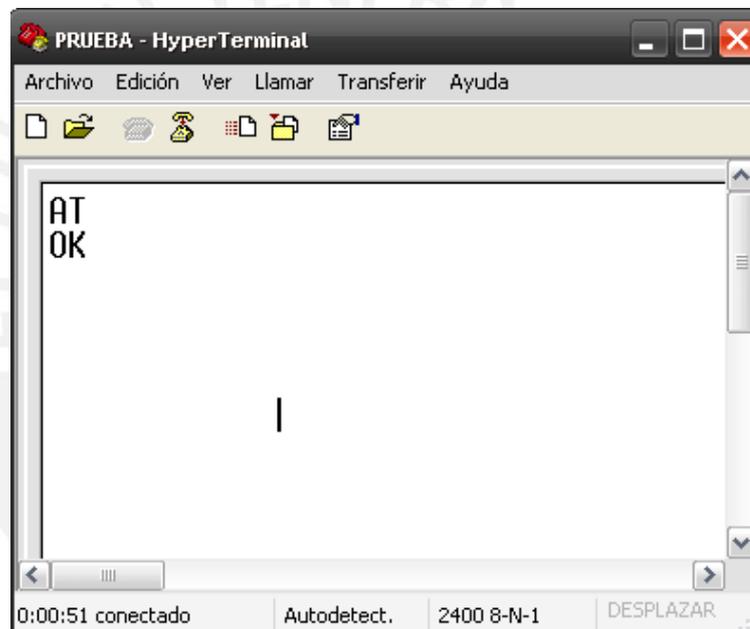


Figura 4.8 – Comunicación RS-232 emulado entre computadora personal y teléfono móvil.

Se envía el comando “AT” y se obtiene como respuesta “OK”

(Fuente: Elaboración propia)

- Una vez verificado el establecimiento de la comunicación, se procede a enviar otros comandos AT al teléfono celular. En la Tabla 4.1 se observan los comandos ingresados para el envío de un mensaje corto de texto por el celular controlado totalmente por la computadora. En la Figura 4.9 se muestran las respuestas del teléfono móvil a cada uno de los comandos.

Tabla 4.1 – Comandos AT enviados al teléfono celular (Nokia 2002)

COMANDO AT	DESCRIPCION DEL COMANDO
AT	Prueba de comunicación básica
AT+CMGF=1	Envío de mensaje de texto SMS Definición del formato del mensaje (modo texto)
AT+CMGS="+985620246"	Envío de mensaje de texto SMS Ingreso del número telefónico destino (985260246)
PRUEBA <CTRL Z>	Envío de mensaje de texto SMS Ingreso del mensaje de texto (PRUEBA), se finaliza el ingreso de texto presionando CONTROL + Z.
ATI	Devuelve el nombre Bluetooth asignado al teléfono celular

Fuente: Elaboración propia

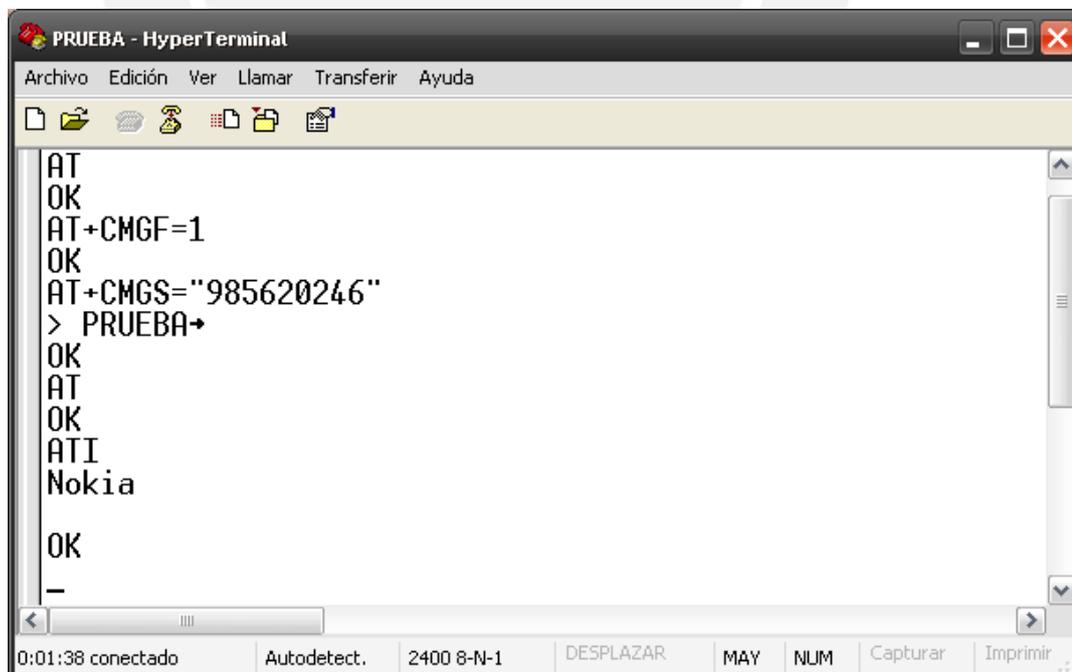


Figura 4.9 – Comandos AT enviados desde la PC hacia el teléfono celular y las respuestas obtenidas. La comunicación se realizó por Bluetooth y emulando puertos RS-232
(Fuente: Elaboración propia)

El envío de mensajes de texto se realiza a la dirección del Centro de Servicios de Mensajes de Texto (SMSC), la cual se puede averiguar mediante el siguiente comando:

AT+CSCA?

Para el caso del teléfono móvil empleado (Nokia 3500c), con servicio de la operadora MOVISTAR, el comando devuelve lo siguiente:

+CSCA: "+51195599000",145

El primer número, +51195599000, es la dirección del SMSC. El segundo número, 145, es el tipo de dirección devuelto. El tipo de dirección 145 está formateado bajo el plan de numeración telefónico/ISDN típico (ITU E.164/E.163). La dirección es un número internacional e inicia siempre con un signo +. Antes del envío del mensaje de texto se puede especificar la dirección del SMSC. En caso que no se indique, el comando AT+CMGS toma la dirección del SMSC por defecto.

- Finalmente, es posible conocer la dirección Bluetooth del teléfono celular ingresando a “Propiedades” del teléfono celular en la ventana de Dispositivos Bluetooth de Windows. En la Figura 4.10 se observa que la dirección del teléfono es 00:1D:3B:26:C6:E7. Esta dirección se empleará luego para la comunicación entre el microcontrolador y el teléfono celular a través del módulo Bluetooth Ezurio BTM402.

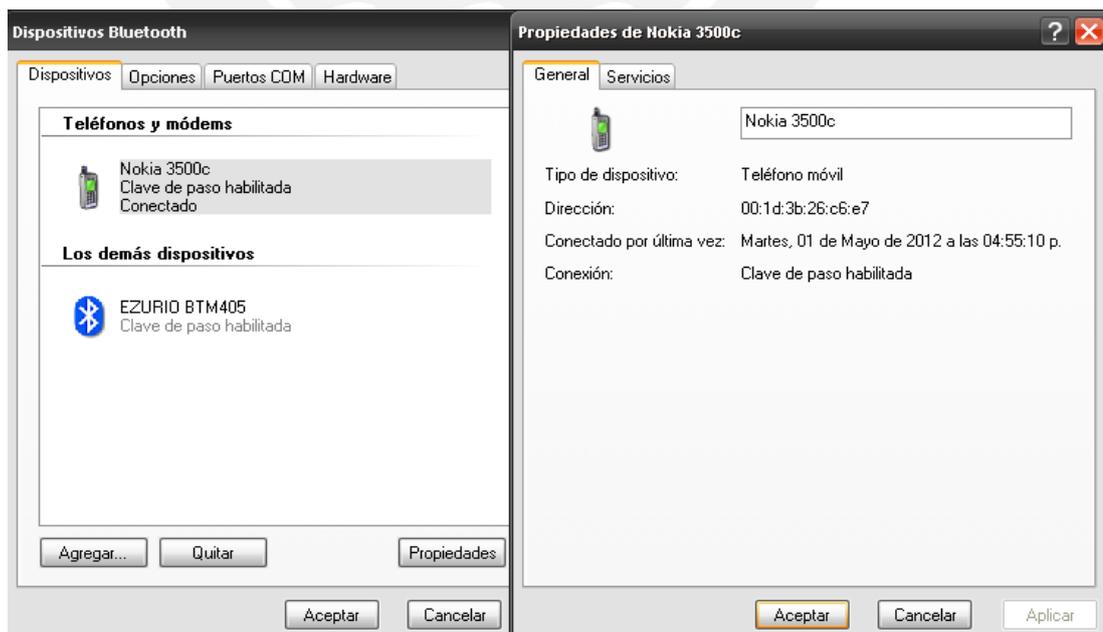


Figura 4.10 – Obtención de la dirección Bluetooth del teléfono celular a través de la computadora personal (Fuente: Elaboración propia)

b) COMPUTADORA - MODULO BLUETOOTH, por RF

Esta prueba es similar a la anterior. Consiste en detectar el módulo Bluetooth Ezurio BMT405 desde el entorno de Windows XP en una computadora personal. En la Figura 4.11 se muestra que el dispositivo es reconocido y que el sistema operativo Windows XP le asigna un puerto serial RS-232, específicamente COM13. Ingresando a las propiedades del Ezurio BTM405, se observa que su dirección Bluetooth es 00:80:98:F5:49:64.

La comunicación con el módulo Ezurio BTM405, a través de HyperTerminal, no fue posible. El módulo no responde a los comandos ingresados por teclado. Se probó también con el software Putty y no se obtuvo respuesta alguna del módulo Ezurio.

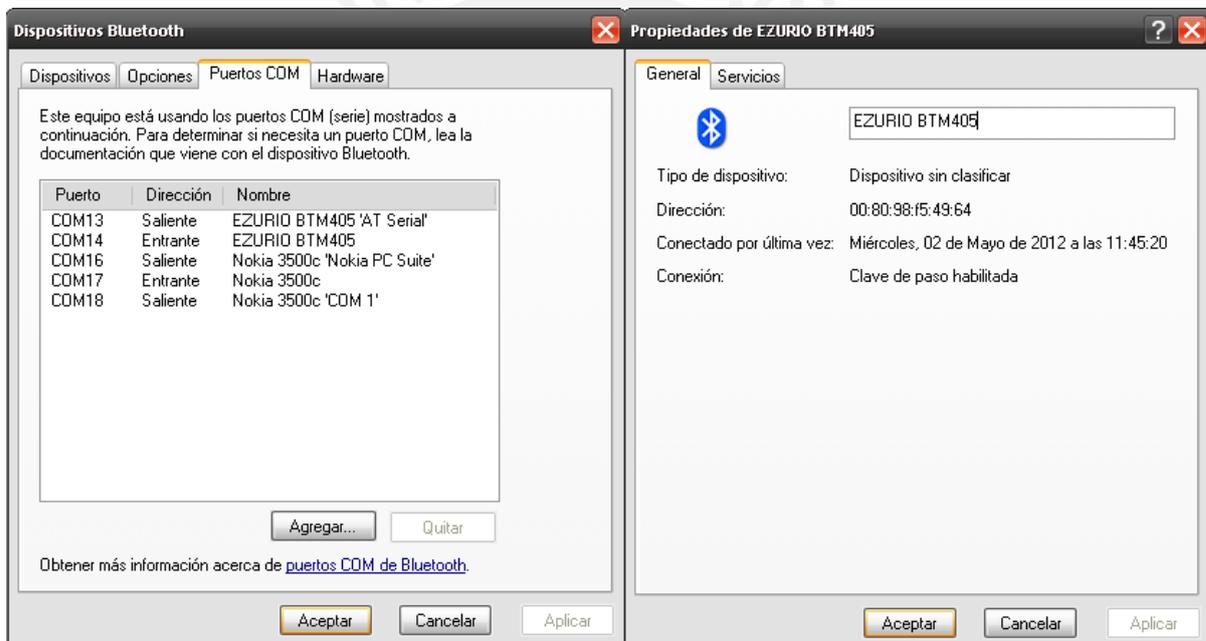


Figura 4.11 – En la parte izquierda se muestra el puerto serie asignado, por Windows XP, al módulo Bluetooth Ezurio. En la parte derecha se muestra la dirección Bluetooth de este módulo (Fuente: Elaboración propia)

c) COMPUTADORA - MODULO BLUETOOTH, por RS-232

Las conexiones realizadas para esta prueba se muestran en la Figura 4.12. El módulo Bluetooth trabaja a +/-3.3 V en su puerto RS-232; por ello, es necesario un circuito de adaptación a +/-12 V para conectarlo al puerto RS-232 de la computadora personal.



Figura 4.12 – Esquema de conexión para las pruebas de comunicación entre el módulo Bluetooth y una computadora personal mediante RS-232 (Fuente: Elaboración propia)

Las pruebas consistieron en el envío de comandos AT desde la computadora hacia el módulo Bluetooth. El software empleado para las pruebas fue el HyperTerminal de Microsoft Windows (ver la Figura 4.13). Los parámetros de comunicación configurados en ambos extremos son los siguientes:

Bits de datos:	8	Paridad:	Nula
Bits de parada:	1	Velocidad:	9600 bps
Control de flujo:	Ninguno		

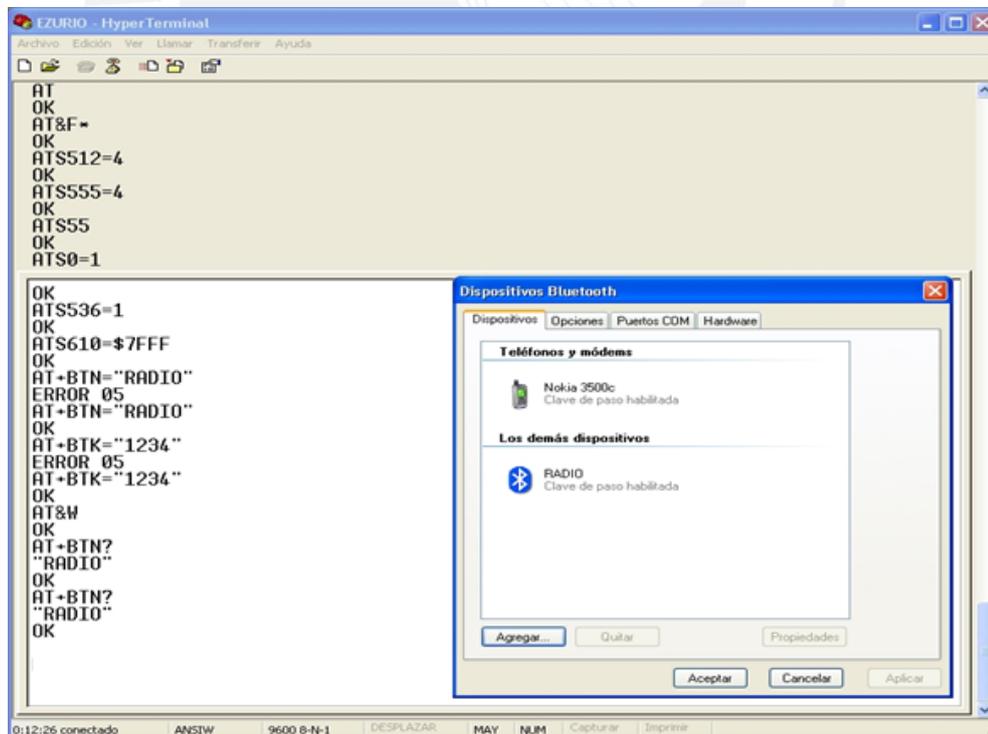


Figura 4.13 – Ingreso de comandos al módulo Bluetooth desde una computadora personal. Se observa, también, las respuestas del módulo de radio (Fuente: Elaboración propia)

En la Tabla 4.2 se detallan los comandos AT enviados y el propósito de cada uno de ellos. (Ezurio 2006). Este grupo de comandos tienen como objetivo realizar una configuración básica del módulo de radio. Por ejemplo, se establecen los siguientes parámetros y características:

- Reinicio de todos los registros internos a sus valores por defecto.
- Visibilidad y conexión
- Respuesta automática
- Nombre del módulo
- Contraseña

Tabla 4.2 – Descripción de los comandos enviados al módulo Bluetooth

COMANDO AT	DESCRIPCION DEL COMANDO
AT	Prueba de comunicación básica
AT&F*	Configuración de todos los registros internos a sus valores por defecto
ATS512=4	Activación de la visibilidad y conexión
ATS555=4	Activación de la visibilidad y conexión luego del encendido (POWER UP)
ATS554=0	Activación del registro S555 luego del encendido
ATS0=1	Configuración de respuesta automática
ATS536=1	Configuración de la aceptación de comandos AT
AT+BTN="RADIO"	Configuración del nombre del módulo
AT+BTK="1221"	Configuración de la contraseña
AT&W	Guardar en memoria no volátil los registros modificados
AT+BTN?	Comprobación de la configuración preguntando el nombre del dispositivo

Fuente: Elaboración propia

En la Tabla 4.3 se muestra en forma detallada los comandos enviados y las respuestas recibidas en formatos texto y hexadecimal. La comunicación entre el módulo Bluetooth y la PC fue exitosa. Se logró enlazar inalámbricamente el módulo de radio con la computadora personal, permitiendo el acceso a los registros de configuración del módulo de radio para propósitos de configuración, lectura y verificación de su funcionamiento.

Tabla 4.3 – Comandos enviados al módulo Bluetooth mediante el HyperTerminal de Windows. Se muestra también las respuestas obtenidas a cada comando

Comando enviado		Respuesta obtenida	
Modo texto	ASCII Hexadecimal	Modo texto	ASCII Hexadecimal
AT<CR>	41 54 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT&F*<CR>	41 54 26 46 2A 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
ATS512=4<CR>	41 54 53 35 31 32 3D 34 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
ATS555=4<CR>	41 54 53 35 35 35 3D 34 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
ATS554=0<CR>	41 54 53 35 35 34 3D 30 0D		
ATS0=1<CR>	41 54 53 30 3D 31 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
ATS536=1<CR>	41 54 53 35 33 36 3D 31 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT+BTN="RADIO"<CR>	41 54 2B 42 54 4E 3D 22 52 41 44 49 4F 22 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT+BTK="1234" <CR>	41 54 2B 42 54 4B 3D 22 31 32 33 34 22 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT&W<CR>	41 54 26 57 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT+BTN?<CR>	41 54 2B 42 54 4E 3F 0D	<CR><LF>"RADIO"<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 22 52 41 44 49 4F 22 0D 0A 4F 4B 0D 0A

Fuente: Elaboración propia

- d) COMPUTADORA - MODULO BLUETOOTH – TELEFONO CELULAR, por RS-232 y RF
Las conexiones realizadas para esta prueba se muestran en la Figura 4.14. El módulo Bluetooth trabaja a +/-3.3 V en su puerto RS-232; por ello, es necesario un circuito de adaptación a +/-12 V para conectarlo al puerto RS-232 de la computadora personal.

El objetivo de esta prueba consiste en lograr enviar comandos AT desde la computadora hasta el teléfono celular pasando por el enlace RS-232 y el enlace de RF.

Esta configuración es importante pues es la que se emplea finalmente al reemplazar la computadora personal por un microcontrolador.

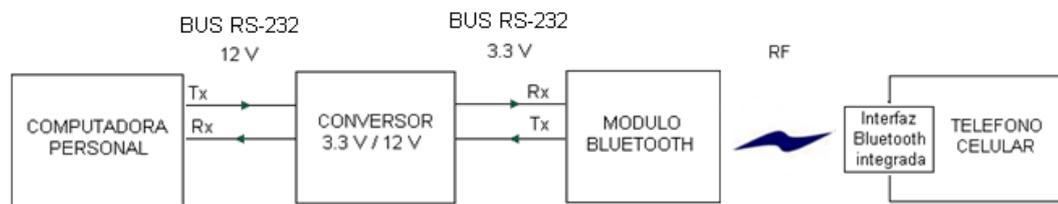


Figura 4.14 – Esquema de conexión para las pruebas de comunicación entre el teléfono celular y una computadora personal a través del módulo de radio Bluetooth Ezurio BTM402 (Fuente: Elaboración propia)

El software empleado para las pruebas es el HyperTerminal de Microsoft Windows y los parámetros de comunicación RS-232, configurados en la PC y en el módulo Bluetooth, son los siguientes:

Bits de datos:	8	Paridad:	Nula	Bits de parada:	1
Velocidad:	9600 bps	Control de flujo:	Ninguno		

En la Figura 4.15 se muestra la pantalla de Putty con el ingreso de los comandos en formato texto y las respuestas, en el mismo formato, del módulo Bluetooth. En las tablas 4.4 y 4.5 se detallan los comandos AT enviados y las respuestas obtenidas (Ezurio 2006).

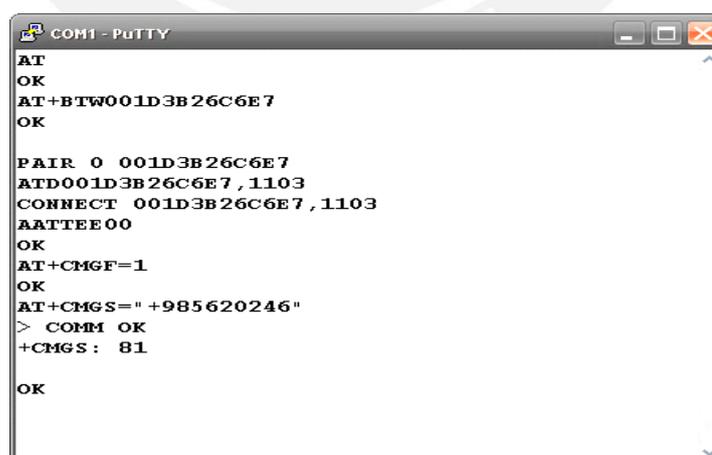


Figura 4.15 – Mediante el software Putty se envía comandos AT desde una computadora a un teléfono celular pasando en forma transparente por la interfaz de radio Bluetooth. El comando ingresado permite que el teléfono celular envíe un mensaje de texto SMS (Fuente: Elaboración propia)

Tabla 4.4 – Descripción de los comandos enviados al módulo Bluetooth

COMANDO AT	DESCRIPCION DEL COMANDO
AT	Prueba de comunicación básica
AT+BTW001D3B26C6E7	Acoplamiento (<i>PAIRING</i>) con teléfono celular Nokia 3500c con dirección Bluetooth 001D3B26C6E7
ATD001D3B26C6E7,1103	Conexión RFCOMM con el teléfono celular Nokia 3500c, con dirección Bluetooth 001D3B26C6E7, empleando el perfil DIALUP NETWORKING con UUID 1103
AT+CMGF=1	Envío de mensaje de texto SMS Definición del formato del mensaje (modo texto)
AT+CMGS="+985620246"	Envío de mensaje de texto SMS Ingreso del número telefónico destino (985260246)
"COMM OK"	Envío de mensaje de texto SMS Ingreso del mensaje de texto (COMM OK)

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.5 – Comandos enviados al módulo Bluetooth mediante el HyperTerminal de Windows. Se muestra también las respuestas obtenidas en cada comando

Comando enviado		Respuesta obtenida	
Modo texto	ASCII Hexadecimal	Modo texto	ASCII Hexadecimal
AT<CR>	41 54 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT+BTW001D3B26C6E7<CR>	41 54 2B 42 54 57 30 30 31 44 33 42 32 36 43 36 45 37 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
ATD001D3B26C6E7,1103<CR>	41 54 44 30 30 31 44 33 42 32 36 43 36 45 37 2C 31 31 30 33 0D	<CR><LF>CONNECT 001D3B26C6E7,1103<CR><LF>	0D 0A 43 4F 4E 4E 45 43 54 20 30 30 31 44 33 42 32 36 43 36 45 37 2C 31 31 30 33 0D 0A
AT+CMGF=1	41 54 2B 43 4D 47 46 3D 31 0D	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A
AT+CMGS="+985620246"	41 54 2B 43 4D 47 53 3D 22 2B 39 38 35 36 32 30 32 34 36 22 0D	>	3E
COMM OK <CTRL Z>	43 4F 4D 4D 20 4F 4B 1A	<CR><LF>OK<CR><LF>	0D 0A 4F 4B 0D 0A

Fuente: Elaboración propia



Figura 4.16 – Teléfono celular Nokia 3500c respondiendo al pedido de acoplamiento solicitado desde la computadora personal mediante comandos AT
(Fuente: Elaboración propia)

La comunicación entre el módulo Bluetooth y la PC fue exitosa tal como se muestra en las Figuras 4.15 y 4.16, así como en la Tabla 4.5. Se logró enlazar inalámbricamente el módulo de radio y, a través de este, al módulo Ezurio BTM402 para propósitos de configuración, lectura y verificación de su funcionamiento. Específicamente, se consiguió entablar un enlace RS-232 emulado entre la computadora personal y el teléfono celular a través del enlace inalámbrico Bluetooth.

e) MICROCONTROLADOR – MODULO BLUETOOTH – TELEFONO CELULAR, por RS-232 y RF

En esta parte de las pruebas de comunicación con el celular, se reemplaza la computadora del diagrama mostrado en la Figura 4.14 por un microcontrolador ATMEGA88. Las conexiones quedan como se muestra en la Figura 4.17. Dado que, tanto el microcontrolador como el módulo Ezurio, trabajan a 3.3 V en su interface serial, no se requiere ningún circuito de adaptación de voltajes. Esta configuración es la que finalmente se emplea en el diseño e implementación del detector de caídas (según se detalló en el capítulo 3).

Los comandos que se envían son los mismos que de la prueba anterior. Constan de cadenas de bytes conteniendo los códigos ASCII de cada uno de los caracteres que conforman cada comando.



Figura 4.17 – Esquema de conexiones para las pruebas de comunicación, vía RF, entre el microcontrolador ATMEGA 88 y un teléfono celular usando Bluetooth
(Fuente: Elaboración propia)

El envío de los comandos es por el puerto serial RS-232 y se organiza en tres rutinas, del siguiente modo:

RUTINA 1

Establecimiento de conexión (PAIRING) entre el módulo Ezurio y el teléfono celular. Esta conexión es iniciada por el microcontrolador mediante un comando enviado al módulo Ezurio teniendo como dato para la conexión la dirección Bluetooth del teléfono celular.

RUTINA 2

Activación del perfil SPP en el módulo Ezurio BTM402. Este modo permite emular un enlace RS-232 vía Bluetooth para la conexión directa entre el microcontrolador y el teléfono celular. Así, los comandos AT que envíe el microcontrolador por su puerto RS-232 son recibidos y ejecutados por el teléfono celular.

RUTINA 3

El microcontrolador envía un comando AT, por su puerto RS-232, hacia el teléfono celular. Este comando ordena al celular el envío de un mensaje de texto SMS.

Durante las pruebas de comunicación iniciales se tuvo problemas en la ejecución de los comandos, tanto con el módulo Ezurio, como del teléfono celular. El problema detectado es que los comandos toman cierto tiempo para procesarse y, mientras no sean ejecutados completamente, los comandos sucesivos son ignorados o mal interpretados. Este problema surge debido al retardo nulo entre comandos al ser enviados por el microcontrolador. Se logró una comunicación adecuada introduciendo retardos del siguiente modo:

- i) Inicialización del procesador
- ii) Retardo de 3 s
Inicialización del módulo de radio Bluetooth

- iii) Retardo de 3 s
Establecimiento de conexión (PAIRING) entre el módulo Bluetooth y teléfono celular
Retardo de 10 s
- iv) Activación del perfil SPP, modo reemplazo de cables
Retardo de 6 s
- v) Definición del formato de mensaje de texto (formato texto)
Retardo de 1 s
Ingreso del comando y dirección para envío de SMS
Retardo de 1 s
Ingreso del mensaje de texto y final del mismo con CTRL+Z
Retardo de 4 s

Las pruebas fueron satisfactorias, el envío de mensajes de texto controlado por el microcontrolador fue exitoso. En el Anexo G se muestra el listado del programa que implementa estas rutinas de comunicación.

f) PRUEBAS DE ALCANCE DE LA SEÑAL DE RF

Las pruebas de alcance de la señal de radio se realizaron al interior de una vivienda familiar construida de material noble, con puertas de madera y ventanas de aluminio y vidrio. Esta vivienda cuenta con dormitorios, cocina, baño, sala y pasadizos distribuidos tal como se muestra en la Figura 4.18.

El módulo de radio Bluetooth se ubica en la Habitación 1. Esta ubicación del módulo Bluetooth es fija durante todas las pruebas. Como segundo elemento se empleó el teléfono celular Nokia 3500c con Bluetooth integrado. Este teléfono se cambia de ubicación para cada una de las pruebas de alcance según se indican en la Tabla 4.6.

Las pruebas de alcance consisten en detectar el módulo Bluetooth, ubicado en la habitación 1, desde ocho posiciones distintas dentro de la vivienda empleando un teléfono celular Nokia 3500c. Para la detección se empleó la función "ACOPLAR NUEVO DISPOSITIVO" dentro de las opciones Bluetooth del teléfono. Según los resultados mostrados en la Tabla 4.6, la señal inalámbrica es detectada hasta 10 m con línea de vista o con obstáculos de madera. La detección también es posible entre habitaciones contiguas.

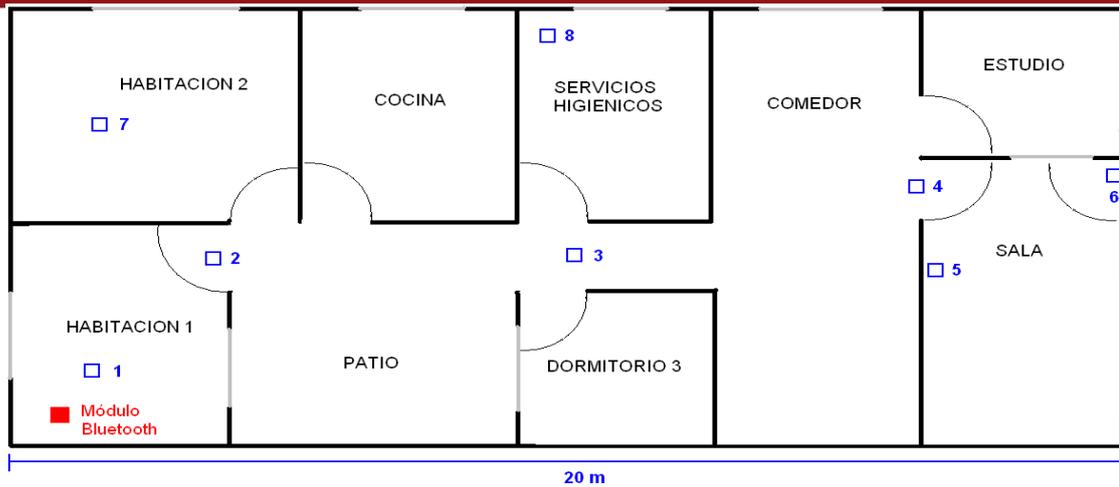


Figura 4.18 – Distribución de ambientes y disposición de los puntos de prueba. En color rojo (dentro de la habitación 1) se encuentra el módulo Bluetooth en una posición fija. Los puntos 1 a 8 corresponden a distintas ubicaciones del teléfono celular
(Fuente: Elaboración propia)

Tabla 4.6 – Pruebas de alcance de la señal de radio del módulo Bluetooth

Punto de prueba	UBICACIONES		Resultado de conexión	Comentarios
	Ezurio BTM402	NOKIA 3500c		
1	Habitación 1	Habitación 1 < 1m	OK	
2	Habitación 1	Habitación 1 A 4m	OK	
3	Habitación 1	Fuera de habitación 1 A 9m	OK	
4	Habitación 1	Fuera de habitación 1 A 13m	OK	
5	Habitación 1	Fuera de habitación 1 A 13m (detrás de una pared)	FALLA	50% de intentos exitosos 50% de intentos fallidos
6	Habitación 1	Fuera de habitación 1 A 19m	FALLA	
7	Habitación 1	Habitación 2 contigua (separados por una pared de concreto)	OK	
8	Habitación 1	Separados por una habitación	FALLA	

Fuente: Elaboración propia

4.2 PRUEBAS GENERALES DEL ACELEROMETRO

El objetivo de estas pruebas es obtener formas de onda de aceleración típicas en diversas condiciones y escenarios. Estas formas de onda se emplean luego para discriminar o caracterizar cada tipo de evento, especialmente las caídas.

Consideraciones para la toma de muestras de aceleración

a) Posición y orientación del sensor

Para todos los casos el sensor se ubica en el pecho de la persona. El eje X se orienta longitudinalmente a lo largo de la persona, con la parte positiva hacia la cabeza. La persona puede avanzar a lo largo del eje Z del sensor, con la parte positiva del eje frente a ella. La parte positiva del eje Y queda al lado derecho de la persona. El sensor se sujeta mediante una faja flexible especialmente acondicionada para la realización de las pruebas y toma de datos (ver la Figura 4.19).

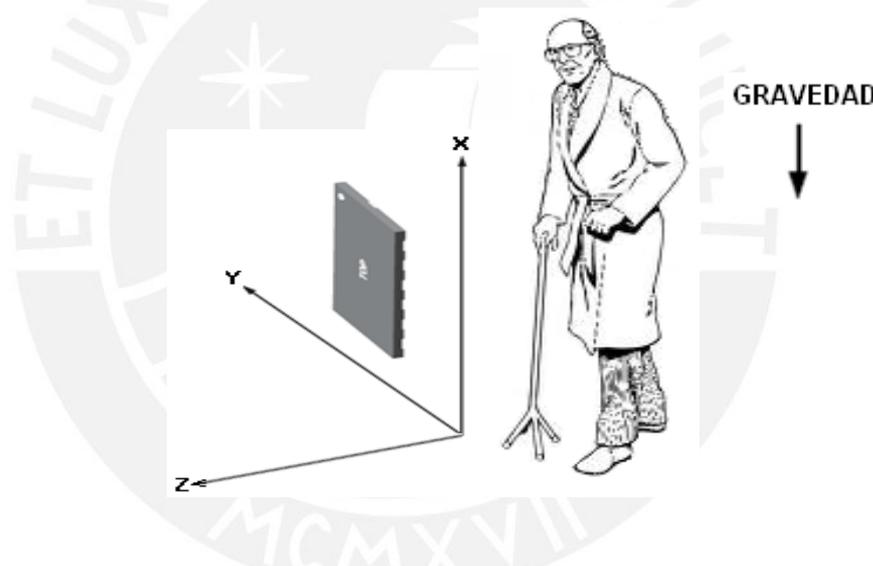


Figura 4.19 – Ubicación del sensor en el torso del adulto mayor. Se muestra, también, la orientación de los ejes del sensor con respecto a la persona

(Fuente: Elaboración propia)

b) Frecuencia de muestreo

La frecuencia de muestreo de la aceleración, es decir la tasa de lectura de datos configurada en el sensor, es de 200 muestras por segundo. Significa que el sensor toma muestras de los tres ejes cada 5 ms.

c) Visualización e interpretación de los datos

Los datos de aceleración son capturados, en una computadora personal, por una

aplicación desarrollada en Matlab. Para cada experimento, el usuario ingresa el número de muestras a ser leídas y graficadas por la aplicación. Luego que la aplicación recibe del sensor la cantidad de muestras indicadas, se visualizan en pantalla cinco ventanas con las siguientes curvas de aceleración:

- Ventana 1 Aceleración en el eje X
- Ventana 2 Aceleración en el eje Y
- Ventana 3 Aceleración en el eje Z
- Ventana 4 Aceleraciones en los tres ejes, superpuestas
- Ventana 5 Módulo de la aceleración resultante

La interpretación de los datos se realiza según las prueba realizadas. Se toman en cuenta variaciones, picos, amplitudes y tiempos de las curvas que se corresponden con los distintos eventos de las pruebas como caída libre, impacto, rebote, inamovilidad, entre otros.

d) Registro de los datos

Cada una de las pruebas realizadas se registra mediante cinco archivos de figuras de Matlab (*. FIG) correspondientes a las cinco gráficas mencionadas en el acápite anterior. Los datos se recogen en una computadora personal mediante una aplicación a medida desarrollada en Matlab (ver código fuente en Anexo F). Adicionalmente se realiza toma de fotos y filmación de algunas de las pruebas.

La aplicación desarrollada en Matlab también genera el espectro de frecuencia de cada una de las cinco gráficas mencionadas. Estos espectros son almacenados en archivos gráficos (*.FIG) para su posterior análisis.

e) Comunicación con la PC

Se realiza mediante un enlace serial RS-232 configurado a 8 bits de datos, un bit de START y un bit de STOP (8N1). La velocidad de transferencia es de 19200 bps. Según estos datos, el tiempo T_b requerido para transmitir un bit es de:

$$T_b = 1/19200 = 0.05 \text{ ms}$$

Para transmitir un byte se requiere 10 bits:

$$10 T_b = 0.5 \text{ ms}$$

Luego, el tiempo para transmitir una muestra de aceleración, consistente de 6 bytes (2 bytes por cada eje), es de:

$$6 \times 10 \text{ Tb} = 6 \times 0.5 \text{ ms} = 3 \text{ ms}$$

A efectos de sincronización y verificación de los datos recibidos, el microcontrolador agrega un byte adicional a cada muestra de aceleración. Este byte es el identificador del sensor MEMS y es un valor constante. Por lo tanto, cada muestra de aceleración consta de 7 bytes con una duración de envío total de 3.5 ms. Es importante notar que el tiempo de transmisión es inferior al tiempo de muestreo (5 ms) lo cual asegura una recepción adecuada de los datos en la computadora.

f) Pruebas realizadas

Las pruebas generales del acelerómetro se distribuyen en tres categorías:

- Pruebas en posiciones estáticas
- Pruebas en actividades de la vida diaria
- Pruebas en escenarios de caída

A continuación se describen estas pruebas, así como los preparativos, procedimientos y materiales empleados. Según las características de las pruebas, algunas se realizan con ancianos, otras con personas adultas y, las más peligrosas, con un fantoma o muñeco.

4.2.1 Pruebas con paciente en posiciones estáticas

Procedimiento del experimento

Se realizó con un voluntario y en su propio hogar. La persona es una mujer de la tercera edad de 80 años, natural de Ayacucho y residente en Lima desde su juventud (ver la Figura 4.20). Sufre de achaques típicos como movimientos corporales lentos y diversos dolores óseo-musculares. Sin embargo, realiza con normalidad sus actividades de la vida diaria y colabora eficazmente en la realización de cada una de las pruebas.

El procedimiento fue el mismo para todos los experimentos. El sensor se sujeta, mediante una faja flexible, al pecho de la persona. La duración de cada prueba es de unos 10 segundos y se ejecuta una sola vez. Las pruebas fueron dirigidas por el autor del presente proyecto, quien indica los instantes de inicio y finalización de cada experimento y supervisa su normal ejecución. Se toman registros en Matlab, fotográficos y fílmicos.

Las pruebas realizadas son las siguientes:

- Persona de pie
- Persona en posición decúbito supino o dorsal
- Persona en posición decúbito prono o ventral
- Persona en posición decúbito lateral izquierdo o derecho
- Persona en posición semifowler



Figura 4.20 – Voluntaria para las pruebas en condiciones estáticas. Se aprecia la faja dentro de la cual se ubica el circuito electrónico con el sensor de aceleración
(Fuente: Elaboración propia)

A continuación se muestran las gráficas de aceleración y la interpretación correspondiente de las mismas para cada caso.

a) Persona de pie

En la Figura 4.21 se constata que las aceleraciones en los ejes Y y Z son prácticamente nulas, existiendo solo componente positiva en el eje X correspondiente a la aceleración estática de la gravedad. La magnitud medida de esta aceleración es de 1g. El valor no nulo (pero próximo a 0g) de la aceleración en el eje Z, correspondiente a la dirección de avance de la persona, se debe a una ligera inclinación del sensor dentro de la faja donde se encuentra ubicado.

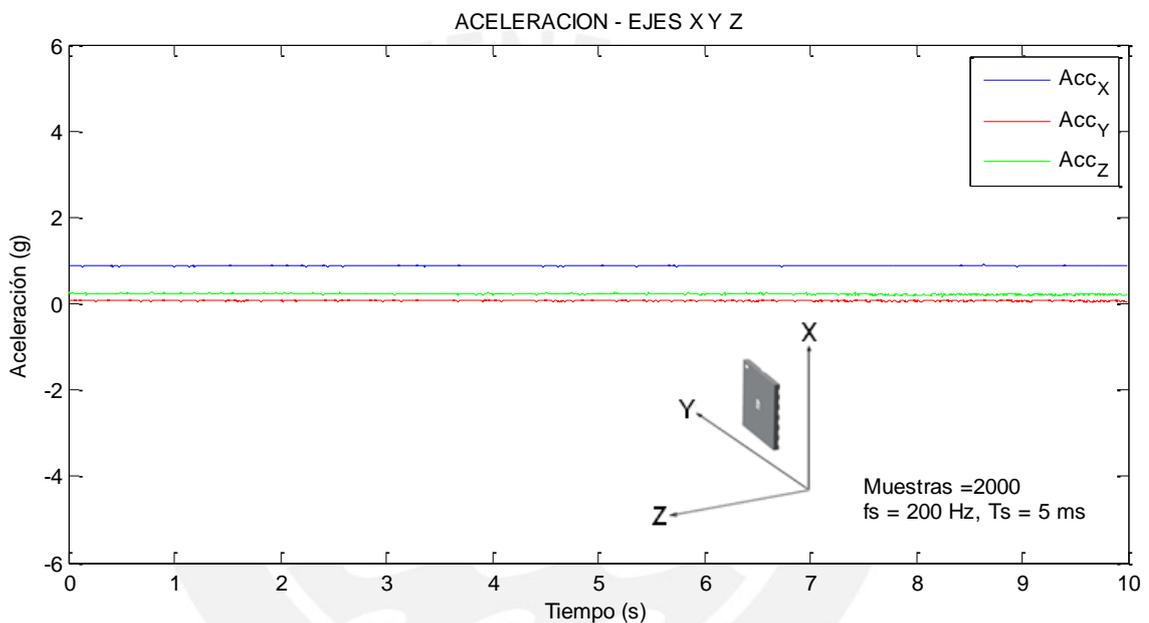


Figura 4.21 – Medición de aceleración estática con la persona de pie
(Fuente: Elaboración propia)

b) Persona en posición decúbito supino o dorsal

En la Figura 4.22 se muestran los datos de aceleración captados en los tres ejes. Se constata que la aceleración en el eje Z tiene un valor próximo a 1g, lo cual es correcto dado que el sensor está en posición horizontal con la parte positiva del eje Z hacia arriba. En los demás ejes la aceleración es próxima a cero; puede presentar algún valor debido a cierta inclinación del sensor o de la persona y, también, debido a la descalibración del mismo. La calibración del sensor se detalla en la 3.3.3.

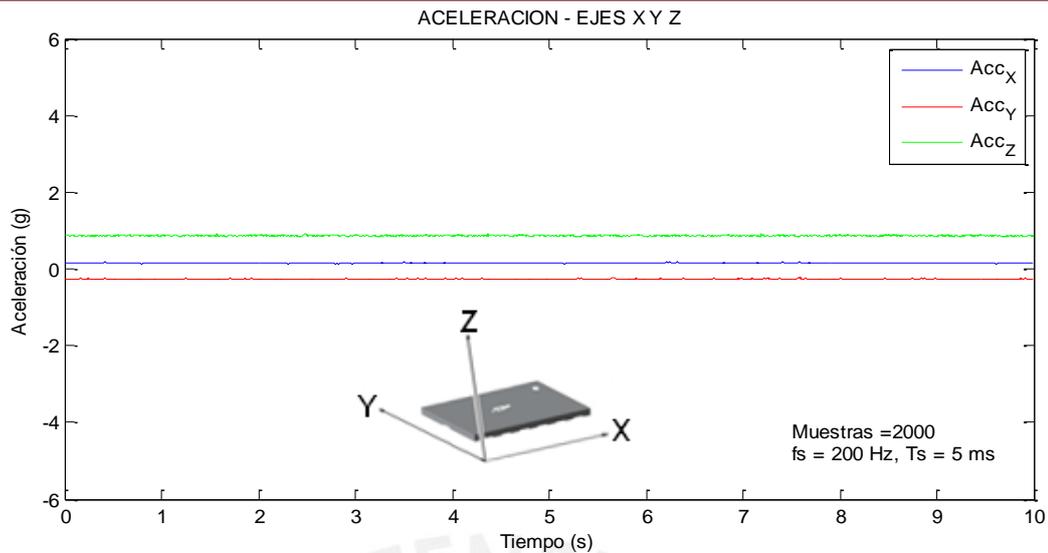


Figura 4.22 – Aceleraciones registradas en los tres ejes con la persona en posición decúbito supino. La curva en negro indica el módulo de la resultante (Fuente: Elaboración propia)

c) Persona en posición decúbito prono o ventral

La Figura 4.23 muestra las aceleraciones en los tres ejes con la persona en posición decúbito prono. En tal posición, el sensor se encuentra con su eje z positivo hacia abajo, tal como se indica en la misma figura. Se constata que solo existe aceleración en la parte negativa del eje Z con módulo próximo a g . En los demás ejes la aceleración es próxima a cero.

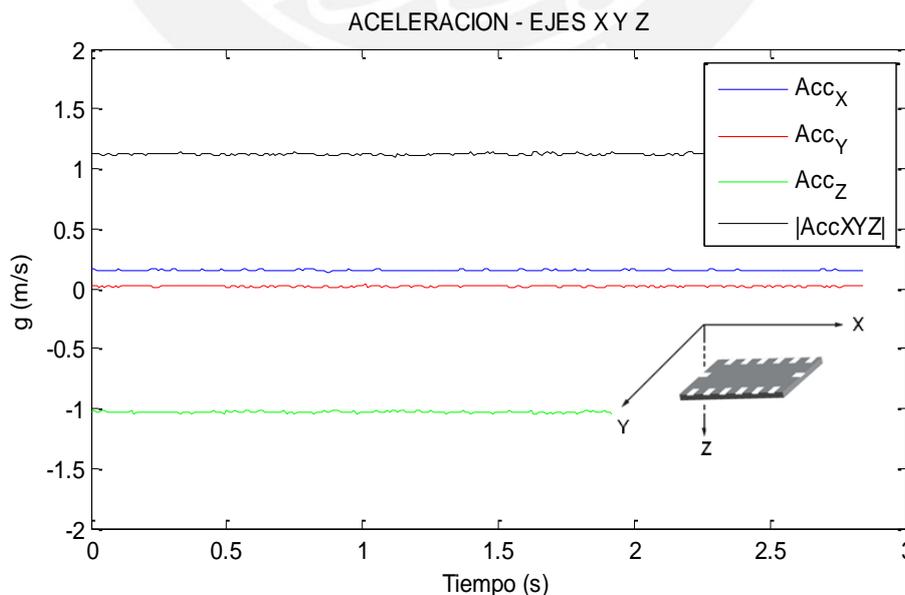


Figura 4.23 – Aceleraciones registradas en los tres ejes con la persona en posición ventral (Fuente: Elaboración propia)

d) Persona en posición decúbito lateral izquierdo

En la Figura 4.24 se aprecia las curvas de aceleración correspondientes a la persona en posición decúbito lateral izquierdo y con el sensor en el torso. Según los datos de aceleración obtenidos, se constata una aceleración en la dirección positiva del eje Y con módulo próximo a g . En los dos ejes restantes la aceleración es próxima a cero tomando estos valores debido a que el sensor no se encuentra en posición vertical.

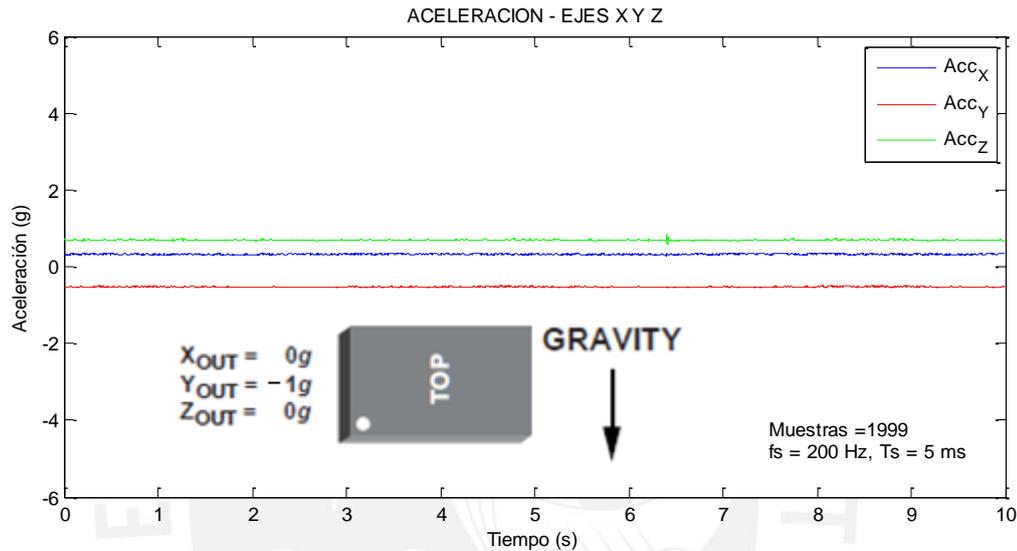


Figura 4.24 – Aceleraciones en los tres ejes del sensor con la persona en posición decúbito lateral izquierdo. Se aprecia la componente estática de aceleración en el eje Y positivo
(Fuente: Elaboración propia)

e) Persona en posición semifowler

Esta es una posición que facilita actividades como reposar o leer. La persona se ubica con el tronco formando un ángulo aproximado de 45° respecto a la horizontal (ver la Figura 4.25). El eje Y es paralelo al piso, los ejes X y Z forma ángulos de 45° respecto a la vertical. Según las gráficas de aceleración obtenidas, las aceleraciones en los ejes X y Z del sensor toman valores próximos a $\frac{1}{\sqrt{2}}g$ ($\approx 0.7g$). La resultante de la suma vectorial de todas las componentes de aceleración estática es siempre igual a g , sin importar la orientación del sensor. La aceleración en el eje Y es nula debido a que es perpendicular a la aceleración estática de la gravedad.

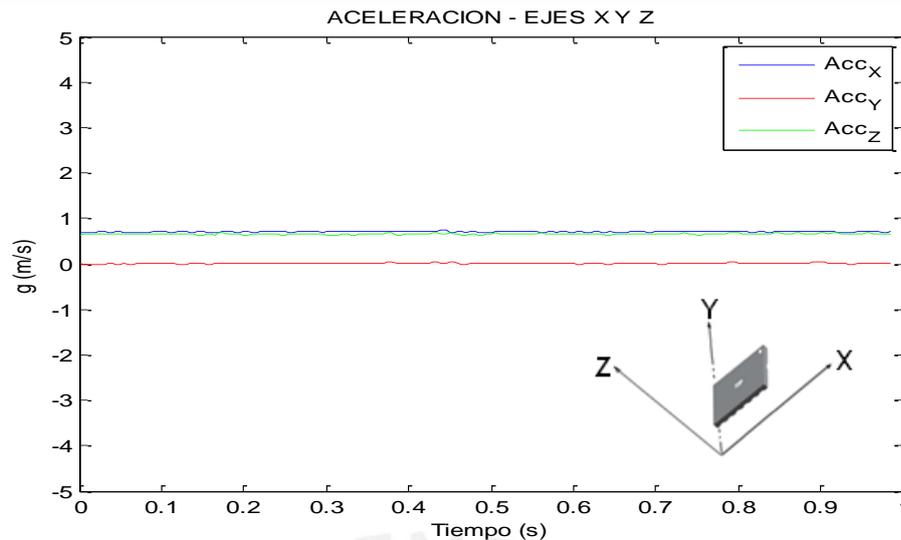


Figura 4.25 – Aceleraciones medidas en los tres ejes del sensor con la persona en posición semifowler. Las componentes X y Z toman valores próximos a 0.7 g

(Fuente: Elaboración propia)

4.2.2 Pruebas con paciente en actividades de la vida diaria

Procedimiento del experimento

Se realizó con un voluntario en su propio hogar, varón de la tercera edad de 78 años, natural de Arequipa y residente en Lima desde su juventud (ver Figura 4.26). Goza de buen estado físico y mental; tiene capacidad de realizar con normalidad las actividades de la vida diaria, incluyendo las actividades de los experimentos en las que colabora eficazmente. Cabe destacar, sin embargo, que sus movimientos corporales son lentos, propios de las personas de la tercera edad.

El procedimiento fue el mismo para todas las pruebas. El sensor se sujeta mediante una faja al pecho de la persona. La duración de cada prueba es entre 10 y 15 segundos y se repite dos veces. Los datos se capturan mediante una computadora portátil ejecutando una aplicación en Matlab (ver Anexo F), también se realizan registros fotográfico y fílmico. Los experimentos fueron dirigidos por el autor, quien indica los instantes de inicio y finalización de cada prueba y está al tanto que estas se realicen con normalidad bajo un entorno controlado. Las pruebas realizadas consistieron en tomar los datos de aceleración del sensor, graficarlos e interpretarlos para cada caso. Los resultados de cada prueba son almacenados en archivos de tal manera que puedan ser identificados luego con facilidad. Las pruebas consideradas en el grupo de actividades de la vida diaria son las siguientes:

- Caminata
- Trote
- Sentarse en una silla
- Levantarse de una silla
- Salto alto (salto único)
- Salto alto (saltos sucesivos)
- Golpearse la espalda contra la pared
- Echarse en una cama
- Subir por la escalera
- Bajar por la escalera



Figura 4.26 – Voluntario de la tercera edad, varón de 78 años de edad, con quien se realizaron las pruebas de actividades de la vida diaria (Fuente: Elaboración propia)

El objetivo de estas pruebas consiste en caracterizar cada una de las actividades típicas de la vida diaria, identificando el comportamiento de la aceleración a través de los picos y

cambios de la señal en cada uno de los ejes (tiempo y aceleración). Esta información es importante pues permite delimitar eventos similares a caídas (*fall-like motions*) de caídas propiamente dichas. Conocer estos umbrales reduce los falsos positivos aumentando la certeza en la detección de caídas. A continuación se describen cada una de estas pruebas y se interpretan los resultados obtenidos.

a) Caminata

En la Figura 4.27 se muestra tanto el módulo de aceleración resultante como las tres componentes de aceleración durante la caminata de una persona de la tercera edad.

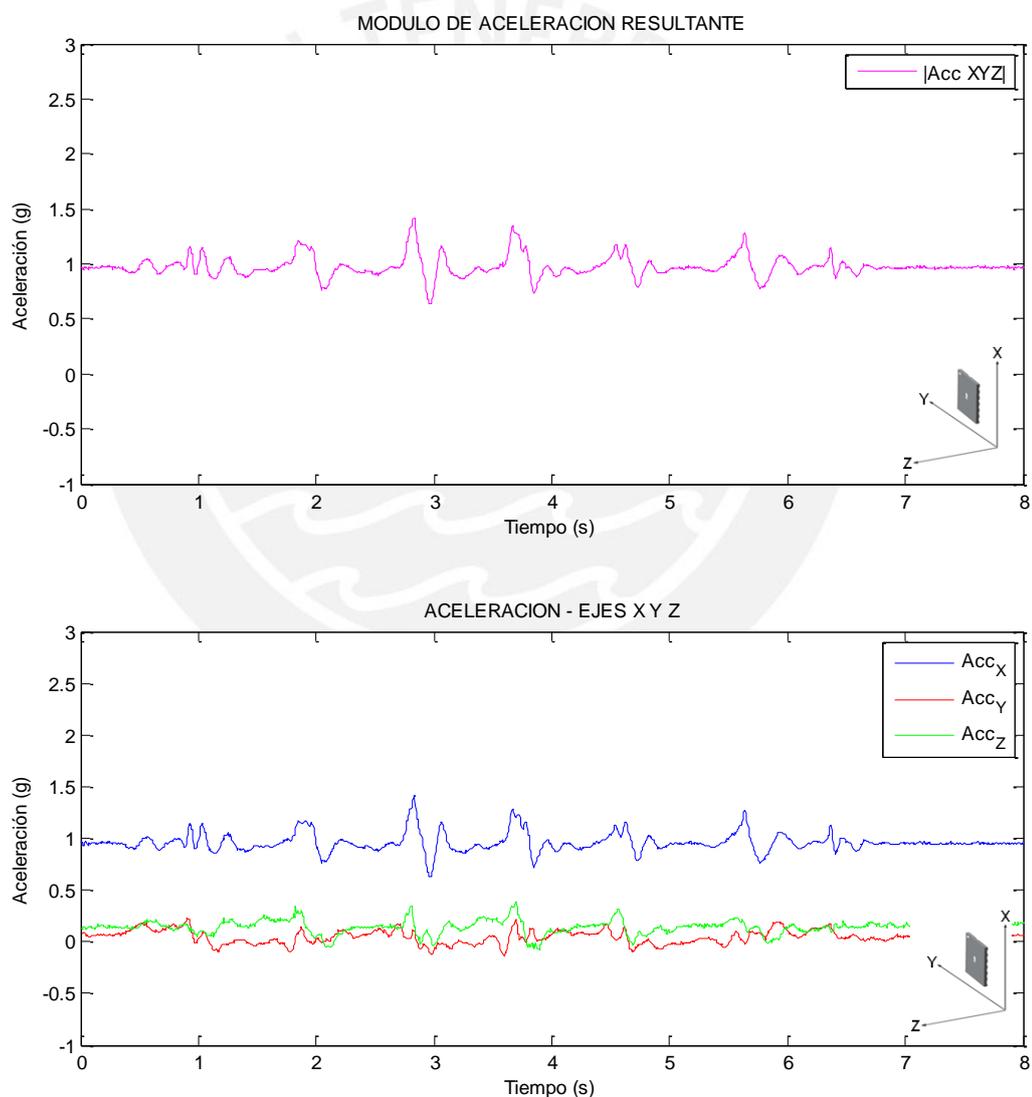


Figura 4.27 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante la actividad de caminata
(Fuente: Elaboración propia)

La caminata se inicia en el segundo 1 y termina en el segundo 6.5. La magnitud pico medida es de unos 1.5g. La caída de aceleración llega hasta unos 0.7g. El pico de aceleración es comparativamente muy inferior a los picos correspondientes a los eventos de caídas que se detallan en la sección 4.2.3. El descenso de aceleración, así como el pico, tienen una duración de unos 200 ms. Estos valores deben tomarse en cuenta para evitar confusión con una caída libre que suele tener tiempos más prolongados superiores a los 400 ms (ver sección 4.2.3).

b) Trote

En la Figura 4.28 se muestra el módulo de aceleración resultante durante el trote de una persona adulta mayor.

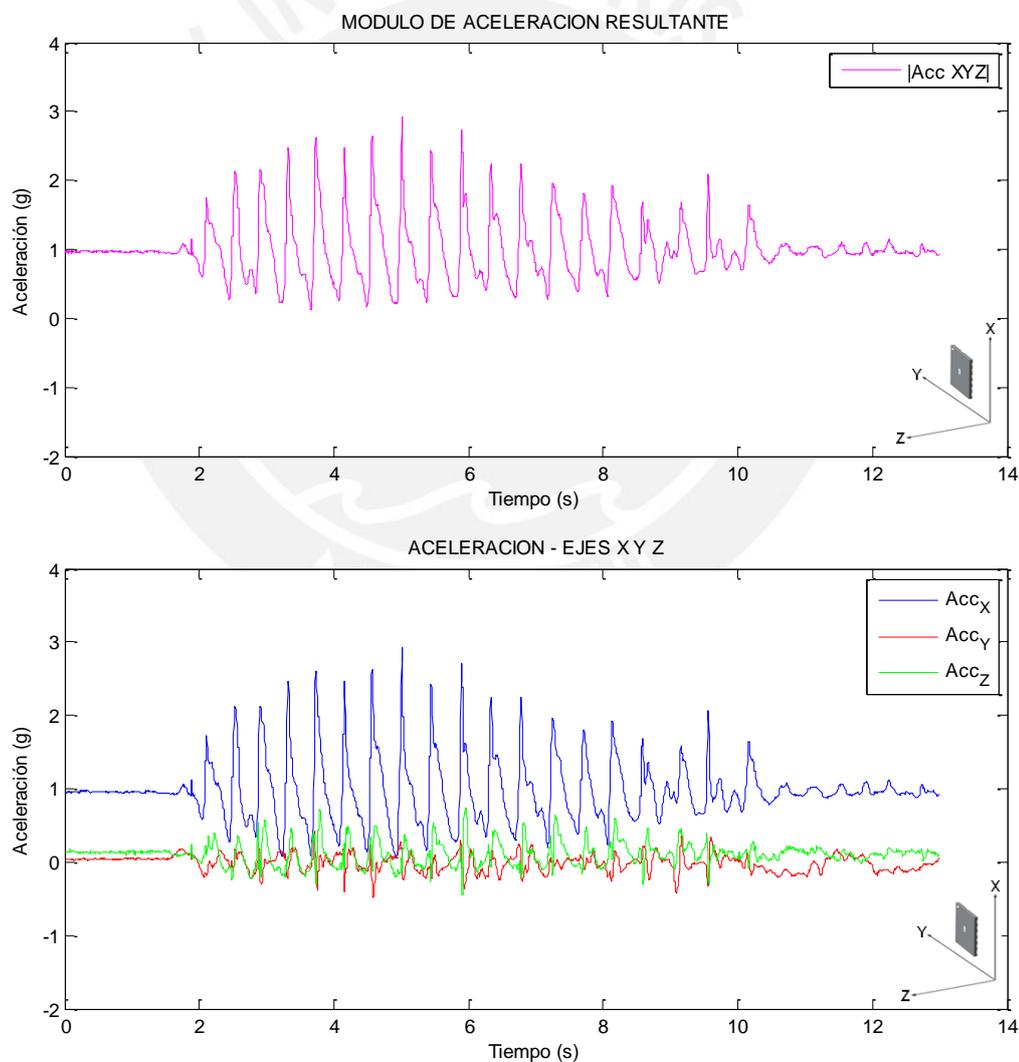


Figura 4.28 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante el trote de una persona de la tercera edad
(Fuente: Elaboración propia)

Se aprecia que los picos de aceleración llegan hasta los 3g con descensos hasta 0.1g. La duración de cada pico es de unos 45 ms. Los picos de aceleración son inferiores a los producidos durante un impacto típico (ver sección 4.2.3). La aceleración está por debajo de 1g (hasta 0.1g) por un tiempo de unos 250 ms.

c) Sentarse en una silla

La capacidad de sentarse y levantarse de una silla, en forma controlada y autónoma, es una tarea que requiere el mayor esfuerzo mecánico dentro de las actividades diarias. Es una actividad vital y prerrequisito para poder caminar (Izquierdo y otros 2008). En la Figura 4.29 se observa el módulo de la aceleración resultante, y sus componentes, cuando un anciano toma asiento en una silla.

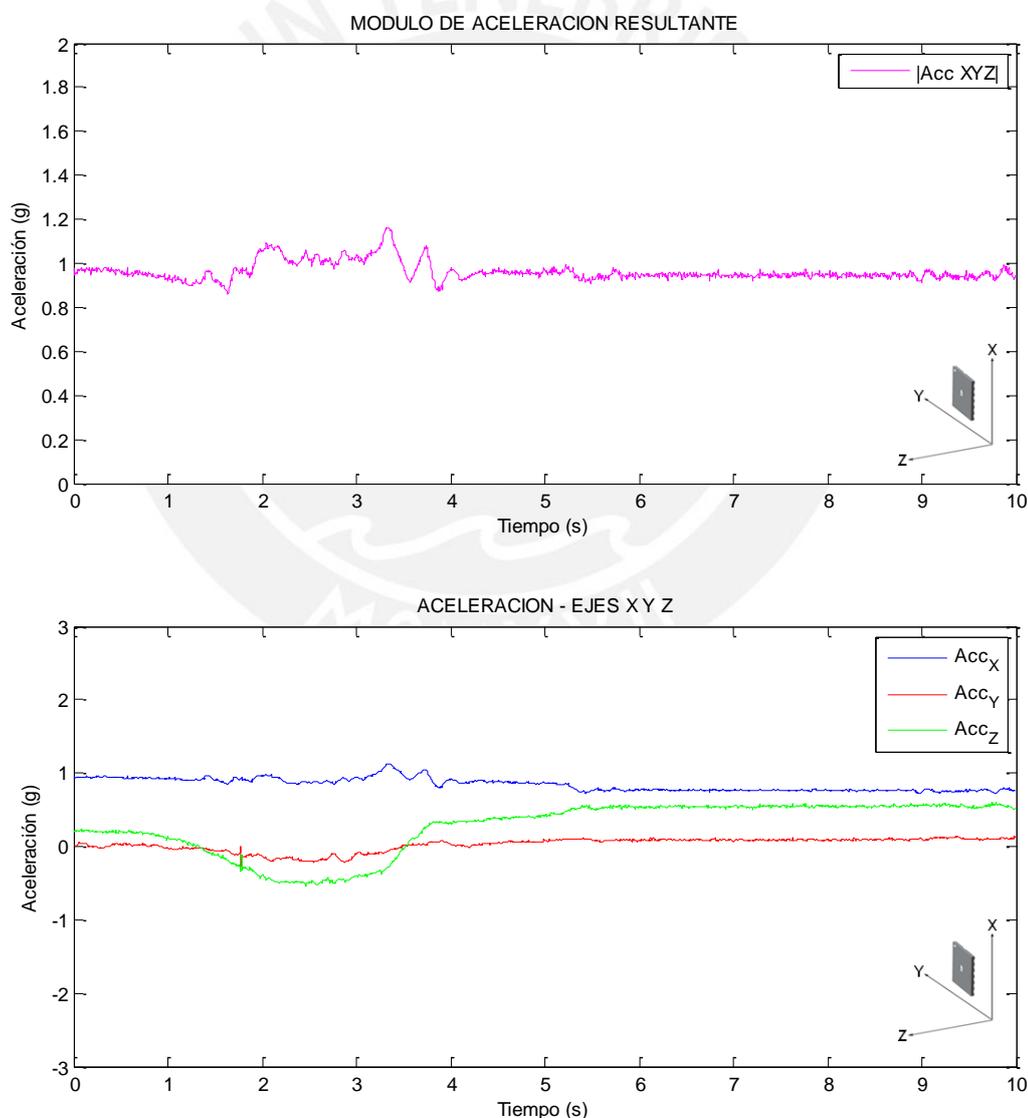


Figura 4.29 – Aceleración, resultante y componentes, al sentarse una persona adulta mayor
(Fuente: Elaboración propia)

El pico de aceleración llega hasta 1.2g. Cabe destacar en estas gráficas los cambios suaves y lentos de aceleración los mismos que no originan picos pronunciados. Se reconocen, también, que la postura final corresponde al torso ligeramente inclinado hacia atrás. Esto se puede deducir ya que la componente vertical (color azul) es menor a 1g (0.76g) y la componente horizontal (color verde, en sentido de avance de la persona) tiene un valor de 0.56g.

d) Levantarse de una silla

En la Figura 4.30 se observa el módulo de la aceleración resultante, y sus componentes en los tres ejes, correspondiente a la actividad de un anciano al levantarse de una silla.

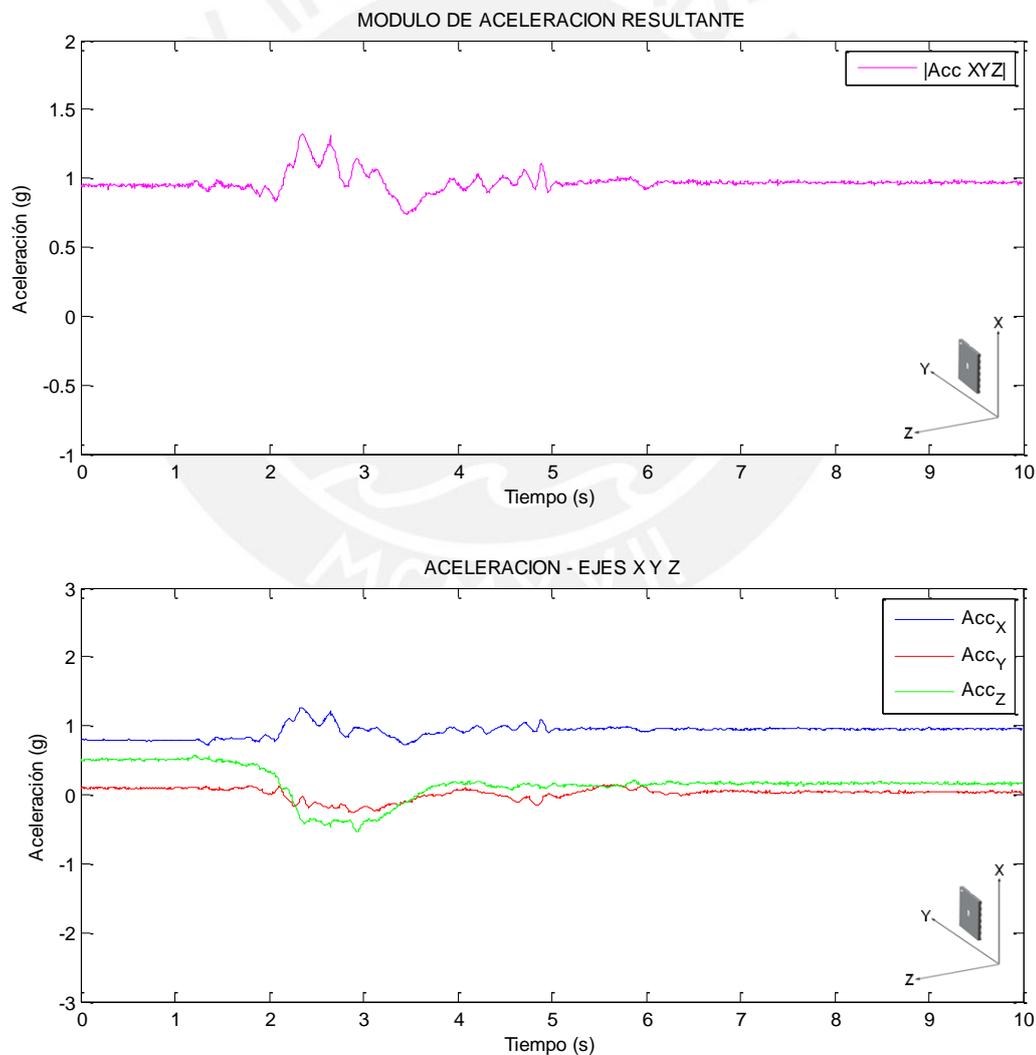


Figura 4.30 – Aceleraciones al levantarse de una silla un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

El pico de aceleración llega hasta 1.32g con duración prolongada de unos 200 ms. El descenso de aceleración es hasta 0.73g con duración de unos 750 ms. Se observa que los cambios de aceleración son suaves.

e) Salto alto (salto único)

En esta prueba, según la Figura 4.31, se pueden distinguir las distintas etapas del salto como son el impulso, el ascenso, la bajada y el impacto al chocar con el suelo. El pico de aceleración llega hasta 4.2g con duraciones de unos 90 ms. El descenso de aceleración, hasta 0.1g, es por un lapso de unos 100 ms.

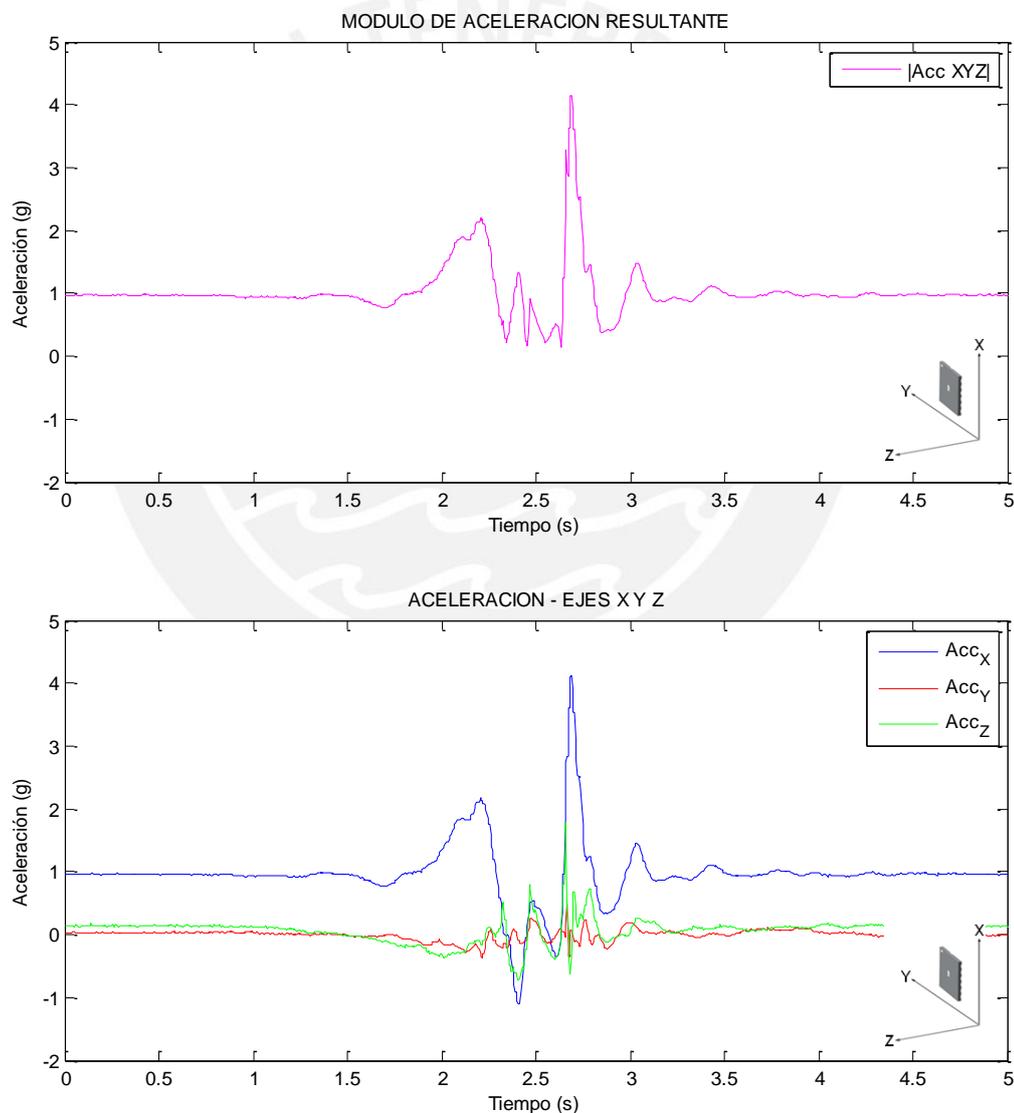


Figura 4.31 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes durante un salto alto de una persona de la tercera edad

(Fuente: Elaboración propia)

f) Salto alto (saltos sucesivos)

En esta prueba, según la Figura 4.32, se observa un patrón repetitivo con picos próximos a 5g y duración de unos 50 ms. También se observa el descenso de aceleración hasta 0.06g, correspondiente a los instantes que la persona desciende en caída libre con duraciones de unos 180 ms. La duración de cada salto es de unos 1.5 s y el periodo entre salto y salto de unos 3 s.

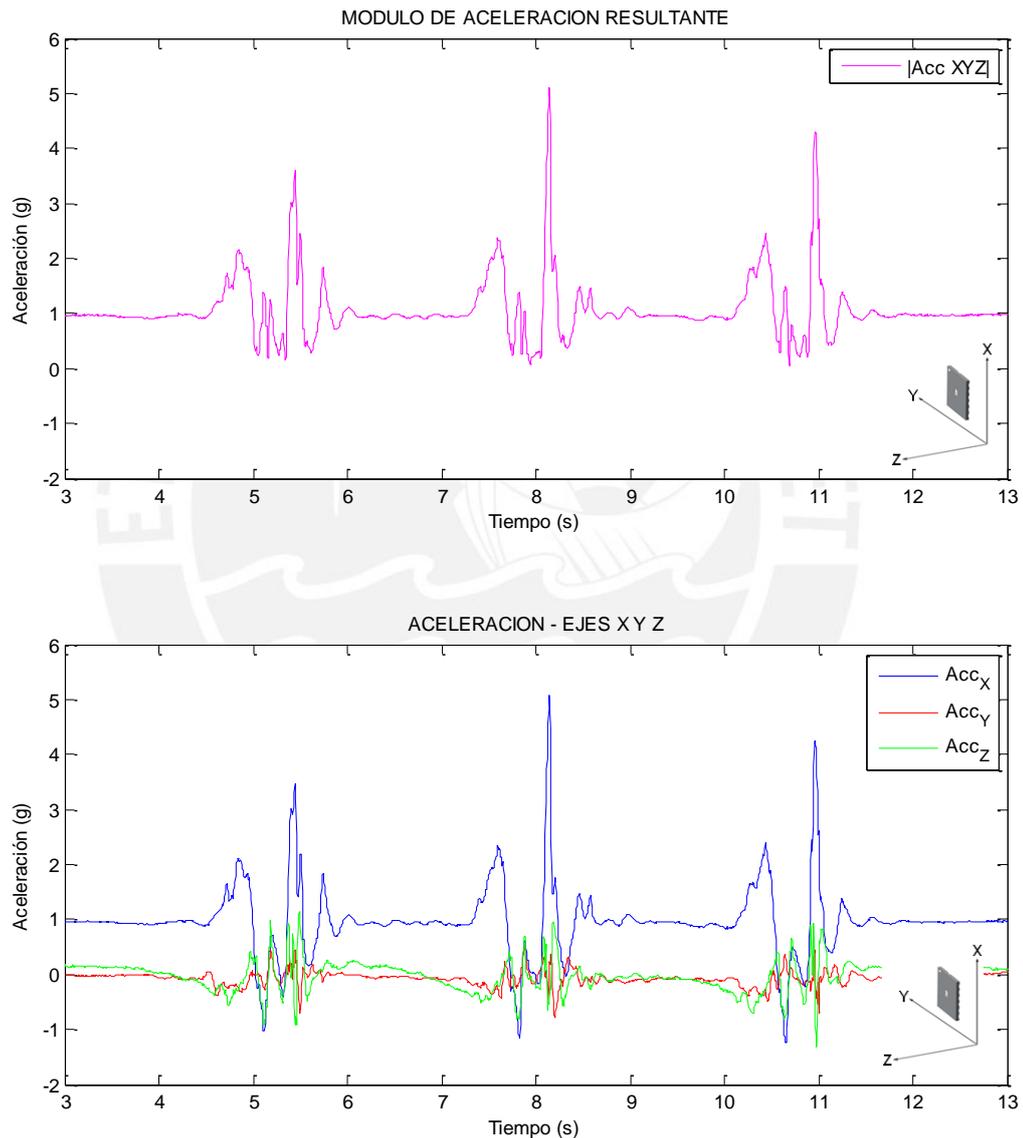


Figura 4.32 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al dar tres saltos sucesivos

(Fuente: Elaboración propia)

g) Golpearse la espalda con la pared

En la Figura 4.33 se aprecian el módulo de la aceleración resultante, y sus componentes en los tres ejes, producidos cuando un anciano recuesta su espalda contra una pared. Se observa un pico de aceleración de 1.25g en la resultante por unos 60 ms. El impacto se produce en un plano horizontal (gráficas en verde y rojo), destaca las variaciones suaves y de pequeña magnitud (inferiores a 0.5g) en todos los ejes.

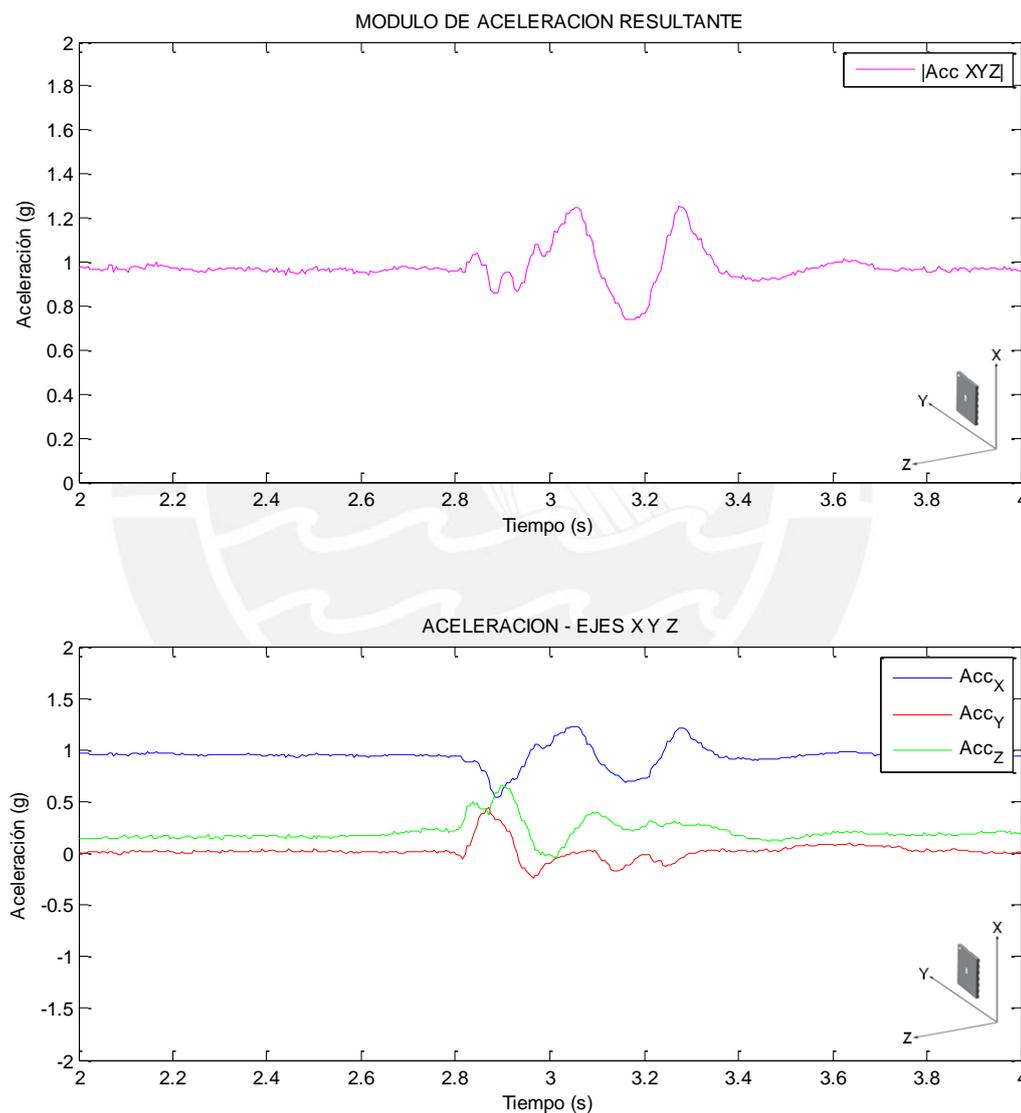


Figura 4.33 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en un adulto mayor al golpear la espalda contra una pared
 (Fuente: Elaboración propia)

h) Echarse en una cama

En la Figura 4.34 se muestran la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes correspondientes a la actividad de echarse en una cama de una persona de la tercera edad. En el segundo 2 se presentan movimientos en los ejes horizontales debido a los movimientos iniciales antes de acostarse. A partir del segundo 6, la persona se echa, lentamente, y queda en esa posición desde el segundo 11. Se destacan los movimientos suaves con picos bajísimos inferiores a 1.5g.

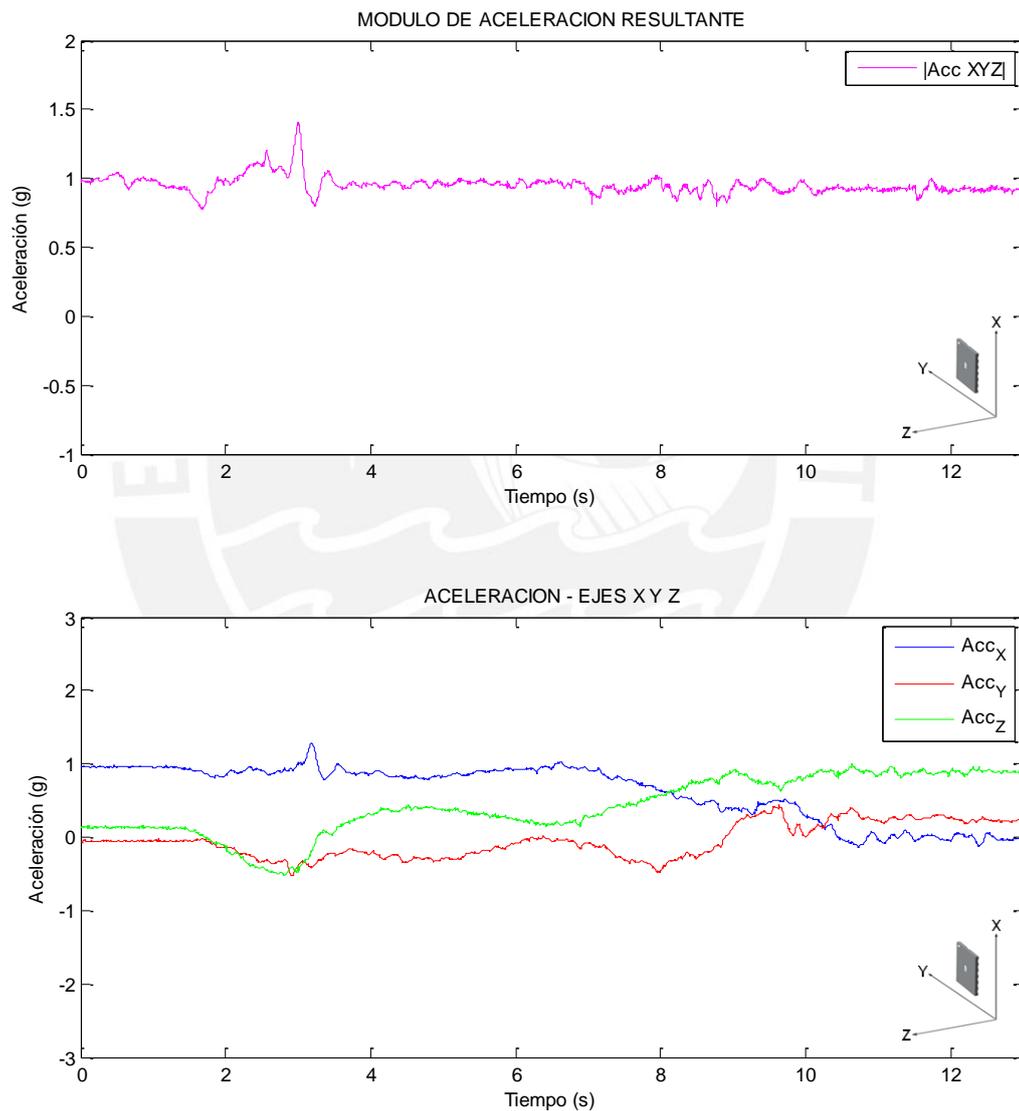


Figura 4.34 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al echarse en una cama

(Fuente: Elaboración propia)

i) Subir por las escaleras

En la Figura 4.35 se observa la aceleración resultante, y sus componentes en cada eje, de la actividad de subir por las escaleras de un adulto mayor. Esta actividad, al igual que las otras, es realizada lentamente por la persona y se comprueba por los picos bajísimos, inferiores a 1.4g, que se aprecian en las curvas.

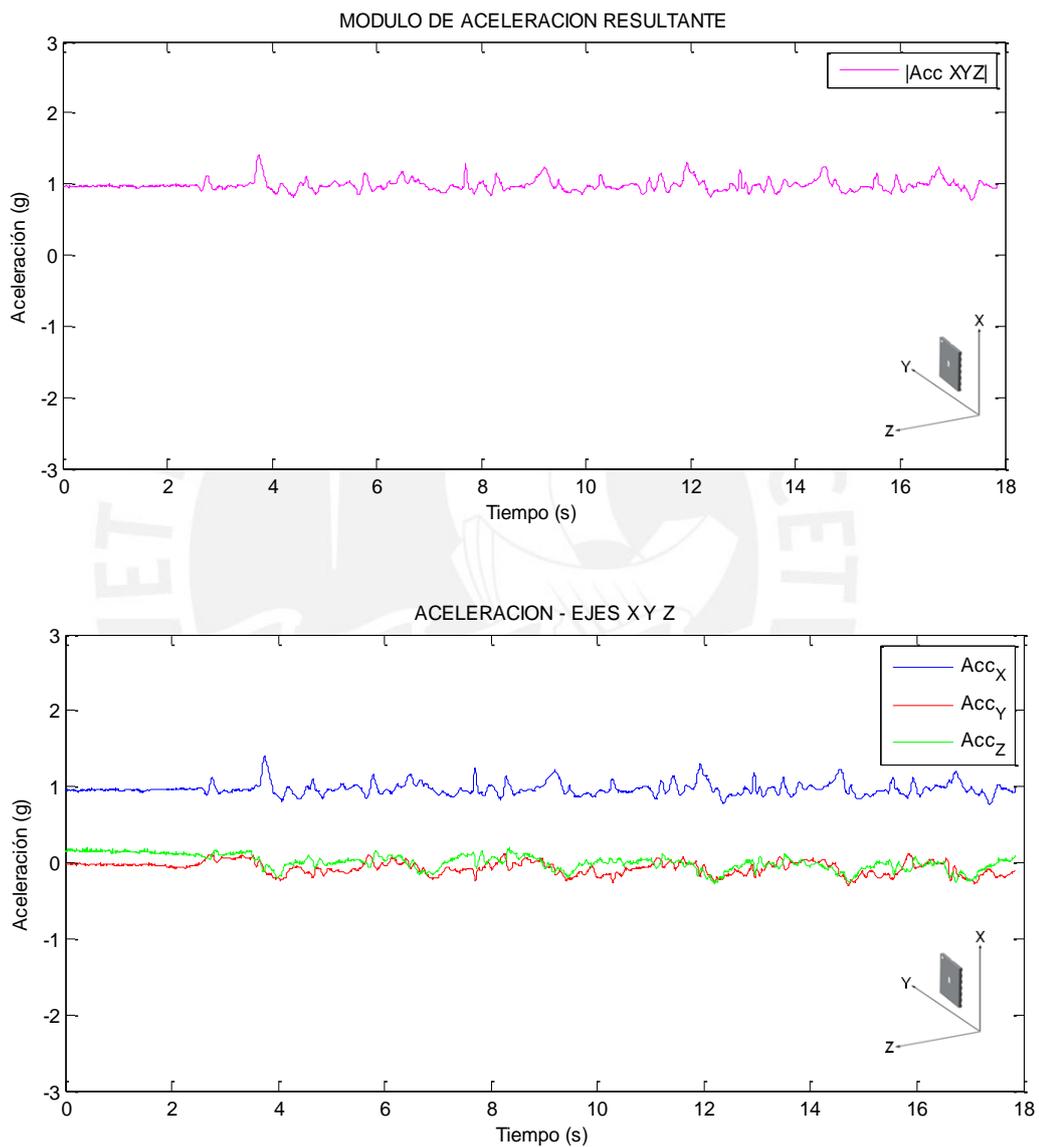


Figura 4.35 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al subir por las escaleras
(Fuente: Elaboración propia)

j) Bajar por la escalera

En la Figura 4.36 se observa la aceleración resultante, y sus componentes en cada eje, de la actividad de bajar por las escaleras de un adulto mayor. Se observan picos de hasta casi 3g con duración de unos 65 ms. La aceleración desciende hasta 0.5g por espacio de unos 500 ms.

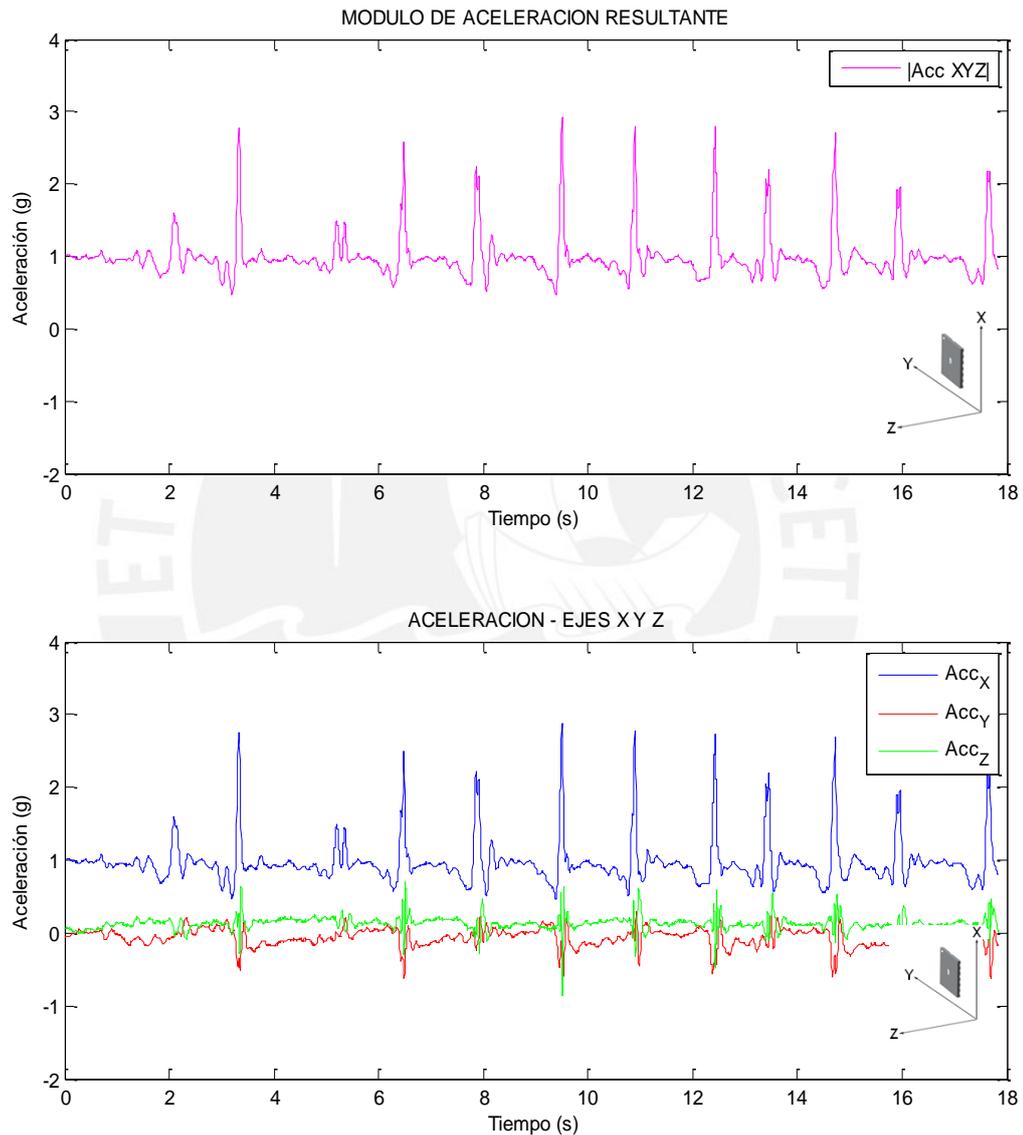


Figura 4.36 – Gráficas mostrando la aceleración resultante y sus componentes en los tres ejes en una persona de la tercera edad al bajar por las escaleras
(Fuente: Elaboración propia)

4.2.3 Pruebas sin paciente en escenarios de caída

Las pruebas realizadas son las siguientes:

- Caída lateral desde silla
- Caer desmayado estando de pie
- Caída desde 2 metros de altura
- Caída por escalera
- Caída de espaldas

El objetivo de estas pruebas, todas ellas caídas típicas, consiste en caracterizar el comportamiento de la aceleración e identificar la información que define una emergencia.

Procedimiento del experimento

Dado el riesgo implícito, estas pruebas no se realizaron con personas de la tercera edad, sino con personas adultas o empleado un fantoma en una configuración de laboratorio controlado según se indica en cada prueba. En el caso de personas, se emplea siempre una colchoneta como medida de precaución. Debe tenerse presente que la colchoneta altera los datos de aceleración resultantes pues actúa como un elemento amortiguador reduciendo las fuerzas de impacto y, por ende, las aceleraciones resultantes.

La toma de datos por cada prueba se realiza por un lapso de tiempo dependiente de cada una de ellas. Se emplea una computadora personal con una aplicación en Matlab para la captura de los datos (ver el código fuente en el Anexo F). Cada muestreo de datos es almacenado en archivos para su posterior análisis e interpretación; también se toman registros fotográficos.

Todas las pruebas se repiten dos veces y son dirigidas por el autor quien supervisa y toma el tiempo de cada actividad. A continuación se detallan las pruebas realizadas, así como los detalles particulares en cada caso.

Para los casos donde interviene una persona, esta es un voluntario, varón de 44 años, con peso de 82 Kg, estatura de 1.78m, natural y residente de la ciudad de Lima (ver la Figura 4.37). Esta persona goza de buen estado físico y colabora eficazmente en la realización de las diversas pruebas. El circuito electrónico, con el sensor de aceleración, están contenidas en una faja adherida al pecho de la persona según se muestra en la figura mencionada.



Figura 4.37 – Voluntario adulto para algunas de las pruebas en escenarios controlados de caídas. La faja en el pecho contiene el sensor y circuito electrónico para detección de caídas
(Fuente: Elaboración propia)

a) Caída lateral desde silla

Se realiza con un adulto de 44 años de edad y empleando una colchoneta de esponja de 11 cm de grosor. En la Figura 4.38 se muestran los resultados obtenidos.

Se observa que a partir del tiempo 2.5 s la aceleración desciende y se presentan los primeros impactos o contactos con el suelo. En el instante 3.6 s se produce el impacto con una magnitud superior a los 4g y duración de 140 ms desde la base y 85 ms desde media altura. Luego de algunos rebotes, la persona queda finalmente en reposo. La duración de todo el evento de caída es de unos 2 s, medidos entre el instante en que la aceleración empieza a descender y el instante final de reposo.

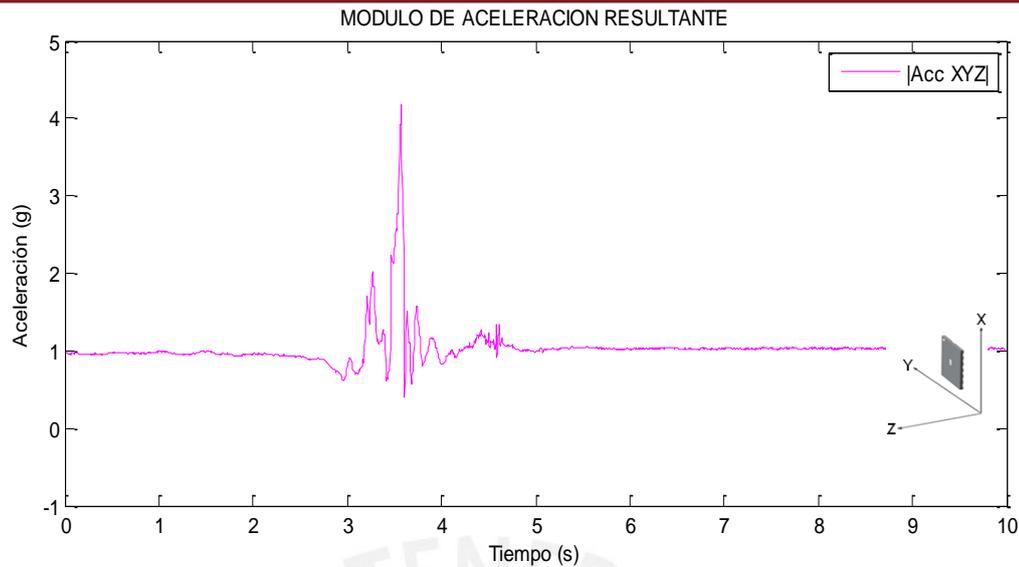


Figura 4.38 – Módulo de la aceleración resultante al caer desmayado desde una silla
(Fuente: Elaboración propia)

b) Caer desmayado estando de pie

Se realiza con un adulto de 44 años de edad y empleando una colchoneta de esponja de 11 cm de grosor. En la Figura 4.39 se muestran los resultados obtenidos.

Se observa un lapso de tiempo de unos 500 ms durante el cual la aceleración desciende hasta 0.53g, esto corresponde a los instantes en que la persona va cayendo. Luego de unos contactos iniciales, se produce el impacto con un pico superior a los 5.1g. Luego de este impacto se produce algunos rebotes de amortiguamiento conforme la energía es absorbida por el cuerpo y la colchoneta. La persona queda finalmente en reposo. Se aprecia, también, que la orientación inicial no coincide con la final.

Amplitud = 5.1g

Duración = 50 ms, a media altura del pico

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Jia (2009) y Chen (2005).

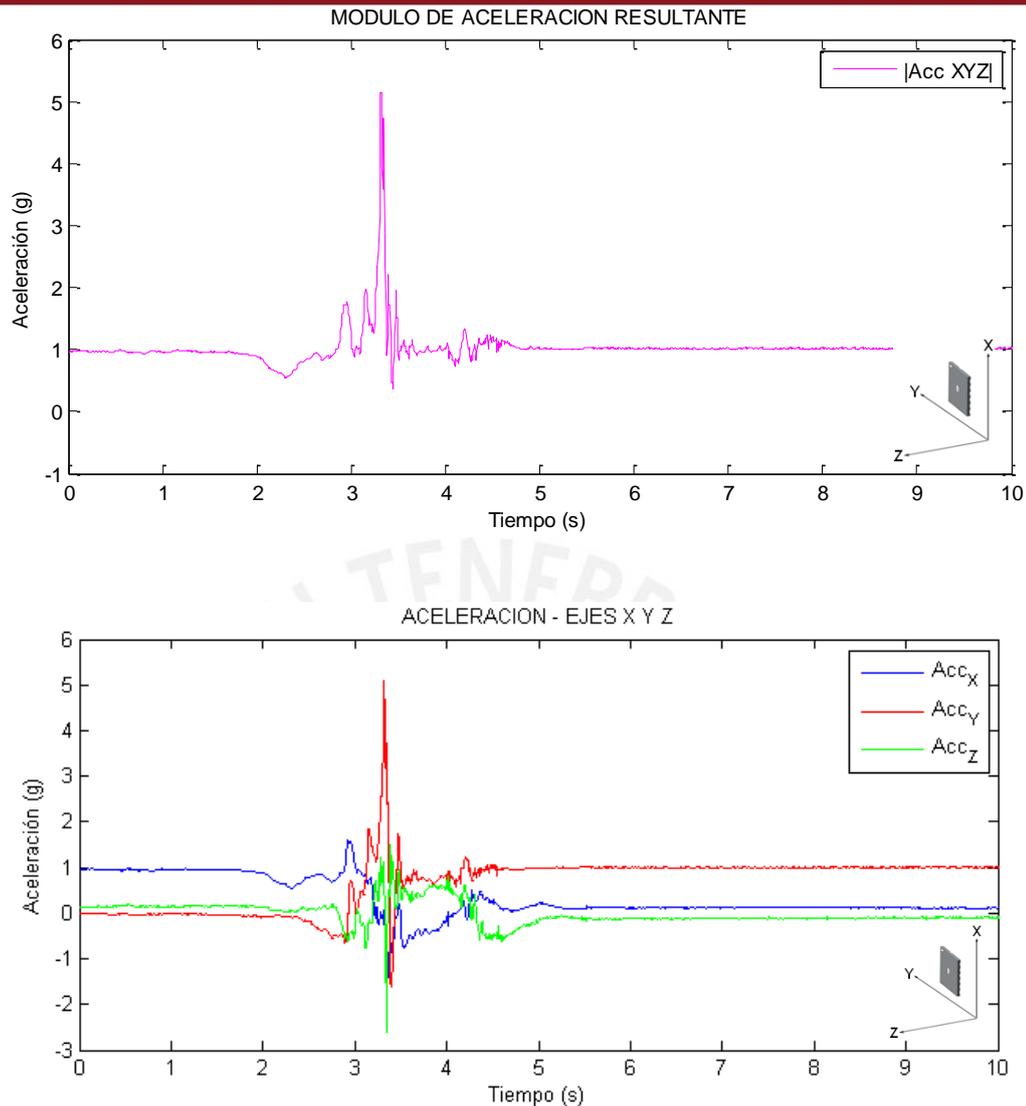


Figura 4.39 – Módulo de la aceleración resultante y componentes de la misma al caer desmayado estando de pie (Fuente: Elaboración propia)

c) Caída desde 2 m de altura

Se realiza con un fantoma (un muñeco de tela de 50 cm de altura y 3 kg de masa). No se emplea colchoneta, el muñeco se suelta desde una altura de 2.5 m e impacta sobre un suelo de concreto. En la Figura 4.40 se observa los resultados típicos de esta prueba de caída: descenso de aceleración hasta 0g, durante un intervalo de unos 0.8 s, luego un pico de aceleración de 27g correspondiente al impacto con duración de unos 35 ms. Dada la altura de caída se aprecia el rebote del cuerpo en los picos que siguen al pico principal, el mayor es de 7.7g y se produce 600 ms luego del pico principal. La persona queda, finalmente, inmóvil y solo se registra la aceleración estática de la gravedad.

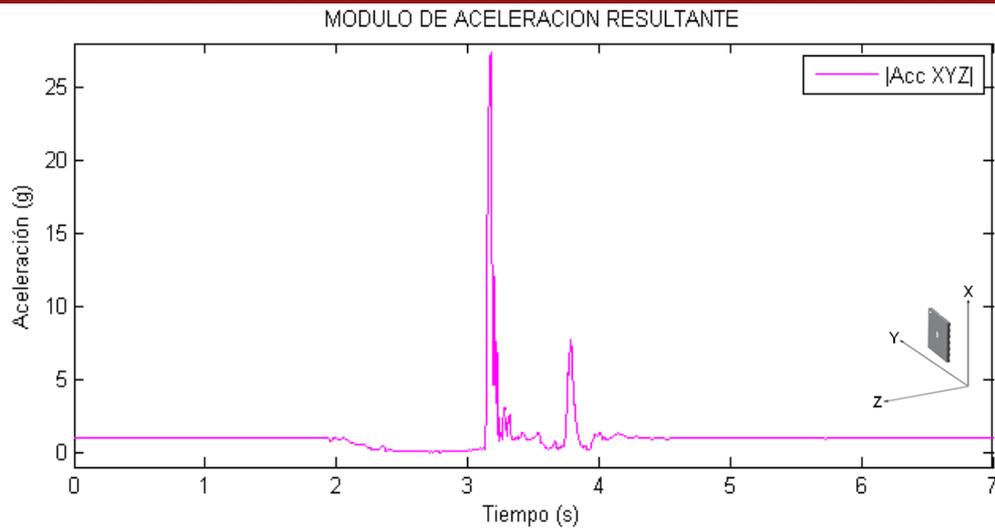


Figura 4.40 – Módulo de la aceleración resultante al caer desde dos metros de altura
(Fuente: Elaboración propia)

d) Caída por escalera

Se realiza con un fantoma (muñeco de tela de 50 cm de altura y 3 kg de masa). La escalera tiene una altura de 2 m. El muñeco se suelta desde la parte alta de la escalera con una altura inicia de 1.5 m respecto al nivel superior. Al pie de la escalera y en todo su trayecto el suelo es de concreto y no se emplea colchoneta alguna.

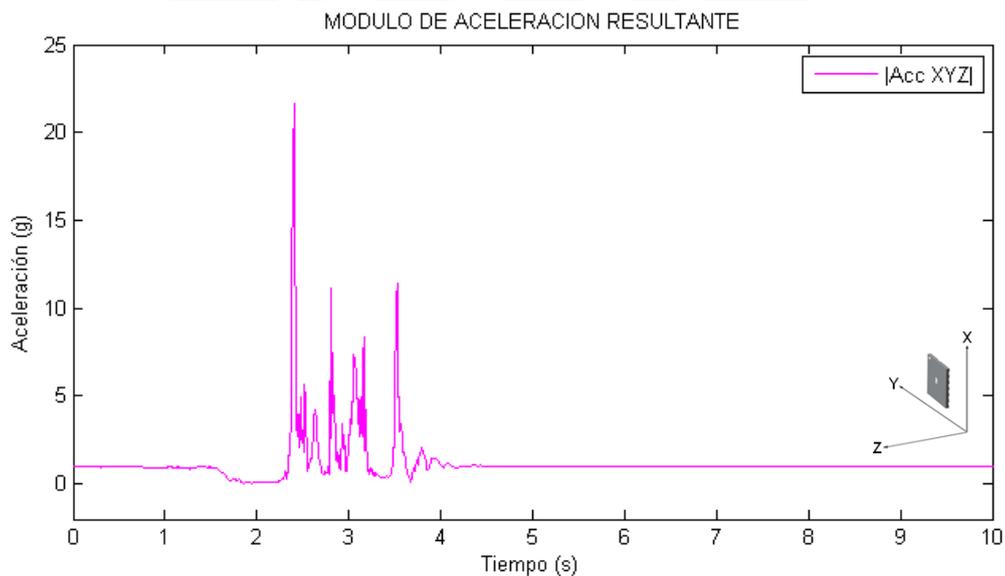


Figura 4.41 – Módulo de la aceleración resultante al caer por las escaleras
(Fuente: Elaboración propia)

La Figura 4.41 muestra el módulo de aceleración resultante producido durante este escenario simulado de caída por escalera. Se aprecia un descenso de aceleración hasta 0g con duración de unos 700 ms; luego, el impacto inicial con pico de 21.6g y varios rebotes, con periodo aproximado de 380 ms y magnitud pico de 11g, hasta que la persona queda inmóvil.

e) Caída de espaldas

Se realiza con un adulto de 44 años de edad y empleando una colchoneta de esponja de 11 cm de grosor.

En la Figura 4.42 se observa el módulo de la aceleración resultante. Se presenta un descenso de la aceleración, hasta 0.57g, por unos 550 ms. Luego se presentan el contacto inicial, el pico de 4.1g de 35 ms de duración y los rebotes finales hasta quedar la persona finalmente inmóvil.

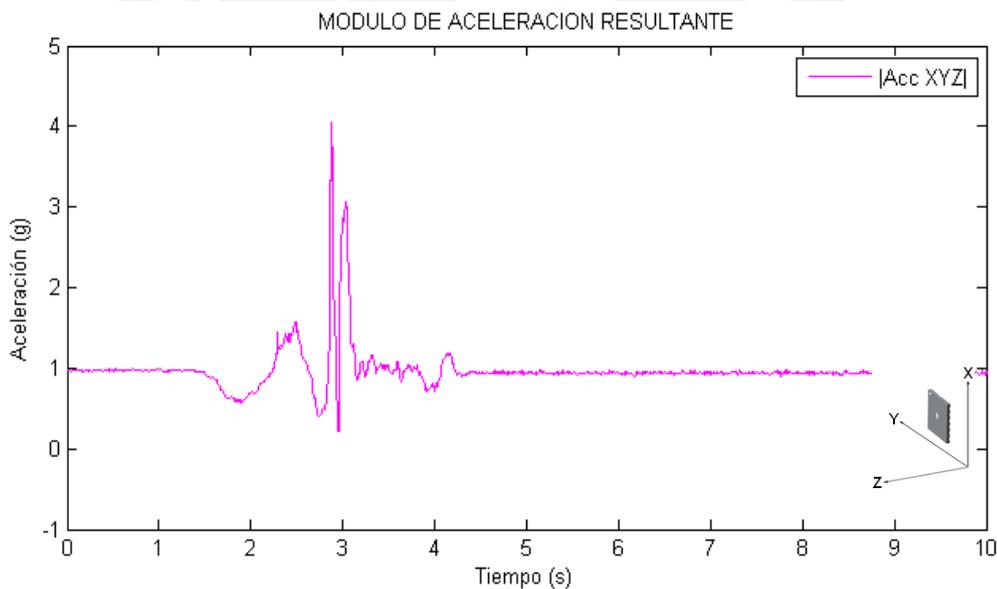


Figura 4.42 – Módulo de la aceleración resultante al caer por las escaleras
(Fuente: Elaboración propia)

4.3 ANALISIS EN FRECUENCIA

Según Izquierdo la mayoría de las actividades humanas se realizan a frecuencias en el orden de 0.3 a 3.5 Hz. Más del 90% de la potencia de aceleración está por debajo de los 10 Hz. Así, en el monitoreo de las actividades de la vida diaria los acelerómetros reportan frecuencias de 0 a 20 Hz (2008).

Sin embargo, los eventos bruscos, como son las caídas, se caracterizan por la presencia de frecuencias mayores. El objetivo de este análisis es determinar el comportamiento en frecuencia de las actividades de la vida diaria y, también, de los eventos de caída, estos últimos bajo condiciones controladas según se indicaron en la sección 4.2.

El análisis en frecuencia se realiza empleando un programa desarrollado en Matlab (ver código del programa en el Anexo F). Este programa toma como entrada los datos obtenidos en las pruebas detalladas en la sección 4.2. A continuación se muestran y analizan los resultados obtenidos.

4.3.1 Pruebas con paciente en posiciones estáticas

Todas las pruebas en posiciones estáticas arrojaron el mismo rango espectral de frecuencias. Se muestra en la Figura 4.43 el espectro de frecuencia de la aceleración resultante correspondiente a la persona de pie. La aceleración tiene como componente principal a la aceleración estática de la gravedad (frecuencia nula) y algunas componentes comparativamente menores hasta el rango de unos 3g.

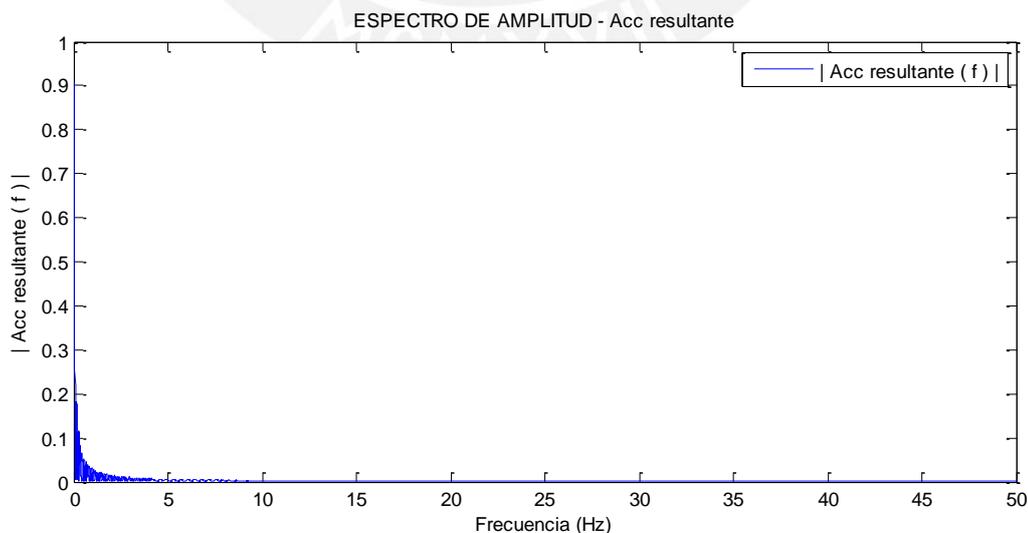


Figura 4.43 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración con el adulto mayor de pie
(Fuente: Elaboración propia)

4.3.2 Pruebas con paciente en actividades de la vida diaria

a) Caminata

El contenido espectral de frecuencias en la prueba de caminata de un adulto mayor muestra componentes de frecuencia hasta de unos 8g según se observa en la Figura 4.44. Esto comprueba que el andar de un anciano consta de movimientos suaves y lentos.

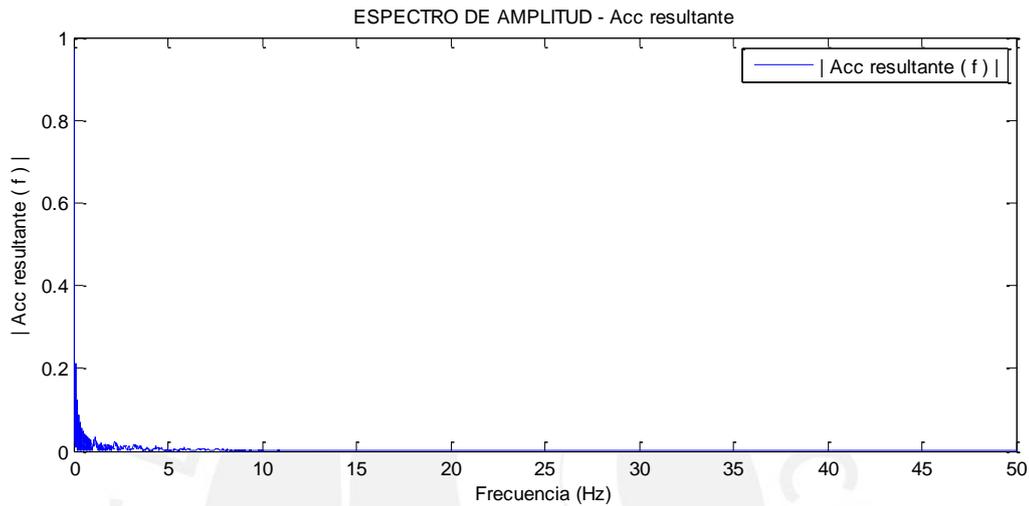


Figura 4.44 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la caminata de un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

b) Trote

En la Figura 4.45 se observa que el trote tiene una componente espectral pronunciada de 2.3 Hz y otra menor de 4.7 Hz. El contenido espectral se extiende hasta los 12g pero con magnitudes reducidas según se observa en la figura mencionada.

c) Sentarse en una silla

Esta actividad la realiza el anciano con bastante lentitud, a diferencia de un adulto mayor o una persona joven. Las componentes de frecuencia son inferiores a los 3g según la Figura 4.46.

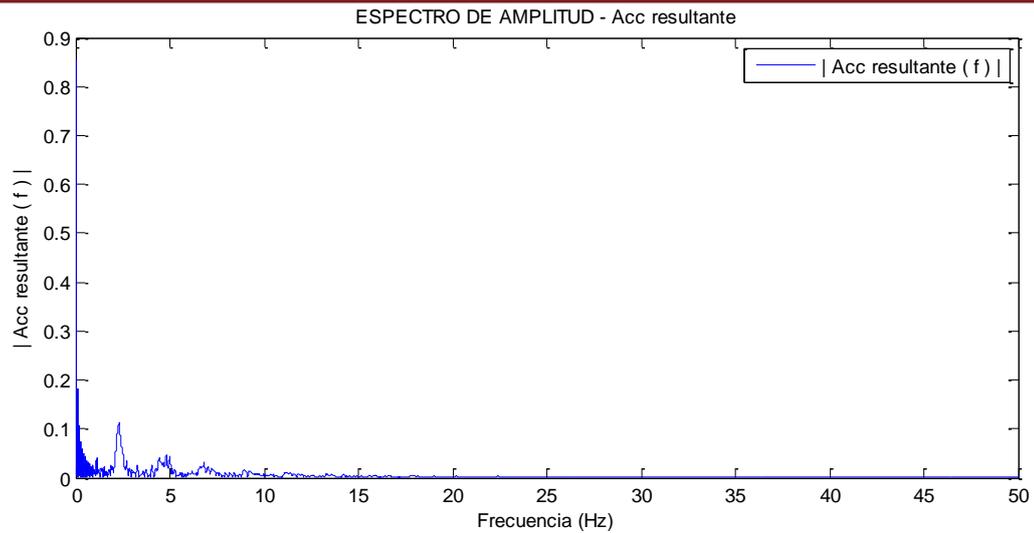


Figura 4.45 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante el trote de un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

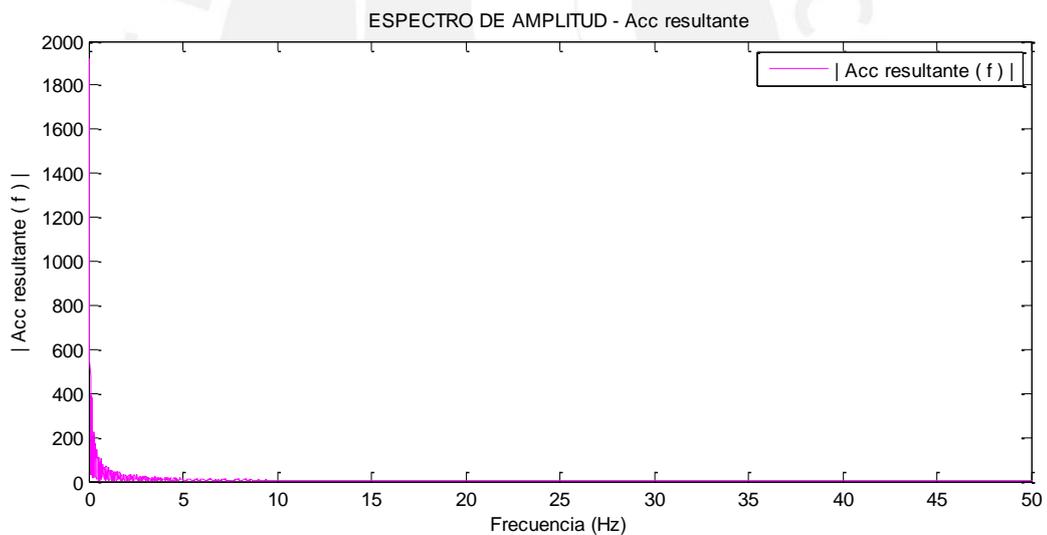


Figura 4.46 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de sentarse en una silla de un adulto mayor (Fuente: Elaboración propia)

d) Levantarse de una silla

Esta actividad también la realiza el anciano con bastante lentitud, a diferencia de un adulto mayor o una persona joven. Las componentes de frecuencia son inferiores a los 4g según la Figura 4.47.

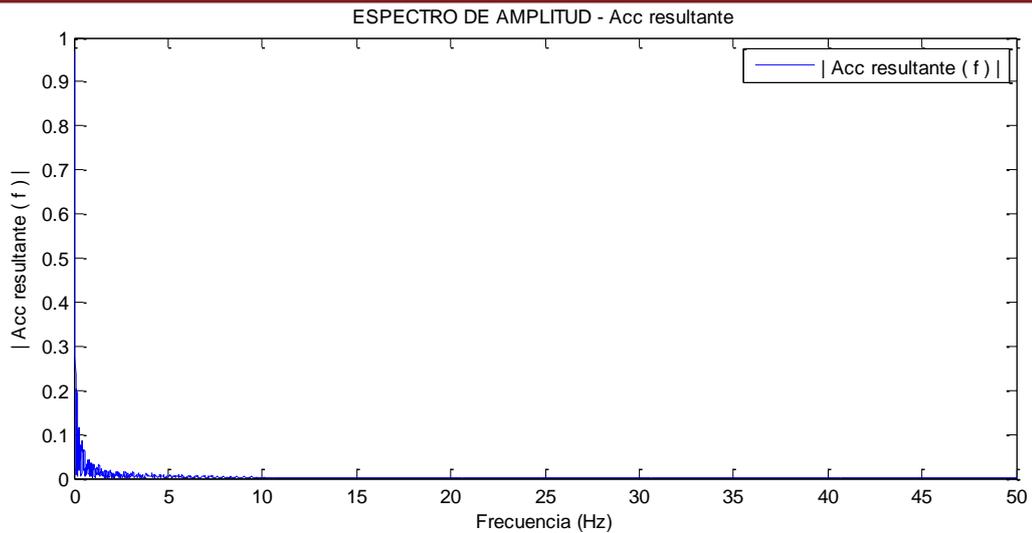


Figura 4.47 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de levantarse de una silla en un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

e) Salto alto (salto único)

Se observa en el espectro de la Figura 4.48 la presencia de componentes de frecuencia de 0 a 5 Hz e, incluso, de 5 a 12 Hz pero de menores magnitudes.

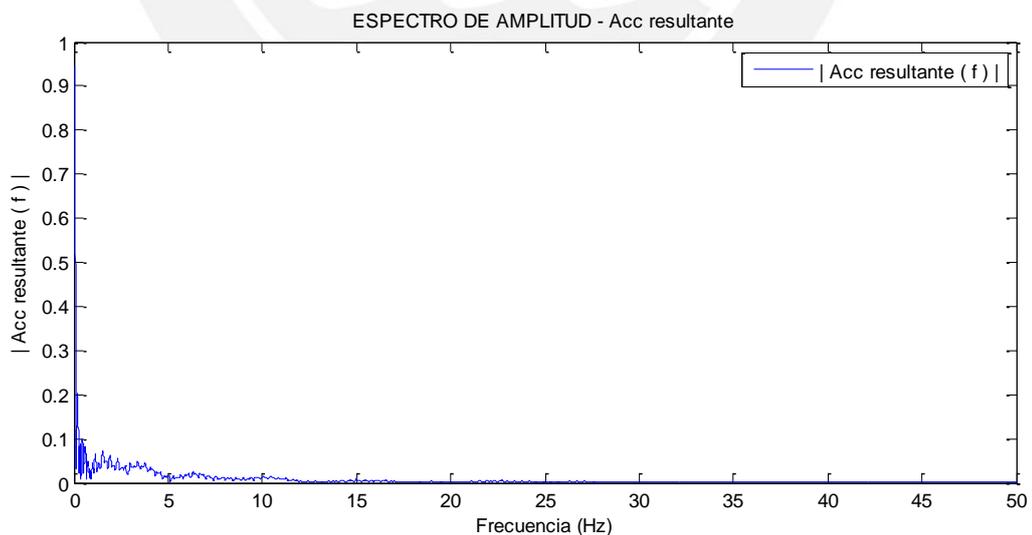


Figura 4.48 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de salto alto de un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

f) Salto alto (saltos sucesivos)

En la Figura 4.49 se observa que el contenido espectral es casi parejo en el rango de 0 a 5 Hz con componentes de menor magnitud entre los 5 y 15 Hz.

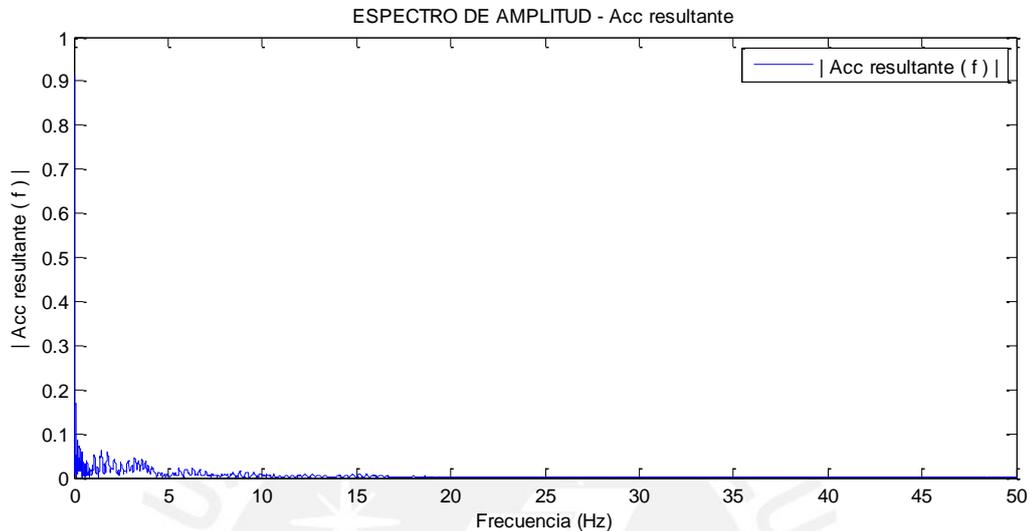


Figura 4.49 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de saltos altos sucesivos de un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

g) Golpearse la espalda con la pared

En esta prueba, según la Figura 4.50, se observan componentes de frecuencia entre 0 y 5 Hz con mayor magnitud entre 0 y 2 Hz.

h) Echarse en una cama

El contenido espectral está alrededor de 0 Hz. Se aprecian componentes entre 0 y 2 Hz según la Figura 4.51.

i) Subir por las escaleras

Esta actividad muestra un contenido de frecuencias entre 0 y 2 Hz de magnitudes reducidas según se observa en la Figura 4.52.

j) Bajar por las escaleras

Esta actividad muestra un mayor contenido espectral distribuido entre 0 y 7 Hz con magnitudes prácticamente uniformes según se muestra en la Figura 4.53.

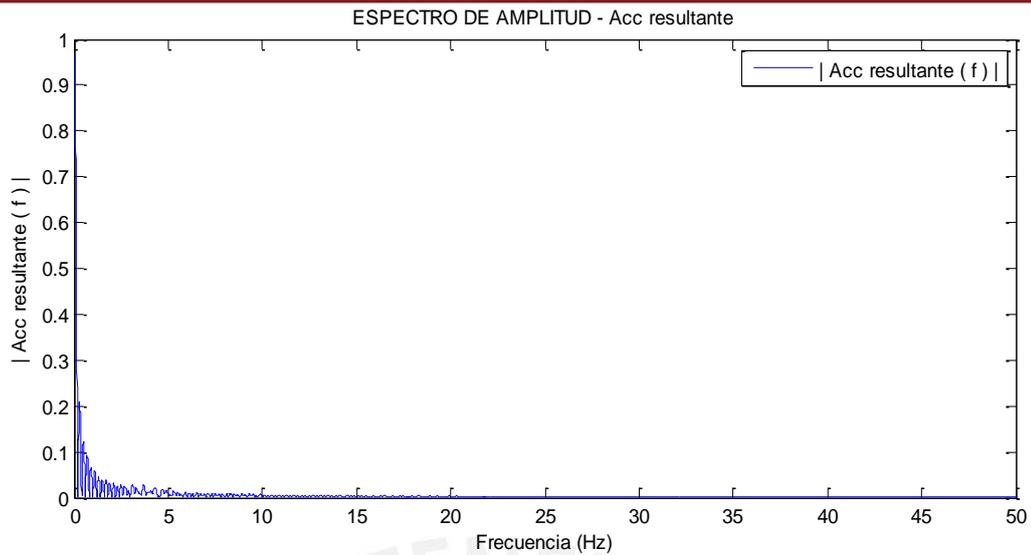


Figura 4.50 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de golpearse la espalda con la pared en un adulto mayor (Fuente: Elaboración propia)

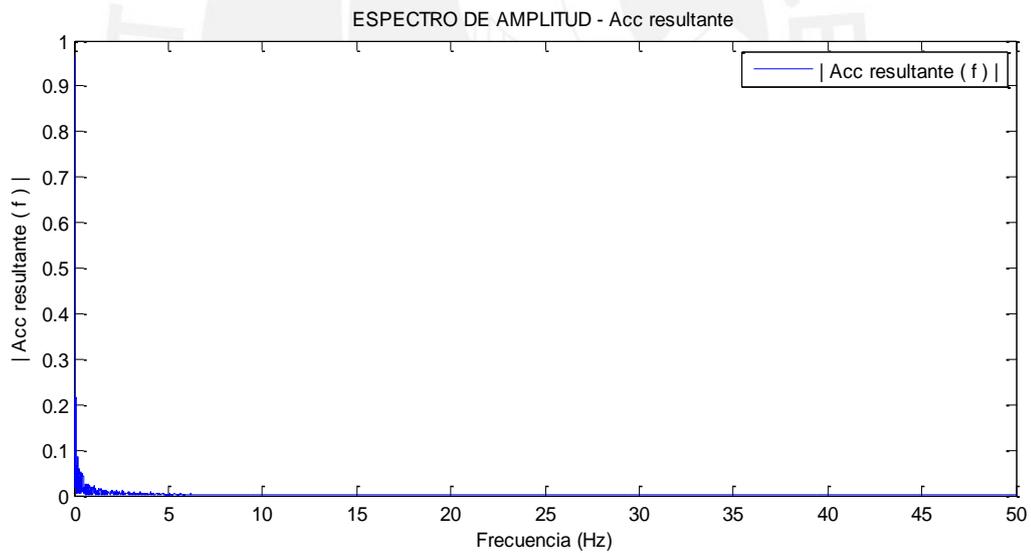


Figura 4.51 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de echarse en la cama en un adulto mayor (Fuente: Elaboración propia)

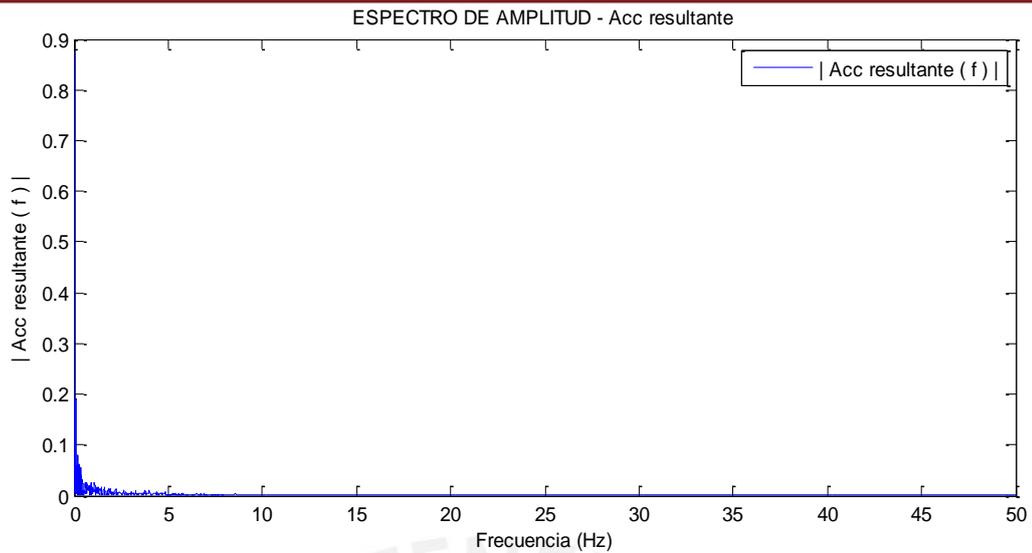


Figura 4.52 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de subir por las escaleras en un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

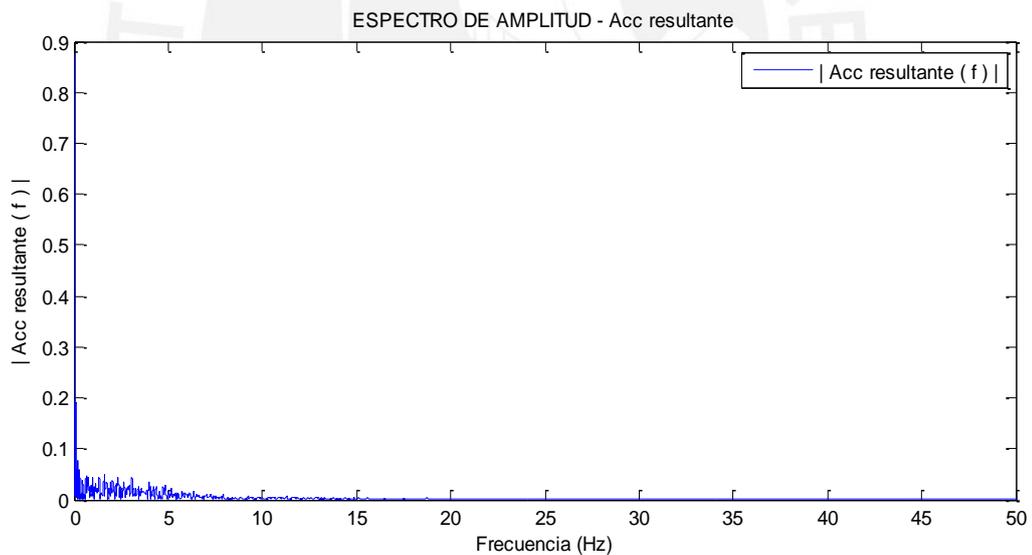


Figura 4.53 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la prueba de bajar por las escaleras en un adulto mayor
(Fuente: Elaboración propia)

4.3.3 Pruebas sin paciente en escenarios de caída

a) Caída lateral desde silla

Esta caída simulada, con empleo de colchoneta, muestra componentes de baja frecuencia hasta los 5 Hz, siendo ligeramente mayores las componentes próxima a DC, según se aprecia en la Figura 4.54.

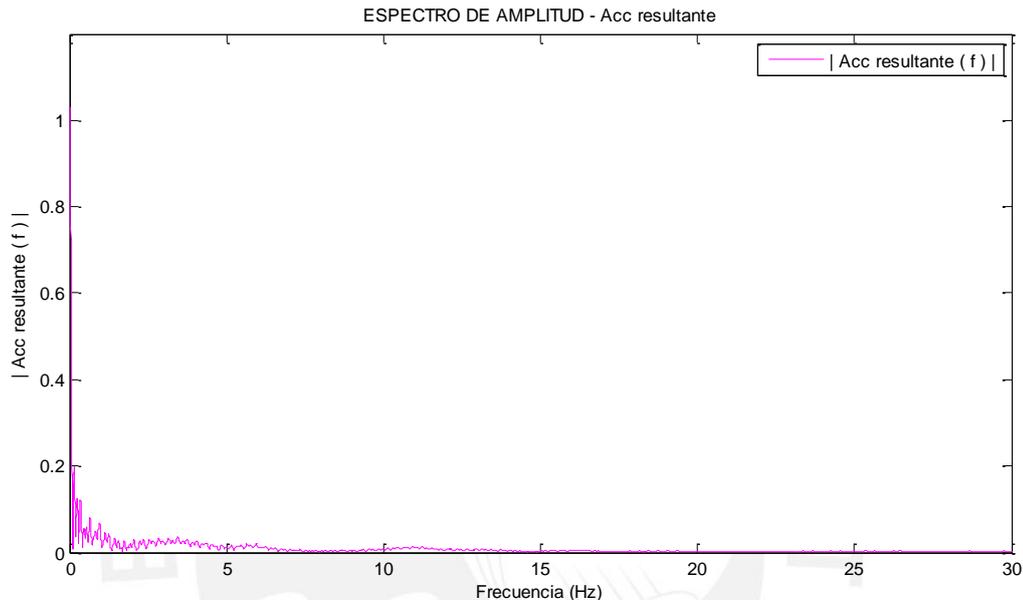


Figura 4.54 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante una caída controlada desde silla con una persona adulta
(Fuente: Elaboración propia)

b) Caer desmayado estando de pie

Esta caída controlada, empleando colchoneta, muestra un contenido espectral hasta los 2 Hz. También existen componentes de frecuencia hasta los 15 Hz pero de magnitudes comparativamente más pequeñas tal como se aprecia en la Figura 4.55.

c) Caída desde 2 m de altura

Según la Figura 4.56, el módulo de aceleración resultante muestra un contenido espectral de frecuencias hasta aproximadamente los 30 Hz. La magnitud de estas componentes decrece conforme aumenta la frecuencia.

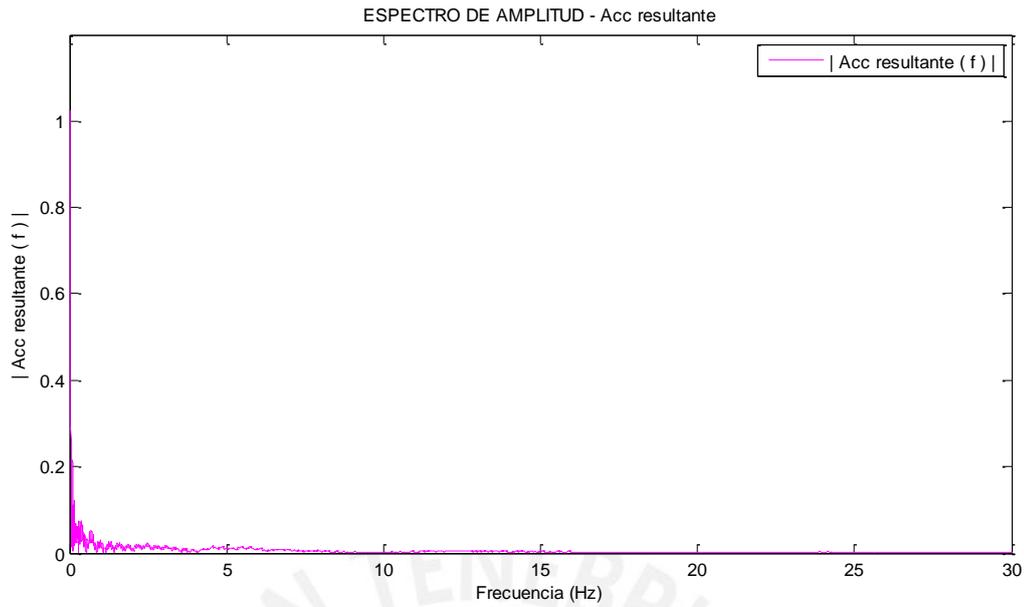


Figura 4.55 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante una caída controlada de un adulto desde una posición inicial de pie
(Fuente: Elaboración propia)

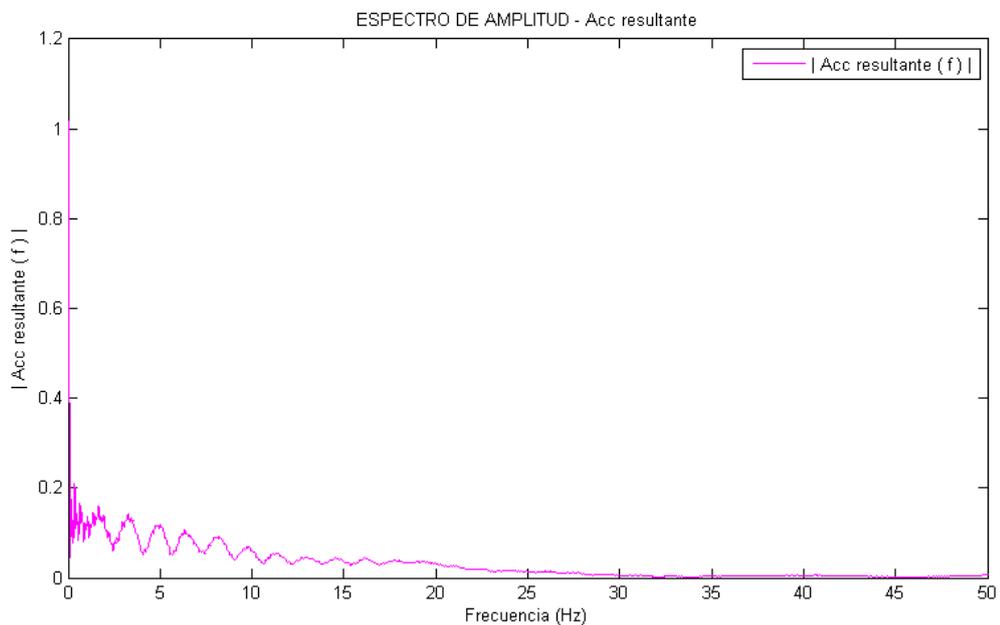


Figura 4.56 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la caída (e impacto en suelo de concreto) de un fantoma desde una altura inicial de 2 m
(Fuente: Elaboración propia)

d) Caída por escalera

El módulo de aceleración resultante muestra un contenido espectral de frecuencias hasta aproximadamente los 50 Hz. Según se observa en la Figura 4.57, las componentes a partir de los 18 Hz son de menor magnitud que las de 0 a 18 Hz.

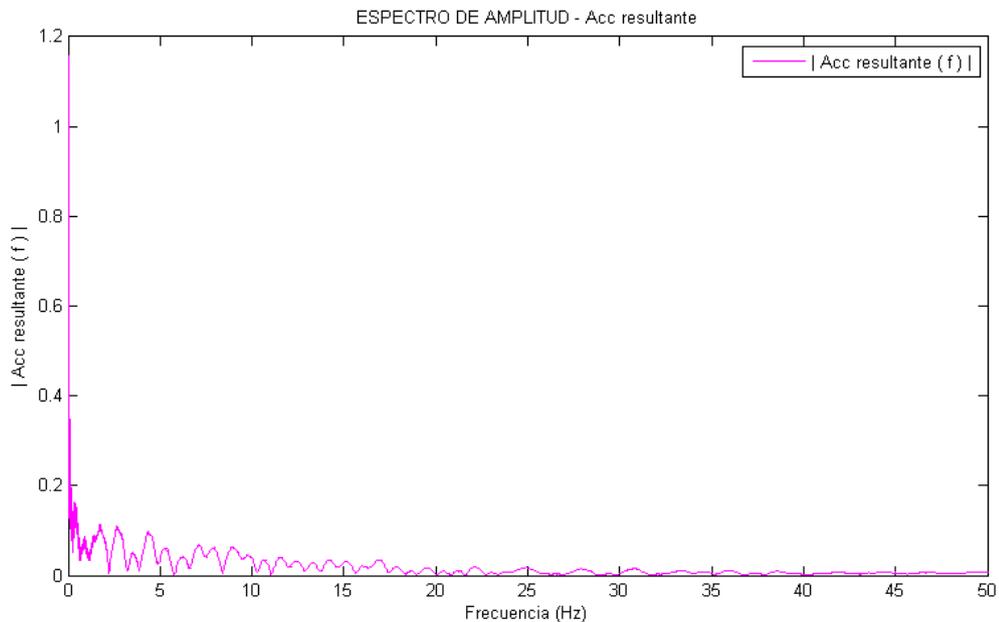


Figura 4.57 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante la caída por escalera de un fantoma
(Fuente: Elaboración propia)

e) Caída de espaldas

El módulo de aceleración resultante muestra un contenido espectral de frecuencias hasta aproximadamente los 4 Hz. Según se observa en la Figura 4.58, también existen componentes más reducidas entre los 4 y los 10 Hz. La mayor potencia de la aceleración se concentra en frecuencias bajas próximas a DC.

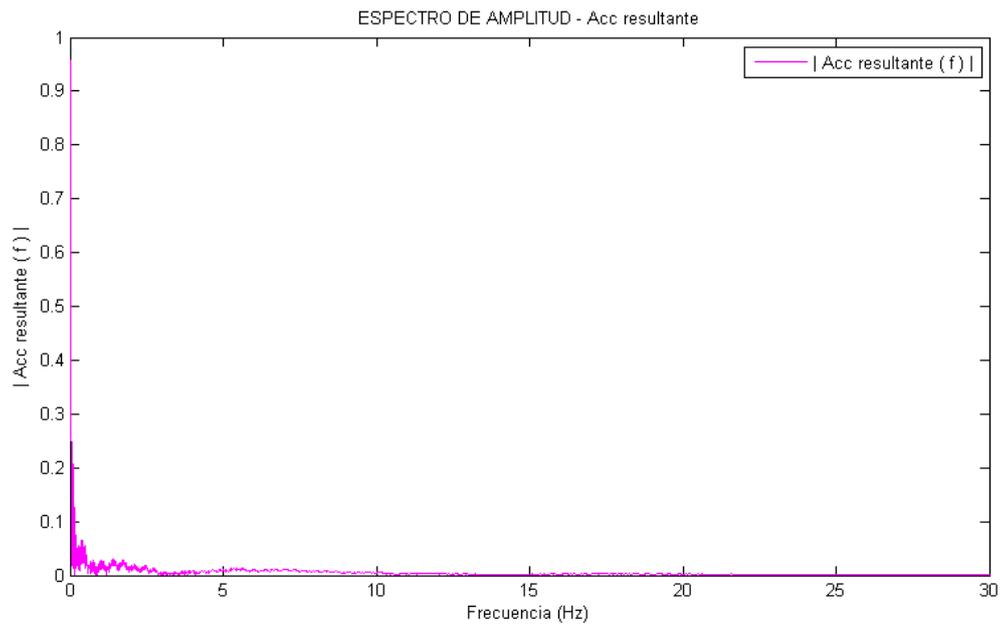


Figura 4.58 – Espectro de frecuencia del módulo de aceleración resultante durante una caída controlada de espaldas de una persona adulta empleando colchoneta
(Fuente: Elaboración propia)

4.4 PRUEBAS Y RESULTADOS DEL SISTEMA COMPLETO

Las pruebas por componentes realizadas y detalladas en las tres secciones anteriores de este capítulo comprueban la operatividad del sistema para detectar caídas y generar alertas hacia un teléfono celular vía un mensaje corto de texto, SMS.

Se debe tener presente que la efectividad en detectar caídas depende de una serie de factores tales como:

- Estatura y peso de la persona. La estatura eleva la posición del centro de masa e incrementa la energía potencial del cuerpo y, por tanto, la fuerza de impacto es mayor. Igualmente si el peso es mayor también se incrementa la fuerza de impacto. A mayor fuerza de impacto, mejora su detección.
- Tipo de caída. La fuerza de impacto puede amortiguarse al reducirse la energía potencial inicial del cuerpo durante la caída; por ejemplo, al tocar o apoyarse sobre superficies o caer desvaneciéndose sobre uno mismo, verticalmente.
- Tipo de suelo. Si el suelo es liso y duro, la fuerza de impacto será mayor. En cambio, un suelo no duro, amortiguará el impacto y, por lo tanto, la detección de la caída puede no ser tan efectiva.

Estos factores determinan la configuración del umbral del pico de aceleración que define un evento como caída o no.

Según las pruebas realizadas, las actividades de la vida diaria tienen como pico de aceleración un valor de 5g (correspondiente a la actividad de saltos sucesivos). Este valor (más un margen de guarda) se podría considerar como umbral para detección de caídas. Sin embargo, la prueba de caída desde una posición inicial de pie reporta un pico de aceleración de 5.1g. Se presenta, aparentemente, una incertidumbre en la definición del umbral de aceleración.

Tomando en cuenta que las pruebas de caída se realizaron bajo condiciones controladas con el empleo de colchoneta, se puede considerar que el valor pico de 5.1g de la prueba de caída, desde una posición inicial de pie, en realidad es mayor para una situación real de caída repentina en pisos típicamente de concreto.

Dado el tipo de pacientes involucrados, estos valores son imposibles de verificar; queda solamente asumir el umbral de aceleración en base a las pruebas realizadas e información de las fuentes consultadas.

Parámetros que definen un evento de caída

a) Pico de aceleración

El pico de aceleración medido durante el impacto en una caída debe ser mayor al umbral definido y configurado en el programa que corre en el microcontrolador ATMEGA88 encargado de leer la aceleración a través del acelerómetro ADXL345.

El umbral de aceleración pico definido es de 4g.

b) Duración del pico de aceleración

La duración del pico de aceleración debe ser inferior a los 100 ms. Este parámetro se configura, también, en el programa que corre en el microcontrolador ATMEGA88.

La configuración, o modificación, de estos parámetros se realizan editando el código fuente de la aplicación y luego procediendo a su grabación en la memoria del microcontrolador. El usuario no tiene ninguna forma directa de realizarlo.

Generación de alarma y envío de alerta

La generación de alarmas (auditivas y visuales) se realiza al cumplirse las dos condiciones anteriores: pico de aceleración y duración de la misma.

La alerta se genera junto con la alarma y se envía mediante SMS a un teléfono destino previamente configurado en el código fuente que corre en el microcontrolador. La alerta se puede enviar con destino a varios teléfonos.

Configuración de los teléfonos celulares

El sistema de detección de caídas emplea dos teléfonos celulares (según se explicó en el párrafo 3.2), denominados como teléfono celular local y teléfono celular remoto.

a) Teléfono celular local

- Debe estar próximo o en ambientes contiguos que frecuenta la persona adulta mayor.
- Debe contar con batería plenamente cargada con una duración mínima de 24 horas.
- Debe tener la capacidad de comunicación Bluetooth habilitada y visible para cualquier otro dispositivo.
- Debe contar con el servicio habilitado de SMS y con saldo disponible para hacer uso del mismo a cualquier operador de telecomunicaciones.
- No se requiere un equipo sofisticado y costoso.

- b) Teléfono celular remoto
- Pueden ser varios teléfonos, hasta un máximo de tres.
 - Deben portarlos los usuarios que recibirán las alertas en caso de eventos de caídas.
 - Deben estar siempre encendidos, con la batería plenamente cargada y con duración mínima de 24 horas.
 - Debe contar con el servicio habilitado de SMS.
 - Debe tener servicio de voz a cualquier operadora y con saldo disponible para efectuar llamadas en caso de emergencia. Debe incluirse en la agenda telefónica números de emergencia y de familiares cercanos al adulto mayor.
 - Los usuarios de estos teléfonos deben estar informados e instruidos acerca de las acciones a realizar en caso reciban un SMS correspondiente a un evento de caída.

Pruebas realizadas

Las pruebas finales consistieron en verificar la recepción de mensajes cortos de texto en algunas actividades comunes de la vida diaria (similares a caídas) y, también, en algunos tipos de caídas típicas.

Las pruebas se realizaron bajo condiciones controladas con una persona adulta, varón de 44 años con masa de 82 Kg y estatura de 1.78 m, sin colchoneta. Cada evento se repitió diez veces. La ubicación del sensor y circuito electrónico es en la parte delantera del tronco, como en las pruebas descritas en las secciones previas de este capítulo. Se emplearon dos teléfonos celulares. Uno local conectado mediante Bluetooth con el circuito electrónico y encargado de recibir la alarma de caída y lanzar la alerta vía SMS por la red pública de telefonía celular. El otro teléfono es remoto y cumple la función de recibir la alerta tal que el usuario del mismo tome las acciones del caso. Para las pruebas, ambos teléfonos se encuentran próximos entre sí. El teléfono local es con plan postpago de Movistar y el remoto es con plan prepago de Claro.

Se investigó la efectividad del sistema para diferentes valores del umbral de aceleración pico. En las tablas 4.7, 4.8 y 4.9 se muestran los resultados obtenidos en cada caso.

La sensibilidad y especificidad del sistema de detección de caídas se pueden determinar de la siguiente manera:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{Caídas detectadas}}{\text{Total de caídas verdaderas}} = \frac{VP}{VP + FN}$$

$$\text{Especificidad} = \frac{\text{AVD detectadas}}{\text{Total de AVD}} = \frac{VN}{VN + FP}$$

Tabla 4.7 – Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto (Umbral de impacto = 4g)

EVENTO	Falso positivo	Verdadero positivo	Falso negativo	Verdadero negativo
Caída lateral desde silla		10	0	
Caer desmayado de costado estando de pie		10	0	
Sentarse en silla	0			10
Salto alto – varios	7			3
Echarse en la cama	0			10

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.8 – Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto (Umbral de impacto = 5g)

EVENTO	Falso positivo	Verdadero positivo	Falso negativo	Verdadero negativo
Caída lateral desde silla		8	2	
Caer desmayado de costado estando de pie		9	1	
Sentarse en silla	0			10
Salto alto – varios	0			10
Echarse en la cama	0			10

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.9 – Resultados obtenidos para el sistema en su conjunto (Umbral de impacto = 6g)

EVENTO	Falso positivo	Verdadero positivo	Falso negativo	Verdadero negativo
Caída lateral desde silla		6	4	
Caer desmayado de costado estando de pie		9	1	
Sentarse en silla	0			10
Salto alto – varios	0			10
Echarse en la cama	0			10

Fuente: Elaboración propia

Con los resultados mostrados en la tablas 4.7, 4.8 y 4.9 se obtienen los resultados mostrados en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10 – Resultados de sensibilidad y especificidad del sistema de detección de caídas

UMBRAL DE IMPACTO	Sensibilidad	Especificidad
4g	1	0.77
5g	0.85	1
6g	0.75	1

Fuente: Elaboración propia

Estos resultados demuestran que cuando el umbral de impacto está fijado a 4g el sistema detecta como eventos de caídas un 100% de todos los eventos que son efectivamente caídas, pero a la vez solo descarta un 77% de los eventos que no son caídas.

Cuando el umbral de impacto está fijado a 5g el sistema detecta como eventos de caídas un 85% de todos los eventos que son efectivamente caídas y descarta el 100% de todos los eventos que no son caídas.

Cuando el umbral de impacto está fijado a 6g el sistema detecta como eventos de caídas un 75% de todos los eventos que son efectivamente caídas y descarta el 100% de todos los eventos que no son caídas.

Considerando que la finalidad del sistema es detectar y alertar de eventos de caídas, el umbral de impacto más adecuado es de 4g ya que garantiza la detección de todos los eventos de caída. Detectar algunas actividades de la vida diaria como caídas no es relevante y se puede tolerar. Umbrales de 5g y 6g reducen la sensibilidad del sistema y, por tanto, no son recomendables pues existirían situaciones de caídas no detectadas.

CONCLUSIONES

- a) Los adultos mayores están aquejados por una compleja problemática derivada de aspectos sociales, políticos y económicos que afectan seriamente su estado de salud física y emocionalmente. Es un grupo etario sumamente vulnerable que requiere una atención especial, el uso de la tecnología es de gran ayuda.
- b) Las caídas en los adultos mayores pueden tener consecuencias muy graves debido a la fragilidad de su sistema óseo y otros aspectos como el tipo caída, el tipo de suelo y la falta de un elemento amortiguador. El efecto más temido es la fractura de cadera. Si la caída no es atendida inmediatamente, las consecuencias se agravan pudiendo ocasionar incluso la muerte de la persona.
- c) Existen en el mercado internacional diversas investigaciones, e incluso sistemas comerciales, para la detección de caídas, sin embargo no se emplean masivamente en nuestro medio.
- d) Según los resultados mostrados en el capítulo 4, el sistema propuesto está concluido en sus etapas de adquisición de datos y detección de caídas, trabajando estas dos etapas de forma satisfactoria. Así mismo, esta operativa la etapa de generación y envío de alertas por la red celular mediante mensajes cortos de texto (SMS) que indican en forma precisa el evento de caída ocurrido. Es decir, el sistema desarrollado cumple sus funciones primordiales.
- e) Según el diseño e implementación realizados, detallados en los capítulos 3 y 4, es completamente factible en nuestro medio desarrollar sistemas electrónicos portátiles con características imprescindibles como bajo peso, tamaño reducido, funcionamiento a baterías y comunicación inalámbrica.
- f) El desarrollo de sistemas electrónicos de detección de caídas, y en general de dispositivos de uso médico portátil, requieren la aplicación de estándares y recomendaciones internacionales de diseño y fabricación de tal modo que sean competitivos. Al respecto, se tiene experiencia en la parte electrónica e informática, pero se adolece en otros aspectos de suma importancia como los detallados por la FDA (FDA 2014) y que son necesarios dominarlos para crear una industria

competitiva. Por otra parte, la industria de fabricación de equipos biomédicos requiere la implementación de una serie de certificaciones de gestión y calidad. Al respecto, en nuestro medio, las empresas del rubro biomédico se dedican a la comercialización y mantenimiento. El desarrollo de equipos biomédicos está confinado a algunas instituciones académicas y se realizan bajo condiciones de laboratorio.

- g) El algoritmo de detección de caídas distingue y alerta con una sensibilidad del 100% los eventos de caídas producidos según se detalla en la sección 4.4. Así mismo, descarta como caídas el 77% de todos los eventos correspondientes a actividades de la vida diaria. Es decir, tiene una alta especificidad.
- h) En la detección de caídas de ancianos, una alta sensibilidad es más importante que una alta especificidad ya que es crítico detectar todos los eventos de caídas. Detectar como caída una actividad de la vida diaria no implica riesgo para la persona adulta.
- i) En base a los resultados obtenidos y sustentados en las secciones 4.2 y 4.4 se pueden detectar caídas en personas de la tercera edad mediante la técnica de detección de umbrales en los picos de aceleración ocurridos durante los impactos al llegar la persona al suelo. La confiabilidad de esta técnica es muy alta según se detalló en los párrafos f) y g).
- j) Según las pruebas realizadas y mostradas en el capítulo 4, el sistema de generación y envío de alertas trabaja satisfactoriamente enviando las alertas, tan pronto ocurra el evento de caída, a cualquier teléfono celular de la red GSM de telefonía pública mediante mensajes cortos de texto (SMS) a números pre-configurados en el programa del procesador ATMEGA88.
- k) Según los resultados obtenidos en el capítulo 4, la ubicación del sensor en la parte frontal del tórax logra una óptima captación de la posición y movimientos de la persona. Esta conclusión se corrobora con los resultados de Doughty et al [2000], Hwang et al [2004] y Noury et al [2003].
- l) Las caídas se caracterizan por grandes picos de aceleraciones, del orden de los 20g y las actividades de la vida diaria se caracterizan por picos de aceleración bajos

alrededor de los 3g para las actividades más dinámicas como saltar, según se muestra en las secciones 3.4 y 4.2. Esto comprueba que los movimientos de los ancianos se caracterizan por su lentitud y ausencia de cambios bruscos. Esta última afirmación también se evidencia en los resultados de la sección 4.3 en la que se puede observar componentes de frecuencia próximas a DC para las actividades de la vida diaria.

- m) El sistema de detección de caídas propuesto, aplicados a personas de la tercera edad, es de bajo costo dado que actualmente los dispositivos electrónicos son muy económicos. Su costo aproximado es de unos US \$ 60.00.
- n) El sistema propuesto no sacrifica calidad pues, tal como se detalla en los capítulos 2 y 3, se toma en cuenta y se cumple con las consideraciones de diseño para dispositivos médicos portátiles y de uso en el hogar (FDA 2014) lográndose un equipo robusto y confiable.
- o) El sistema propuesto brinda tranquilidad a los familiares respecto al estado del paciente pues el monitoreo es permanente y confiable.

RECOMENDACIONES Y DESARROLLO FUTURO

- a) Se requiere mayor investigación para establecer las diferencias entre caídas colchonetas y caídas sobre superficies duras. Esto incluye realizar pruebas de caídas sobre distintas superficies reales comunes para determinar las diferencias de aceleraciones picos experimentados. También, es importante determinar las influencias del perfil de las personas (es decir, peso, estatura, edad) y el tipo de caída.
- b) Se requiere disponer de fantomas antropométricos para la realización de las pruebas de caídas. Este tipo de pruebas son algo complejas de realizar debido a la dificultad de reproducir los movimientos propios de una caída. Se requiere mayor investigación al respecto y ver el uso de simuladores.
- c) Se puede incorporar al detector de caídas un modem GSM para monitorear la movilidad con envío de mensajes SMS. Esto permite no solo detectar la caída sino la ubicación de la persona.
- d) Se puede extender el sistema para identificar patrones y causas que puedan conducir a caídas debido a diversas patologías. Para ello, el sistema electrónico con el sensor de aceleración debe monitorear constantemente los movimientos de la persona.
- e) El trabajo desarrollado demuestra la factibilidad de emplear los acelerómetros del tipo MEMS para otro tipo de aplicaciones. Se cuenta con la experiencia necesaria. Las posibles aplicaciones son:
- Detección de caídas usando el acelerómetro incorporado en algunos modelos de teléfonos móviles.
 - Detección de accidentes automovilísticos.
 - Incorporación de GPS en los sistemas de detección de caídas o impacto.
 - Monitoreo de pacientes con temblores.
 - Pedómetros y plataformas de análisis de fuerzas, aceleraciones y velocidades.
 - Prótesis neuromusculares basadas en MEMS.

- f) El sistema puede ser ampliado y mejorado mediante el registro de la actividad del paciente en una base de datos para efectos de seguimiento y monitoreo de la evolución de movimientos en determinadas patologías.
- g) El sistema puede ser mejorado mediante la incorporación de una estación central de telemonitoreo que alerte a los servicios de emergencia o médicos así como a los miembros de la familia en caso de caídas. Esto se puede aplicar también al caso de detección de accidentes automovilísticos.
- h) En el desarrollo de dispositivos biomédicos se recomienda seguir las recomendaciones de diseño, regulaciones y estándares aplicables y no solo centrarse en los aspectos de hardware y software.
- i) Se recomienda equipos multidisciplinarios que incorporen profesionales de ingeniería (mecánica, biomédica, electrónica, telecomunicaciones, sistemas) así como profesionales de salud y de gestión de tal forma que se cubra todos los aspectos posibles en el desarrollo de equipos biomédicos.
- j) Se recomienda promover a nivel de pregrado y postgrado el desarrollo de sistemas biomédicos aplicados a personas de la tercera edad y que, a la vez, sirvan de base para el futuro desarrollo de industrias locales dedicadas a la fabricación de dispositivos biomédicos.

FUENTES

ABBATE, Stefano y otros

2010 "Monitoring of human movements for fall detection and activities recognition in elderly care using wireless sensor network: a survey". En KHENG TAN, Yen. *Wireless Sensor Networks: Application – Centroc Design*. Croatia: InTech.

ALBURQUEQUE, Francisco

2010 *Fundamentos de fisioterapia*. Material de enseñanza. Salamanca: Universidad de Salamanca, Area de Fisioterapia. Consulta: 20 de mayo de 2010.
<<http://www.fisiofundamental.com>>

ANALOG DEVICES, Inc.

2009 *3-Axis, $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$ Digital Accelerometer ADXL345* [hoja de datos técnicos]. Cambridge. Consulta: 20 de diciembre de 2010.
<<http://www.analog.com/static/imported-files/data-sheets/ADXL345.pdf>>

ANALOG DEVICES, Inc.

2014 *Quality Certificates*. Cambridge. Consulta: 18 de agosto de 2014.
< <http://www.analog.com/en/content/quality-certificates/fca.html>>

ARANGO, Victoria

2002 "Polifarmacia en el anciano". Revista Universitaria Médica de la Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá. Volumen 43, número 1. Consulta: 12 de marzo de 2011.
< http://bvs.sld.cu/revistas/act/vol10_2002/act08102.htm>

ANDREJASIC, Matej

2008 MEMS Accelerometers. Seminar, University of Ljubljana, 2008. Consulta: 20 de enero de 2011.
<http://mafija.fmf.uni-lj.si/seminar/files/2007_2008/MEMS_accelerometers-koncna.pdf>

ATMEL Corporation

2009a *Microcontrolador ATmega88* [hoja de datos técnicos]. San Jose. Consulta: 20 de enero de 2011.
<<http://www.atmel.com/Images/2545S.pdf>>

ATMEL Corporation

2009b *AVR 8-BIT Microcontrollers. AVR32 32-bit Microcontrollers and Application Processors. Quick Reference Guide* [diapositivas]. San Jose. Consulta: 14 de mayo de 2011.

<<http://www.atmel.com/images/doc4064.pdf>>

ATMEL Corporation

2014 *Atmel ISO/TS Certificates*. San Jose. Consulta: 18 de agosto de 2014.

<<http://www.atmel.com/about/quality/certificates.aspx>>

BARRETT, Steven y Daniel J. PACK

2007 *Atmel AVR Microcontroller Primer: Programming and Interfacing*. San Fran. Morgan & Claypool Publishers.

BLUETOOTH SPECIAL INTEREST GROUP

2010 "Adopted Bluetooth Profiles, Services, Protocols and Transports". Hojas técnicas. Bluetooth SIG. Consulta: 12 de mayo de 2011.

<www.bluetooth.org>

BOURKE, A. K. y otros.

2007 "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometers fall detection algorithm. Gait and Posture". *U.S. National Library of Medicine - National Institutes of Health*. Volumen 26, número 2, pp.:194-199. Consulta: 30 de junio de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17101272>>

BRICKHOUSE ALERT

2010 *BrickHouse Alert Home* [hojas de datos técnico/comerciales]. Massachusetts.

Consulta: 28 de setiembre de 2010.

<<http://www.brickhousealert.com/personal-emergency-medical-alarm.html>>

CARTIER, Luis

2002 "Caída y alteraciones de la marcha en los adultos mayores". *Revista Médica de Chile*. Santiago, volumen 130, número 3.

CHANG, Wen-Ruey y otros

2002 *Measuring Slipperiness: Human Locomotion and Surface Factors*. London: CRC Press.

CHAPMAN, A. E.

2008 *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements*. Illinois: Human Kinetics.

CHEN, Jay y otros

2005 "Wearable sensors for reliable fall detection". *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Shanghai.

CLIFFORD, Michelle

2006 "Detecting Freefall with Low-G Accelerometers". Applitation Note AN3151. Freescale Semiconductor. Consulta: 21 de mayo de 2011.
< http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN3151.pdf?fsrch=1&sr=1>

COBO, Pedro

2009 *Contaminación acústica y niveles límites de ruido* [diapositivas]. Madrid: Instituto de Acústica – CSIC. Consulta: 12 de julio de 2010.

COGVIS

2010 *The MuBisA Project*. Hojas técnicas. MUBISA. Consulta: 23 de setiembre de 2011.
<<http://www.cogvis.at/mubisa/index.html>>

CONGRESO DE LA REPUBLICA DEL PERU

2006 Ley 28803. *Ley de las Personas Adultas Mayores*. 19 de julio.

DELLOCH

2010 "Mechanical Performance". Hojas técnicas. *Delloch*. Consulta: 24 de diciembre de 2011.
<<http://www.delloch.com/clinical/mechanical>>

DELLOCH

2011 *Hip Protection*. Hojas técnicas. Tauranga: Delloch. Consulta: 20 de abril de 2011.
<<http://www.delloch.com>>

DIAZ A. y otros

2004 "Preliminary evaluation of a full-time falling monitor for the elderly". *Proceedings of the 26th anual international conference of the IEEE-EMBS*. Volumen 1, pp. 2180-2183. Consulta: 12 de marzo de 2011.

<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1403637&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1403637>

DOUGHTY, K., R. LEWIS y A. McIntOSH

2000 "The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare". *Journal of Telemedicine and Telecare*. Volumen 6, número Supplement 1, pp. S150-154. Consulta: 28 de enero de 2011.

<http://jtt.rsmjournals.com/content/6/suppl_1/150.abstract>

ECHEVARRÍA, Gerardo

2010 *Ejes, planos y cavidades* [diapositivas]. Material de enseñanza. Consulta: 12 de agosto de 2011.

<<http://funcion-incorregivle.blogspot.com/2010/02/ejesplanos-y.html>>

ESCALONA, Yasania y Héctor RAMOS

2008 *Aplicación para el control de comunicaciones en auditorios por medio de teléfonos celulares en redes Bluetooth*. Tesis para obtener el título de Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica. México, D.F.: Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Consulta: 8 de mayo de 2010.

<[http://itzamna.bnct.ipn.mx:8080/dspace/bitstream/123456789/5482/1/APLICACION CONTROL.pdf](http://itzamna.bnct.ipn.mx:8080/dspace/bitstream/123456789/5482/1/APLICACION_CONTROL.pdf)>

EZURIO Limited

2006 *AT COMMAND SET. 2006* [hoja de datos técnicos]. Delaware. Consulta: 10 de diciembre de 2010.

<<http://es.scribd.com/doc/82042970/BISM2-Surface-Mount-at-Command-Set-Software-Download>>

EZURIO Limited

2007 *Long Range Bluetooth Serial Module – BTM402* [Hoja de datos técnicos]. Delaware. Consulta 24 de diciembre de 2010.

<<http://www.farnell.com/datasheets/8183.pdf>>

FDA

2014 *Design Considerations for Devices Intended for Home Use. Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff*. Consulta: 19 de agosto de 2014.

<<http://www.fda.gov/downloads/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/UCM331681.pdf>>

FISHER, Christopher .J.

2010 "Using Accelerometer for Inclination Sensing". Application Note AN-1057. Analog Devices. Consulta: 29 de enero de 2010.

<http://www.analog.com/static/imported-files/application_notes/AN-1057.pdf>

FISIOKINESITERAPIA

2010 *Biomecánica humana*. Material de enseñanza. Consulta: 20 de abril de 2011.

<www.fisiokinesiterapia.biz>

FUCCI, Sergio, Mario BENIGNI y Vittorio FORNASARI

1998 *Biomecánica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular*.

Traducción de Pedro Galilea. Tercera edición. Madrid: Harcourt Brace.

FULLER, Lynn y Ivan PUCHADES

2010 "MEMS Accelerometer Laboratory". Rochester Institute of Technology. Rochester. Consulta: 24 de noviembre de 2010.

<<http://people.rit.edu/lffeee>>

GAC ESPINOLA, Homero

2000 "Caídas en el adulto mayor". *Boletín de la Escuela de Medicina de la Pontificia Universidad Católica de Chile*. Santiago, volumen 29, número 1. Consulta: 26 de abril de 2011.

<<http://medicina.uc.cl/vision-geriatria/caidas>>

GALVEZ, Miguel y otros

2010 "Correlación del Test "Get Up And Go" con el Test de Tinetti en la evaluación del riesgo de caídas en los adultos mayores". *Revista ACTA MEDICA PERUANA*. Lima. Consulta: 18 de agosto de 2014.

<http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/acta_medica/2010_n1/pdf/a02vol27n1.pdf>

GONGORA, Ledia y otros

2003 "Articulación de la rodilla y su mecánica articular". *MEDISAN*. Santiago de Cuba, volumen 7, número 2, pp. 100-109. Consulta: 21 de junio de 2010.

<http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm>

GROEN, B. E., V. WEERDESTEYN y J. Duysens

2008 “The relation between hip impact velocity and hip impact force differs between sideways fall techniques”. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Volumen 18, número 2, pp. 228-234. Consulta: 20 de mayo de 2011.
< <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>>

GUZMAN, Rodrigo

2010 “Estudio para evitar caídas en adultos mayores”. BuenaSalud. Santiago. Consulta: 23 de octubre de 2010.
<<http://www.revistabuenasalud.cl/estudio-para-evitar-caidas-en-adultos-mayores>>

GWIRE, Sergio N. y otros

2010 “Sistema de análisis de traslación humana usando un acelerómetro”. Ponencia presentada en el I Congreso de Microelectrónica Aplicada. Matanza. Consulta: 24 de febrero de 2011.
<www.lacie-unlam.org/uea2010/trabajos/uea2010_submission_29.pdf>

HUIDOBRO, José Manuel

2002 *Bluetooth. Estándar para la conexión sin cables*. Material de enseñanza. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid. Consulta: 12 de agosto de 2011.
<<http://monografias.com/trabajos11/blue/blue.shtml>>

HWANG, J. y otros

2004 “Development of novel algorithm and real time monitoring ambulatory system using Bluetooth module for fall detection in the elderly”. *IEEE PLORE Digital Library*. Volumen 1, pp. 2204-2207. Consulta: 23 de setiembre de 2010.
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1403643&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1403643>

INEI

2001 “Perú: Estimaciones y Proyecciones de la Población, 1995-2050”. *Boletín de Análisis Demográfico N° 35*. Lima. Consulta: 24 de junio de 2011.
<<http://www1.inei.gob.pe/biblioineipub/bancopub/Est/Lib0466/Libro.pdf>>

INEI

2007 Censos Nacionales 2007. XI de Población y VI de Vivienda. Lima Consulta: 13 de agosto de 2011.

<<http://censos.inei.gob.pe/censos2007>>

INEI

2012 “Perú: Demanda de atención del adulto mayor por problemas de salud 2006-2010”.

Lima. Consulta: 18 de agosto de 2014.

<http://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1041/libro.pdf>

INSTITUTE OF INFOCOMM RESEARCH

2008 “I2R develops fall detection technology”. Consulta: 17 de agosto de 2011.

<<http://www.ida.gov.sg/insg/post/I2R-develops-fall-detection-technology.aspx>>

IZQUIERDO, M. y otros

2008 “Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica. Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores”. *SCIELO*. Navarra. Consulta: 25 de junio de 2011.

<http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S1137-66272008000300006&script=sci_arttext>

JIA, Ning

2009 “Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer”. *Analog Dialogue*.

Volumen 43. Consulta: 20 de enero de 2011.

<http://www.analog.com/library/analogDialogue/archives/43-07/fall_detector.html>

JOHN

2011 “MEMS Accelerometer” *Instrumentation-Electronics*. Consulta: 24 de diciembre de 2011.

<<http://www.instrumentationtoday.com/mems-accelerometer/2011/08/>>

KANGAS, M. y otros

2007 “Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection”. *Proceeding of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Lyon, pp. 1367-1370. Consulta: 22 de marzo de 2011.

<<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=4352552&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fiel5%2F4352184%2F4352185%2F04352552.pdf%3Farnumber%3D4352552>>

KOCHERA A.

2002 “Falls among older persons and the role of the home: an analysis of cost, incidence, and potential savings from home modification”. *AARP Public Policy Institute*. Consulta. 20 de enero de 2011.

<<http://research.aarp.org/il/ib56.falls.pdf>>

KONRAD, H. R., M. GIRARDI y R. HELFERT

1999 “Balance and aging”. *The Laryngoscope*. New Jersey, volumen 109, número 9, pp. 1454-1460. Consulta: 28 de mayo de 2011.

<<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1097/00005537-199909000-00019/abstract;jsessionid=1BF23E64D6215AC9F95D10132EC1A62F.d03t02?deniedAccessCustomisedMessage=&userIsAuthenticated=false>>

KRAENZLIN y otros

1990 *Principles of Geriatric Medicine and Gerontology*. Segunda edición. Nueva York: McGraw-Hill.

LAING, Andrew Charles Tomas

2008 “Biomechanical testing of hip protectors and energy-absorbing floors for the prevention of fall-related hip fractures”. *Simon Fraser University*. Consulta: 20 de enero de 2011.

<<http://summit.sfu.ca/item/9130>>

LAING, A. C. y S. N. ROBINOVITCH

2008 “Effect of soft Shell hip protectors on pressure distribution to the hip during sideways falls”. *Osteoporos International*. Volumen 19, pp. 1067-1075. Consulta: 20 de junio de 2012.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18338098>>

LAMA, Jaime

2010 “Notas de prensa sobre las caídas del adulto mayor”. Sociedad de Gerontología y Geriátrica del Perú. Lima. Consulta: 20 de marzo de 2011.

<http://www.sggperu.org/index.php?option=com_content&view=article&id=14:nota-de-prensa-sobre-las-caidas-en-adulto-mayor&catid=8:latest>

LAN, Mars y otros

2009 “SMARTFALL: An Automatic Fall Detection System Based On Subsequence

Matching for the SmartCane”. University of California, Los Angeles. Consulta: 12 de mayo de 2011.

< <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1658511>>

LI, Qiang y otros

2010 “Accurate, Fast Fall Detection Using Gyroscopes and Accelerometer-Derived Posture Information”. *Proceedings of the 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. Washignton, pp. 183-144. Consulta: 15 de marzo de 2011.

<<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1602891>>

LINDEMANN, U. y otros

2005 “Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study”. *Medical and Biological Engineering and Computing*. Bethesda, volumen 43, número 5, pp. 548-551. Consulta: 10 de mayo de 2011.

< <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16411625>>

LO, J. y J. A. Ashton-Miller

2008 “Effect of Pre-Impact Movement Strategies on the Impact Forces Resulting From a Lateral Fall”. *Journal Of Biomechanics*. Volumen 41, número 9, pp. 1969-1977. Consulta: 3 de marzo de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2562433>>

LORD SR y otros

1993 “An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study”. *Aus J Public Health*. Kensington, volumen 17, número 3, pp. 240-245. Consulta: 15 de mayo de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8286498>>

MAJUMDER, Santanu, Amit ROYCHOWDHURY y Subrata PAL

2007 “Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body”. *Medical Engineering & Physics*. Volumen 29, número 10, pp. 1167–1178. Consulta: 10 de marzo de 2011.

<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453306002323>>

MARTINES, Antonio Julián y I. E. FERNANDEZ

2008 “Ancianos y salud”. *Revista Cubana de Medicina General Integral*. La Habana. Consulta. 3 de marzo de 2011.

<http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-21252008000400010&script=sci_arttext>

MATHIE, M. J. y otros

2002 “Determining activity using a triaxial accelerometer”. *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*. Houston, volumen 3, pp. 2481-2481. Consulta: 20 de mayo de 2011.

<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1053385&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1053385>

MAXIM Integrated Products

2003 *USB-Powered Li+ Charger* [hoja de datos técnicos]. San Jose. Consulta: 12 de mayo de 2011.

<<http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX1811.pdf>>

MAXIM Integrated Products

2009 *Power Management for Battery-Powered Equipment* [guía de diseño]. San Jose. Consulta: 24 de junio de 2011.

<<http://www.nakido.com/BD00C5C4398FE1A200814A12B937599810165E99>>

MICROCHIP Technology Inc.

2002 *Low Noise, Positive-Regulated Charge Pump – MCO1252/3* [hoja de datos técnicos]. Arizona. Consulta: 23 de junio de 2011.

<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21752a.pdf>>

MICROCHIP Technology Inc.

2009 *Battery Power Applications Design Guide* [guía de diseño]. Arizona. Consulta: 23 de junio de 2011.

<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/39610d.pdf>>

MONTES, M. L. y otros

2000 “El balance y las caídas en la tercera edad: consecuencias, evaluación y tratamiento”. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*. México, D.F. Número 12, pp. 16-20. Consulta: 10 de mayo de 2011.

<<http://www.medigraphic.com/pdfs/fisica/mf-2000/mf001c.pdf>>

MORENO TABLADO, Alberto

2005 “Arquitectura de protocolos Bluetooth”. *Seguridad Mobile*. Madrid. Consulta: 29 de junio de 2010.

<www.seguridadmobile.com>

MUÑOZ, Sebastián y otros

2008 “Fractura de cadera”. *Revistas Electrónicas UACH*. Valdivia, volumen 22, número 1. Consulta: 10 de marzo de 2011.

<http://mingaonline.uach.cl/scielo.php?pid=S071828642008000100011&script=sci_arttext>

NANKAKU, M. y otros

2005 “Evaluation of hip fracture risk in relation to fall direction”. *Osteoporos Int*. Volumen 16, número 11, pp.:1315–1320. Consulta: 20 de mayo de 2011.

<http://www.researchgate.net/publication/8014487_Evaluation_of_hip_fracture_risk_in_relation_to_fall_direction>

NIEWOLNY, David

2010 “Addressing portable medical device needs”. *EDA Tech Forum, Technical Journal for the Electronic Design Automation Community*. Consulta: 30 de junio de 2010.

<<http://www.techdesignforums.com/practice/technique/addressing-portable-medical-device-needs/>>

NIH OSTEOPOROSIS AND RELATED BONE DISEASES – NAT. RESOURCE CENTER

2012 “Preventing Falls and Related Fractures”. Consulta: 30 de junio de 2012.

<<http://www.bones.nih.gov>>

NOKIA

2002 “Support Guide for the Nokia Phones and AT Commands”. Hojas técnicas. Nokia. Consulta: 12 de mayo de 2011.

<http://nds1.nokia.com/phones/files/guides/Nokia_AThelp.pdf>

NOKIA

2007 “Using Nokia 5500 internal accelerometer as a fall sensor”. *Nokia Developer blog*. Consulta: 19 de julio de 2011.

<<http://blogs.forum.nokia.com/blog/arto-holopainens-forum-nokia-blog/2007/01/24/using-nokia-5500-internal-accelometer-as-a-fall-sensor>>

NOURY, N. y otros

2003 "A Smart sensor based on rules and its evaluation in daily routines". *Proceedings of the 25th anual international conference of the IEEE-EMBS*. Volumen 4, pp. 3286-3289. Consulta: 15 de junio de 2011.

<http://www-timc.imag.fr/Pierre.Barralon/articles/IEEE_EMBS_2003.pdf>

PANEZ, Diana

2011 *Problemática de la tercera edad en el Perú*. Trabajo monográfico del curso de Gerencia de Marketing Socio-Político. Lima, Universidad Nacional Federico Villareal, Escuela Universitaria de Postgrado. Consulta: 20 de febrero de 2012.

<<http://es.scribd.com/doc/50756143/tercera-edad-en-el-peru>>

PEREZ, Lisbeth

2000 "Bluetooth". *Revista Electrónica*. Caracas, número 8. Consulta: 20 de julio de 2010.

<<http://neutron.ing.ucv.ve/revista-e/No8/Lisbeth%20Perez/home.htm>>

PEROLLE, Guillaume y otros

2006 "Automatic Fall Detection and Activity Monitoring for Elderly". *Revista Española de Geriatría y Gerontología*. Madrid, volumen 41, número suplemento 2, pp. 33-41. Consulta: 15 de mayo de 2011.

<<http://www.elsevier.es/es/revistas/revista-espa%C3%B1ola-geriatria-gerontologia-124/detector-automatico-caidas-monitorizacion-actividad-personas-mayores-13110088-originales-2007>>

PHILIPS SEMICONDUCTORS

2000 "The I2C bus specification. Version 2.1". Hojas técnicas. Consulta: 28 de noviembre de 2010.

<<http://www.eehomepage.com/query.php?query=Ref&Specific=1146192261>>

PORTER EJ.

2005 "Wearing and using personal emergency response system buttons". *US National Library of Medicine*. Volumen 31, número 10, pp. 26-33. Consulta; 20 de enero de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16262088>>

PRADO M., J. REINA-TOSINA y L. ROA

2002 “Disdributed Inteligent architecture for falling detection and physical activity analysis in the elderly”. *Proceedings of the 2nd Joint EMBS/BMES Conference*. Houston, volumen 3, pp. 1910-1911. Consulta: 10 de mayo de 2011.

<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1053088&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1053088>

REYNA, Rogelio, Kim TUCK y Daniel COPADO

2005a “Beyond Accidental Falls. Human fall detection using accelerometry”. Freescale Semiconductor. Consulta: 12 de agosto de 2011.

<<http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/brochure/BeyondAccidentalFalls.pdf?srch=1&sr=2>>

REYNA, Rogelio y otros

2005b “Human Fall Detection Using 3-Axis Accelerometer”. *Manual de referencia*. Freescale Semiconductor. Arizona. Consulta: 30 de julio de 2011.

< http://www.freescale.com/files/sensors/doc/ref_manual/MMA7260QHFDRM.pdf>

ROBINOVITCH SN, WC HAYES y TA McMAHON

1997 “Distribution of contact force during impact to the hip”. *Annals of Biomedical Engineering*. Boston, volumen 25, número 3, pp. 499-508. Consulta: 12 de marzo de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9146804>>

ROBINOVITCH, S. N. y otros

2009 “Hip protectors: recommendations for biomechanical testing – an international consensus statement”. *Osteoporos Int*. Volumen 20, número 12, pp. 1977-1988. Consulta: 19 de mayo de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19806286>>

RODTS, Mary DNP

2009 *Su columna sana*. Rush College of Nursing. Chicago. Consulta: 20 de agosto de 2011.

<<http://www.spineuniverse.com/espanol/anatomia/columna-sana>>

SANDOVAL, Luis, José CAPUNAY y Luis VARELA

1996 “Caídas en el adulto mayor. Estudio de una serie de pacientes de consultorio externo de Medicina del Hospital Nacional Cayetano Heredia”. *Revista Médica Herediana*. Lima, volumen 7, número 3, pp. 119-124. Consulta: 14 de mayo de 2011.
<http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1018-130X1996000300004&lng=es&nrm=iso>

SILVER, Marc

2009 *Detection devices according to their conceptual model*. Hojas técnicas. protect-fall.com. Consulta: 12 de mayo de 2011.
<<http://www.protect-fall.com>>

SOURCEFORGE

2010 “WinAVR”. Hojas técnicas. Consulta: 28 de diciembre de 2010.
<<http://winavr.sourceforge.net/>>

SPIRDUSO, W, Karen FRANCIS y Priscilla MACRAE

2005 *Physical dimensions of aging*. Segunda edición. Illinois: Human Kinetics.

SUCKOW. E.

2009 “Will Portable Medical Devices Be The Standard?”. *Mobile Solutions*. Consulta: 29 de julio de 2010.
<<http://engineeringconnections.com/blog/2009/11/16/will-portable-medical-devices-be-the-standard>>

THERON, W. F. D.

1988 “The faster than gravity demonstration revisited”. *American Journal of Physics*. Volumen 56, número 8, pp. 736-739. Consulta: 20 de mayo de 2011.
<http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica_/solidorotacion/varilla/varilla.xhtml>

TORRES, Marta y otros

2004 “Análisis biomecánico del equilibrio en personas mayores y su relación con la actividad física”. Ponencia presentada en el III Congreso de la Asociación Española de Ciencias del Deporte. Madrid. Consulta: 20 de junio de 2011.
<<http://cienciadeporte.eweb.unex.es/congreso/04%20val/pdf/c168.pdf>>

TUCK, Kimberly

2007 “Measuring Freefall using Freescale’s MMA7360L 3-Axis Accelerometer”. Application Note AN3459. Freescale Semiconductor. Consulta: 21 de mayo de 2011.

< http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN3459.pdf?fsrch=1&sr=1>

TUCK, Kimberly

2010 “Motion and Freefall Detection Using the MMA8451, 2, 3Q”. Application Note AN4070. Freescale Semiconductor. Consulta: 12 de mayo de 2011.

< http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN4070.pdf?fsrch=1&sr=1>

UCHIDA, Mitsuya

2008 “Japanese company makes airbags for the elderly”. *The Telegraph*. Londres.

Consulta: 17 de junio de 2010.

<<http://www.telegraph.co.uk/news/newsttopics/howaboutthat/3076551/Japanese-company-makes-airbags-for-the-elderly.html>>

VAN DEN KROONENBERG AJ, WC Hayes WC y TA McMAHON

1995 “Dynamic models for sideways falls from standing height”. *Journal of Biomechanic Engineering*. Volumen 117, número 3, pp. 309-318. Consulta: 11 de mayo de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8618384>>

VAN DEN KROONENBERG, AJ, WC Hayes y TA McMAHON

1996 “Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height”. *Journal Of Biomechanics*. Cambridge, volumen 29, número 6, pp. 807-811.

Consulta: 20 de marzo de 2011.

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9147979>>

VAN SUCH, L.

1986 “Mechanism of injury report: slip and fall on a wet floor”. *Journal of the Royal Society of Medicine*. Volumen 79, pp. 100-104. Consulta: 20 de junio de 2012.

<<http://www.columbusspine.com/Slip-and-Fall-Injury-Mechanism.aspx>>

VARELA PINEDO, Luis

2003 “Valoración Geriátrica Integral”. *Revista Diagnóstico*. Lima, volumen 42, número 2.

VARELA, Luis

2004 “Perfil del Adulto Mayor. Desarrollando respuestas integradas de los sistemas de cuidados de la salud para una población en rápido envejecimiento”. Informe presentando en INTRA II. Lima. Consulta: 20 de marzo de 2011.

< <http://www.imsersomayores.csic.es/documentos/documentos/peru-perfil-01.pdf>>

VELLAS, B. y otros

1987 “Prospective study of restriction of activity in old people after falls”. *US National Library of Medicine*. Volumen 16, número 3, pp. 189-193. Consulta: 20 de junio de 2011.

< <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3604799>>

VERMEIREN, D., M. WEYN y G. DE RON

2010 “Detecting human motion: Introducing step, fall and ADL algorithms”. *Computer Sciences*. Volumen 27, número 4, pp. 62-69. Consulta: 12 de enero de 2011

<<http://www.springerlink.com/content/m70207k18n8n8721/>>

VILLAR, Daniel, Luis VARELA y Oscar CHIGNE

2000 “Evaluación geriátrica integral en pacientes hospitalizados y ambulatorios”. *Boletín de la Sociedad Peruana de Medicina Interna*. Lima, volumen 13, número 3. Consulta: 12 de enero de 2011.

<<http://sisbib.unmsm.edu.pe/bvrevistas/spmi/v13n3/evaluacion.htm>>

WOOLLACOTT, M. H.

1986 “Gait and postural control in the aging adult”. En Bles, W. & Brandt T. *Disorders of posture and gait*. Amsterdam: Elsevier, pp. 325-336.