

Sistema de monitorización respiratoria para adquisición de imágenes 4D de TC basado en un acelerómetro. Diseño e implementación

Respiratory monitor system for 4D CT image acquisition based on accelerometer. Design and implementation

Manuel Llorente Manso*¹, Sandra Vilela Serrano¹, Juan Carlos Viera Jorge², Cristina Garrán del Río², Carlos Ferrer Gracia¹, Natalia Carballo González²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Centro Oncológico MD Anderson España.

² Servicio de Oncología Radioterápica. Centro Oncológico MD Anderson España.

Fecha de Recepción: 19-06-2013 - Fecha de Aceptación: 28-10-2013

El uso de imágenes TC 4D en la planificación de Radioterapia es una opción que va en aumento. Algunos sistemas comerciales usan el movimiento abdominal para correlacionar las imágenes con la fase respiratoria. Se presenta un dispositivo de desarrollo propio que emplea un acelerómetro para registrar el movimiento abdominal del paciente y un software que agrupa las imágenes 4D en diferentes fases respiratorias. En un estudio sobre maniquí, se comprueba la capacidad del sistema para identificar correctamente las fases respiratorias. En un estudio sobre voluntarios, se comparan las curvas respiratorias adquiridas por el acelerómetro con las adquiridas por un sistema comercial. En las imágenes del maniquí, la máxima diferencia entre la fase real y la asignada por el sistema a prueba es de 0.2 s. En el estudio sobre voluntarios, la posición de los máximos de las curvas de respiración encontrados por ambos sistemas difiere, en promedio, del orden del 2% (DT = 2%) de la duración de un ciclo respiratorio cuando la respiración es regular. Sólo cuando la respiración es muy irregular se aprecian diferencias de hasta el 10% en la asignación de fases.

Palabras clave: imagen 4D, acelerómetro, electrónica libre, planificación de radioterapia.

The use of 4D CT images in Radiotherapy planning is increasing. Some commercial systems use abdominal movement to correlate images with respiratory phase. An in-house developed system based on an accelerometer to register patient's abdominal movement and a software to group 4D images in their corresponding respiratory phase is presented. A phantom test evaluates the capacity of the system to properly identify respiratory phases. A volunteers study compares breathing curves acquired by the accelerometer with those obtained using a commercial system. In the phantom images, maximum difference between real and calculated phase is 0.2 s. In the volunteer study, position of the curve maxima found by both systems differs, on average, around 2% (SD = 2%) of the respiratory cycle period when volunteer's breathing is regular. Only when breathe is very irregular, differences of up to 10% in the phase assignment are found.

Key words: 4D image, accelerometer, open-source electronics, radiotherapy treatment planning.

Introducción

Uno de los mayores retos en la Radioterapia es la reducción de la incertidumbre en la localización del volumen blanco. Una de las fuentes de dicha incerti-

dumbre es el movimiento intrafracción de los órganos debido a la respiración.

Los órganos del tórax y abdomen se mueven periódicamente con la respiración y la amplitud del movimiento puede ser del orden de centímetros.^{1,2}

* Correspondencia
Email: mllorente@mdanderson.es

Si los órganos se mueven durante la adquisición del TC, pueden producirse distorsiones en la imagen.^{3,4} Estas distorsiones pueden afectar a la definición del volumen blanco.

El uso de imágenes 4D de TC para la planificación de los tratamientos de Radioterapia es una solución a los problemas mencionados.⁵⁻⁹ Además, las imágenes 4D sirven de base para la gestión del movimiento respiratorio durante el tratamiento.

Las series de TC 4D consisten en imágenes adquiridas en diferentes momentos del ciclo respiratorio. Esas imágenes pueden usarse para delinear el tumor o volumen blanco (GTV) en las diferentes fases de la respiración. La suma de todos los CTV se denomina volumen blanco interno (ITV).¹⁰ Al ITV se le añaden márgenes para crear el PTV o volumen blanco de planificación. El ITV se puede formar con todas las fases del ciclo respiratorio o, si se va a tratar con una técnica de "gating", solamente con las fases elegidas para el tratamiento. En ambos casos, antes de contornear, es necesario etiquetar las imágenes con la fase respiratoria correspondiente y ordenarlas.

Para ello, el ciclo respiratorio se divide en segmentos y cada imagen se asigna a uno de ellos. La información sobre a qué segmento corresponde cada imagen puede obtenerse de un dispositivo externo al escáner que obtiene datos de la fase respiratoria durante la adquisición de imágenes. Aunque pueden reconstruirse imágenes 4D a partir de referencias internas del paciente sin el empleo de un hardware externo¹¹ la opción más implantada en los escáneres es el uso de dispositivos externos que recogen el movimiento respiratorio por referencias externas.

Hay diversos dispositivos comerciales para este fin. Uno de ellos, el Real Time Position Management (RPM) Respiratory Gating System (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU) está basado en la captura del movimiento abdominal: una cámara CCD toma imágenes de un reflector de luz infrarroja colocado sobre el abdomen del paciente. El reflector se mueve con la respiración y su posición se correlaciona con la fase respiratoria. Otro ejemplo es el Philips Pulmonary Bellows (Philips Medical Systems, Cleveland, EEUU). Consiste en un cinturón colocado en el abdomen del paciente con un sensor piezoeléctrico que correlaciona la expansión del abdomen con la fase respiratoria.

Otani¹² realizó un estudio comparativo de ambos sistemas. Todos ellos asumen que existe una correlación entre movimiento externo e interno, asunción comprobada, entre otros, por Beddar et al.¹³

Ono et al.¹⁴ han propuesto el uso de un sensor de aceleración para monitorizar la respiración. En este trabajo, se presenta un dispositivo que usa el mismo principio sólo que no se emplea únicamente para monitorizar la respiración sino también para registrar los datos del movimiento respiratorio sincronizado con

la adquisición de imágenes de TC 4D. Junto con el dispositivo, presentamos un programa informático que usa los datos registrados para etiquetar las imágenes 4D por su fase respiratoria y separarlas en series que se puedan emplear en la planificación de Radioterapia.

Material y métodos

Acelerómetro

Los acelerómetros son pequeños dispositivos electrónicos capaces de medir la aceleración en diferentes ejes incluida la de la gravedad. Eso quiere decir que en una posición estática, proporcionan una lectura proporcional a su inclinación. Cuando el acelerómetro está estático en posición horizontal, la lectura en el eje vertical será la correspondiente a la aceleración de la gravedad ($g \approx 9.8 \text{ m/s}^2$) y en los ejes horizontales, será 0. Si el sensor se inclina un ángulo α , la lectura cambia a $g \cdot \cos \alpha$.

En nuestro sistema, hemos empleado un acelerómetro modelo BMA180 (Bosh Sensortec GmgH, Reutlingen, Alemania). Tiene un tamaño de $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 0.9 \text{ mm}$ y va montado sobre una placa de circuito impreso de $2 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ para facilitar su conexión. Es capaz de medir la aceleración en 3 ejes y proporciona las lecturas en un valor digital de 14 bits. Se pueden seleccionar varios rangos de lectura. Nosotros escogemos el menor de ellos: $\pm 9.8 \text{ m/s}^2$, con lo que la resolución de la lectura es de, aproximadamente, $2 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}^2$ o, lo que es lo mismo, si estamos midiendo inclinaciones, la resolución es de 0.01° .

Conectamos el acelerómetro a una plataforma de desarrollo de prototipos de hardware libre llamada Arduino Uno (SmartProyectos, Ivrea, Italia). Esta plataforma consiste en un microprocesador capaz de comunicar con diversos tipos de sensores y dispositivos electrónicos, tanto analógicos como digitales. Arduino se puede comunicar, a su vez, a través de un puerto USB con un ordenador.

El microprocesador se puede programar con un lenguaje propio disponible en la página web de Arduino.*

Programamos el Arduino para leer la aceleración en el eje horizontal con una frecuencia de 500 Hz. Para reducir el ruido de la señal, Arduino calcula la aceleración promedio cada 20 valores consecutivos. Arduino está también conectado al TC. Dicha conexión es similar a la empleada por el sistema RPM, presente en nuestro servicio y configurado para la adquisición en modo retrospectivo: a través de un cable conectado a la consola del escáner, se envía una señal de 5 V. El circuito se cierra en la consola cuando se acciona la

* Disponible en <http://www.arduino.cc> (consultada en mayo 2013).

radiación y se abre cuando ésta termina. De este modo, Arduino es capaz de registrar los momentos en que el tubo de R-X está disparando.

El valor promedio de la aceleración, junto con el tiempo en ms del reloj interno de Arduino y un número que indica si hay radiación, se envían por el puerto USB al ordenador. La frecuencia de envío de los datos es de 15 Hz. Los valores se registran y representan gráficamente en tiempo real en un programa escrito con ese fin en el lenguaje Processing.[†]

Fijación al paciente

La placa con el acelerómetro está encapsulada en una caja de plástico de la que sale el cable de conexión con Arduino. El cable se ancla a una barra flexible tipo cuello de ganso. Dicha barra se puede fijar al tablero del escáner (véase la fig. 1) procurando que quede fuera de la zona de interés (típicamente, el tórax). La caja de plástico se coloca en contacto con el abdomen del paciente desplazándose con el movimiento respiratorio. El punto de unión del cable con la barra hace de pivote de modo que el desplazamiento vertical del abdomen se traduce en inclinación del acelerómetro. El valor de la aceleración será, en realidad, una combinación de la inclinación ($g \cdot \cos \alpha$) y la aceleración debida al movimiento del sensor. El radio de giro del sensor es de aproximadamente 2 cm y la amplitud del desplazamiento vertical del abdomen es del orden del centímetro. Por tanto, la aceleración debida a la inclinación tiene una amplitud aproximada de 5 m/s^2 . Cuando la respiración es regular y suave, la componente debida a la aceleración se puede estimar en un orden de magnitud por debajo. Por tanto, la curva de aceleraciones reflejará, principalmente, el desplazamiento vertical del abdomen. Por otro lado, a la hora de asignar fases, lo más relevante es la localización de los extremos de la curva. Tanto en los máximos como en los mínimos, el acelerómetro se encuentra estático, con lo que la medida corresponderá sólo a la inclinación, es decir, la amplitud del movimiento respiratorio.

Escáner

En nuestro estudio, hemos empleado un escáner LightSpeed VCT (General Electric Company, Waukesha, EEUU). Cuenta con 64 filas de detectores de 0.625 mm de ancho y una velocidad máxima de giro de 0.4 s por revolución.

Los escáneres General Electric, como el empleado en nuestro departamento, tienen la posibilidad de adquirir imágenes 4D retrospectivas con la técnica

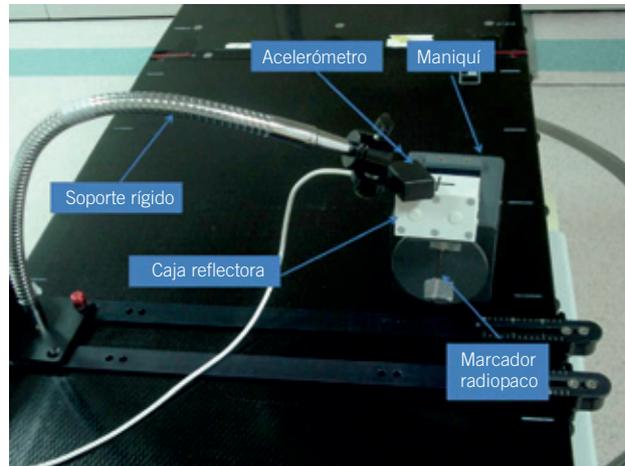


Fig. 1. Maniquí de control de calidad. La elipse, al rotar, empuja la caja reflectora produciendo un desplazamiento vertical. El acelerómetro descansa sobre la caja reflectora. El cable está anclado al soporte flexible de modo que el desplazamiento vertical de la caja inclina el acelerómetro. Cuando el marcador radiopaco está vertical, la caja está en su posición más alta o más baja, correspondiendo a máxima inspiración o espiración, respectivamente.

de "cine", explicada en detalle por Pan et al.¹⁵ Este modo de adquisición consiste en irradiar en una posición fija de la mesa durante un tiempo suficiente para cubrir todo el ciclo respiratorio del paciente. Con los datos obtenidos, se reconstruyen imágenes consecutivas. Por ejemplo, si el ciclo respiratorio dura 4 segundos, podemos elegir adquirir imágenes durante 4 segundos, con un tiempo de rotación de 0.4 s y reconstruir imágenes cada 0.2 s: en ese caso, el resultado serán 20 imágenes por cada posición axial. Cada imagen estará separada de la siguiente por 0.2 s.

En un caso como el descrito, si se dividiese el ciclo respiratorio en, por ejemplo, 20 segmentos, se obtendría una imagen por cada segmento o fase del ciclo respiratorio.

A continuación se explica el proceso de asignación de fase de cada imagen.

Etiquetado y agrupamiento de las imágenes

Para este proceso empleamos un programa informático desarrollado en nuestro departamento a tal fin utilizando el programa Matlab R2011 (Mathworks Inc., EEUU).

Aunque el acelerómetro envía valores de la aceleración en los 3 ejes, sólo registramos la aceleración en el eje x , horizontal. De este modo, si el acelerómetro está horizontal y estático, la aceleración que registramos es 0.

[†] www.processing.org (consultada en mayo 2013).

Por tanto, la máxima aceleración (inclinación) corresponde al punto de máxima inspiración y el mínimo, a espiración. Con el fin de correlacionar las imágenes con la fase respiratoria, localizamos los máximos y los mínimos en la curva de aceleración. Primero, suavizamos las curvas usando un filtro de media móvil con un paso de 5. Para evitar introducir desfases en la curva, empleamos la variante simétrica del algoritmo.¹⁶ La expresión matemática de dicho filtro es:

$$Y(i) = \frac{1}{5} \sum_{j=i-2}^{i+2} X(j) \quad (1)$$

(Sobre la curva suavizada, aplicamos un algoritmo de localización de extremos. Asignamos valores de fase de la misma forma que lo hace RPM: los máximos tienen un valor de fase de 0 y a los puntos entre máximos se les dan valores de fase entre 0 y 2π de forma lineal con el tiempo. De este modo, cada punto en la curva aceleración-tiempo tendrá una fase asignada. Conviene señalar que la fase asignada a un punto depende sólo de su distancia en el tiempo a los máximos más cercanos, no de su amplitud. El algoritmo que empleamos desecha los extremos encontrados cuando la amplitud del ciclo detectado es menor que un 20% de la amplitud del ciclo anterior. De ese modo, eliminamos falsos picos que puedan aparecer por pequeñas irregularidades en la respiración.

Los ficheros DICOM generados por el escáner tienen una etiqueta conteniendo el momento de adquisición en el sistema de referencia temporal del escáner. Como tenemos registrada la señal de encendido del tubo de R-X, conocemos el momento de la primera irradiación en el sistema de referencia de Arduino, que coincide con el tiempo de adquisición de la primera imagen de la serie en el sistema de referencia del TC. De este modo, podemos asignar una fase a cada imagen. Debemos tener en cuenta, además, que el tiempo anotado en el fichero DICOM es denominado “mid scan time” y se refiere al momento intermedio de la adquisición. Es decir, que si la imagen se forma con los datos adquiridos en una revolución completa (en nuestro caso, 0.4 s) el tiempo anotado corresponde a 0.2 s después del inicio de la adquisición.

El siguiente paso es dividir el ciclo respiratorio en segmentos. Nuestro software creará una serie de imágenes para cada segmento.

Si el tiempo de adquisición es mayor que la duración de un ciclo completo, sucederá que para algunos segmentos tendremos más de una imagen. En ese caso, escogeremos la imagen cuya fase esté más cerca del centro del segmento. Por ejemplo, si hemos dividido el ciclo respiratorio en 10 segmentos y para el primero, el que va de 0%-10% del ciclo, tenemos dos imágenes, una con una fase del 2% y otra del 6%,

nos quedaríamos con la segunda y desecharíamos la primera.

Al final, obtenemos un estudio dividido en tantas series como segmentos hayamos dividido el ciclo respiratorio. Dichas series se pueden importar al sistema de planificación.

Evaluación del sistema

Con el fin de evaluar el sistema para la adquisición de imágenes 4D de TC para su uso en la planificación de Radioterapia, nos marcamos dos objetivos:

- Comprobar que las curvas de aceleración adquiridas por nuestro sistema y la señal de disparo emitida por el TC están sincronizadas y que el sistema es capaz de agrupar y etiquetar imágenes 4D sin introducir desfases. Para ello haremos un estudio sobre maniquí.
- Comprobar la fidelidad del sistema para registrar ciclos respiratorios en condiciones parecidas a las de pacientes reales y que el software de asignación de fases es, al menos, comparable con uno comercial. Para ello, llevaremos a cabo un estudio sobre voluntarios.

Existen ejemplos en la literatura donde evalúan sistemas de monitorización respiratoria comparándolos con alguno comercial más conocido tomado como referencia. En dichas comparativas, realizan estudios sobre maniquí y sobre voluntarios con un tamaño muestral variable: Vásquez et al.¹⁷ analizan 8 ciclos respiratorios completos en un solo voluntario y Chang et al.¹⁸ analizan curvas respiratorias de varios minutos en 10 voluntarios. Nosotros emplearemos una muestra de un tamaño intermedio.

A continuación se detallan los procedimientos de ambos estudios:

1. Estudio sobre maniquí. El objetivo de esta prueba es procesar imágenes de un maniquí que simula movimiento respiratorio y comprobar si las imágenes fueron etiquetadas y agrupadas correctamente, es decir, si las imágenes etiquetadas con fase cero corresponden a la máxima inspiración y el resto de imágenes se ordenan de forma coherente.
2. Estudio sobre voluntarios. El objetivo de la prueba es comprobar si el sistema es capaz de registrar y encontrar extremos de una curva de respiración no sólo en maniquí sino también en condiciones reales de pacientes. Para ello, adquirimos curvas en voluntarios simultáneamente con nuestro sistema y uno comercial (RPM) que tomaremos como referencia.

Estudio sobre maniquí

En este estudio, utilizamos el maniquí proporcionado por el fabricante para la puesta a punto del sistema RPM (véase la fig. 1). Consiste en una pieza elíptica que al girar empuja una lengüeta en dirección vertical. En el eje mayor de la elipse hemos colocado una línea radiopaca. El acelerómetro se coloca sobre la lengüeta (véase la fig. 1).

El periodo de rotación del maniquí es de 5 s aproximadamente. Adquirimos imágenes 4D de la elipse durante 12 s con una velocidad de rotación de 0.4 s por rotación. Las imágenes se reconstruyen cada 0.2 s resultando 59 imágenes por cada posición axial. Usando nuestro software, dividimos el estudio en 59 series, cada una etiquetada con el valor de la fase calculada para esa serie. En este caso, no empleamos el procedimiento descrito antes de dividir el ciclo en segmentos, sino que simplemente asignamos un valor calculado de la fase a cada imagen y no desechamos ninguna.

A continuación, importamos las 59 series en nuestro sistema de planificación (SP) Pinnacle3 v9.0 (Philips Medical Systems, Milpitas, EEUU).

Usando las herramientas del SP, dibujamos una recta sobre la imagen del marcador radiopaco en cada serie de imágenes (véase la fig. 2). Exportamos las coordenadas de las 59 líneas resultantes en un fichero de texto. Esas coordenadas se usan para calcular el ángulo del marcador con respecto a la mesa del escáner. Cuando el marcador está vertical, la lengüeta está en su posición más alta o la más baja. El primer caso corresponderá, en un paciente, a máxima inspiración y el segundo a espiración. Por tanto, el momento en que el marcador esté vertical se corresponderá con el 0% o 50% del ciclo respiratorio y el ángulo del marcador nos dará medida de la fase.

Hablaremos de fase “real” al referirnos a la de la imagen de TC y de fase “medida” al aludir a la calculada con las lecturas del acelerómetro.

La diferencia entre la fase “real” y la “medida” nos dará una estimación de la fiabilidad del sistema para etiquetar imágenes.

Estudio en voluntarios

Para evaluar el sistema en condiciones reales de paciente, realizamos adquisiciones de curvas respiratorias en 5 voluntarios.

Tumbamos a los voluntarios sobre la mesa del escáner, colocamos sobre su abdomen el acelerómetro y la caja reflectora del RPM en puntos lo más próximos posible. Capturamos el movimiento respiratorio durante 1 minuto aproximadamente con ambos sistemas simultáneamente. Mediante un circuito eléctrico, simulamos la señal de encendido del tubo de R-X

para poder correlacionar las dos curvas en un análisis posterior.

En el caso del primer voluntario, éste respira libremente sin que se le pida mantener un ciclo regular. En los 4 casos restantes, pueden ver en una pantalla de ordenador la forma de la curva respiratoria adquirida con el acelerómetro y se les pide que se concentren en mantener una respiración regular y una amplitud constante.

El sistema RPM almacena las curvas adquiridas en un fichero de texto que incluye el tiempo en el sistema de referencia propio, el desplazamiento vertical de la caja, que llamaremos elongación, la fase calculada para cada punto, la posición de los extremos de la curva (máximos y mínimos) y un marcador de si hay radiación o no.

En el análisis de las curvas, compararemos la posición y número de los máximos encontrados por ambos sistemas.

Resultados

Estudio sobre maniquí

La fig. 2 muestra una de las imágenes de TC de la elipse y del marcador. Se aprecia cómo la imagen presenta un artefacto por el movimiento y el marcador aparece como una línea doble. Eso es debido a que el marcador se mueve durante la adquisición y la imagen reconstruida se forma con vistas tomadas con el marcador en diferentes posiciones.

El artefacto presenta una forma constante. El ángulo medido en todas las series tiene un valor promedio de 0.24 rad ($DT = 0.05$). Por tanto, podemos asumir que la posición promedio del marcador, o la que tiene a

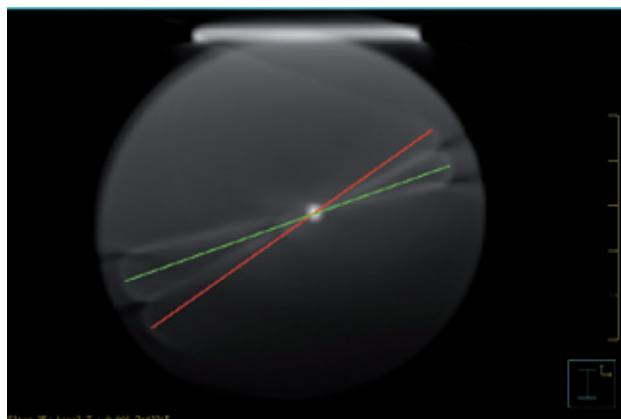


Fig. 2. Imagen de la elipse del maniquí. La imagen del marcador aparece doble. Se asume que la posición promedio es la bisectriz de ambas líneas. Dos líneas rectas, trazadas con el SP, muestran la posición promedio del marcador en dos imágenes consecutivas.

mitad de la adquisición (“mid scan time”) es la bisectriz de ambas líneas.

La fig. 2 muestra 2 líneas rectas correspondientes a la posición del marcador en dos series consecutivas.

La fig. 3 muestra las fases, en radianes, asignadas a cada una de las 59 imágenes por el software y las medidas en el planificador. También se muestra la diferencia entre ambos valores. La diferencia promedio es de 0.08 rad ($DT = 0.078$). La desviación máxima es de 0.24 rad.

En este estudio, las imágenes se reconstruyeron cada 0.2 s y el paso entre dos imágenes consecutivas era de 0.25 rad. Eso significa que el máximo error en la asignación de la fase es de 0.2 s. En nuestra experiencia clínica, un periodo típico de ciclo respiratorio es de 4 s. Según nuestro protocolo de adquisición, agrupamos las imágenes en 10 series; es decir, creamos una serie cada 0.4 s. En consecuencia, un error de 0.2 s no tendrá impacto en el proceso de asignación de fases de las imágenes. Podemos concluir, por tanto, a partir del estudio sobre el maniquí, que nuestro sistema es capaz de registrar un movimiento periódico, correlacionar las imágenes CT con la fase y etiquetar y agrupar las imágenes correctamente.

Estudio sobre voluntarios

En la fig. 4 se muestran las curvas normalizadas de aceleración y elongación (del RPM) superpuestas para dos de los voluntarios: uno en respiración libre y otro monitorizada.

En la tabla 1 se muestran los resultados de la comparativa entre las posiciones de los máximos detectados por cada sistema. El número de ciclos estudiados en cada curva varía entre 17 y 46. La tabla incluye la diferencia promedio, en ms, entre los máximos detectados por cada sistema, su desviación típica y el valor máximo de dicha diferencia. Para cada pico, se calcula el periodo del ciclo correspondiente midiendo la distancia de ese máximo al anterior. Con ese valor, se calcula el porcentaje del periodo que supone la diferencia entre los picos hallados por ambos sistemas. Este valor nos dará una idea de la relevancia clínica del potencial error en la detección de los picos.

La tabla muestra el valor medio y el máximo de dichos porcentajes. En la práctica clínica, en nuestro centro, cuando adquirimos imágenes 4D, dividimos el ciclo respiratorio en 10 segmentos. Por tanto, estimamos que el 10% se puede tomar como umbral por encima del cual se alteraría la fase asignada a las imágenes.

En los 4 casos en los que el voluntario puede monitorizar su respiración, el valor promedio del error oscila entre el 2.1 y el 0.7%. En esos casos, el error máximo está entre 2.2 y 6.8%.

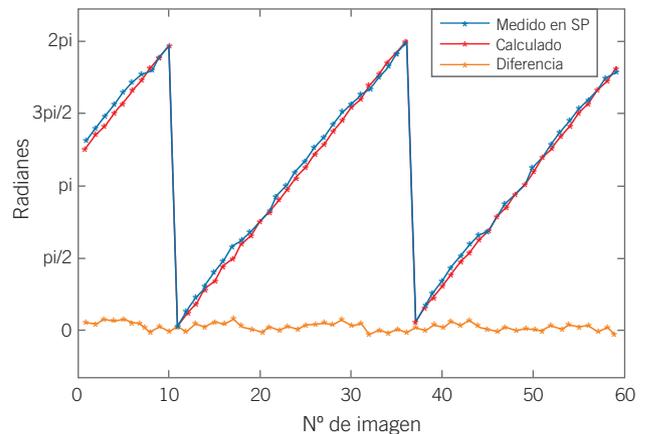


Fig. 3. Valores de la fase de las distintas imágenes de TC del maniquí medidos sobre las imágenes y calculadas a partir de las curvas de aceleración. La gráfica muestra también la diferencia entre el valor medido y el calculado.

En el caso restante, donde el voluntario no puede monitorizar su respiración ni se le ha pedido que procure mantener una respiración regular, los errores son mayores, siendo la media del 4% y el máximo, en uno de los ciclos, del 11%. En la fig. 5 se muestra una parte ampliada de dicha curva. Las líneas verticales en la gráfica representan la posición del máximo detectado por el RPM. Se indica la posición del máximo donde el error es superior al 10% del ciclo. Se puede ver cómo la posición del máximo detectada por el RPM no se corresponde con el máximo de la curva de elongaciones y que se encuentra después de dos picos que el RPM no ha detectado como tales.

El RPM tiene un algoritmo de predicción de respiración normal, es decir, que a partir de los primeros ciclos determina la frecuencia del movimiento e incluye un parámetro, seleccionable por el usuario, que permite desechar los ciclos cuyo periodo difiera en porcentaje en un valor superior al indicado. El valor por defecto de dicho parámetro es del 20%: desechará los ciclos cuyo periodo difiera en más de un 20% de la referencia. En la gráfica se aprecia cómo los picos que no ha detectado corresponden a ciclos con una amplitud y periodo mucho menores que el resto, lo que explica que el RPM no los haya detectado. Nuestro sistema, como hemos descrito más arriba, sólo descarta los picos con amplitud menor que el 20% de la amplitud del ciclo anterior, por lo que sí ha detectado los picos en cuestión.

Discusión

En el estudio sobre voluntarios, hemos visto cómo cuando tenemos un patrón de respiración regular, la concordancia en la asignación de fases es del orden del 2% del periodo del ciclo respiratorio y en contados

Tabla 1. Comparativa de las posiciones de los máximos encontrados por el RPM y nuestro sistema en las curvas adquiridas sobre voluntarios. Se muestra el número de ciclos analizados, la diferencia promedio entre los picos localizados, su desviación típica y la diferencia máxima entre ambos sistemas. Todas las magnitudes expresadas tanto en ms como en % del ciclo respiratorio que representan.

	nº ciclos	Dif. Prom (ms)	%ciclo	DT (ms)	%ciclo	Dif. Max (ms)	%ciclo
Voluntario 1	20	-181	-4%	158	4%	-504	-11%
Voluntario 2	34	-74	2.1%	137	1.5%	-362	5.5%
Voluntario 3	30	-100	-2.0%	107	2%	-331	-6.1%
Voluntario 4	17	-106	-2.1%	54	1.1%	-199	-2.2%
Voluntario 5	46	29	0.7%	110	2.2%	254.0	6.8%

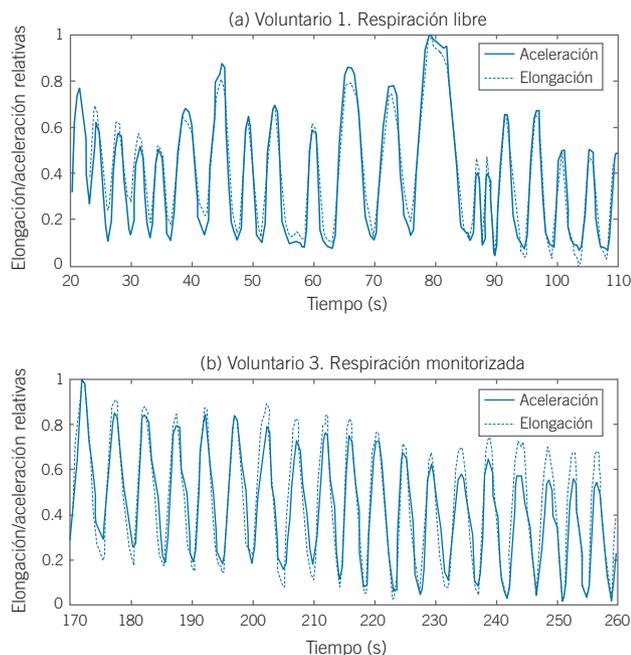


Fig. 4. Curvas de respiración capturadas con RPM y acelerómetro en diferentes voluntarios: (a) en respiración libre sin monitorizar; (b) el voluntario puede monitorizar su respiración y se le pide que procure mantener una amplitud constante.

casos pasa del 6%. En cambio, cuando el ciclo es irregular, se detectan discrepancias mayores que pueden llegar al 10%.

Estas discrepancias pueden deberse a que ambos sistemas usan criterios distintos para el filtrado de picos espurios. En concreto, nuestro sistema marca valores de tolerancia en los picos en la amplitud y el RPM en la fase. Por otro lado, el hecho de que nuestro sistema haya detectado picos que el RPM haya descartado no implica que el resultado final sea mejor.

El movimiento interno de los órganos no se correlaciona tanto con la fase como con la amplitud. Una correcta adquisición de imágenes 4D de TC debería

basarse en la amplitud.¹⁸⁻²¹ Para ello, la amplitud del ciclo respiratorio debería permanecer constante durante la adquisición. La forma de las curvas que presentamos sugiere que la monitorización de la respiración puede ayudar a mejorar la calidad de los estudios 4D, si bien esto queda fuera del propósito de este trabajo.

El posible impacto clínico que tendrían los errores en la asignación de fases en el tratamiento con radioterapia es variable con cada paciente. Es decir, el error en la asignación de fase se traducirá en un error geométrico en la localización del CTV que será función de la amplitud del movimiento de dicho CTV. Dicha amplitud puede ir de unos milímetros a varios centímetros y el error geométrico será proporcional a dicha amplitud.

Es por eso que se debe llevar a cabo una evaluación más detallada del sistema sobre pacientes, lo cual sale de los objetivos del presente artículo.

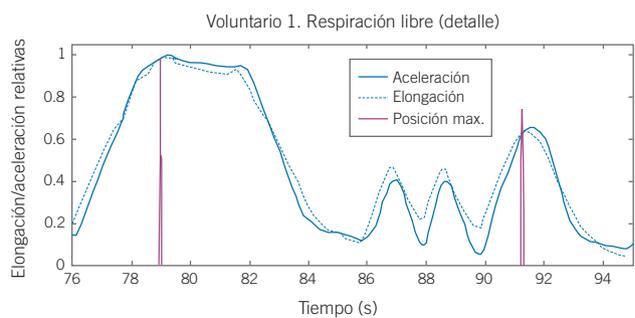


Fig. 5. Ampliación de la curva de respiración irregular. Las líneas verticales marcan la posición de los máximos detectados por el RPM. Se aprecia cómo no coincide con la posición real del máximo de ninguna de las dos curvas.

Son numerosos los sistemas de monitorización de la respiración que existen en el mercado y muchos de ellos basados, como el nuestro, en la medida del movimiento del abdomen con la respiración. Una diferencia fundamental de éste con los demás es que emplea una plataforma de hardware libre y tiene vocación de ser un sistema abierto para todos los usuarios. Esto significa

que cualquier usuario podrá construir fácilmente su propio sistema con un coste muy reducido y adaptarlo a sus necesidades o emplearlo para investigación.

Al ser un sistema aún en desarrollo, queda pendiente estudiar su capacidad para ordenar las imágenes por amplitud y no por fase. También está por desarrollar un sistema que permita al paciente visualizar cómodamente su ciclo respiratorio para obtener curvas más regulares. También queda pendiente un interfaz para realizar “gating” respiratorio ya sea con un acelerador o con un PET-TC.

Conclusión

Proponemos un nuevo sistema para registrar el movimiento respiratorio basado en acelerómetros. Dicho sistema emplea el movimiento registrado para etiquetar y agrupar imágenes 4D para su uso en la planificación de Radioterapia.

Los resultados del estudio sobre maniquí y voluntarios muestran que las prestaciones del sistema son comparables a las de un sistema comercial (RPM).

Bibliografía

- Langen K, Jones D. Organ motion and its management. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:265-78.
- Booth J, Zavgorodni S. Set-up error and organ motion uncertainty: a review. *Austr Phys Eng Sci Med* 1999;22:29-47.
- Balter J, Ten Haken R, Lawrence T, Lam K, Robertson J. Uncertainties in CT-based radiation therapy treatment planning associated with patient breathing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;36:167-74.
- Balter J, Lam K, McGinn C, Lawrence T, Ten Haken R. Improvement of CT-based treatment planning models of abdominal targets using static exhale imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:939-43.
- Slotman B, Lagerwaard F, Senan S. 4D imaging for target definition in stereotactic radiotherapy for lung cancer. *Acta Oncologica* 2006;45:966-72.
- Engelsman M, Rietzel E, Kooy H. Four-dimensional proton treatment planning for lung tumours. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:1589-95.
- Ford E, Mageras G, Yorke E, Ling C. Respiration-correlated spiral CT: A method of measuring respiratory-induced anatomic motion for radiation treatment planning. *Med Phys* 2003;30:88-97.
- Chen G, Kung J, Beaudette K. Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol* 2004;14:19-26.
- Shimizu S, Shirato H, Kagei K, Nishioka T, Bo X, Dosaka-akita H et al. Impact of respiratory movement on the computed tomographic images of small lung tumors in three-dimensional (3D) radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;46:1127-33.
- ICRU50 Prescribing recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). ICRU, Bethesda, MD 1999.
- Vergalaso I, Cai J, Yin F. A novel technique for markerless, self-sorted 4D-CBCT: feasibility study. *Med Phys* 2012;39: 1442-51.
- Otani Y, Fukuda I, Tsukamoto N, Kumazaki Y, Sekine H, Imabayashi E et al. A comparison of the respiratory signals acquired by different respiratory monitoring systems used in respiratory gated radiotherapy. *Med Phys* 2010;37:6178-86.
- Beddar A, Kainz K, Briere T, Tsunamisha Y, Pan T, Prado K et al. Correlation between internal fiducial tumor motion and external marker motion for liver tumors imaged with 4D-CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;61:1551-8.
- Ono T, Takegawa H, Ageishi T, Takashina M, Numasaki H, Matsumoto M, Teshima T et al. Respiratory monitoring with an acceleration sensor. *Phys Med Biol* 2011;56:6279-62.
- Pan T, Lee T, Rietzel E, Chen G. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multislice CT. *Med Phys* 2004;31:333-40.
- Steven W. Smith. The scientist and engineer's guide to digital signal processing Cap. 15 California Technical Publishing 1997.
- Vásquez A, Runz A, Echner G, Sroka-Pérez G, Karger C. Comparison of two respiration monitoring systems for 4D imaging with a Siemens CT using a new dynamic breathing phantom. *Phys Med Biol* 2012;57:N131-43.
- Chang G, Chang T, Pan T, Clark J Jr., Mawlawi O. Implementation of an automated respiratory amplitude gating technique for PET/CT: Clinical evaluation. *J Nucl Med* 2010;51:16-24.
- Keall P, Mageras G, Balter J, Eemry R, Foster K, Jiang S. The management of respiration motion in radiation oncology. Report of the AAPM Task Group 76. AAPM report nº 91 2006.
- Abdelnour A, Nehmeh S, Pan T, Humm J, Vernon P, Schöder H et al. Phase and amplitude binning for 4D-CT imaging. *Phys Med Biol* 2007;52:3515-29.
- Parikh P, Hubenschmidt J, Bradley J, Low D. A comparison between amplitude and phase-angle sorting using external respiratory measurement for 4D CT *Med Phys* 2006;33:2964-74.