

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA DE  
TELECOMUNICACIÓN  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CARTAGENA



Trabajo Fin de Máster  
**Máster en Tecnologías de la Información  
y las Comunicaciones**

**Modelado del Canal Radio Ultrawideband para  
Redes de Área Corporal**



AUTOR: Rubén Gregorio García Serna

DIRECTORES: José María Molina García-Pardo  
Concepción García Pardo

julio / 2013

# Contenidos

<b>CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS</b>	<b>3</b>
1.1. MOTIVACIÓN	4
1.2. OBJETIVOS	4
1.3. ESTRUCTURA DEL TRABAJO	5
<b>CAPÍTULO II. REDES DE ÁREA CORPORAL</b>	<b>6</b>
2.1. INTRODUCCIÓN	7
2.2. BANDAS DE FRECUENCIA	9
2.2.1. MICS	9
2.2.2. ISM	10
2.2.3. HBC	10
2.2.4. UWB	10
2.3. ESTANDARIZACIÓN	12
2.3.1. EL ESTÁNDAR IEEE 802.15.6	12
<b>CAPÍTULO III. MODELADO DEL CANAL UWB EN REDES DE ÁREA CORPORAL</b>	<b>17</b>
3.1. INTRODUCCIÓN	18
3.2. PROPAGACIÓN EN EL CUERPO HUMANO	19
3.3. MODELOS DE CANAL DE PROPAGACIÓN PARA UWB	21
3.3.1. MODELADO DETERMINISTA DEL CANAL	21
3.3.2. MODELADO ESTADÍSTICO DEL CANAL	21
3.4. TÉCNICAS DE SONDEO DEL CANAL DE PROPAGACIÓN	22
3.4.1. SONDEO DEL CANAL EN EL DOMINIO DEL TIEMPO	22
3.4.2. SONDEO DEL CANAL EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA	23
3.5. CARACTERIZACIÓN ESTADÍSTICA DEL CANAL DE PROPAGACIÓN UWB-BAN	24
3.5.1. MODELO DE CANAL MULTICAMINO	24
3.5.2. CARACTERIZACIÓN DEL CANAL A GRAN ESCALA	27
3.5.3. CARACTERIZACIÓN DEL CANAL A PEQUEÑA ESCALA	30
3.5.3.1. Número de clusters y componentes multicamino	30
3.5.3.2. Tiempos de llegada de clusters y componentes multicamino	31
3.5.3.3. Disminución de la potencia recibida	32
3.5.3.4. Estadística del desvanecimiento a pequeña escala	32
3.5.4. ESTUDIO DE LA DISPERSIÓN TEMPORAL	33
3.5.5. MODELO DE CANAL OFF-BODY PROPUESTO EN EL IEEE 802.15.6	33
<b>CAPÍTULO IV. ELEMENTOS Y ENTORNOS DE MEDIDA</b>	<b>35</b>
4.1. INTRODUCCIÓN	36
4.2. DESCRIPCIÓN DE LOS EQUIPOS DE MEDIDA	36
4.2.1. ANTENAS	36
4.2.2. AMPLIFICADOR	37
4.2.3. CABLES	37
4.2.4. ANALIZADOR VECTORIAL DE REDES	38
4.2.5. EQUIPO CONTROLADOR	39
4.3. ENTORNOS DE MEDIDA	40
4.4. DESCRIPCIÓN DE LOS SUJETOS	42

<b>CAPÍTULO V. METODOLOGÍA Y RESULTADOS</b>	<b>43</b>
<b>5.1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>44</b>
<b>5.2. INFLUENCIA DEL CUERPO EN LAS MEDIDAS</b>	<b>44</b>
5.2.1. INFLUENCIA EN SUJETOS EN POSICIÓN DE PIE	44
5.2.2. INFLUENCIA EN SUJETOS EN POSICIÓN TUMBADA	46
<b>5.3. ANÁLISIS DEL CANAL DE PROPAGACIÓN OFF-BODY PARA UWB</b>	<b>48</b>
5.3.1. Metodología empleada	48
5.3.2. Medidas con sujetos de pie	48
5.3.3. Medidas con sujetos tumbados	54
<b>5.4. MODELADO ESTADÍSTICO DEL CANAL DE PROPAGACIÓN OFF-BODY UWB</b>	<b>60</b>
5.4.1. MODELO DE PÉRDIDAS DE CAMINO	60
5.4.2. MODELO DEL PERFIL DE RETARDO	61
<b>5.5. RESULTADOS</b>	<b>64</b>
5.5.1. SUJETOS DE PIE	64
5.5.2. SUJETOS TUMBADOS	65
5.5.3. COMPARATIVA ENTRE POSTURAS	66
<b>CAPÍTULO VI. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>68</b>
<b>6.1. CONCLUSIONES</b>	<b>69</b>
<b>6.2. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>70</b>
<b>REFERENCIAS</b>	<b>71</b>



# Capítulo I. Introducción y Objetivos

## 1.1. Motivación

Los avances realizados en los últimos años en electrónica y comunicaciones, han permitido desarrollar dispositivos de muy reducido tamaño con capacidad de comunicación inalámbricas a costes cada vez más bajos. La aparición de estos dispositivos ha destapado el enorme potencial que pueden representar en áreas como la medicina, el entretenimiento y el ejército, por nombrar algunas.

Diferentes dispositivos distribuidos en el interior, exterior o en la inmediata proximidad del cuerpo, dotados de sensores capaces de obtener información acerca de parámetros vitales, cinemáticos o ambientales pueden interactuar dando lugar a entornos de comunicación en los cuales el canal a través del cual la información es transmitida es el cuerpo. Al conjunto de este tipo de dispositivos interconectados se le denomina red de área corporal o BAN (Body Area Network).

Según el ámbito de aplicación, se pueden emplear diferentes bandas de frecuencia para establecer los enlaces entre dispositivos en una red de área corporal. Principalmente, las bandas más utilizadas son: MICS (Medical Implant Communication Service), ISM (Industrial, Scientific and Medical), HBC (Human Body Communications) y UWB (Ultra-WideBand). De entre las anteriores, UWB está despertando gran interés en los últimos años debido a que presenta características tales como un bajo nivel de complejidad hardware, reducidas dimensiones de los dispositivos, bajo nivel de potencia transmitida y alta resolución temporal, que convierten a esta tecnología en una firme candidata para la interconexión de dispositivos ubicados sobre el cuerpo o en su proximidad.

## 1.2. Objetivos

Debido a que la propagación en el interior o en torno al cuerpo presenta características especiales, como son la fuerte dependencia con la frecuencia de los tejidos o la movilidad del cuerpo, el modelado del canal de propagación es de importancia esencial en el desarrollo de sistemas de comunicaciones que operen de manera óptima cuando existan dispositivos distribuidos en diferentes partes del cuerpo o en su proximidad.

De manera general, se pueden distinguir 3 tipos de canales en un entorno BAN: in-body, on-body y off-body, según el enlace entre dispositivos se realice en el interior del cuerpo, sobre el cuerpo o del cuerpo al exterior del mismo. Con el fin de realizar una caracterización del canal off-body, este trabajo tiene como objetivo por un lado la obtención de la respuesta en frecuencia del canal en enlaces empleando una antena transmisora fija en un punto a una altura y diferentes puntos sobre el cuerpo de diferentes sujetos en los cuales se encuentre colocada una antena receptora y por otro realizar un modelado del canal de propagación a partir de la información obtenida con el fin de realizar una caracterización del canal cuando un sujeto se encuentra en posición de pie y tumbada. Debido a las características que presenta la tecnología UWB aplicada al ámbito de las BAN, será la banda de frecuencias que se empleará.

Con el fin de alcanzar los objetivos marcados en el presente Trabajo Fin de Master se han desarrollado las siguientes etapas:

1. Estudio de los fundamentos y el estado del arte de las redes de área corporal (BAN).
2. Análisis de la tecnología UltraWideband (UWB) y su aplicación a las BAN.
3. Revisión de los modelos de propagación disponibles en la bibliografía para UWB en entornos de interior (indoor) y las modificaciones necesarias para su adaptación a entornos BAN.

4. Desarrollo de dos campañas de medidas con el objetivo de obtener las respuestas en frecuencia del canal de propagación, en la banda de 3.1 GHz a 8 GHz, entre una antena transmisora fija y una antena receptora colocada en diferentes puntos sobre el cuerpo de sujetos ubicando a estos tanto en posición de pie como tumbada.
5. Análisis de las medidas y extracción de parámetros estadísticos que permitan estudiar el comportamiento del canal.
6. Validación del modelo de canal propuesto en el estándar IEEE 802.15.6 para enlaces off-body.

### 1.3. Estructura del trabajo

El presente trabajo se encuentra estructurado en 6 capítulos, además del presente, en los cuales se parte en el **Capítulo II** de la definición de lo que son las redes de área corporal, sus características, aplicaciones a diferentes campos, bandas de frecuencia y estandarización, para en el **Capítulo III** profundizar en el proceso de modelado del canal de propagación UWB para entornos de redes de área corporal teniendo en cuenta un modelo general como es el Saleh-Valenzuela e indicando las peculiaridades de su aplicación a un entorno influenciado por el cuerpo. A partir de la descripción tanto de los equipos empleados en las medidas como de las características de los entornos y los sujetos en el **Capítulo IV**, se describe en el **Capítulo V** las acciones realizadas a lo largo de dos campañas de medidas y el análisis de los datos obtenidos por medio de un analizador vectorial de redes, con el objetivo de desarrollar un estudio estadístico del canal de propagación off-body teniendo en cuenta la influencia sobre el mismo de la postura de los sujetos (de pie y tumbados), y se finaliza en el **Capítulo VI** con las conclusiones obtenidas a partir del análisis de los datos del capítulo anterior y se resumen algunas de las líneas de investigación en el campo del estudio del canal de propagación en redes de área corporal.



## **Capítulo II. Redes de Área Corporal**

## 2.1. Introducción

Desde hace algunos años el avance de las redes de comunicaciones se está orientando a áreas de tamaño cada vez más reducido. De las redes de área local se ha bajado a las redes de área personal y el proceso de reducción continua. Cuando los distintos dispositivos que componen una red se encuentran ubicados en el interior del cuerpo, sobre este o en su inmediata proximidad, se habla entonces de redes de área corporal (Body Area Network o BAN). Una red de área corporal está compuesta por elementos capaces de obtener información acerca de parámetros vitales o cinemáticos (entre otros tipos) de un individuo (aunque de manera genérica no están únicamente restringidas a humanos). Esta información es captada por sensores especializados y haciendo uso de mecanismos de comunicación inalámbrica es enviada, o bien a otro elemento ubicado en el cuerpo, o a un elemento receptor ubicado en el entorno próximo del individuo.

Se puede hablar de dos clases de dispositivos dentro de una red de área corporal: dispositivos vestibles y dispositivos implantables. El primer tipo corresponde a todos aquellos elementos cuya colocación se realiza sobre la superficie del cuerpo, ya sea directamente ubicado sobre un punto en el cuerpo o acoplado en una prenda de vestir. El segundo tipo corresponde a aquellos dispositivos diseñados para ser, de manera quirúrgica, implantados en el interior del cuerpo del individuo. Cada uno de los tipos anteriores tienen unas restricciones específicas en cuanto a frecuencia de muestreo, tasa de bits, banda de frecuencia de operación, duración de las baterías, tamaño y forma, mecanismos involucrados en la propagación y restricciones de potencia. Los dispositivos vestibles recogen información de manera no invasiva desde la superficie del cuerpo y la envían haciendo uso de una tecnología de comunicaciones operando en una determinada banda de frecuencias hacia otro dispositivo ubicado bien sobre la superficie del cuerpo o en el entorno cercano, bien a otro dispositivo implantado bajo la superficie del cuerpo. De igual manera, un dispositivo implantado recoge información sobre un determinado parámetro de interés en el interior del cuerpo del individuo y lo envía a otro dispositivo ubicado también en el interior del cuerpo o, normalmente, a un dispositivo ubicado sobre la superficie del cuerpo o en el entorno de este.

Existen multitud de campos en los cuales las redes de área corporal pueden aportar un alto valor añadido [1]. Entre estos podemos destacar los siguientes:

- Servicios de atención médica.
- Ayuda a discapacitados.
- Entretenimiento.
- Seguridad e identificación personal.

Con un progresivo avance de la edad media de la población mundial, el número de personas de cada vez más avanzada edad aumenta cada año, lo cual hace que los requerimientos médicos, tanto de diagnóstico como de tratamiento sean cada vez mayores. Las redes de área corporal aplicadas a entornos médicos abren la puerta a una mejor gestión de los recursos del sistema sanitario debido a que permiten realizar un seguimiento en tiempo real de los parámetros clínicos de los pacientes de manera cómoda y remota. La posibilidad de monitorizar diferentes parámetros en un individuo eliminando la necesidad de usar cables para enlazar los dispositivos acoplados al cuerpo repercute en una mejora en la calidad de vida de los pacientes. La posibilidad de detectar anomalías a partir del análisis de los datos recogidos por los sensores distribuidos en el cuerpo, permite así mismo actuar de manera temprana y optimizada. Igualmente, dispositivos dotados de acelerómetros, sensores de presión y giroscopios pueden emplearse para monitorizar a personas ancianas con el fin de detectar caídas y poder generar alertas para su asistencia.



Debido a las limitaciones que presentan los individuos que poseen alguno de los distintos tipos de minusvalías, la tarea de desenvolverse en las diversas tareas de la vida diaria representa un reto constante. En estas situaciones, las redes de área corporal pueden proporcionar mecanismos de asistencia facilitando la integración de personas que presentan algún tipo de limitación. Personas invidentes podrían emplear dispositivos acoplados en la vestimenta con fines de guiado, localización de elementos en el entorno y generación de alertas (por ejemplo, en el caso de olvidar llevar consigo determinados elementos, como pueden ser las llaves de casa). Personas con problemas de audición o habla podrían verse beneficiadas de implantes cocleares inteligentes o de garganta. Igualmente, personas con afecciones cardiacas podrían emplear marcapasos o stents inteligentes con capacidad inalámbrica capaces de obtener información sobre el funcionamiento del propio implante o del entorno en el cual se encuentran.

Uno de los campos de aplicación de las redes de área corporal fuera del ámbito de la medicina es el entretenimiento. Desde el empleo de dispositivos dotados de acelerómetros y giroscopios capaces de detectar el movimiento del individuo y transmitirlo a una consola u ordenador con el fin de hacer más inmersiva la experiencia en juegos, hasta transmisión inalámbrica de sonido con posibilidad de emisión desde un individuo a otros en su proximidad para compartir música, o la posibilidad de emplear sensores que permitan cuantificar la actividad de un individuo con el objetivo tanto de determinar el nivel de sedentarismo de este a través de medidores de pulsaciones en combinación con sensores inerciales, como la evaluación de una actividad, deportiva o no, realizada. Lo que se conoce en la actualidad con el Yo cuantificado.

Otro de los posibles campos en los cuales las redes de área corporal pueden aportar soluciones innovadoras es la seguridad y la identificación personal. Dispositivos con capacidad inalámbrica pueden emplearse para el intercambio de datos de identificación entre varios individuos, por contacto físico entre ellos. Desde el intercambio de tarjetas de visita a identificación ante sistemas utilizando como claves una característica o conjunto de estas obtenidas a partir de la monitorización de determinadas constantes vitales del individuo, son algunos ejemplos de las posibles aplicaciones en estos campos.

En la figura 1 se puede observar una visión general de una red de área corporal.

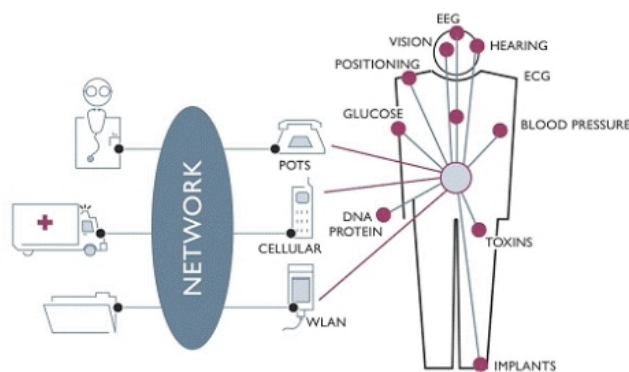


Figura 1. Esquema general de una BAN [2]

En la figura anterior podemos distinguir tres niveles de elementos: nivel de recogida de datos de los diferentes sensores distribuidos, sobre o en el interior del cuerpo de un individuo y comunicación con un elemento central o gateway haciendo uso de una técnica de comunicación inalámbrica de corto alcance (Bluetooth, Zigbee, UWB, etc); nivel de transferencia de los datos desde el elemento central hacia un sistema remoto haciendo uso de

un sistema de comunicaciones inalámbrico de medio o largo alcance (LAN, Wifi, GSM, etc); y nivel de procesado/almacenamiento de la información recogida de los sensores remotos.

Los diferentes sensores distribuidos sobre el cuerpo o en el interior del mismo, de manera general, suelen estar dispuestos formando una topología en estrella en la cual un elemento central es el encargado de recoger los diferentes datos de carácter biológico y cinemáticos, entre otros, obtenidos a través del sondeo a una frecuencia específica (normalmente entre 0.25 Hz y 256 Hz) de diferentes parámetros de interés, y enviados de manera inalámbrica. En el elemento central pueden emplearse técnicas de fusión de datos, procesado y compresión con el fin de reducir la cantidad de información enviada al sistema remoto. Así mismo, la información procesada en local puede permitir la generación de alertas locales que desencadenen la actuación inmediata sobre actuadores en el cuerpo si hay programada una determinada lógica de operación.

## 2.2. Bandas de Frecuencia

El cuerpo humano presenta características únicas en cuanto a la propagación de las señales se refiere. Habitualmente se modela como un medio dieléctrico con pérdidas en el cual las características varían en función de la frecuencia y el tiempo [1]. Mayoritariamente compuesto por agua, los tejidos que forman los diferentes órganos presentan una permitividad relativa  $\epsilon_r$  y una conductividad  $\sigma$  que varían con la frecuencia, de manera que conforme aumenta la frecuencia, la permitividad relativa disminuye mientras que la conductividad aumenta. De manera general, se pueden identificar dos tipos de tejidos: tejidos con alto contenido en agua, como los músculos, y tejidos con bajo contenido en agua, como tejidos óseos o la grasa. Los primeros presentan una permitividad relativa superior a los segundos.

Dependiendo de la frecuencia y la distancia, las componentes que contribuyen al campo recibido varían. A bajas frecuencias, las componentes de inducción y reactivas son las más representativas, mientras que para altas frecuencias, la componente de campo radiado es la dominante. A partir de 400 MHz se produce un punto de transición entre baja frecuencia y alta frecuencia. Además, dependiendo de la frecuencia, la profundidad de penetración, definida como la distancia desde la región de transición entre dos medios a la cual la intensidad de campo se reduce a  $1/e$  de su valor inicial, varía. A baja frecuencia, la profundidad de penetración es superior a la presente a altas frecuencias por lo tanto la banda de frecuencias a escoger viene influenciada por el lugar de colocación del dispositivo y la aplicación en concreto, ya que para dispositivos implantados será necesario disponer de una profundidad de penetración superior de manera que la señal pueda llegar a su destino (ya se encuentre este en el interior del cuerpo, sobre el cuerpo o en la cercanía de este) con un nivel de pérdidas aceptable en el receptor.

### 2.2.1. MICS

La banda de frecuencias asignada para el MICS (Medical Implants Communication Service) está comprendida entre 402-405 MHz. Constituye una banda sin requerimiento de licencias, regulada por la FCC con requisitos de baja potencia y destinada a la transmisión de datos entre dispositivos médicos. Debido a la relativamente baja frecuencia, es especialmente adecuada para la comunicaciones entre dispositivos implantados o entre estos y dispositivos ubicados sobre la superficie del cuerpo o en la vecindad del mismo. Además, con el fin de reducir la interferencia sobre otros sistemas operando en la misma banda, la potencia radiada isotrópica equivalente (EIRP) por parte del transmisor debe ser inferior a  $25 \mu\text{W}$  (-16 dBm). Igualmente, el ancho de banda permitido para esta banda se encuentra limitado 300 kHz, por lo tanto esta banda no es adecuada para aplicaciones en las cuales se requieran altas tasas de transferencia de datos, como es la transmisión de video en tiempo real.

### 2.2.2. ISM

Dentro de la banda ISM (Industrial Scientific and Medical) se suelen emplear las bandas de 430 MHz y 2.4 GHz para la transmisión entre dispositivos en una red de área corporal. Al igual que sucede con MICS, se trata de una banda que, generalmente, no requiere de licencias hasta 1 W. La banda de 430 MHz presenta una restricción de potencia máxima radiada (EIRP) de 10 mW. Para la banda de 2.4 GHz, debido a la saturación que hay en estos momentos en cuanto a dispositivos que usan una tecnología de comunicaciones en esta misma banda (Bluetooth, Zigbee, etc), presenta un nivel elevado de interferencias que dotan a esta banda de características poco deseables en una red de área corporal.

### 2.2.3. HBC

La banda HBC (Human Body Communications), típicamente comprende las frecuencias desde los 10 kHz a los 50 MHz, posibilitando la transmisión de información a través del cuerpo humano, debido a que este presenta a estas frecuencias unas bajas pérdidas. Se trata por tanto de una banda de frecuencias para aplicaciones que no requieran altas tasas de transferencia de datos, como puede ser el intercambio de tarjetas de visita o identificación por contacto. Además, aunque la regulación es esta banda no es tan detallada como en otras, comunicaciones entre dispositivos haciendo uso de estas frecuencias pueden establecerse incluso aunque se impongan limitaciones muy fuertes en cuanto a la potencia transmitida.

### 2.2.4. UWB

A pesar de que las técnicas de transmisión haciendo uso de UWB (Ultra-wideband o Ultrawideband) se remontan a los primeros experimentos de transmisiones inalámbricas haciendo uso de impulsos, ha sido en los últimos años cuando se ha empezado a ver su potencial en aplicaciones actuales y futuras [3][4]. Las señales empleadas son pulsos de muy corta duración (del orden de ps), lo cual provoca que en frecuencia estos pulsos ocupen un gran ancho de banda. Típicamente, se emplean pulsos monociclos Gaussianos en su forma original o derivadas de orden  $n$  de estos. La elección de la forma de los pulsos, que ya de por sí supone una línea de investigación por ella misma, se centra en conseguir pulsos cuyo espectro cumpla con las restricciones en cuanto a potencia máxima y los requerimientos necesarios para una determinada aplicación. Otros pulsos que se suelen emplear son los Laplacianos, Raileigh y Hermíticos. En la figura 2 se pueden ver ejemplos de un monociclo gaussiano.

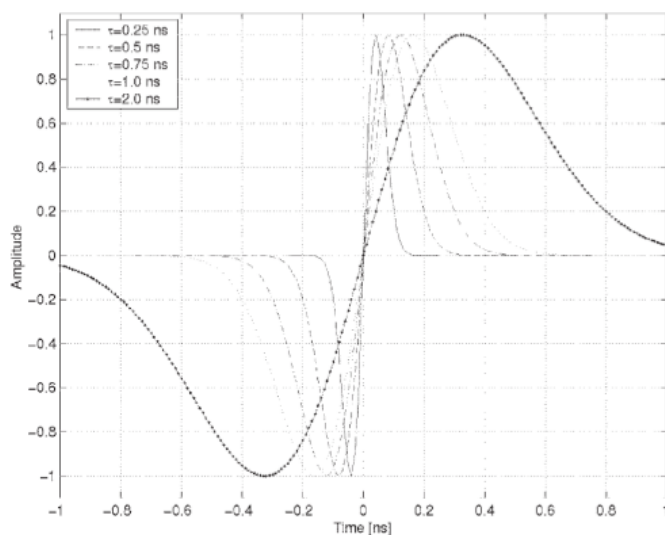


Figura 2. Monociclo gaussiano en el tiempo [3]

De manera formal se puede clasificar como UWB toda tecnología que emplee señales con un ancho de banda absoluto mayor a 500 MHz o con un ancho de banda fraccional superior a un 20% de la frecuencia central, entendiendo como ancho de banda fraccional a lo siguiente:

$$FBW = 2 \frac{Fh - Fl}{Fh + Fl} \quad (2.1)$$

En el 2002 la FCC (US Federal Communications Commission) estableció la regulación para esta banda. Debido al enorme ancho de banda ocupado por las señales, con el fin de evitar la interferencia con otros sistemas de comunicaciones, se estableció una máscara de densidad espectral de potencia que deben cumplir todos los transmisores de UWB, fijando un nivel máximo de potencia de -41.3 dBm para la banda regulada de 3.1 GHz a 10.6 GHz.

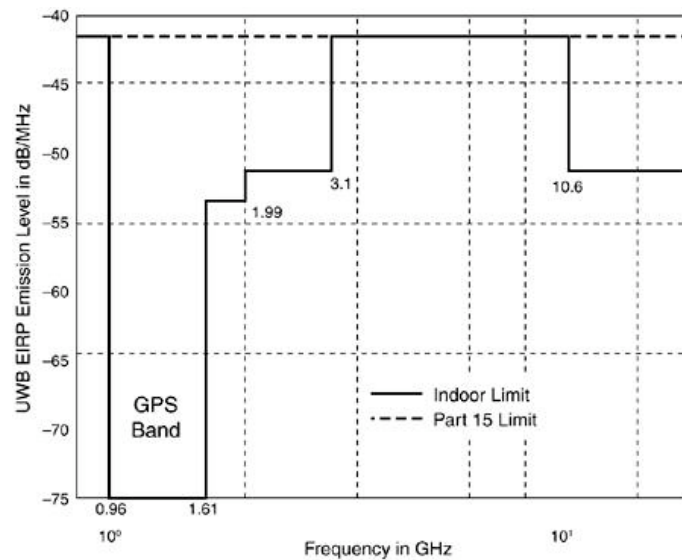


Figura 3. Mascara espectral FCC [5]

Dentro del rango de frecuencias regulado por el FCC, en Europa se han establecidos dos bandas destinadas a evitar el empleo de la banda de 5 GHz. La banda baja está situada entre las frecuencias 3.1 y 4.8 GHz, mientras que la banda alta está situada entre 6 y 10.2 GHz.

Las principales ventajas que aporta el empleo de esta tecnología son, entre otras, las siguientes:

- Bajo nivel de potencia emitido.
- Bajo coste del hardware.
- Bajo consumo de los dispositivos.
- Alta resolución temporal.
- Alta tasa de transferencia de datos a baja distancia o baja tasa a larga distancia.
- Alto nivel de seguridad en las comunicaciones.

Aunque las altas frecuencias empleadas no hacen a esta tecnología una buena candidata para la transmisión de datos entre implantes debido a la baja profundidad de penetración en los tejidos a estas frecuencias, o entre implantes y la superficie del cuerpo, sí representa una tecnología con un gran potencial para aplicaciones en las cuales se requiera establecer enlaces de comunicaciones entre dispositivos ubicados sobre el cuerpo o desde el cuerpo hacia el entorno cercano al mismo (enlaces off-body).

Una de las aplicaciones en el campo de las redes de área corporal en las cuales la tecnología UWB aporta un rasgo diferenciador respecto a otras bandas de frecuencias es la localización y posicionamiento de individuos en entornos indoor. Debido al gran ancho de banda disponible, es posible tener una resolución temporal muy alta (del orden de ns). Debido al ancho de banda disponible, la resolución temporal es la inversa, de tal manera que:  $\tau = 1/B$  (delay bin). Teniendo en cuenta un ancho de banda de 7.5 GHz, se tiene una resolución temporal de 133 ps. Esta característica presenta una doble ventaja:

- Identificación precisa de componentes multicamino individuales.
- Estima precisa de la posición de un receptor.

Normalmente, no se emplea toda la banda disponible sino que los sistemas se diseñan para trabajar en una subbanda específica, dependiendo de las características que se deseen explotar en la aplicación objetivo. Por ejemplo, para la localización se ha comprobado que la elección de una subbanda en la parte alta del rango (en torno a los 7 GHz) supone un aumento del doble en la precisión en la estima de la distancia a un receptor [6].

### 2.3. Estandarización

Con el fin de establecer un marco común para el desarrollo de las redes personales inalámbricas y en concreto las de área corporal, dentro del IEEE se estableció el grupo de trabajo 802.15. Dentro de este grupo se desarrolló el estándar IEEE 802.15.4 en el cual se definen los niveles físico (PHY) y de acceso al medio (MAC) para redes de área personal con baja tasa de transmisión de datos. Este estándar sirve de base a tecnologías como Zigbee. Debido a que este estándar no cubría los especiales requerimientos que poseen las redes de área corporal, en el 2006 se formó el task group TG6. El resultado fue la aprobación del estándar IEEE 802.15.6 en febrero de 2012 [7].

#### 2.3.1. El estándar IEEE 802.15.6

En la introducción del estándar IEEE 802.15.6 se define el propósito del mismo de la siguiente forma: *"Con la disminución del tamaño y el incremento en capacidades de los dispositivos electrónicos, gracias a la ley de Moore, era inevitable que dispositivos pequeños y portables fueran desarrollados para la comunicación en torno al cuerpo humano. Algunos dispositivos son vestibles y otros son implantables con propósitos médicos. Estos dispositivos requieren comunicarse con sus controladores remotos. El IEEE 802.15.6-2012 es un estándar para comunicaciones de corto alcance inalámbricas en la vecindad o en el interior del cuerpo (pero sin restringirse a seres humanos). Se emplea la banda ISM y otras, así como bandas de frecuencia en cumplimiento de restricciones por parte de autoridades reguladoras médicas y de comunicaciones. Este permite a los dispositivos operar a un nivel muy bajo de potencia transmitida por seguridad con el fin de minimizar la tasa de absorción específica (SAR) en el interior del cuerpo e incrementar la vida de las baterías. Proporciona calidad de servicio (QoS), por ejemplo, para soportar mensajería de emergencia. Debido a que algunas comunicaciones pueden transportar información sensible, este también soporta un alto nivel de seguridad."*

En este estándar se definen diferentes implementaciones para el nivel físico y un nivel de enlace común, no solo para aplicaciones médicas sino también para electrónica de consumo. Se restringe el número de nodos que pueden formar una red a 6 pero se puede escalar hasta los 256.

Los niveles físicos definidos en el estándar son los siguientes:

- PHY NB (Narrow Band).
- PHY UWB.
- PHY HBC.

El nivel físico PHY NB está diseñado para aplicaciones médicas con dispositivos vestibles o implantados. Permite reemplazar los cables por enlaces inalámbricos altamente fiables. En el caso de los dispositivos vestibles, al menos uno de los extremos del enlace inalámbrico está sobre el cuerpo humano. En el caso de los implantados, proporciona una base estandarizada en lo que hasta el momento únicamente existía una banda de funcionamiento. Comparado con otras tecnologías como Bluetooth LE (Low Energy), 802.15.6 NB está orientado a aplicaciones médicas que requieran transferencia de datos bidireccional a corta distancia, que necesiten una conexión altamente fiable (se emplean códigos FEC), y que soporten streaming.

Las bandas de frecuencias asignadas a este nivel físico son los mostrados en la tabla 1.

Frequency Band (MHz)	Number of Channels	Channel bandwidth
402 – 405	10	300 kHz
420 – 450	12	320 kHz
863 – 870	14	400 kHz
902 – 928	60	400 kHz
950 – 958	16	400 kHz
2360 – 2400	39	1 MHz
2400 – 2483.5	79	1 MHz

Tabla 1. Frecuencias asignadas a PHY NB [7]

El nivel físico PHY UWB ofrece dos posibles implementaciones:

- IR-UWB: basado en la transmisión de pulsos individuales o ráfagas de pulsos por símbolo de información.
- FM-UWB: combinando la modulación CP-GFSK con FM.

Este medio permite aprovechar las ventajas de la tecnología de UWB en cuanto a reducción de costes y consumo, nivel de potencia transmitido (el nivel es cercano al presente en MICS) y bajo nivel de interferencia con otros equipos y dispositivos médicos del entorno.

Además, se definen dos modos de operación:

- Modo normal: todos los equipos ya sean para aplicaciones médicas como de consumo deben implementar este modo. El empleo de IR-UWB es obligatorio, mientras que FM-UWB es opcional.
- Modo de alta calidad de servicio: es usado para aplicaciones médicas de alta prioridad. FM-UWB es obligatorio en este modo también.

Las bandas de frecuencia asignadas a este nivel físico son las mostradas en la tabla 2.

Band group	Channel number	Central frequency (MHz)	Bandwidth (MHz)	Channel attribute
Low band	1	3494.4	499.2	Optional
	2	3993.6	499.2	Mandatory
	3	4492.8	499.2	Optional
High band	4	6489.6	499.2	Optional
	5	6988.8	499.2	Optional
	6	7488.0	499.2	Optional
	7	7987.2	499.2	Mandatory
	8	8486.4	499.2	Optional
	9	8985.6	499.2	Optional
	10	9484.8	499.2	Optional
	11	9984.0	499.2	Optional

Tabla 2. Frecuencias asignadas a PHY UWB [7]

El último de los niveles físicos definidos en el estándar IEEE802.15.6 es PHY HBC (Human Body Communications). Está diseñado para el intercambio de información entre dispositivos por medio del contacto. Un electrodo en contacto directo con el cuerpo es el encargado de transmitir y recibir señales eléctricas a través del cuerpo entre dispositivos. La banda de frecuencias empleada es la de 21 MHz.

El nivel de acceso al medio (MAC) definido en este estándar posee las siguientes características:

- Soporte de calidad de servicio (QoS).
- Soporte de la banda de comunicaciones MICS.
- Soporte de comunicaciones de emergencia.
- Soporte para enlaces punto a punto y punto a multi punto.
- Seguridad.
- Control de potencia macroscópico y microscópico.
- Coexistencia y mitigación de interferencias.

Se definen 4 tipos de servicios:

- Tipo 0: servicios no médicos.
- Tipo 1: mezcla de servicios médicos y no médicos.
- Tipo 2: servicios generales de salud.
- Tipo 3: servicios médicos de alta prioridad.

Además se definen 7 tipos de prioridades:

- Tipo 0: background (BK).
- Tipo 1: best effort (BE).
- Tipo 2: excellent effort (EE).
- Tipo 3: video (VI).
- Tipo 4: voz (VO).
- Tipo 5: datos médicos o control de red.
- Tipo 6: datos médicos de alta prioridad o control de red.
- Tipo 7: emergencia o reporte de un evento médico.

En el estándar IEEE 802.15.6 se define un único nivel de acceso al medio (MAC). Este puede operar tanto en topología de estrella (un único salto), donde un dispositivo hub es el

encargado de coordinar el acceso al canal, o en árbol (dos saltos) donde el hub es la raíz del árbol.

Los hubs son los encargados de coordinar el acceso al canal por medio de uno de los siguientes modos de acceso:

- Modo baliza (beacon mode) con límites de supertrama.
- Modo no baliza con límites de supertrama.
- Modo no baliza sin límites de supertrama.

En todos los modos de acceso el hub y los dispositivos mantienen una base de referencia temporal, en la cual el eje de tiempo se divide en estructuras de super trama. En los primeros dos modos anteriores se emplea una base de tiempos común entre el hub y los dispositivos. En particular, en el primero de los modos, la base de tiempos es anunciada por el hub utilizando balizas o tramas temporizadas (T-Poll). En el segundo de los modos, la base de tiempos se anuncia únicamente con tramas T-Poll. En el tercero de los modos, el hub y los dispositivos mantienen bases de tiempo independientes.

La base de tiempos se organiza en periodos de baliza o super tramas, cada una de ellas dividida en slots. El número de slots puede variar entre 1 y 256. La duración de los slots es variable, dependiendo del nivel físico empleado (para PHY NB puede estar entre 1 y 256 ms). Esta estructura de super trama permite un buen control sobre la longitud de los slots y los periodos de baliza. En la siguiente figura se puede ver la estructura definida para las supertramas:

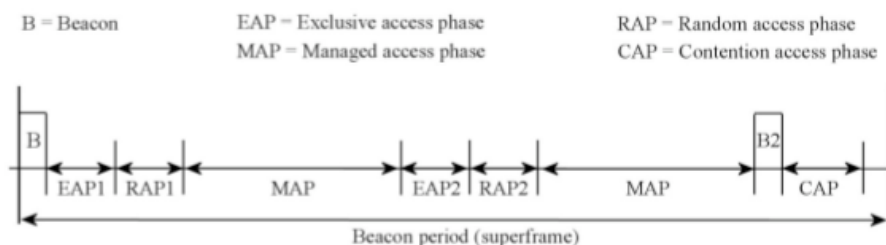


Figura 4. Estructura de supertrama [7]

Se definen 4 métodos de acceso posibles, que pueden utilizarse de manera independiente o conjunta, en cada periodo de la super trama:

- Acceso aleatorio.
- Acceso improvisado.
- Acceso planificado.
- Acceso no planificado.

En el acceso aleatorio, los nodos emplean CSMA/CA o Slotted Aloha en los periodos de acceso marcados por un hub para transmisiones basadas en contención. La contención se prioriza para distinguir 8 niveles de prioridad de usuario.

En el acceso improvisado, el hub anuncia los periodos de transmisión por medio de la cabecera de la trama MAC actual. Entonces en los periodos anunciados, el hub envía sondeos para que los nodos envíen datos o tramas de control, o es él el que envía datos o tramas de control a los nodos.

Por medio del acceso planificado, nodo y hub negocian intervalos de tiempo reservados para la transmisión de datos o tramas de control desde el nodo, desde el hub, o bidireccional.



Por último, el acceso no planificado es una versión "best-effort" del método de acceso anterior.

Respecto a la seguridad, el estándar IEEE 802.15.6 propone una solución robusta con una baja sobrecarga. Se definen 3 niveles de seguridad:

- Nivel 0: comunicaciones inseguras. Los datos se transmiten en tramas inseguras. No se emplean mecanismos para la autenticación, integridad, confidencialidad, privacidad y protección contra reenvíos.
- Nivel 1: solo autenticación. Se emplean mecanismos para la autenticación de los datos, pero estos no se cifran. La privacidad y la confidencialidad no se garantizan en este modo.
- Nivel 2: autenticación y cifrado. Los datos se transmiten en tramas autenticadas y cifradas. Ofrece un cumplimiento de todas las primitivas de seguridad no garantizadas en los niveles anteriores.



**Capítulo III.  
Modelado del Canal UWB en  
Redes de Área Corporal**

### 3.1. Introducción

Debido a las especiales características que la presencia del cuerpo humano impone en la propagación de señales tanto en el interior como entorno al mismo, una adecuada caracterización y modelado de los diferentes mecanismos que intervienen juega un papel de gran importancia en el diseño de los sistemas de comunicaciones de área corporal. Una señal propagada sufrirá por un lado un proceso de atenuación debido a la absorción variable en función de la frecuencia y del tipo de tejido humano, como consecuencia de las características dieléctricas de los tejidos del cuerpo, y por otro lado principalmente un proceso de difracción ocasionada por el bloqueo de la señal por las diferentes partes del cuerpo. Debido a que el cuerpo es un elemento dinámico, las diferentes posturas adoptadas a lo largo del tiempo provocan que el canal de propagación entre el transmisor y el receptor se vea obstaculizado. Además, como consecuencia de los diferentes mecanismos que influyen en la propagación de las señales (difracción, reflexión principalmente) al receptor llegarán diferentes réplicas de la señal transmitida, atenuadas, distorsionadas y desplazadas en el tiempo. A cada una de estas réplicas de la señal transmitida se le denomina componente multicamino. La superposición de cada una de estas componentes recibida tendrá lugar de forma constructiva o destructiva dando lugar a desvanecimientos en la señal resultante recibida.

A la hora de estudiar los diferentes canales de propagación que se pueden encontrar en un entorno BAN, podemos diferenciar 4 tipos de canales dependiendo de la ubicación de los dispositivos, es decir, según si estos se encuentran ubicados sobre el cuerpo o implantados, tal y como se puede ver en la siguiente figura:

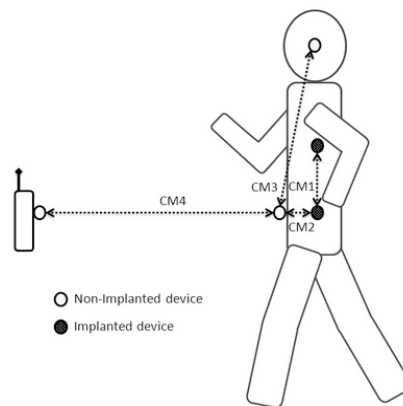


Figura 5. Canales BAN

El modelo de canal CM1 corresponde a enlaces entre dispositivos implantados en el interior del cuerpo. El modelo CM2 corresponde a enlaces entre dispositivos implantados y dispositivos colocados en la superficie del cuerpo. Ejemplos de este enlaces se dan en marcapasos y cápsulas endoscópicas, entre otros. El modelo CM3 corresponde con enlaces entre dispositivos ubicados en la superficie del cuerpo. Por último, el modelo CM4 corresponde a enlaces entre dispositivos ubicados en la superficie del cuerpo y otros ubicados a una cierta distancia en el entorno del mismo.

Debido al gran ancho de banda disponible con UWB, la elección de una banda de frecuencias u otra vendrá determinado por la aplicación concreta para la cual se esté diseñando el sistema. La utilización de una frecuencia en la parte baja del espectro disponible permitirá aumentar la profundidad de penetración, consiguiendo reducir las pérdidas de propagación debidas a la propagación a través de los tejidos. Como consecuencia de lo anterior, la elección de una banda de frecuencias baja, debido de la relación inversa de la resolución temporal con

el ancho de banda, reducirá la capacidad de resolver componentes multicamino individuales si estas llegan muy próximas entre sí. Por el contrario, la elección de una banda de frecuencias en la parte alta del espectro asignado para UWB, permitirá aumentar la capacidad de resolver componentes multicamino individuales (resolución de nanosegundos), a costa de reducir la profundidad de penetración y por lo tanto limitando el uso a aplicaciones que empleen el canal de propagación sobre el cuerpo (on-body) o del cuerpo al exterior (off-body), debido a las grandes pérdidas de propagación que presenta el cuerpo conforme aumenta la frecuencia.

### 3.2. Propagación en el cuerpo humano

El cuerpo humano es un medio hostil en cuanto a la propagación de señales electromagnéticas se refiere. La polarización es el efecto más importante que surge en la interacción entre un campo electromagnético y el cuerpo humano. Ocurre cuando las cargas internas se mueven en respuesta a un campo electromagnético externo. Como consecuencia, este efecto produce corrientes de desplazamiento y de conducción. Es por eso que el cuerpo humano se suele modelar como un material dieléctrico con pérdidas. Además, dependiendo de la frecuencia, los tejidos presentan unas características eléctricas diferentes (permitividad relativa y conductividad variables con la frecuencia). Por último, debido a que el cuerpo humano es una entidad dinámica, nos encontramos con que cualquier canal de comunicaciones que se modele tanto en el interior del cuerpo como en el exterior del mismo es fuertemente variable con el tiempo y la frecuencia.

La propagación de señales en el interior del cuerpo es difícil de modelar debido a las características de los tejidos que conforman los diferentes órganos del cuerpo. Las características eléctricas de los tejidos varían con la frecuencia por lo que dependiendo de la aplicación, la elección de una determinada banda de frecuencias será de gran importancia de cara a calcular adecuadamente las pérdidas de propagación y la potencia recibida por el receptor ubicado dentro o fuera del cuerpo. A partir de simulaciones electromagnéticas y estudios forenses se han desarrollado diferentes registros con los valores clasificados por frecuencias de operación de los parámetros dieléctricos (permitividad relativa  $\epsilon_r$  y conductividad  $\sigma$ ) para distintos tejidos y órganos que componen el cuerpo humano [8]. Uno de estos registros puede consultarse a través de la web de la FCC en la siguiente dirección: <http://transition.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html>.

A partir de la caracterización eléctrica de los tejidos del cuerpo humano, es posible realizar un estudio de la atenuación que sufre un campo eléctrico incidente en la interfaz de separación entre dos medios con características eléctricas diferentes. El objetivo de este estudio es determinar el parámetro profundidad de penetración, definido como aquella distancia a la cual la intensidad de campo se reduce a 1/e de la incidente en la interfaz entre dos medios.

$$\delta = \frac{1}{k''} \quad (3.1a)$$

$$\text{con } k'' = -\omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_0} \sqrt{\epsilon_r} \text{Imag} \left[ \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0 \epsilon_r}} \right] \quad (3.1b)$$

La profundidad de penetración es de gran importancia a la hora de determinar la banda de frecuencias a emplear. En la tabla 3 se puede ver la profundidad de penetración en centímetros para diferentes tejidos y órganos humanos.

Tissue	10 MHz	400 MHz	2.45 GHz	5 GHz
Skin dry	56.06	5.53	2.26	1.05
Skin wet	31.04	5.84	2.20	0.95
Fat	106.14	30.90	11.70	4.93
Muscle	21.88	5.26	2.23	0.93
Bone cancellous	53.17	11.00	2.87	1.20
Bone cortical	96.86	21.32	4.58	1.77
Bone marrow	235.38	43.49	12.88	5.11
Brain gray matter	39.32	5.66	2.07	0.88
Brain white matter	53.52	7.95	2.65	1.09
Vitreous humor	13.16	3.17	1.78	0.80
Blood	16.31	3.43	1.61	0.73
Heart	26.38	4.69	1.76	0.79
Kidney	27.22	4.19	1.61	0.76
Liver	34.24	6.03	2.09	0.88
Lung deflated	26.94	5.95	2.21	0.91
Lung inflated	38.98	7.30	3.02	1.36
Esophagus	19.60	4.56	1.91	0.79
Stomach	19.60	4.56	1.91	0.79
Colon	26.47	5.11	1.93	0.83
Duodenum	19.60	4.56	1.91	0.79
Small intestine	15.17	2.60	1.26	0.67

Tabla 3. Profundidad de penetración en tejidos según frecuencia (cm)

Se puede observar que para los tejidos con mayor concentración de agua, como los músculos, se tiene una profundidad de penetración variable entre 20 cm a 10 MHz y 1 cm a 5 GHz, mientras que para las mismas frecuencias pero para tejidos con baja concentración de agua como es el tejido adiposo, la profundidad de penetración varía entre 100 cm a 10 MHz y 5 cm a 5 GHz.

En la propagación sobre el cuerpo, dependiendo de la frecuencia de operación y la distancia normalizada respecto a la longitud de onda hay tres componentes del campo electromagnético que pueden contribuir:

- Componente de campo radiado.
- Componente de campo inducido (inducción reactiva).
- Componente de campo electrostático (acoplamiento electrostático).

La componente de campo radiado es la predominante a largas distancias de transmisión y representa una onda de tipo superficial [9]. A pequeñas distancias las otras dos componentes son las predominantes en el campo recibido. En la figura 6 se muestra el porcentaje de cada una de las componentes de campo en función de la frecuencia.

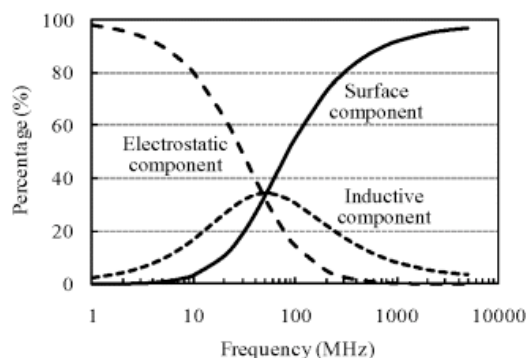


Figura 6. Porcentaje de componentes de campo según frecuencia [1]

Durante la propagación sobre la superficie del cuerpo, en muchas ocasiones el camino entre el dispositivo transmisor y el receptor se encuentra interrumpido por algún elemento del mismo. En esta situación se produce una difracción de la onda superficial de manera que este

mecanismo puede considerarse como el más importante en la propagación sobre la superficie del cuerpo.

Dependiendo de la frecuencia empleada, al receptor pueden llegar más de una contribución de la señal emitida a través de diferentes caminos. A frecuencias bajas, además de las componentes que lleguen por difracción en la superficie, pueden llegar componentes a través del cuerpo. Conforme la frecuencia va aumentando las pérdidas a través del cuerpo harán que las contribuciones recibidas sean únicamente por ondas superficiales difractadas y reflejadas en distintas partes del cuerpo, debido a que parte de la energía radiada se escapa al exterior del cuerpo.

### 3.3. Modelos de canal de propagación para UWB

Debido a que una señal transmitida interactúa con el entorno de una manera compleja, la adecuada caracterización del canal de propagación representa un factor clave a la hora de determinar los mecanismos que influyen en la propagación y diseñar sistemas de comunicaciones que hagan un uso eficiente de los recursos. Existen multitud de modelos orientados a caracterizar la propagación de una señal en la banda de UWB en diferentes escenarios de aplicación, pero en general, estos modelos pueden clasificarse en modelos deterministas y modelos estadísticos.

#### 3.3.1. Modelado determinista del canal

El modelado determinista se basa en emplear técnicas de análisis electromagnético y de óptica geométrica (conjuntamente con modelos de difracción como UTD) en combinación con modelos precisos del entorno para obtener de manera casi exacta cómo se comporta el canal ante la propagación de una señal electromagnética. Se suelen emplear herramientas de simulación electromagnética, que emplean métodos de análisis por diferencias finitas (FDTD), y de trazado de rayos para analizar el análisis.

Si el entorno se caracteriza correctamente en cuanto a la definición precisa de los elementos dispersores de la señal mediante modelos 2D o 3D y las características electromagnéticas de los materiales, este método presenta generalmente unos resultados que se ajustan muy bien al comportamiento real del canal. Por el contrario, las técnicas de modelado determinista tienen requerimientos computacionales muy altos y los resultados son válidos casi exclusivamente para el escenario modelado, no siendo extrapolables, generalmente, a otros entornos. Aun así, esta técnica de modelado del canal es de gran ayuda a la hora de modelar la propagación en entornos donde es difícil o imposible aplicar otro tipo de modelado, como por ejemplo el modelado en el interior del cuerpo humano en entornos de redes de área corporal donde se establezcan enlaces entre dispositivos implantados. Además, los resultados obtenidos por estos métodos sirven de punto a partida para la validación de resultados obtenidos a partir de medidas realizadas en situaciones reales.

#### 3.3.2. Modelado estadístico del canal

El modelado estadístico del canal de comunicaciones se basa en generar una respuesta sintética del canal que sea una representación del canal de propagación real bajo estudio. El canal se modela considerando a este como un proceso aleatorio.

A partir de medidas del canal real, se obtiene una colección de datos representativas de la respuesta del canal. Del análisis estadístico de estos datos es posible obtener un modelo del comportamiento del canal, describiendo el comportamiento por medio de las funciones de distribución de los diferentes parámetros. Por medio de este tipo de modelado no se obtiene una descripción exacta del comportamiento del canal para un escenario fijo, sino una

representación en términos de momentos estadísticos que determinan el comportamiento del canal. Por la flexibilidad y la menor complejidad que presentan en comparación con los modelos deterministas, son los modelos que de manera más extendida se suelen emplear.

A partir de los modelos generados, cambiando las condiciones de contorno se puede extrapolar el comportamiento analizado a otros entornos similares, pudiendo obtener un modelo de comportamiento en términos estadísticos con precisión suficiente para analizar el funcionamiento de un sistema de comunicaciones bajo diseño. Este tipo de modelado será por tanto el que emplearemos en este trabajo para realizar la caracterización del canal de propagación UWB entre dispositivos ubicados en el cuerpo y dispositivos situados en el exterior del mismo a una cierta distancia.

### 3.4. Técnicas de sondeo del canal de propagación

La medida del comportamiento real de un canal de propagación permite por un lado obtener el comportamiento del mismo a partir del cual realizar un estudio y generación de un modelo de propagación, como por otro lado verificar la validez y ajuste de otros modelos de propagación. De forma general, existen dos posibles métodos para realizar la medida del canal de propagación UWB:

- Dominio del tiempo
- Dominio de la frecuencia

La caracterización en el dominio del tiempo consiste en obtener la respuesta impulsional del canal bajo estudio, mientras que la caracterización en frecuencia se basa en la obtención de la respuesta en frecuencia del canal. Ambos métodos son equivalentes, en el sentido de que por medio de la transformada inversa de Fourier se puede obtener la respuesta impulsional del canal a partir de la respuesta en frecuencia medida.

#### 3.4.1. Sondeo del canal en el dominio del tiempo

El método más simple para el sondeo del canal de propagación en el dominio del tiempo se basa en generar un pulso lo más próximo a una función delta de Dirac  $\delta(t)$  o un tren de pulsos a espaciados lo suficiente como para que no interfieran en recepción las diferentes componentes multicamino provocadas por el pulso y a través de una antena transmisora enviarlo a una cierta distancia donde una antena receptora lo recibe y a través de un osciloscopio de muestreo sincronizado con el emisor, recoger la respuesta impulsional  $h(t)$ . El esquema general de este método de sondeo se puede ver en la siguiente figura:

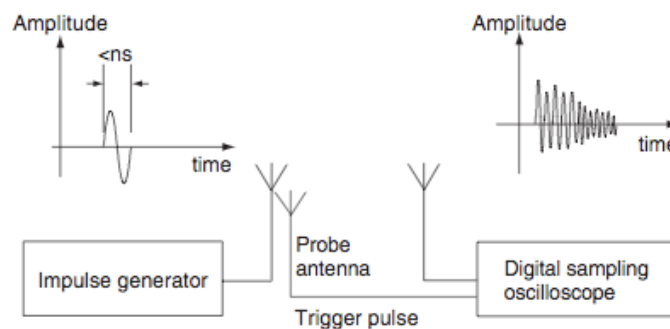


Figura 7. Método de sondeo de canal en el tiempo [3]

Debido a que el pulso generado no es una delta perfecta, la respuesta al impulso del canal se obtiene después de realizar la deconvolución de la respuesta observada por medio del osciloscopio con una réplica de la señal transmitida. Cuanto más simple sea la señal generada más sencillo y preciso será este proceso.

$$y(t) = x(t) \otimes h(t), \text{ siendo } x(t) \text{ el pulso transmitido y } h(t) \text{ la respuesta el impulso}$$

La principal ventaja que presenta este método es que el canal no es necesario que permanezca completamente estático durante el tiempo que dure la medida. De esta forma, es posible estudiar el comportamiento dinámico (hasta cierto punto) del canal de propagación radioeléctrico. Las desventajas que presenta este método en su aplicación a UWB son las siguientes:

- Dificultad de generación de pulsos de tan corta duración.
- Bajo rango dinámico de la medida
- Sincronización entre transmisor y receptor.
- Dificultad de generación y almacenado de una réplica de la señal transmitida para la deconvolución.

Existen otras alternativas para realizar el sondeo del canal de propagación en el tiempo como son el empleo de técnicas de DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum), enviado un tren de impulsos que son correlados en recepción obteniendo la respuesta impulsional del canal. De cualquier forma, esta técnica se limita a la parte baja del espectro de UWB, debido a que la tasa de chip necesaria conforme aumenta el ancho de banda impone serias limitaciones técnicas.

### 3.4.2. Sondeo del canal en el dominio de la frecuencia

El método de sondeo del canal de propagación en frecuencia se basa en el barrido del ancho de banda de interés por medio de una señal sinusoidal generada de manera sintética. La señal generada se desplaza en frecuencia a intervalos regulares y para cada uno, la respuesta en frecuencia del canal es medida por medio de un analizador vectorial de redes (VNA). Previo a realizar la medida, es necesario realizar un proceso de calibración con el fin de eliminar la influencia de los cables, conectores y diferentes elementos.

A través de este método, mediante el VNA se mide el parámetro S21 del dispositivo bajo test (DUT), que en este caso es el canal de propagación bajo estudio. Una configuración típica de los elementos necesarios para realizar este tipo de sondeo se muestra en la siguiente figura:

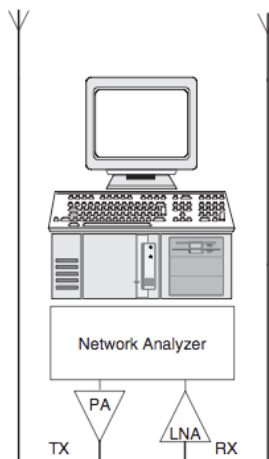


Figura 8. Método de sondeo del canal en frecuencia [3]



La respuesta en frecuencia medida por medio del VNA contiene información tanto de magnitud como de fase. Esta respuesta puede convertirse al dominio del tiempo mediante una transformada inversa de Fourier para obtener la respuesta impulsional del canal.

Debido a que este método de sondeo es más sencillo que su contrapartida en el dominio del tiempo, es el método más utilizado. A pesar de esto, presenta varios inconvenientes:

- El canal debe permanecer estático durante el proceso de medida. El tiempo de barrido del canal esta limitado por el tiempo de coherencia del canal. Si es superior, el canal podría cambiar durante el proceso de barrido en frecuencia.
- Requiere de un VNA, que según los requerimientos de rango de frecuencia puede tener un coste muy elevado.
- Es poco flexible para hacer medidas a larga distancia porque emisor y receptor se encuentran conectados al mismo VNA.

Además de lo anterior, la capacidad de distinguir componentes multicamino individuales recibidas con diferentes retardos se encuentra limitada superiormente por el máximo retardo detectable  $\tau_{max}$ , el cual se puede definir en función el ancho de banda  $B$  y del número de puntos en frecuencia usados durante el proceso de barrido en frecuencia  $N_{smp}$ .

$$\tau_{max} = \frac{(N_{smp} - 1)}{B} \quad (3.2)$$

De esta forma, y a modo de ejemplo, considerando la banda de UWB completa de 3.1 GHz a 10.6 GHz, se tendría un ancho de banda de 7.5 GHz, y si consideramos 1601 puntos obtenidos durante el barrido por medio de un VNA, nos daría un retardo máximo identificable de 213 ns.

### 3.5. Caracterización estadística del canal de propagación UWB-BAN

El estudio del canal de propagación existente entre dos dispositivos ubicados en la superficie del cuerpo o entre dispositivos uno de ellos en la superficie del cuerpo y otro situado fuera del mismo a una cierta distancia cuando la banda de frecuencia empleada es UWB, puede acometerse empleando los diferentes métodos de estudio estadístico del canal en banda ancha existentes, imponiendo ciertas restricciones derivadas de la influencia que presenta la presencia del cuerpo humano. La elección de un método estadístico de modelado del canal supone la realización de una secuencia de pasos:

1. Establecimiento de un marco matemático para la descripción del modelo de canal.
2. Identificación de los parámetros necesarios para describir de forma completa el canal.
3. Realización de campañas de medida para obtener la respuesta del canal en los escenarios requeridos.
4. Procesado de las medidas obtenidas en el paso anterior y extracción de los estadísticos asociados a los parámetros identificados en el paso 2.

#### 3.5.1. Modelo de canal multicamino

El fenómeno del multicamino se produce cuando múltiples copias de una misma señal transmitida llegan a un receptor. Estas copias de la señal transmitida, atenuadas, distorsionadas y desplazadas en el tiempo, debido a diferentes mecanismos tales como la reflexión, la difracción o la dispersión se superponen sumándose de manera constructiva o destructiva dando lugar a la señal compuesta recibida. La presencia de múltiples caminos entre transmisor y receptor, introduce una mayor complejidad en el modelado del canal de

propagación. Debido a la alta resolución temporal que presenta la tecnología UWB, estas componentes multicamino pueden resolverse individualmente en mayor o menor medida dependiendo del ancho de banda disponible. De esta forma, el diseño de los sistemas receptores puede hacer uso de esta característica para aprovechar el multicamino como un ventaja y no como un problema tal y como sucede en sistemas de banda estrecha en los cuales en un mismo intervalo de retardo (delay bin) múltiples componentes recibidas se pueden sumar de manera destructiva dando lugar a desvanecimientos profundos en la señal recibida resultante. Por lo tanto, el estudio del multicamino en sistemas UWB supone una pieza clave a la hora de iniciar el modelado del canal de propagación.

En el ámbito de la tecnología UWB han surgido distintos modelos de canal de propagación en los que se caracteriza el fenómeno del multicamino. Aunque la aplicación de estos al campo de las redes de área corporal requiere de un proceso de ajuste, los fundamentos siguen siendo válidos. Uno de estos modelos es el Saleh-Valenzuela o modelo S-V. En este modelo la respuesta al impulso  $h(t)$  de un canal se plantea de la siguiente forma:

$$h(t) = \sum_{l=0}^L \sum_{k=0}^{K_l} a_{k,l} \delta(t - T_l - \tau_{k,l}) \quad (3.3)$$

En 1987 Saleh y Valenzuela estudiaron el comportamiento del canal de propagación indoor y descubrieron que las componentes multicamino generadas por el mismo pulso transmitido se encontraban agrupadas en clusters. Los clusters se forman por la estructura del entorno en el cual se realizan las medidas, mientras que los caminos individuales se forman por los objetos situados en la vecindad del transmisor y el receptor. En la siguiente figura se muestra una representación de este concepto.

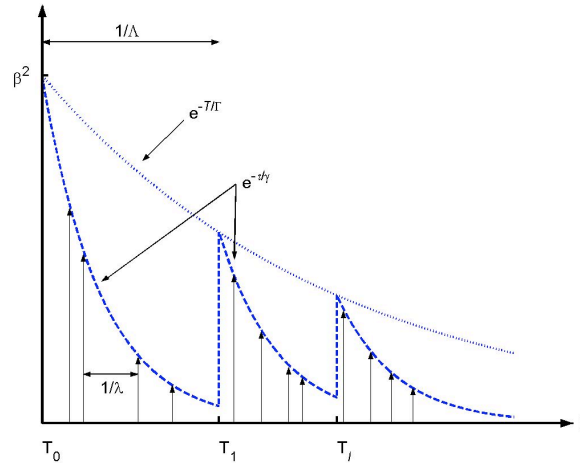


Figura 9. Estructura de clusters y componentes multicamino [10]

Tanto el tiempo de llegada de los clusters como de las componentes multicamino dentro de cada cluster se puede modelar como un proceso de Poisson, cada uno con una tasa de llegada diferente.

En la respuesta al impulso que describe el comportamiento anterior,  $a_{k,l}$  es la amplitud de la componente  $k$ -ésima dentro del cluster  $l$ -ésimo,  $\delta(\cdot)$  es la función delta de Dirac,  $T_l$  es el tiempo de llegada de la primera componente multicamino del cluster  $l$ -ésimo y  $\tau_{k,l}$  es el retardo de la componente  $k$ -ésima dentro del cluster  $l$ -ésimo. En la definición se asume que  $\tau_{0,l} = 0$ . El tiempo de llegada de clusters se puede caracterizar por la siguiente distribución:

$$p(T_l|T_{l-1}) = \Lambda \exp[-\Lambda(T_l - T_{l-1})], l > 0 \quad (3.4)$$

Y el tiempo entre llegada de componentes multicamino dentro de cada cluster se puede caracterizar por la siguiente distribución:

$$p(\tau_k | \tau_{(k-1),l}) = \lambda \exp[-\lambda(\tau_{k,l} - \tau_{(k-1),l})], k > 0 \quad (3.5)$$

Los coeficientes del canal se definen de la siguiente forma:

$$a_{k,l} = p_{k,l} \xi_l \beta_{k,l}, \gamma \quad (3.6a)$$

$$20 \log_{10}(\xi_l \beta_{k,l}) \propto N(\mu_{k,l}, \sigma_1^2 + \sigma_2^2), o \quad (3.6b)$$

$$|\xi_l \beta_{k,l}| = 10^{(\mu_{k,l} + n_1 + n_2)/20}, \quad (3.6c)$$

Donde  $n_1 \propto N(0, \sigma_1^2)$  y  $n_2 \propto N(0, \sigma_2^2)$  son independientes y corresponden con el desvanecimiento en cada cluster y componente multicamino, respectivamente, y

$$E[|\xi_l \beta_{k,l}|] = \Omega_0 e^{-T_l/\Gamma} e^{-\tau_{k,l}/\gamma}, \quad (3.6d)$$

Donde  $\Omega_0$  es la energía media de la primera componente multicamino del primer cluster y  $p_{k,l}$  es equiprobable en el intervalo  $\{-1, +1\}$  y tiene en cuenta la inversión de polaridad debida a reflexiones.  $\mu_{k,l}$  viene dado por la siguiente expresión:

$$\mu_{k,l} = \frac{10 \ln \left( \Omega_0 - \frac{10T_l}{\Gamma} - \frac{10\tau_{k,l}}{\gamma} \right)}{\ln(10)} - \frac{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2) \ln(10)}{20} \quad (3.7)$$

Las variables en la expresión anterior representan el desvanecimiento relacionado con el l-ésimo cluster,  $\xi_l$ , y el desvanecimiento asociado con la k-ésima componente multicamino del k-ésimo cluster,  $\beta_{k,l}$ . La fase de la respuesta al impulso se considera que es 0 o  $\pi$ , por lo tanto carece de parte imaginaria.

Debido al hecho de que el comportamiento del shadowing con distribución log-normal se puede definir a través de un término X, la energía total contenida en el término  $\{a_{k,l}\}$  se normaliza a la unidad. De esta forma el término de shadowing se caracteriza de la siguiente forma:

$$20 \log_{10}(X) \propto N(0, \sigma_x^2) \quad (3.8)$$

A partir de la respuesta al impulso que describe el comportamiento multicamino de un canal de propagación, se puede realizar una representación en el tiempo de cómo se distribuye la potencia recibida correspondiente a cada componente multicamino en el tiempo. A esta representación se le denomina perfil de retardo (Power Delay Profile o PDP) y se obtiene a partir de la siguiente expresión:

$$PDP(\tau) = |h(t)|^2 \quad (3.9)$$

Si el perfil de retardo se obtiene a partir de la respuesta en frecuencia del canal, entonces:

$$PDP(\tau) = |FFT^{-1}(H(f) * ventana(f))|^2 \quad (3.10)$$

El enventanado de la respuesta en frecuencia del canal permite reducir el nivel de los lóbulos secundarios en el tiempo a cambio de reducir la resolución temporal. Se pueden emplear diferentes tipos de ventanas aunque generalmente la ventana de hanning o haming son las más utilizadas ya que permiten reducir el tamaño de los lóbulos secundarios entre 32 dB y 42 dB

teniendo las dos una amplitud del lóbulo principal similar. De esta manera, el valor del máximo retardo identificable empeorará un factor x2. En la siguiente figura se puede ver una comparativa entre diferentes tipos de ventanas:

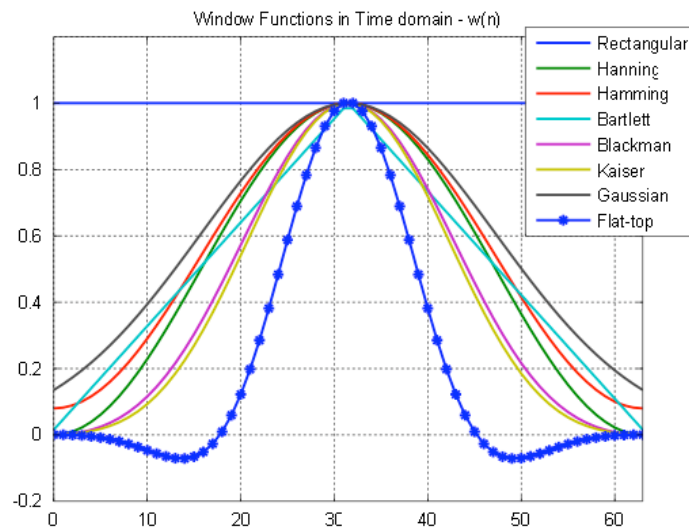


Figura 10. Comparativa de funciones de enventanado

A continuación se puede ver un perfil de retardo típico de un enlace entre dispositivos en una red de área corporal.

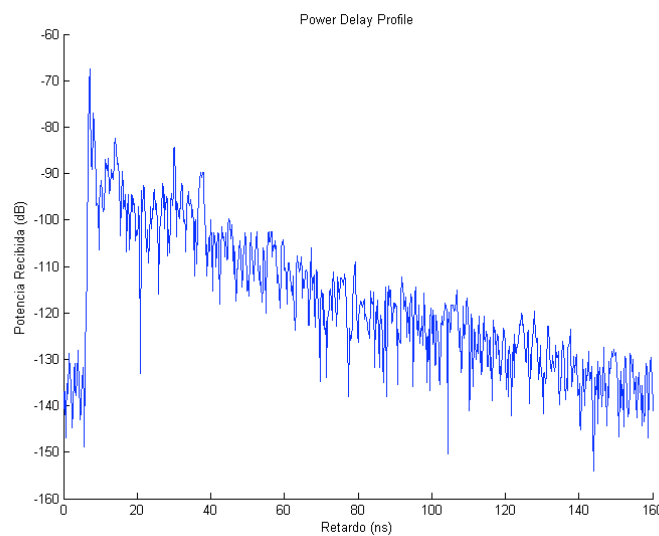


Figura 11. Ejemplo de perfil de retardo en BAN

### 3.5.2. Caracterización del canal a gran escala

La caracterización del canal de propagación puede realizarse partir de los efectos que se dan a dos niveles, a gran escala y a pequeña escala. El comportamiento a gran escala del canal de propagación se estudia principalmente a partir de la pérdidas de camino (PL) y el shadowing (S).

Las pérdidas de camino es la reducción o atenuación en potencia que una onda electromagnética experimenta al propagarse en un entorno. De manera general, se produce debido a múltiples efectos como son la propagación en espacio libre, la refracción, la difracción, la reflexión, las pérdidas de acoplamiento apertura-medio y la absorción. La determinación de las pérdidas de camino sufridas en un enlace es de gran importancia en el diseño optimizado de los sistemas inalámbricos. En su forma convencional referida a sistemas de banda estrecha, las pérdidas de propagación se calculan a partir de la fórmula de transmisión de Friis:

$$P_r(d) = \frac{P_t G_t G_r \lambda^2}{(4\pi d)^2} \quad (3.11)$$

Donde  $P_t$  es la potencia transmitida,  $G_t$  y  $G_r$  son las ganancias de la antena transmisora y la receptora, respectivamente,  $\lambda$  es la longitud de onda y  $d$  es la distancia entre transmisor y receptor. A partir de la formula anterior se observa que la potencia recibida disminuye con el cuadrado de la distancia. De igual forma, la potencia recibida se reduce con el cuadrado de la frecuencia ( $\lambda = c/f$ ). Esto último se considera casi insignificante en sistemas de banda estrecha, pero en UWB debido al gran ancho de banda disponible sí presenta un factor a considerar. Además, la fuerte dependencia de los tejidos humanos con la frecuencia fuerza a que el cálculo de las pérdidas de camino de un enlace en aplicaciones de redes de área corporal en la banda de UWB deba ser replanteado teniendo en cuenta tanto la dependencia con la distancia como la dependencia con la frecuencia.

$$PL(f, d) = PL(f) PL(d) \quad (3.12)$$

La dependencia con la distancia de las pérdida de camino describe la atenuación de la potencia media recibida en función de la distancia. Con el fin de obtener una expresión que nos permita obtener esta atenuación, normalmente a partir de una campaña de medidas a distintas distancias entre transmisor y receptor, como resultado de la cual se obtienen las respuestas impulsionales del canal bajo estudio, es posible obtener para cada respuesta obtenida el valor de las pérdidas de propagación como la inversa de la ganancia  $G$ , calculada como:

$$G = \sum_{n=1}^N |a_n|^2 \quad (3.13)$$

Es decir, las pérdidas en dBs se pueden calcular como:

$$PL(d) = -10 \log_{10} \left( \sum_{n=1}^N PDP(\tau_n) \right) \quad (3.14)$$

En general, las pérdidas de camino se pueden expresar de la siguiente forma:

$$PL(d) = PL_0 + 10n \log_{10} \left( \frac{d}{d_0} \right) + S \quad (3.15)$$

Donde  $PL_0$  son las pérdidas de camino a una distancia de referencia  $d_0$ ,  $n$  es el exponente de pérdidas y  $S$  es un término que modela el shadowing. Debido a la variación en el entorno cercano del cuerpo o por el movimiento de las partes de este, las pérdidas de camino serán diferentes del valor medio para una misma distancia. El shadowing se considera para el cuerpo tanto en posición estacionaria como no estacionaria. En general el término de shadowing puede modelarse como una distribución log-normal (o Gaussiana en el caso de

espacio libre) de media 0 dB y desviación típica  $\sigma_s$  (también en dB), por lo que normalmente modela a partir del valor de su desviación típica.

Con el fin de obtener el valor de los parámetros identificados anteriormente que nos permitan modelar la dependencia en frecuencia de las pérdidas de camino, se suele realizar un ajuste lineal de la gráfica obtenida a partir de representar los valores de las pérdidas obtenidos a partir de las respuestas al impulso del canal a distintas distancias, empleando como eje de abscisas una representación logarítmica de la distancia.

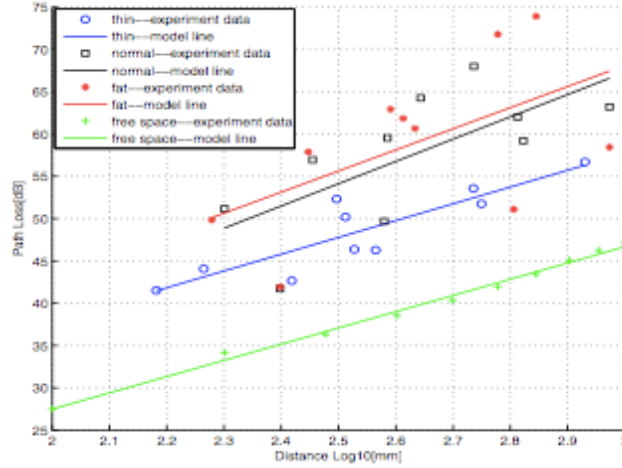


Figura 12. Pérdidas de camino [11]

Realizando un ajuste lineal de las rectas obtenidas se pueden identificar cada uno de los elementos de la expresión general de las pérdidas de camino ( $PL_0$  y  $n$ ). Con el fin de modelar el término de shadowing, a partir de la separación entre cada uno de los valores correspondientes a las pérdidas de camino obtenida real y el valor ajustado sobre la recta, y repitiendo este proceso para todos los valores de pérdidas reales, se puede obtener un conjunto de valores a partir de los cuales se puede obtener la desviación típica del shadowing  $\sigma_s$ .

La influencia de la frecuencia en las pérdidas de camino para la banda de UWB tiene una conclusión clara. En diferentes estudios en los cuales se considera esta influencia se muestra una dependencia de la frecuencia de la siguiente forma:

$$PL(f) \propto \exp(-\delta_1 f) \quad (3.16)$$

donde  $\delta_1$  varía entre 1 y 1.4. Mientras que en otros estudios, esta dependencia se modela con una ley como la siguiente:

$$\sqrt{PL(f)} \propto f^{-\delta_2} \quad (3.17)$$

donde  $\delta_2$  varía entre 0.8 y 1.4.

En ambos casos  $\delta$  es la pendiente media de la respuesta en frecuencia del canal  $H(f)$  y se obtiene mediante ajuste por mínimos cuadrados de los datos.

La dependencia de las pérdidas de camino con la frecuencia considerando la influencia de los tejidos del cuerpo, en general es compleja de modelar. Debido a la interacción en el punto de colocación entre la antena y el cuerpo, se produce una desadaptación y una alteración en las características de radiación de la antena, que dependen de la separación entre la antena y la superficie del cuerpo. En el estándar IEEE 802.15.6 para redes de área corporal no se hace

mención expresa al modelado de la influencia de la frecuencia en las pérdidas de camino, aunque, por ejemplo, en la caracterización de las pérdidas en la propagación en el interior del cuerpo las propiedades eléctricas de los tejidos del cuerpo humano varían en función de la frecuencia de manera que la profundidad de penetración disminuye conforme aumenta la frecuencia, por lo que de manera implícita el estudio de las pérdidas en este canal ya incluye esta dependencia.

### 3.5.3. Caracterización del canal a pequeña escala

La caracterización del canal de propagación a pequeña escala tiene como objetivo el estudio de los mecanismos que influyen en la señal recibida en relación con los tiempos de llegada de las componentes multicamino, su agrupación, su distribución de potencias y la combinación de las mismas dando lugar a desvanecimientos en la señal recibida.

Al contrario de lo que sucede en el estudio del canal de propagación BAN para UWB, las características de los canales multicamino teniendo en cuenta la influencia del cuerpo se espera que varíen considerablemente con la disposición de los enlaces, debido a las características del cuerpo, las cuales afectan a la geometría de los enlaces. Además, las diferencias entre las distintas partes del cuerpo así como de las curvaturas del cuerpo en la vecindad del transmisor y/o receptor resultan en distintas características multicamino.

Los parámetros que normalmente se estudian en este tipo de caracterización, con el fin de modelar el comportamiento multicamino son los siguientes:

- Número de clusters y componentes multicamino.
- Tiempos de llegada de clusters y componentes multicamino.
- Decaimiento de la potencia recibida en clusters y componentes.
- Estadística del desvanecimiento.

#### 3.5.3.1. Número de clusters y componentes multicamino

En condiciones de espacio libre, el fenómeno de la llegada de componentes multicamino agrupadas en forma de clusters es el resultado de la superestructura del entorno (mobiliario, paredes, techos, puertas, etc). Por lo tanto la presencia de mobiliario puede incrementar el número de clusters generados en un entorno. De manera general, el número de clusters,  $L$ , recibidos se puede modelar por una distribución de Poisson. Por otro lado, el número de componentes multicamino dentro de cada cluster,  $K$ , puede modelarse mediante una distribución exponencial. En general  $K$ , va en aumento desde escenarios con enlaces con visión directa (Line Of Sight o LOS) hasta enlaces sin visión directa (Non Line Of Sight o NLOS). En enlaces entre dispositivos de una red de área corporal, el fenómeno de la agrupación en clusters de las componentes multicamino no se suele observar con la relevancia del espacio libre. En los enlaces entre dispositivos colocados ambos sobre el cuerpo, debido principalmente a la difracción debida a la obstrucción del enlace directo entre transmisor y receptor por partes del cuerpo, la señal que principalmente es de tipo superficial se difracta dando lugar a nuevas componentes multicamino. Además, debido a las características de la propagación sobre el cuerpo y a las frecuencias de la banda UWB la profundidad de penetración es del orden de milímetros por lo que el enlace entre dispositivos colocados ambos sobre el cuerpo pero ubicados en puntos opuestos, más que realizarse por enlace directo, se produce considerando que la onda viaja superficialmente sobre el cuerpo entre transmisor y receptor. De cualquier manera, parte de la energía de la onda superficial consigue radiarse al exterior dando lugar a reflexiones o difracciones en otras partes del cuerpo o elementos en el entorno, que también pueden llegar al receptor. Cuando uno de los dispositivos se encuentra sobre el cuerpo y otro en el exterior del mismo a cierta distancia, se pueden diferenciar más claramente dos grupos de componentes multicamino en recepción,

aquellas debidas al fenómeno de la difracción en el cuerpo y otras correspondientes al entorno en el cual se encuentra el cuerpo. En este último tipo de componentes multicamino, la observación de clusters en las componentes es más factible que en el primero.

En la siguiente figura se puede observar un ejemplo de perfil de retardo para un enlace con ambos dispositivos ubicados en el cuerpo, en el cual se observa un conjunto de componentes multicaminos que llegan a recepción con muy poco retardo y después un conjunto con un mayor retardo correspondientes a reflexiones producidas por el entorno en el cual se encuentra el cuerpo.

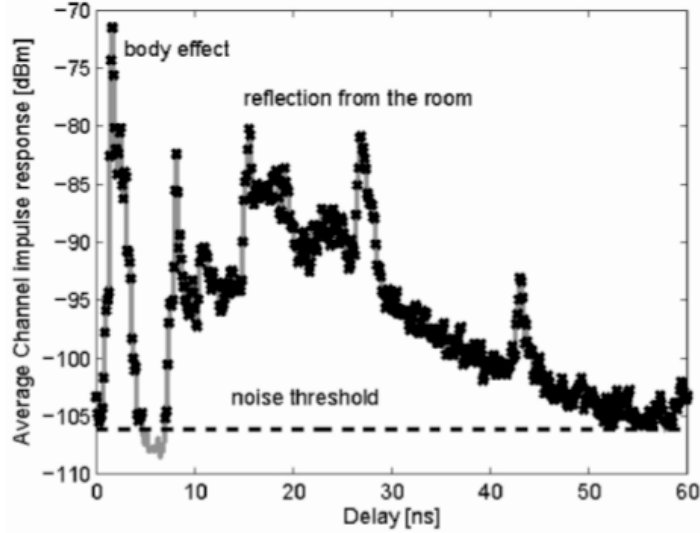


Figura 13. Efecto de los dispersores en las componentes multicamino [12]

### 3.5.3.2. Tiempos de llegada de clusters y componentes multicamino

A partir del modelo Saleh-Valenzuela general, la distribución de los tiempos de llegada de clusters y componentes multicamino se puede modelar a partir de procesos de Poisson con tasas de llegada  $\Lambda$  y  $\lambda$  respectivamente.

$$p(T_l|T_{l-1}) = \Lambda \exp[-\Lambda(T_l - T_{l-1})], l > 0 \quad (3.18a)$$

$$p(\tau_{k,l}|\tau_{(k-1),l}) = \lambda \exp[-\lambda(\tau_{k,l} - \tau_{(k-1),l})], k > 0 \quad (3.18b)$$

En diferentes estudios se ha encontrado que el modelado del tiempo entre llegadas de componentes multicamino a partir de un único proceso de Poisson es insuficiente. Como se ha visto en el punto anterior, la distribución de componentes multicamino puede dividirse en dos grupos, correspondientes a las componentes multicamino resultantes por la interacción con partes del cuerpo y componentes debidas al entorno. Cada uno de estos grupos de componentes presentan unas tasas de llegada diferentes, de manera que una descripción más exacta del proceso de llegadas sería de la forma siguiente:

$$p(\tau_{k,l}|\tau_{(k-1),l}) = \begin{cases} \lambda_1 \exp[-\lambda_1(\tau_{k,l} - \tau_{(k-1),l})], & 1 \leq k \leq \alpha \\ \lambda_2 \exp[-\lambda_2(\tau_{k,l} - \tau_{(k-1),l})], & \beta \leq k \leq K - 1 \end{cases} \quad (3.19)$$

La probabilidad de llegada de  $K$  componentes multicamino puede modelarse de la siguiente forma:

$$p(K) = \frac{\mu_K e^{-\mu_K}}{K!} \quad (3.20)$$



Con el fin de modelar la llegada de clusters en el modelo S-V general, la determinación de la tasa de llegada  $\Lambda$  se realiza considerando la primera componente multicamino recibida en cada cluster como el inicio del mismo (independientemente de si es la componente más significativa o no). El primer cluster se ajusta al origen de tiempos y el resto se obtiene por diferencia con el tiempo de llegada del cluster anterior. En entornos BAN, como se ha comentado, la aparición de clusters no es tan probable como en espacio libre, de manera que el modelado de los mismos puede realizarse a partir de una de las siguientes afirmaciones:

- Se consideran dos clusters, uno correspondiente a la influencia del cuerpo y otro a la del entorno.
- Se considera un único cluster en total.

La manera más general y habitual de realizar el modelado de los tiempos de llegada es considerar la segunda afirmación y tener en cuenta que la distribución de las componentes multicamino se realiza dentro de un mismo cluster, de manera que el estudio se limita a al cálculo de la tasa de llegada de las componentes multicamino (considerando un único proceso de tasa  $\lambda$  o más de un proceso con tasas  $\lambda_1, \lambda_2$ , etc).

### 3.5.3.3. Disminución de la potencia recibida

La potencia de los clusters y las componentes multicamino en el interior de los mismos se asume que decae de manera exponencial con tasas  $\Gamma$  y  $\gamma$  de la siguiente forma:

$$\overline{a_{k,l}^2} = \overline{a_{0,0}^2} e^{-T_1/\Gamma} e^{-\tau_{k,l}/\gamma} \quad (3.21)$$

Donde  $\overline{a_{0,0}^2}$  es el valor medio de la potencia de la primer componente multicamino. Con el fin de obtener los valores para  $\Gamma$  y  $\gamma$  a partir del perfil de retardo, se normalizan las componentes de manera que la primera de ellas tenga una potencia de 1. Además, el perfil de retardo se desplaza de manera que la primera componente ocurra a retardo 0.

Debido a que en general la existencia de clusters en entornos BAN es menos probable que en espacio libre, al igual que en el apartado anterior se puede considerar la existencia de un único cluster, de manera que todas las componentes multicamino recibidas se consideran dentro de este. En este caso, la determinación del factor de decaimiento exponencial se realiza de la misma manera, aunque diferentes autores consideran que este factor puede subdividirse en diferentes factores  $\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3$ , etc de manera que se ajuste de mejor manera la disminución de la potencia de las componentes multicamino recibidas con diferentes retardos.

### 3.5.3.4. Estadística del desvanecimiento a pequeña escala

Debido al movimiento y a las diferentes posturas que puede adoptar un individuo, la señal recibida será una superposición de componentes multicamino debidas a reflexiones, difracciones y dispersión. Esta composición da lugar a desvanecimientos en la potencia de la señal recibida (fading). Debido a la alta resolución temporal que permite la tecnología UWB, el número de componentes identificables dentro de cada intervalo de retardo (delay bin) será menor que en los sistemas de banda estrecha. En esos casos, conforme al ancho de banda aumenta el intervalo de retardo disminuye ( $\Delta\tau = 1/B$ ) pudiéndose llegar al extremo de existir intervalos en los cuales no hay ninguna componente multicamino recibida. Como consecuencia, la distribución estadística del desvanecimiento no ser, Rayleigh, debido a que no se cumple con el teorema central del límite. A partir del ajuste de la estadística del desvanecimiento con distintas distribuciones, en diferentes estudios se ha encontrado que la distribución log-normal es la que, de manera más generalizada, mejor se ajusta al modelo de desvanecimiento a pequeña escala que se da en los diferentes canales BAN en la banda de UWB.

### 3.5.4. Estudio de la dispersión temporal

Como consecuencia del comportamiento multicamino, múltiples copias de una misma señal transmitida llegan al receptor con diferentes retardos y niveles de potencia. El efecto que produce esto en el tiempo es un ensanchamiento de la señal recibida. Con el fin de reducir la interferencia entre las diferentes señales emitidas y determinar la máxima tasa de transmisión, es fundamental estudiar como se comporta el canal en términos de dispersión temporal. Para ello normalmente se emplean dos parámetros:

- Mean excess delay ( $\bar{\tau}$ )
- RMS Delay Spread ( $\tau_{rms}$ ).

El Mean excess delay representa el primer momento central del perfil de retardo (power delay profile) y se calcula de la siguiente forma:

$$\bar{\tau} = \sqrt{\frac{\sum_i PDP(\tau_i)\tau_i}{\sum_i PDP(\tau_i)}} \quad (3.22)$$

El RMS Delay Spread representa el segundo momento central del perfil de retardo y se obtiene de la siguiente forma:

$$\tau_{rms} = \sqrt{\frac{\sum_i PDP(\tau_i)\tau_i^2}{\sum_i PDP(\tau_i)} - \left(\frac{\sum_i PDP(\tau_i)\tau_i}{\sum_i PDP(\tau_i)}\right)^2} \quad (3.23)$$

Con el fin de eliminar la influencia del ruido del cálculo de los parámetros de dispersión temporal anteriores, se emplea un umbral de potencia mínimo recibido bajo el cual se descartan las componentes multicamino del perfil de retardo. En la siguiente figura se puede ver el significado de cada parámetro en un perfil de retardo.

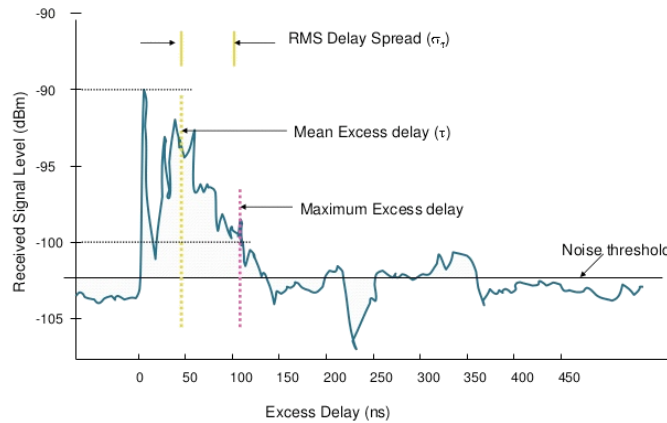


Figura 14. Parámetros de dispersión temporal

### 3.5.5. Modelo de canal off-body propuesto en el IEEE 802.15.6

En la propuesta final para la definición de los modelos de canal en el estándar IEEE 802.15.6 [6] se describe para el canal off-body CM4 en la banda de UWB la siguiente definición de modelo para la respuesta impulsional del canal:

$$h(t) = \sum_{m=0}^{L-1} \alpha_m \delta(t - \tau_m) \quad (3.24a)$$

$$|\alpha_m|^2 = \Omega_0 e^{-\frac{\tau_m}{\Gamma} - k[1-\delta(m)]} \beta \quad (3.24b)$$

$$\text{con } k = \Delta k(\ln 10/10), \tau_0 = d/c \text{ y } \beta \sim \text{lognormal}(0, \sigma) \quad (3.24c)$$

donde:

- $h(t)$  es la respuesta al impulso compleja.
- $L$  es el número de componentes multicamino recibidas, modeladas como un proceso de Poisson.
- $\alpha_m$  es la amplitud de cada componente multicamino.
- $\tau_m$  es el tiempo de llegada de cada componente multicamino, modelada como un proceso de Poisson de tasa  $\lambda$ .
- $k$  es modela el NLOS
- $\Omega_0$  es la amplitud de la primera componente multicamino recibida. Se suele normalizar a 1.
- $d$  es la distancia entre transmisor y receptor.
- $c$  es la velocidad de la luz.

El modelo propuesto para el canal considera un único cluster en el que todas las componentes multicamino se encuentran englobadas. Además, supone una primera componente de visión directa. El decaimiento en la potencia recibida para las componentes es exponencial con una tasa  $\Gamma$ . El término  $\beta$  modela el shadowing que ocurre debido a que el movimiento del cuerpo hace que diferentes partes de este se interpongan en el camino directo entre transmisor y receptor dando lugar a desvanecimientos en la señal recibida. El modelado de este término se realiza a partir de su desviación típica  $\sigma_\beta$ .

El parámetro  $k$  tiene en cuenta la relación entre la potencia de la componente de visión directa y el resto de componentes. El cálculo se realiza considerando dos grupos de componentes en el perfil de retardo un grupo compuesto por la primera contribución multicamino y otro grupo compuesto por el resto de contribuciones recibidas. A partir de esto se obtiene la diferencia entre la potencia de la primera contribución y la del resto de componentes. En la siguiente figura se muestra el modelo de perfil de retardo para el modelo de canal CM4 con los parámetros anteriores.

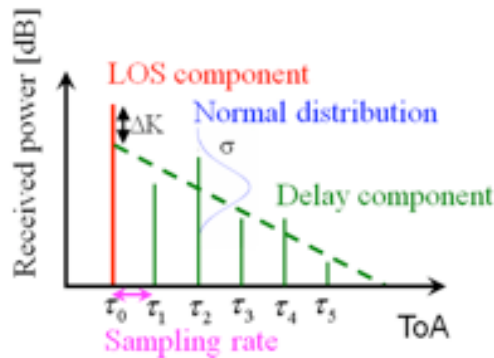


Figura 15. Modelo de canal IEEE 802.15.6 CM4 [13]



## **Capítulo IV. Elementos y Entornos de Medida**

## 4.1. Introducción

Con el fin de realizar una caracterización del canal de propagación radio en enlaces off-body en la banda de UWB se procedió a la realización de dos campañas de medidas en entornos diferentes y sobre dos grupos de sujetos. Por un lado se realizó una primera campaña de medidas en el laboratorio TSC5 del edificio de Antiguones de la UPCT sobre dos hombres de distinta complejión como sujetos de prueba. Para ambos sujetos se seleccionaron 5 posiciones de colocación de una antena receptora sobre el cuerpo y se hicieron medidas con los sujetos en dos posturas: de pie y tumbados. Por otro lado, se realizó una segunda campaña de medidas en el laboratorio del SICOMO sobre 4 sujetos, 3 de ellos mujeres y uno de ellos hombre. Sobre este último grupo de sujetos se realizaron medidas empleando las 5 posiciones de colocación de la antena receptora identificadas en la campaña de medidas anterior pero únicamente en dos de ellos se realizaron medidas en posición tumbada.

## 4.2. Descripción de los equipos de medida

A continuación se van a describir los diferentes dispositivos que fueron empleados para realizar las medidas a partir de las cuales se ha realizado el análisis del canal de propagación off-body en la banda de UWB.

### 4.2.1. Antenas

Para las medidas se emplearon dos tipos diferentes de antenas para transmisión y recepción. Para transmisión se empleó una antena EM-6116 que posee un patrón de radiación omni-direccional y 1 dBi de ganancia. Esta antena puede trabajar en la banda de frecuencias de 2-10 GHz, cubriendo casi al completo la banda de UWB (3.1-10.6 GHz).

En recepción se utilizó una antena modelo 3100AT51A7200 del fabricante Johanson Technology. Esta antena se encuentra montada sobre una PCB de 54x70 mm y por motivos de fiabilidad nos fue suministrada por el propio fabricante. La antena se encuentra en formato de chip conteniendo un monopolo sobre un substrato cerámico. Es una de las pocas antenas de bajo perfil actuales que es capaz de trabajar en la banda completa de UWB (3.1-10.3 GHz) y posee unas pérdidas de retorno para la banda de trabajo inferiores a -10 dB. Esta antena presenta una ganancia media de -3.5 dBi y una ganancia de pico de 1.5 dBi



Figura 16. Antenas UWB usadas en transmisión y recepción

Las pérdidas de retorno medidas en la banda de 3.1 GHz a 8 GHz para cada una de las antenas fueron las siguientes:

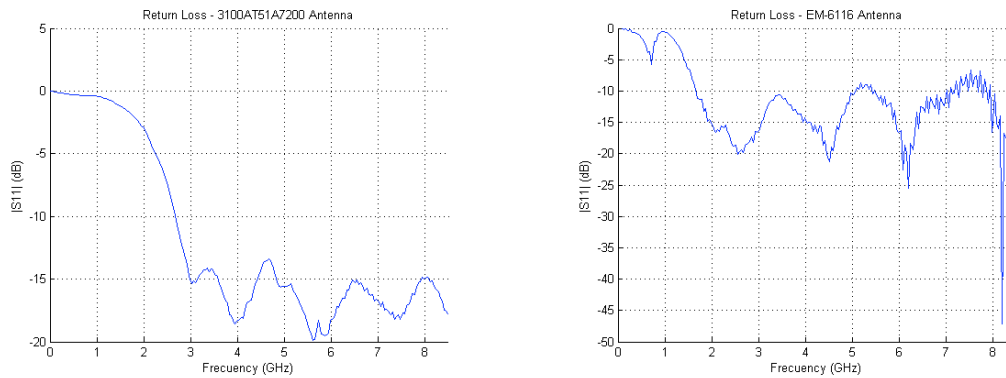


Figura 17. Pérdidas de retorno de las antenas utilizadas

Se observa que ambas antenas poseen unas pérdidas de retorno inferiores a -10 dB en toda la banda de medidas.

#### 4.2.2. Amplificador

Con el fin de aumentar el nivel de la señal transmitida y mejorar el rango dinámico de las medidas, se empleó un amplificador Mini-Circuits ZVE-8G con una ganancia para la banda de 3.1 - 8 GHz de 34 dB.

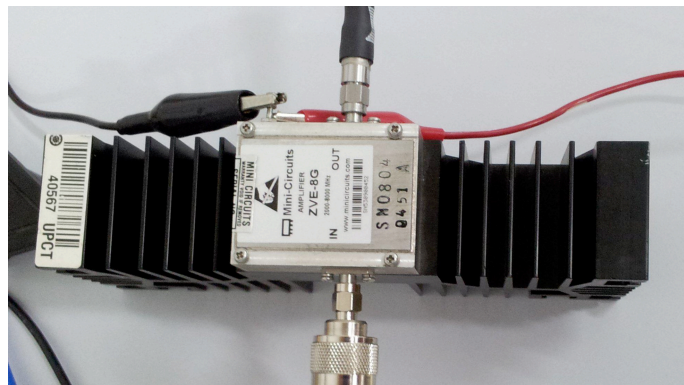


Figura 18. Amplificador Mini-Circuits ZVE-8G

#### 4.2.3. Cables

Para la interconexión de los diferentes elementos empleados se usaron dos tipos de cables: cables coaxiales con unas pérdidas de 2 dB y un cable coaxial con unas pérdidas de 10 dB. Los primeros se emplearon para conectar el puerto de salida del analizador de redes (VNA) con la entrada del amplificador y la salida de amplificador con la antena transmisora, y el segundo cable, de mayor longitud que el primero, se empleó para conectar el puerto de recepción (puerto 2) del VNA con la antena receptora.

#### 4.2.4. Analizador Vectorial de Redes

El elemento central que nos permite obtener una representación en frecuencia del canal de comunicaciones bajo estudio es el analizador de redes Agilent ENA E5071B. El VNA se configuró en modo medida del parámetro S21 considerando el elemento a medir (DUT) el canal de comunicaciones. A través del sondeo del canal en el dominio de la frecuencia podemos obtener de forma sencilla la respuesta en frecuencia del canal por medio de un barrido en frecuencia en la banda escogida, que en este caso es la banda de 3.1-8.5 GHz, aunque únicamente nos quedamos con los valores de 3.1 GHz a 8 GHz debido a que el amplificador empleado posee esa banda de funcionamiento.

Las respuestas en frecuencia obtenidas pueden transformarse de manera rápida al dominio del tiempo mediante una transformada inversa de Fourier, pudiendo de esta manera hacer una caracterización del canal tanto en frecuencia como en el tiempo.



Figura 19. Analizador de redes Agilent ENA E5071B

La configuración empleada para hacer las medidas fue la siguiente:

Parámetros de configuración del ENA	
Rango de medida	3.1-8 GHz
Ancho de banda intermedio (IF)	1 kHz
Número de puntos	1601
Formato de datos	Polar/lineal
Tiempo de medida	Automático

Tabla 4. Configuración del ENA para las medidas

A partir de la configuración escogida para el ENA, la generación de 1601 tonos de frecuencias entre 3.1-8 GHz nos permite detectar componentes multicamino con un retardo máximo,  $\tau_{\max}=(N-1)/B$  de 326.5 ns. Además, debido al ancho de banda empleado (4.9 GHz) la resolución temporal del sistema (delay bin) será de 0.2 ns.

Con el fin de eliminar la influencia de los cables, conectores y amplificador en las medidas, se realizó primeramente un calibrado del sistema. Para esto se conectó la salida del puerto 1 del ENA a la entrada del amplificador mediante un cable coaxial, la salida del amplificador a través de otro cable coaxial y través de una transición se cerró el circuito mediante otro cable coaxial conectado al puerto 2 del ENA. Para realizar la calibración se encendió el amplificador, alimentándolo mediante una fuente de alimentación a 12 V.

Una vez terminada la calibración se eliminó la transición y se conectó el cable de salida del amplificador a la antena omni-direccional y el cable del puerto 2 del ENA a la antena receptora que posteriormente se colocaría en diferentes posiciones sobre cada sujeto.

Con el fin de determinar el nivel de ruido en las medidas y poder establecer cuál es el nivel mínimo a partir del cual una señal puede distinguirse del ruido, se realizó una medida con el amplificador apagado. En estas condiciones se midió el parámetro S21 del canal a través del ENA, obteniendo un nivel medio de ruido de -106.52 dB como se puede ver en la siguiente figura.

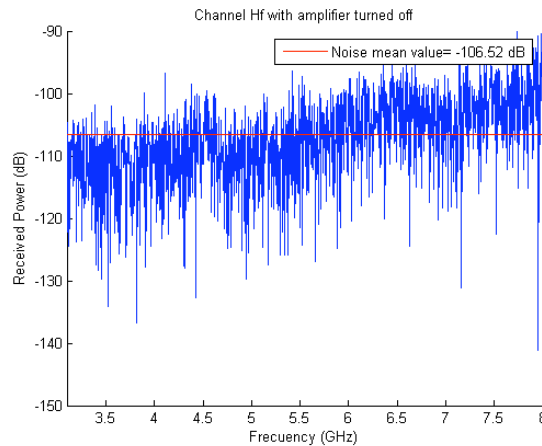


Figura 20. Nivel de ruido del sistema

De la gráfica anterior se puede observar también el margen dinámico de las medidas se reduce conforme aumenta la frecuencia de trabajo. Esto es debido, entre otras causas, a que a medida que aumenta la frecuencia también aumentan las pérdidas en cables y otros elementos empleados en el sistema de comunicaciones, pérdidas que se agravan conforme aumenta la longitud de los cables.

#### 4.2.5. Equipo controlador

Con el fin de automatizar el proceso de toma de medidas, se empleó un ordenador portátil ejecutando una aplicación desarrollada anteriormente en el SICOMO. A continuación se puede ver dos capturas de la aplicación de control.

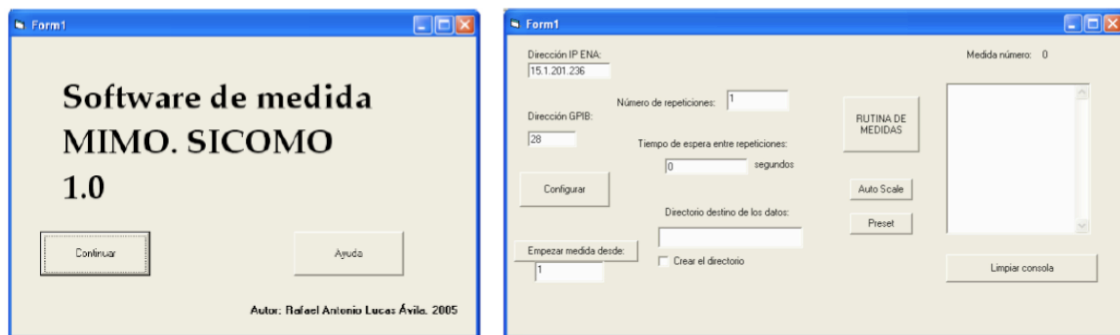


Figura 21. Aplicación controladora

Esta aplicación permite por un lado generar una configuración para el proceso de medidas y enviarla al ENA y por otro lado lanzar el proceso de medidas configurando, además, el número de repeticiones de la medida, el tiempo entre el inicio de cada medida y el directorio de almacenamiento de los archivos.



Los ficheros generados y almacenados en el directorio del ENA, configurado por medio de esta aplicación, contienen información de módulo y fase para cada uno de los pasos en frecuencia indicados (1601 de 3.1 GHz a 8 GHz). Esta información corresponde con el muestreo de la respuesta en frecuencia (parámetro  $S_{21}$ ) del canal medido. Por lo tanto, a partir de esta información, se puede recomponer la respuesta en frecuencia compleja  $H(f)$ . Un ejemplo del formato de estos ficheros es el mostrado en la siguiente figura.

```

"# Channel 1"
"# Trace 1"
Frequency, Formatted Data, Formatted Data
+3.1000000000E+009, +1.68156439744E-003, +1.65849835514E+002
+3.10306250000E+009, +1.88538254997E-003, +1.49147382156E+002
+3.10612500000E+009, +1.97232545466E-003, +1.33095419250E+002
+3.10918750000E+009, +1.94528823730E-003, +1.20602781956E+002
+3.11225000000E+009, +1.96110736271E-003, +1.11257666138E+002
+3.11531250000E+009, +2.04163132813E-003, +1.02262526222E+002
+3.11837500000E+009, +2.23627931988E-003, +9.18176725342E+001
+3.12143750000E+009, +2.38864967639E-003, +7.73599851142E+001
+3.12450000000E+009, +2.48032777216E-003, +6.26374985564E+001
+3.12756250000E+009, +2.51027683856E-003, +4.76991657622E+001
+3.13062500000E+009, +2.32099864296E-003, +3.23583568303E+001
+3.13368750000E+009, +2.13739658333E-003, +2.24898699425E+001
+3.13675000000E+009, +2.07600097926E-003, +1.37976173102E+001
+3.13981250000E+009, +2.04967962329E-003, +3.91465184925E+000
+3.14287500000E+009, +2.00582960135E-003, -6.25037078395E+000
+3.14593750000E+009, +1.98761354182E-003, -1.61773747982E+001
+3.14900000000E+009, +1.93237252812E-003, -2.63481042585E+001
+3.15206250000E+009, +1.84480000000E-003, -2.51076082717E+001

```

Figura 22. Ejemplo de fichero de datos generado por el ENA

### 4.3. Entornos de medida

Las medidas fueron realizadas en dos entornos con características diferentes. La primera campaña se realizó en el laboratorio TSC5 ubicado en el sótano del edificio de Antiguones de la UPCT, y la segunda de las mismas se realizó en el interior del laboratorio del SICOMO.



Figura 23. Plano del sótano del edificio de Antiguones

Dentro del TSC5 se utilizó la parte posterior del mismo, delimitada por elementos de mobiliario de tal manera que se crea un área de 5.9x5.9 m en el interior de la cual se ubicaron los elementos para realizar las medidas. En la siguiente figura se puede ver el esquema del área definida en el laboratorio y la disposición de los elementos en la misma.

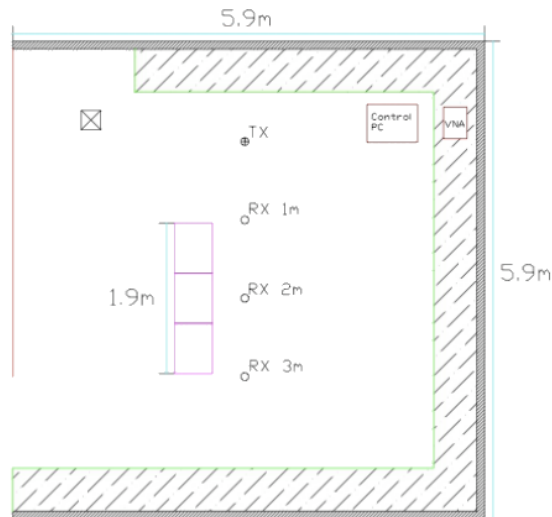


Figura 24. Área de medidas en el TSC5

La disposición de los elementos para las medidas en el laboratorio TSC5 se puede ver en la siguiente figura.



Figura 25. Distribución de los elementos para las medidas en el TSC5

La segunda campaña de medidas se realizó en el interior del laboratorio del SICOMO. En la siguiente imagen se puede ver la disposición de los equipos.



Figura 26. Distribución de los elementos para las medidas en el SICOMO

#### 4.4. Descripción de los sujetos

Con el fin de estudiar el comportamiento del canal de propagación off-body entre un dispositivo transmisor situado en un punto fijo en el área de medidas y un dispositivo ubicado sobre el cuerpo de un sujeto, se realizaron medidas sobre 5 sujetos, 1 hombre y 4 mujeres distribuidas en las dos campañas de medidas realizadas.

En la siguiente figura se puede ver las características de cada uno de los sujetos sobre los que se realizaron medidas durante la primera campaña de medidas.

	Sujeto 1	Sujeto 2
Sexo	Hombre	Hombre
Edad (años)	33	34
Altura (cm)	182	172
Peso (kg)	82	65

Tabla 5. Características de los sujetos de la primera campaña

De igual forma, en la segunda de las campañas se realizaron medidas en 4 sujetos cuyas características pueden verse en la siguiente tabla.

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4
Sexo	Hombre	Mujer	Mujer	Mujer
Edad (años)	34	23	23	23
Altura (cm)	172	165	167	170
Peso (kg)	65	54	80	73

Tabla 6. Características de los sujetos de la segunda campaña

Sobre el cuerpo de cada uno de los sujetos se seleccionaron 5 puntos de colocación para la antena receptora. Estos puntos se seleccionaron por ser posiciones habituales de colocación de dispositivos médicos tales como bombas de insulina, marcapasos, etc. En la siguiente figura se muestran las posiciones escogidas para colocar la antena receptora sobre el cuerpo de los sujetos.

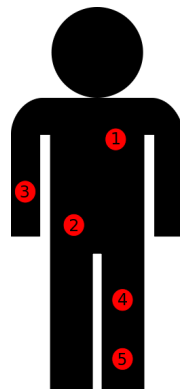


Figura 27. Posiciones de colocación de la antena receptora

Las posiciones escogidas fueron las mismas tanto para las medidas con los sujetos en posición de pie como para en posición tumbada.



# Capítulo V. Metodología y Resultados

## 5.1. Introducción

El estudio del canal de propagación off-body se realizó a partir del análisis de las medidas de la respuesta en frecuencia del canal recogidas por medio del analizador vectorial de redes Agilent ENA 5071B, considerando el dispositivo bajo medida (Device Under Test o DUT) el canal de propagación entre una antena transmisora omnidireccional colocada sobre un trípode a 1.4 m de altura y una antena receptora de bajo perfil colocada en cada uno de los 5 puntos seleccionados sobre los sujetos dispuestos tanto en posición de pie como tumbados. Se obtuvieron 10 realizaciones de la respuesta en frecuencia de cada canal medido. Los datos correspondientes al muestreo en frecuencia de cada una de las respuestas en frecuencia fueron enventanadas en frecuencia y transformadas al tiempo por medio de la transformada inversa de Fourier, durante la etapa de procesado, la cual se realizó por medio de Matlab. A partir de las respuestas impulsionales correspondientes a cada una de los canales medidos, se realizó un análisis en banda ancha para realizar la caracterización del canal.

## 5.2. Influencia del cuerpo en las medidas

Con el fin de determinar la influencia que tiene la presencia del cuerpo sobre el comportamiento del canal de propagación, se realizaron durante la primera campaña dos medidas con la antena receptora ubicada primeramente en una posición fija con la misma orientación que tendría si estuviera colocada sobre el cuerpo, tanto en posición de pie como tumbado, y por otro lado en la misma posición pero sobre el cuerpo de un sujeto.

### 5.2.1. Influencia en sujetos en posición de pie

Primeramente, se realizaron una serie de medidas con el objetivo de determinar la influencia que tiene sobre el canal de propagación la ubicación de una antena receptora sobre el cuerpo de un sujeto en posición de pie. Para ello se obtuvieron las respuestas en frecuencia del canal de propagación situando la antena receptora a 1, 2 y 3 m de distancia inicialmente sin sujeto y posteriormente sobre el cuerpo de uno de los sujetos colocando la antena a la misma distancia y la misma altura que en el caso sin sujeto. Esta última medida fue repetida considerando la antena colocada directamente sobre la piel del sujeto (o con una separación entre la antena y el cuerpo del sujeto de 2 mm o inferior) y posteriormente usando una separación de 1 cm utilizando un material aislante. En las siguientes figuras se puede ver la configuración empleada para las medidas sin sujetos.

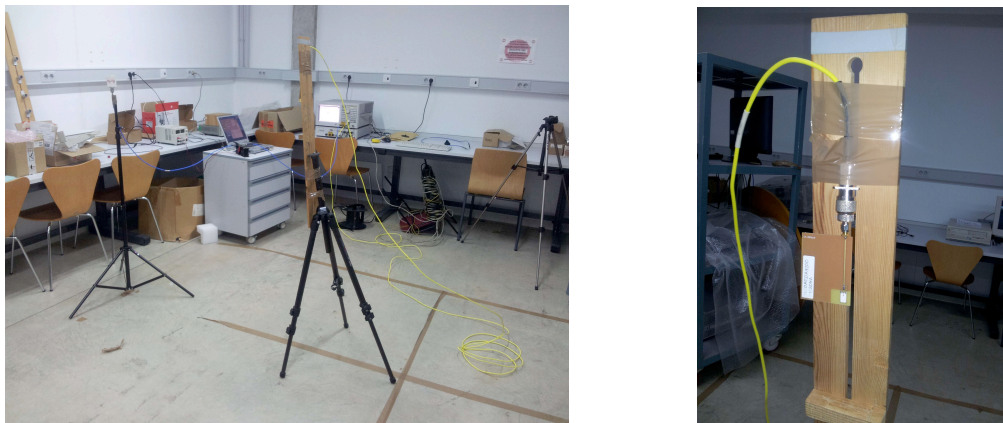


Figura 28. Antena receptora sin influencia del cuerpo para medidas de pie

Los perfiles de retardo obtenidos agrupados según la distancia entre la antena transmisora y la receptora fueron los mostrados en la siguiente figura.

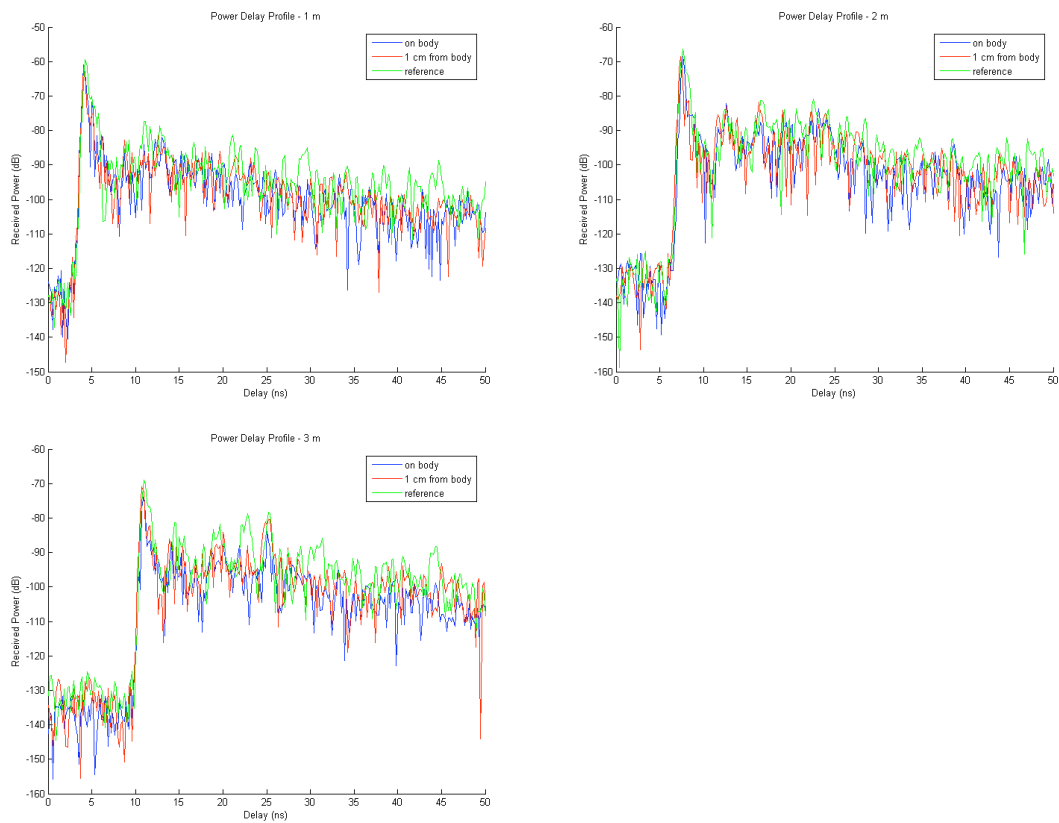


Figura 29. Perfil de retardo para medidas en posición de pie

A partir de las medidas anteriores se realizó una caracterización en banda ancha del canal, con el fin de extraer un conjunto de parámetros de interés que nos permitan realizar una valoración de la influencia que ejerce la colocación de una antena receptora en la banda de 3.1 GHz a 8 GHz sobre el cuerpo de un sujeto cuando la antena transmisora se encuentra situada a una distancia comprendida entre 1, 2 y 3 m del sujeto.

Para la obtención de los parámetros de retardo temporal rms Delay D<sub>pread</sub> y retardo medio, se utilizaron 3 niveles de umbral bajo el nivel de potencia de la contribución recibida más significativa. Al aumentar el umbral más componentes se tienen en cuenta a la hora del cálculo de estos parámetros. A continuación se muestra un cuadro resumen con los valores de los parámetros del canal correspondientes a las medidas con la antena sin la influencia del cuerpo del sujeto.

Tx to Rx (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1 m	55.38	1.13	3.35	4.59	5.26	7	31
2 m	61.15	4.02	6.09	9.17	10.48	11	43
3 m	62.43	6.16	8.25	14.89	16.37	18	51

Tabla 7. Parámetros del canal para medidas sin influencia del cuerpo en posición de pie

Igualmente, el siguiente cuadro resumen muestra los valores correspondientes a las medidas con la antena receptora colocada en el cuerpo del sujeto directamente y con una separación de 1 cm:

Tx to Rx (m)	Path Loss (dB)		RMS DS20 (ns)		RMS DS30 (ns)		Mean Delay20 (ns)		Mean Delay30 (ns)		NP20		NP30	
	body	1 cm	body	1 cm	body	1 cm	body	1 cm	body	1 cm	body	1 cm	body	1 cm
1 m	57.63	58.38	0.28	0.68	1.89	2.54	4.22	4.26	4.58	4.78	2	4	20	26
2 m	64.61	64.39	4.02	4.27	5.47	6.05	9.05	9.34	10.25	10.60	13	14	38	46
3 m	68.78	65.57	4.51	5.70	6.53	7.47	13.14	14.29	14.69	15.66	15	18	54	55

Tabla 8. Parámetros del canal para medidas con antenas sobre el cuerpo en posición de pie

En cuanto a la variación de los parámetros de retardo, se observa que conforme se aumenta el umbral bajo la componente más significativa, al aumentar el número de componentes multicamino que entran en juego a la hora de calcular los valores de rms Delay Spread y Retardo Medio, aumenta también el valor de estos. Se observa también que los valores de los parámetros de retardo para una misma posición y una misma distancia, son mayores para el caso de la antena con una separación de 1 cm respecto al cuerpo, pareciéndose más a los valores obtenidos para el caso de la antena sin la influencia del cuerpo.

Respecto al número de componentes multicamino, se observa que al aumentar la distancia entre antenas, aumenta el número de componentes recibidas. Así mismo, se observa que el número de componentes para el caso de la antena sin influencia del cuerpo y la antena colocada a una separación de 1 cm del cuerpo del sujeto es similar, siendo ligeramente inferior para el caso de la antena directamente colocada sobre el cuerpo. Esto es debido a que al estar la antena en contacto directo con la piel del sujeto, el patrón de radiación de la antena se ve alterado. Como consecuencia de esto es difícil eliminar la respuesta en frecuencia de la antena de la respuesta completa del sistema y por lo tanto, generalmente, la antena se suele considerar como parte del canal de propagación.

### 5.2.2. influencia en sujetos en posición tumbada

De manera similar al caso anterior, con objeto de realizar una caracterización del canal de propagación que nos permita evaluar la influencia que tiene la colocación de la antena receptora sobre una parte del cuerpo de un sujeto en posición tumbada respecto de la misma ubicación de la antena receptora pero sin la influencia del sujeto, se realizó un conjunto de medidas primero colocando la antena receptora sobre la mesa empleada a modo de camilla de 0.5x1.9 m a una distancia fija de 2 m en horizontal respecto de la antena transmisora y después la misma medida pero colocando la antena receptora en el mismo punto pero sobre el cuerpo de uno de los sujetos tumbado sobre la mesa.



Figura 30. Escenario para medidas de referencia con la antena sobre la mesa

Al igual que en el caso de las medidas realizadas para el caso de la antena receptora ubicada en espacio libre y sobre el cuerpo de un sujeto en posición de pie, a partir de las respuestas en frecuencia del canal anteriores se obtuvo la respuesta al impulso del canal a partir de la transformada inversa de Fourier de las muestras obtenidas. De esta manera, a continuación se puede observar el perfil de retardo obtenido.

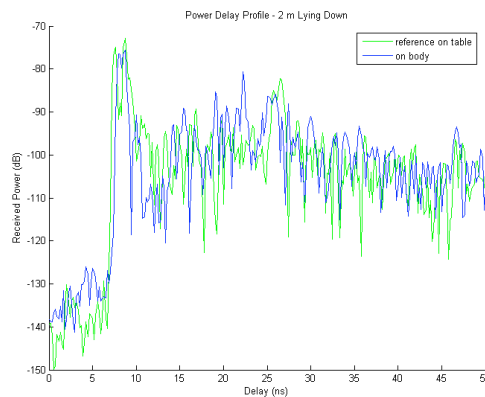


Figura 31. Perfil de retardo para medidas en posición tumbada

A partir del análisis en banda ancha de las medidas, se muestra a continuación los valores correspondientes a las medidas con la antena sin la influencia del cuerpo del sujeto.

Tx to Rx (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
2 m	66.12	6.23	7.85	10.91	12.12	11	58

Tabla 9. Parámetros del canal para medidas sin influencia del cuerpo en posición tumbada

De igual manera, la siguiente tabla muestra los valores correspondientes a las medidas con la antena receptora colocada sobre el cuerpo del sujeto en posición tumbada.



Tx to Rx (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
2 m	68.35	4.02	6.51	9.58	10.81	9	54

Tabla 10. Parámetros del canal para medidas con antenas sobre cuerpo en posición tumbada

Se puede observar que aunque hay un incremento en las pérdidas de camino para el caso de la antena sobre el cuerpo, tanto el número de componentes multicamino como el valor de los parámetros de retardo parecen disminuir. Esto puede deberse a que, debido a la disposición de las diferentes partes del cuerpo, puede ocurrir que componentes que sí alcancen al receptor cuando no se considera el cuerpo, queden bloqueadas por este o interaccionen de tal manera que se vean fuertemente atenuadas en recepción y por ello al tener una potencia por bajo de los umbrales escogidos produzcan esta variación en los parámetros considerados.

### 5.3. Análisis del canal de propagación off-body para UWB

El objetivo principal a alcanzar, una vez realizadas las primeras medidas orientadas a la evaluación de la influencia que la presencia de un cuerpo humano tiene sobre las medidas de un enlace entre dos antenas, es la caracterización del canal de propagación off-body cuando un sujeto se encuentra estático en posición de pie o tumbada. Así mismo, la elección de 5 puntos de colocación de una antena receptora sobre el cuerpo de los sujetos nos va a permitir estudiar la dependencia de los parámetros del canal con el punto de colocación y la postura.

#### 5.3.1. Metodología empleada

Con el fin analizar el comportamiento del canal off-body bajo las condiciones deseadas, se realizó a lo largo de dos campañas la medida de las respuestas en frecuencia de los enlaces entre una antena transmisora situada en un trípode a 1.4 m de altura y una antena receptora de bajo perfil que se fue colocando sobre el conjunto de puntos identificados sobre un grupo de sujetos. Además, estos sujetos fueron dispuestos en posición de pie a una distancia de 2 m respecto al transmisor y posteriormente en posición tumbada de tal manera que el centro de cada sujeto se encontraba a 2 m en horizontal de la antena transmisora.

Las medidas de la respuesta en frecuencia obtenidas por medio del analizador vectorial de redes, configurado para proporcionar información tanto del módulo como de la fase del mismo, fueron procesadas por medio de Matlab con el objetivo de obtener por un lado información sobre las pérdidas de camino y por otro datos sobre el retardo temporal del canal, evaluado a partir de los parámetros rms Delay Spread y Mean Delay, además de la observación de la variación del número de componentes multicamino recibidas para dos niveles de umbral (20 dB y 30 dB) bajo la componente más significativa.

#### 5.3.2. Medidas con sujetos de pie

En primer lugar, se realizaron dos campañas de medidas para determinar el comportamiento del canal de propagación off-body UWB cuando la antena receptora se encuentra situada en diferentes partes del cuerpo de varios sujetos colocados en posición de pie frente a la antena transmisora ubicada en un trípode a 1.4 m de altura y a 2 m de separación respecto a esta.

La primera de las campañas de medidas se realizó en el laboratorio TSC5 y consistió en colocar la antena receptora sobre los 5 puntos identificados sobre dos hombres en posición de pie. Con el fin de asegurar al máximo la estacionariedad del canal, se indicó a ambos sujetos

que permaneciesen inmóviles con los brazos a los lados del cuerpo durante el proceso de medida de las 10 realizaciones para cada una las respuestas en frecuencia del canal en cada punto de colocación de la antena receptora.

A continuación, a modo de ejemplo se muestran las gráficas correspondientes al módulo de las respuestas en frecuencia obtenidas por medio del analizador vectorial de redes considerando la antena receptora en cada una de las 5 posiciones sobre ambos sujetos en posición de pie.

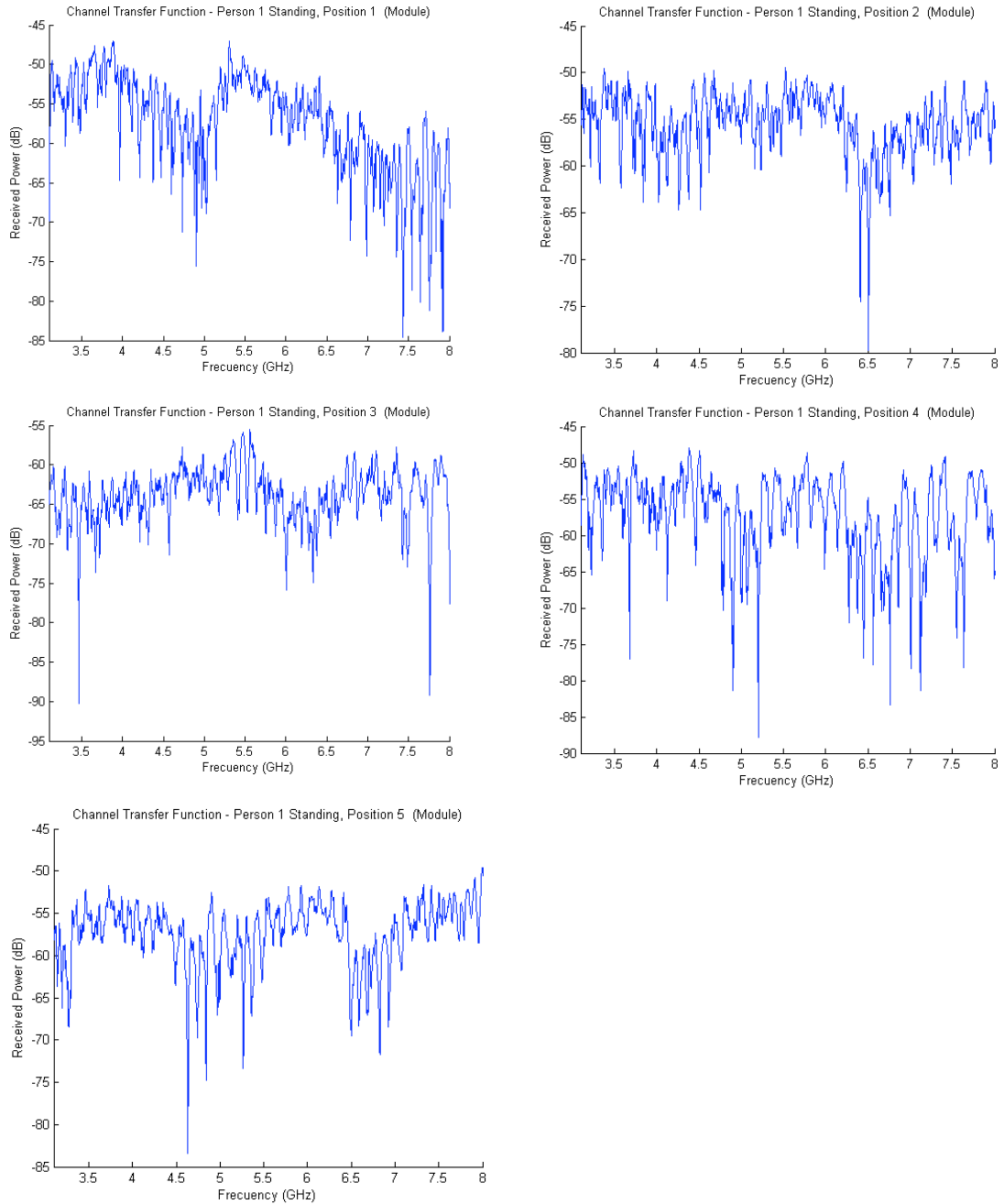


Figura 32. Respuestas en frecuencia para el sujeto 1 de pie

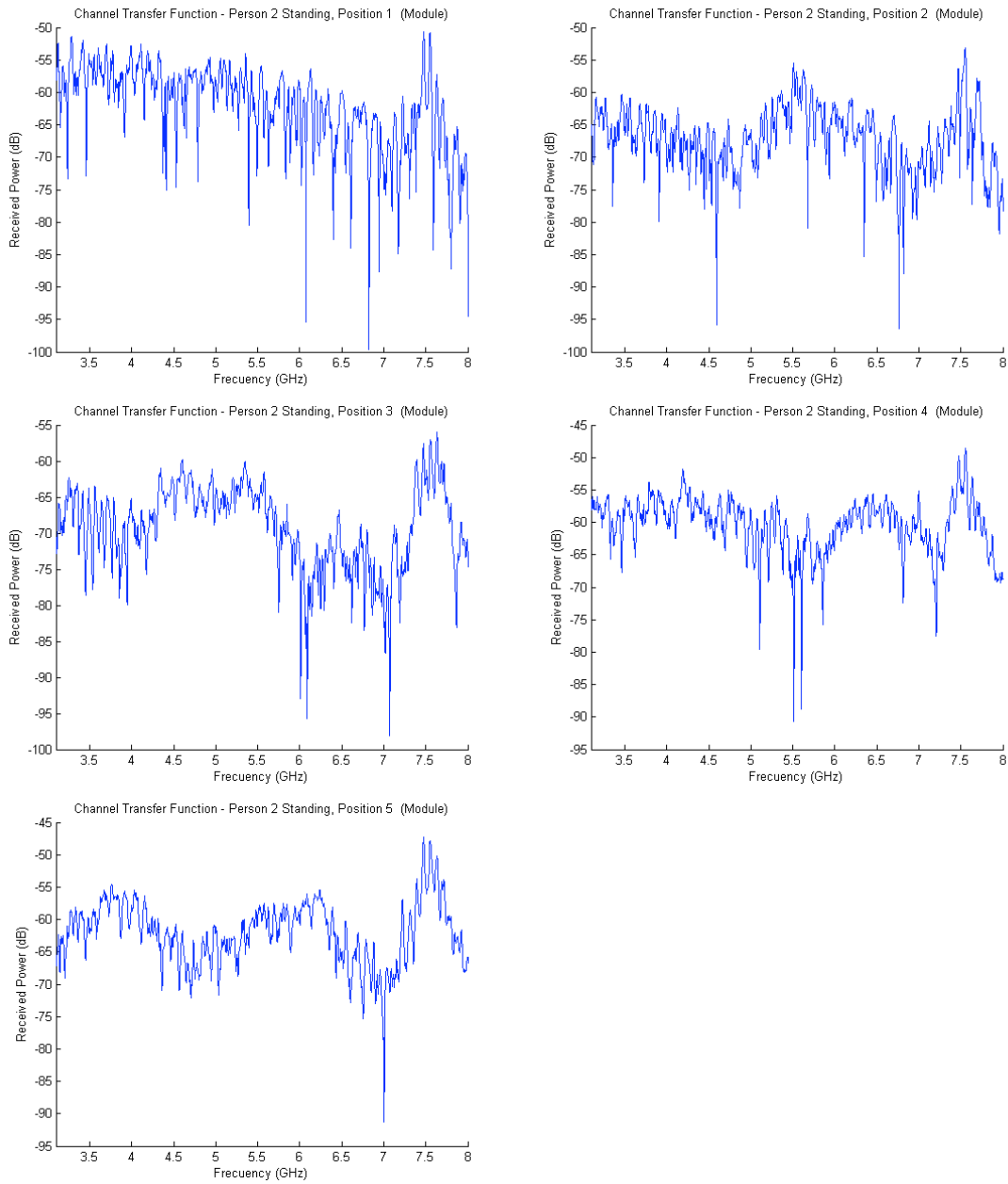


Figura 33. Respuestas en frecuencia para el sujeto 2 de pie

Realizando un análisis en banda ancha de las respuestas en frecuencia obtenidas para cada uno de los sujetos en posición de pie en el laboratorio TSC5, para cada una de las posiciones de colocación de la antena receptora, se han obtenido los siguientes parámetros del canal.

Posición Rx	Tx-Rx dist (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1	2.1	58.84	1.26	3.44	7.79	8.49	4	34
2	2.08	58.58	0.64	2.63	7.39	7.96	3	27
3	2.20	66.42	2.08	2.95	8.15	8.55	5	20
4	2.28	59.53	3.17	3.94	9.74	10.16	10	33
5	2.42	60.72	1.93	2.59	9.34	9.69	7	18

Tabla 11. Parámetros del canal para el sujeto 1 en posición de pie

Posición Rx	Tx-Rx dist (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1	2.05	64.61	4.02	5.47	9.05	10.25	13	38
2	2.08	68.33	3.14	5.57	8.69	9.91	11	43
3	2.20	71.12	0.86	3.19	7.89	8.60	9	36
4	2.28	64.29	1.55	3.48	8.61	9.39	10	34
5	2.42	64.91	1.56	2.95	9.12	9.69	9	32

Tabla 12. Parámetros del canal para el sujeto 2 en posición de pie

A continuación, se muestra de manera gráfica los valores correspondientes al rms Delay Spread para cada sujeto considerando los valores de umbral de 20 dB y 30 dB.

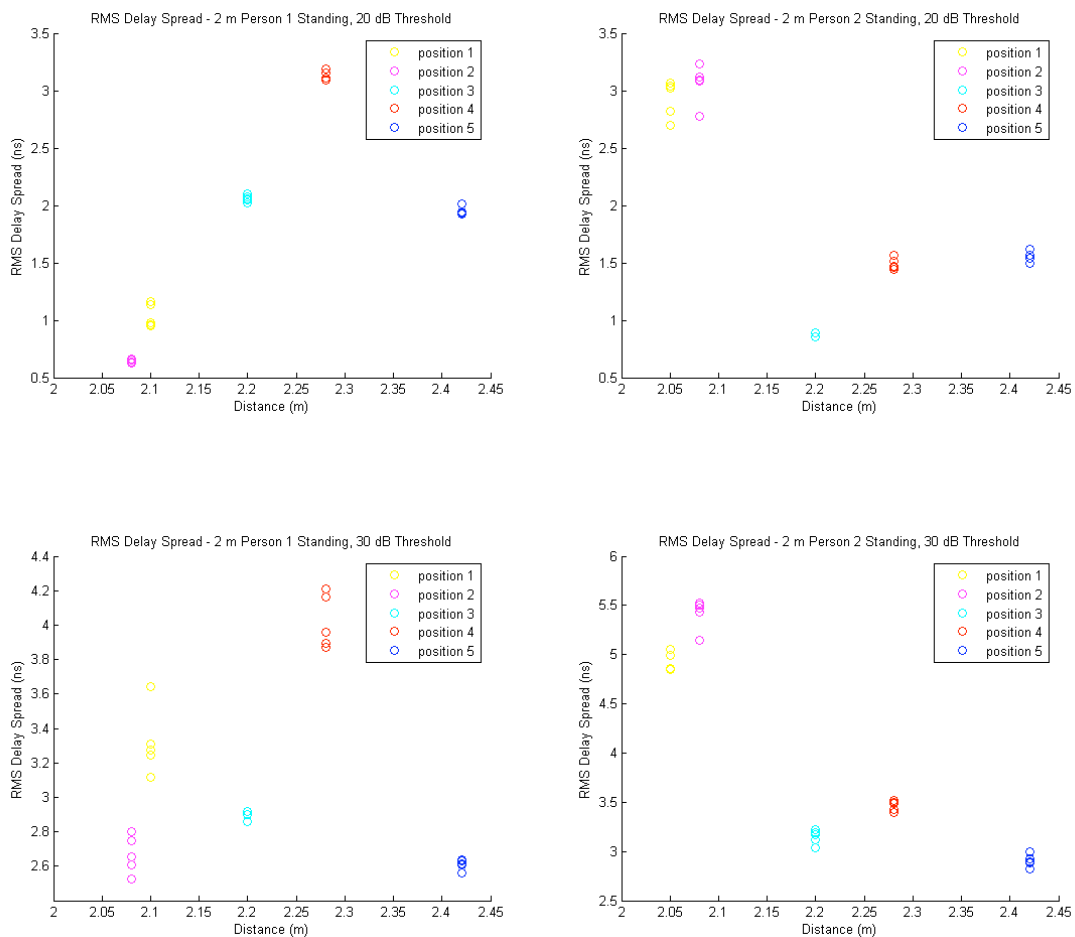


Figura 34. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 1 y 2 en posición de pie en laboratorio TSC5

En general, se observa que el número de componentes multicamino consideradas en el cálculo de los parámetros del canal cuando el umbral es de 20 dB bajo la componente más significativa es bajo y por lo tanto, posiblemente se esté descartando componentes que deberían considerarse. A un nivel de umbral de 30 dB, los valores para el rms Delay Spread para las posiciones 1, 2 y 4 en el sujeto 1 presentan una mayor dispersión en cada una de las realizaciones de la medida del canal para el mismo punto. Esto puede deberse a pequeños movimientos por parte del sujeto durante el proceso de toma de las medidas de la respuesta en

frecuencia del canal. Los valores para el rms Delay Spread para los puntos de colocación de la antena receptora 3 y 5 presentan unos valores similares en ambos sujetos.

En una segunda campaña de medidas realizada en el laboratorio del SICOMO sobre 4 sujetos (3 mujeres y un hombre), se repitieron las medidas con los sujetos en posición de pie a 2 m de distancia de una antena transmisora fija a 1.4 m de altura y con la misma configuración de los equipos de medida que en el caso de la primera campaña en el laboratorio TSC5.

Con el fin de determinar la influencia del entorno de medidas y poder realizar una comparación entre las dos estancias empleadas para realizar las medidas (TSC5 y SICOMO), se realizó una primera medida con la antena en la misma posición que se empleó en las medidas de caracterización de la influencia del cuerpo en posición de pie, en la primera campaña de medidas y empleando 3 distancias de separación respecto de la antena transmisora: 1, 2 y 3 m. A continuación se muestra una comparativa de los valores más relevantes tras realizar un análisis en banda ancha de las medidas obtenidas, respecto a los obtenidos en el laboratorio TSC5.

Tx to Rx (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1 m	55.38/54.49	1.13/1.58	3.35/3.93	4.59/4.79	5.26/5.63	7/6	31/34
2 m	61.15/57.70	4.02/3.97	6.09/5.78	9.17/10.22	10.48/11.12	11/5	43/44
3 m	62.43/60.26	6.16/4.91	8.25/7.56	14.89/14.31	16.37/15.86	18/18	51/54

Tabla 13. Comparativa de valores para espacio libre en TSC5/SICOMO

Tanto los valores para las pérdidas de camino como los parámetros de dispersión temporal y el número de componentes multicamino son similares en ambos entornos, siendo ligeramente superiores en el caso del laboratorio TSC5 debido al mayor tamaño de este respecto al segundo.

De igual manera que en el caso de la primera campaña, se realizó un análisis en banda ancha del canal de propagación a partir de las respuestas en frecuencia medidas para cada uno de los enlaces entre la antena transmisora y la antena receptora colocada en cada uno de los 5 puntos sobre los sujetos en posición de pie.

Los parámetros más importantes extraídos de la etapa de procesado para cada uno de los sujetos se muestran a continuación.

Sujetos 1 y 2																
Rx Pos.	Tx-Rx (m)		Path Loss (dB)		RMS DS20 (ns)		RMS DS30 (ns)		Mean Delay20 (ns)		Mean Delay30 (ns)		NP20		NP30	
	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
1	1.89	1.98	63.15	60.47	2.68	2.80	4.38	4.45	8.60	8.60	9.51	9.48	10	8	34	36
2	1.92	2.02	61.33	56.68	2.49	2.38	3.51	3.55	9.26	9.21	9.78	9.78	9	6	32	25
3	2.03	2	61.65	62.58	2.98	2.89	4.09	3.82	9.18	10.03	9.78	10.51	16	9	30	29
4	2.17	2.21	56.59	56.96	0.85	1.01	2.33	3.71	8.08	8.40	8.53	9.39	5	6	25	29
5	2.35	2.39	60.07	60.99	1.65	1.32	3.10	4.18	9.08	9.16	9.58	10.22	7	7	28	28

Tabla 14. Parámetros del canal para los sujetos 1 y 2 en posición de pie

Sujetos 3 y 4																
Rx Pos.	Tx-Rx (m)		Path Loss (dB)		RMS DS20 (ns)		RMS DS30 (ns)		Mean Delay20 (ns)		Mean Delay30 (ns)		NP20		NP30	
	S3	S4	S3	S4	S3	S4	S3	S4	S3	S4	S3	S4	S3	S4	S3	S4
1	1.89	1.92	76.49	63.69	6.66	3.82	7.98	5.57	11.89	9.52	12.77	10.52	32	19	60	41
2	1.98	1.96	70.99	63.83	3.61	2.71	5.47	3.16	10.12	9.60	11.31	9.86	15	8	40	26
3	2.06	2.06	61.29	68.32	3.88	2.47	4.92	3.78	10.82	9.67	11.50	10.26	14	12	35	37
4	2.18	2.24	55.76	56.16	1.72	1.01	2.67	2.51	8.83	8.57	9.25	9.09	8	7	25	26
5	2.36	2.40	57.45	62.73	1.09	1.56	2.06	2.39	9.04	9.42	9.39	9.72	6	7	19	26

Tabla 15. Parámetros del canal para los sujetos 3 y 4 en posición de pie

A continuación se muestra de manera gráfica la variación del rms Delay Spread para los 4 sujetos considerando dos valores de umbral bajo la contribución más significativa: 20 dB y 30 dB.

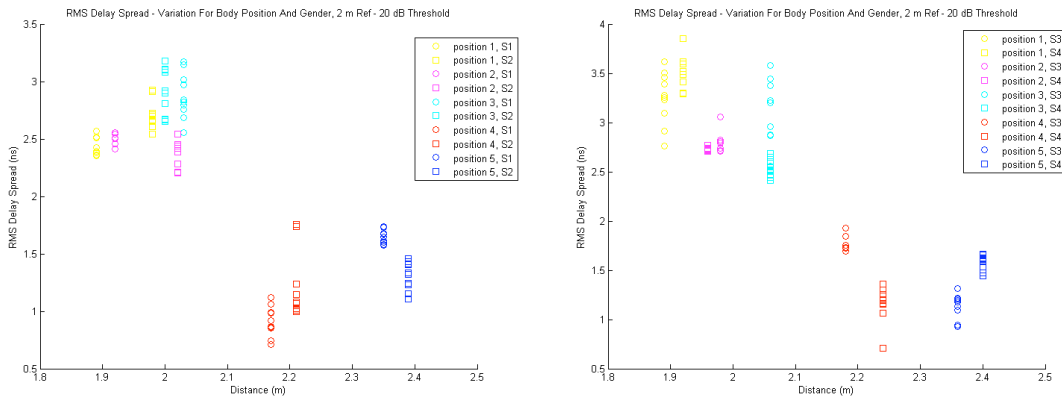


Figura 35. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 1 y 2 en posición de pie en laboratorio SICOMO

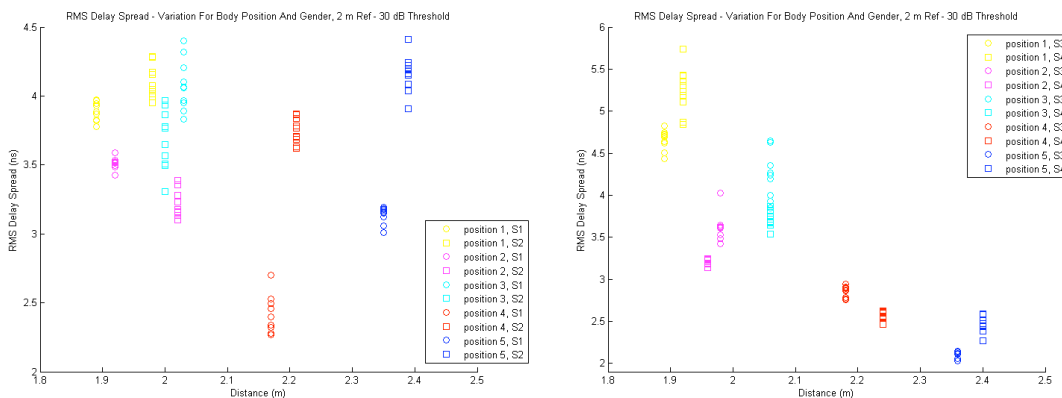


Figura 36. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 3 y 4 en posición de pie en laboratorio SICOMO

Se puede observar que las mayores variaciones en el valor del rms Delay Spread se dan entre los sujetos 1 y 2 cuando el umbral considerado es 30 dB, en las posiciones 4 y 5 de la antena receptora. El motivo puede deberse a una variación en la orientación de la antena en esas dos posiciones para uno de los sujetos.

### 5.3.3. Medidas con sujetos tumbados

Una vez realizadas las medidas del canal de propagación para el caso de sujetos situados en posición de pie frente a una antena transmisora, se realizó de manera similar un estudio del canal de propagación off-body en la banda de 3.1 GHz a 8 GHz cuando una antena receptora se encuentra ubicada sobre diferentes partes del cuerpo de un sujeto en posición tumbada sobre una camilla a una cierta distancia de la antena transmisora. Este entorno es típico en entornos hospitalarios tales como una habitación o una sala de operaciones.

A lo largo de dos campañas de medidas se obtuvieron las respuestas en frecuencia del canal de propagación entre una antena transmisora ubicada fija en un trípode a 1.4 m de altura y 5 posiciones de colocación de una antena receptora sobre el cuerpo de dos sujetos situados en posición tumbada sobre una superficie de 0.5x1.9 m, cuyo centro se encontraba a 2 m de separación en horizontal respecto a la antena transmisora.

En la primera campaña de medidas, se dispuso un conjunto de mesas a modo de camilla en el centro del área definida dentro del laboratorio, tal y como se puede ver en la siguiente figura.



Figura 37. Entorno de medidas con sujetos tumbados en laboratorio TSC5

Una vez realizadas las medidas, de las respuestas en frecuencia del canal para cada punto considerado sobre cada uno de los dos sujetos, se procedió al procesado de las mismas en el dominio del tiempo con el fin de extraer, al igual que se realizó para el estudio del canal considerando a los sujetos en posición de pie, diferentes parámetros de interés que nos permitan obtener conclusiones acerca del comportamiento del canal.

A continuación, a modo de ejemplo se muestra el módulo de las respuestas en frecuencia obtenidas por medio del analizador vectorial de redes considerando la antena receptora en cada una de las 5 posiciones sobre ambos sujetos en posición tumbada.

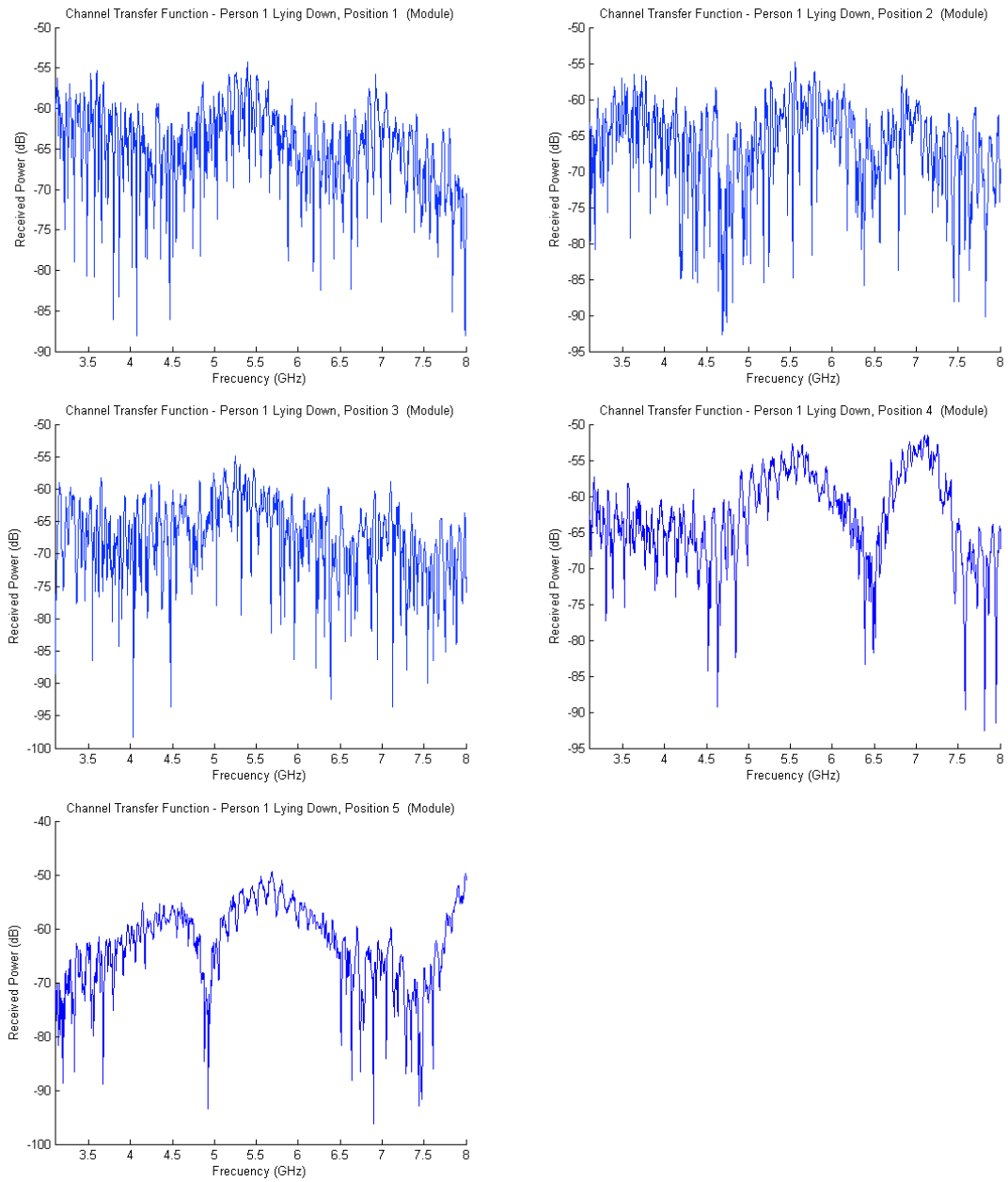
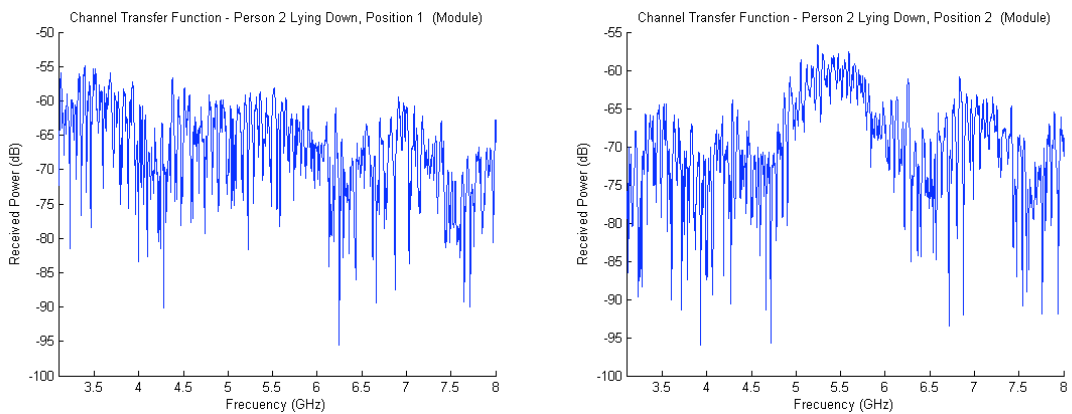


Figura 38. Respuestas en frecuencia para el sujeto 1 tumbado





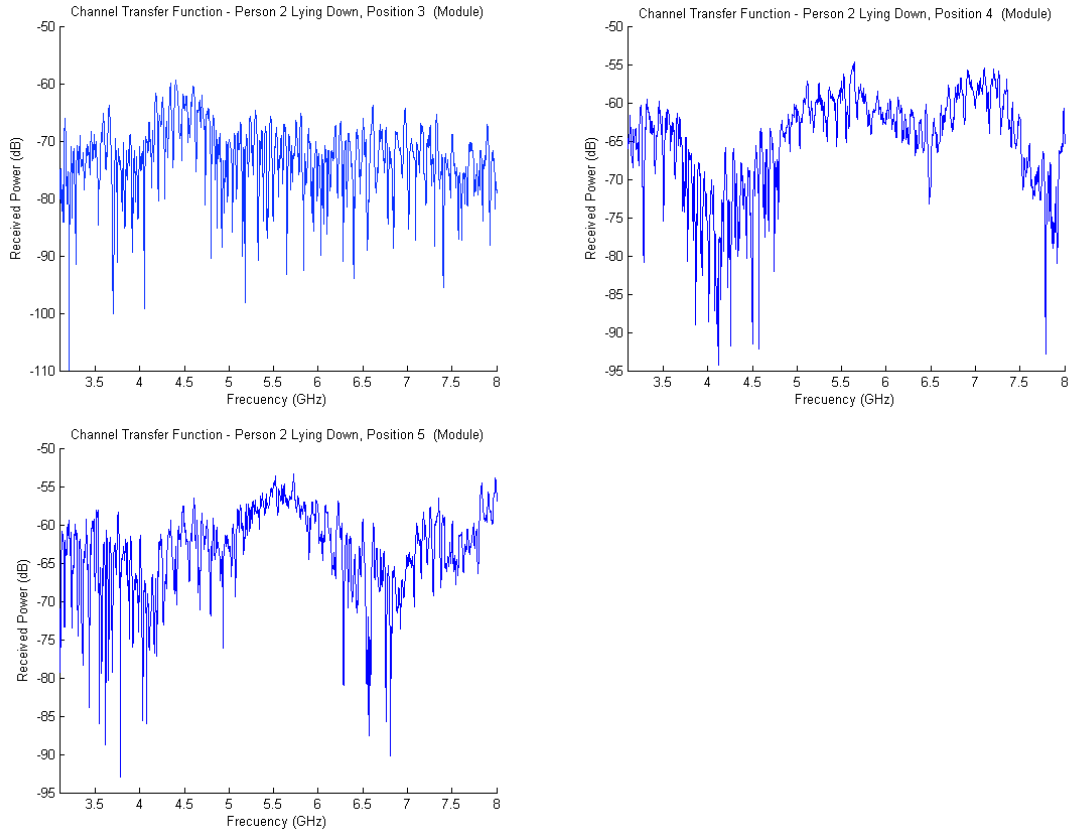


Figura 39. Respuestas en frecuencia para el sujeto 2 tumbado

A partir del análisis en banda ancha de las respuestas en frecuencia obtenidas para cada uno de los sujetos en posición tumbada en el laboratorio TSC5, para cada una de las posiciones de colocación de la antena receptora, se han obtenido los siguientes parámetros del canal.

Rx Position	Tx-Rx dist (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1	2.45	66.29	4.77	8.97	10.81	13.41	13	61
2	2.20	67.07	7.75	9.76	13.42	14.81	22	68
3	2.15	67.83	7.73	10.00	12.75	14.33	23	72
4	1.67	62.49	1.49	3.35	6.81	7.36	5	34
5	1.40	60.93	1.88	2.57	5.96	6.18	5	22

Tabla 15. Parámetros del canal para el sujeto 1 en posición tumbada

Rx Position	Tx-Rx dist (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1	2.40	68.99	7.81	10.67	14.05	16.04	34	84
2	2.20	68.35	4.02	6.51	9.58	10.81	9	54
3	2.15	74.34	8.46	10.67	15.50	17.17	39	91
4	1.67	65.14	1.27	2.95	6.77	7.29	3	28
5	1.40	63.92	1.74	4.26	6.30	7.15	7	38

Tabla 16. Parámetros del canal para el sujeto 2 en posición tumbada

A continuación, se muestra de manera gráfica los valores correspondientes al rms Delay Spread para cada uno de los dos sujetos de la campaña 1 considerando los valores de umbral de 20 dB y 30 dB.

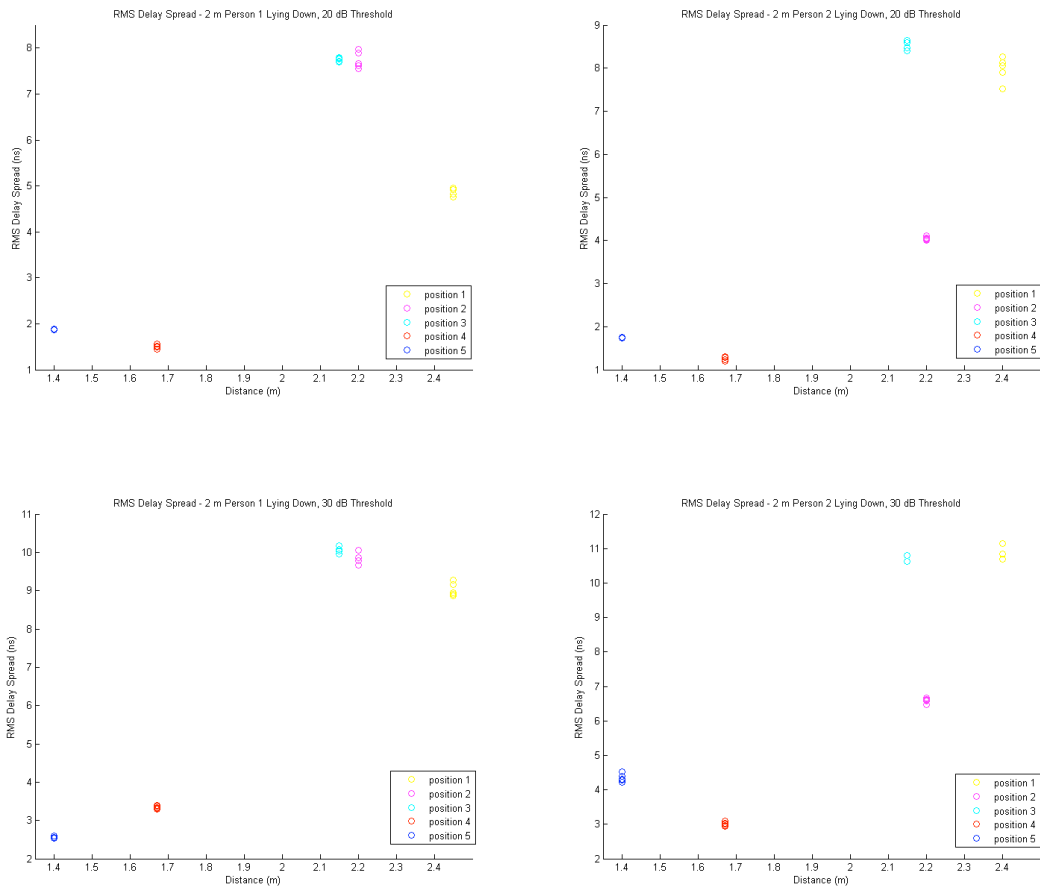


Figura 40. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 1 y 2 en posición tumbada en laboratorio TSC5

El primer efecto que se observa es la variación en los valores del rms Delay Spread entre posiciones de colocación de la antena receptora para ambos sujetos. Las posiciones que menor valor de dispersión experimentan son 4 (rodilla izquierda) y 5 (parte baja de la pierna izquierda), que corresponden con las posiciones más cercanas a la antena transmisora. Por el contrario, las posiciones 1 (corazón), 2 (vientre) y 3 (antebrazo derecho) experimentan una mayor dispersión temporal debido a que, además de encontrarse a mayor distancia, la interacción de la señal transmitida con las diferentes partes del cuerpo es mayor. Los valores para la posición 3 son especialmente significativos debido a que para ambos sujetos y ambos valores de umbral escogidos, el valor del rms Delay Spread es el mayor. Esta posición corresponde con el punto de colocación de la antena receptora en el antebrazo derecho de cada sujeto. Además, esta posición presenta un bloqueo parcial de la línea de visión directa debido al torso de los sujetos.

Con el fin de obtener mayor información sobre el comportamiento del canal de propagación off-body en el caso de sujetos en posición tumbada, se realizó durante la segunda campaña de medidas en el laboratorio del SICOMO, una repetición de las medidas del canal sobre los sujetos 1 y 2 (un hombre y una mujer).



Figura 41. Entorno de medidas con sujetos tumbados en laboratorio SICOMO

A continuación se muestran los parámetros más importantes extraídos durante la etapa de procesamiento para cada uno de los sujetos en posición tumbada en la segunda campaña de medidas.

Rx Position	Tx-Rx dist (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1	2.70	67.82	9.37	10.01	23.88	24.39	22	55
2	2.32	64.01	6.04	8.02	11.87	13.42	17	51
3	2.29	69.78	3.58	6.82	9.61	11.54	10	45
4	1.93	63.48	3.34	5.85	7.99	9.22	7	31
5	1.55	64.79	7.57	8.66	9.97	10.97	19	42

Tabla 17. Parámetros del canal para el sujeto 1 en posición tumbada

Rx Position	Tx-Rx dist (m)	Path Loss (dB)	RMS DS20 (ns)	RMS DS30 (ns)	Mean Delay20 (ns)	Mean Delay30 (ns)	NP20	NP30
1	2.58	67.13	9.44	10.62	21.95	22.96	31	58
2	2.27	62.56	7.39	8.81	13.31	14.21	27	62
3	2.25	67.13	1.93	3.84	8.78	9.60	4	26
4	1.94	63.14	5.58	7.78	9.14	10.78	10	40
5	1.52	64.47	6.45	8.39	9.02	10.47	16	49

Tabla 18. Parámetros del canal para el sujeto 2 en posición tumbada

A continuación, se muestra de manera gráfica los valores correspondientes al rms Delay Spread para cada uno de los dos sujetos de la campaña 2 considerando los valores de umbral de 20 dB y 30 dB.

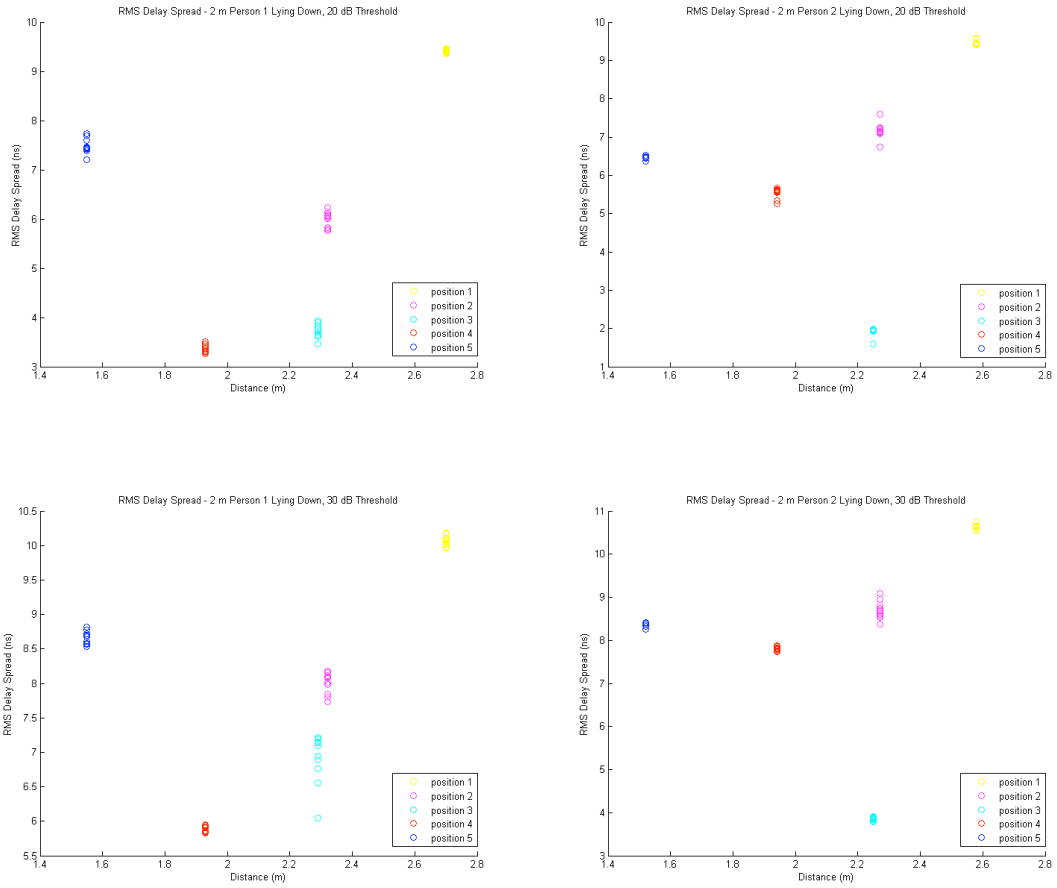


Figura 42. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 1 y 2 en posición tumbada en laboratorio SICOMO

Respecto a lo observado en las medidas con los sujetos tumbados realizadas en el laboratorio TSC5, las posiciones de colocación 1 y 2, en general son las que mayor valor del rms Delay Spread experimentan. Sin embargo, a diferencia de las otras medidas, el punto 3 (antebrazo derecho) no presenta un valor tan alto. Esto puede ser debido a una diferencia en el punto de colocación de la antena transmisora, lo cual ha ocasionado que la línea de visión directa no se encuentre bloqueada por el cuerpo del sujeto. La posición 5 presenta un valor de rms Delay Spread más elevado, en comparación con las medidas en el TSC5, el cual puede deberse a que por el lugar de colocación, la posición de los pies puede haber bloqueado la línea de visión directa entre transmisor y receptor.

### 5.4. Modelado estadístico del canal de propagación off-body UWB

A partir de las medidas obtenidas en la segunda campaña realizada en el laboratorio del SICOMO, se va a proceder a realizar un modelado del canal de propagación según se describe en el estándar IEEE 802.15.6, haciendo una división entre el canal con los sujetos en posición de pie y tumbados.

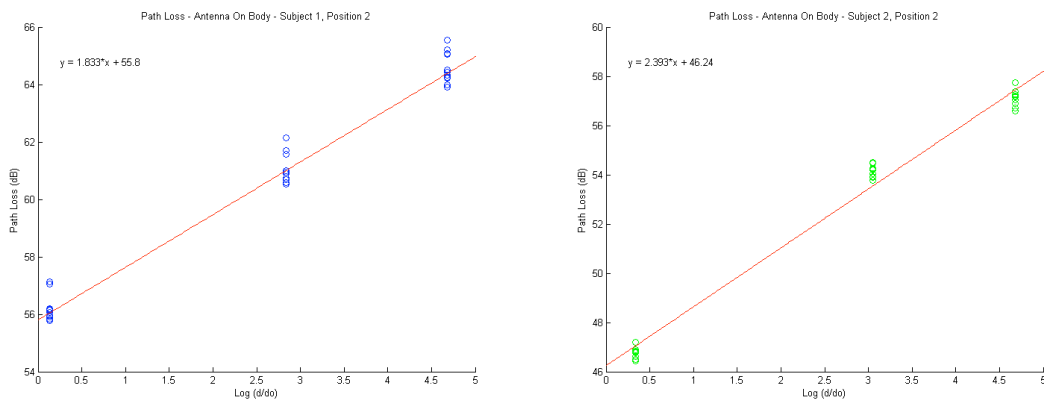
#### 5.4.1. Modelo de pérdidas de camino

Con el fin de realizar el estudio de las pérdidas de propagación, tal y como propone el IEEE en el modelo de canal en el estándar IEEE 802.15.6, vamos a modelar la dependencia de las pérdidas de camino con la distancia siguiendo la siguiente ley:

$$L_p(d) = L_0 + 10\alpha \text{Log}_{10}(d) + S \quad (5.1)$$

Donde S es el término de shadowing con distribución log-normal, media 0 y desviación típica  $\sigma_s$ . Para la determinación de  $L_0$  y  $\alpha$  se ha realizado un ajuste lineal de las pérdidas de propagación obtenidas a partir del análisis de las medidas realizadas para los cuatro sujetos de la segunda campaña de medidas realizadas en el laboratorio del SICOMO, considerando únicamente a los sujetos en posición de pie y las medidas realizadas para una distancia de 1, 2 y 3 m respecto de la antena transmisora. Para ello únicamente se van a emplear las medidas realizadas para el enlace entre la antena transmisora y la antena receptora colocada en el punto 2 sobre el cuerpo de los sujetos. Se ha elegido este punto por ser un lugar común a la hora colocar un dispositivo que actúe de pasarela entre los dispositivos sensores distribuidos en el cuerpo de un sujeto y una estación externa receptora.

A continuación se muestra la variación de las pérdidas de camino para los sujetos 1 y 2 en función de la distancia para la antena colocada en la posición 2 sobre el cuerpo de los mismos. Además, se muestra el ajuste lineal realizado con el objeto de obtener los parámetros del modelo de pérdidas descrito.



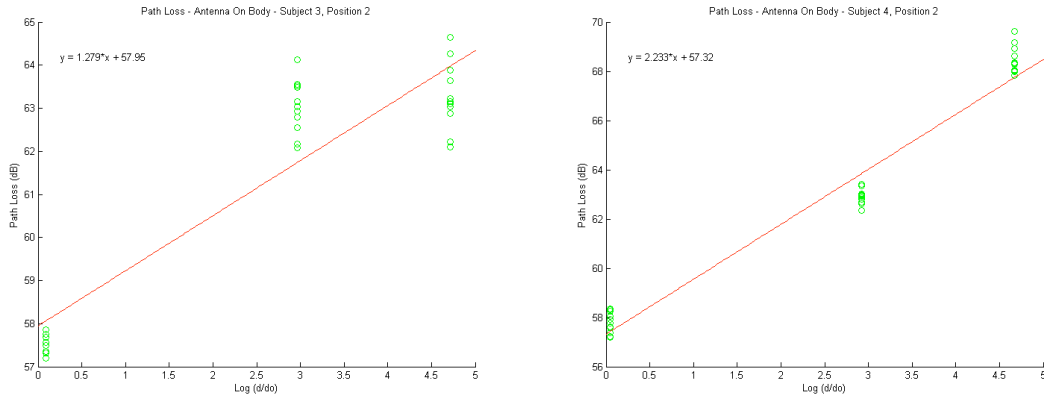


Figura 43. Ajuste lineal de los datos para obtención de los parámetros del modelo de pérdidas de camino

A continuación se puede ver un resumen con los parámetros del modelo de pérdidas de propagación obtenidos por ajuste lineal de los datos.

	$L_0$	$\alpha$	$\sigma_s$
Sujeto 1	55.80	0.18	0.52
Sujeto 2	46.24	0.24	0.55
Sujeto 3	57.95	0.13	4.32
Sujeto 4	57.32	0.22	0.87

Tabla 19. Resumen de parámetros para el modelo de pérdidas de camino

La mayor variación se encuentra en las medidas sobre el sujeto 3, posiblemente por variaciones en la postura durante el proceso de medidas.

#### 5.4.2. Modelo del perfil de retardo

Una vez realizado el modelado de las pérdidas de camino, se va a realizar el modelado del canal de propagación off-body para el enlace entre la antena transmisora y la antena receptora colocada en la posición 2 considerando a los sujetos en posición de pie y tumbada. Para ello se va a obtener primeramente el perfil de retardo promediado a partir de las medidas de la respuesta en frecuencia obtenidas para la frecuencia de UWB 3.1 GHz a 8 GHz mediante el analizador de redes, para este enlace en ambos sujetos para ambas posturas.

Primeramente, se ha procedido al promediado de los perfiles de retardo obtenidos para los dos sujetos. Debido a que se tomaron 10 realizaciones de cada medida del canal para cada enlace, se va a realizar un promediado de 20 perfiles de retardo.

$$APDP = \frac{1}{20} \sum_{n=1}^{20} PDP_{tx-p2}^n, \text{ con } PDP_{tx-p2}^n \text{ el } n\text{-ésimo perfil de retardo para el enlace tx-p2} \quad (5.2)$$

Tal y como se propone en el estándar IEEE 802.15.4a [5], cada perfil de retardo se ha normalizado de manera que la componente más significativa de cada perfil corresponda con un retardo de 0 ns y la amplitud de cada componente se encuentre distribuida en el intervalo [0 1]. Para ello, a cada componente del perfil de retardo promediado se le ha sumado el valor absoluto de la componente con menor valor, obteniendo por lo tanto un perfil de retardo en el cual la distribución de potencias recibidas se encuentra distribuida entre 0 y el valor máximo correspondiente a la contribución más significativa. Después, el APDP normalizado final se ha obtenido normalizando la amplitud de cada componente dividiendo el valor de cada muestra por el valor de la potencia recibida de la componente más significativa.

A continuación se muestra el perfil de retardo promediado normalizado y desplazado en el tiempo para el caso del enlace considerado para los sujetos en posición de pie y tumbada.

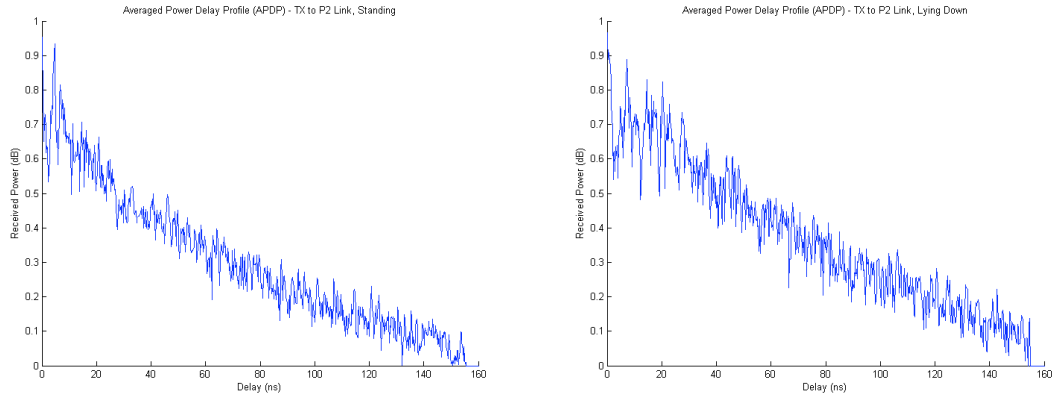


Figura 44. Perfiles de retardo promediados y normalizados para sujetos de pie y tumbados

De acuerdo con el estándar IEEE 802.15.6, el modelo de canal CM4 para UWB y comunicaciones entre un dispositivo colocado en el cuerpo y un dispositivo externo (S6&S7), propone un modelo con la siguiente respuesta al impulso compleja:

$$h(t) = \sum_{m=0}^{L-1} \alpha_m \delta(t - \tau_m) \quad (5.3a)$$

En el que la distribución de amplitudes sigue un distribución exponencial de la forma:

$$|\alpha_m|^2 = e^{-\frac{\tau_m}{\Gamma} - k[1-\delta(m)]} \beta \quad (5.3b)$$

Donde  $\tau_m$  es el tiempo de llegada de cada componente multicamino,  $\Gamma$  es factor de decaimiento exponencial de las componentes dentro del cluster,  $k$  es el término que incluye el efecto del factor  $K$  de la distribución Rice,  $\delta$  es la función delta de Dirac y  $\beta$  es un término estocástico con distribución log-normal con media 0 y desviación típica  $\sigma_\beta$ .

Con el fin de obtener el valor de  $\Gamma$  de la distribución exponencial, se ha realizado un ajuste de los valores de las amplitudes de las componentes promediadas y normalizadas, a partir del logaritmo neperiano de los valores de las mismas. De esta forma, la obtención del factor de decaimiento se reduce a un ajuste lineal de los datos.

$$a_m = e^{-\frac{\tau_m}{\Gamma}} \rightarrow \ln(a_m) = -\left(\frac{1}{\Gamma}\right) \tau_m \rightarrow y = -ax \quad (5.4)$$

A continuación se muestra el ajuste a partir del procedimiento descrito para las dos posturas consideradas.

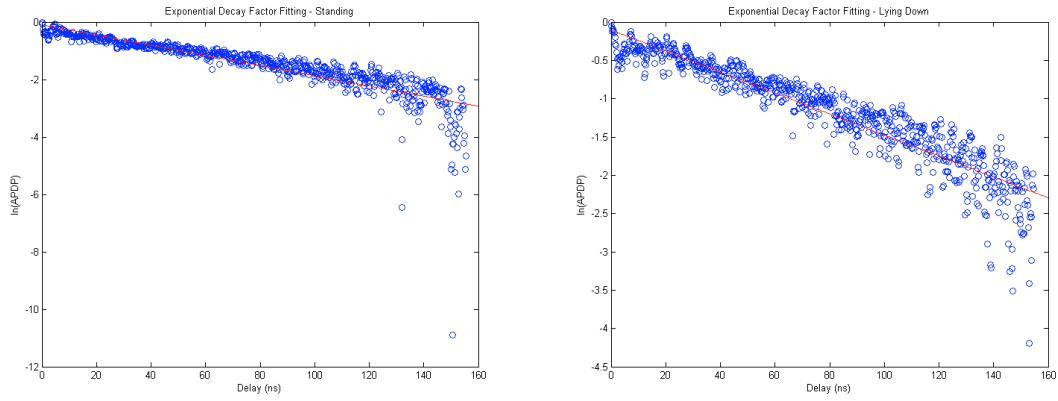


Figura 45. Ajuste de puntos para obtención del coeficiente de decaimiento  $\Gamma$

A partir del ajuste anterior se ha obtenido que el valor de  $\Gamma$  para el caso de los sujetos en posición de pie es de 55.56 y para los sujetos tumbados es de 71.43.

La tasa media de llegada de las componentes multicamino  $\tau_m$  se modela como un proceso de Poisson con tiempo de entre llegadas  $\lambda$ , con número de componentes multicamino  $L$  de media  $\bar{L}$ . Con el fin de obtener este parámetro, se ha realizado un promediado a partir de los tiempos de llegada de los picos correspondientes a las componentes multicamino identificadas en el APDP. El valor para el tiempo medio entre llegadas para el caso del canal considerando a los sujetos de pie es de 1/0.80 ns, y para los sujetos tumbados es de 1/0.85 ns.

Por último, para obtener el valor de  $k$  se ha utilizado la relación siguiente:

$$k = \Delta k \left( \frac{\ln 10}{10} \right) \tag{5.5}$$

donde  $\Delta k$  se obtiene según se mostró en la figura 15.

De esta forma, el valor para  $\Delta k$  obtenido para el caso del canal con los sujetos de pie es de 27.58, y en el caso de los sujetos en posición tumbada es de 18.93.

Igualmente, la desviación típica de la diferencia de amplitudes ( $\sigma_\beta$ ) se ha obtenido a partir de las amplitudes de las componentes multicamino recibidas. El valor obtenido para el caso de los sujetos de pie ha sido 2.75 dB y para los sujetos tumbados 2.57 dB.

En la siguiente tabla se resumen los parámetros que definen el modelo de canal off-body a partir de los datos obtenidos de las medidas sobre los sujetos considerados en posiciones de pie y tumbada.

	De pie	Tumbados
$\Gamma$ (ns)	55.56	71.43
$k(\Delta k[\text{dB}])$	27.58(6.35)	18.93(4.36)
$\sigma_\beta$ (dB)	2.75	2.57
$\lambda$	1/0.80	1/0.85
$\overline{L_{20\text{dB}}}$	7	23
$\overline{L_{30\text{dB}}}$	26	53

Tabla 20. Resumen de los parámetros de canal para sujetos de pie y tumbados



## 5.5. Resultados

A continuación se va a destacar los principales resultados obtenidos a partir de las medidas realizadas a lo largo de las dos campañas de medidas, realizando una distinción entre cada una de las posturas consideradas para los sujetos: de pie y tumbados.

### 5.5.1. Sujetos de pie

A partir del análisis de los diferentes enlaces correspondientes a los diferentes puntos de colocación de la antena receptora para los sujetos de las dos campañas en posición de pie, se observa que los valores para cada sujeto presentan una dispersión baja. Si analizamos la media del rms Delay Spread para el conjunto de las 5 posiciones para cada sujeto obtenemos los siguientes valores de la media ( $\mu_{rmsDS}$ ) y desviación típica ( $\sigma_{rmsDS}$ ) para los dos valores de umbral obtenemos lo siguiente. Para el caso de los sujetos de la primera campaña de medidas en el laboratorio TSC5 se obtienen los valores mostrados en la siguiente tabla.

Sujeto	$\mu_{rmsDS20}$	$\sigma_{rmsDS20}$	$\mu_{rmsDS30}$	$\sigma_{rmsDS30}$
1	1.82	0.95	3.11	0.57
2	2.23	1.31	4.13	1.28

Tabla 21. Media y desviación típica del rms Delay Spread en sujetos de pie en campaña 1

Respecto a los valores correspondientes a las medidas realizadas sobre los sujetos en la segunda campaña de medidas, se puede obtener una descripción de la variación del rms Delay Spread de la misma manera.

Sujeto	$\mu_{rmsDS20}$	$\sigma_{rmsDS20}$	$\mu_{rmsDS30}$	$\sigma_{rmsDS30}$
1	2.13	0.87	3.48	0.81
2	2.08	0.86	3.94	0.37
3	3.39	2.18	4.62	2.37
4	2.31	1.08	3.48	1.29

Tabla 22. Media y desviación típica del rms Delay Spread en sujetos de pie en campaña 2

A excepción de las medidas sobre el sujeto 3, se observa que tanto para el umbral a 20 dB como a 30 dB los valores de los parámetros de retardo del canal presentan poca dispersión. Esto nos lleva a pensar que la posición del cuerpo en la que se coloca la antena, cuando los sujetos se encuentran en posición de pie, no tiene una gran relevancia en el comportamiento del canal de propagación off-body. Esto es debido a que en todas las posiciones de colocación de la antena receptora, esta tiene visión directa con la antena transmisora por lo cual las variaciones experimentadas en los parámetros del canal están más relacionadas con la diferencia entre los patrones de radiación de la antena transmisora y la receptora y la distancia entre estas.

El sujeto 2 de la primera campaña de medidas realizada en el laboratorio TSC5 y el sujeto 1 de la segunda campaña de medidas realizada en el laboratorio del SICOMO fue el mismo. Esto nos permite realizar una comparativa entre ambos entornos para un mismo sujeto. A continuación, se muestra a modo de resumen los valores obtenidos para los parámetros del canal para el sujeto en ambos entornos.

Sujetos común en ambas campañas (C1 y C2)																
Rx Pos.	Tx-Rx (m)		Path Loss (dB)		RMS DS20 (ns)		RMS DS30 (ns)		Mean Delay20 (ns)		Mean Delay30 (ns)		NP20		NP30	
	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2
1	2.05	1.89	64.61	63.15	4.02	2.68	5.47	4.38	9.05	8.60	10.25	9.51	13	10	38	34
2	2.08	1.92	68.33	61.33	3.14	2.49	5.57	3.51	8.69	9.26	9.91	9.78	11	9	43	32
3	2.20	2.03	71.12	61.65	0.86	2.98	3.19	4.09	7.89	9.18	8.60	9.78	9	16	36	30
4	2.28	2.17	64.29	56.59	1.55	0.85	3.48	2.33	8.61	8.08	9.39	8.53	10	5	34	25
5	2.42	2.35	64.91	60.07	1.56	1.65	2.95	3.10	9.12	9.08	9.69	9.58	9	7	32	28

Tabla 23. Comparativa de parámetros del canal para el sujeto común a ambas campañas en posición de pie

Se observa que, de manera general, tanto el número de componentes multicamino recibidas como el valor de los parámetros de retardo, son mayores en las medidas realizadas en la primera campaña en el laboratorio TSC5. Esto es normal debido a que el tamaño de este laboratorio es mayor que el del SICOMO.

### 5.5.2. Sujetos tumbados

En comparación con las medidas realizadas para el caso de los sujetos en posición de pie, en general el efecto predominante en los valores de los parámetros de dispersión del canal es la alta variación con el punto de colocación de la antena receptora sobre el cuerpo cuando los sujetos se encuentran en posición tumbada. Si calculamos los valores correspondientes a la media ( $\mu_{rmsDS}$ ) y desviación típica ( $\sigma_{rmsDS}$ ) para los dos valores de umbral considerados obtenemos en ambas campañas de medida, obtenemos los valores mostrados en las siguientes tablas.

Sujeto	$\mu_{rmsDS20}$	$\sigma_{rmsDS20}$	$\mu_{rmsDS30}$	$\sigma_{rmsDS30}$
1	4.72	3.03	6.93	3.65
2	4.65	3.34	7.01	3.57

Tabla 24. Media y desviación típica del rms Delay Spread en sujetos tumbados en campaña 1

Sujeto	$\mu_{rmsDS20}$	$\sigma_{rmsDS20}$	$\mu_{rmsDS30}$	$\sigma_{rmsDS30}$
1	5.98	2.59	7.87	1.61
2	6.16	2.77	7.89	2.49

Tabla 25. Media y desviación típica del rms Delay Spread en sujetos tumbados en campaña 2

Como se puede observar, tanto la media como la desviación típica son superiores en el caso de las medidas realizadas en el laboratorio TSC5 respecto al SICOMO, debido a las mayores dimensiones del primero.

Al igual que en el caso del estudio del canal con los sujetos en posición de pie, el sujeto 2 de la primera campaña de medidas realizada en el laboratorio TSC5 y el sujeto 1 de la segunda campaña de medidas realizada en el laboratorio del SICOMO fue el mismo. Esto nos permite realizar una comparativa entre ambos entornos para un mismo sujeto. A continuación, se muestra a modo de resumen los valores obtenidos para los parámetros del canal para el sujeto en ambos entornos.

Sujeto común en ambas campañas (C1 y C2)																
Rx Pos.	Tx-Rx (m)		Path Loss (dB)		RMS DS20 (ns)		RMS DS30 (ns)		Mean Delay20 (ns)		Mean Delay30 (ns)		NP20		NP30	
	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2
1	2.40	2.70	68.99	67.82	7.81	9.37	10.67	10.01	14.05	23.88	16.04	24.39	34	22	84	55
2	2.20	2.32	68.35	64.01	4.02	6.04	6.51	8.02	9.58	11.87	10.81	13.42	9	17	54	51
3	2.15	2.29	74.34	69.78	8.46	3.58	10.67	6.82	15.50	9.61	17.17	11.54	39	10	91	45
4	1.67	1.93	65.14	63.48	1.27	3.34	2.95	5.85	6.77	7.99	7.29	9.22	3	7	28	31
5	1.40	1.44	63.92	64.79	1.74	7.57	4.26	8.66	6.30	9.97	7.15	10.97	7	19	38	42

Tabla 26. Comparativa de parámetros del canal para el sujeto común a ambas campañas en posición tumbada

En la tabla anterior se observa que para el punto 3 de colocación de la antena receptora sobre el sujeto en posición tumbada, el valor de los parámetros de retardo del canal para el caso de las medidas realizadas en el laboratorio TSC5 son superiores a los obtenidos en las medidas durante la segunda campaña en el laboratorio del SICOMO. Este punto presenta una diferencia notable, como se ha indicado anteriormente, posiblemente debido a un movimiento en la colocación de la antena receptora que ha permitido que el canal entre la antena transmisora y la receptora colocada en el antebrazo del sujeto tenga visión directa. Se puede observar también que el número de componentes multicamino disminuye desde 39 a 10 considerando un umbral de 20 dB y de 91 a 45 para un umbral de 30 dB.

### 5.5.3. Comparativa entre posturas

A partir de las medidas realizadas en las dos campañas desarrolladas en el laboratorio TSC y en el del SICOMO, en este apartado se va a realizar una comparación teniendo en cuenta los parámetros de retardo del canal extraídos a partir del análisis de los datos para, de manera conjunta, llevar a cabo un análisis de la influencia de la postura del cuerpo en el comportamiento del canal off-body en UWB.

Con el fin de realizar la comparativa, se han seleccionado los datos correspondientes a los sujetos 1 y 2 de la primera campaña de medidas, y los sujetos 1 y 2 de la segunda campaña. A continuación se muestra una gráfica comparativa de la variación del rms Delay Spread con respecto a la postura (de pie y tumbado) para cada uno de los sujetos considerados, considerando en este caso únicamente los valores obtenidos empleando un umbral de 30 dB bajo la componente más significativa.

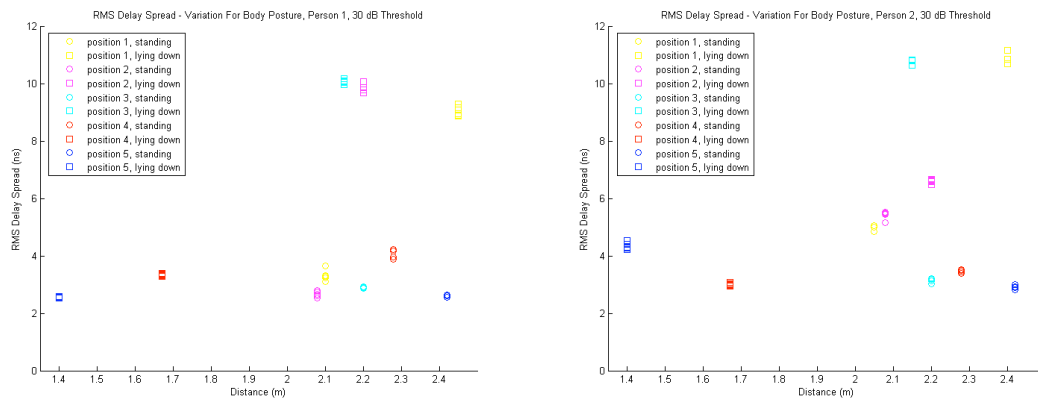


Figura 47. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 1 y 2 en ambas posturas en laboratorio TSC5

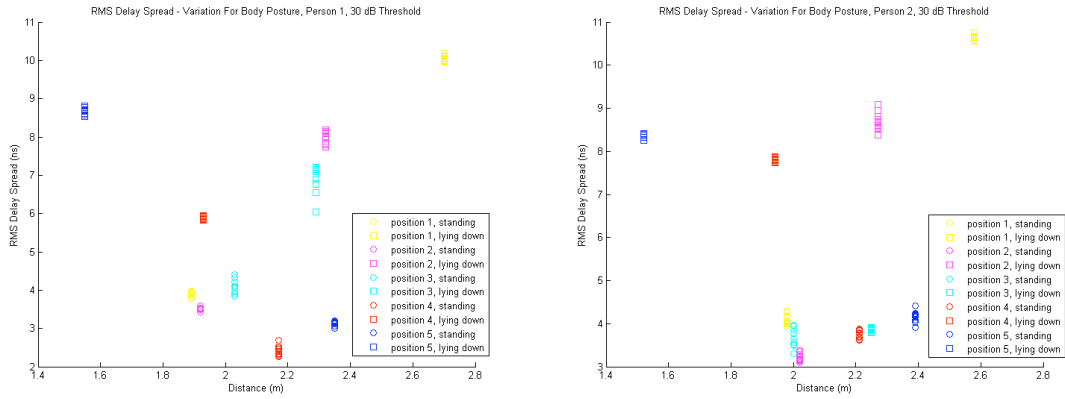


Figura 48. Valores del rms Delay Spread para los sujetos 1 y 2 en ambas posturas en laboratorio SICOMO

De las gráficas anteriores se puede observar que mientras que la variación de los parámetros de retardo en función de la posición de colocación de la antena receptora cuando los sujetos se encuentran en posición de pie es pequeña, para el caso de los sujetos en posición tumbada, dependiendo del punto de colocación de la antena receptora y la disposición de las partes del cuerpo, esta variación es importante. En todas las medidas con los sujetos en posición tumbada, se ha observado que la posición más desfavorable, en cuanto al retardo que experimenta el canal debido a la llegada de un alto número de componentes multicamino, es la posición 1 (corazón), correspondiente a la colocación cercana al corazón. Igualmente, la posición 3 (antebrazo derecho) y 5 (parte baja de la pierna izquierda) presentan una alta variabilidad en ambos escenarios con los sujetos tumbados debido a la obstrucción parcial del enlace directo entre transmisor y receptor por partes del cuerpo (el torso en el caso de la posición 3 y los pies en el caso de la 5).



**Capítulo VI.  
Conclusiones y Futuras Líneas de  
Investigación**

## 6.1. Conclusiones

El modelado del canal de propagación cuando una señal se propaga en el interior, sobre el cuerpo o uno de los dispositivos se encuentra en contacto con el mismo, en general es difícil de modelar. A lo largo de este trabajo se ha pretendido realizar un estudio de la propagación en un entorno de interior (indoor) que de manera extendida se da habitualmente en situaciones hospitalarias, en las que un dispositivo transmisor o receptor se encuentra ubicado en un punto fijo en una estancia y un conjunto de dispositivos colocados sobre la superficie del cuerpo de un sujeto, destinados a medir diferentes parámetros fisiológicos o cinemáticos del mismo, se comunican con la estación fija con el fin de enviar información sobre los parámetros obtenidos o bien recibir información con el objetivo de desempeñar una determinada actuación.

Con el fin de analizar la influencia que tiene la postura de un sujeto sobre el canal de propagación, se ha realizado un estudio y modelado del canal a partir de las respuestas en frecuencia medidas por medio de un analizador vectorial de redes para diferentes enlaces de comunicaciones entre una antena transmisora fija y una antena receptora ubicada en 5 partes del cuerpo de los sujetos.

A partir del análisis del canal de propagación en aquellas situaciones en las que los sujetos se encontraban de pie, se ha observado que no existe una dependencia clara entre el punto de colocación de la antena receptora y la parte del cuerpo en la cual se encuentra. La media de los valores del rms Delay Spread un umbral de 20 dB es de 2.3 ns y para 30 dB de 3.8, con una media de valores para la desviación típica entre 1 para 20 dB y 1.1 para 30 dB. Esto es debido a que la antena receptora, en todos los puntos de colocación estudiados tenía visión directa con la antena transmisora, por lo que la variación en la potencia y el número de componentes multicamino recibidos está más relacionado con la posición espacial y la influencia que ejerce el cuerpo, salvo contacto directo con el mismo que ocasione una alteración en el patrón de radiación de la antena receptora, es el bloqueo o difracción de ciertas componentes multicamino.

Por el contrario, a partir de lo observado para las medidas con los sujetos en posición tumbada, debido a que una señal transmitida interactúa con más partes del cuerpo en su trayecto hasta el punto de recepción, sí se observa una dependencia tanto de la distancia como de la distribución del cuerpo en torno al punto de colocación de la antena receptora. Para una media de los valores del rms Delay Spread entre 5.4 ns para un umbral de 20 dB y 7.4 para 30 dB se tienen unos valores de desviación típica entre 3 y 2.8. Algunos puntos de colocación se ha observado que dependiendo de la posición de la antena transmisora y la distribución del cuerpo presentan unos valores para los parámetros de retardo y pérdidas superiores. Este es el caso del punto de colocación de la antena en el antebrazo derecho (punto 3) y en la posición cercana al pie izquierdo (punto 5). En caso de la primera campaña de medidas el punto 3 se encontraba parcialmente obstaculizado por el torso y en el segundo caso el pie de los sujetos obstaculizaba la línea de visión directa entre transmisor y receptor.

En cuanto a los valores obtenidos a partir del ajuste de las medidas al modelo de canal propuesto en el IEEE 802.15.6 para el caso de UWB en enlaces off-body, se observa que mientras que la desviación típica de las amplitudes de las componentes multicamino recibidas ( $\sigma_\beta$ ) y la tasa de llegada de estas ( $\lambda$ ) presentan poca o ninguna diferencia entre ambas posturas de los sujetos, la tasa de decaimiento de las componentes dentro del cluster ( $\Gamma$ ) y el Factor-K sí presentan una variación de manera que la tasa de decaimiento aumenta en el caso de los sujetos en posición tumbada, mientras que el valor del Factor-K disminuye. Esto es debido a que tanto el número como la amplitud de las componentes multicamino recibidas para el caso de los sujetos en posición tumbada es superior, debido a la interacción del cuerpo con la señal transmitida.

## 6.2. Futuras líneas de investigación

Existen multitud de líneas de investigación abiertas en el ámbito del estudio del canal y la obtención de modelos tanto deterministas como aleatorios que se ajusten al comportamiento que el cuerpo ejerce en la propagación de señales radioeléctricas en su interior o la superficie del mismo. Como consecuencia, existen aun diferentes retos a la hora de abordar la tarea de obtener un modelo de propagación que contemple el comportamiento tanto estático como dinámico del cuerpo humano. Algunos de estos son los siguientes:

- Modelado del comportamiento del canal sobre sujetos en movimiento.
- Caracterización de la propagación en tejidos por encima de los 10 GHz.
- Empleo de técnicas MIMO con múltiples antenas sobre el cuerpo.
- Análisis de las posibles aplicaciones de la tecnología UWB en enlaces in-body e in-body a on-body.
- Eliminación de la influencia de las antenas en las medidas del canal de propagación.
- Estudio de la interferencia entre redes de área corporal.

Además de las anteriores líneas de investigación, día a día surgen nuevos retos derivados del mejor conocimiento de los mecanismos que influyen en la propagación de las señales en el cuerpo, de nuevos escenarios de aplicación o del empleo de diferentes bandas de frecuencias que hacen que la investigación en el campo de las redes de área corporal sea un aspecto cada vez más importante en el desarrollo de los sistemas actuales y futuros.

# Referencias

- [1] Jianqing Wang, Qiong Wan, "Body Area Communications: Channel Modeling, Communication Systems, and EMC", Wiley-IEEE Press, 1st edition, January 2013.
- [2] <http://www.imec.be/ScientificReport/SR2007/html/1384142.html>
- [3] Ian Oppermann, Matti Hämäläinen, Jari Linatti, "UWB Theory and Applications", Wiley Press, 1st edition, October 2004.
- [4] Ashutosh Ghildiyal, Dr. Balwant Godara, Karima Amara, Renzo Dal Molin, Amara Amara, "Ultra Wideband for in and on-body medical implants: A study of the Limits and new opportunities" , EuCAP 2011.
- [5] A. F. Molisch, "Ultrawideband Propagation Channels-Theory, Measurement, and Modelling", *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 54, no.5, pp 1528-1545, Septiembre 2005.
- [6] Richa Bharadwaj, Q. H. Abbasi, A. Alomainy and C. G. Parini, "Ultra Wideband Sub-band Time of Arrival Estimation for Location Detection", Loughborough Antennas and Propagation Conference (LAPC2011), Nov. 14-15, 2011, Loughborough, UK.
- [7] Wireless Body Area Network Standard, IEEE Std. 802.15.6, 2012.
- [8] Gabriel, C., 1996, Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies. Brooks AFB, TX, Tech. Rep., AL/OE-TR-1996-0037.
- [9] Vaughan, R.G., Lea, A., Ping Hui, Ilikainen, J., "Theory of propagation for direct on-body wireless sensor communications", 2nd IET Seminar on Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications, 2009.
- [10] <http://channelmodels.eit.lth.se/tiki-index.php?page=Saleh-Valenzuela>
- [11] Xinlei Chen, Xiyu Lu, Depeng Jin, Li Su, Lieguang Zeng, "Channel Modeling of UWB-Based Wireless Body Area Networks", 7th International Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC), 2011.
- [12] "Ultra Wideband - Current Status and Future Trends", Mohammad Abdul Matin Ed., ISBN 978-953-51-0781-1, 2012.
- [13] H. Sawada, T. Aoyagi, J. Takada, K. Y. Yazdandoost, R. Kohno, "Channel Models between body surface and wireless access point for UWB Band", IEEE P802.15 Working Group for Wireless Personal Area Networks (WPANs), 2008.