



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE
INFORMÁTICA**

Proyecto Final de Carrera

**SISTEMA ÓPTICO DE
“BREATH TRACKING”**

Autor: Jesús Javier Maldonado Aranda

Director: Carlos Monserrat Aranda

Julio, 2011

Resumen

En la realización de biopsias guiadas o en radioterapia de lesiones de hígado y otros órganos abdominales, es muy importante determinar con exactitud la posición del tejido patológico. El problema es que estos órganos están sometidos a movimientos (de 1 a 6 centímetros) y deformaciones debidos, en gran medida, a la respiración del paciente. Por ello, es necesario tener en cuenta dichos desplazamientos en procesos de biopsia guiada y en planificación de radioterapia de lesiones. En la actualidad se están probando diferentes técnicas no invasivas de tracking y gating respiratorio con localizadores ópticos pasivos y localizadores electromagnéticos. En el trabajo que se presenta, se ha hecho un estudio exhaustivo de las ventajas e inconvenientes de este tipo de localizadores y se ha comparado con la posibilidad de utilizar cámaras “Time Of Flight” (TOF) con este propósito. Para este estudio se ha hecho un seguimiento del movimiento respiratorio con estos tres tipos de localizadores sobre 20 voluntarios. Los resultados obtenidos demuestran que: los localizadores ópticos son muy precisos, sensibles a la ocultación parcial y únicamente miden puntos; los localizadores electromagnéticos son poco precisos, tienen gran ruido y son robustos a la ocultación; la cámara TOF presenta una correlación $r > 0,85$ con respecto al localizador óptico, es bastante robusto a la ocultación parcial y permite medir volúmenes. Del resultado del estudio, al que hay que añadir el reducido coste económico de las cámaras TOF, convierten a este tipo de cámaras en una herramienta de futuro en el tracking y gating respiratorio.

Índice general

1.	Introducción	1
1.1	Introducción al tema	1
1.2	Justificación del trabajo.....	2
1.3	Hipótesis de trabajo y objetivos.....	3
1.4	Tareas	4
1.4.1	Tareas que satisfacen el objetivo específico 1	5
1.4.2	Tareas que satisfacen el objetivo específico 2	5
1.4.3	Tareas que satisfacen el objetivo específico 3	6
1.4.4	Tareas que satisfacen el objetivo específico 4	7
1.5	Limitaciones y consideraciones	7
1.6	Estructura de la memoria.....	8
2.	Estado del Arte	11
2.1	Introducción	11
2.2	Breath Gating	11
2.3	Respiración libre y tracking	13
2.4	Marcadores en control de la respiración	14
3.	Estudio de tecnologías relacionadas	19
3.1	Librerías IGSTK.....	19
3.2	Librerías MFC.....	22
3.3	Librerías I3BH	25
3.4	Librerías Qt	26
4.	Análisis de localizadores 3D	29
4.1	Proceso general.....	30
4.2	Análisis tracker óptico	32
4.2.1	Introducción	32
4.2.2	Requisitos de la aplicación para el Polaris	35
4.2.3	Métodos	37
4.2.4	Resultados	38
4.3	Análisis cámara TOF	45
4.3.1	Introducción	45

4.3.2	Requisitos de la aplicación para la cámara TOF	46
4.3.3	Métodos	47
4.3.4	Resultados	49
4.4	Análisis electromagnético	61
4.4.1	Introducción	61
4.4.3	Métodos	63
4.4.4	Resultados	64
4.4.5	Resultados comparativos entre el Polaris y el tracker electromagnético.....	66
5.	Validación	71
5.1	Estudio de datos con Microsoft Excel y ajuste de los mismos con MATLAB.....	71
5.2	Validación entre el Polaris y la cámara TOF	75
6.	Interfaz gráfica de usuario (IGU)	89
6.1	Introducción	89
6.2	Requisitos de la IGU	90
6.3	Servicios a modelar	91
7.	Conclusiones y trabajos futuros	95
8.	Referencias	97

Lista de figuras

Figura 1: Técnicas de control de la respiración	12
Figura 2: Sistema Mitsubishi para rastrear tumores en tiempo real	15
Figura 3: Capas de la arquitectura IGSTK	20
Figura 4: Transformación de eventos en IGTSK	21
Figura 5: Esquema de CObject, clase base de las MFC	23
Figura 6: Patrón de diseño MFC	24
Figura 7: Mecanismo de Signal/Slots	28
Figura 8: Montaje tecnológico de la pruebas.....	31
Figura 9: Volumen de medida del Polaris Vicra	32
Figura 10: Componentes del sistema Polaris Vicra	33
Figura 11: Esquema del funcionamiento del sistema Polaris Vicra	34
Figura 12: Vista frontal de un sensor de posición del Polaris Vicra	34
Figura 13: Interfaz desarrollada para el Polaris	38
Figura 14: Resultados de los sujetos 1, 2, 3 y 4 con el Polaris	40
Figura 15: Resultados de los sujetos 5, 6, 7 y 8 con el Polaris	41
Figura 16: Resultados de los sujetos 9, 10, 11 y 12 con el Polaris	42
Figura 17: Resultados de los sujetos 13, 14, 15 y 16 con el Polaris	43
Figura 18: Resultados de los sujetos 17, 18, 19 y 20 con el Polaris	44
Figura 19: Regiones de captación de la cámara TOF.....	45
Figura 20: Interfaz de la herramienta desarrollada para la cámara TOF	49
Figura 21: Resultados del sujeto 1 y 2 con la cámara TOF	51
Figura 22: Resultados del sujeto 3 y 4 con la cámara TOF	52
Figura 23: Resultados del sujeto 5 y 6 con la cámara TOF	53
Figura 24: Resultados del sujeto 7 y 8 con la cámara TOF	54
Figura 25: Resultados del sujeto 9 y 10 con la cámara TOF	55
Figura 26: Resultados del sujeto 11 y 12 con la cámara TOF	56
Figura 27: Resultados del sujeto 13 y 14 con la cámara TOF	57
Figura 28: Resultados del sujeto 15 y 16 con la cámara TOF	58
Figura 29: Resultados del sujeto 17 y 18 con la cámara TOF	59
Figura 30: Resultados del sujeto 19 y 20 con la cámara TOF	60
Figura 31: Ejemplo de tracker electromagnético.....	61
Figura 32: Medidas de los marcadores utilizados en el electromagnético.....	62

Figura 33: Gráfica del error cometido con el electromagnético	63
Figura 34: Resultados de los sujetos 1, 2 y 3 con el electromagnético.....	65
Figura 35: Resultados del Polaris y el electromagnético del sujeto 1.....	67
Figura 36: Resultados del Polaris y el electromagnético del sujeto 2.....	68
Figura 37: Resultados del Polaris y el electromagnético del sujeto 3.....	69
Figura 38: Ejemplo de normalización temporal de los datos de un sujeto.....	72
Figura 39: Gráfica comparativa entre la curva del Polaris y la de la TOF sin ajustar	74
Figura 40: Gráfica comparativa entre la curva del Polaris y la de la TOF ajustada	74
Figura 41: Resultados de la validación del sujeto 1 y 2.....	77
Figura 42: Resultados de la validación del sujeto 3 y 4.....	78
Figura 43: Resultados de la validación del sujeto 5 y 6.....	79
Figura 44: Resultados de la validación del sujeto 7 y 8.....	80
Figura 45: Resultados de la validación del sujeto 9 y 10.....	81
Figura 46: Resultados de la validación del sujeto 11 y 12.....	82
Figura 47: Resultados de la validación del sujeto 13 y 14.....	83
Figura 48: Resultados de la validación del sujeto 15 y 16.....	84
Figura 49: Resultados de la validación del sujeto 17 y 18.....	85
Figura 50: Resultados de la validación del sujeto 19 y 20.....	86
Figura 51: Modificación de tiempos y márgenes en la interfaz	92
Figura 52: Indicaciones de la interfaz.....	93
Figura 53: Zonas visuales de la interfaz.....	94

Lista de Tablas

Tabla 1: Coeficientes de correlación entre el tracker electromagnético y el Polaris.....	70
Tabla 2: Distancias en una respiración normal con el tracker electromagnético	70
Tabla 3: Distancias en una respiración normal con el Polaris	70
Tabla 4: Distancias máximas en una inspiración profunda	70
Tabla 5: Coeficientes de correlación del pecho	87
Tabla 6: Cantidad de sujetos que obtuvieron el máximo coeficiente de correlación en cada medida del pecho	87
Tabla 7: Coeficientes de correlación del abdomen	88
Tabla 8: Cantidad de sujetos que obtuvieron el máximo coeficiente de correlación en cada medida del pecho	88

1. Introducción

1.1 Introducción al tema

Los tumores hepáticos pertenecen a un grupo especial de neoplasia en los que es necesaria una evaluación tanto del tumor como del hígado donde asienta con objetivo de realizar una indicación quirúrgica correcta. El carcinoma hepatocelular es el tumor hepático primitivo más frecuente en el adulto y uno de los tumores viscerales más prevalentes del mundo.

El desarrollo de un carcinoma hepatocelular (CHC) es frecuente en la evolución de los pacientes con cirrosis hepática de cualquier etiología. Un 5% de los pacientes con cirrosis compensada presentan un CHC si se exploran y esta prevalencia llega al 15% en pacientes con hemorragia digestiva por varices esofágicas o con ascitis, y al 25% si se analizan series necrópsicas. Por último, la probabilidad de que un paciente cirrótico desarrolle un CHC a los 5 años de seguimiento es del 20%. Existen algunos estudios donde la incidencia de cirrosis hepática en nuestro medio varía entre el 7 % y el 10 % de la población general, y muchos pacientes no saben que la padecen hasta que sufren una descompensación y entonces se hace evidente.

El estudio anatómo-patológico es la prueba de elección para el diagnóstico de las neoplasias y, por ello, la punción aspiración con aguja fina (PAAF) y la macrobiopsia son muy utilizadas en el estudio de las lesiones hepáticas. La PAAF es la técnica de elección para confirmar la naturaleza de las lesiones focales y acostumbra a efectuarse bajo control ecográfico continuo o mediante CT. Con la macrobiopsia se obtienen muestras mayores consiguiendo una sensibilidad de diagnóstico para lesiones malignas entre un 85 y 95%.

La guía de la biopsia con ultrasonidos es una tarea compleja para los clínicos no muy experimentados e incluso, en el caso de clínicos con mucha experiencia, hay casos

en que el procedimiento requiere mucho tiempo debido a la baja calidad de las imágenes de ultrasonidos y a la imposibilidad de realizar la biopsia si la zona sospechosa se encuentra en un punto de difícil acceso próximo al diafragma, en el que se interpone una ventana aérea (como son los pulmones).

En el caso de las imágenes CT y fluoroscópicas, el problema es la alta dosis de radiación que puede sufrir el paciente y el clínico, ya que el procedimiento se lleva a cabo por aproximación de la aguja en sucesivos pasos separados por una sesión de radiación de la zona para obtener imágenes actualizadas. Por tanto, uno de los retos relacionados con este tipo de intervenciones es la localización precisa de estructuras que están sujetas al movimiento debido a la respiración del paciente utilizando únicamente un estudio CT realizado antes de iniciar el proceso.

Numerosos grupos en la comunidad científica están investigando la utilización de sistemas de seguimiento (tracking) óptico y magnético para facilitar estos procesos, ya que un ciclo normal de respiración puede cambiar la posición de los tumores localizados en los pulmones de 1-3 cm [1], mientras que el movimiento de los órganos abdominales puede ser de 1.5-6 cm en la dirección cráneo-caudal debido al movimiento diafragmático [2,3], siendo despreciable el desplazamiento en el resto de direcciones.

La mayoría de los trabajos realizados y validados en clínica se centran en el desarrollo de los navegadores utilizando técnicas de “gating” [4, 5, 6], las cuales consisten en realizar la punción de manera sincronizada con la respiración del paciente. Sin embargo, conseguir que la respiración del paciente sea constante, incluso con sedación, es una tarea difícil, circunstancia en la que la precisión de los navegadores se reduce.

1.2 Justificación del trabajo

Este trabajo se enmarca en un proyecto cuyo objetivo es el desarrollo de un navegador que permita la planificación de la biopsia a realizar, éste permitirá la

combinación de la imagen real del paciente y del volumen 3D reconstruido (Realidad Aumentada), lo que ayudará al clínico en la determinación del punto de inserción de la aguja.

El sistema tiene como objetivo la localización precisa de estructuras que están sujetas al movimiento debido a la respiración del paciente utilizando únicamente un estudio CT realizado antes de iniciar el proceso (o con la mínima radiación posible para el paciente). Se va a desarrollar un modelo virtual biomecánico del hígado que simule la deformación que sufre el hígado humano debido a la respiración y a la introducción de la aguja de biopsia, y se necesitaba un módulo que permitiera seguir la respiración con un dispositivo tracker. Por esta necesidad nace el proyecto aquí presentado. Debíamos seguir los movimientos respiratorios fisiológicos del tórax del paciente y, para ello, teníamos que utilizar el tracker que mejor equilibrio de precisión, coste y comodidad tuviera de todos los existentes en la actuales que permiten realizar dicho seguimiento, siempre bajo una técnica no invasiva para el paciente.

1.3 Hipótesis de trabajo y objetivos

El objetivo general del presente proyecto es la búsqueda de un sistema de tracking que nos permita localizar de forma precisa la zona planificada en la que realizar la biopsia.

Con el fin de satisfacer el objetivo general del proyecto es necesario marcar unos subobjetivos que permitan disminuir la complejidad del mismo, tratando de no considerar el proyecto como un todo, sino como partes de un todo. A continuación, se describirán brevemente cada uno de los subobjetivos identificados:

- 1. Conocer el campo de la biopsia guiada y estudiar las técnicas de tracking y gating respiratorio*

8. *Obtener una herramienta para cada dispositivo capaz de almacenar los datos respiratorios teniendo en cuenta el desplazamiento pectoral y abdominal de una persona.*
9. *Obtener datos respiratorios reales sobre los que hacer un estudio comparativo entre los trackers utilizados.*
10. *Visualizar en tiempo real la curva respiratoria del paciente junto con un guiado de la respiración hasta que el cirujano realice la biopsia.*

1.4 Tareas

Para lograr los objetivos del punto anterior, fue necesario realizar una fase inicial consistente en el estudio de campo de la biopsia guiada. Una fase posterior fue el estado del arte de las distintas técnicas de tracking y gating respiratorio, donde se propuso una solución para nuestro caso aplicando la técnica más apropiada.

Después desarrollamos una aplicación que nos permite el seguimiento visual del movimiento respiratorio del pecho y abdomen del paciente a la vez que guarda las medidas de posición en cada instante. Para cada instante de tiempo se guardan dos medidas: por un lado la distancia entre la parte superior del pecho y el plano de la camilla y por el otro la distancia entre la parte superior del abdomen y el mismo plano de la camilla.

Posteriormente se han analizado los datos obtenidos, comparándolos entre los dispositivos utilizados. Con los datos conseguidos hemos podido posicionarnos a favor de un tracker, de entre los tres, basándonos en sus ventajas de precisión, económicas, comodidad y cantidad de datos registrados.

Para guiar al paciente durante la respiración y que el clínico pueda visualizar los movimientos respiratorios, se ha desarrollado una interfaz.

1.4.1 Tareas que satisfacen el objetivo específico 1

1. *Estudio de campo*

Fase inicial del proyecto que tuvo como objetivo la obtención de la información necesaria para conocer el campo de la biopsia guiada profundizando principalmente en los tipos de trackers utilizados.

2. *Estado del arte de las técnicas de tracking y gating respiratorio*

Estudio exhaustivo de las técnicas actuales, de manera que se adquirió el conocimiento suficiente para llevar a cabo el resto del proyecto.

3. *Definición de una solución según las técnicas estudiadas.*

Partiendo de los estudios de campo realizados y de las necesidades de nuestro proyecto se definió una solución que nos permitió empezar a desarrollar el software necesario.

1.4.2 Tareas que satisfacen el objetivo específico 2

En el caso del tracker electromagnético se usó una herramienta software que venía con el propio dispositivo, ésta permite capturar los valores necesarios de cada marcador con los que se obtuvieron datos respiratorios del paciente. En cambio, para los otros dos trackers, sí se desarrolló una aplicación para cada uno. Éstas se describen en los siguientes puntos:

1. *Creación de una herramienta para la captura de datos con la cámara Polaris.*

Se creó una herramienta que permite visualizar los movimientos respiratorios de una persona en tiempo real y, además, fueron capturadas y guardadas las medidas necesarias para el posterior estudio de los beneficios de la cámara

Polaris frente a los demás dispositivos. Esta herramienta muestra la posición en tiempo real de los dos marcadores externos, colocados sobre el pecho y abdomen del paciente, que el Polaris es capaz de rastrear. Además depende de nuestra orden para señalar el intervalo de tiempo en el que se debe empezar a guardar los datos y así ceñirse al protocolo definido más adelante.

2. *Creación de una herramienta para la captura de datos con la cámara Time-of-Flight (TOF).*

Se creó una herramienta que permite visualizar los movimientos respiratorios de una persona en tiempo real y, además, captura y guarda las medidas necesarias para el posterior estudio de los beneficios de la cámara TOF frente a los demás dispositivos. Esta herramienta rastrea en tiempo real las medidas de los planos del pecho y abdomen del paciente que nosotros habremos delimitado a priori. Cada plano tendrá tantas medidas como píxeles haya en el plano señalado sobre la imagen de la interfaz de esta herramienta. Dependerá de nuestra orden para señalar el intervalo de tiempo en el que se empezarán a guardar los datos y así ceñirse al protocolo definido más adelante.

1.4.3 Tareas que satisfacen el objetivo específico 3

1. *Planificación de las pruebas*

Se definió un protocolo a seguir por las personas que iba a realizar las pruebas. Se determinó el número de personas necesarias para las pruebas y el momento de cada una para realizarlas.

2. *Realización de las pruebas y ajuste de datos.*

Se capturaron todos los datos necesarios de las personas determinadas para las pruebas, una vez acabadas todas las pruebas, se estudió el coeficiente de correlación para lo que hicimos un ajuste en fase de las curvas e interpolación para redimensionar los datos capturados entre dispositivos ya que deberán ser exactamente los mismos.

1.4.4 Tareas que satisfacen el objetivo específico 4

1. Creación de una interfaz.

Se ha creado una interfaz que ayuda al clínico a seguir la respiración del paciente y que guía al paciente para hacer una respiración apropiada según el caso propio de biopsia.

1.5 Limitaciones y consideraciones

Se necesita de una estructura mínima para poner en marcha el despliegue de cada prototipo, esto es, la tecnología de cada dispositivo, una camilla y una persona que guíe e interactúe con la aplicación, además del paciente del que proceden los datos respiratorios.

Todas las pruebas se han realizado dentro del laboratorio público, científico y tecnológico LabHuman (parte del Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada al Ser Humano, I3BH, de la Universidad Politécnica de Valencia) sin haber realizado ningún experimento en quirófano.

A continuación se detallan todas las consideraciones realizadas para el desarrollo de las herramientas:

- Las herramientas se han desarrollado en el lenguaje de programación C++, utilizando Microsoft Visual Studio 2008.
- Los archivos de salida de las herramientas de los dispositivos contienen las medidas junto con el instante, en milisegundos, respecto el inicio en el que empezó a guardar datos.
- El sistema debe tener instalado los drivers correspondientes a cada dispositivo.
- El sistema debe tener instaladas las librerías IGSTK para el funcionamiento de la herramienta del Polaris y las I3BH para la cámara TOF.

1.6 Estructura de la memoria

El presente documento se organiza en distintos capítulos numerados. A continuación se expone una breve descripción de estos.

Capítulo 1. Introducción

Introducción al tema, descripción y exposición detallada del problema a resolver. Consideraciones y limitaciones en la resolución del problema.

.

Capítulo 2. Estado del arte

Conocimientos obtenidos en la búsqueda bibliográfica. Además se incluyen conceptos que introducen al lector a la tecnología a utilizar.

Capítulo 3. Estudio de tecnologías relacionadas

Investigación y exposición de las tecnologías y arquitecturas utilizadas en la resolución del problema.

Capítulo 4. Análisis de localizadores 3D

Se explica el proceso de desarrollo de este proyecto, así como el análisis y diseño del sistema creado para cada tracker y sus resultados.

Capítulo 5. Validación

Confirmación de los requisitos del proyecto entre el tracker óptico y la cámara TOF.

Capítulo 6. Interfaz gráfica de usuario

Análisis y diseño de la interfaz gráfica de usuario creada para el proyecto.

Capítulo 7. Conclusiones y trabajos futuros

Conclusiones y futuras líneas de trabajo para mejorar la aplicación.

Capítulo 8. Referencias

Listado de referencias bibliográficas consultadas en la realización del proyecto.

2. Estado del Arte

2.1 Introducción

En esta parte se explican las técnicas utilizadas para el control de la respiración en el tratamiento de radioterapia o realización de biopsias del paciente en órganos que se desplazan durante la respiración. Mediante las técnicas del *breath gating* y del *breath tracking* se logra sincronizar el movimiento respiratorio con el tratamiento a aplicar, de este modo, se consigue que el tratamiento sea aplicado sobre el tumor de una forma más precisa sin afectar al tejido sano.

En el *breath gating*, la obtención de imágenes del tumor y los órganos implicados será en un momento determinado del ciclo respiratorio, bien sea en inspiración o expiración, mientras que en el *breath tracking* se realiza un “rastreo” adquiriendo las imágenes del tumor y de los órganos de riesgo en varias fases. Después, las imágenes serán interpoladas para hacer una reconstrucción sin importar el ciclo respiratorio, siendo entonces fundamental contar con una buena adquisición de imágenes y una correlación de las mismas con cada fase del ciclo.

Los tumores en los que más se han utilizado estas estrategias son los de pulmón, mama y linfoma, con menos frecuencia en algunos abdominales como páncreas, hígado y próstata.

2.2 Breath Gating

Se han propuesto diferentes estrategias (ver Figura 1) para reducir los errores asociados a los movimientos respiratorios en la planificación y administración del tratamiento de radioterapia o realización de biopsias. La aproximación más simple

consiste en minimizar el movimiento mismo mediante un bloqueo de la respiración. Esto se puede hacer de forma pasiva [7, 8, 9] o de forma activa [10]. El bloqueo, habitualmente en inspiración de la respiración del paciente, se realiza durante la extracción de la muestra de tejido.

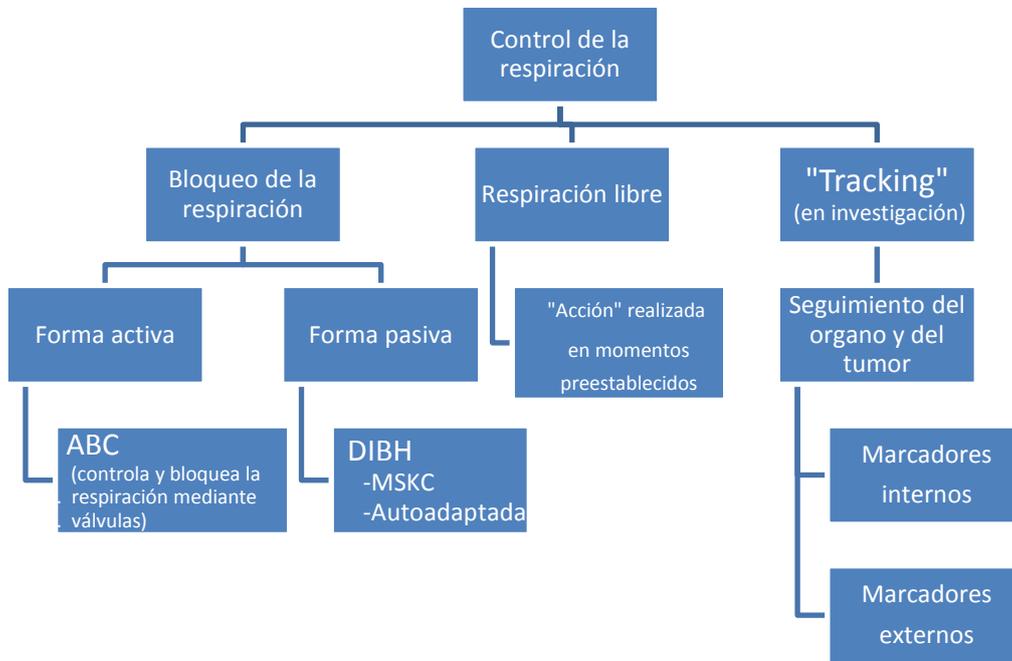


Figura 1: Técnicas de control de la respiración

Entre las estrategias pasivas, la más conocida es la Técnica del Bloqueo de la Respiración en Inspiración Profunda (*Deep Inspiration Breath Hold Technique, DIBH*, [8]), con dos características importantes: inspiración profunda, lo cual reduce la densidad del pulmón, y bloqueo de la respiración, lo cual inmoviliza los tumores de pulmón. Diferentes métodos de DIBH han sido propuestos. El más conocido es el método de monitoreo por espirómetro desarrollado en el *Memorial Sloan-Kettering Center* [11], sistema aplicado en el Centro Oscar Lambret, de Lille. El paciente comienza respirando normalmente para luego hacer una inspiración profunda lenta seguida por una expiración profunda lenta y una inspiración profunda máxima, después de lo cual bloquea la respiración. Otros centros [7,12] proponen una radioterapia autoadaptada en la cual el paciente controla un interruptor y el tecnólogo inicia la irradiación cuando el paciente juzga que ha logrado el nivel correcto de bloqueo de la respiración.

En una de las técnicas activas propuesta, el Control Activo de la Respiración (*Active Breathing Control, ABC*, [10]), el bloqueo se realiza mediante un sistema consistente en un par de monitores de flujo y válvulas, una de las cuales controla la inspiración y otra la expiración del paciente. La señal obtenida es procesada de manera que indique los cambios de volumen del pulmón en tiempo real. Una vez que el patrón de respiración del paciente se vuelve estable, el operador activa el sistema ABC en una fase preseleccionada del ciclo respiratorio, se cierran entonces ambas válvulas produciendo un bloqueo controlado de la respiración y la radioterapia solamente es administrada durante el bloqueo.

Existe una conclusión generalizada [13, 14, 15, 16] que aconseja, sean sistemas pasivos o activos, una participación importante de personal (vigilancia) y de los pacientes mismos (esfuerzos respiratorios a veces difíciles).

2.3 Respiración libre y tracking

Además del bloqueo existen otras dos técnicas, respiración libre y tracking, que permiten la respiración libre del paciente mientras se hace el seguimiento de la respiración.

En la técnica de respiración libre se sigue el ritmo respiratorio espontáneo del paciente adaptando la adquisición de imágenes a un solo nivel, siempre idéntico, del ciclo respiratorio. En el caso de aplicar radioterapia deberá planificarse de tal forma que la irradiación del blanco se haga justo en ese mismo nivel.

En la técnica de tracking se sigue, en tiempo real, el ritmo respiratorio del paciente para capturar el tumor a lo largo del ciclo respiratorio. De este modo se obtienen imágenes en distintas fases de la respiración que se interpolan introduciéndoles un orden temporal según la fase respiratoria que le corresponda. En el tracking se hace un control de la respiración e incluso se aplica un nivel de inmovilización del tórax del paciente. Con el “tracking” se trata de establecer una respiración regular restringiendo a

periódicos los movimientos del tumor desde la adquisición de las imágenes. El objetivo es la adquisición de imágenes en un ciclo respiratorio determinado y hacer regular ese ciclo para poder registrar la posición del tumor con movimientos periódicos a los obtenidos en la adquisición de imágenes previas. Se trata de controlar la respiración para que el paciente mantenga el mismo nivel tanto en la adquisición de imágenes como en la reproducción del movimiento del órgano y tumor.

El tracking respiratorio puede ser determinado mediante marcadores fiduciales que se implantan dentro del paciente, "tracking interno", o mediante marcadores depositados sobre el paciente en la parte abdominal, "tracking externo".

2.4 Marcadores en control de la respiración

En la práctica solo hay un sistema usado en radioterapia que haya utilizado marcadores internos para el seguimiento del tumor en tiempo real, fue desarrollado por la compañía Mitsubishi, Ltd, (Tokio, Japón) en colaboración con la Universidad de Hokkaido[17,18].

El sistema desarrollado por la compañía electrónica Mitsubishi (ver Figura 2), consta de 4 cámaras de rayos X; cada una de las cuales tiene asociada un tubo de rayos X colocado sobre el suelo (con un generador de rayos X de alto voltaje) y con un intensificador de imagen de 9 pulgadas (22,86 cm) situado en el techo. Los 4 tubos de rayos X están dispuestos, dos en posición craneal (derecha e izquierda) y otros dos en posición caudal (derecha e izquierda) con respecto al paciente y a una distancia de 280 cm del isocentro. El intensificador de imagen está situado en el techo, enfrente de los tubos de rayos X y a una distancia de 180 cm del isocentro y con el eje central cruzando dicho isocentro. En un tiempo dado durante el tratamiento, según el ángulo del cabezal del acelerador, dos de los 4 sistemas de rayos X adquieren dos imágenes que son registradas por dos sistemas de imagen portal. Para reducir la radiación dispersa del haz, las unidades de rayos X y el acelerador se sincronizan.

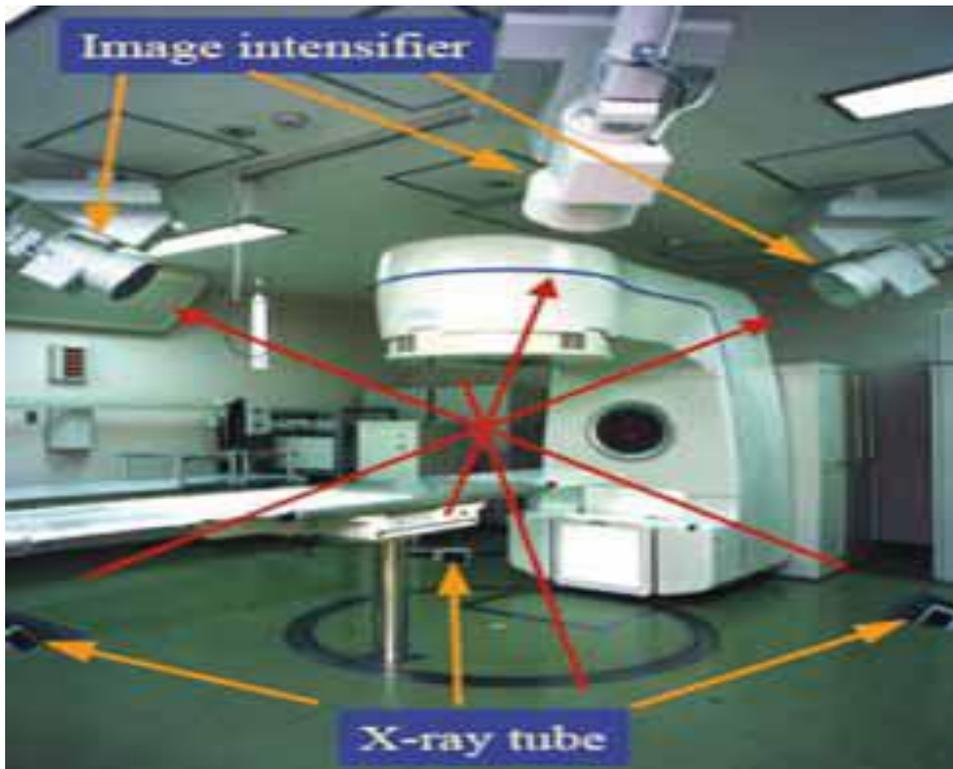


Figura 2: Sistema desarrollado por Mitsubishi Electronics Co, Ltd, Tokio, Japan que rastrea el tumor en tiempo real (RTRT) en colaboración con la Universidad de Hokkaido.

Este sistema realiza el seguimiento de los marcadores mediante fluoroscopia. La inserción de los marcadores es un procedimiento invasivo que permite visualizar la posición del tejido blando en determinados movimientos internos del órgano. Al obtener imágenes en tiempo real, se puede elegir si adquirirlas antes, después o incluso durante el tratamiento. Esto permite verificar movimientos de interfacción e intrafracción. La intrusión de marcadores, más si es múltiple, son buenos sustitutos en el posicionamiento del tumor sin migraciones posibles lo que hace que esta técnica sea la más exacta, aunque en la vida real sea poco práctica y demasiado cara. Además, este sistema necesita una alta dosis de irradiación en el rastreo fluoroscópico.

Por otro lado, los sistemas con marcadores externos son utilizados hace más de una década con aceleradores lineales para radioterapia fotónica [19]. Uno de ellos es el sistema RPM (Real-time Position Management) de VARIAN. Éste consiste en un bloque de plástico colocado sobre la parte alta del abdomen del paciente, sobre el cual se encuentran dos reflectores. Esos reflectores reenvían una luz infrarroja sobre una cámara colocada a los pies del paciente conectada a un computador. El movimiento de

los reflectores durante la respiración es analizado por un programa que monitoriza la adquisición de la imagen y representa gráficamente la curva respiratoria del paciente.

Antes de cada sesión, el técnico coloca el sistema en modo de “rastreo” (tracking) durante unos cuantos ciclos respiratorios con el fin de determinar las posiciones inferior y superior y esperar la estabilización de la respiración. En un estudio utilizando el sistema VARIAN para radioterapia en [20] se evaluó la RPM en 136 pacientes con patologías tumorales muy diversas (pulmón, hígado, seno, mediastino). De la experiencia en los 108 pacientes irradiados, se confirmó la factibilidad de la aplicación del sistema: 97 de los 108 pacientes pudieron ser tratados completamente con el dispositivo. El tiempo total de una sesión de tratamiento fue 4 veces superior en promedio, en comparación con la radioterapia conformal estándar. En [21] utilizaron esta técnica sobre 8 pacientes tratados por tumores pulmonares o hepáticos. También en este estudio la tolerancia fue excelente: los movimientos residuales medidos por fluoroscopia o imágenes portales fueron evaluados respectivamente en $2,6 \pm 1,7$ mm y $2,8 \pm 1,0$ mm. En [22] evaluaron esta técnica para 10 pacientes que presentaban un carcinoma hepatocelular. De esos 10 pacientes, solamente 8 fueron realmente irradiados con RPM, lo cual representa 177 irradiaciones ajustadas a la respiración. Los movimientos en el sentido craneocaudal del diafragma fueron reducidos en promedio de $22,7 \pm 7,4$ mm en respiración libre a $5,1 \pm 2,1$ mm con la sincronización respiratoria. La reducción de los movimientos respiratorios del hígado permitió disminuir los márgenes de seguridad en 1 cm (1 cm de margen en total en lugar de 2 usados inicialmente) y, en consecuencia, autorizar un aumento de la dosis total del 7% al 27% según el paciente (valor medio: 21,3%). Sobre el plano práctico, se estableció que la irradiación con RPM prolonga la duración de la sesión en 10 minutos.

Como se ha mostrado, el uso de marcadores externos, al contrario que la técnica interna, es una técnica no invasiva y relativamente fácil que no requiere ninguna dosis de irradiación para el seguimiento del tumor, sin embargo, posee un error más amplio en el rastreo del tumor.

En base al estudio realizado se puede concluir que la utilización de marcadores internos nos asegura una máxima precisión de la posición del tumor con el inconveniente de que es una técnica invasiva, por contra, en el caso de los marcadores

externos, es una técnica no invasiva pero con la que existe una falta de confianza de la posición del tumor.

3. Estudio de tecnologías relacionadas

En este apartado se presenta, de forma general, la tecnología que se ha utilizado para el desarrollo del proyecto. Por un lado se presenta a modo de introducción una explicación de las librerías utilizadas para el desarrollo de las aplicaciones necesarias para el tracking respiratorio y de las librerías con las que hemos desarrollado la interfaz. Por el otro, se explica brevemente el funcionamiento de los dispositivos que se han utilizado para el seguimiento del ciclo respiratorio del paciente.

3.1 Librerías IGSTK

Image-Guided Surgery Toolkit (IGSTK) es un conjunto de herramientas software diseñadas para permitir a los investigadores biomédicos la rápida creación de prototipos de sus proyectos y nuevas aplicaciones en un entorno de trabajo que utiliza los paquetes software de código abierto como VTK como herramienta de visualización, ITK para la segmentación y registro de imágenes y FLTK o Qt como GUI.

Implementado en C++, es una multiplataforma construida con Cmake que permite hacer el proceso de compilación de forma independiente. Fue diseñado sobre la base de una preocupación por la robustez y seguridad. Mediante una fuerte encapsulación e implementación en C++ asegura reducir el uso inadecuado de sus componentes. En IGSTK la información de las soluciones será mostrada principalmente por pantalla, esto significa que la orientación y posición de los elementos mostrados debe estar perfectamente sincronizada con los elementos reales del escenario quirúrgico. Obviamente, de nada sirve si el médico posee la aguja de biopsias en la posición (x,y) y dicha posición no se corresponde con la posición representada en el monitor.

Sigue una arquitectura por capas(ver Figura 3). En la capa más alta tenemos las

aplicaciones obtenidas de IGSTK. Estas aplicaciones no acceden a ITK ni a VTK, que son las herramientas para el procesamiento de imágenes. Las aplicaciones IGSTK únicamente interactúan con su GUI, sea FLTK o Qt. Las clases IGSTK sí acceden a ITK (Insigth toolkit), herramienta encargada de realizar todo el análisis de imágenes, y a VTK (Visualization toolkit), encargada de apoyar el despliegue de imágenes y modelos geométricos, así como la gestión de una buena parte de la interacción con el usuario.

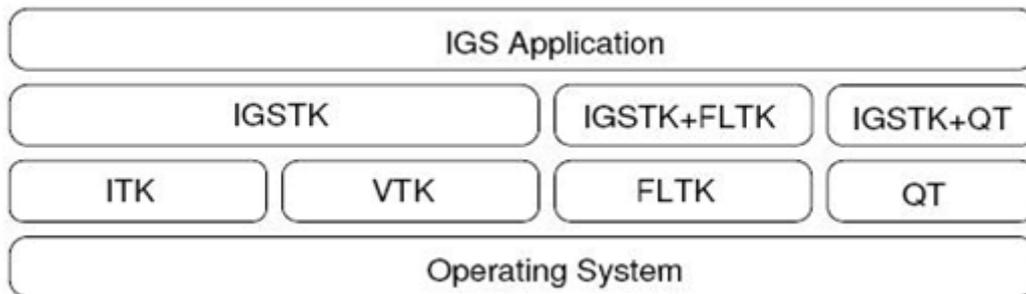


Figura 3: Capas de la arquitectura IGSTK

La aplicación, por tanto, se hace en el nivel más alto y sólo tendrá acceso a las clases de IGSTK y no a las de ITK y VTK. De este modo, se mejora la seguridad a la aplicación final no dejando a los desarrolladores que actúen directamente sobre los objetos sin pasar por las garantías de IGSTK.

IGSTK representa la abstracción del dispositivo tracker físico mediante clases. Las principales son la clase Tracker y la Trackertool. La clase Tracker es abstracta y representa la interfaz del tracker físico y su interacción con una aplicación software, la clase Trackertool hace que a cada objeto físico que es capaz de seguir nuestro tracker se le asigne su propio "Tool" consiguiendo así la abstracción de cada objeto físico seguido por nuestro tracker.

Como vemos en la Figura 4, inicialmente hay un tick que le indica a la clase tracker que actualice la información pertinente en la aplicación. Esta llama al Tool correspondiente del objeto concreto y mediante un evento le transmite información adicional sobre el cambio representativo. La clase trackertool manda un evento a la clase SpatialObject con los nuevos datos para finalmente cambiar la representación del

objeto.

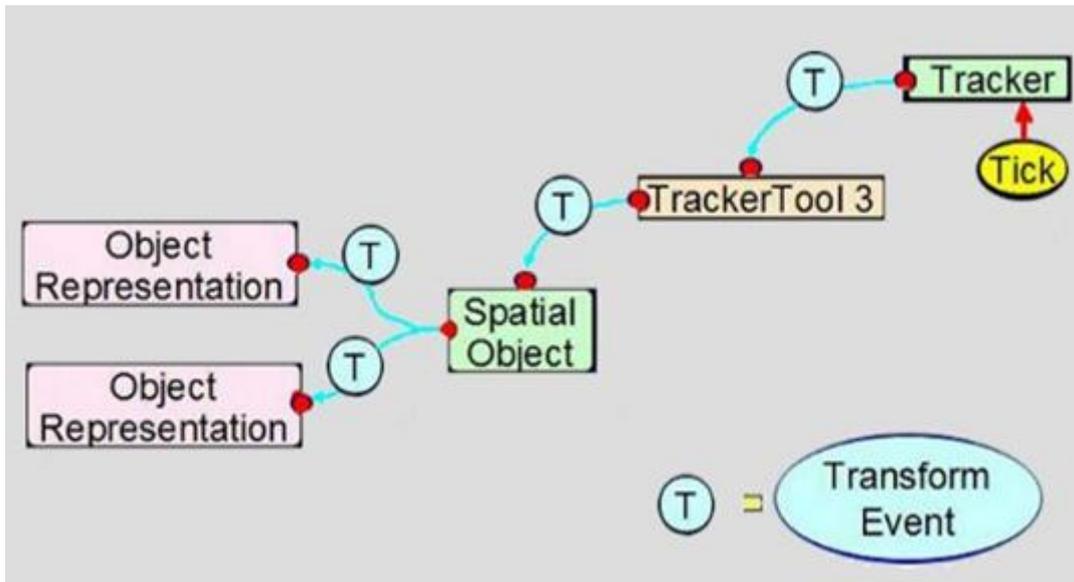


Figura 4: Diagrama secuencial de cómo se hace la transformación en la representación del objeto cuando hay un evento que lo ordena.

Cabe destacar que si la información no llega a su destino dentro de un intervalo de tiempo aceptable, no será actualizada correctamente por lo que no tendría sentido hacer nada. Por ello, es preferible que, si no llegó a tiempo, ésta sea eliminada.

IGSTK intenta que cada línea de código sea ejecutada al menos una vez y que todas las transiciones de la máquina de estado funcionen correctamente. Para esto, se escribe el código de prueba de todas las líneas de IGSTK. Este código de prueba deberá estar escrito antes del código principal. Se evalúa que no sólo se haya cubierto el 100% del código sino que, además, siguiendo las combinaciones posibles en las llamadas a funciones, se garantice un código sólido y contra el uso inadecuado.

IGSTK está fuertemente probado mediante CDash, muy útil en las continuas pruebas de integración que hacen a IGSTK seguir en el contexto de software ágil. Las pruebas realizadas pueden ser aplicadas a través de la simulación, mostrando los resultados en un tablero de CDash. Las pruebas unitarias se realizan siguiendo el aspecto de caja negra: se ejecutan métodos o partes de código específicas y se observa el resultado comparándolo con respuestas ya conocidas.

La finalidad principal de IGSTK es presentar al cirujano toda la información que necesita en una pantalla, por lo que es vital, para estos casos, que las orientaciones y posiciones de todos los objetos de la pantalla correspondan a una vista consistente del escenario quirúrgico.

3.2 Librerías MFC

Las clases de MFC (Microsoft Foundation Class Library), en conjunto, constituyen un framework escrito para las API de Windows. Esta librería está compuesta por cientos de clases distintas, que desde el punto de vista funcional, las podemos dividir en 4 grupos:

1. Clases orientadas al interfaz de usuario: representan ventanas, menús, diálogos, etc.
2. Clases de propósito general: representando ficheros, strings, datos de fecha y hora, etc.
3. Clases orientadas a bases de datos: representando tanto bases de datos como conjuntos de registros seleccionados después de una consulta sobre una tabla, etc.
4. Clases para manejo de excepciones: para control avanzado de errores de ejecución.

Para utilizar las clases de la MFC no sólo hay que saber programar C/C++, hay que conocer una serie de conceptos sobre la filosofía de trabajo de ésta. Esto aumenta la complejidad del desarrollo de nuestra aplicación incluyendo nuevas normas de programación a seguir.

Hay que tener en cuenta que algunas de las clases de la MFC son "no instanciables", es decir, no se pueden utilizar dichas clases directamente ya que no se pueden crear objetos de ella. El programador deberá, en muchos casos derivar sus propias clases de alguna de las de MFC (ver Figura 5). Estas clases "prohibidas" suelen ser abstracciones que dan pie a polimorfismos.

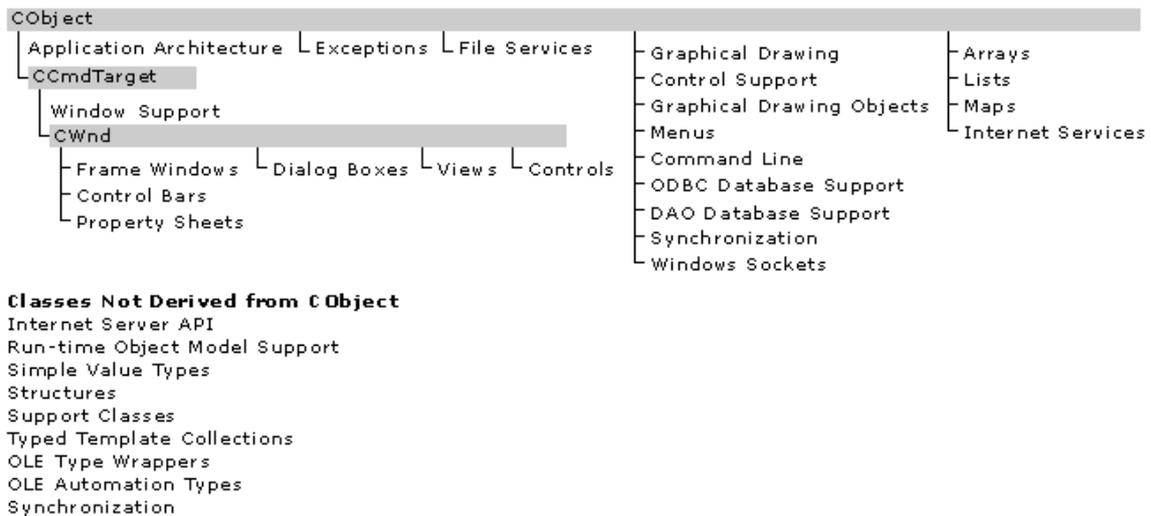


Figura 5: Esquema de CObject, clase base desde la cual todas las demás clases de MFC se derivan.

Debemos saber qué clase es la más óptima para que nos sirva de clase base. La clase MFC CWinApp es la que da soporte a las aplicaciones Windows. Toda aplicación debe derivar su propia versión de esta clase para poder funcionar. Así, cualquier programa MFC comienza con la creación de un objeto de ese tipo y finaliza con la destrucción del mismo. A la hora de derivar clases de la MFC debemos tener en cuenta el concepto de especialización para obtener una programación más sencilla.

El mecanismo de herencia no sería útil si no se pudiese redefinir el comportamiento por defecto de las clases de la MFC. La mayor potencia de la MFC reside en las funciones polimórficas (virtuales). Si, por ejemplo, hemos creado un diálogo derivando una clase desde CDialog, con nuestro propio diseño, debemos ser capaces de definir nuestro propio método de inicialización. Ésto es posible gracias a que este método, denominado OnInitDialog, es definido como virtual dentro de la clase base CDialog, lo que da lugar a una función polimórfica. Así, si en nuestra clase derivada de CDialog redefinimos el método OnInitDialog, aseguraremos que el procedimiento de

inicialización que se ejecutará será el nuestro. En definitiva, las dos clases (CDialog como clase base y la nuestra como derivada) responden al mismo mensaje (OnInitDialog) pero de distinta manera ya que no comparten el método.

En definitiva, siempre debemos derivar nuestras clases de la clase MFC más especializada en función de lo que queramos y utilizar las funciones virtuales que tenga para conseguir el comportamiento deseado.

Cada programa debe tener un objeto global o estático de una clase propia derivada de CWinApp(ver Figura 6). De hecho, otra característica de la programación basada en MFC es que el código carece de programa principal (punto inicial de ejecución como la función "main" de C/C++ para DOS, UNIX, etc.), la ejecución comienza con la creación del objeto CWinApp.

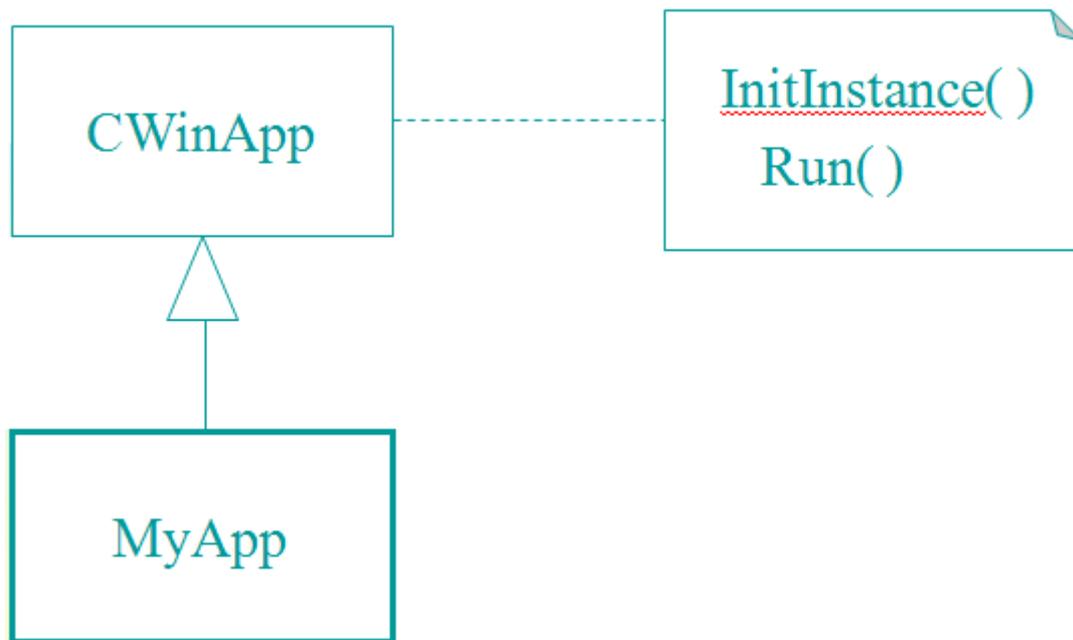


Figura 6: Patrón de diseño MFC.

La MFC provee una función principal estándar WinMain que utilizarán todos los programas. Sigue tres pasos básicos:

1. Inicialización del programa:

Se obtiene en dos fases distintas: inicialización de la aplicación e inicialización de la instancia de la aplicación. Para entender esto tenemos que tener en cuenta

que los programas Windows pueden ser "multi-instanciables", es decir, podemos tener varios ejemplares del mismo programa ejecutándose a la misma vez.

2. Bucle de mensajes:

Es la parte central de la ejecución y no finaliza hasta que no se cierra la ventana principal.

3. Finalización de la instancia:

Permitirá liberar recursos, cerrar ficheros de trabajo, confirmar operaciones, etc.

3.3 Librerías I3BH

El Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería y Tecnología Orientada en el Ser Humano (I3BH) es un instituto orientado hacia la investigación y desarrollo de las nuevas tecnologías en la mejora de las capacidades del ser humano.

LabHuman (Laboratorio de Tecnologías Centradas en el Humano) es un laboratorio público, científico y tecnológico, que es parte del I3BH de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV). Engloba rigurosas actividades de investigación, desarrollo y formación en el que equipos multidisciplinares compuestos por ingenieros, físicos, matemáticos, psicólogos, médicos, diseñadores y expertos en interfaces hombre-máquina trabajan conjuntamente para lograr que la tecnología pueda mejorar las habilidades humanas.

Dentro de Labhuman, se han desarrollado una serie de librerías internas que añaden funcionalidades sobre tecnología puntera ya existente. Entre ellas unas librerías para la cámara TOF que facilitan el manejo de la cámara para el estudio de la imagen capturada por ésta en tiempo real. Algunas de ellas (las más importantes para nuestro proyecto) son:

1. **lhDepthBufferUtilsLib**
Aporta utilidades basadas en opencv 2.2 para trabajar con un Zbuffer
2. **Tracker3DLib**
Desencapsula la información de tracking recibida por UDP: importante para el filtrado y tracking.
3. **LabhumanKinectLib**
Define una interfaz, con ayuda de otras librerías auxiliares, para manejar el sensor Kinect.

3.4 Librerías Qt

Qt son un conjunto de librerías multi-plataforma para el desarrollo del esqueleto de aplicaciones GUI, completamente orientado a objetos escritas en C++.

Qt dispone de varias distribuciones en el mercado cuyas características comunes son las siguientes:

1. Es una librería para la creación de interfaces gráficas distribuida bajo una licencia libre GPL (o QPL).
2. Está disponible para una gran número de plataformas: Linux, MacOS X, Solaris, HP-UX, etc.
3. Aunque se encuentra disponible en C++, han aparecido bindings a otros lenguajes como Python o Perl.
4. Es una librería que se basa en los conceptos de widgets, señales-slots y eventos. Estos últimos permiten la comunicación entre widgets.

5. Los widgets pueden contener cualquier número de hijos. El widget "top-level" puede ser cualquiera, sea ventana, botón...

QT proporciona además otras funcionalidades:

- Librerías básicas: Entrada/Salida, Manejo de Red, XML.
- Interface con bases de datos: Oracle, MySQL, PostgreSQL, ODBC.
- Plugins, librerías dinámicas (Imágenes, formatos, ...)
- Unicode, Internacionalización

Qt posee una herramienta muy potente, llamada Qt designer, que permite diseñar de una forma muy sencilla y rápida ventanas de dialogo. Esta herramienta es una aplicación mediante la cual se puede realizar el diseño de aplicaciones GUI de forma gráfica y muy intuitiva.

Los objetos que se pueden añadir son botones, containers, inputs, displays y views. Los slots y signals (señales) son un mecanismo de comunicación entre objetos. Ésta es la principal característica de Qt y es el rasgo que hace distintas las librerías Qt del resto de herramientas para la elaboración de GUI. Éste es un mecanismo de comunicación seguro, flexible y totalmente orientado a objetos y, por supuesto, implementado en C++.

Si visualizamos cada uno de los elementos de la interfaz de usuario como un objeto, lo que tenemos es un montón de objetos intercambiando información. Es precisamente allí donde la magia de las Qt tiene lugar: se define una señal/signal (ver Figura 7) como un aviso que un objeto puede emitir cuando le ocurre algo (un cambio de estado importante o evento), el cual es capturado por un slot de otro objeto. Las clases que provee Qt poseen señales y slots predefinidos, sin embargo es muy fácil crear propios en nuevos tipos que deriven de la clase QObject.

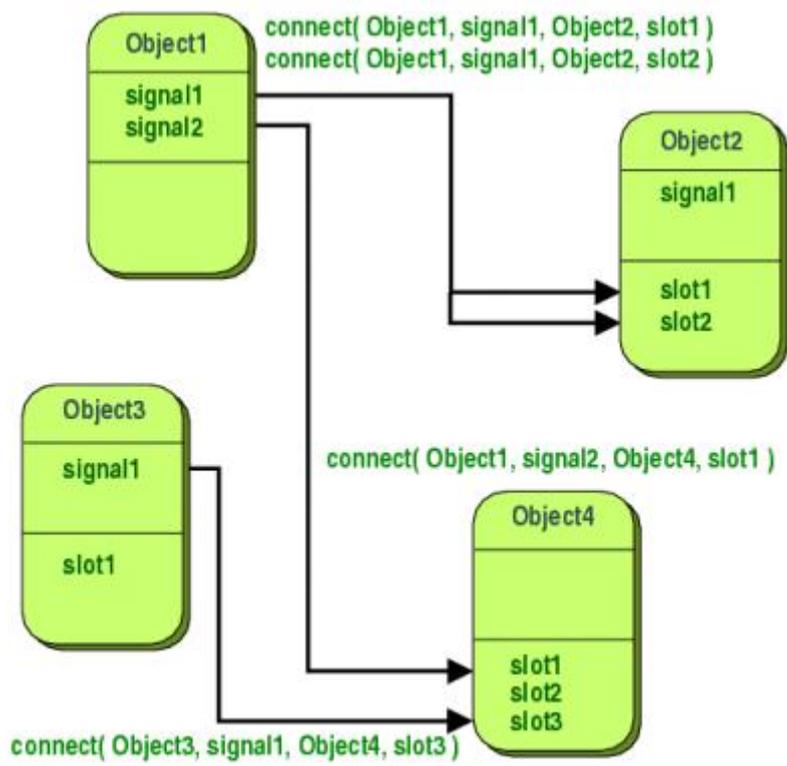


Figura 7: Mecanismo de Signal/Slots.

4. Análisis de localizadores 3D

Para hacer el seguimiento del movimiento respiratorio del paciente de forma no invasiva existen los siguientes métodos:

1. Basados en marcadores: Se sigue la posición de unos marcadores colocados sobre la piel del paciente. El número de puntos disponibles en 3D será igual al número de marcadores colocados sobre el paciente por lo que no se pueden calcular grandes planos en 3D[25,26].
2. Espirometría: Con esta técnica se respira dentro de una boquilla conectada a un instrumento llamado espirómetro que permite medir el flujo de aire. Éste registra la cantidad y frecuencia de aire inspirado y espirado durante un período de tiempo.
3. Mediante imágenes estereoscópicas: Se adquieren imágenes estereoscópicas del tórax, se calculan en 3D los puntos que componen la superficie del tórax y mediante la variación de la posición de dichos puntos en imágenes consecutivas se obtiene la información volumétrica respiratoria[27].
4. Técnicas híbridas: Técnicas que combinan al menos dos de las técnicas anteriores, por ejemplo, en [28] desarrollaron un preciso modelo de seguimiento respiratorio, para el tracking de cáncer de pulmón, con el que mediante imágenes tomadas con un escáner de CT fueron capaces de calcular el volumen de aire contenido en los pulmones.

Destacar que, de las técnicas descritas, sólo la 3 es sin contacto, es decir, no se necesita de ningún instrumento adicional a la cámara para obtener los datos respiratorios necesarios. Este estudio se ha realizado llevando a cabo la técnica 3 con una cámara TOF y la técnica 1 con un tracker electromagnético y una cámara de infrarrojos.

4.1 Proceso general

Los valores calculados se hicieron sobre personas todas de sexo varón tumbadas sobre una camilla real. Con un unico protocolo de respiración a la hora de almacenar datos una vez que la persona que estaba realizando la prueba consiguió relajarse y mantener una respiración regular. El protocolo seguido fue: 3 ciclos respiratorios normales seguidos de una inspiración profunda, después de la inspiración, sin expulsar nada de aire, mantener la respiración durante 5 segundos. Pasados los 5 segundos expulsar el aire y seguir respirando 6 ciclos más de forma normal, iniciar de nuevo una inspiración profunda, aguantar la respiración 5 segundos, expulsar y finaliza el protocolo con otros 3 ciclos respiratorios normales.

Los principales pasos son los siguientes:

1. Obtención del plano de la camilla: Antes de hacer el tracking la aplicacion debe calcular el plano de la camilla.
2. Tumbbar al paciente sobre la camilla.
3. Tracking: Se inicia el seguimiento de la respiración del paciente. La señal respiratoria es calculada según la distancia euclídea del pecho y abdomen al plano de la camilla.
4. Almacenamiento de datos: En el momento deseado se almacenan en un archivo los datos correspondientes a la señal respiratoria del paciente junto con el instante en el que se adquirio la señal.

Con la realización de las pruebas se adquirieron los datos necesarios, con los que se hizo posteriormente un un estudio con ellos y se estableció una conclusión razonada sobre qué tracker es más recomendable utilizar.

Para la realización de las pruebas se reservó una sala durante un mes, fue preparada exclusivamente utilizando una camilla real, adecuando el enganche de varios

tripodes, en el caso de la cámara TOF y el Polaris, para que la cámara quedara en un plano paralelo a la camilla y centrada sobre ella(ver Figura 8).



Figura 8: Imagen del montaje tecnológico necesario para realizar las pruebas.

En las pruebas, el sujeto citado era guiado en todo momento. Su única función era tumbarse en la camilla, relajarse, respirar de forma natural y seguir los pasos del protocolo. Para que pudiera cumplir con el protocolo se le indicaba cuando debía inspirar profundamente, el momento en que finaliza el periodo de inspiración profunda y el final de la prueba.

Una vez realizadas todas las pruebas, en el mismo período de tiempo se comprobaron todas las curvas con los datos obtenidos previniendo que, en el caso de hallar alguna errónea (con excesivo ruido o con desplazamiento extraño del tracker), se pudiera que repetir alguna prueba.

4.2 Análisis tracker óptico

4.2.1 Introducción

Para el análisis mediante tracker óptico se usó el Polaris Vicra, éste es un sistema moderno de medición óptica en 3D comercializado por Northern Digital, Inc., Waterloo, Canadá. Mide la posición de los marcadores que reflejan la luz infrarroja. Con esta información, cada sistema de Polaris es capaz de determinar la posición y orientación de las herramientas dentro de un volumen de medición específica(ver Figura 9).

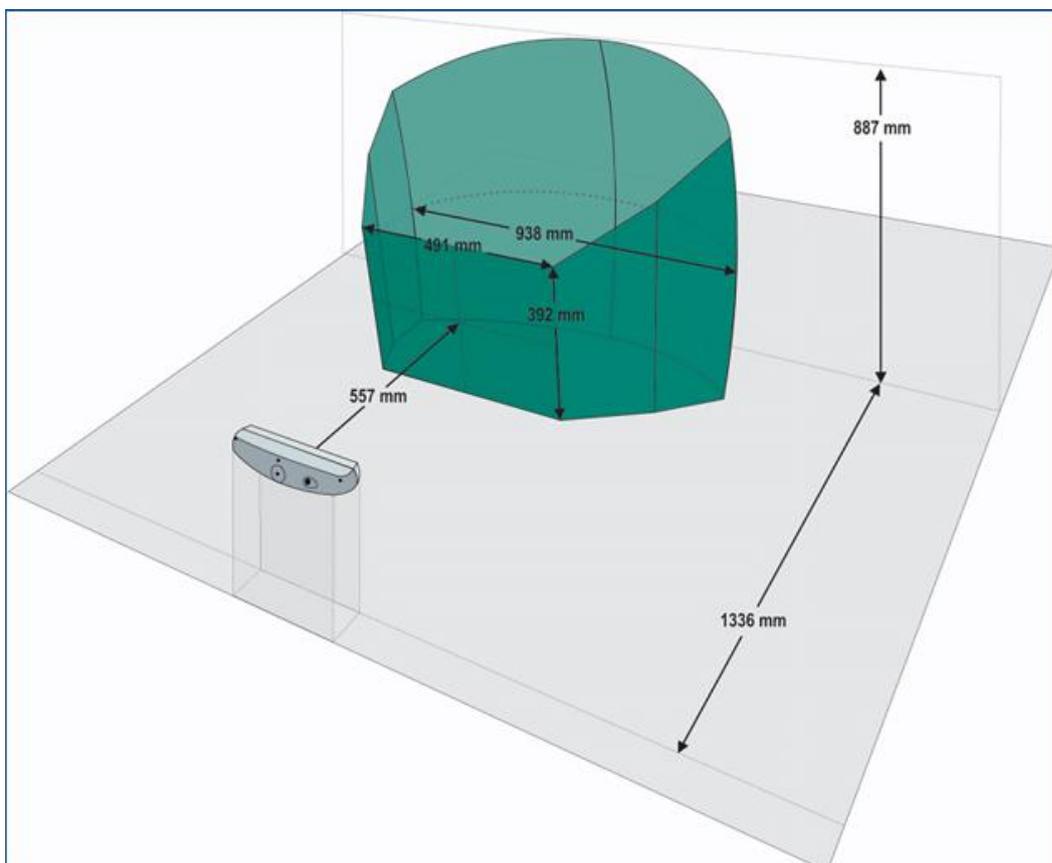
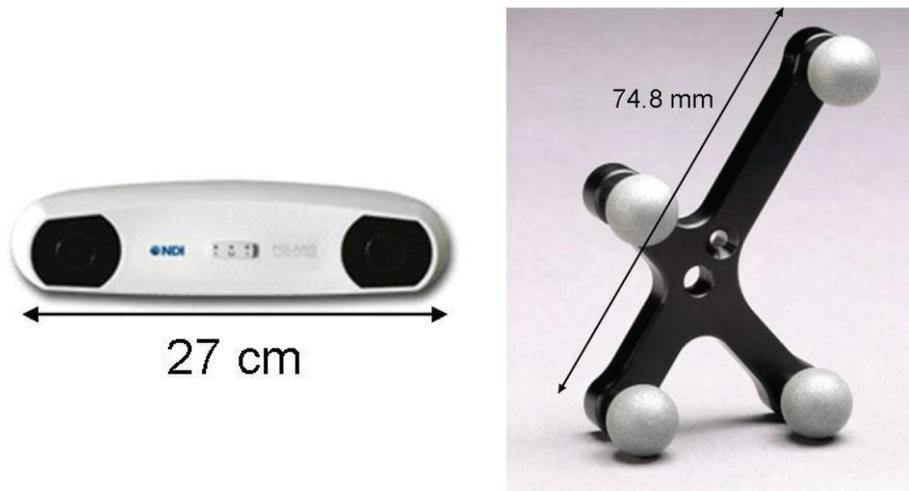


Figura 9: Volumen de medida del Polaris Vicra, dimensiones en las cuales es capaz de trackear cualquier Tool.

El Polaris Vicra con una distancia de trabajo, desde el sensor de posición hasta los marcadores, de 55.7 cm es un dispositivo muy práctico para los casos de trabajos clínicos, ya que se trabaja dentro de salas donde el espacio se reparte entre numeroso instrumental. El sistema Vicra es muy similar al sistema original de Polaris, pero tiene dimensiones más pequeñas, un menor volumen de sensibilidad, y es más preciso. Posee

una precisión de 0,25 mm, siempre y cuando todos los marcadores se encuentren en el volumen de medición y el sensor de posición pueda verlos.

Tiene dos componentes: el sensor de posición (ver Figura 10a) y los marcadores (ver Figura 10b).



(a) Sensor de posición

(b) Marcador con indicadores pasivos

Figura 10: Componentes del sistema Polaris Vicra

El sistema Vicra puede funcionar en modo pasivo o activo, para nuestro caso se utilizó el modo pasivo por lo que su funcionamiento se describe a continuación. El sensor de posición funciona según se muestra en la Figura 11. En primer lugar, el sensor de posición emite luz infrarroja hacia el volumen de medición (Figura 11A). Los marcadores reflejan la luz hacia el sensor de posición (Figura 11B). El sensor de posición mide la posición de los marcadores y calcula su posición y orientación (Figura 11C). Finalmente, los datos de posición y la orientación son enviados al ordenador al que se conectó el sistema (Figura 11D).

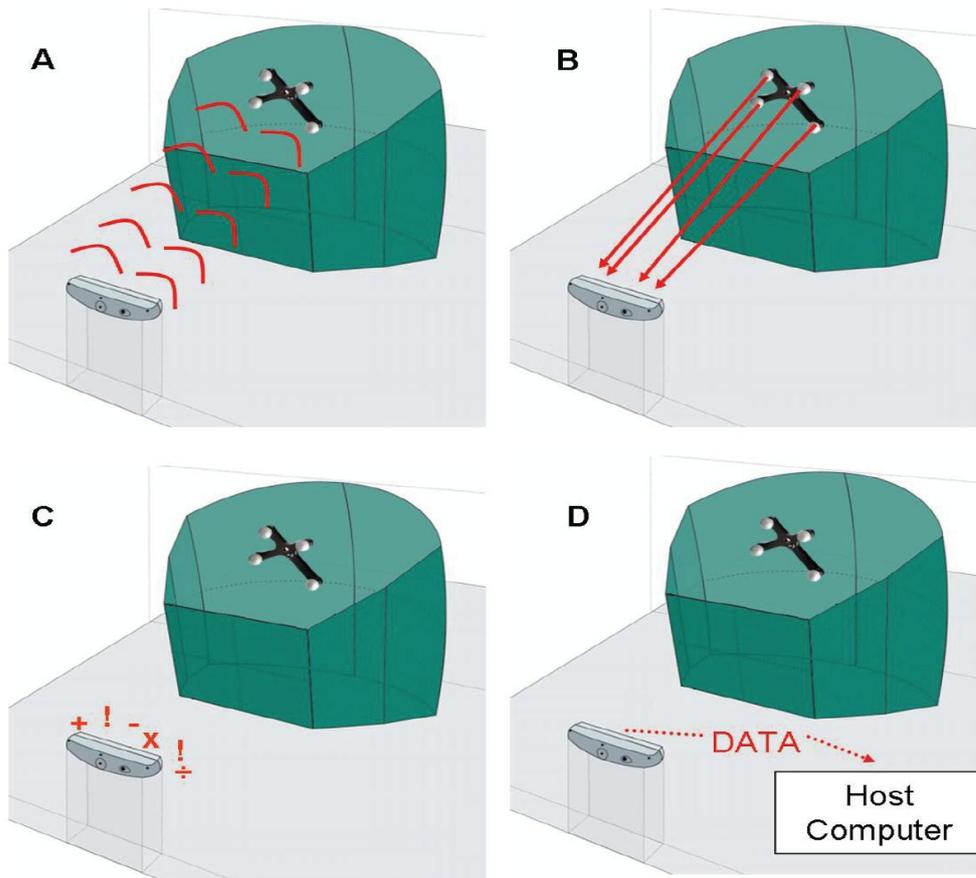


Figura 11: Esquema del funcionamiento del sistema Polaris Vicra.

La parte frontal del sensor de posición tiene dos componentes: el iluminador y el sensor (ver Figura 12).

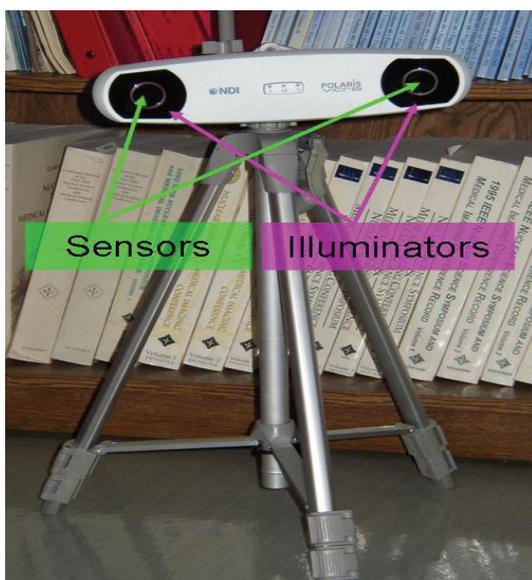


Figura 12: Vista frontal de un sensor de posición del Polaris Vicra.

Cada iluminador está formado por una serie de LEDs infrarrojos que producen luz infrarroja. Cada sensor está compuesto por una lente y un CCD (Charge Couple Device), es éste el encargado de capturar la luz infrarroja reflejada por los marcadores. Cada marcador está definido por un número y una distribución determinada de indicadores en forma de esferas (ver Figura 10b). Estas esferas poseen una capa reflectante de luz infrarroja capaz de hacer de que la dicha luz vuelva a su origen y no se disperse, así, la luz emitida por cada iluminador vuelve directamente a los sensores.

A su vez, el sistema tiene un archivo de definición de cada marcador donde se describe la geometría de este (posición de las esferas) para el sensor de posición. El sensor de posición sigue los marcadores basándose en la geometría de sus esferas. Cuando el sistema Vicra comienza el tracking, envía la información de cada marcador al ordenador. En dicha información se incluye la posición actual del marcador, su orientación y un valor de error. La posición es una medida tridimensional, proporcionada en mm tomando como origen de coordenadas la posición del sensor de posición del Polaris. La orientación de cada marcador se da en formato quaternion (Q_0 , Q_x , Q_y , Q_z), así, la rotación se da como un cuaternión en lugar de ángulos de Euler para evitar el fenómeno de “Gimbal-lock”. El error para cada posición del marcador es un valor RMS dado en milímetros, éste es la minimización de los mínimos cuadrados entre la geometría de los indicadores del marcador definida en el archivo y las posiciones reales de los indicadores en el marcador físico.

4.2.2 Requisitos de la aplicación para el Polaris

Existen tres actores diferentes que participan en este sistema: paciente, clínico y, por último el propio sistema. Cada uno de ellos tiene un comportamiento distinto aunque algunas funcionalidades son compartidas. El actor principal es el clínico, es el encargado de configurar la aplicación inicialmente y ordenar parte de las funcionalidades que ofrece el sistema. Los requisitos de la aplicación serán los siguientes:

Requisitos funcionales:

Paciente: Este tipo de usuario puede ser de cualquier edad y puede estar habituado o no al uso de la tecnología. El paciente utilizará el programa para realizar expresamente la medición de su respiración por lo que únicamente debe tumbarse en la camilla y respirar según el protocolo mencionado anteriormente.

Clínico: Este usuario es el encargado de cargar el volumen de imágenes DICOM, conectar el Polaris, asociar el/los marcadores correspondientes al dispositivo, registrar el plano asociado a la camilla, iniciar y parar la captura de datos.

Sistema: El sistema es el actor que automáticamente realizará algunas funcionalidades de necesaria implementación en la aplicación. Éstas son : mostrar la representación de los marcadores, calcular ecuación del plano de la camilla, calcular distancias (entre marcadores y el plano de la camilla) y guardar los datos de la señal respiratoria.

Requisitos no funcionales:

Es un sistema de fácil uso, que no permite la iniciación de una operación si no se a finalizado la operación anterior satisfactoriamente. Muestra mensajes de error a través de la consola para que el usuario identifique el tipo de error.

Todo el sistema esta completamente documentado, cada uno de los componentes de software que forman parte de la solución propuesta estan documentados tanto en el código fuente como en los manuales de usuario.

Al estar trabajando con datos en tiempo real la fiabilidad es un requisito obligatorio, evitando errores que colapsen el sistema. Solo si el fallo es ajeno a nuestra aplicación sería aceptable reiniciar el sistema.

4.2.3 Métodos

Se realizó la unión de varios tripodes para conseguir que la cámara quedara en un plano paralelo a la camilla y centrada sobre ella(ver Figura 8) respetando las medidas del tracker(ver Figura 9) para rastrear cualquier marcador utilizado.

El estudio se hizo sobre 20 sujetos con las siguientes particularidades de este tracker:

1. Antes de la obtención del plano de la camilla se realizó un registro: Se carga un volumen de imágenes DICOM y se hace el registro utilizando un marcador, se registran tres posiciones preestablecidas simulando su localización sobre la superficie corporal de una persona. Esto nos permite seguir la respiración visualmente durante el tracking.
2. La obtención del plano de la camilla se hizo tomando tres puntos de la camilla, con uno de los marcadores, para que el sistema halle la ecuación que determina el plano de la camilla.
3. Una vez tumbado el paciente en la camilla se le colocaron los marcadores, uno sobre el pecho y otro en el abdomen, para obtener los datos tanto del movimiento pectoral como del abdominal del paciente al respirar.
4. En el tracking el sistema representa a cada marcador con una esfera de distinto color (ver Figura 13), así se puede seguir el desplazamiento de los marcadores, siguiendo el sentido y dirección real de la inspiración y espiración del paciente sobre las imágenes cargadas en el punto 1.

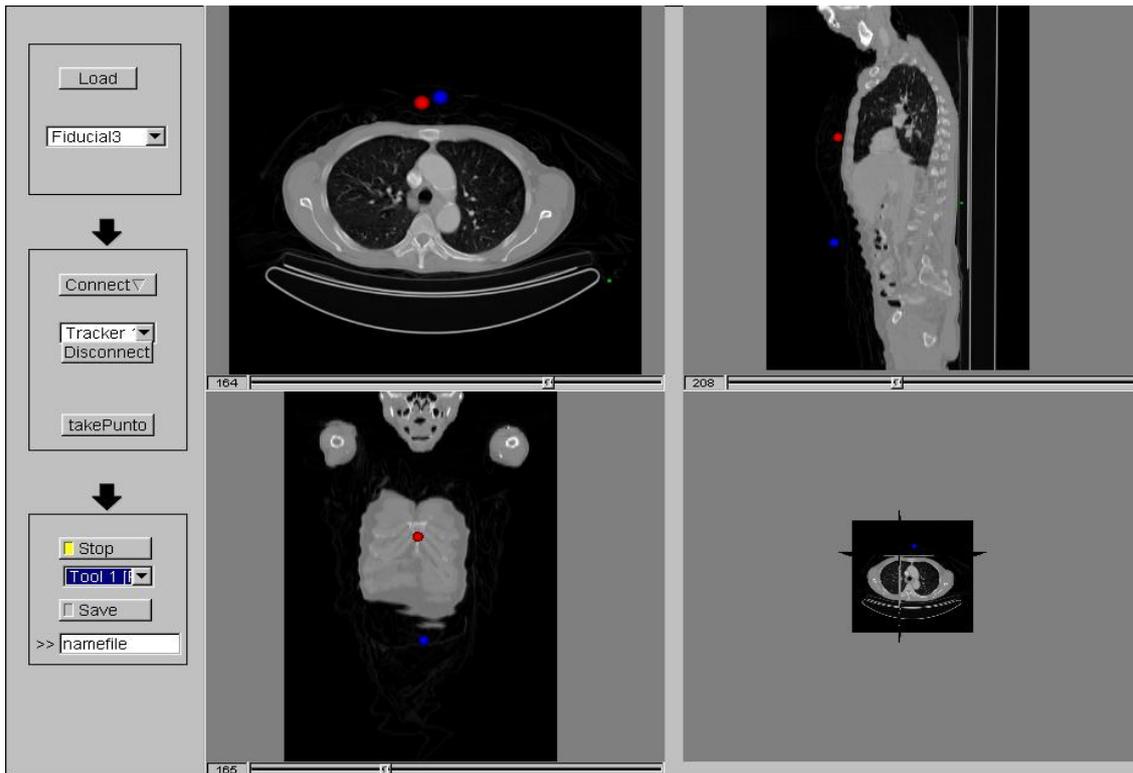


Figura 13: Imagen de la interfaz de la aplicación desarrollada para el Polaris. Se ve la representación de los marcadores del pecho y abdomen, como esferas roja y azul respectivamente, sobre el volumen de DICOM.

4.2.4 Resultados

A continuación se muestran los gráficos obtenidos mediante el Polaris, en cada gráfico podemos ver la curva respiratoria asociada al movimiento del pecho y la curva asociada al abdomen, de forma independiente, del sujeto que hizo la prueba.

En los resultados obtenidos vemos que, predominantemente, la respiración pectoral es plana y todos los sujetos respiran más de forma abdominal, aunque sí en la inspiración profunda suele haber un incremento notable del pecho. Los casos del sujeto 5 (ver Figura 15) y del sujeto 16 (ver Figura 17) son donde la respiración pectoral y abdominal están más igualadas.

En el sujeto 11 (ver Figura 16) se observan numerosas irregularidades respiratorias, se podría asociar más a un jadeo que a una respiración normal, esto es

debido a que es una persona fumadora activa. El sujeto 9 (ver Figura 16) tiene una respiración abdominal muy pronunciada, sin existir diferencia entre una inspiración normal y una profunda, se podría decir que con hiperventilación.

Las respiraciones del sujeto 4 (ver Figura 14) y 13 (ver Figura 17) también contienen algunas anomalías. El sujeto 4, tras la segunda inspiración profunda eleva la altura en cada ciclo respiratorio manteniendo la misma amplitud. En caso del sujeto 13, con una respiración abdominal normal, la respiración pectoral parece escalonada, elevándose en cada inspiración profunda y descendiendo poco a poco hasta la siguiente inspiración profunda. Hay que tener en cuenta que la tensión de saber que te están observando pudo causar un leve estado nervioso en la persona que hizo la prueba, alterando así su respiración.

Todos los demás casos presentan una respiración normal, donde hay un desplazamiento mayor del abdomen, con una amplitud regular en todos los ciclos del protocolo respiratorio.

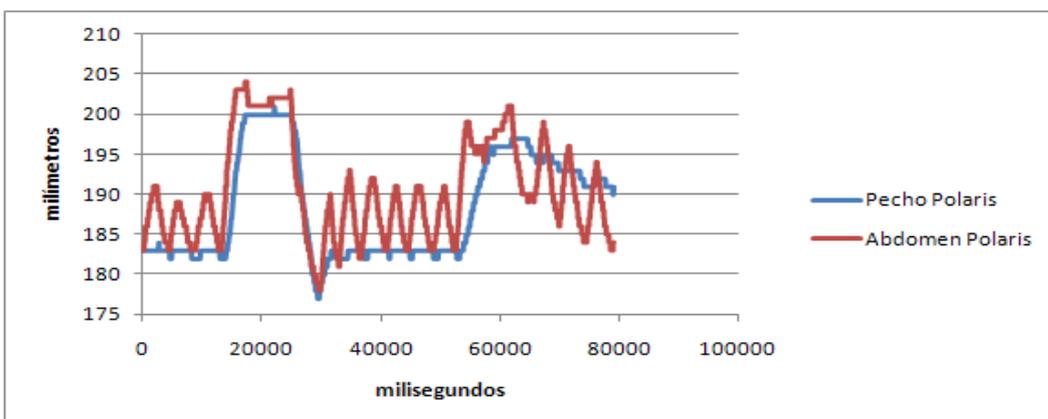
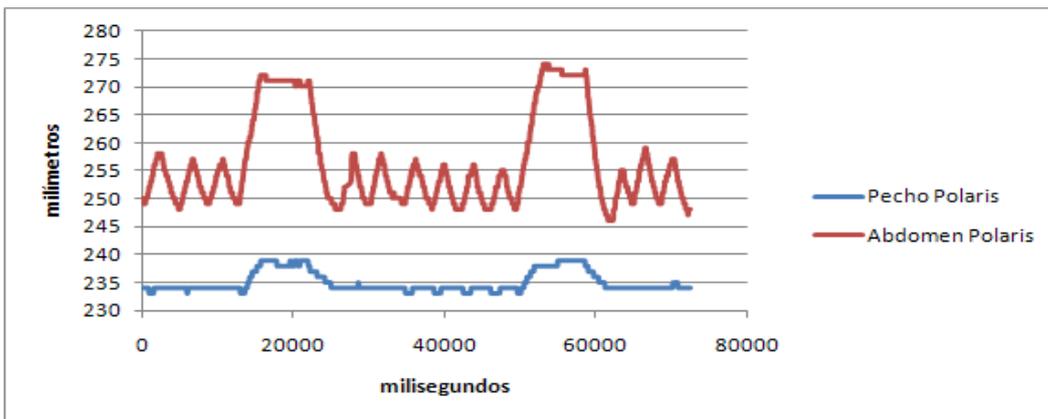
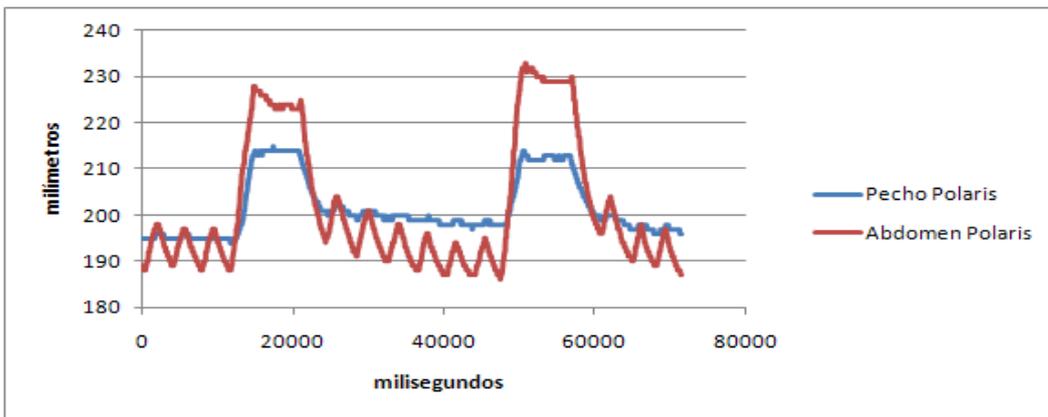
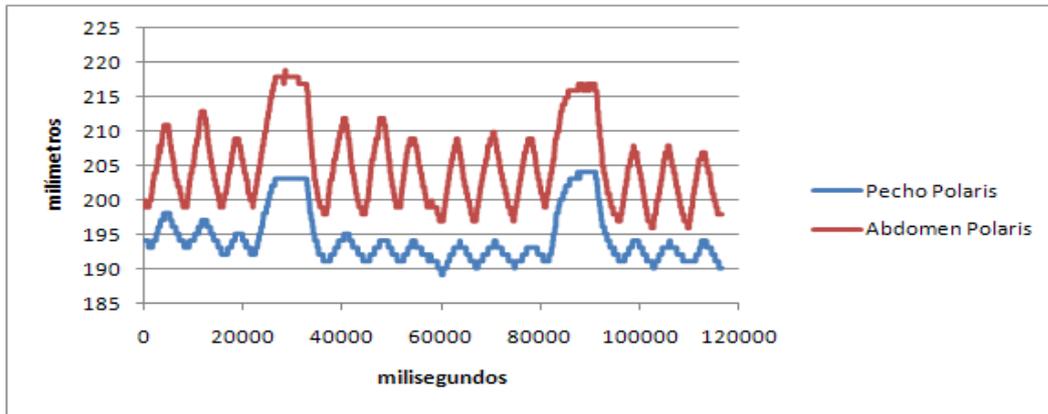


Figura 14: De arriba a abajo, resultados correspondientes a los sujetos 1, 2, 3 y 4 respectivamente.

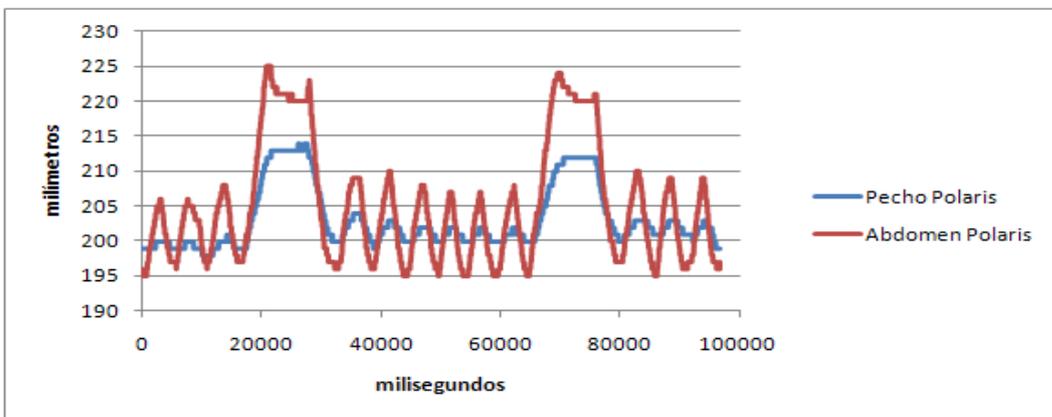
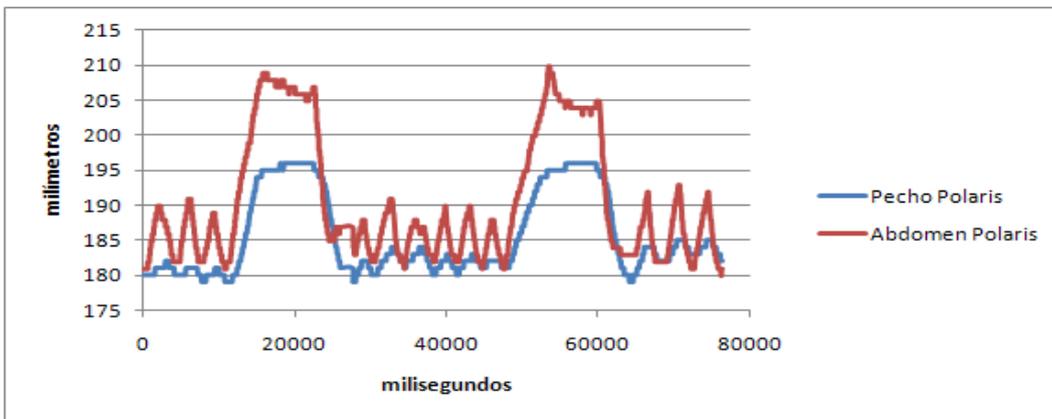
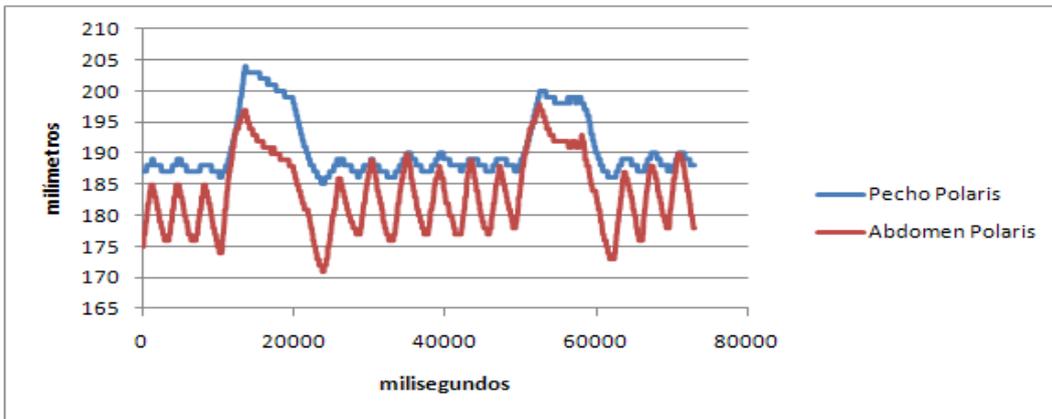
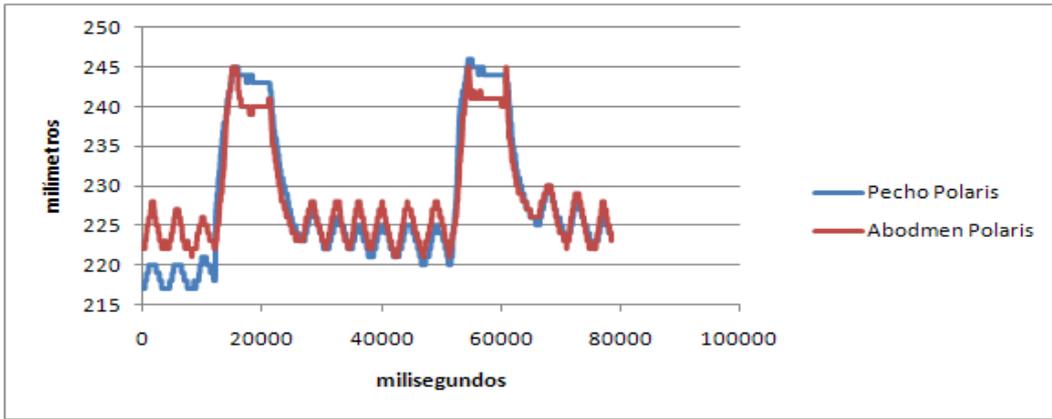


Figura 15: De arriba a abajo, resultados correspondientes a los sujetos 5, 6, 7 y 8 respectivamente.

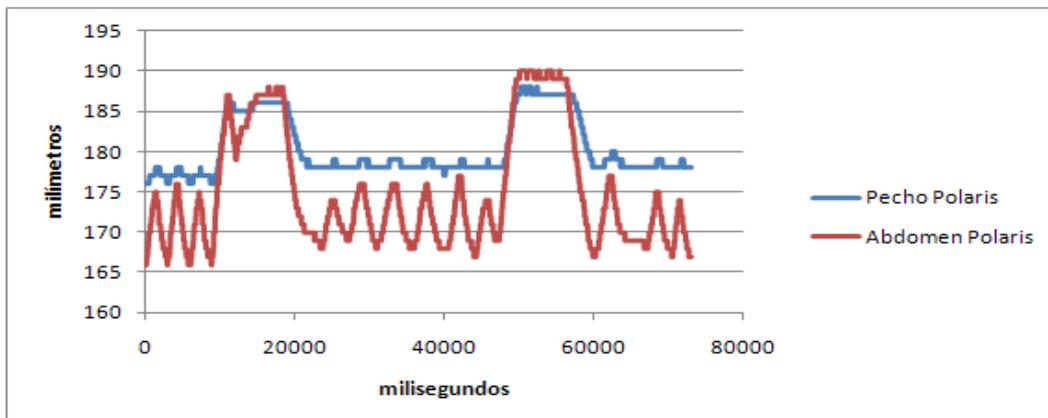
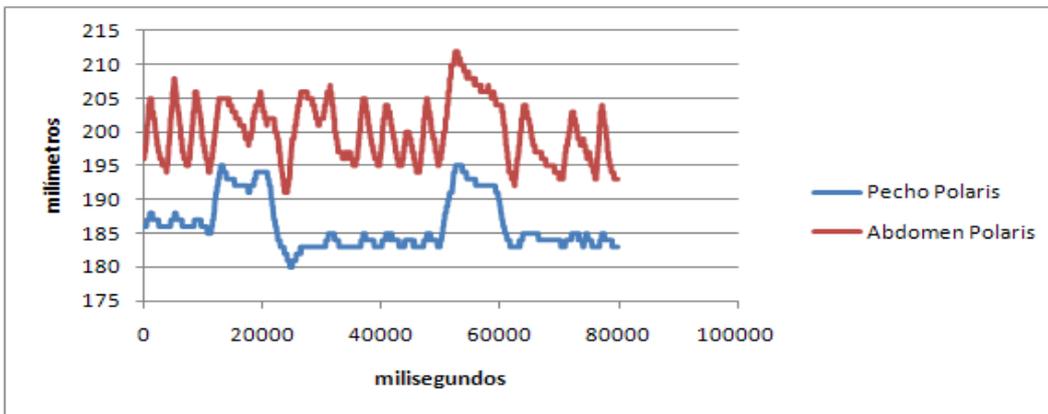
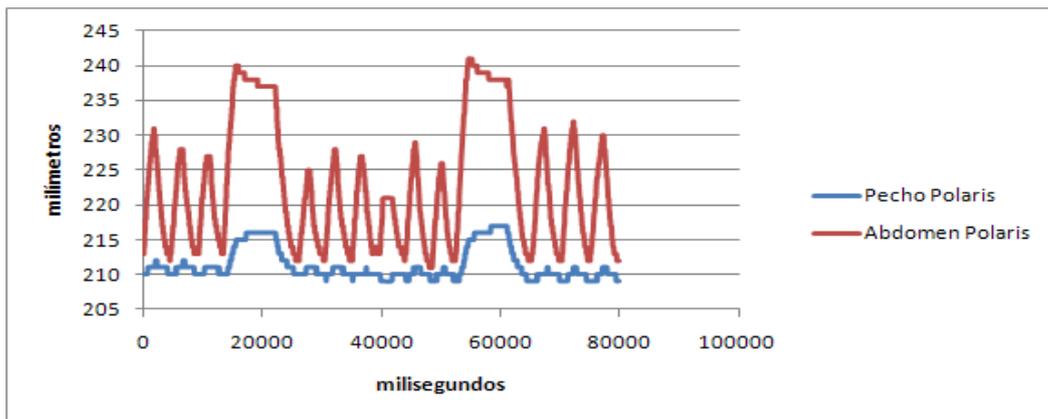
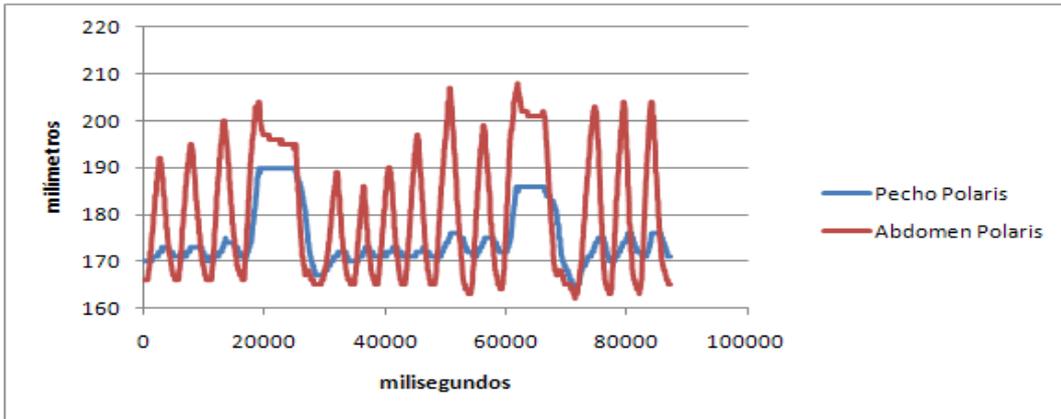


Figura 16: De arriba a abajo, resultados correspondientes a los sujetos 9, 10, 11 y 12 respectivamente.

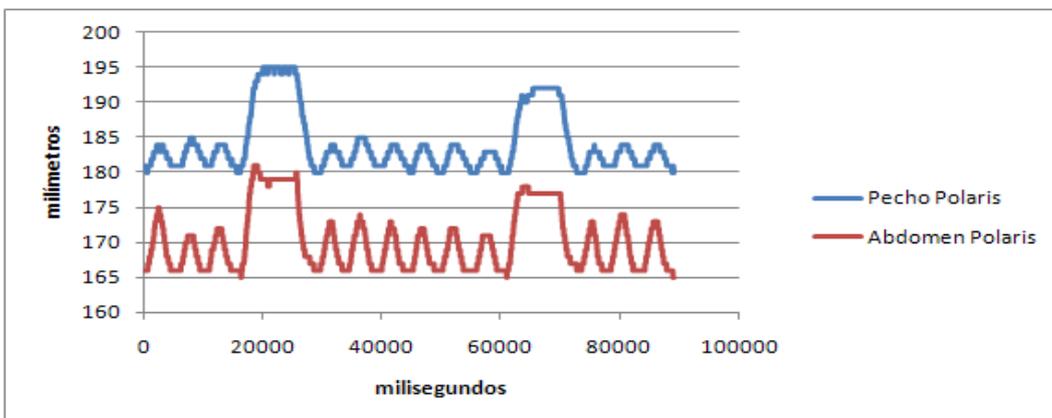
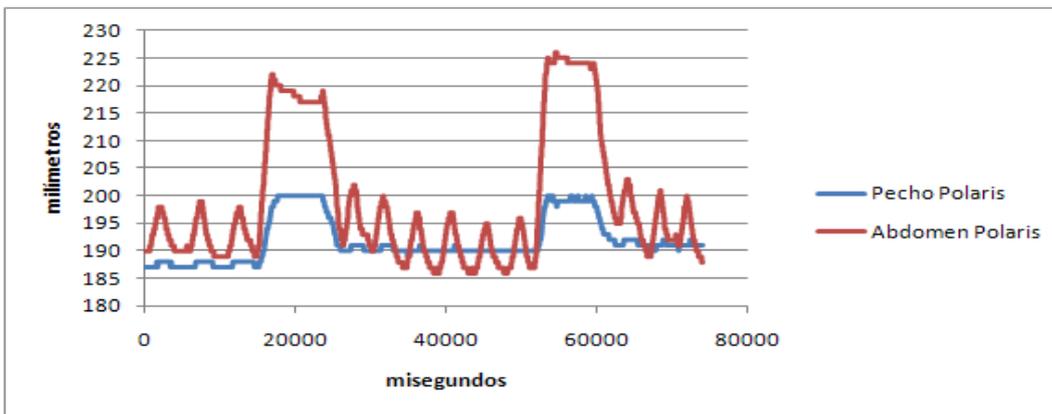
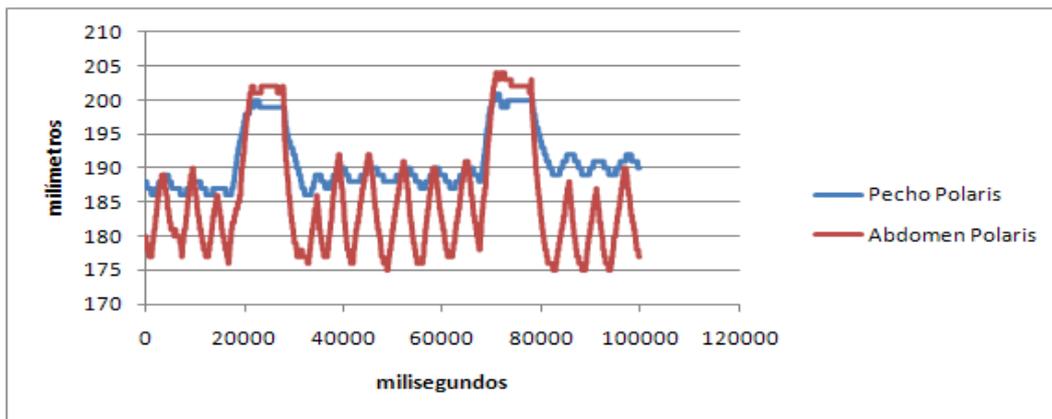
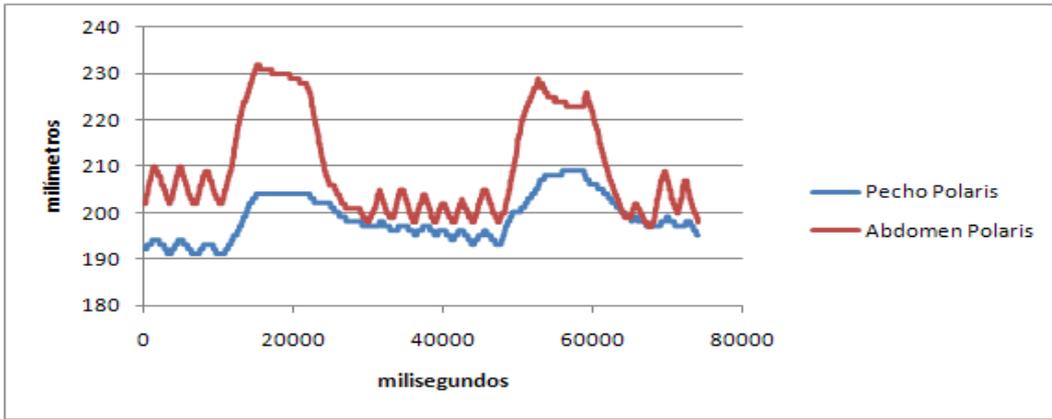


Figura 17: De arriba a abajo, resultados correspondientes a los sujetos 13, 14, 15 y 16 respectivamente.

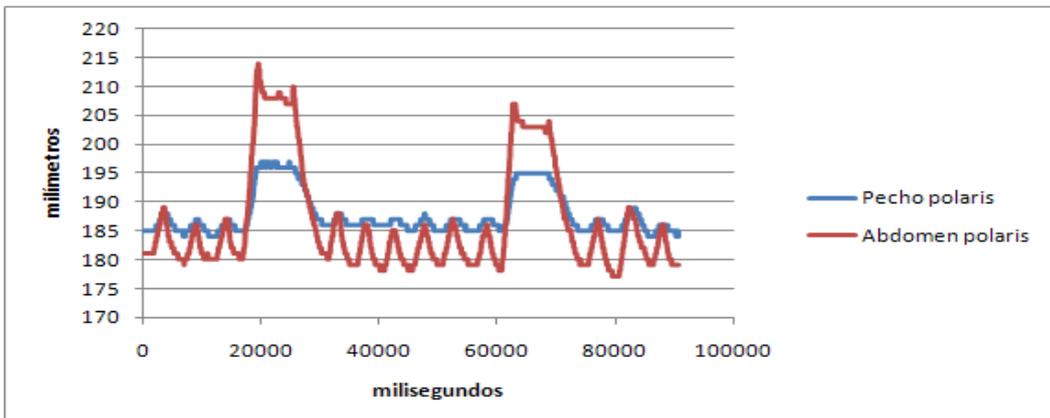
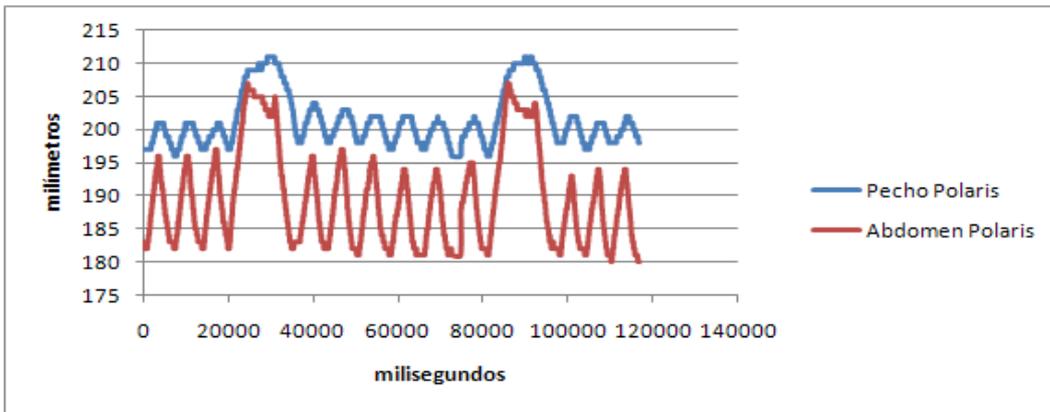
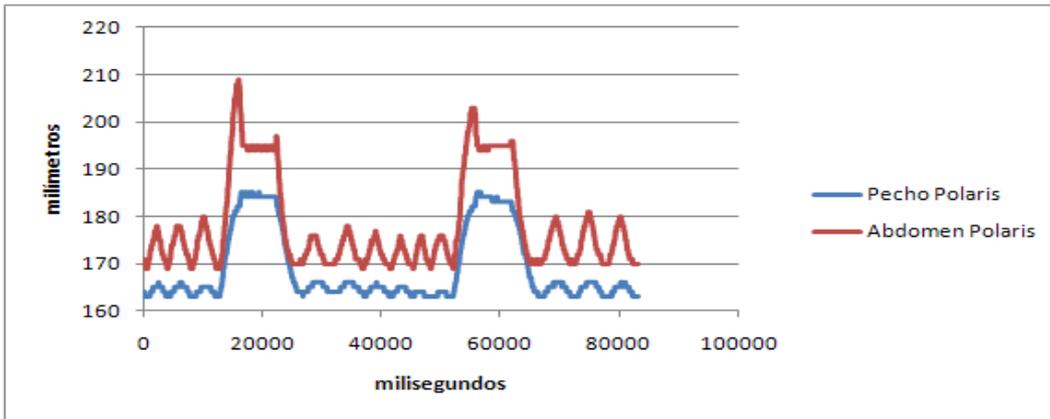
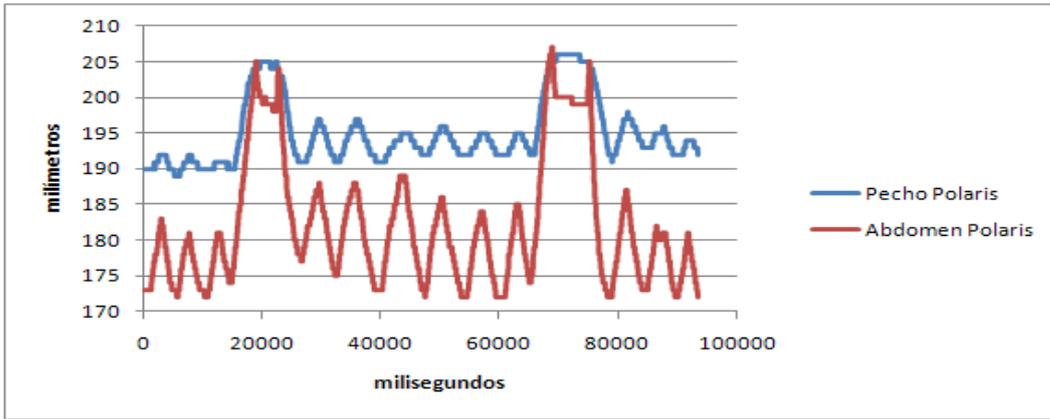


Figura 18: De arriba a abajo, resultados correspondientes a los sujetos 17, 18, 19 y 20 respectivamente.

4.3 Análisis cámara TOF

4.3.1 Introducción

La tecnología TOF (Time-Of-Flight o tiempo de vuelo) representa una forma de captar el mundo de forma tridimensional. Estas cámaras son capaces de obtener información de profundidad basándose en la medición de la fase de una onda infrarroja reflejada en el objeto a caracterizar. Dicho de otra forma, el funcionamiento de esta cámara consiste en la emisión, durante un breve período de tiempo, de un pulso de luz infrarroja que será reflejado por los objetos presentes en la escena. El sensor de la cámara capta la luz reflejada, que habrá experimentado un retardo dependiendo de la distancia a la que se encuentre el objeto. La zona de interacción con la cámara se verá limitada por la duración del pulso de luz infrarroja.

Esta formada por dos regiones(ver Figura 19), la capa de iluminación y el filtro óptico. La capa de iluminación presenta una matriz compuesta por LEDs que emiten luz infrarroja modulada en intensidad, mientras que el filtro óptico capta las frecuencias de luz de la escena actual.

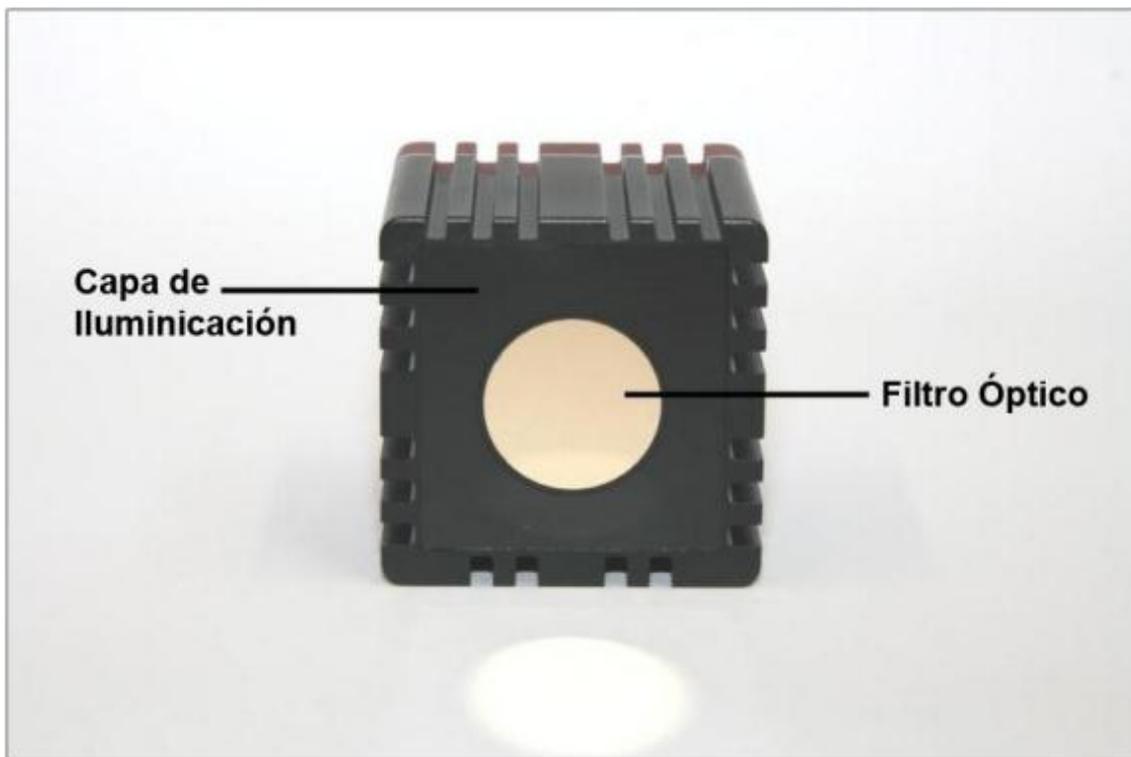


Figura 19: Regiones de captación de la cámara TOF.

El funcionamiento de las cámaras TOF se rige por una fórmula de emisión de un fotón de luz de ida y regreso, una vez rebotado el fotón con el cuerpo u objeto que se quiere detectar.

La fórmula es la siguiente para un único LED:

$$D = c / (2 * f) \tag{1}$$

Siendo D la distancia entre la cámara o emisor de luz y el objeto que se quiere detectar, c es la velocidad de luz (300.000 km/s) y f la frecuencia de emisión de luz. Con esta fórmula se puede obtener, por tanto, la distancia máxima a la cual pueden estar los objetos para ser procesados por la cámara.

En este proyecto se utilizó una cámara TOF con una precisión de captura en profundidad de 1 mm, siendo su rango de trabajo de 1,2 a 5 metros. Proporciona una imagen de 640 x 480, 32-bit de color con un frame-rate de 30 fps.

4.3.2 Requisitos de la aplicación para la cámara TOF

Existen tres actores diferentes en este sistema: paciente, clínico, y por último, el propio sistema. El actor principal es el clínico, es el encargado de configurar la aplicación inicialmente y ordenar parte de las funcionalidades que ofrece el sistema. Los requisitos de la aplicación serán los siguientes:

Requisitos funcionales:

Paciente: Este tipo de usuario puede ser de cualquier edad y puede estar habituado o no al uso de la tecnología. El paciente utiliza el programa para realizar expresamente la medición de su respiración pero a diferencia del Polaris, al paciente no se le necesita colocar nada encima, como recomendación tiene que utilizar ropa que evite el reflejo especular de la luz infrarroja.

Clínico: Se encarga de señalar la posición de la camilla dentro de la escena visualizada por la cámara, fija los límites de los planos a rastrear por el tracker, cambia la escena visualizada por la cámara para seguir la respiración del paciente e inicia/para la captura de datos.

Sistema: El sistema es el actor encargado de mostrar la imagen capturada por la cámara según la profundidad indicada por el clínico, calcula la ecuación del plano de la camilla, calcular distancias (entre el promedio del plano pectoral /abdominal y el plano de la camilla) y capturar los datos, correspondientes a la profundidad de cada pixel que se encuentra dentro de los planos pectoral y abdominal.

Requisitos no funcionales:

Es un sistema de fácil uso, que no permite la iniciación de una operación si no se a finalizado la operación anterior satisfactoriamente. Muestra mensajes de error a través de la consola para que el usuario identifique el tipo de error.

Todo el sistema esta completamente documentado, cada uno de los componentes de software que forman parte de la solución propuesta estan documentados tanto en el código fuente como en los manuales de usuario.

Al estar trabajando con datos en tiempo real la fiabilidad es un requisito obligatorio, evitando errores que colapsen el sistema. Solo si el fallo es ajeno a nuestra aplicación sería aceptable reiniciar el sistema.

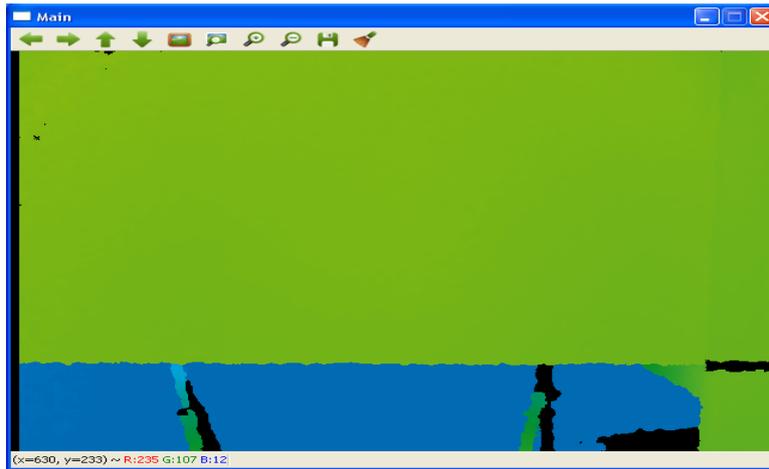
4.3.3 Métodos

La cámara TOF debe estar montada de forma rígida sobre la camilla a una distancia minima de 50 centímetros donde se pueda ver a través de ella el torax de la persona que vaya a realizar la prueba con este dispositivo. Las pruebas fueron realizadas sobre 20 sujetos.

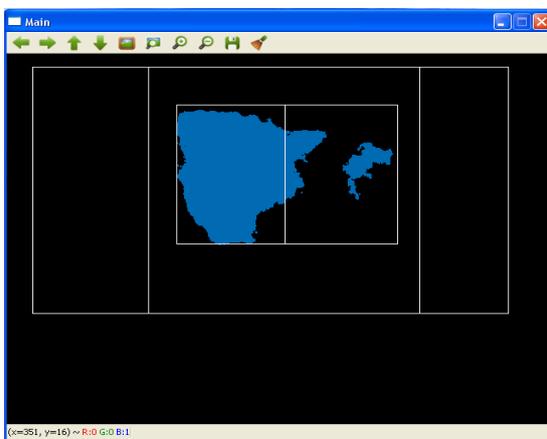
No se necesitan marcadores con la cámara TOF, el movimiento pectoral y abdominal provocado por la respiración de una persona es detectado únicamente por la cámara, capaz de medir la distancia de cada punto, encontrado dentro de la línea de vista del objetivo, asociado a un pixel de la imagen capturada por la cámara.

Algunas particularidades de este tracker son las siguientes:

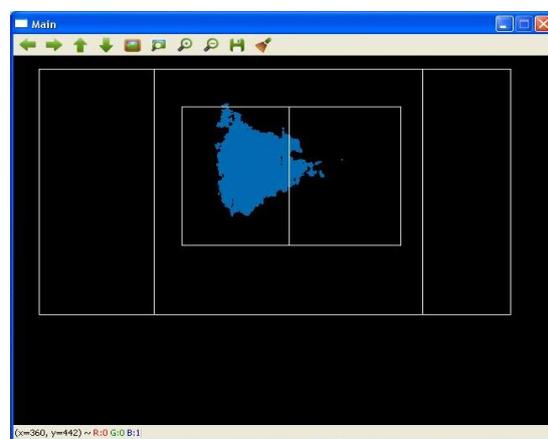
1. La obtención del plano de la camilla se hizo, una vez visualizada la imagen de la camilla a través de la cámara, señalando el pico superior izquierdo y el inferior derecho para que el sistema calcule la ecuación del plano correspondiente a la camilla.
2. Fué necesario realizar la separación del tórax: Tumbada la persona sobre la camilla, eliminamos los puntos situados fuera de los planos pectoral y abdominal (ver Figura 20) para restringir la búsqueda a los puntos útiles, aquellos que están dentro de la parte de la imagen correspondiente al torax, así dejaremos fuera la parte superior a los hombros e inferior a la cintura de la persona que se encuentre tumbada sobre la camilla.
3. Antes de iniciar el tracking se hizo la definición de las regiones de interes: Existen dos regiones de interés sobre las que se calcularán los movimientos respiratorios independientemente (ver Figura 20), el pecho y el abdomen. Estas regiones se deberán señalar adecuadamente dentro de la superficie del paso anterior.
4. Para la determinación de la señal respiratoria se realiza un filtrado de los datos calculando el promedio de todas las distancias de cada plano, pectoral y abdominal, como distancia única a la camilla. Todas las distancias correspondientes a la superficie de cada plano también se almacenaron, esto nos sirvió para en un postproceso comprobar si filtrando de nuevo los datos tomando ahora como distancia única el percentil 75 o 95 se obtenía un mejor resultado.



(a) Vista inicial que ofrece aplicación. Se diferencia la profundidad de los objetos vistos según el color asignado.



(b) Vista de la aplicación en una inspiración.



(c) Vista de la aplicación en una espiración.

Figura 20: Interfaz de la herramienta desarrollada para la cámara TOF. En (b) y (c) se ha iniciado el tracking y se realiza el seguimiento de la respiración según la superficie visualizada, mayor en las inspiraciones.

4.3.4 Resultados

En este apartado se pueden ver los 6 resultados, tres para el pecho y tres para el abdomen, obtenidos con la cámara TOF. Hay dos imágenes por cada sujeto que hizo la prueba para separar los resultados obtenidos del pecho de los del abdomen.

Se puede observar como el sujeto 9 (ver Figura 25) no demuestra diferencia de amplitud entre una inspiración normal y una profunda para el caso del abdomen, aunque sí la hay para el pecho es la persona que mayor desplazamiento pectoral presenta de

entre todos, se podría suponer que durante la prueba hizo una respiración forzada o que podría sufrir de hiperventilación.

La medida del promedio, en la respiración pectoral del sujeto 1 (ver Figura 21), presenta numerosas vibraciones durante toda la prueba. En cambio en la respiración abdominal no se da este fenómeno, esto fue debido a que la ropa que llevaba esta persona cuando realizó la prueba, le quedaba ajustada en el abdomen pero con algunos pliegues en el pecho causantes de dicho ruido.

De nuevo el sujeto 11 (ver Figura 26), único fumador de la prueba, nos muestra alguna anomalía en su respiración. Se puede ver que la respiración se hace plana en mitad del protocolo respiratorio con un pequeño golpe abdominal que marca el antepenúltimo ciclo normal del protocolo antes de la segunda inspiración profunda. También de nuevo el sujeto 4 (ver Figura 22) vuelve a insinuar un tramo de respiración forzada durante la prueba, pero al contrario que ocurrió con el Polaris, en este caso fue al inicio de la prueba.

En los demás casos se observa una respiración normal, normalmente la espiración es un poco más prolongada que la inspiración, con una característica común en todos los casos y es que todos presentan un pico en cada inspiración profunda abdominal, justo cuando finalizan la toma de aire, esto es debido a la liberación de la tensión muscular, tras coger todo el aire y relajar el abdomen, éste cae algunos milímetros por su peso.

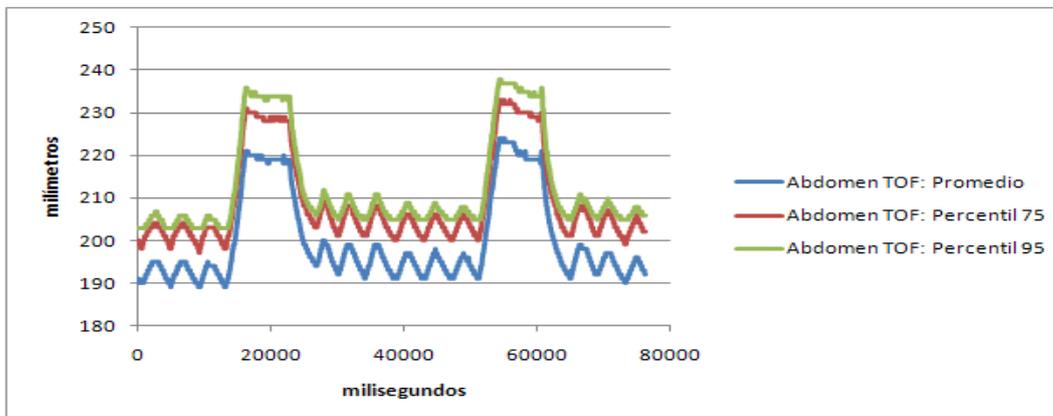
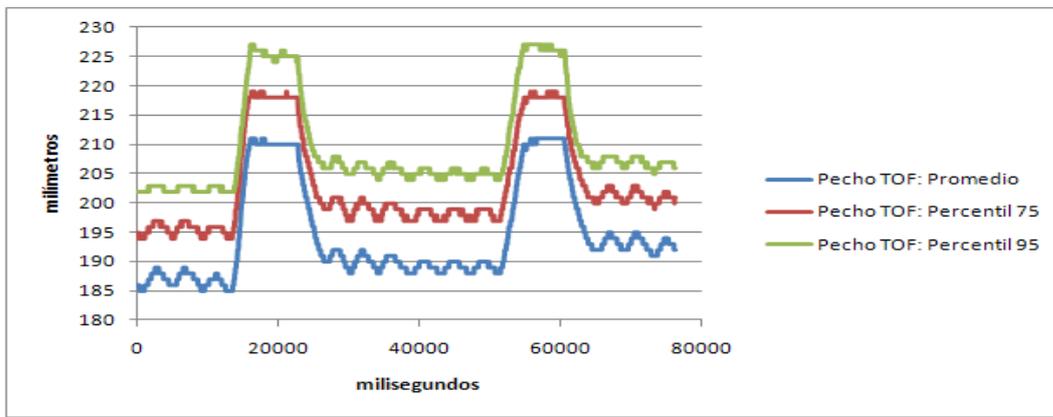
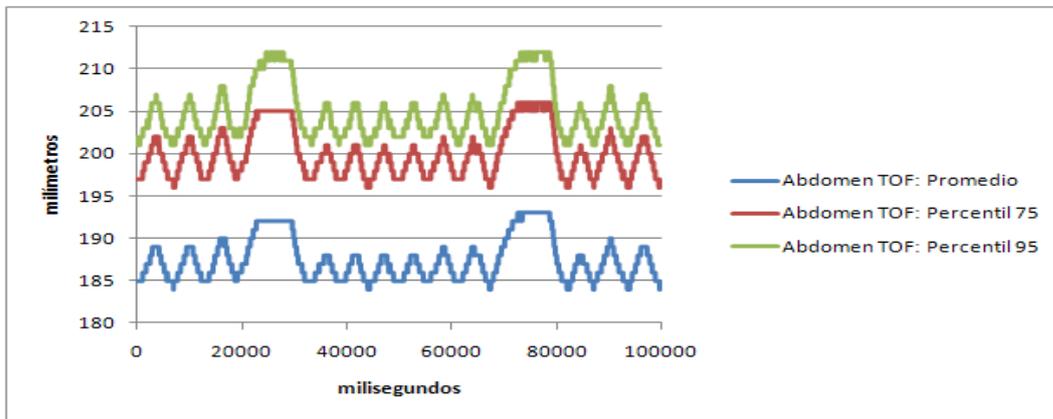
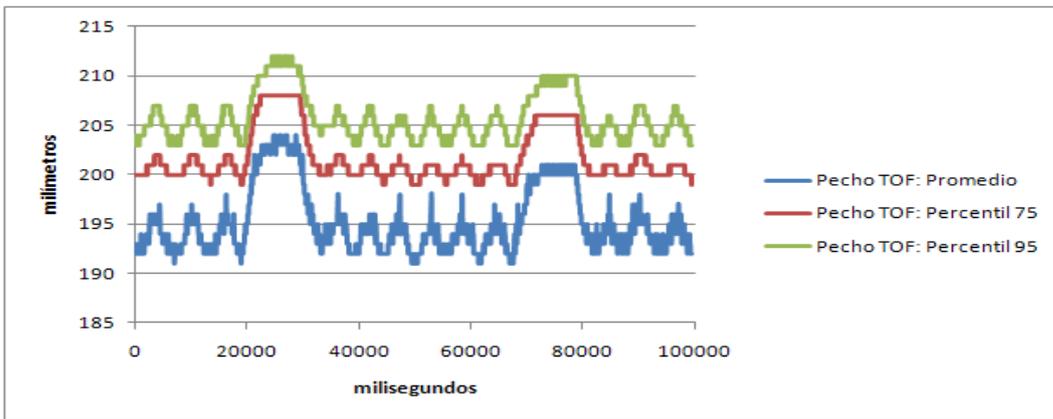


Figura 21: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 1, y pecho y abdomen del sujeto 2.

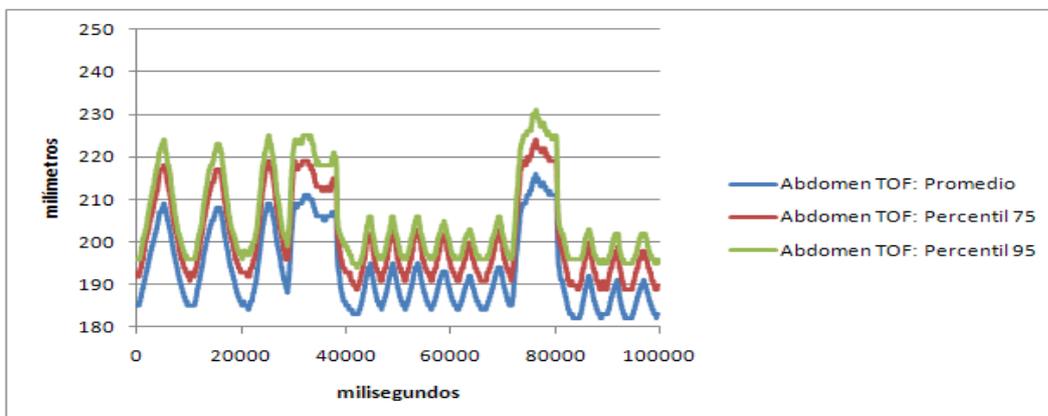
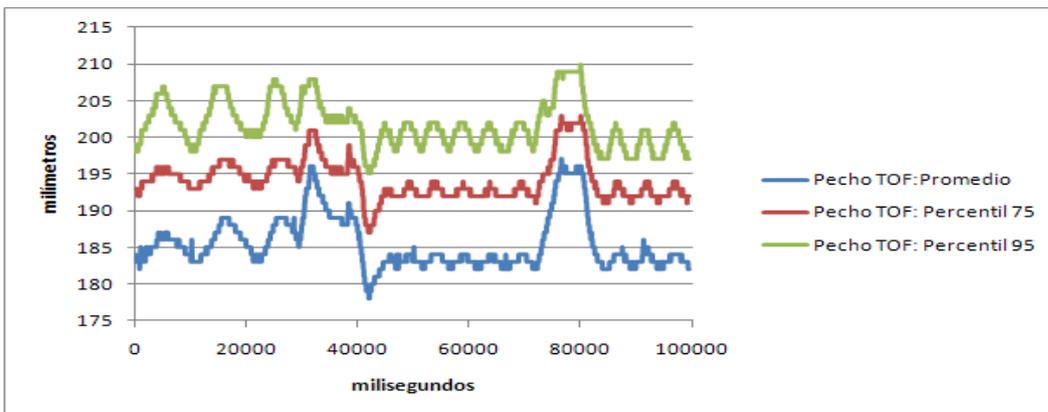
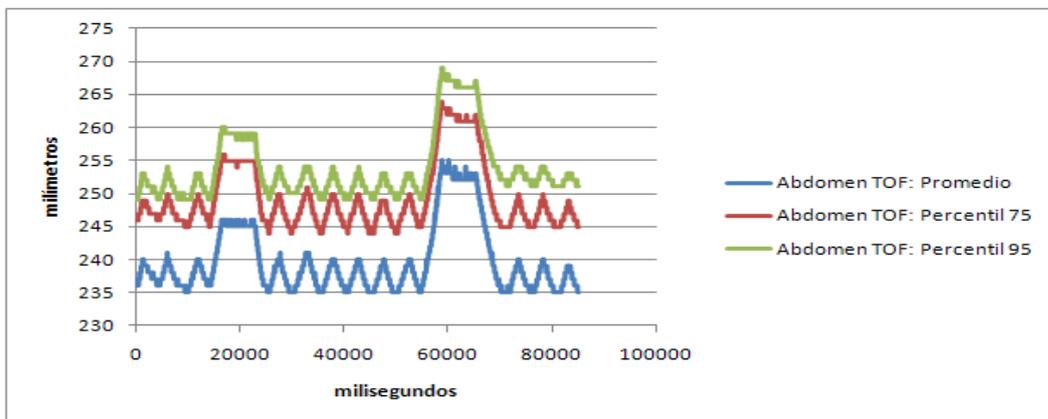
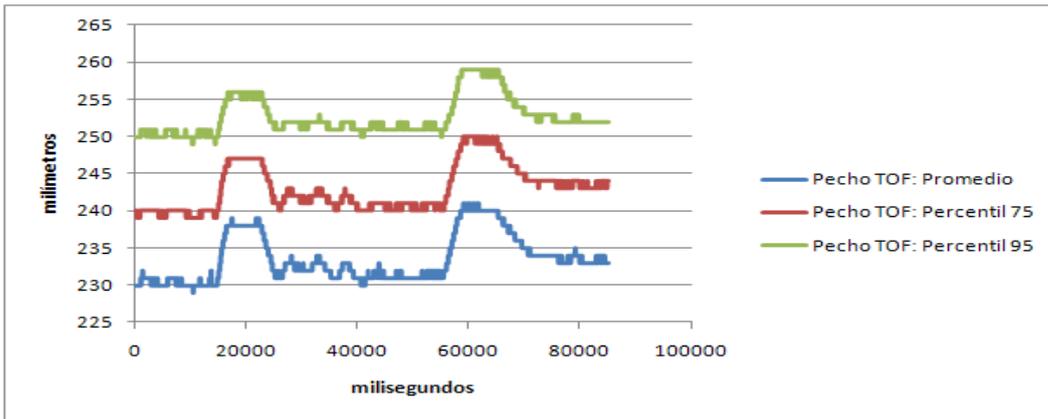


Figura 22: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 3, y pecho y abdomen del sujeto 4.

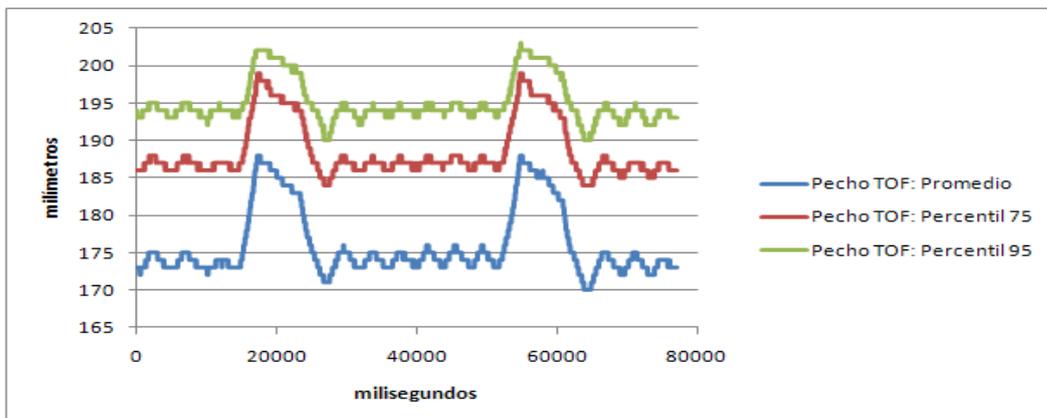
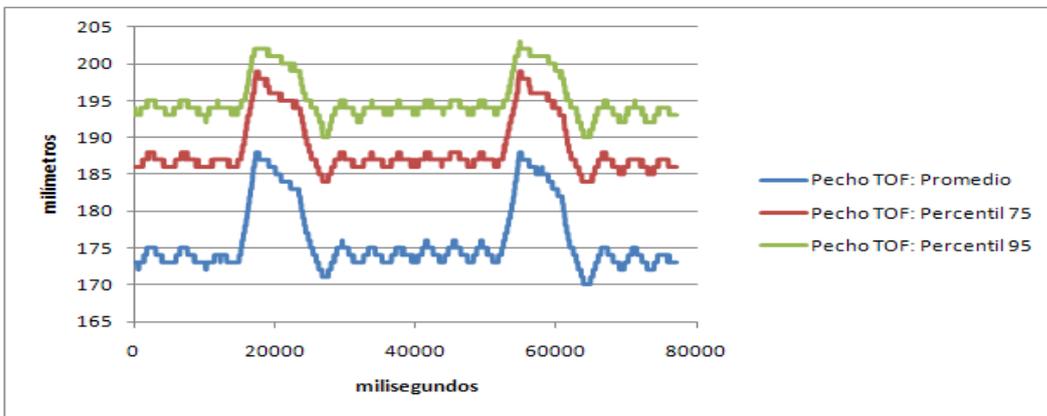
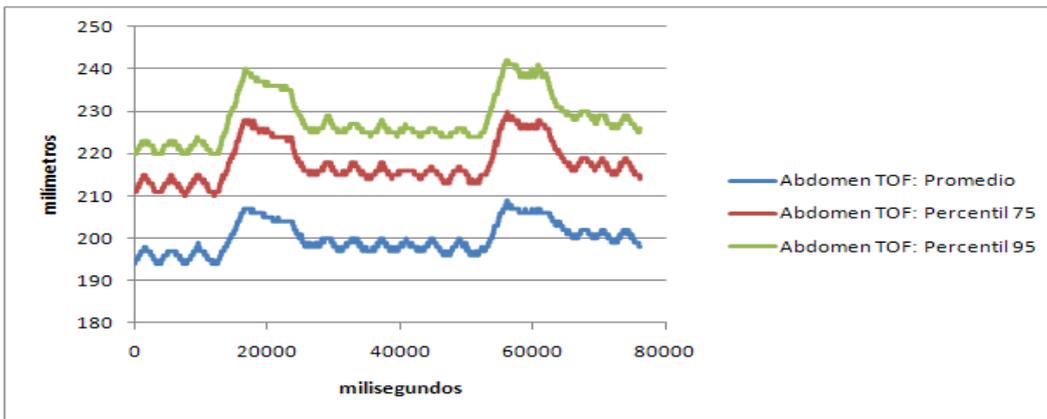
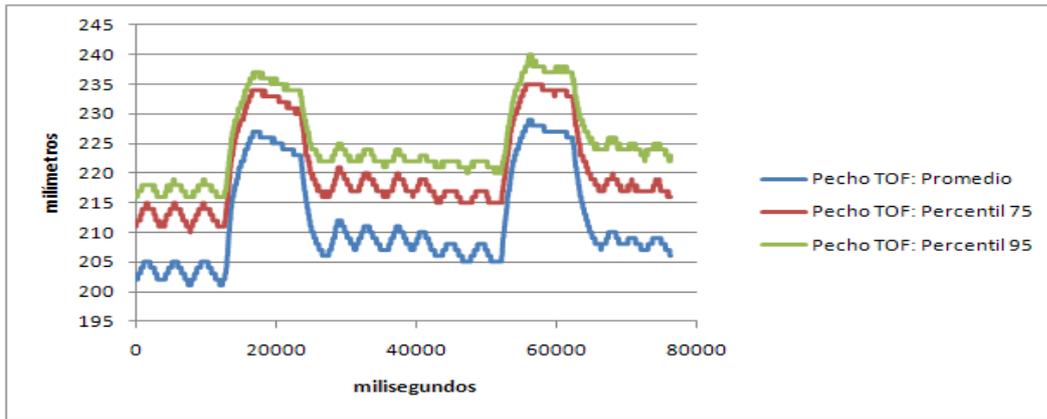


Figura 23: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 5, y pecho y abdomen del sujeto 6.

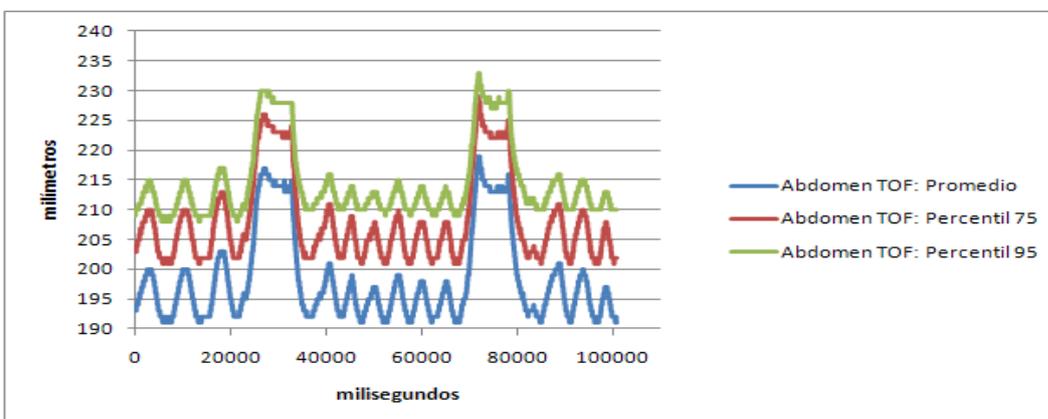
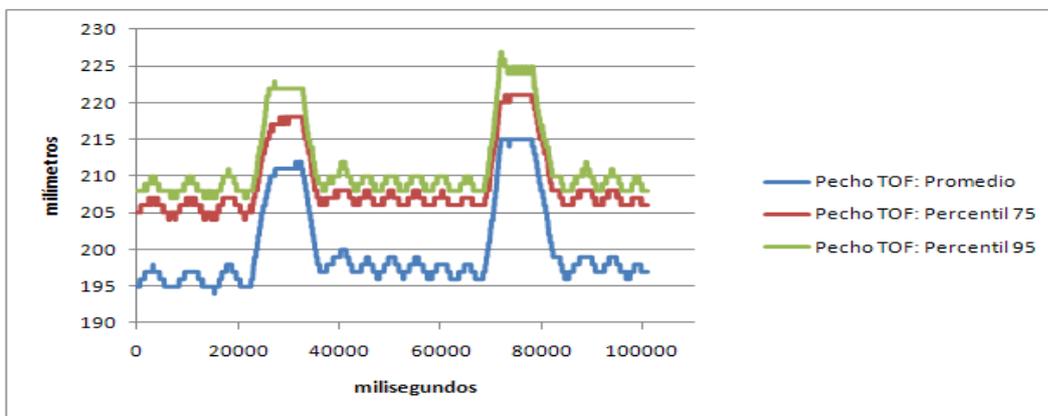
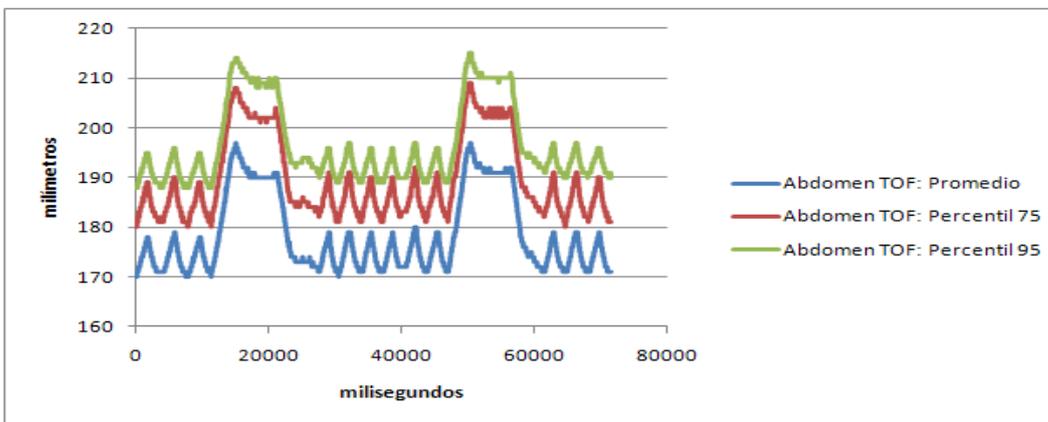
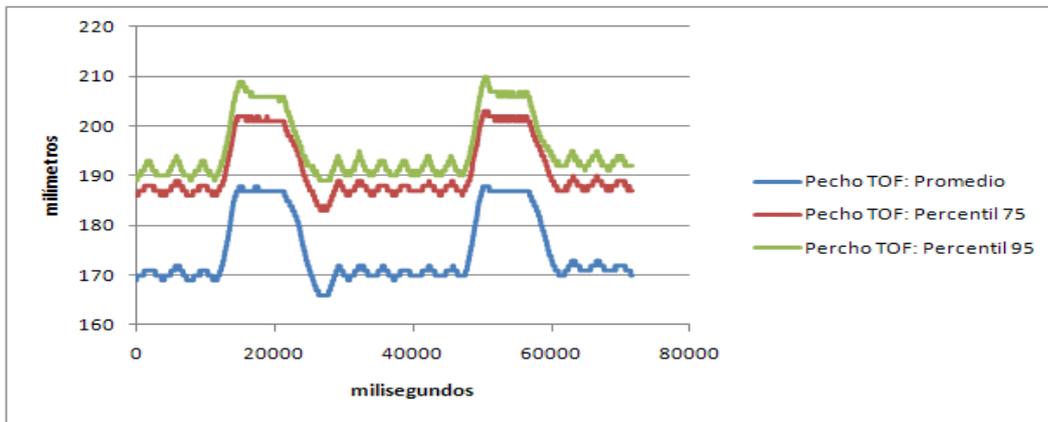


Figura 24: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 7, y pecho y abdomen del sujeto 8.

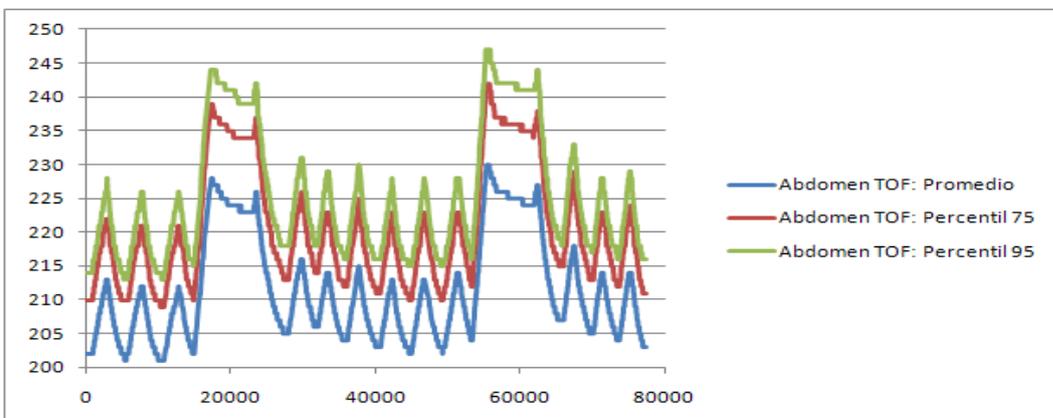
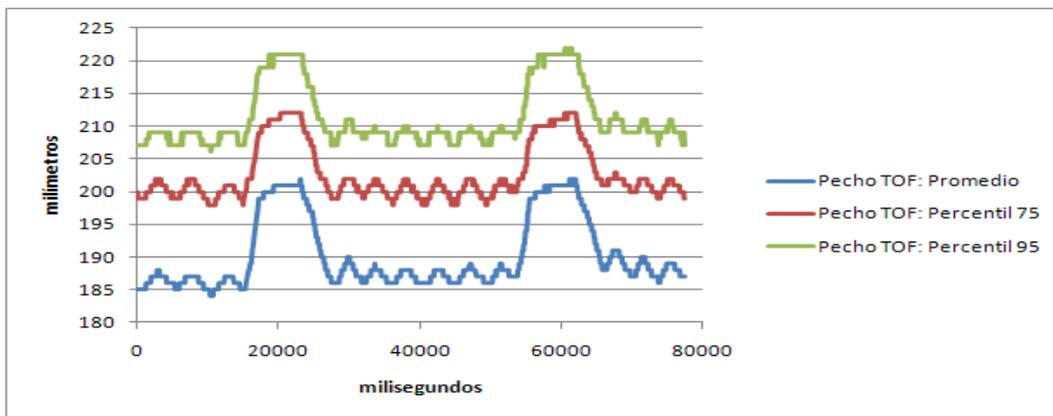
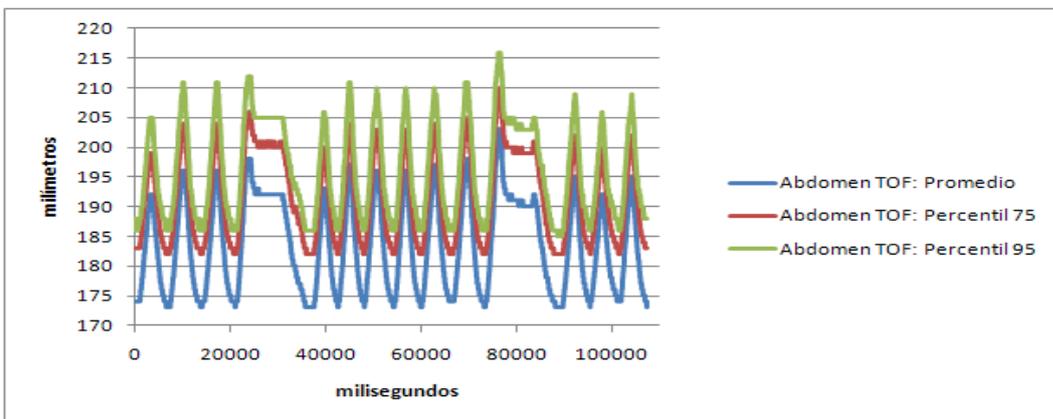
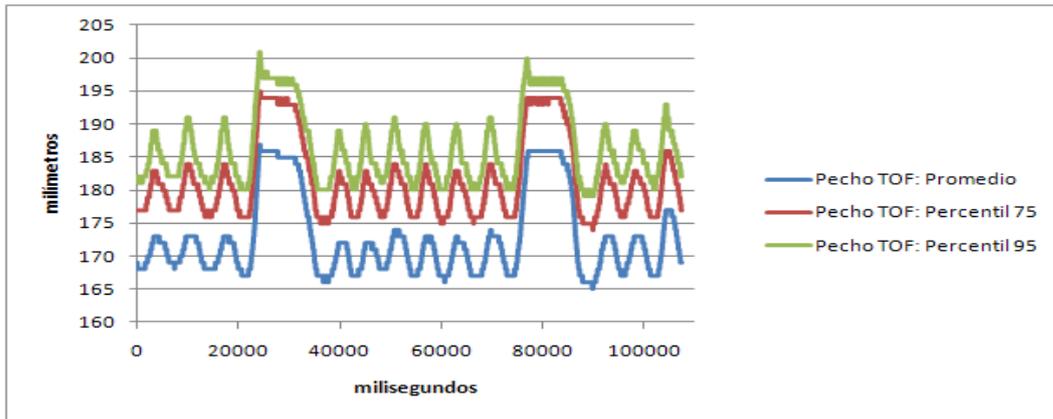


Figura 25: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 9, y pecho y abdomen del sujeto 10.

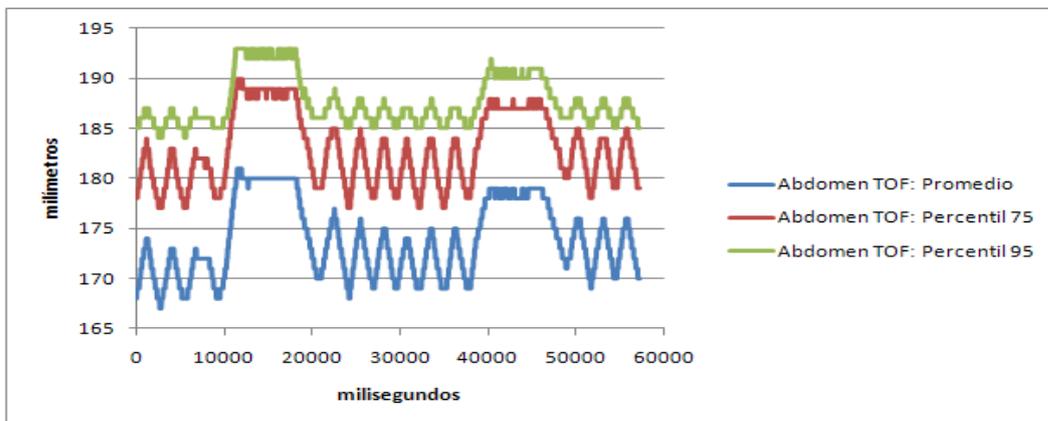
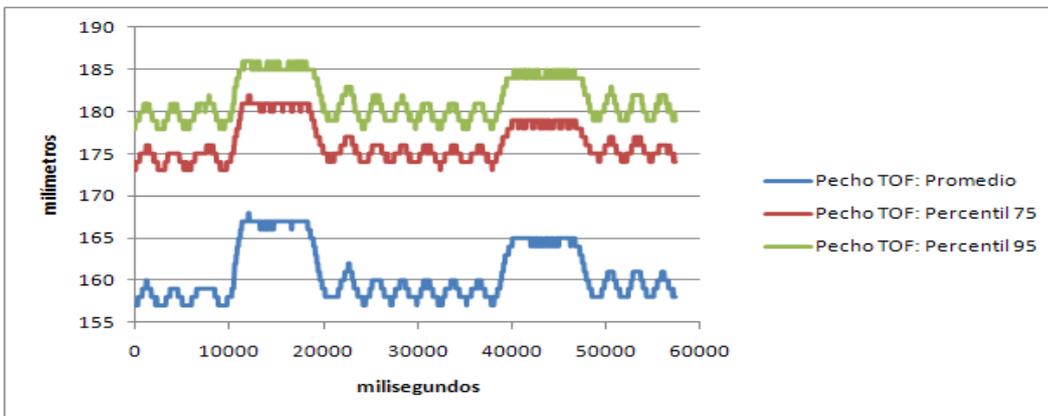
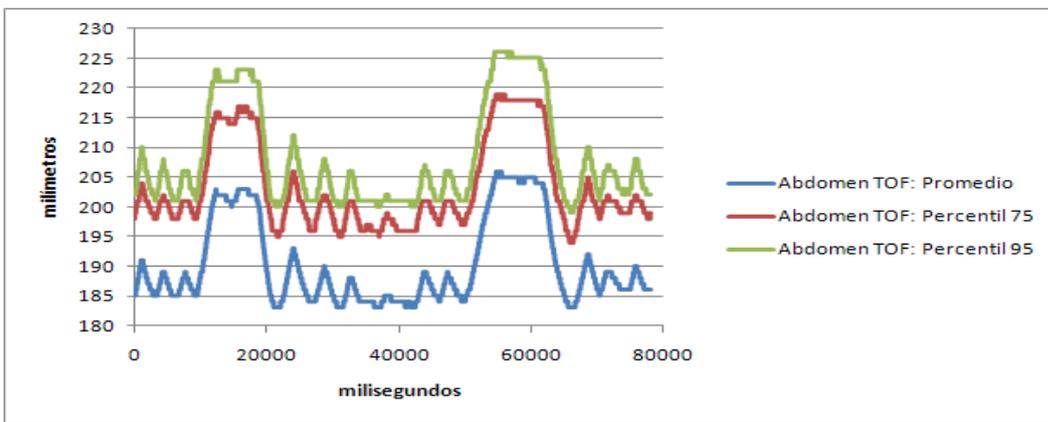
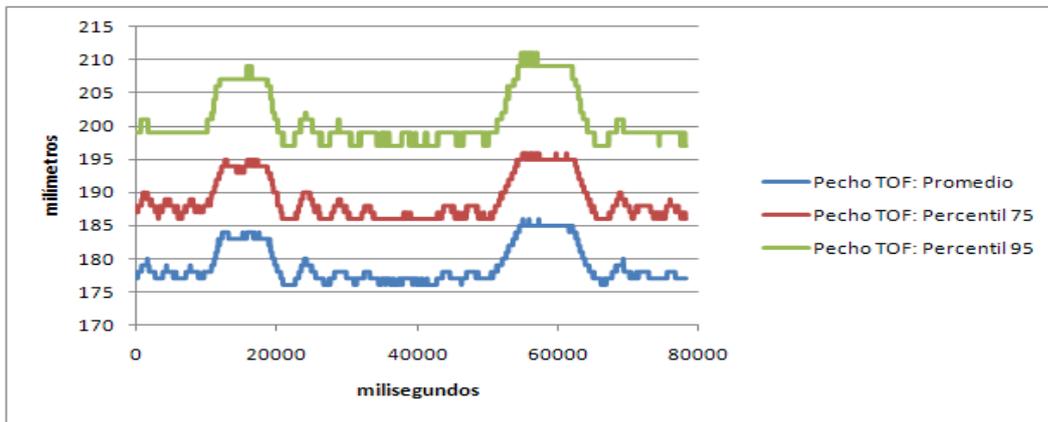


Figura 26: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 11, y pecho y abdomen del sujeto 12.

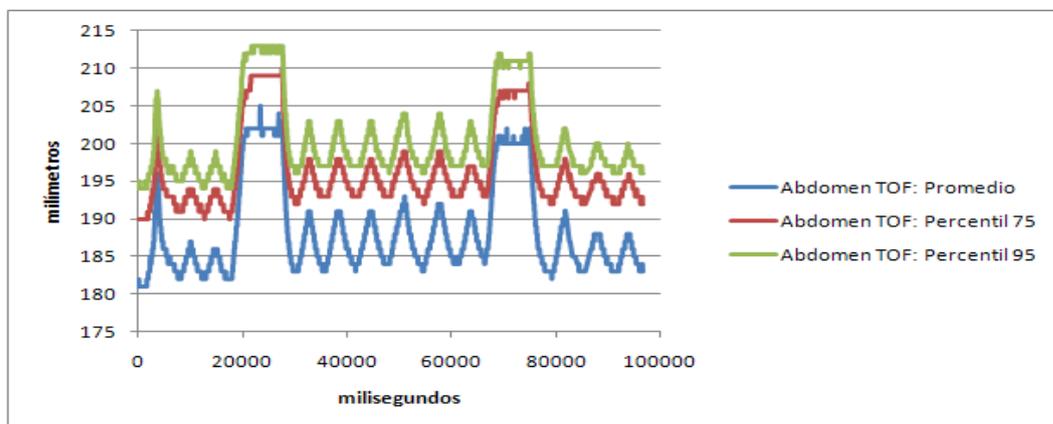
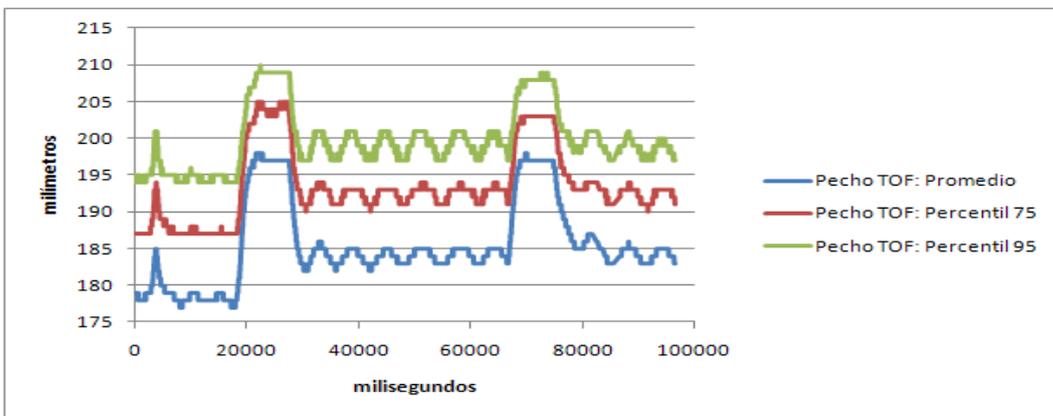
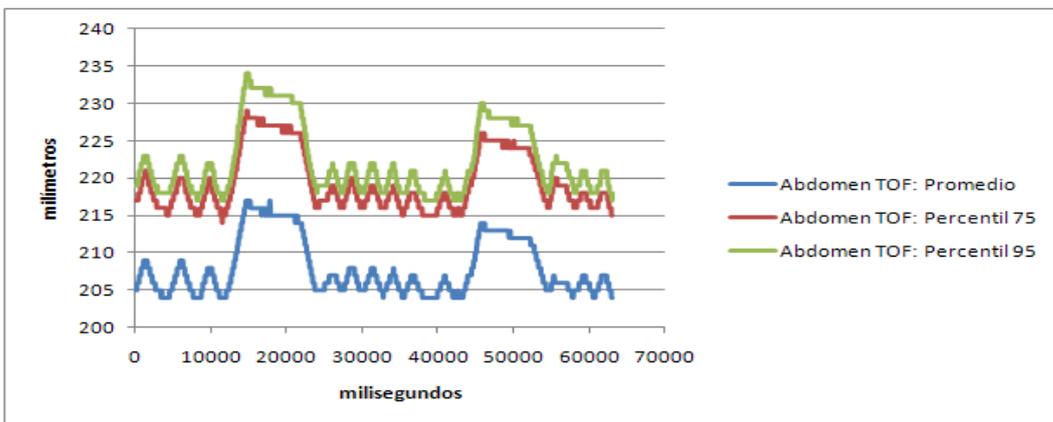
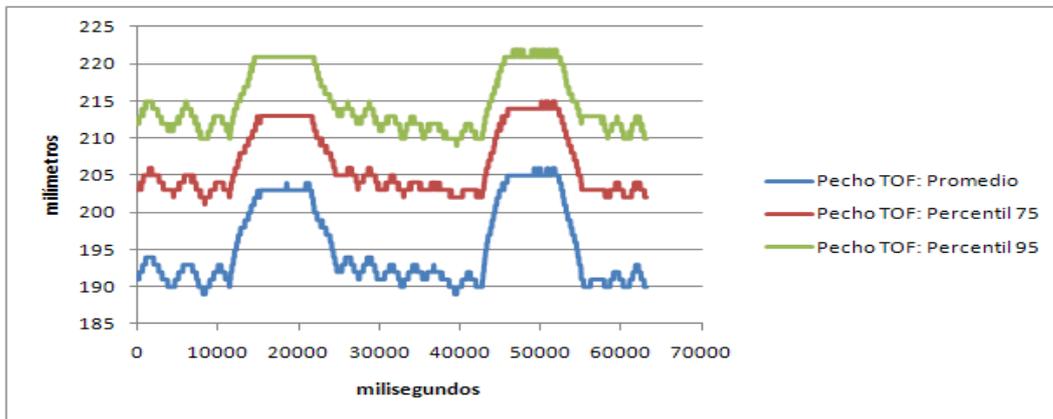


Figura 27: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 13, y pecho y abdomen del sujeto 14.

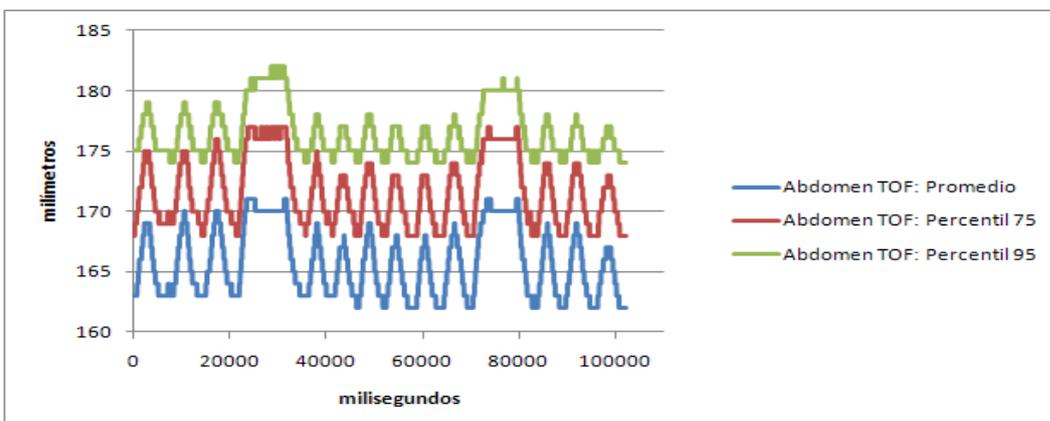
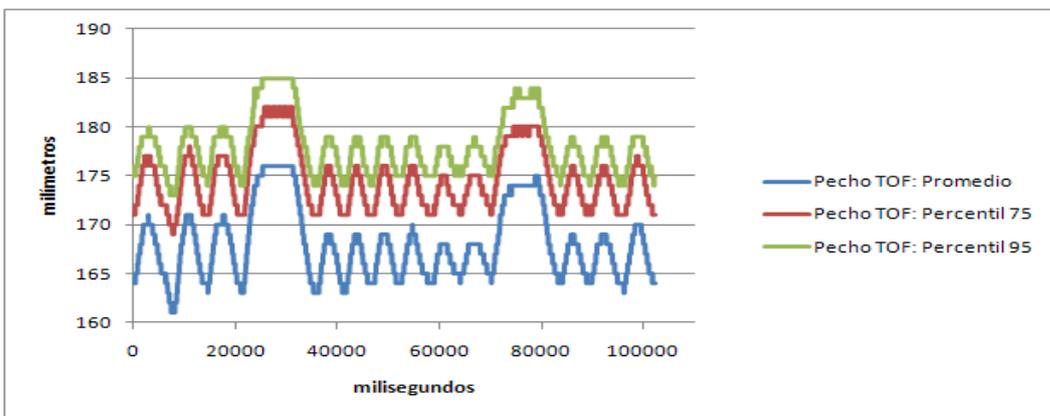
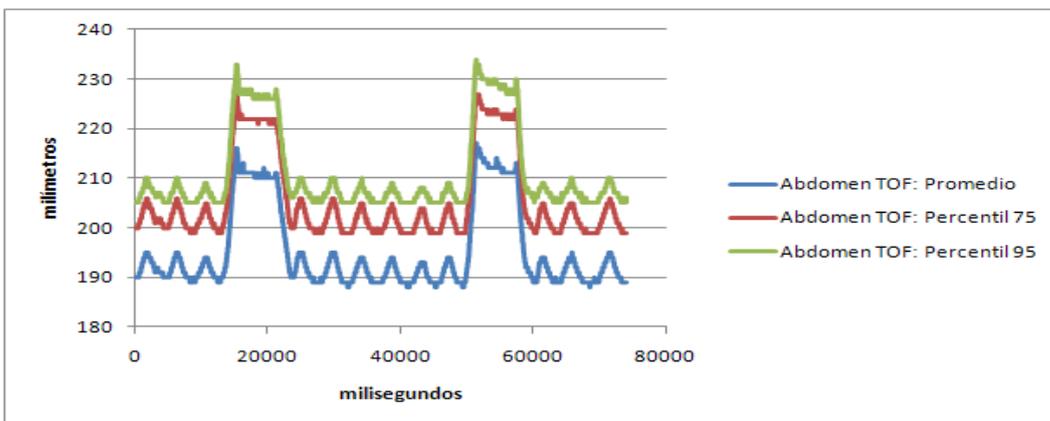
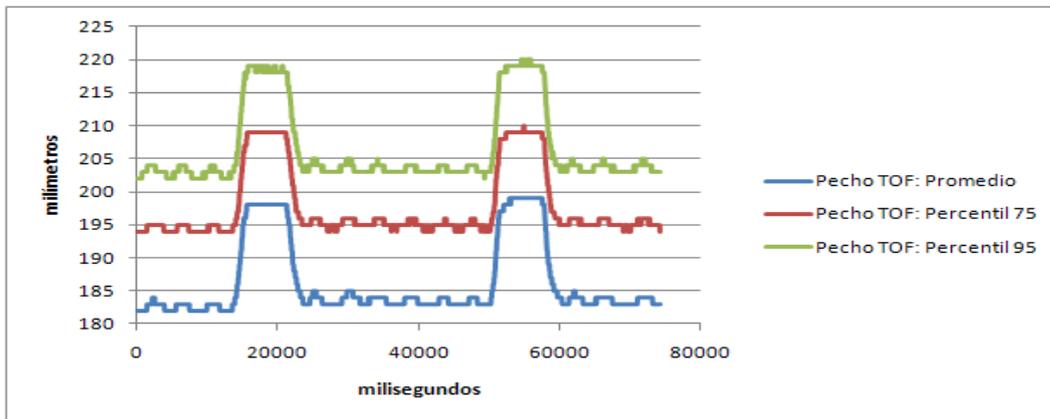


Figura 28: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 15, y pecho y abdomen del sujeto 16.

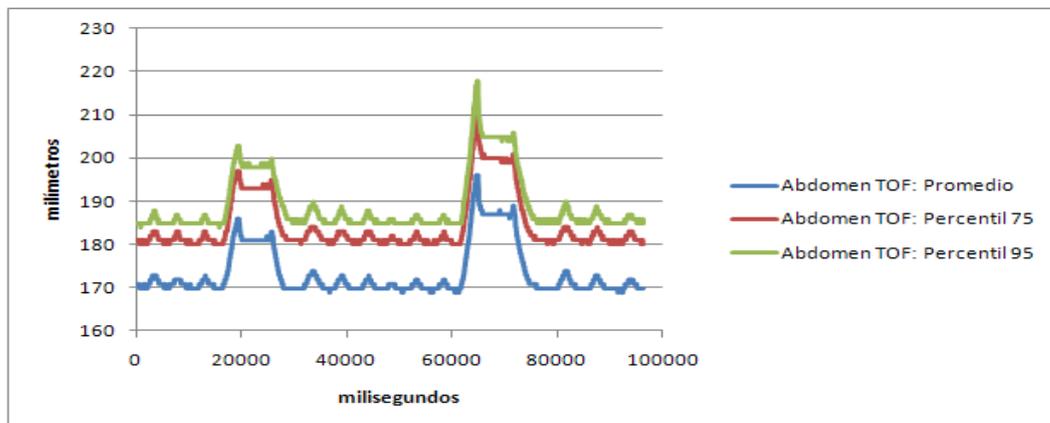
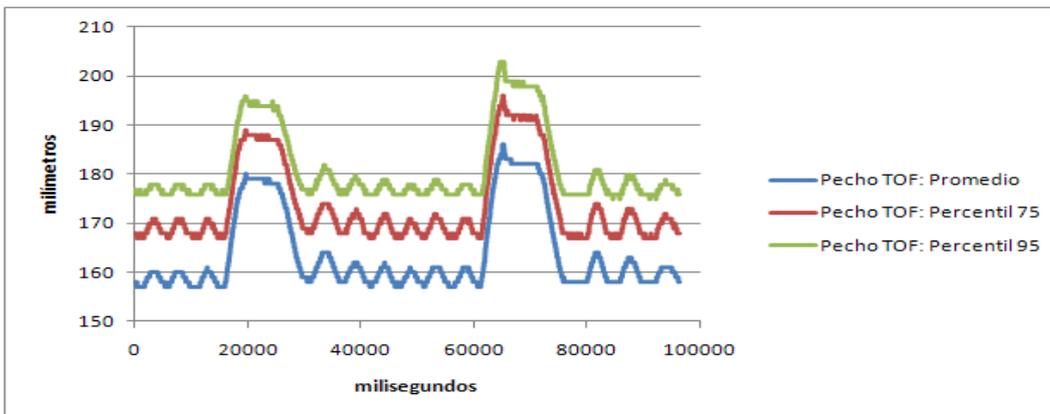
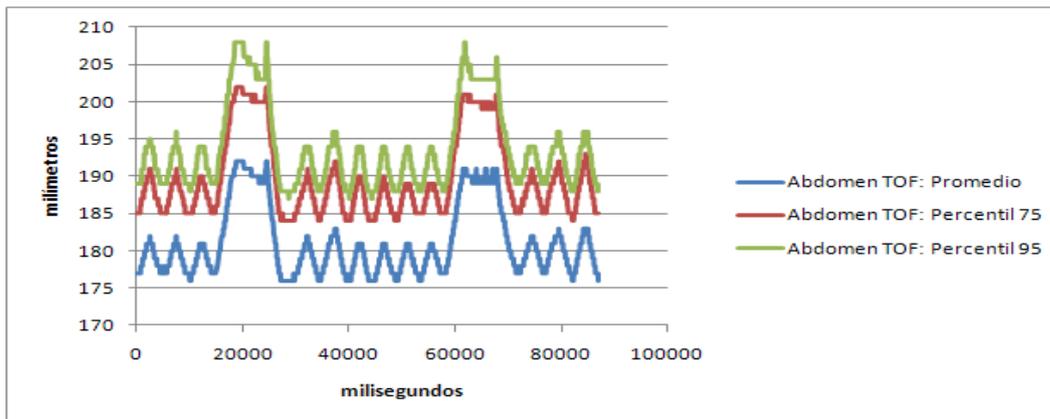
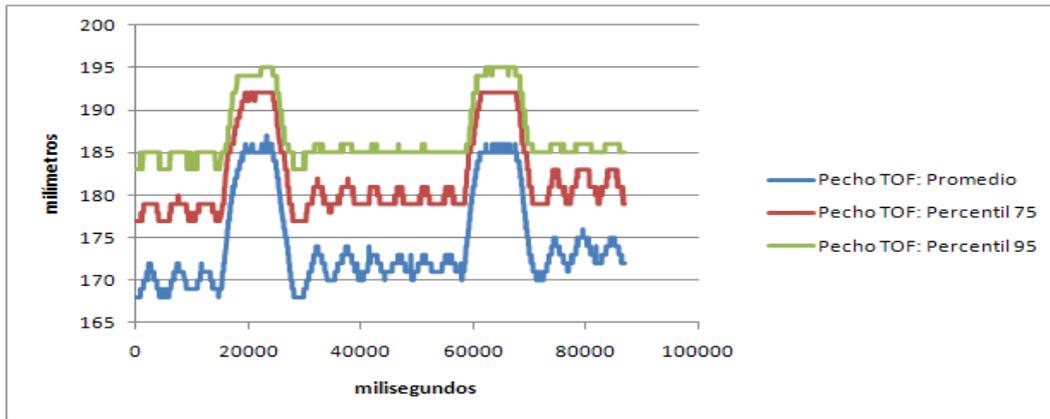


Figura 29: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 17, y pecho y abdomen del sujeto 18.

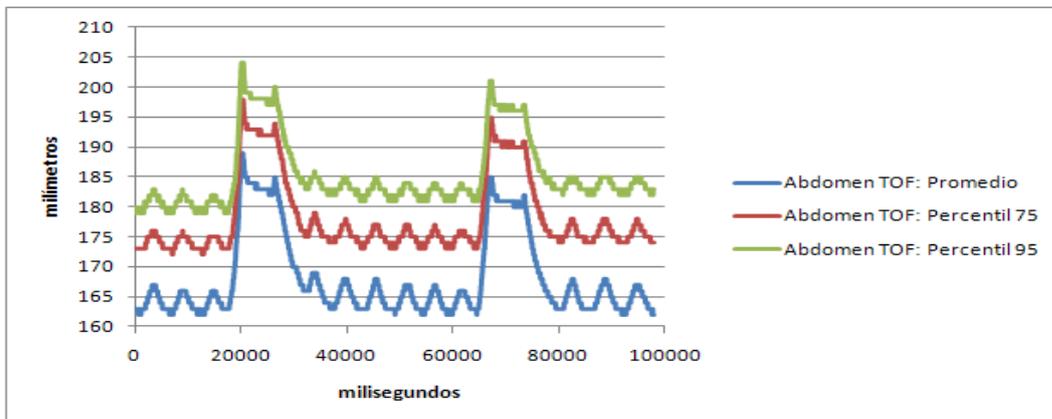
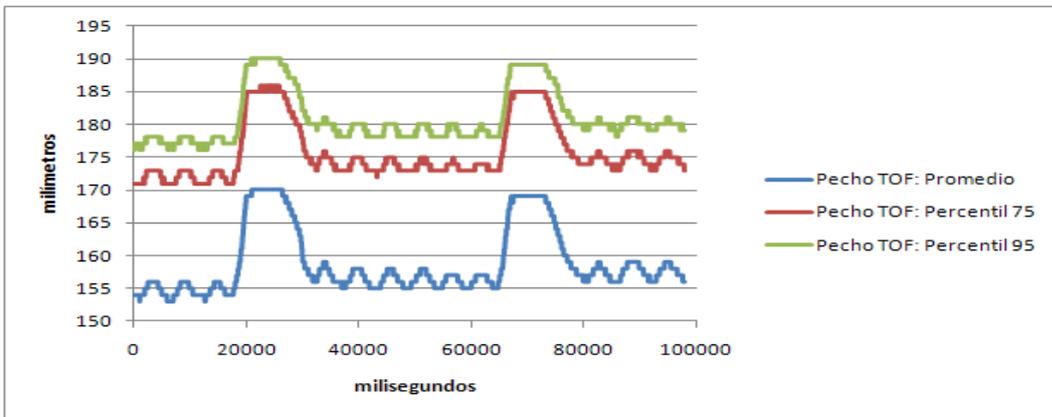
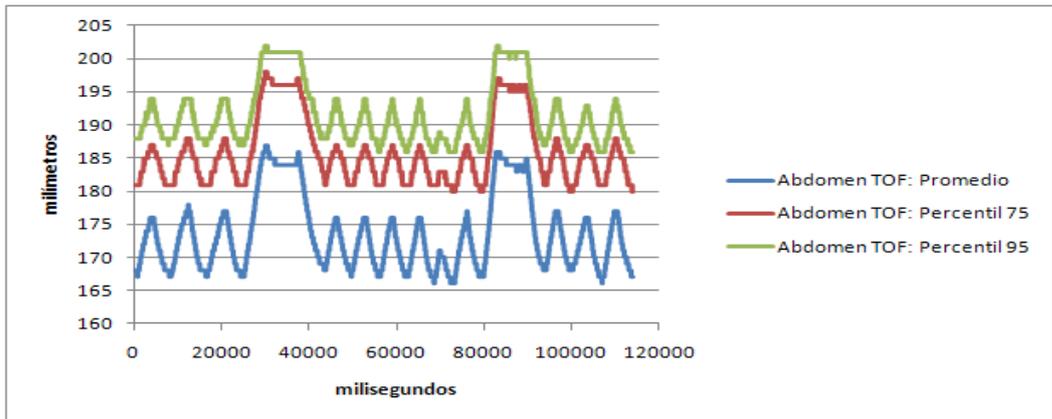
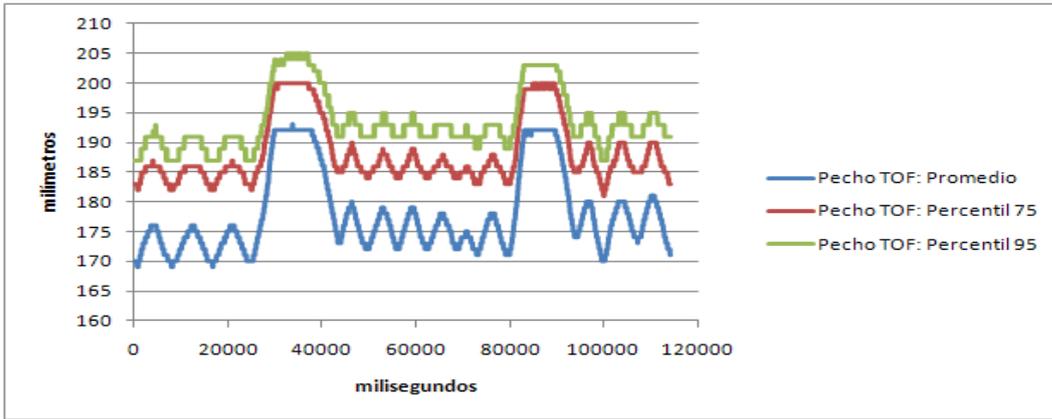


Figura 30: De arriba a abajo, pecho y abdomen del sujeto 19, y pecho y abdomen del sujeto 20.

4.4 Análisis electromagnético

4.4.1 Introducción

Los sistemas de medición electromagnética, compuesto por una fuente, marcadores y un sistema de medición (ver Figura 31), determinan la ubicación y movimiento en tiempo real de los marcadores de forma simultánea, cada uno fabricado con una bobina en su interior, cuando se encuentran dentro del espacio controlado por la fuente. Éstos hacen una variación de los campos magnéticos formando voltajes inducidos dentro de las bobinas del marcador.

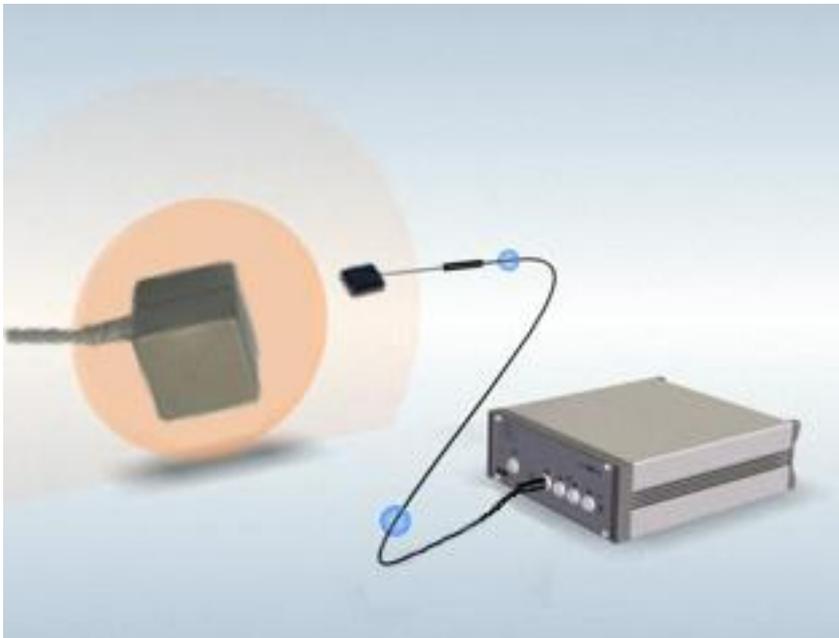


Figura 31: Ejemplo de tracker electromagnético con los componentes básicos.

Estas tensiones inducidas son utilizadas por el sistema de medición para calcular la posición y orientación del marcador. Como los campos magnéticos son de baja intensidad de campo y con seguridad puede pasar a través de los tejidos humanos, la medición de ubicación de un objeto es posible sin las restricciones de la línea de vista de un sistema de medición óptica espacial.

Ahora bien, en algunos casos, son muy sensibles a objetos ferromagnéticos en las proximidades del generador de campo, creando distorsiones de interferencia

comprometiendo el rendimiento de la medición electromagnética.

En nuestro caso se utilizó un tracker electromagnético de alta velocidad con 6 grados de libertad, a 240 Hz (aunque para aplicaciones con menores requerimientos de datos, la frecuencia de trabajo se puede bajar a 120 Hz). Además, con una latencia de 3,5 mm.

Se conecta al ordenador mediante conexión USB e incluye 4 canales, aunque solo se utilizaron 2, para los marcadores (ver Figura 32).

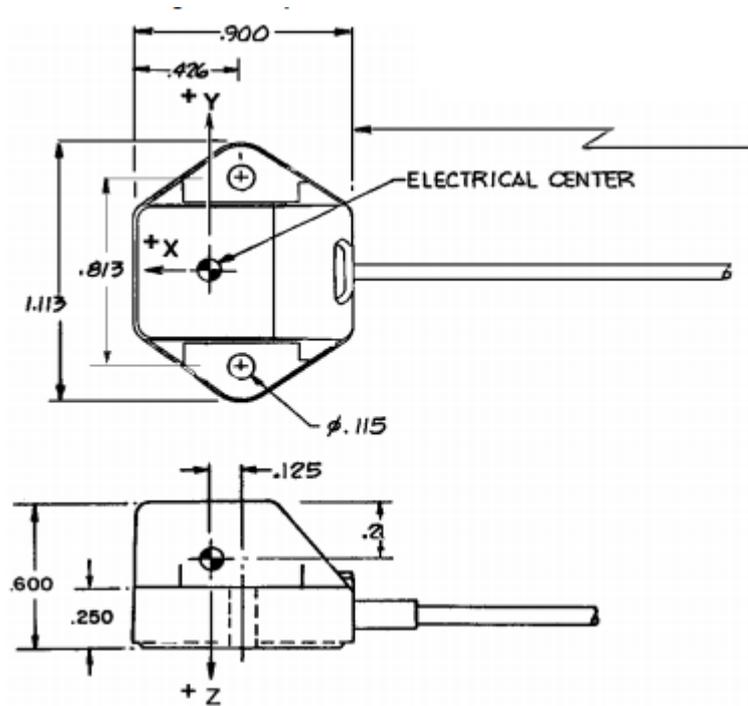


Figura 32: Medidas, en pulgadas, de los marcadores utilizados con el tracker electromagnético.

El rango de trabajo de este tracker es desde la misma posición de la fuente hasta 120 pulgadas (3,048 metros), teniendo en cuenta que el sistema comienza a cometer un error en la orientación del marcador a partir de las 20 pulgadas (ver Figura 33) y en la posición a partir de 30 pulgadas (ver Figura 33) aproximadamente.

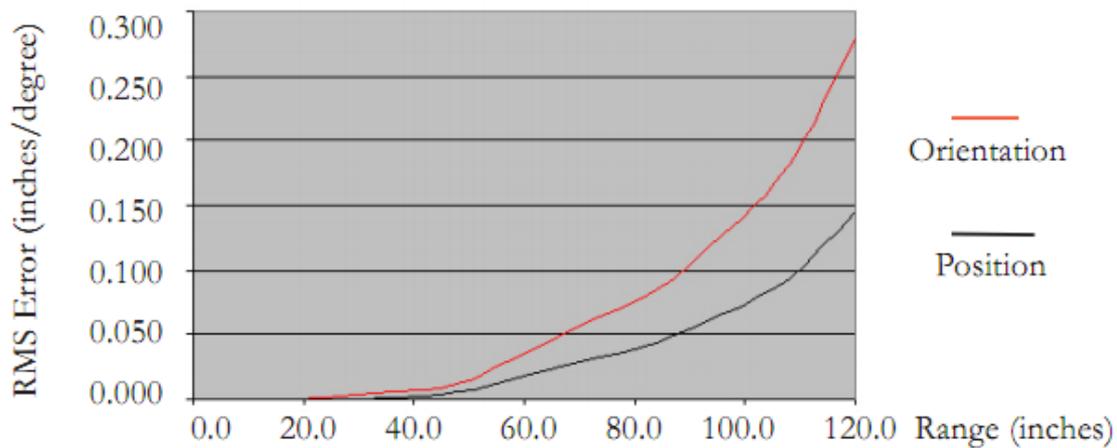


Figura 33: Gráfica del error cometido en la posición y orientación del marcador según la distancia a la fuente.

4.4.3 Métodos

Este dispositivo no necesita montaje alguno, unicamente situar la fuente lo más cercana posible a los marcadores y a una altura superior del suelo a la de la camilla si esta esta fabricada de metal para evitar posibles interferencias. Tras la captura de datos de 3 sujetos, se analizaron y se observó una gran inexactitud de los resultados con la realidad. Por ello, se decidió no seguir realizando pruebas con este tracker.

Las particularidades a destacar de este tracker son las siguientes:

1. Al utilizar la propia interfaz del driver del dispositivo para capturar los datos respiratorios de cada persona, había un único archivo con los datos del plano de la camilla y un archivo mas por cada individuo que realizó la prueba. De cada persona, en su archivo correspondiente, se tenía la información 3D de cada marcador y el instante en el que se adquirió dicha información.
2. Finalizada una prueba, con la ayuda de un programa, se inició un procesamiento que calculó la distancia euclídea entre la camilla y cada marcador. Ésto se hizo consultando en una primera iteración el archivo con los 3 puntos tomados de la

camilla, calculando el plano de la camilla y, a partir de aquí, consultando el archivo propio de cada sujeto donde se encontraba la información 3D y temporal de cada marcador.

4.4.4 Resultados

Al igual que en el caso del Polaris en cada gráfico se puede ver la curva respiratoria asociada al movimiento del pecho y la curva asociada al movimiento del abdomen del sujeto que hizo la prueba.

Como muestra la Figura 34, el sujeto 1 presenta una respiración normal abdominal pero plana en el caso del pecho durante los ciclos respiratorios normales del protocolo. El sujeto 2 posee algunas irregularidades durante el tiempo de aguante de la respiración, pero es el sujeto 3 el más notable de esta prueba. Como se puede observar la respiración pectoral es totalmente plana. Sólo se advierte algo de movimiento en la inspiración profundas, pero aún así, es una respiración ausente de movimiento pectoral alguno. En cuanto a la respiración abdominal de esta persona, teniendo en cuenta que solo existe una pequeña diferencia entre una inspiración normal y una profunda, y que una inspiración normal tiene una amplitud de 1 cm aproximadamente, solo podemos decir que dicha persona podría tener una baja capacidad pulmonar.

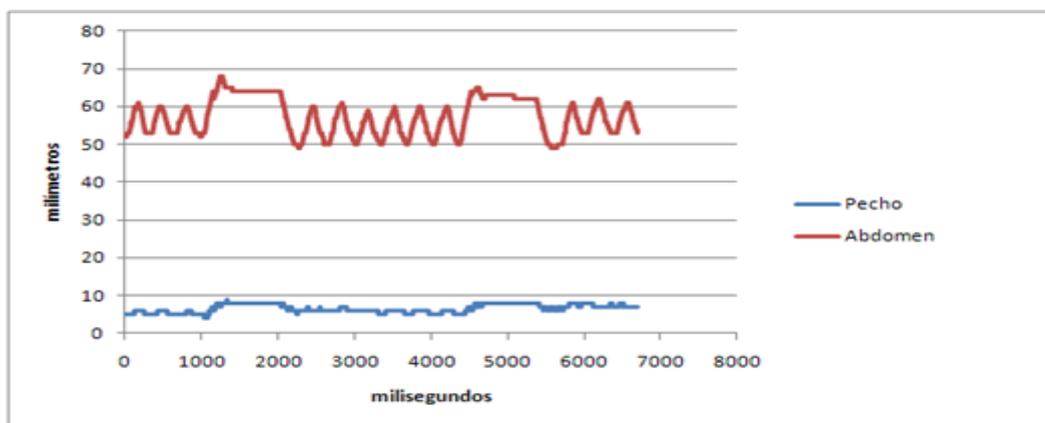
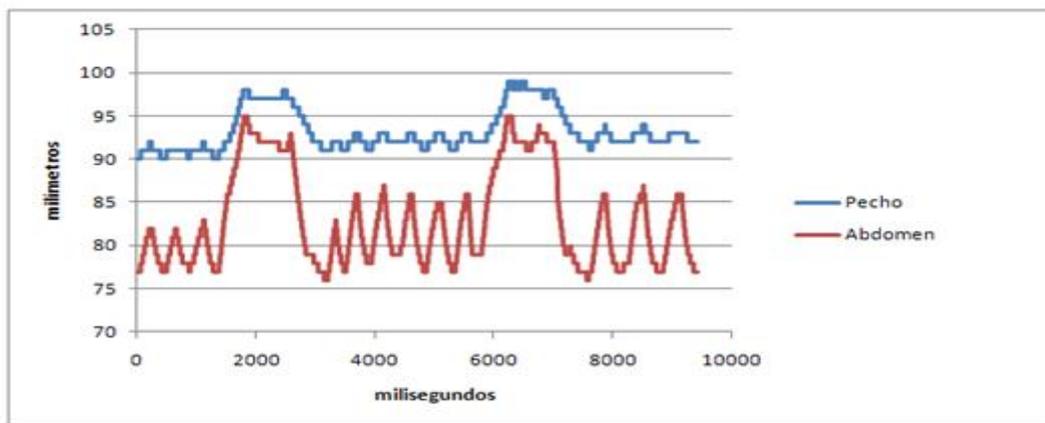
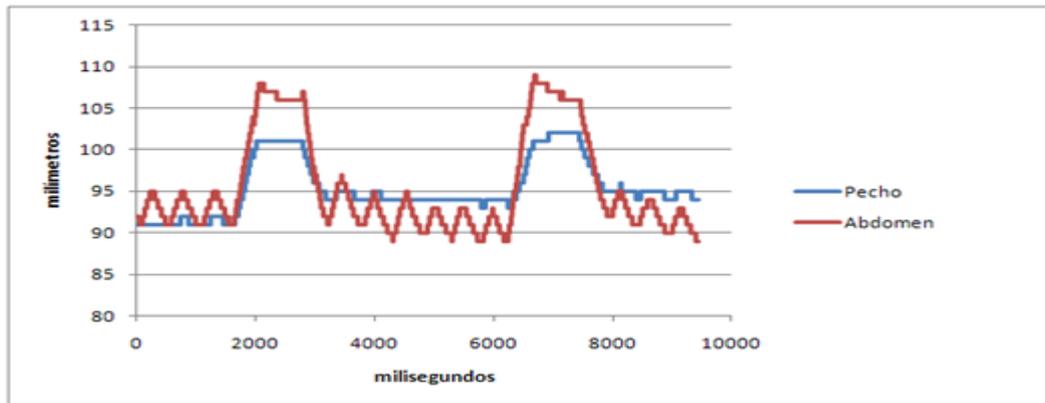


Figura 34: Resultados de los sujetos 1, 2 y 3 de arriba a abajo respectivamente.

4.4.5 Resultados comparativos entre el Polaris y el tracker electromagnético.

En este apartado hay que destacar que, más que el resultado del coeficiente de correlación entre los datos del tracker electromagnético y el Polaris, hay un resultado aún más importante del que principalmente obtendremos una conclusión para este dispositivo, dicho resultado son las distancias obtenidas del pecho y abdomen al plano de la camilla que se adjuntan en una tabla al final de este apartado, aunque se puede ver en las gráficas. Añadir que las pruebas se hicieron sobre 3 personas entre 25 y 45 años, tumbadas sobre una camilla, y que se asume que el Polaris es un tracker muy resistente al ruido, motivo por el cual se comparó frente al electromagnético. Para obtener los resultados de la tabla 1 se ha seguido el proceso descrito en el punto 5.1.

Si nos fijamos primero en los resultados visualmente, vemos que aunque la tendencia de los datos respiratorios es la misma (motivo por el que la tabla 1 contiene coeficientes de correlación elevados), hay una gran diferencia en los resultados obtenidos con el tracker electromagnético, debido al ruido captado en la toma de datos, y el Polaris. Primero hay una gran diferencia entre la altura en cada instante capturada por ambos dispositivos, el electromagnético siempre obtuvo distancias por debajo de los del Polaris, y segundo siempre hay un incremento/decremento mucho menor en el caso del electromagnético.

Además, si se comparan las tablas 2, 3 y 4, se puede ver una gran desigualdad entre las medidas del Polaris y las del electromagnético. Los resultados de la tabla 2 ya de por sí se ve que no tienen nada que ver con la realidad. Si se comparan con los de la tabla 3, se observa que la diferencia entre la distancia mínima y máxima del pecho a la camilla en el caso del Polaris, es de 8, 6 y 9 mm del sujeto 1, 2 y 3 respectivamente, frente a los 6, 4 y 4 mm de los sujetos 1, 2 y 3 respectivamente con el electromagnético, en el caso del abdomen se encuentra una diferencia de 17, 13 y 23 mm con el Polaris frente a los 6, 11 y 13 del electromagnético, de nuevo correspondientes a los sujetos 1, 2 y 3 respectivamente. Como se ve los resultados del electromagnético siguen estando por

debajo de los que nos ofrece el Polaris, esto demuestra una inexactitud en este tracker, el electromagnético, no aceptable para nuestro fin.

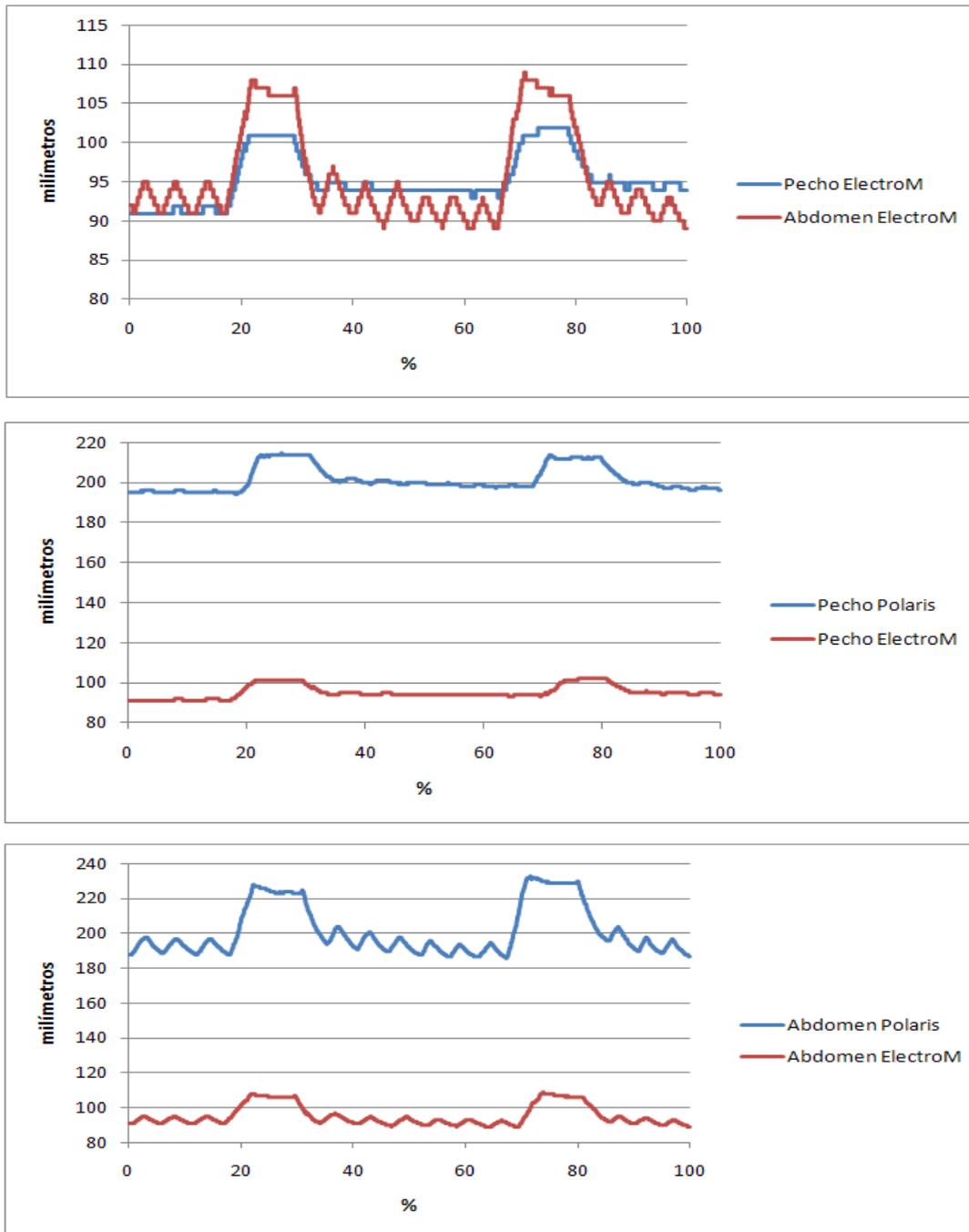


Figura 35: Gráficas correspondientes a los resultados del sujeto 1.

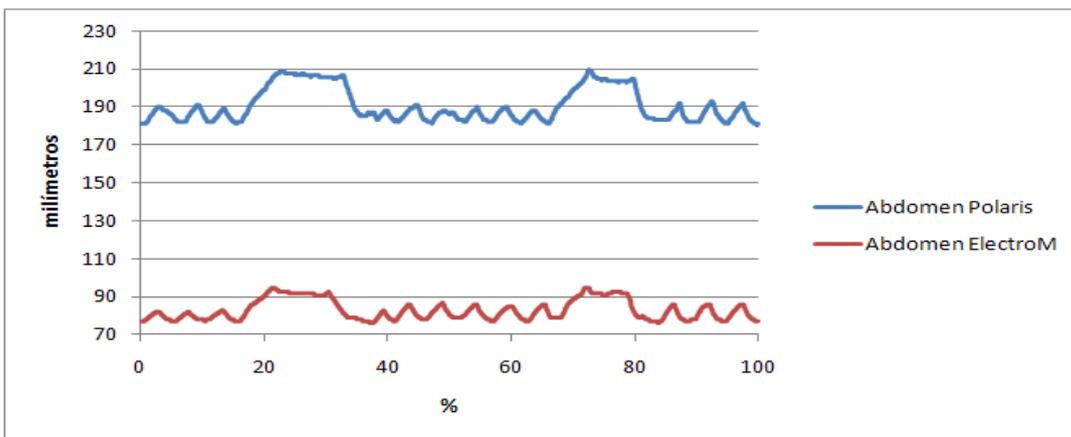
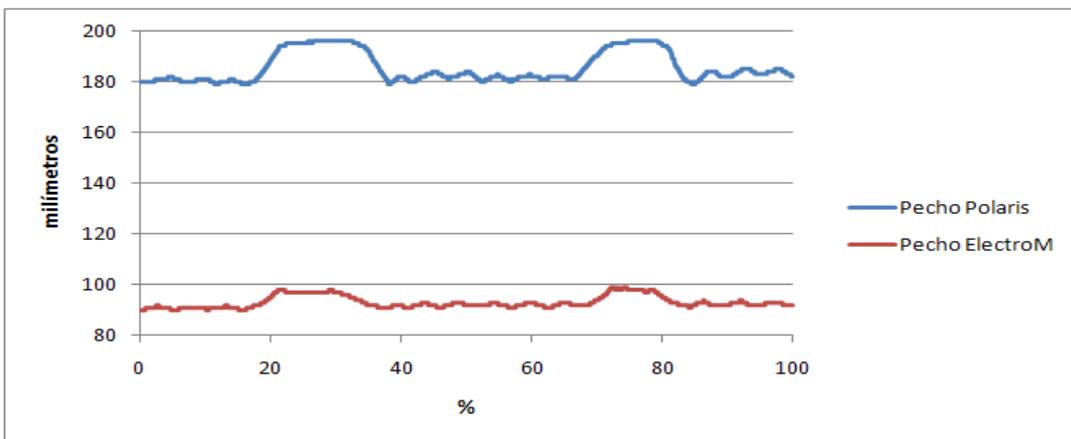
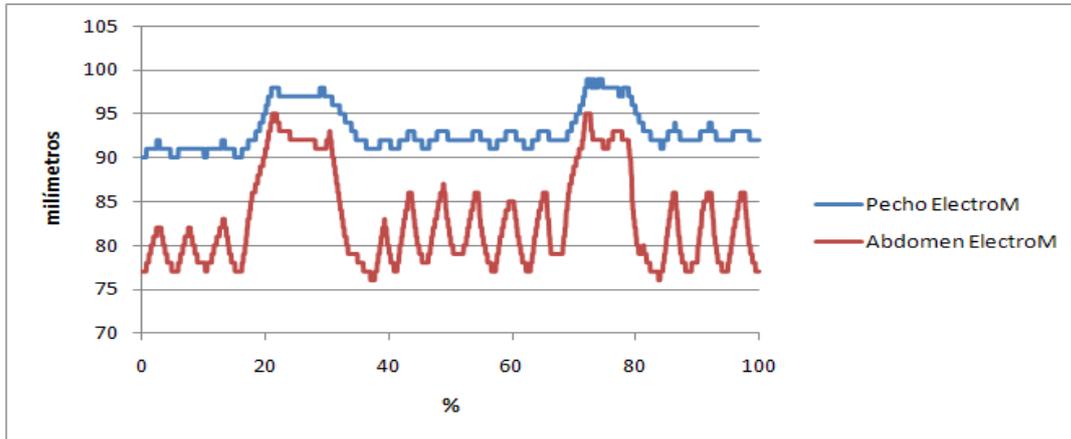


Figura 36: Gráficas correspondientes a los resultados del sujeto 2.

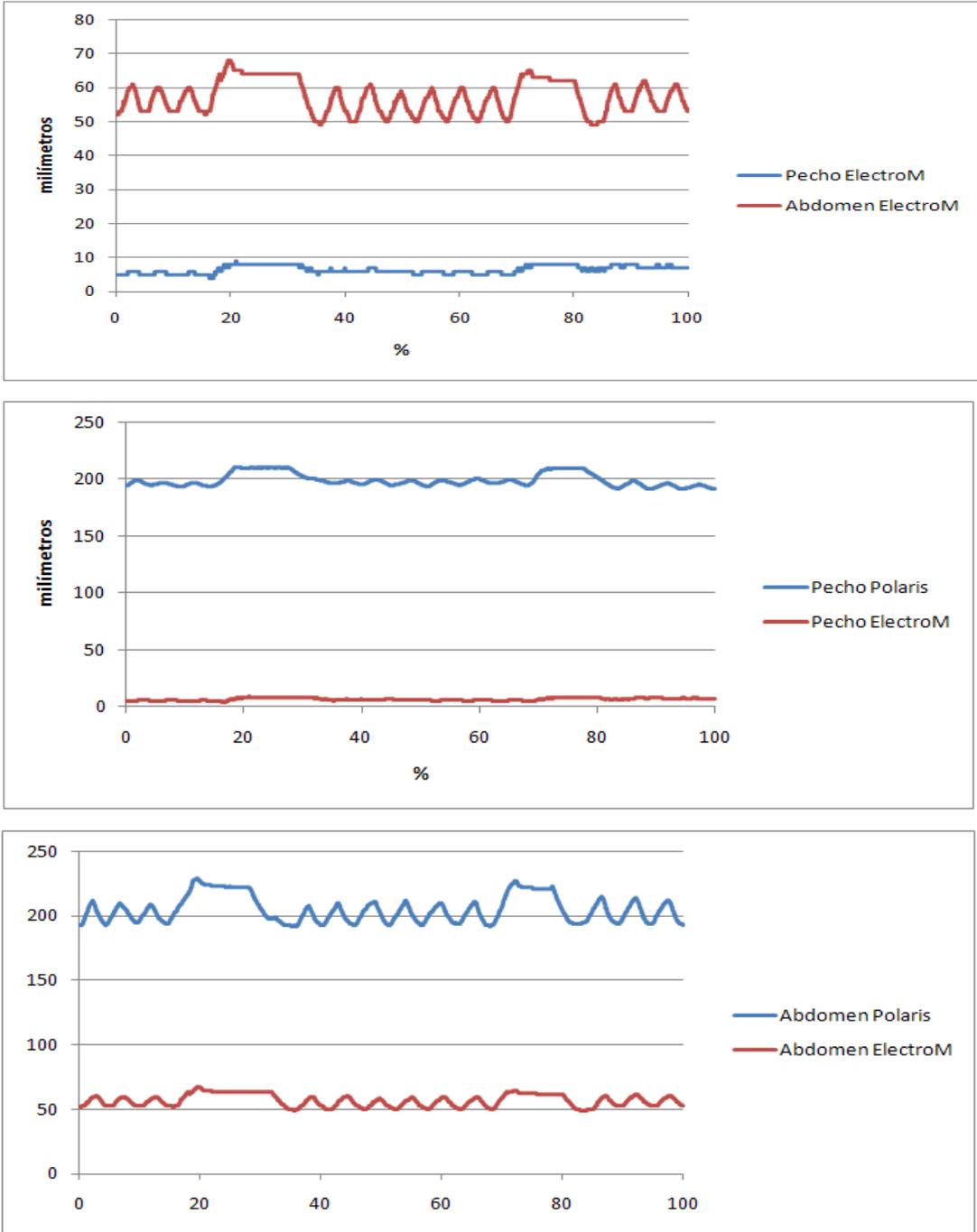


Figura 37: Gráficas correspondientes a los resultados del sujeto 3.

	Pecho	Abdomen
Sujeto1	0,89398655	0,90547616
Sujeto2	0,90593916	0,85704842
Sujeto3	0,53179835	0,79928101

Tabla 1: Coeficientes de correlación entre el tracker electromagnético y el Polaris.

	Distancia mínima del pecho a la camilla	Distancia máxima del pecho a la camilla	Distancia mínima del abdomen a la camilla	Distancia máxima del abdomen a la camilla
Sujeto1	89 mm	95 mm	91 mm	97 mm
Sujeto2	90 mm	94 mm	76 mm	87 mm
Sujeto3	4 mm	8 mm	49 mm	62 mm

Tabla 2: Distancias en una respiración normal con el tracker electromagnético.

	Distancia mínima del pecho a la camilla	Distancia máxima del pecho a la camilla	Distancia mínima del abdomen a la camilla	Distancia máxima del abdomen a la camilla
Sujeto1	194 mm	202 mm	186 mm	203 mm
Sujeto2	179 mm	185 mm	180 mm	193 mm
Sujeto3	191 mm	200 mm	192 mm	215 mm

Tabla 3: Distancias en una respiración normal con el Polaris.

	Del pecho a la camilla con el tracker electromagnético	Del abdomen a la camilla con el tracker electromagnético	Del pecho a la camilla con el Polaris	Del abdomen a la camilla con el Polaris
Sujeto1	102 mm	107 mm	214 mm	233 mm
Sujeto2	98 mm	95 mm	196 mm	210 mm
Sujeto3	8 mm	67 mm	210 mm	228 mm

Tabla 4: Distancias máximas en una inspiración profunda.

5. Validación

5.1 Estudio de datos con Microsoft Excel y ajuste de los mismos con MATLAB

Como ya se ha mencionado anteriormente, un objetivo primordial del proyecto era hacer un estudio de los datos capturados con los tres dispositivos trackers. Se tuvo que sacar todas las gráficas, ajustarlas y hallar el coeficiente de correlación de los datos entre los dispositivos. Para ello, se utilizó Microsoft Excel como herramienta de análisis y visualización que ayudara a realizar un seguimiento y resaltar importantes tendencias de los datos y con la que se obtuvo un resumen visual, mediante gráficos, de cada individuo.

Una dificultad añadida fue que las comparaciones hubo que hacerlas entre los datos de una misma persona pero en los distintos momentos temporales. Aunque se siguió el mismo protocolo en cada prueba, es evidente que fue imposible que el sujeto tardara el mismo intervalo de tiempo en realizarlo al cambiar de dispositivo. Por ello, se cambió la unidad de tiempo por unidad de porcentaje cumplido del protocolo, es decir, si una persona tardó 60 segundos en realizar el protocolo en el Polaris y 70 en la cámara TOF, ambos datos correspondientes a ese tiempo normalizado a un valor temporal de 100, es decir, en el segundo 60 de la primera prueba (utilizando el Polaris) y el segundo 70 de la segunda (utilizando la cámara TOF) estaríamos en el punto 100 para ambos (ver Figura 38).

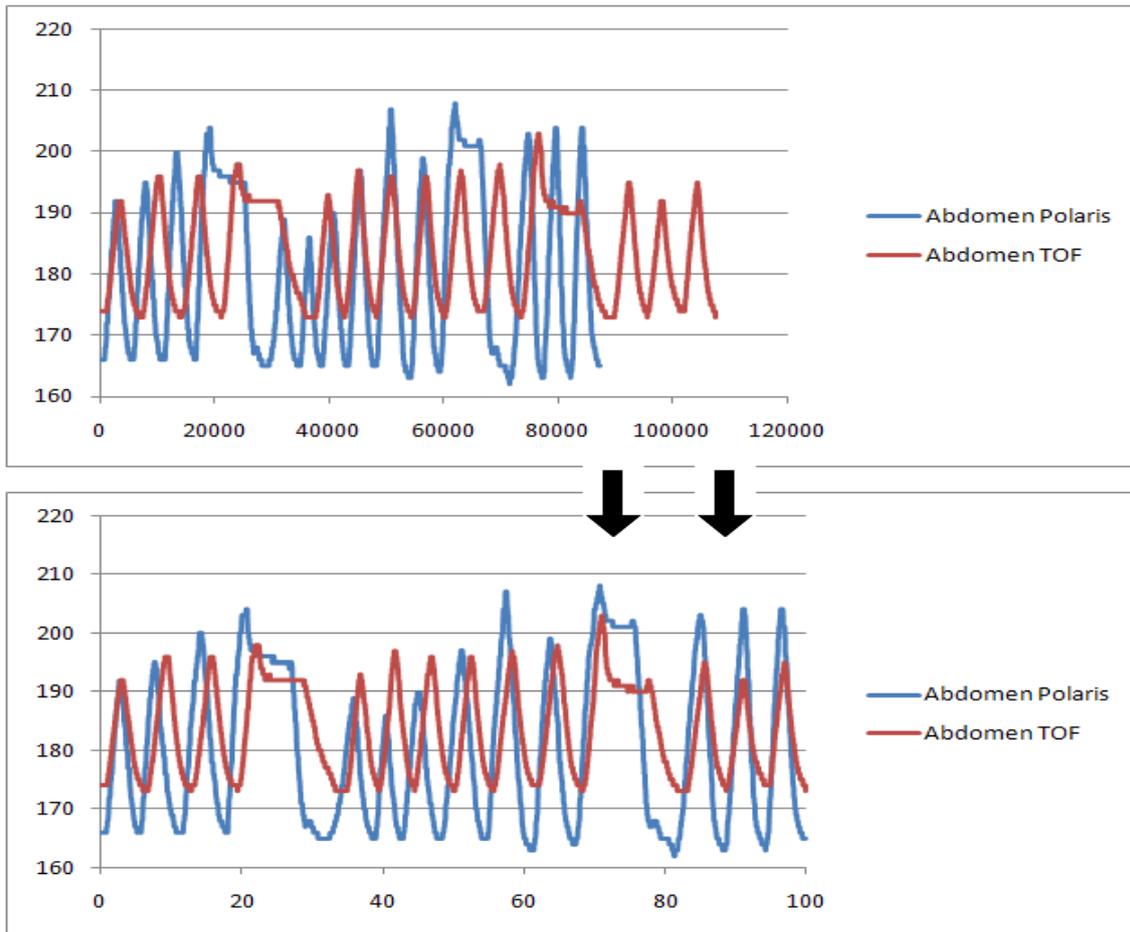


Figura 38: Ejemplo de normalización temporal de los datos de un sujeto. Arriba los datos capturados inicialmente con el Polaris y la cámara TOF. Abajo los datos ya normalizados.

Una vez normalizados los datos se vio que entre las gráficas había un gran desfase (ver Figura 39), esto hace que el coeficiente de correlación esté muy por debajo de la tendencia real de los datos que podemos advertir visualmente. Para solucionar o mejorar en la medida de lo posible este problema (ver Figura 40) se usó el software matemático MATLAB, especialmente la función “interp1”, que devuelve un nuevo vector de datos con la dimensión deseada. Para ajustar los datos y eliminar el desfase se definieron inicialmente las siguientes reglas:

1. Las gráficas se iniciarían en el valle correspondiente al inicio de la primera inspiración normal, se define el inicio de la gráfica como el punto 0.
2. Se define el punto 1 como el inicio de la primera inspiración profunda.

3. Se define el punto 2 como el final de la espiración total tras el primer aguante de la respiración.
4. Se define el punto 3 como el inicio de la segunda inspiración profunda.
5. Se define el punto 4 como el final de la espiración total tras el segundo aguante de la respiración.
6. Las gráficas finalizarán en el valle correspondiente a la última espiración normal.
7. El primer ajuste se hará desde el inicio hasta el punto 1.
8. El segundo desde el punto 1 hasta el punto 2.
9. El tercero desde el punto 2 hasta el punto 3.
10. El cuarto desde el punto 3 al punto 4.
11. El quinto y último ajuste desde el punto 4 hasta el final.

Terminada esta tarea se estudió el coeficiente de correlación. Como ya se indicó anteriormente, en el caso del tracker electromagnético y óptico, que utilizan marcadores, únicamente existe una posibilidad de medida (la distancia del marcador al plano de la camilla) pero para el caso de la cámara TOF, como se tenía guardada la distancia al plano de la camilla de cada pixel de la imagen de la cámara que se encontraba dentro de los límites que se marcaron en la aplicación, para el análisis de correlación se utilizó la media, el percentil 95 y el percentil 75. La utilización de percentiles se justifica porque la utilización de la media daba una tendencia central de todos los datos, incluyendo en su cálculo los picos creados por el ruido del dispositivo, así que se propuso la utilización de otras dos medidas que actuaran como filtros paso bajo. Primero se pensó en la medida más elevada que estuviera por debajo de los altos picos capturados, el percentil 95. Luego, se pensó en añadir una medida más que fuera intermedia entre la

inicialmente utilizada, el promedio, y la ya propuesta, el percentil 95. Por todo esto, se eligió el percentil 75. Con esto obtendría 2 vectores mas de datos, por tanto, con la cámara TOF tendré 3 vectores de medidas frente a una sola del Polaris.

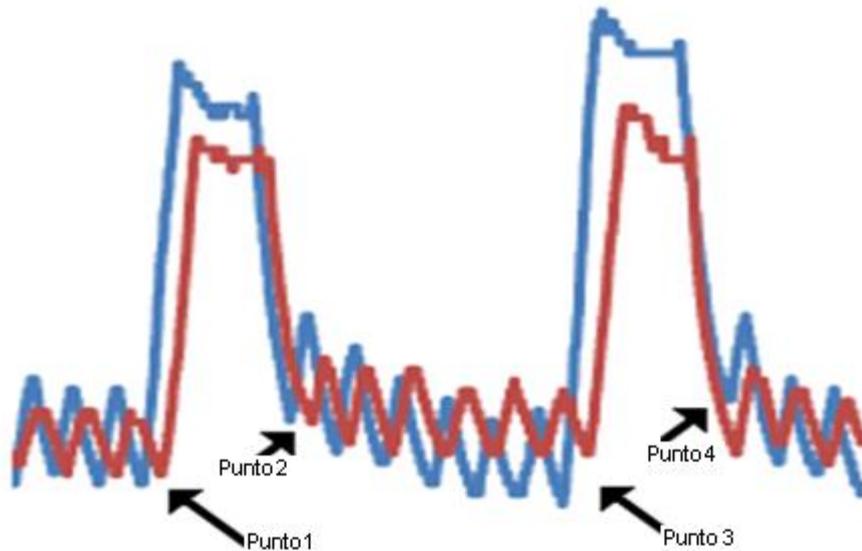


Figura 39: Ejemplo de gráfica comparativa entre la curva obtenida con el Polaris(línea azul) y la obtenida con la cámara TOF(línea roja). Las flechas nos indican puntos evidentes donde podemos ver el desfase inicial de las gráficas.

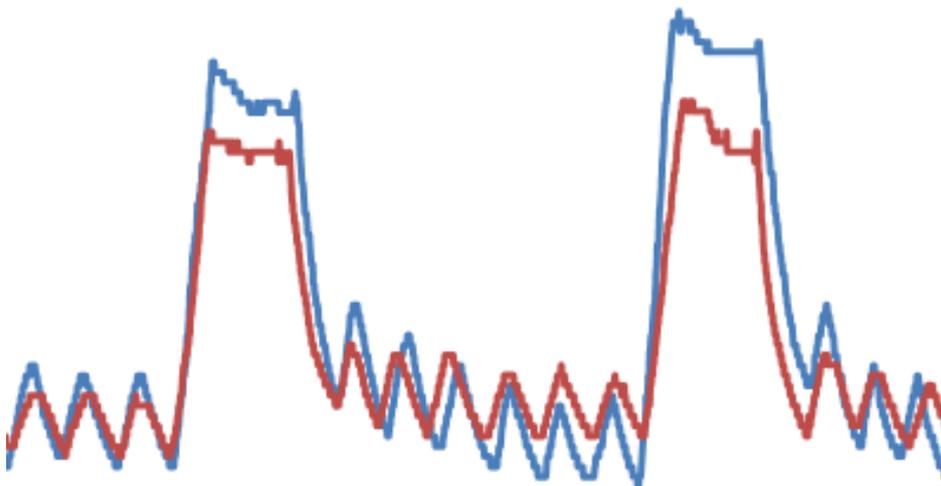


Figura 40: Gráfica resultado tras aplicar los ajustes descritos. Vemos corregido el desfase de los puntos señalados en la Figura 39.

5.2 Validación entre el Polaris y la cámara TOF

En este apartado se muestran los resultados obtenidos en la comparación entre el Polaris y la cámara TOF. Primero están las gráficas utilizando la única medida del Polaris junto con las 3 de la cámara TOF, y después el resultado de los coeficientes de correlación obtenido entre la medida del Polaris y cada una de las medidas de la cámara TOF.

- El “Pecho/Abdomen Polaris” como su nombre indica corresponde a los datos obtenidos del Polaris.
- El “Pecho/Abdomen TOF: Promedio” es la media de todas las medidas obtenidas con la cámara TOF del plano pectoral o abdominal.
- El “Pecho/Abdomen TOF: Percentil 75” es la medida situada por encima del 75% de todas las medidas tras ordenarlas de forma ascendente.
- El “Pecho/Abdomen TOF: Percentil 95” es la medida situada por encima del 95% de todas las medidas tras ordenarlas de forma ascendente.

Los peores resultados (ver Tabla 5 y 6) son los del sujeto 4 y 11, además se puede ver en sus gráficas respiratorias (ver Figura 42 y 46) que hay una gran desigualdad entre los datos de distinto tracker. Salvo estos dos sujetos, y el sujeto 9 y 14 en el caso del abdomen, todos los demás superan el 0,85 de coeficiente de correlación. En el caso del pecho incluso el 0,90 si descontamos además el sujeto 13. Todos los sujetos de los que se advirtió algún tipo de anomalía en el apartado 4.2.4 y 4.3.4 son los que ahora denotan un coeficiente menor respecto de todos los demás.

Teniendo en cuenta solo los valores del pecho el mejor coeficiente lo tiene el sujeto 6 utilizando el promedio como filtro en la cámara TOF, en los valores abdominales están todos por debajo del sujeto 2 utilizando también el promedio. Pero es el sujeto 15 el que obtiene lo más altos resultados si buscamos una compensación entre ambos coeficientes, abdominal y pectoral.

Además, si nos fijamos en los coeficientes de correlación del sujeto 4 en los resultados del pecho vemos unos malos resultados. El motivo de esto fue, como se puede ver en su gráfica correspondiente (ver Figura 42), que el sujeto tuvo una respiración pectoral más plana cuando se utilizó el Polaris que cuando se utilizó la cámara TOF, donde realizó mayor movimiento del pecho al respirar. También vemos que su valor baja demasiado del promedio (0,47627639) al percentil 75 (0,38642004) y al percentil 95 (0,1335737). Ésto es debido, a que con el percentil 95 aún se capturó mayor incremento/decremento pectoral en la respiración, se puede ver en la gráfica del pecho de este sujeto (ver Figura 42) que en los 6 ciclos de respiración normal intermedios del protocolo, el sujeto según el promedio tuvo también una respiración casi plana, aunque no tanto como con el Polaris, pero con el percentil 95 se obtuvo una curva de mayor amplitud que nada tiene que ver con la del Polaris.

La medida que mejor coeficiente obtuvo fue el promedio, muy por encima de las otras dos en el caso del pecho, y empatada con el percentil 75 en el caso del abdomen.

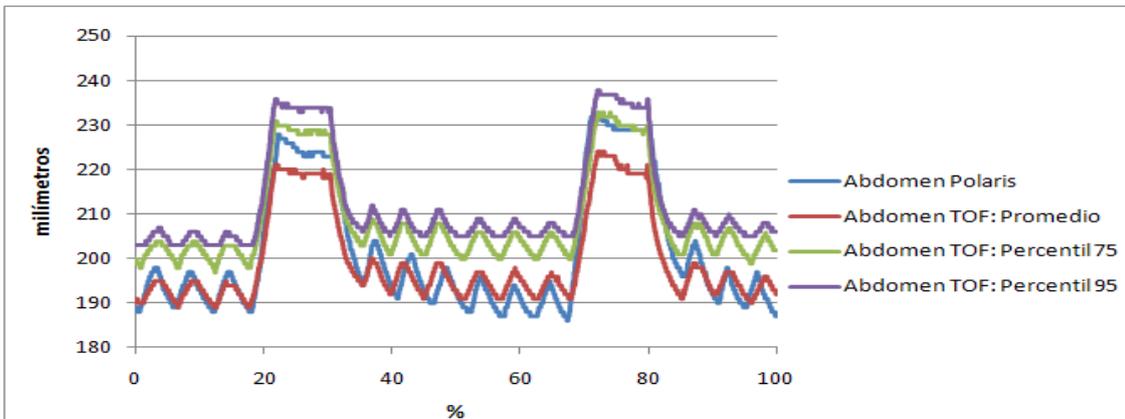
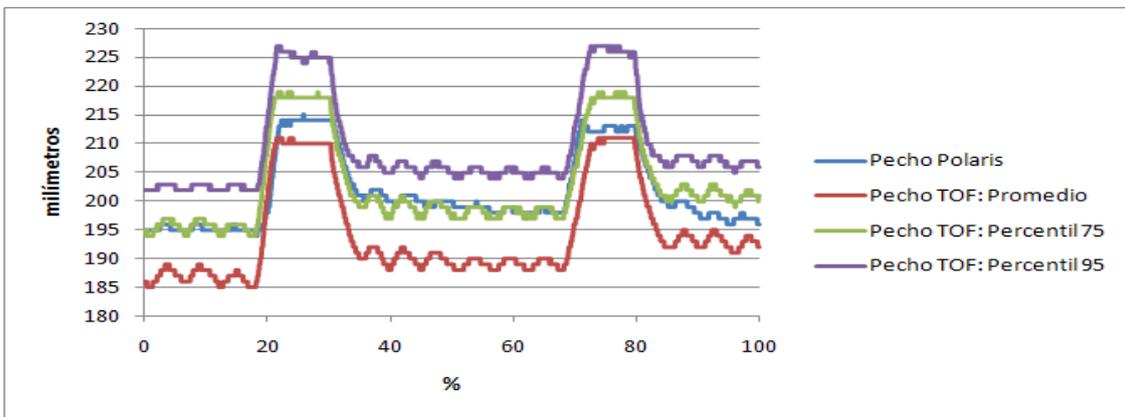
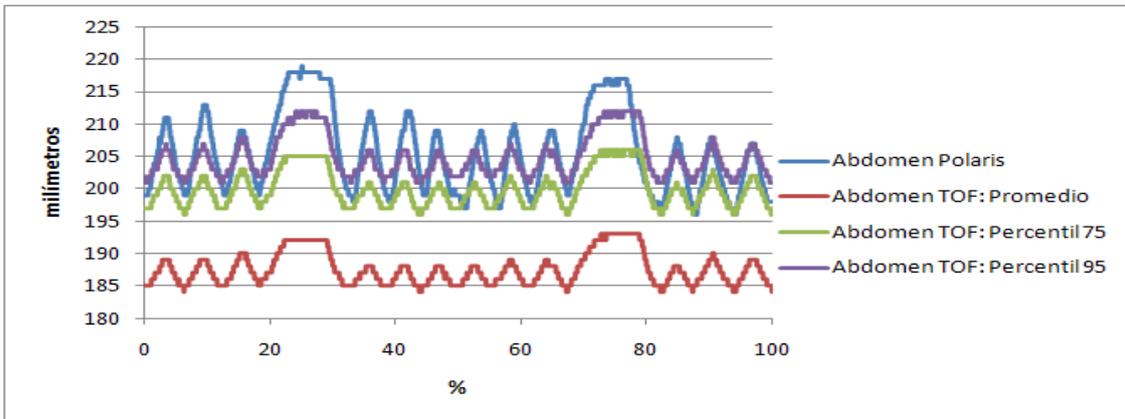
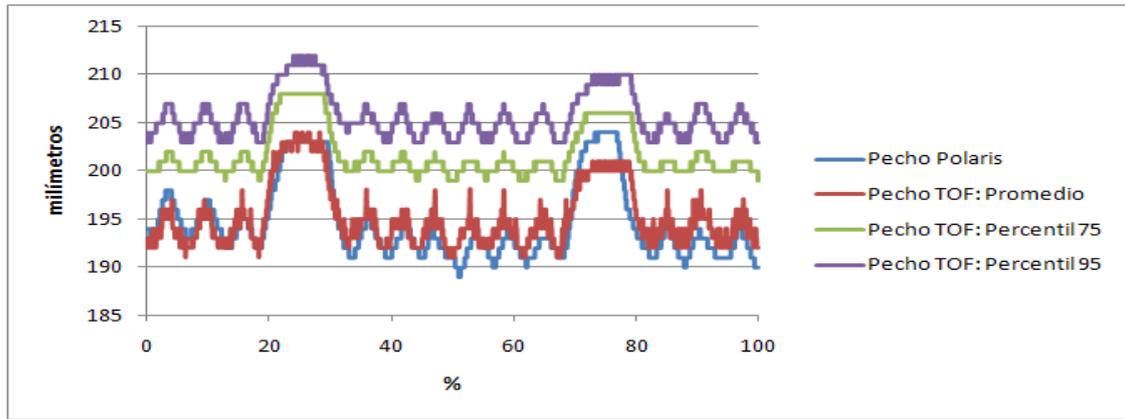


Figura 41: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 1 y el sujeto 2 respectivamente.

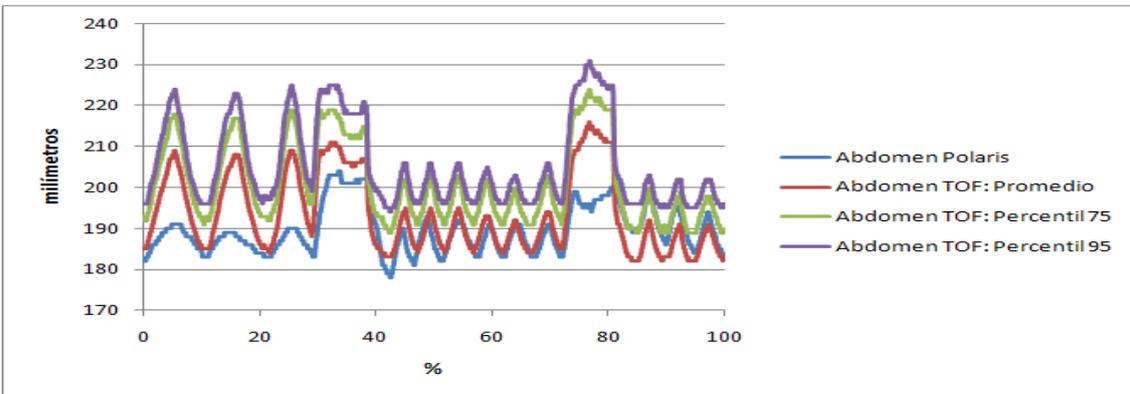
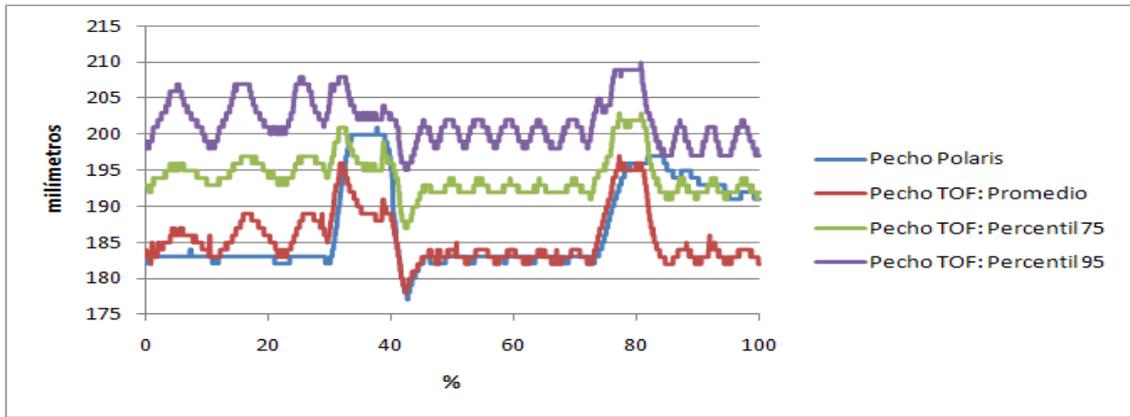
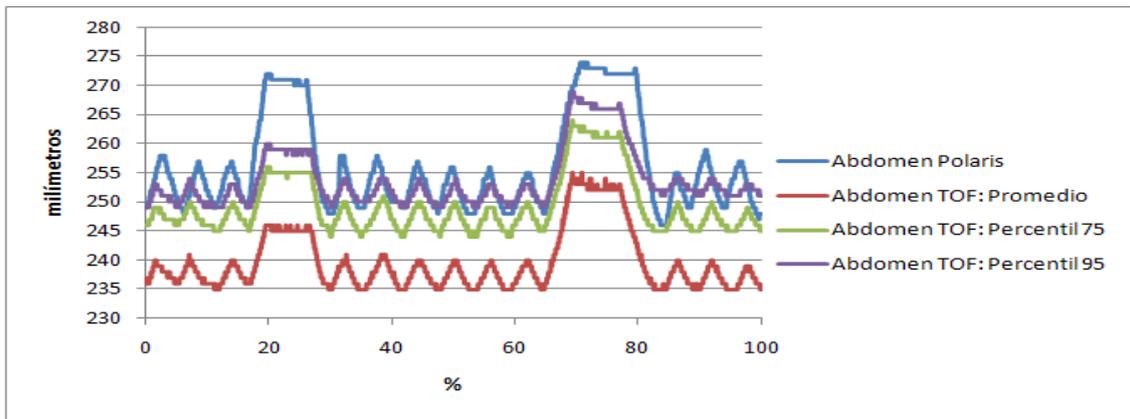
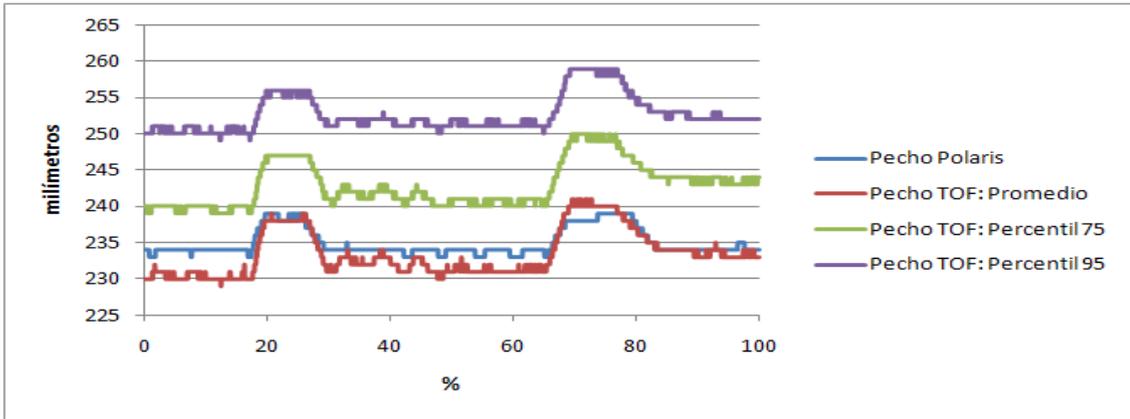


Figura 42: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 3 y el sujeto 4 respectivamente.

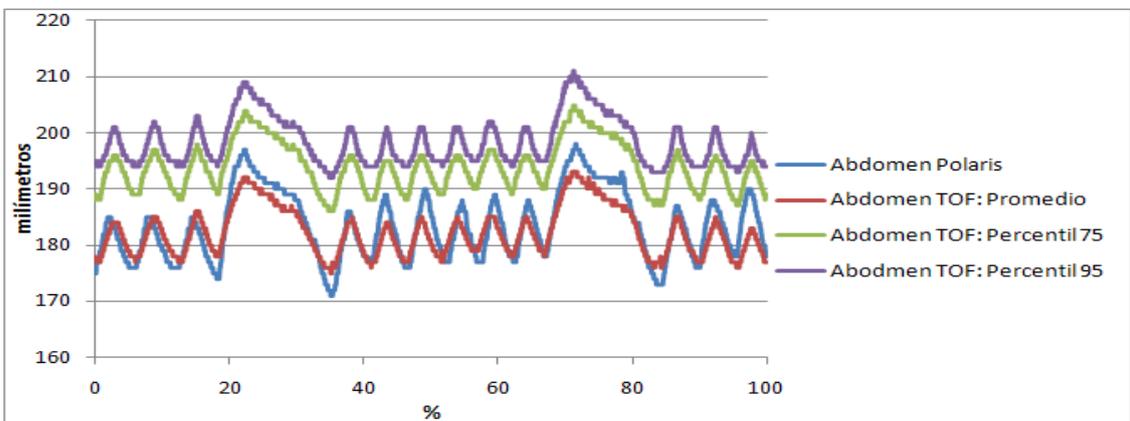
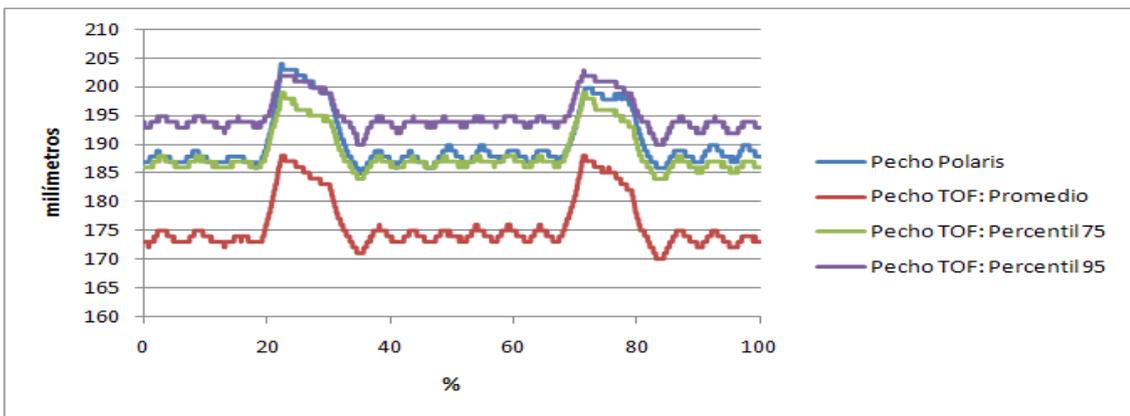
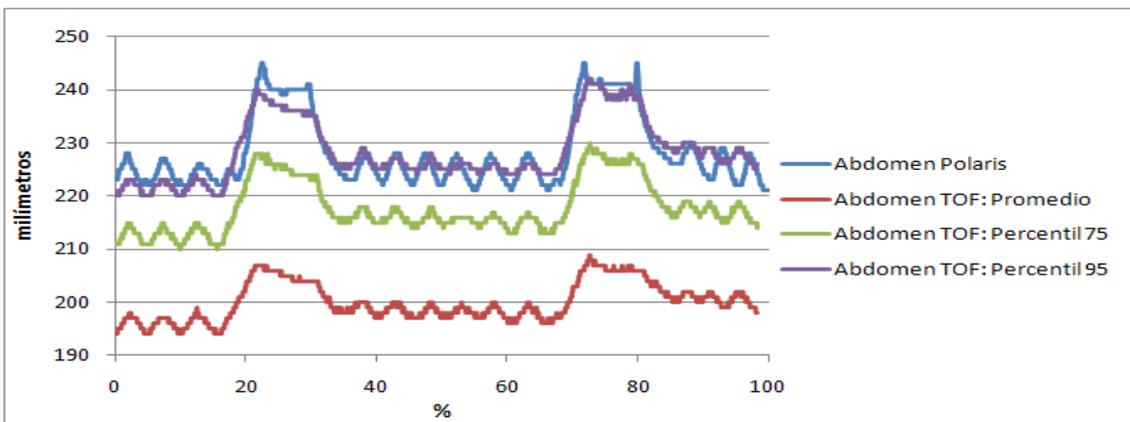
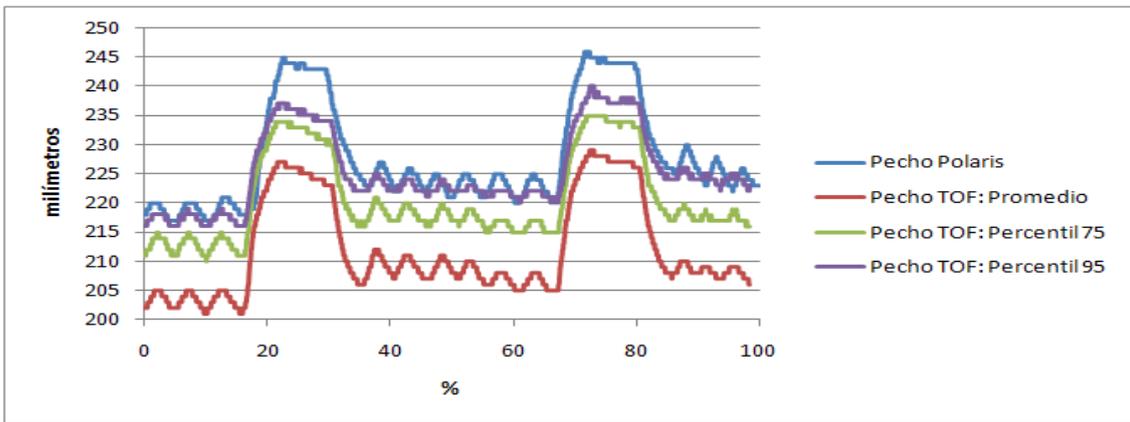


Figura 43: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 5 y el sujeto 6 respectivamente.

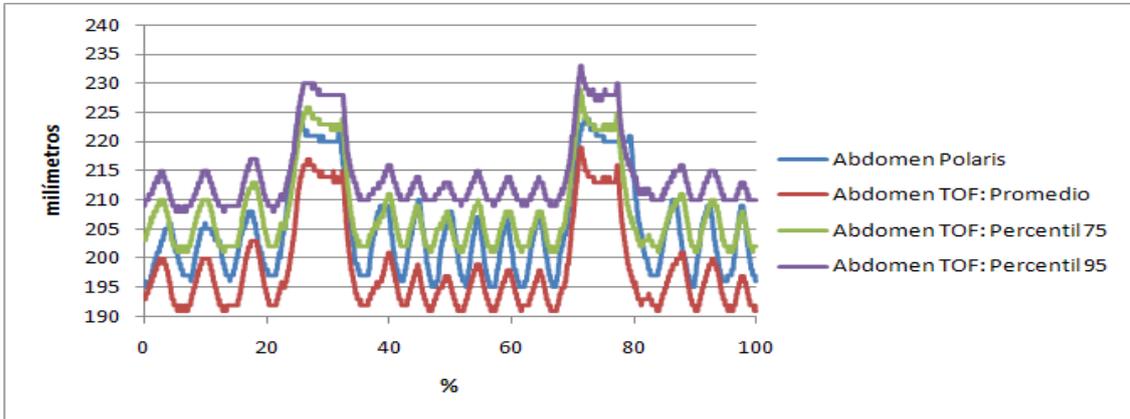
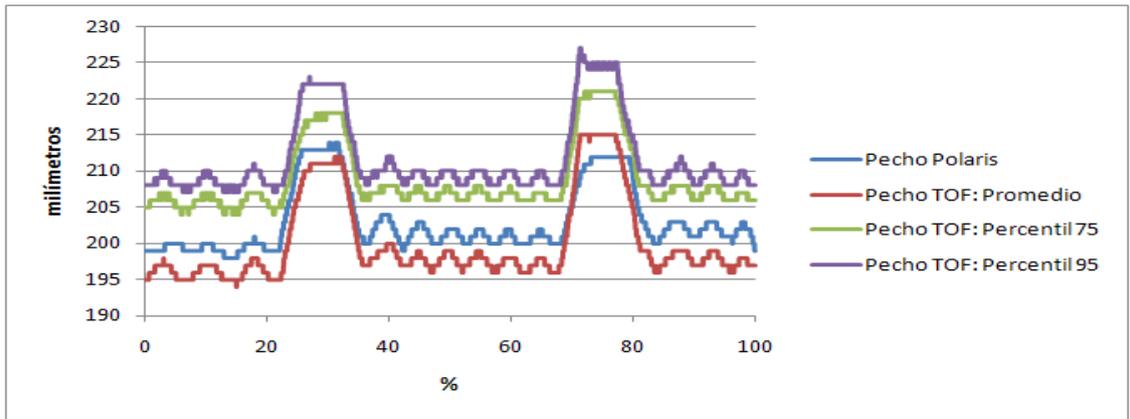
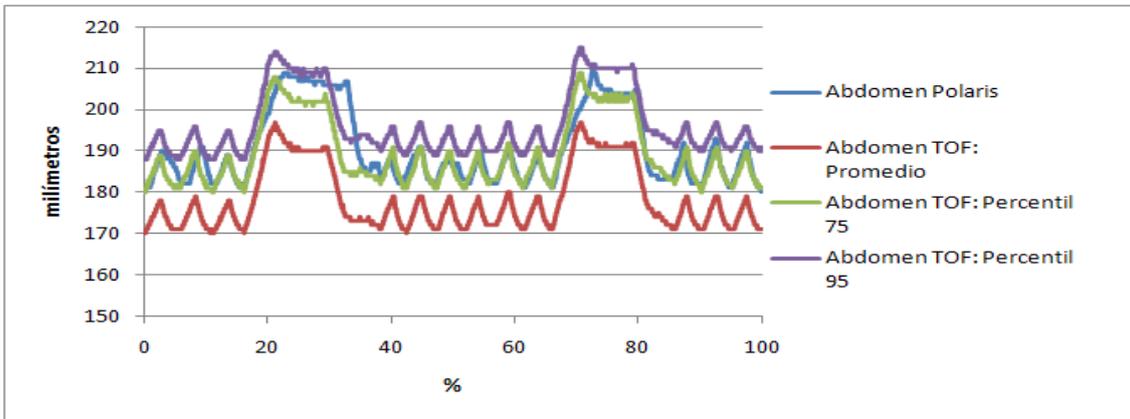
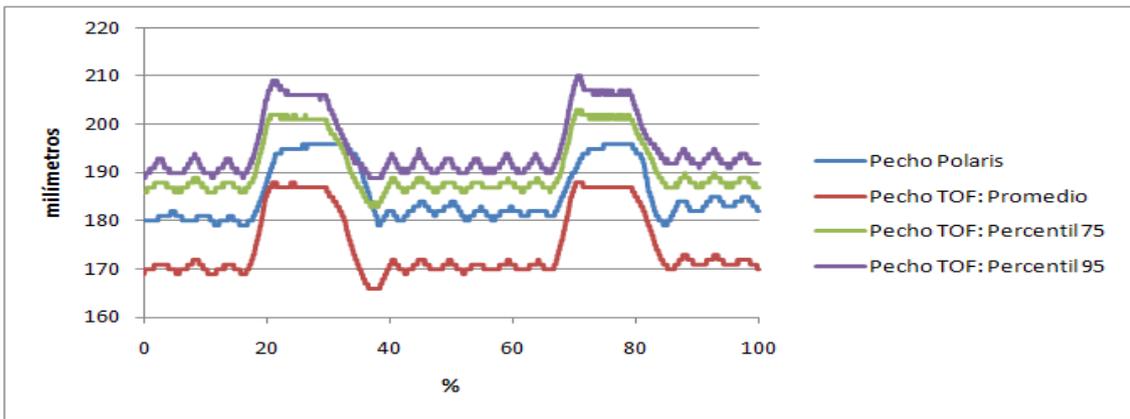


Figura 44: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 7 y el sujeto 8 respectivamente.

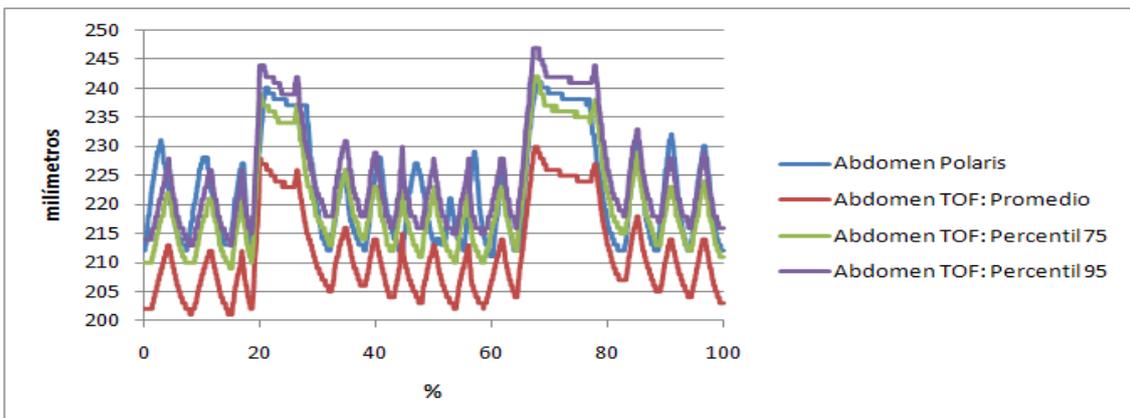
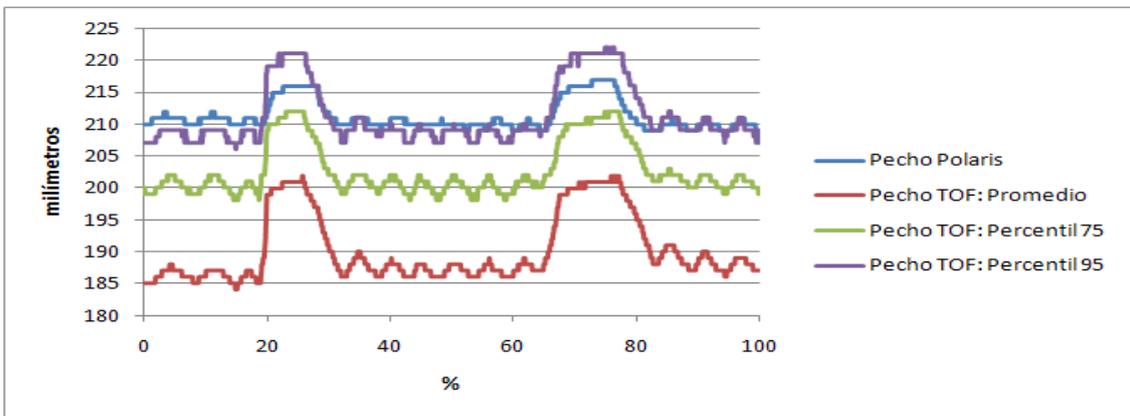
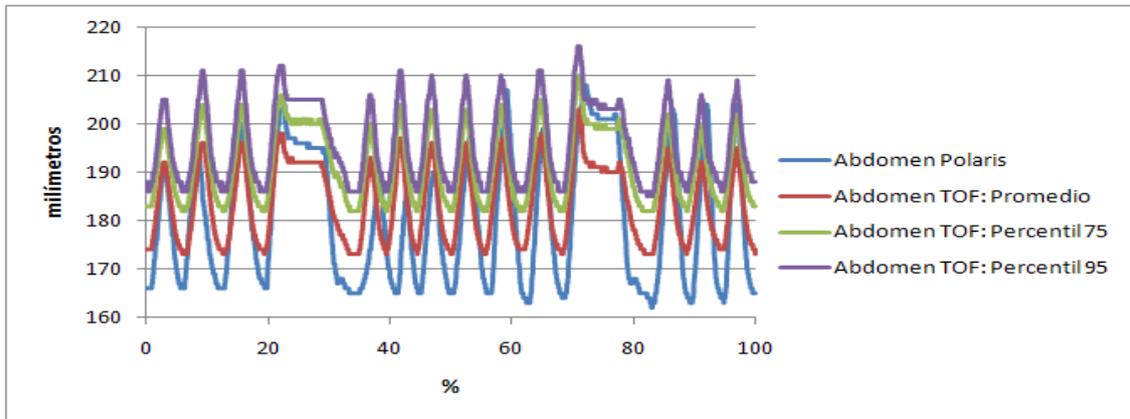
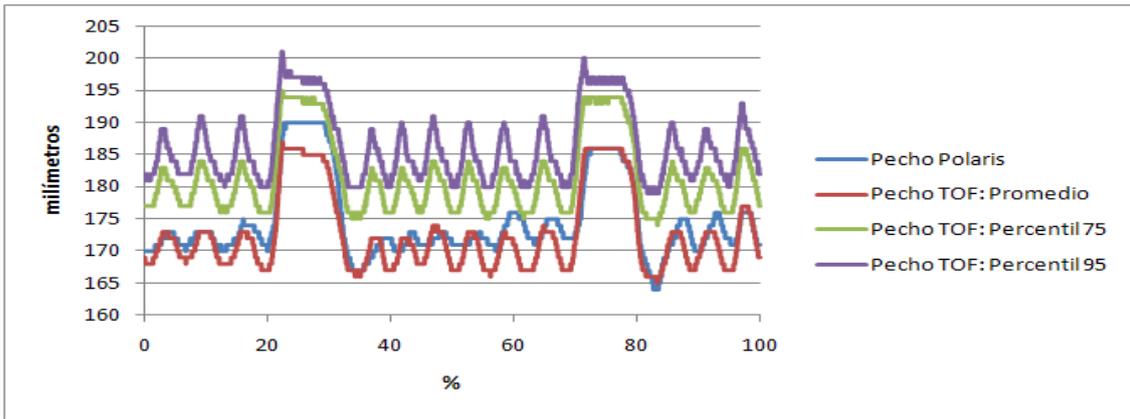


Figura 45: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 9 y el sujeto 10 respectivamente.

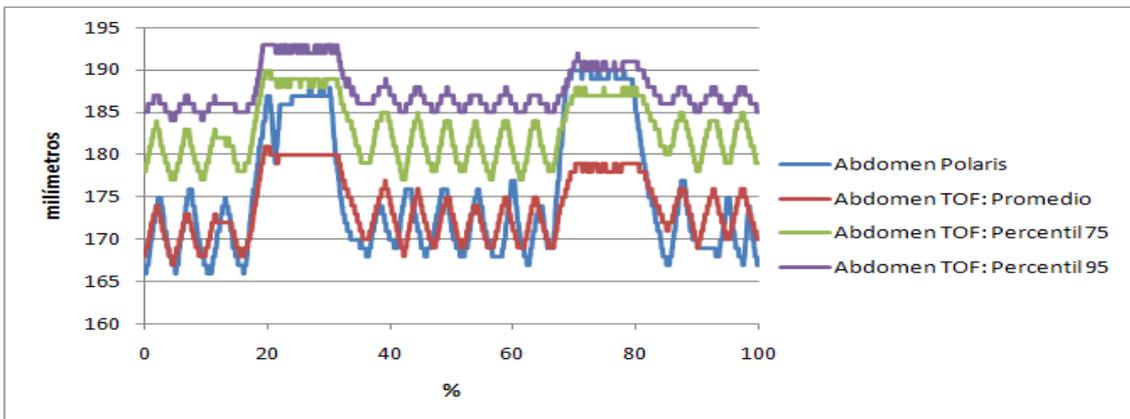
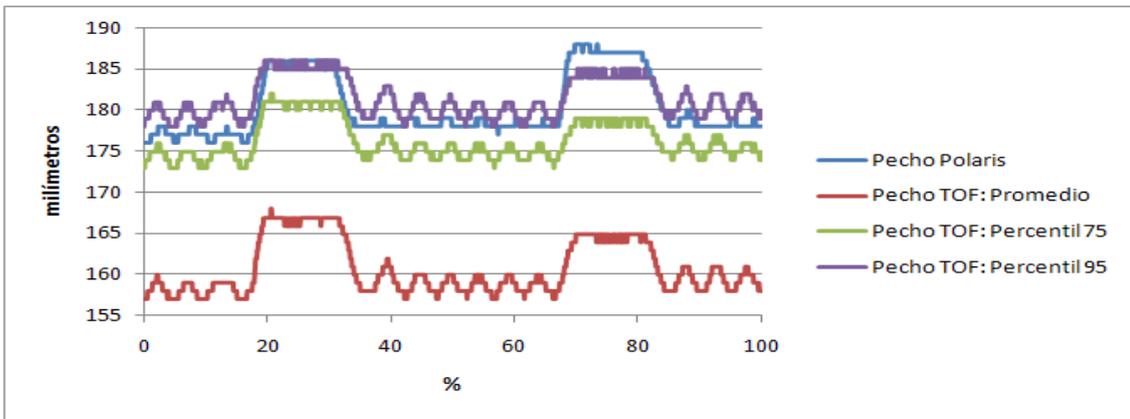
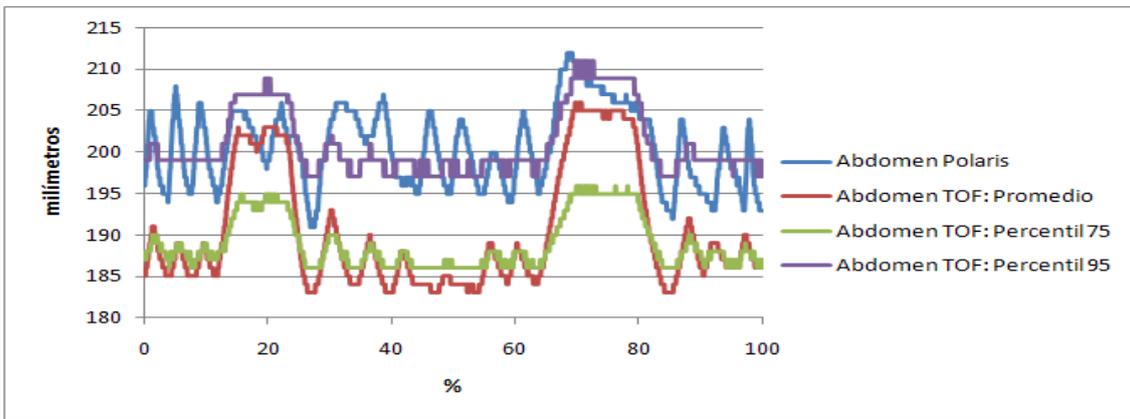
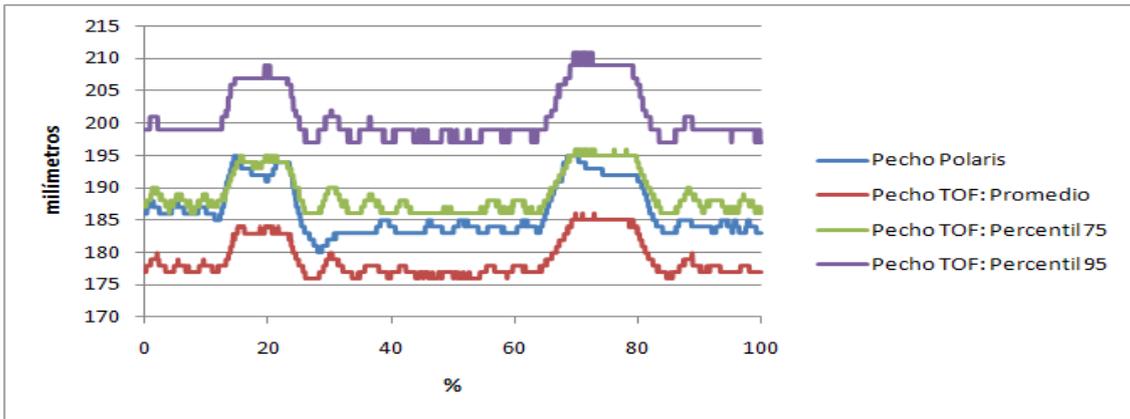


Figura 46: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 11 y el sujeto 12 respectivamente.

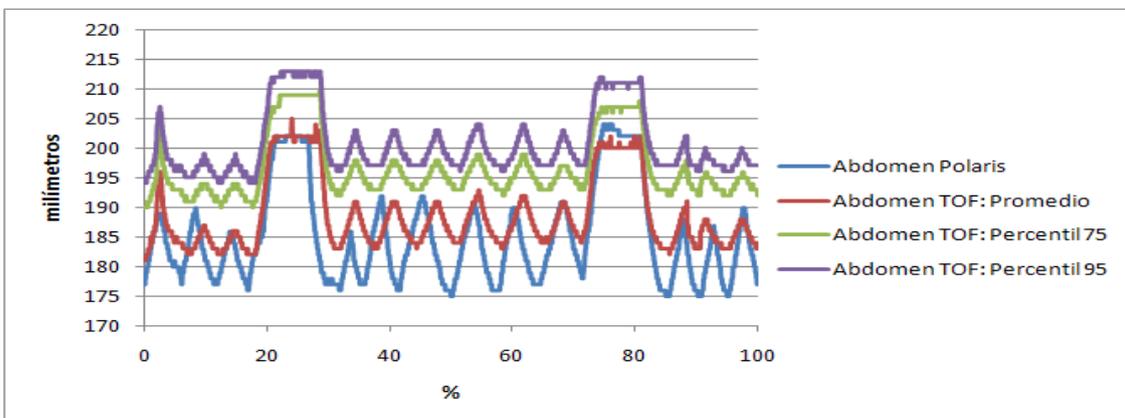
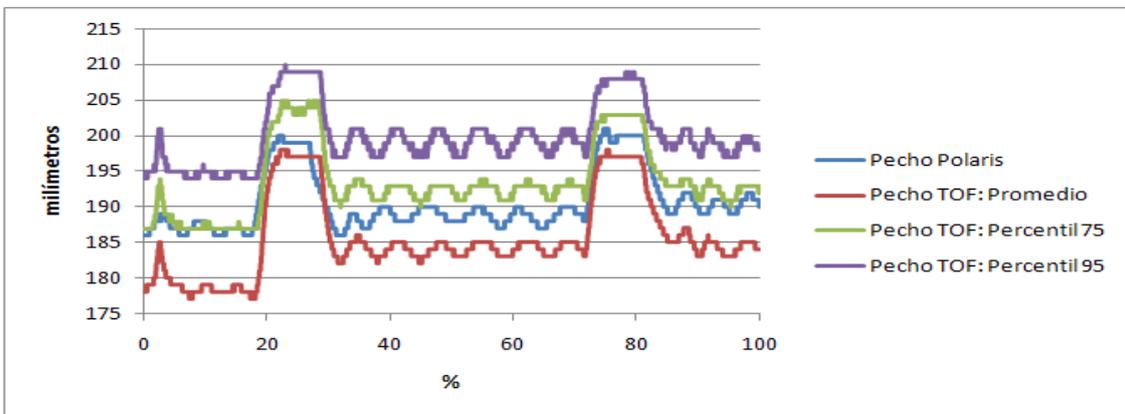
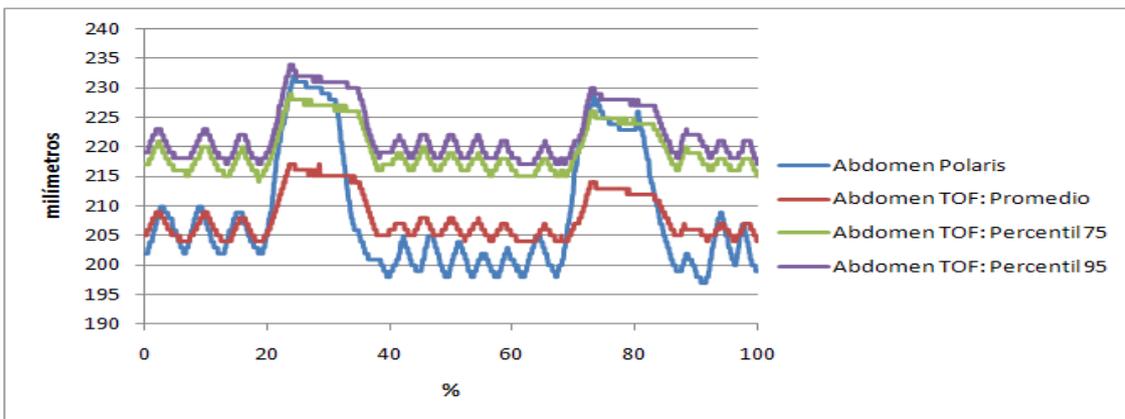
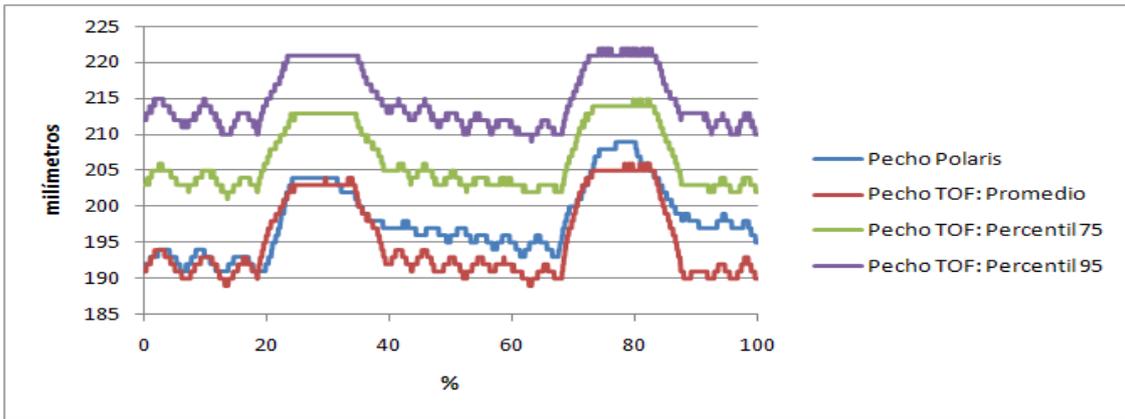


Figura 47: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 13 y el sujeto 14 respectivamente.

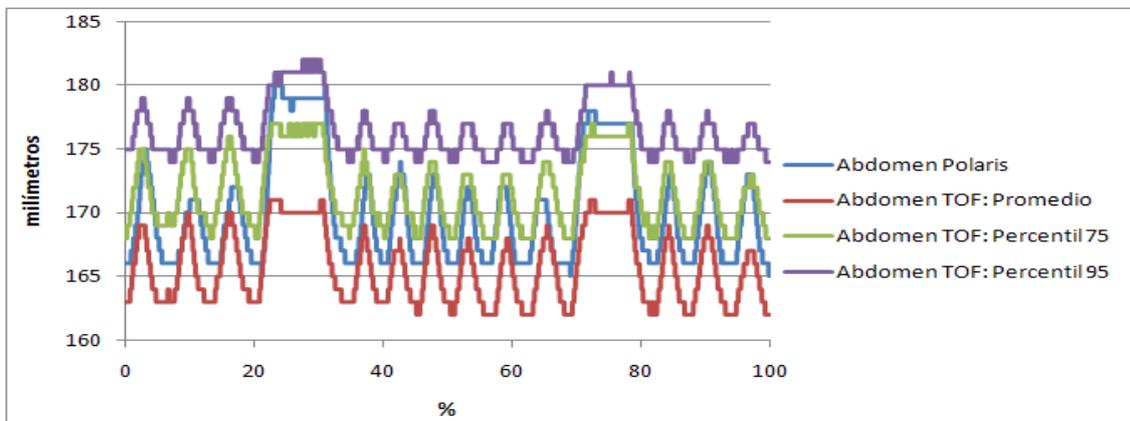
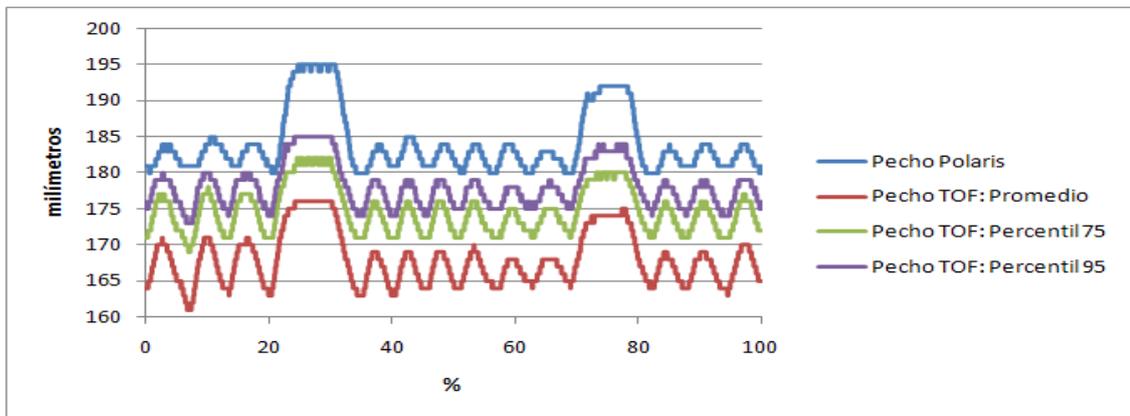
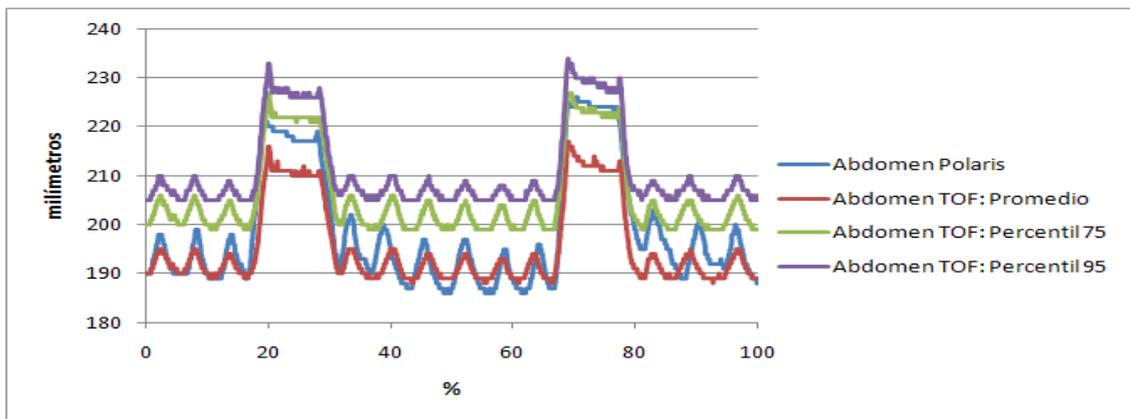
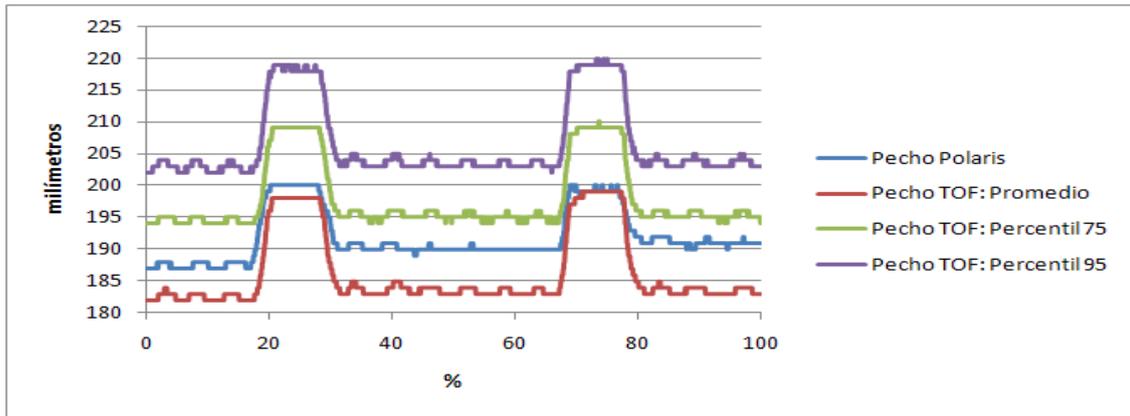


Figura 48: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 15 y el sujeto 16 respectivamente.

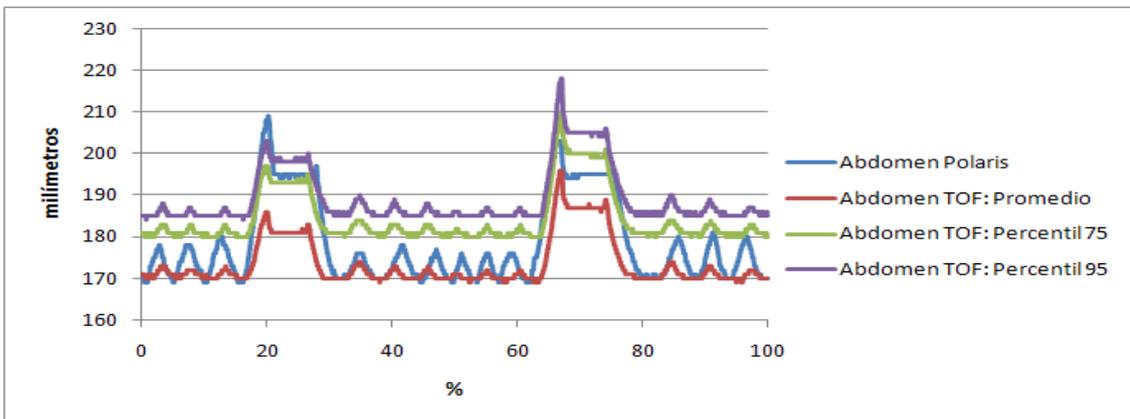
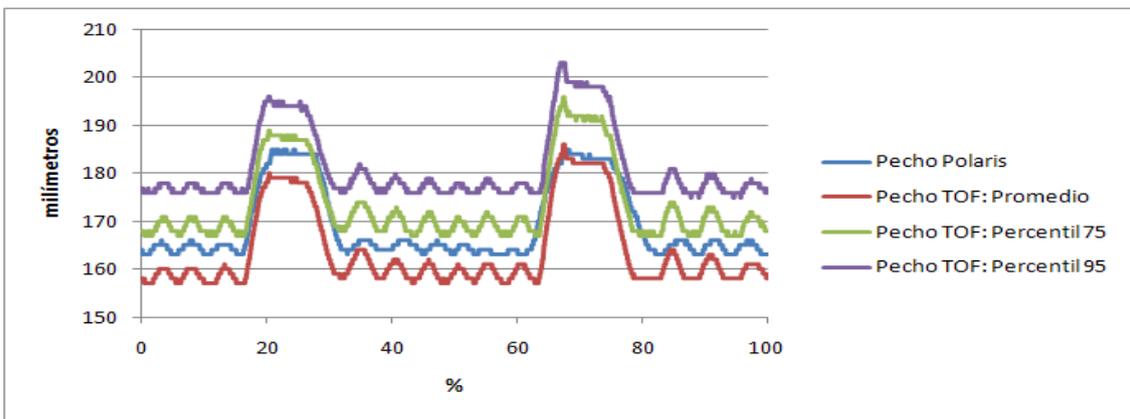
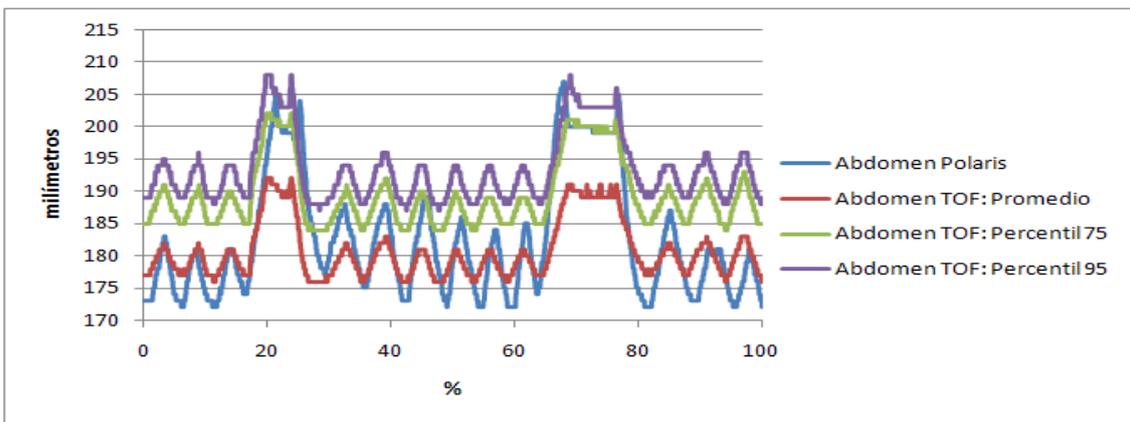
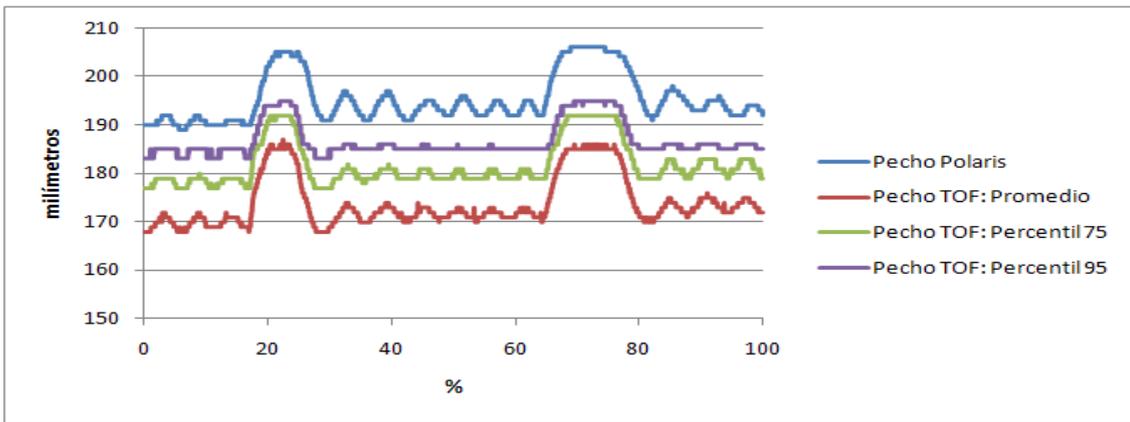


Figura 49: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 17 y el sujeto 18 respectivamente.

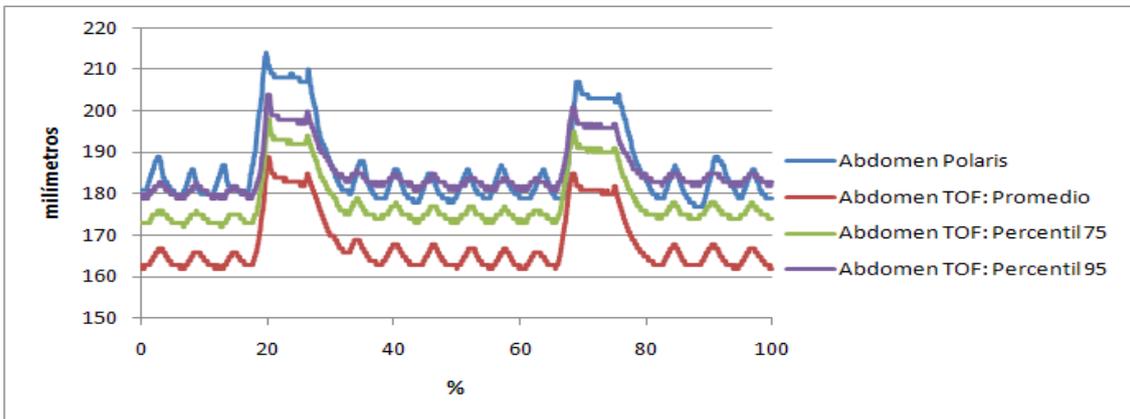
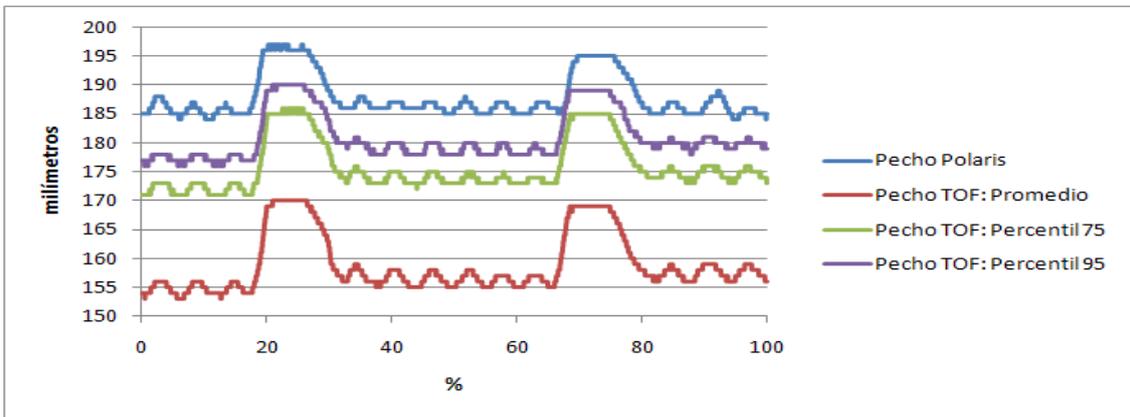
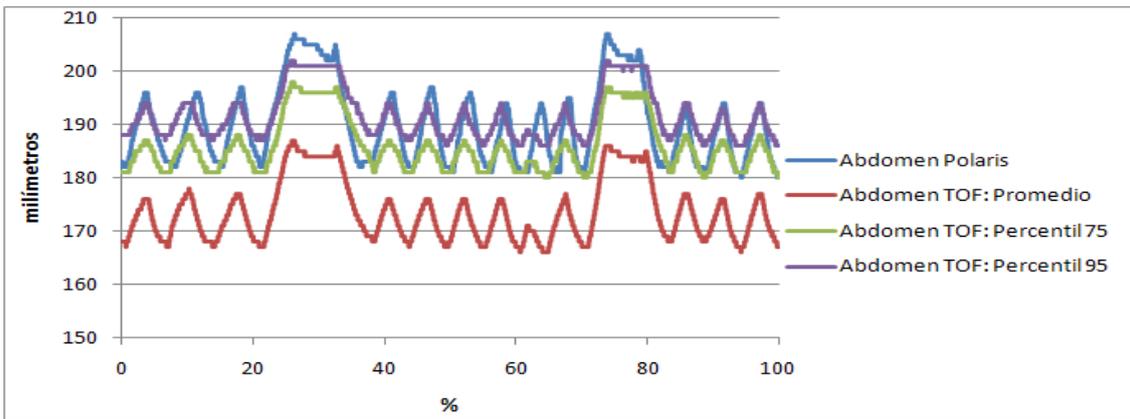
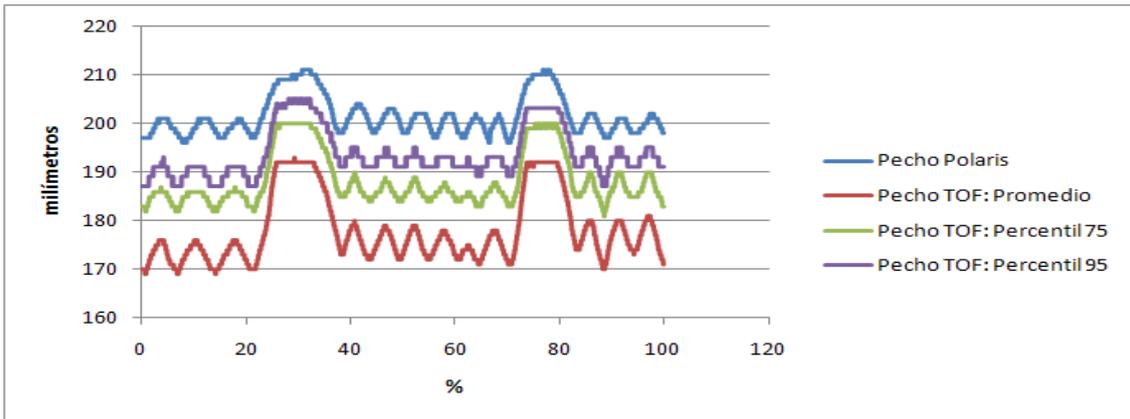


Figura 50: Imágenes de arriba a abajo de los resultados del sujeto 19 y el sujeto 20 respectivamente.

	Promedio	Percentil 75	Percentil 95
Sujeto1	0,89440567	0,92006451	0,89051383
Sujeto2	0,93886093	0,94235566	0,95039844
Sujeto3	0,90471463	0,87556493	0,89652831
Sujeto4	0,47627639	0,38642004	0,1335737
Sujeto5	0,96546241	0,96836575	0,97101893
Sujeto6	0,97054664	0,96702652	0,94929288
Sujeto7	0,90515222	0,89482319	0,87994054
Sujeto8	0,95481493	0,94985652	0,945219
Sujeto 9	0,92983544	0,90081811	0,8393084
Sujeto10	0,89387418	0,91064477	0,91064416
Sujeto11	0,90911806	0,91308026	0,91325555
Sujeto12	0,90049941	0,86622926	0,86007524
Sujeto13	0,88119951	0,88035179	0,85989924
Sujeto14	0,92989084	0,91216752	0,89614406
Sujeto15	0,95644669	0,95529786	0,95283632
Sujeto16	0,912054	0,90000496	0,91718873
Sujeto17	0,93761858	0,93237633	0,91758884
Sujeto18	0,94715293	0,94023665	0,93699494
Sujeto19	0,92629867	0,93571264	0,92738192
Sujeto20	0,94282486	0,93693013	0,93482506

Tabla 5: Coeficientes de correlación del pecho

	Promedio	Percentil 75	Percentil 95
Nº de sujetos	13	3	4

Tabla 6: Cantidad de sujetos que obtuvieron el máximo coeficiente de correlación en cada medida del pecho.

	Promedio	Percentil 75	Percentil 95
Sujeto1	0,87334216	0,87349883	0,86962435
Sujeto2	0,96506844	0,96208283	0,95931845
Sujeto3	0,91269643	0,91547423	0,90143222
Sujeto4	0,67187474	0,65903552	0,66663323
Sujeto5	0,89011295	0,92780729	0,91662634
Sujeto6	0,91445692	0,91681885	0,89713679
Sujeto7	0,89135449	0,88889638	0,89830864
Sujeto8	0,90909229	0,9098871	0,90957672
Sujeto 9	0,80296155	0,80597902	0,78805656
Sujeto10	0,85066202	0,85263058	0,85482354
Sujeto11	0,64768287	0,6449312	0,65565181
Sujeto12	0,83569496	0,82592714	0,85100663
Sujeto13	0,87033898	0,86847818	0,8670057
Sujeto14	0,81512731	0,8072461	0,80873353
Sujeto15	0,96148375	0,96065192	0,96070996
Sujeto16	0,89094069	0,90244241	0,92507373
Sujeto17	0,85717755	0,85785807	0,84483914
Sujeto18	0,89869652	0,89919798	0,90753802
Sujeto19	0,88577555	0,87287885	0,87748774
Sujeto20	0,94646806	0,94224039	0,92340788

Tabla 7: Coeficientes de correlación del abdomen

	Promedio	Percentil 75	Percentil 95
Nº de sujetos	7	7	6

Tabla 8: Cantidad de sujetos que obtuvieron el máximo coeficiente de correlación en cada medida del abdomen.

6. Interfaz gráfica de usuario (IGU)

6.1 Introducción

Es necesario en la guía de biopsia que la respiración del paciente quede representada en tiempo real mediante la curva respiratoria correspondiente. El clínico debe conocer en qué estado se encuentra el paciente en cada instante y de qué tiempo dispone para la realización de la biopsia además del instante oportuno para hacerla.

En el gating respiratorio el paciente debe bloquear su respiración durante un tiempo determinado. Además de controlar ese tiempo, se debe establecer un margen que restrinja el momento en el que bloquear la respiración del paciente. Tanto el clínico como el paciente deben conocer dicho margen, pero sólo el clínico es capaz de determinar la posición del margen en la interfaz. Esto se debe a que ésta irá relacionada con la posición del tumor, obtenida en una planificación previa, en el momento en el que se realiza la biopsia.

En este apartado se presenta la interfaz para el seguimiento respiratorio del paciente. Mediante las librerías MFC se ha implementado un sistema capaz de representar en tiempo real el movimiento respiratorio de una persona en su curva correspondiente. Además, se han incluido indicaciones visuales de los próximos pasos a seguir por el paciente, el margen donde mantener la respiración, un contador de tiempo transcurrido, tiempos de los que dispone el clínico para realizar la biopsia y tiempo del que dispone el paciente para respirar libremente para relajarse antes del siguiente bloqueo respiratorio. Ambos tiempos y márgenes son modificables.

6.2 Requisitos de la IGU

Entre el clínico y el paciente se comparte gran parte de funcionalidades, pero es el sistema el actor principal. Éste se encarga de ofrecer la mayoría de las funcionalidades que se consiguen de la interfaz. Los requisitos son los siguientes:

Requisitos funcionales:

Paciente: Visualización de su curva respiratoria, del margen donde deberá mantener la respiración y del próximo paso a seguir en su respiración.

Clínico: Este usuario es el encargado de lanzar la interfaz, comparte con el paciente la visualización de la curva respiratoria del sujeto, el margen y los pasos a seguir por el paciente. Además, visualiza un contador del tiempo transcurrido, en segundos, desde el lanzamiento de la aplicación hasta el momento actual. También puede ver los tiempos de inspiración y relajación asignados, modificar dichos tiempos y modificar el margen que inicialmente se puso de forma automática.

Sistema: El sistema es el actor principal en esta aplicación. Se encarga de leer los datos de la medida respiratoria y tiempos guardados, dibuja la curva respiratoria correspondiente, dibuja el margen respiratorio, muestra el siguiente paso a seguir por el paciente, actualiza el contador de tiempo y muestra los tiempos de relajación e inspiración actualizados.

Requisitos no funcionales:

Ni el clínico ni el paciente deben tener altos conocimientos de informática, por lo que la interfaz es de lo más cómoda y amigable posible, facilitando al máximo su trabajo. Al estar trabajando con datos en tiempo real la fiabilidad es un requisito obligatorio, además responde de forma inmediata a la interacción con el usuario.

En cuanto al rendimiento, no hace cálculos complejos por lo que no habrá ningún tiempo crítico importante. Cualquier extensión será fácil de añadir al conjunto del sistema pues éste está diseñado de forma modular.

La interfaz está organizada de tal forma que minimice los errores por parte del usuario. Tiene botones grandes y con nombres descriptivos, que definen de forma clara la funcionalidad que realizará ese botón.

6.3 Servicios a modelar

Ya se anticipó de forma general cuál era el objetivo de la IGU para el clínico y paciente con este proyecto. Llegados a esta parte, conviene hacer hincapié y describir de forma detallada los servicios que se les ofrece.

A continuación se describen estos servicios distinguiendo aquellos que se ofrecen al paciente y aquellos que se ofrecen al clínico con la IGU. Hay que destacar que la interfaz ofrece los mismos servicios visuales al paciente y al clínico, y que la posibilidad de modificar valores es exclusivo del clínico.

- **Servicios que obtendrá el clínico** (ver Figura 53):

1. *Visualización de la curva respiratoria del paciente.*

El clínico puede ver el ciclo respiratorio del paciente representado por la interfaz en modo de curva.

2. *Visualización y modificación de margen y tiempos establecidos* (ver Figura 51).

En una primera instancia, de forma automática, se determina y muestra la posición del margen donde el paciente deberá aguantar la respiración tras una inspiración profunda y también se muestra el tiempo de inspiración (segundos a aguantar sin respirar tras una inspiración profunda) y de relajación (tiempo mínimo de respiración libre antes de iniciar de nuevo una inspiración profunda).

En cualquier momento, el clínico puede cambiar los valores tanto del margen como de los tiempos descritos. Añadir que hay un contador en el que puede ver el tiempo transcurrido desde que se inicio la respiración en la interfaz.

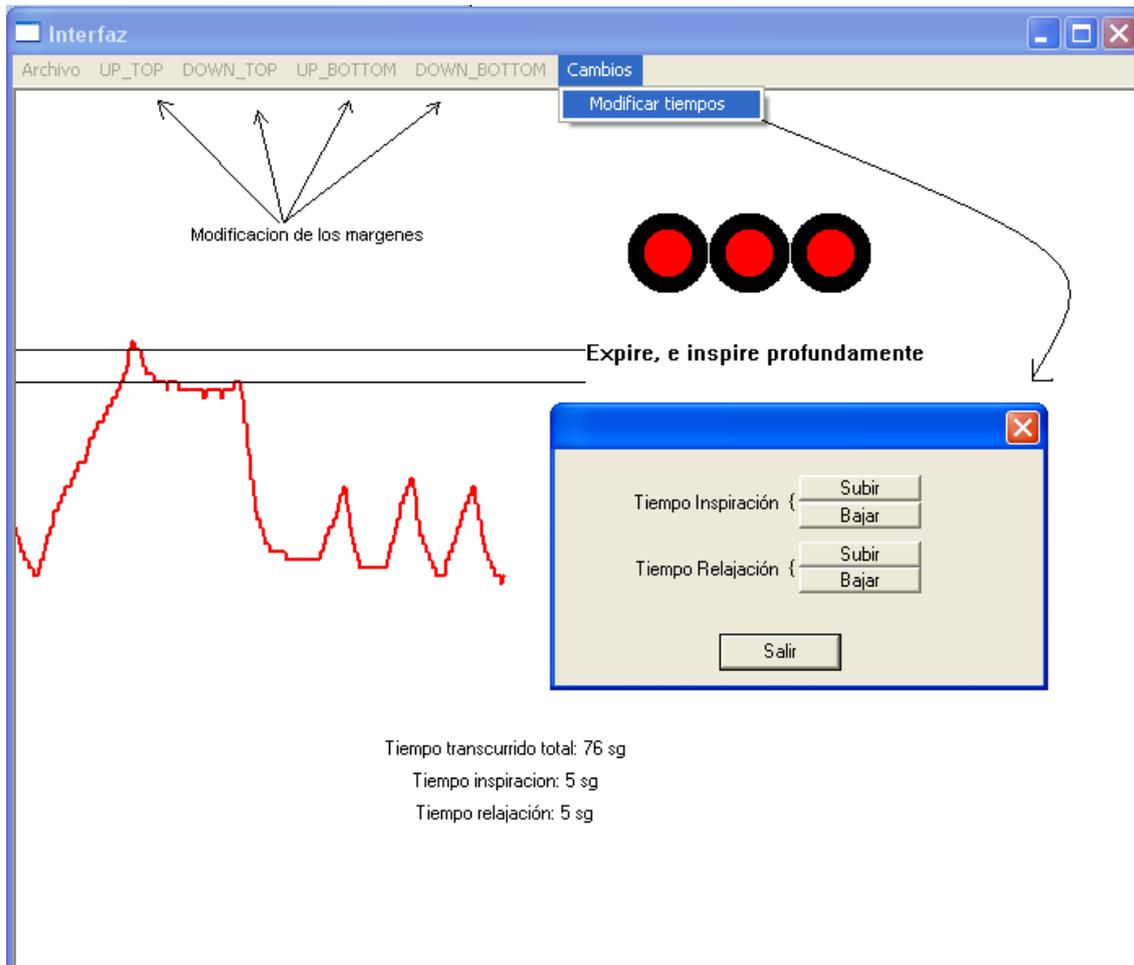


Figura 51: Se abre una ventana nueva para modificar los tiempos. Los márgenes se modifican desde la parte superior de la interfaz.

3. *Previsión de los pasos a seguir por el paciente en su respiración* (ver Figura 52).

Automáticamente, teniendo en cuenta los valores posicionales de la curva y margen y valores temporales de la aplicación, la interfaz guía al paciente para que cumpla con la funcionalidad esperada. Esos pasos podrán ser vistos también por el clínico para diferenciar entre el estado ideal que se pide al paciente y el estado real en el que se encuentra.

- **Servicios que obtendrá el paciente** (ver Figura 53):

1. *Visualización de su curva respiratoria en tiempo real.*

El paciente puede seguir su respiración en tiempo real a través de la interfaz que se representa en modo de curva respiratoria.

2. *Indicación de los pasos a seguir* (ver Figura 52).

Mediante un tipo de semáforos y texto se le indica al paciente cuál es el próximo paso respiratorio esperado.

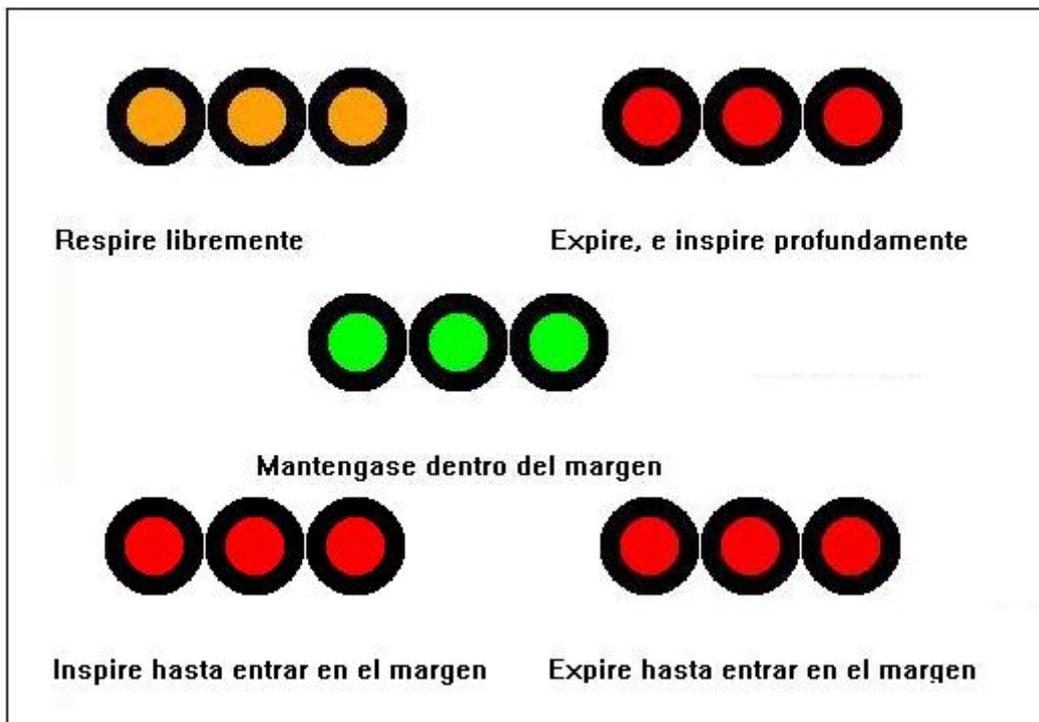


Figura 52: Indicaciones de la interfaz. Las dos de la parte superior, una a la izquierda y otra a la derecha, de la figura suceden cuando empieza el contador del tiempo de relajación y cuando finaliza, respectivamente. Las tres indicaciones finales, parte central e inferior de la figura, suceden durante el tiempo de inspiración.

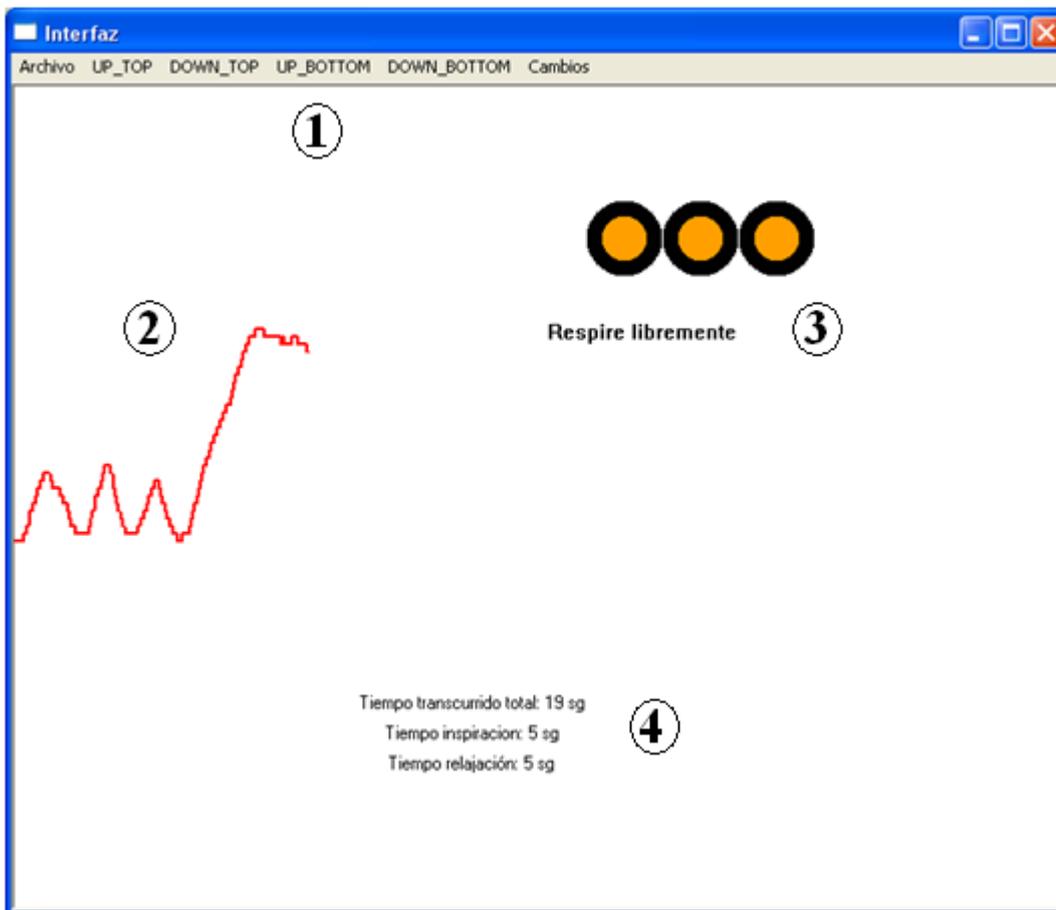


Figura 53: Interfaz donde se ha señalado 4 zonas: la 1 donde se hacen las modificaciones, 2 donde se ve la curva respiratoria, 3 semáforos e indicaciones y 4 datos temporales.

7. Conclusiones y trabajos futuros

Los objetivos propuestos al inicio de este proyecto se han logrado satisfactoriamente: se han diseñado e implementado las herramientas necesarias para el estudio comparativo entre trackers y además de una interfaz integrada que nos permita seguir la respiración. Se dispone de una herramienta que permite el tracking respiratorio externo, utilizando el localizador actual que mejor prestaciones económicas y tecnológicas ofrece. Además, esto será incorporado en un sistema para el seguimiento de tumor hepático que permita, en un futuro, su aplicación sobre un escenario quirúrgico real para la realización de biopsia guiada.

En base a los análisis realizados, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

1. Ambos dispositivos, Polaris y cámara TOF, disponen de una precisión de medición suficiente para el caso que nos ocupa: se puede medir el desplazamiento pectoral y abdominal de una persona con una precisión de milímetros y, viendo los resultados del coeficiente de correlación, podemos afirmar que tanto el Polaris como la cámara TOF son igual de aptos para su utilización en un sistema de seguimiento respiratorio.
2. El tracker electromagnético, aún con una precisión de milímetros, no mide correctamente la posición de los marcadores utilizados. El error cometido supone un valor lo suficientemente elevado como para descartar su uso como un tracker válido para el seguimiento respiratorio de un paciente. Teniendo en cuenta que las pruebas se realizaron sobre hombres de edad comprendida entre 25 y 45 años, y que la distancia mínima indicada por el tracker electromagnético fue de 89, 90 y 4 milímetros del sujeto 1, 2 y 3 respectivamente. Se vio que ya de por sí son medidas obviamente erróneas, pues ningún sujeto tenía un pecho tan delgado. Pero si además las comparamos con los datos capturados con el Polaris, con el que se obtuvieron 195, 179 y 193 milímetros de los sujetos 1, 2 y 3 respectivamente, se determina un error cometido del tracker electromagnético de 106, 89 y 189 milímetros.

3. Habiendo una gran diferencia entre el coste del Polaris (6000 euros aprox.) y la cámara TOF (150 euros aprox.) sumamos una ventaja muy importante a favor de la cámara TOF.
4. Teniendo en cuenta que el Polaris se vale de la cámara infrarrojos y de dos marcadores para hacer el seguimiento mientras que la cámara TOF únicamente utiliza su propia cámara, sumamos una ventaja mas para la cámara TOF que consigue una técnica sin contacto alguno sobre los pacientes. Además, con este tipo de técnica el clínico se ahorrará el procedimiento de esterilización y desinfección de los marcadores en la intervención clínica.
5. Con la cámara TOF tenemos la posibilidad de registrar la superficie completa del abdomen y pecho del paciente. De este modo se puede obtener la profundidad de cada punto de la superficie visualizada a través de la cámara (que se corresponde con cada pixel de la imagen) y, de este modo, poder obtener una excelente aproximación del incremento de volumen real durante el proceso respiratorio.
6. En cuanto a los filtros utilizados para obtener las 3 curvas de seguimiento respiratorio de la cámara TOF (promedio, percentil 75 y percentil 95), se concluye que la idea inicial de utilizar el promedio total es la más correcta basándome en que hubo mayor numero de sujetos que obtuvieron el máximo coeficiente de correlación utilizando este filtro de entre los tres posibles (ver Tabla 2 y Tabla 4).

Como se puede ver, la colocación de la cámara TOF en el campo del tracking y gating respiratorio da resultados competitivos frente a los sistemas ya existentes, además de proporcionar otras numerosas ventajas que aseguran su utilización en escenarios clínicos como dispositivo de seguimiento en tiempo real. Por esto, la cámara TOF es un potente dispositivo para el seguimiento respiratorio en el futuro.

8. Referencias

1. Ramsey CR, Scaperoth D, Arwood D, Oliver AL. Clinical efficacy of respiratory gated conformal radiation therapy. *Med Dosim* 1999; 24:115–119.
2. Korin HW, Ehman RL, Riederer SJ, Felmlee JP, Grimm RC. Respiratory kinematics of the upper abdominal organs: a quantitative study. *Magn Reson Med* 1992;23:172–178.
3. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys Med Biol* 1996;41:83–91.
4. Banovac F, Wilson E., Zhang H., Cleary K. Needle Biopsy of Anatomically Unfavorable Liver Lesions with an Electromagnetic Navigation Assist Device in a Computed Tomography Environment. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, Volume 17, Issue 10, Pages 1671-1675, 2006.
5. Nagel, Markus; Hoheisel, Martin; Petzold, Ralf; Kalender, Willi A.; Krause, Ulrich H. W. Needle and catheter navigation using electromagnetic tracking for computer-assisted C-arm CT interventions. *Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures. Proceedings of the SPIE*, Volume 6509, 2007.
6. Wallace MJ, Gupta S, Hicks ME. Out-of-plane computed-tomography-guided biopsy using a magnetic-field-based navigation system. *Cardiovasc Intervent Radiol*. Volume 29, Issue 1, Pages 108-113, 2006.
7. Kim DJ, Murroy BR, Halperin R, Roa WH. Held-breath selfgating technique for radiotherapy of non-small-cell lung cancer: a feasibility study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001.
8. Hanley J, DeLois MM, Mah D, Mageras GS, Raben A, Rosenzweig K, et al. Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: the potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999.
9. Mah D, Hanley J, Rosenzweig KE, Yorl E, Braban L, Ling CC, et al. Technical aspects of the deep inspiration breath- hold technique in the treatment of thoracic cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000.
10. Wong JW, Sharpe MB, Jaffroy DA, Kini VR, RoLertson JM, Stromberg JS, et al. The use of active breath control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol*

Phys 1999.

11. M.E. Castellanos et al. Trabajo presentado en las 3as Jornadas Oncológicas Internacionales, Madrid; 2004.
12. Barnes EA, Murray BR, Robinson DM, Underwood U, Hanson J, Roa WH. Dosimetric evaluation of lung tumor immobilization using breath hold at deep inspiration. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001.
13. Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig K, Braban L, Keatley E, Ford E, et al. Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. *J Appl Clin Med Phys* 2001.
14. Ozhasoglu C, Murphy MJ. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002.
15. Remouchamps VM, Vicini FA, Sharpe MB, Kestin LL, Martinez AA, Wong JW. Significant reductions in heart and lung doses using deep inspiration breath hold with active breathing control and intensity-modulated radiation therapy for patients treated with locoregional breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003.
16. Sixel KE, Aznar MC, Ung YC. Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001.
17. Shimizu S, Shirato H, Kitamura K, Shinohara N, Harabayashi T, Tsukamoto T et al. Use of an implanted marker and real-time tracking of the marker for the positioning of prostate and bladder cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000.
18. Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, Nishioka T, Kagei K, Hashimoto S et al. Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000.
19. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys Med Biol* 1996.
20. Berson AM, Emery R, Ng T, Rodriguez L, SangRavi S. Clinical experience using respiratory gated radiation therapy for tumors in the chest, upper abdomen, and breast. In: Press P, editor. *ASTRO 2002; New Orleans; 2002*.
21. Ford EC, Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig KE, Wagman R, Ling CC. Evaluation of respiratory

- movement during gated radiotherapy using film and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002.
22. Wagman R, Yorke E, Ford E, Giroud P, Mageras G, Minsky B, et al. Respiratory gating for liver tumors: use in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003.
 23. Feldman M, Friedman LS, Sleisenger MH. Sleisenger and Fordtran's *Gastrointestinal and Liver Disease*. 7th ed. Philadelphia, PA: Saunders; 2002.
 24. Kagan R. Radiation Therapy in palliative cancer management. Principles and practice of radiation oncology. Philadelphia: Lippincott Company, 1997.
 25. Rietzel E, Chen GT (2006) Improving retrospective sorting of 4D computed tomography data. *Medical Physics* 2006.
 26. Chi P-CM, Balter P, Luo D, Mohan R, Pan T (2006) Relation of external surface to internal tumor motion studied with cine CT. *Medical Physics* 2006.
 27. Tarte S, McClelland J, Hughes S, Blackall J, Landau D, Hawkes D. A non-contact method for the acquisition of breathing signals that enable distinction between abdominal and thoracic breathing. *Radiotherapy and Oncology* 2006.
 28. LowDA, Parikh PJ, LuW, Dempsey JF, Wahab SH, Hubenschmidt JP, Nystrom MM, Handoko M, Bradley JD. Novel breathing motion model for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005.

