

MÉTODO Y SISTEMA PARA LA RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL PERSONALIZADA DE LOS MÚSCULOS DEL CUERPO HUMANO

SECTOR DE LA TÉCNICA

5

El sector de la técnica de la invención se relaciona con la bioingeniería. Particularmente, la presente invención se relaciona con técnicas para la adquisición de señales por medio de ultrasonido y con sistemas de generación y combinación de imágenes tridimensionales desde diferentes ángulos para la reconstrucción tridimensional personalizada de los músculos.

10

ESTADO DE LA TÉCNICA

El espesor de la sección transversal, el volumen, la masa y su distribución, son variables de la geometría del músculo esenciales para apoyar las decisiones clínicas de tratamientos, por ejemplo,
15 definir las dosis de ejercicio, establecer los fármacos requeridos o cambios de hábitos alimenticios.

Para realizar estas medidas volumétricas, se requiere realizar la reconstrucción tridimensional de los músculos, que resulta ser compleja de realizar de manera automática debido a que todos los músculos adyacentes presentan densidades semejantes y por tanto poco contraste entre sus
20 estructuras. Por lo tanto, existe la necesidad de realizar una reconstrucción tridimensional del tejido muscular de manera rápida, que corresponda al paciente y con la que se puedan medir variables geométricas, tales como el volumen, forma y área transversal de una manera eficiente.

En el estado de la técnica se encuentran publicaciones que abordan los problemas descritos
25 anteriormente, por ejemplo, las patentes US8698795 y US20140309476, se refieren respectivamente a métodos para interpolación de puntos de referencia de segmentación interactiva de imágenes médicas y a un método para la segmentación y alineación de la anatomía musculoesquelética compartimental utilizando un atlas de la estructura musculoesquelética compartimental que representa un modelo tridimensional (3D). Sin embargo, en ambos casos no
30 se muestra una medición de parámetros de los músculos del usuario para que sean utilizados en la generación de un modelo reconstruido adaptado a las características de este.

Por otra parte, la patente US20150278471A1 se refiere a un sistema y un método para simular el cambio o el crecimiento de un objeto, por ejemplo, de un tumor, dentro de una entidad, como un cuerpo o una parte de un cuerpo, se muestra el caso del cerebro, en una representación de un cuerpo. Sin embargo, esta anterioridad solo se enfoca en simular el crecimiento de un tejido, pero tampoco contempla el proceso de reconstrucción con base en las características de sujetos o pacientes diferentes.

De lo anterior, resulta evidente la necesidad de diseñar un sistema compuesto por un arreglo de dispositivos y un método para realizar la reconstrucción tridimensionalmente los músculos del cuerpo humano a partir de medidas tomadas por ultrasonido sobre un sujeto.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN

La presente invención se refiere a un sistema y un método para la reconstrucción tridimensional personalizada de músculos del cuerpo humano que permite generar de forma autónoma modelos de un grupo de músculos de un sujeto de interés, donde el modelo obtenido puede ser utilizado por especialistas de la salud, investigadores, deportistas, entre otros, para analizar características o particularidades del grupo muscular o segmento en cuestión.

La invención propuesta permite a partir de un modelo generalizado del músculo realizar una reconstrucción personalizada y adaptada a las especificidades de un usuario, donde dichas características son determinadas por medio de un transductor ultrasónico. Lo anterior permite una reducción en el tiempo de generación del modelo del músculo si se compara con los procesos tradicionales tales como la resonancia magnética, pasando de días o semanas a tan solo minutos. Además, el costo de realizar la reconstrucción del modelo del tejido muscular también se ve reducido, ya que no se requiere de equipos costosos como un resonador magnético, softwares especializados y/o especialistas encargados de operar dichos elementos.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

La Figura 1 ilustra un sistema (100) para para generar una reconstrucción tridimensional del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario que comprende un transductor ultrasónico (200) y un dispositivo de cómputo (300) que incluye medios de entrada (301), medios de salida (302) y un microprocesador (303).

La Figura 2 ilustra las fases para importar modelos a ITK-Snap, los archivos se descargan en un formato compatible con el software, para el caso de ITK-Snap se emplea Dicom.

La Figura 3 ilustra el diagrama de flujo del proceso de segmentación y reconstrucción de los modelos, a) Etapa general del proceso, b) Software dispuesto para cada etapa, c) Imágenes resultado.

La Figura 4 ilustra el proceso de adquisición de datos de ultrasonido, en donde se señalan las características del dispositivo, se definen los porcentajes de medición en cada uno de los tejidos y se presenta el protocolo requerido para analizar las imágenes.

La Figura 5 ilustra las etapas fundamentales para la reconstrucción del modelo.

La Figura 6 ilustra la organización de los puntos del recto femoral obtenidos a partir del corte en el plano 2, unidos mediante una curva definida por porciones mediante polinomios (spline) del recto femoral obtenidos a partir del corte en el plano 2, unidos mediante spline.

La Figura 7A ilustra el corte transversal del muslo en su plano medial (34%), en donde se etiquetan los tejidos con su respectivo nombre. El muslo está dividido en dos paquetes de músculos (el anterior y el posterior) que presentan relación geométrica y cercanía espacial.

La Figura 7B ilustra el corte transversal del muslo en su plano medial (34%), en donde se representan las líneas de medición del espesor de los tejidos de referencia (recto femoral y semitendinoso), la línea parte desde el punto medio o punto de referencia del fémur.

La Figura 8 ilustra el crecimiento muscular en las direcciones normales a las superficies del músculo, la línea continua representa el tejido en su estado natural y la línea discontinua corresponde al resultado del crecimiento escalar.

5

La Figura 9 ilustra una matriz de ordenamiento del crecimiento muscular por corte, los tejidos observados en la línea 1, corresponden a los tejidos internos (deben crecer primero que los externos para evitar interferencias), la línea 2, asocia a los tejidos externos y de libre crecimiento. El crecimiento inicia desde el vasto interno y el vasto lateral; luego se despliega por los tejidos en el sentido de las manecillas de reloj.

10

La Figura 10 ilustra la interferencia de las áreas musculares luego del crecimiento, los ejes “x” y “y” representan la dimensión en centímetros (cm) de los tejidos.

15

La Figura 11 ilustra los dos tejidos luego de interpolar las líneas que se interfieren, generando una única línea representativa.

La Figura 12 ilustra los músculos luego de ser desplazados normalmente uno con respecto al otro, eliminando sus posibles interferencias.

20

La Figura 13 ilustra una línea de interpolación, su ubicación varía dependiendo del área de los tejidos. Los tejidos con mayor área desplazarán en mayor proporción a los de menor área, por lo tanto, la curva se ubicará un porcentaje más cercano a la curva de menor área.

25

La Figura 14 ilustra un diagrama de flujo del prototipo de algoritmo desarrollado, en donde se presentan las funciones que describen las etapas de la figura 5.

La Figura 15 ilustra el proceso de reconstrucción tridimensional del recto femoral, se presenta el tejido en sus diferentes planos de trabajo, a) Puntos sin alinear, b) Aplicación de la función para alinear los puntos, c) Reconstrucción tejido en formato .STL.

30

La Figura 16 ilustra el modelo final del muslo reconstruido no ajustable a pacientes y un fémur reconstruido no paramétrico.

5 **La Figura 17** ilustra la interfaz del software Eco2Solid, conformada por una sección de visualización de las imágenes de ultrasonido de los tejidos de referencia, un recuadro para ingresar los espesores, un botón para calcular la geometría, un botón para descargar los archivos en formato STL y la visualización e interacción con los tejidos reconstruidos.

10 **La Figura 18** ilustra el plano de referencia de la pierna de un sujeto de interés, en donde “longitud pierna” corresponde a la distancia total del muslo partiendo desde el ápice de la rótula hasta la cresta iliaca y “longitud plana” es la distancia en donde están ubicados los planos según el porcentaje establecido.

15 **La Figura 19** ilustra la medición de la longitud de la pierna con un metro que maneja unidades de centímetros, iniciando desde el ápice de la rótula y finalizando en la cresta ilíaca .

La Figura 20 ilustra la marcación de líneas de referencia sobre la pierna para identificar los planos según los porcentajes establecidos.

20 **La Figura 21** ilustra el resultado en la imagen de resonancia magnética (MRI) marcada con esferas sobre la piel, la sección cóncava limitada en la circunferencia, representa la deformación de la pierna que permite identificar el marcador.

25 **La Figura 22** ilustra la medición de espesores en los músculos de la pierna.

La Figura 23 muestra una visión global de todo el proceso desde la adquisición de imágenes hasta el crecimiento del tejido y la reconstrucción del órgano completo.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un método y a un sistema (100) para generar una reconstrucción tridimensional del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario que se ajuste a las características musculares del mismo.

El método propuesto comprende de manera general la captura de información muscular, el procesamiento de esta y el despliegue del modelo tridimensional reconstruido. Para la captura de información de los músculos del cuerpo humano de un usuario se utiliza un transductor ultrasónico (200) que permite la toma de imágenes de corte transversal del músculo de interés en distintas posiciones tales como la distal, medial y proximal, siendo relevante en el método de la invención la captura de una imagen del plano de referencia en la posición medial.

Posteriormente, por medio del microprocesador (303) del dispositivo de cómputo (300) se realiza la determinación del espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo sobre la imagen capturada por medio del transductor ultrasónico (200), dicho cálculo se realiza tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del músculo. A continuación, el microprocesador (303) carga modelos anatómicos generales del músculo de interés, donde estos modelos corresponden a una reconstrucción tridimensional genérica de dicho músculo y permiten modificar sus parámetros para adaptarse a las características de los músculos del usuario.

Enseguida, por medio del dispositivo de cómputo (300) se realiza la selección de la cantidad de planos transversales del modelo teniendo en cuenta el número de músculos por cada plano y el área total de dichos músculos en cada uno de los planos. Resulta de especial interés la selección de planos donde se represente la mayor cantidad de músculos y la mayor área por cada músculo.

Luego, el microprocesador (303) identifica sobre los planos transversales seleccionados anteriormente, una serie de puntos de interés que definen los tejidos musculares y que controlan el crecimiento de estos al momento de ajustarse a las medidas requeridas. Una vez se han identificado los puntos de interés, éstos se organizan para generar una curva cerrada que define la geometría del músculo.

Después, el microprocesador (303) se encarga de ajustar el modelo genérico cargado previamente a las características y/o parámetros del usuario, teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa. Para realizar dicho ajuste, se genera un crecimiento escalar de los tejidos musculares del modelo hasta alcanzar el espesor identificado para el músculo analizado, a través de la modificación de los puntos de interés que definen la curva cerrada, como resultado se obtiene un modelo ajustado a las medidas del sujeto, pero que aún presenta interferencias entre los tejidos musculares, lo que supone la existencia de una etapa de eliminación de interferencias. Dicha eliminación de interferencias se realiza identificando los puntos de intersección, para generar una línea de interpolación entre ellos y enseguida producir una separación entre los músculos por medio de un desplazamiento normal.

Posteriormente, sobre el modelo ajustado que ya no contiene interferencias entre los tejidos musculares, el microprocesador (303) garantiza que el número de puntos de interés en los diferentes planos sea el mismo, esto tiene como objetivo preparar los planos para que al momento de apilarlos no haya una inconsistencia al unir los puntos de cada uno, si un plano tiene mayor número de puntos de interés que otro se eliminan los puntos sobrantes.

Cuando ya se ha garantizado que el número de puntos de interés por cada plano sea el mismo, se realiza la reconstrucción tridimensional del modelo, para esto se alinean los puntos de interés de cada plano del modelo ajustado y luego se apilan cada una de las capas para conformar la totalidad de la geometría del músculo.

Por último, el modelo tridimensional reconstruido adaptado a las características del usuario se presenta a través de un dispositivo de visualización (302).

Otro objeto de la presente invención corresponde a un sistema (100) para generar una reconstrucción tridimensional del tejido muscular del cuerpo humano de un usuario caracterizado porque comprende un transductor de ultrasonido (200) y un dispositivo de cómputo (300) que cuenta con medios de entrada (301), un microprocesador (303) y un dispositivo de visualización (302).

El microprocesador (303) del dispositivo de cómputo (300) está configurado para realizar las etapas de capturar por medio de un transductor de ultrasonido (200) una imagen de corte transversal del músculo de interés del usuario en la posición medial, calcular el espesor muscular a través de la medición de la distancia del músculo, tomando en cuenta el punto de inicio y punto de finalización del mismo, cargar modelos anatómicos generales del músculo de interés, donde los modelos corresponden a una reconstrucción tridimensional genérica de dicho músculo y permiten ajustar sus parámetros a las características musculares del usuario, seleccionar la cantidad de planos transversales del modelo teniendo en cuenta el número de músculos por cada plano y el área total de músculos por cada plano, donde la selección se realiza identificando planos donde se represente la mayor cantidad de músculos y la mayor área por cada músculo, identificar sobre los planos una serie de puntos de interés que definen los tejidos musculares y que controlan el crecimiento de estos al momento de ajustarse a las medidas requeridas, organizar los puntos identificados generando una curva cerrada que define una geometría del músculo, ajustar el modelo general a las características particulares del usuario teniendo en cuenta el valor de espesor identificado y el espesor de la capa de grasa, donde este ajuste además implica generar un crecimiento escalar de los tejidos del modelo a través de la modificación de los puntos de interés hasta alcanzar el espesor identificado para el músculo analizado y eliminar las interferencias intermusculares existentes como resultado del crecimiento de los tejidos del modelo, donde dicha eliminación se realiza identificando los puntos de intersección para generar una línea de interpolación entre ellos y enseguida producir una separación entre los músculos por medio de un desplazamiento normal.

Posteriormente, con el modelo ajustado, el microprocesador (303) continúa con la realización de las etapas de garantizar que la cantidad de puntos de interés en cada plano sea la misma, realizar la reconstrucción tridimensional del modelo alineando los puntos de interés de cada plano del modelo ajustado, apilar cada una de las capas para conformar la totalidad de la geometría del músculo y presentar a través de un dispositivo de visualización (302) el modelo reconstruido y adaptado a las características del usuario.

Por medio del método y sistema presentados anteriormente se logran beneficios para diferentes usuarios, por ejemplo, los especialistas de la salud pueden utilizar el modelo tridimensional reconstruido para realizar el reconocimiento anatomía humana, implementar prácticas académicas y efectuar un diagnóstico y seguimiento inmediato de los tejidos; los investigadores pueden
5 aprovechar el modelo tridimensional para investigar hipertrofia y atrofia asociada a enfermedades y determinar propiedades mecánicas del material, por último, los deportistas pueden emplear el modelo generado para realizar seguimiento del estado de la musculatura y reconocer que efecto genera el ejercicio (atrofia o hipertrofia).

10 Las figuras presentadas en esta descripción tienen propósitos ilustrativos, por lo que estas no limitan el alcance de la invención divulgada. Teniendo en cuenta lo anterior, un técnico versado en la materia es capaz de concebir modificaciones posteriores a los principios determinados en el presente documento.

15 Finalmente, aunque algunas modalidades de la invención se describen en la presente descripción, se apreciará un técnico versado en la materia puede realizar numerosas modificaciones e incluso otras modalidades con posterioridad a la divulgación de la presente invención, sin que esto las aleje del alcance de esta.

20 **EJEMPLO DE REALIZACIÓN DE LA INVENCION**

A continuación, se presenta un ejemplo donde el método y sistema (100) desarrollados se emplean para generar la reconstrucción tridimensional personalizada de los músculos del muslo, sin embargo, este ejemplo no debe limitar la invención, ya que los desarrollos realizados son
25 aplicables a cualquier músculo del cuerpo humano.

En cuanto a los dispositivos de la figura 1 se tiene un computador o un celular (300), en el que se encuentra instalado el software o aplicación de ultrasonido Echo Wave. Al computador se conecta una sonda de ultrasonido (200) con la que se hacen las mediciones correspondientes que se
30 explican en el método -Adquisición de datos de ultrasonido. Estos datos ingresan a la *Interfaz del modelo virtual parametrizado* donde se actualizarán las geometrías tridimensionales con los

parámetros ingresados, de manera inmediata. Los parámetros de volumen y área saldrán en una de las ventanas de la interfaz (302), mostrando las variaciones en el tiempo del sujeto en estudio.

Adquisición de imágenes de resonancia magnética

5

En el módulo “Atlas:thigh” ofrecido por el grupo de radiología de la Universidad de Stanford, se encuentra una recopilación de 42 imágenes de corte transversal del muslo etiquetadas manualmente, indicando los tejidos que se observan en cada corte. Con base en estas imágenes de resonancia magnética, se exportaron los cortes al software ITK-Snap siguiendo el proceso
10 presentado en la figura 2.

Reconstrucción de modelo anatómico generalizado de resonancia magnética

Fundamentados en la pila de imágenes de resonancia magnética captadas transversalmente, se
15 reconstruyen órganos o estructuras de interés mediante un proceso semiautomático que permite la segmentación manual de los músculos del muslo junto al tejido graso y el hueso; la reconstrucción requiere de una serie de procesos y softwares especiales relacionados en la figura 3.

El proceso de segmentación manual permite dividir o identificar cuerpos a partir del tratamiento
20 de imágenes de tejidos captados con resonancia magnética. Inicialmente, los tejidos se calcan mediante un proceso de delineación con “líneas poligonales” y se etiquetan para reconocer el tejido a lo largo de los 42 cortes transversales.

Con base a la segmentación manual, se lleva a cabo la reconstrucción tridimensional conectando
25 las imágenes, por medio de una nube de puntos, unidos entre sí por triángulos (polígonos) que generan una malla superficial. Sin embargo, la malla es robusta, hueca en su interior y no es editable mediante alguna operación de modelado 3D. De modo que se reparan los sólidos 3D mediante el software Meshmixer, generando volúmenes dentro de la superficie tridimensional al cerrar las superficies externas de los tejidos.

30

A partir de la reconstrucción tridimensional los tejidos son suavizados en el software Meshlab de tal manera que los sólidos se aproximen a la geometría real, evitando interferencias por sobredimensionamiento.

- 5 El software Meshlab procesa y edita las mallas triangulares 3D a través de un filtro laplaciano, basado en derivadas de primer orden para definir la concavidad de la función. Posteriormente, los modelos son mallados y ensamblados.

La etapa de mallado hace referencia a que la estructura de triángulos de la malla en Meshlab, es convertida en un modelo ajustado con características más nítidas y con una estructura de cuadrados en el software Instant meshes, sin embargo, esto proporciona una malla superficial, por lo tanto, se requieren cuerpos sólidos mallados. Autodesk Fusion 360 proporciona herramientas para transformar los modelos en mallas 3D y es el software ideal para este proceso, debido a esto, se importan los modelos al software y se transforman las mallas superficiales a mallas volumétricas, que son exportadas en formato .STEP, para su posterior ensamble.

Por su parte, la etapa de ensamble permite que los modelos sean ensamblados mediante el software Autodesk inventor professional, verificando que no existan superposiciones entre los tejidos a través de un análisis de interferencia. En general, el análisis de interferencia, indica las secciones que sobrepasan otras geometrías. Con este proceso se obtiene el modelo anatómico generalizado.

Adquisición de datos de ultrasonido

Para la adquisición de imágenes de ultrasonido, los sujetos deben firmar un consentimiento informado, donde expresan que son voluntarios y que la participación no afectará su condición actual ni futura en caso de padecer alguna enfermedad.

Después de conocer la naturaleza de la prueba, los sujetos se sentarán con la cadera a 100° y las rodillas a 120° con respecto al sillín. Posteriormente se toma el espesor del músculo, para esta realización mediante un Ultrasonido funcional de referencia HP Sonos 2000 ultrasound con un transductor de matriz lineal de 7.5 Mhz (400). El transductor se ubica en sentido transversal en la

región posterior de cada uno de los músculos (401), recto femoral, vasto interno, vasto medial, vasto lateral, sartorio, semitendinoso, semimembranoso, gracilis, aductor mayor, aductor largo, bíceps cabeza larga y bíceps cabeza corta como se evidencia en la figura 4. En general, por cada músculo, se captan tres imágenes de corte transversal, en la posición distal, medial y proximal correspondientemente (402).

Sin embargo, son imágenes de ultrasonido sin ningún tratamiento específico, que cuantifique los espesores musculares. Por lo tanto, se exportan las imágenes al software MicrUs EXT-H TELEMED, que permite manipular las imágenes. El espesor muscular se mide a través de la herramienta “Distancia”, en donde, se debe generar una línea recta, tomando el punto donde inicia el músculo y el punto donde finaliza, de este modo el programa automáticamente calcula el valor de distancia en la línea dibujada (402). Estos datos son de suma importancia, debido a que corresponden a las variables de entrada para el prototipo de software virtual.

Interfaz del modelo virtual parametrizado

El modelo descrito anteriormente, es la estructura de la interfaz del modelo virtual generalizado, en efecto, la reconstrucción tridimensional mediante las RMI segmentadas y suavizadas, sumadas del protocolo de adquisición del espesor muscular captado a través del ultrasonido, alimentan la interfaz del modelo. Para esto, se plantean una serie de etapas, entre las que se encuentran modelos matemáticos y algoritmos que permiten establecer las restricciones en los tejidos, que posteriormente son codificadas en Python para el diseño de funciones paramétricas. Estas funciones son aplicadas en los modelos exportados al programa (tejidos segmentados, reconstruidos y suavizados).

El algoritmo que alimenta el software del atlas virtual está descrito por cinco etapas representadas en la figura 5, así, a) importar las librerías: Selección de librerías requeridas para el notebook, b) Cargar STL de los tejidos: Importar los tejidos a la interfase del software, c) Cortes transversales de los tejidos: Selección y corte de los planos transversales a lo largo del muslo, d) Crecimiento y desplazamiento: Definición y aplicación de método para el crecimiento de los tejidos, y diseño de función para evitar interferencias mediante desplazamientos, e) Reconstrucción tridimensional:

Definición funciones para generar la reconstrucción tridimensional de los planos, dichas etapas consisten en importar las librerías requeridas, cargar los archivos STL de los tejidos, realizar cortes transversales de los tejidos, generar crecimiento y desplazamiento y, efectuar la reconstrucción tridimensional del modelo.

5

Cargar STL de los tejidos

Basados en la reconstrucción tridimensional a través del proceso de segmentación de los tejidos del muslo, se obtienen modelos en formato .STL; los cuales son organizados en la misma carpeta donde se encuentra el código de alimentación, facilitando su proceso de importación.

10

Cortes transversales de los tejidos

Los formatos .STL son superficies descritas por triángulos que permiten generar un modelo tridimensional. Para ello, es fundamental controlar el crecimiento de los puntos que conforman los tejidos; inicialmente, se seleccionan de 15 a 23 planos transversales a lo largo del modelo, elegidos mediante dos condiciones, a) Cantidad de músculos por plano (entre más músculos, mayor es la precisión de la reconstrucción), y b) Área total de los tejidos por plano: esto facilita la selección del plano disminuyendo la pérdida de área.

20

Posterior a la selección de la cantidad de planos, el algoritmo organiza los puntos facilitando la disposición de estos, en efecto, permite generar una curva cerrada (formada a partir de una secuencia de puntos) que pasa por cada punto, hasta cerrar la geometría. La figura 6 muestra organización de los puntos de interés del recto femoral obtenidos a partir del corte en el plano 2, unidos mediante una curva definida por porciones mediante polinomios (spline). Los ejes “x” y “y” representan la dimensión en centímetros (cm) del músculo y los rangos de los ejes van desde (-12 cm a -5 cm) y (13 cm a 16 cm) respectivamente. Entonces, se muestra el resultado final de este proceso, los números hacen referencia a la identificación interna de cada punto, esta numeración no afecta el resultado final,

30

Crecimiento y desplazamiento

El proceso de adaptar el tamaño de un músculo referencia a un músculo de un paciente particular, con ciertas dimensiones tomadas con ultrasonido, se basa en la evaluación del crecimiento o decrecimiento muscular por secciones transversales y puede ser dividido en dos etapas: La primera hace referencia al crecimiento de los músculos sin restricciones basado en modelos de crecimiento muscular aplicados a cada músculo aislado. La segunda, dado que se presentan interferencias intermusculares luego del crecimiento, hace referencia al tratamiento de éstas de tal forma que las áreas de los músculos son modificadas. Finalmente, con las áreas musculares determinadas en cada sección transversal se lleva a cabo la reconstrucción volumétrica del músculo.

La etapa de crecimiento muscular está basada en el crecimiento en la dirección normal de todas las superficies que conforman el músculo, este crecimiento se asume no restringido, es decir que es igual en todas las direcciones, y es función de la constante de crecimiento del músculo particular analizado. El crecimiento normal debe ser aplicado a todos los músculos presentes en el corte transversal.

El algoritmo del código recibe el valor del espesor del recto femoral y del semimembranoso como se muestra en la Figura 7A, el corte transversal del muslo en su plano medial (34%), en donde se etiquetan los tejidos con su respectivo nombre. El muslo está dividido en dos paquetes de músculos (el anterior y el posterior) que presentan relación geométrica y cercanía espacial. El recto femoral controla el crecimiento de los tejidos del paquete 1, los cuales crecen normalmente a la superficie del músculo y se escala hasta alcanzar el tamaño descrito en el músculo de referencia, por otro lado, el paquete 2 crece en función del semimembranoso, como se muestra en la Figura 7B, el corte transversal del muslo en su plano medial (34%), en donde se representan las líneas de medición del espesor de los tejidos de referencia (recto femoral y semitendinoso), la línea parte desde el punto medio o punto de referencia del fémur. El escalado, es un comportamiento lineal y no muestra cambios en la forma del músculo para diferentes medidas, lo cual no representa el comportamiento natural de los tejidos vivos. Un claro ejemplo de este proceso se representa en la figura 8, en donde, la línea continua corresponde al tejido sin crecer y la línea discontinua al tejido escalado.

El crecimiento normal de los tejidos debe ser controlado, por ello, se establece una matriz de crecimiento, que ordena el proceso de escalado de cada tejido.

Matriz de crecimiento

5

Los músculos de un plano no crecen arbitrariamente, debido a que un ordenamiento es fundamental para evitar interferencias. Para el caso presentado en la figura 9 se observan los tejidos exteriores tales como vasto lateral, recto femoral, sartorio, gracilis, semitendinoso, semimembranoso, bíceps cap larga, glúteo mayor, éstos pueden crecer libremente ya que no tienen restricciones musculares en su superficie o externamente, a diferencia de los músculos ubicados internamente, estos siempre serán limitados por sus tejidos cercanos. Se observa una matriz de ordenamiento del crecimiento muscular por corte, los tejidos observados en la línea 1, corresponden a los tejidos internos (deben crecer primero que los externos para evitar interferencias), la línea 2, asocia a los tejidos externos y de libre crecimiento. El crecimiento inicia desde el vasto interno y el vasto lateral, luego se despliega por los tejidos en el sentido de las manecillas de reloj.

15

Con el objetivo de reducir las interferencias, los tejidos se organizan en su crecimiento, iniciando por el crecimiento del vasto interno, seguido por el del vasto lateral y continuando con todos los tejidos en el orden de las manecillas del reloj. Sin embargo, debemos considerar que los tejidos internos crecen antes que los externos, por ejemplo, el aductor corto crece primero que el gracilis; el aductor mayor primero que el paquete de músculos conformado por el semimembranoso, semitendinoso, etc. Para el caso del bíceps cap larga, al ser un tejido rodeado por tres músculos, como el glúteo mayor, aductor mayor y semitendinoso, genera interferencias en su crecimiento, por lo tanto, este tejido no sigue el orden de las manecillas, creciendo un puesto antes que el semimembranoso y el glúteo mayor, a pesar de esto, el aductor mayor por estar en el interior, crece un puesto antes que el bíceps cap larga.

20

25

Crecer los tejidos puede generar una sobreposición entre áreas, por lo tanto, es fundamental determinar las interferencias entre cada par de músculos. Se plantea un algoritmo para solucionar las superposiciones dividido en cuatro etapas, a) Calcular el área de los tejidos que se interfieren, b) Identificación área de interferencia, c) Interpolación de curvas y d) Desplazamiento.

30

En la figura 10 se muestra el área de la interferencia del par de tejidos, los ejes “x” y “y” representan la dimensión en centímetros (cm) de los tejidos. Posteriormente, en la figura 13 evidencia la interpolación de las curvas del tejido 1 y 2 generando una curva ubicada un % más cercano al tejido con menor área, esto se debe a que los tejidos con mayor área, desplazan en mayor proporción a los de menor área, la curva generada representa las dos curvas de los tejidos, en efecto, se eliminarán las otras curvas correspondientes como se muestra en la figura 11. Enseguida se realiza la etapa de desplazamiento ya que los dos tejidos no pueden estar unidos, porque que existe la fascia, un tejido conectivo que envuelve y da forma a los músculos que los separa, por esto, se desplaza uno de los tejidos en dirección normal a la línea de interpolación como se muestra en la figura 12.

Este crecimiento normal junto a las interferencias permite la conformación de todos los músculos de una misma sección transversal. El proceso de crecimiento puede ser aplicado a todos los músculos al mismo tiempo o cada uno de los músculos de manera independiente. El crecimiento o decrecimiento de los tejidos está controlado por los valores de espesor muscular obtenidos a través de las imágenes de ultrasonido. El espesor de la capa grasa se considera también dentro del modelo, a través de un parámetro más controlado por la medición del ultrasonido. Todo el proceso asociado al crecimiento y la reconstrucción tridimensional del modelo, se resume en el diagrama de flujo de la figura 14.

Reconstrucción tridimensional

Al realizar el proceso de crecimiento y desplazamiento de los tejidos evitando interferencias, se requiere volver los planos 2D en un modelo 3D descargable en formato .STL. Para esto, es necesario seguir tres etapas de reconstrucción, a) Igualar la cantidad de puntos por plano, los planos se unirán mediante mallas de polígonos, por lo tanto, es fundamental que cada uno tenga la misma cantidad de puntos, porque si un plano tiene 20 puntos y el otro 50 puntos, no será posible una reconstrucción y se generará un error, en esta etapa se tienen puntos sin alineación b) Alinear los puntos, al realizar la reconstrucción el punto 1 de un plano x se unirá con el punto 1 del plano x1, si no están alineados la reconstrucción será desordenada, por lo tanto, se utiliza una función en el

algoritmo que alinea los puntos. c) Generar una reconstrucción tridimensional descargable en formato .STL. En la figura 15 se muestran los resultados de las etapas mencionadas anteriormente, primero se muestran los puntos sin alineación del plano, enseguida se muestran la alineación de puntos y finalmente la reconstrucción tridimensional en formato .STL.

5

Modelo final adaptado

En la etapa final, se suman cada una de las capas de manera apilada, conformando el total de la geometría tal como se observa en la figura 16. A la derecha, se muestra la reconstrucción de un musculo aislado y a la izquierda se muestra la reconstrucción de todos los músculos.

10

El método anterior está implementado en un notebook de Python, donde a través de una interfaz almacenan los datos de ultrasonido adquiridos por el paciente, genera el modelo tridimensional de forma automática y posteriormente arroja las medidas de volumen, área transversal y forma deseada y los almacena por fechas de adquisición. Tiene la posibilidad de mostrar los valores en el tiempo en forma de una gráfica. La interfaz se caracteriza por ser interactiva y de fácil acceso a la comunidad científica, médica y educativa.

15

Software Eco2Solid

20

Toda la interfaz descrita anteriormente en Python es la base del proyecto, sin embargo, para una mejor interacción del usuario-software, se diseña una interfaz de software denominado Eco2Solid, alimentada por una librería diseñada en Python que contiene todas las funciones y algoritmos del proyecto descrito a lo largo del documento. Como se observa en la figura 17, la interfaz está conformada por tres secciones, a) Imagen de ultrasonido: En esta sección el usuario visualiza las imágenes de ultrasonido captadas en el recto femoral y el semimembranoso (El protocolo de toma de imágenes se describe en la sección “*Adquisición de datos de ultrasonido*”), aquí el usuario debe trazar una línea desde el punto donde inicia el tejido, hasta su parte superior, posteriormente, el programa muestra el espesor del músculo medido y el usuario debe anotarlo en la casilla “longitud”, b) Modelo parametrizado individual: En esta sección se observa el modelo generado, posterior a dar clic a la casilla calcular geometría; el usuario podrá interactuar con la geometría y

25

30

revisar todos los tejidos, c) Descargar tejidos: Finalmente, al calcular la geometría la casilla No files, cambiará su estado a Files, permitiendo al usuario la descarga de los modelos en un formato .STL.

5 ***Características técnicas de los equipos utilizados***

Transductor de ultrasonido

Equipo: Máquina de ultrasonido (MicrUs-EXT-1H-Telemed), usando un transductor de matriz lineal de 12 MHz.

Focos: 4.

10 Profundidad captada por el transductor: 70mm.

Rango dinámico: -9dB.

Zoom: 100%.

Medición de planos de trabajo

15

Encaminados a facilitar la medición de los espesores musculares, se plantea una hipótesis para reducir los planos de trabajo utilizados en la reconstrucción.

20 Basados en un solo plano de trabajo, por ejemplo: plano medial, se medirá el espesor muscular de cada tejido del muslo respectivamente. En efecto, no sería necesario adquirir datos experimentales de los planos restantes. Para los planos en donde no se tiene la variable de entrada “espesor”, se establecerá una ecuación que parametrize los espesores en función del espesor del plano seleccionado.

H_0 : Existe una relación de espesor entre todos los planos de trabajo.

25 H_i : No hay relación entre los espesores de cada plano.

Se presentan limitaciones en los músculos, en donde su geometría no funciona como base para reconstruir los planos a través su medida de espesor.

30 En caso de que no exista una relación entre los tejidos sustentada, será necesario realizar la medida de todos los espesores musculares para cada plano correspondiente.

Se debe calcular el plano de trabajo, que contenga la mayor cantidad de tejidos y la mayor área en comparación de los planos restantes. Al seleccionar el plano de trabajo correspondiente en porcentaje, se ubica el valor mediante la medición de la pierna (Cresta iliaca hasta el ápice de la rótula), tal como en figura 18 y posteriormente se aplica la siguiente ecuación:

$$\text{Longitud plano} = \text{Longitud pierna} * \text{Porcentaje del plano}$$

Finalmente, se ubica la longitud del plano y se marca en la pierna del sujeto de prueba.

10 **Parametrización estática**

Con el objetivo de reducir la incertidumbre en la medición del espesor muscular, se plantea un protocolo para la captura de la imagen de ultrasonido. Inicialmente, se tendrán dos medidas de referencias con la exploración de los extremos del músculo de interés. En general, el usuario debe identificar el extremo 1 y 2 del músculo, posteriormente, debe identificar la mitad entre los dos extremos, y captar la imagen de ultrasonido. Con esta referencia, el usuario puede tomar su espesor muscular, mediante el software Echo Wave II de Telemed.

A continuación, se presentan las etapas para la captura de la imagen de ultrasonido y la medición del espesor muscular:

1) Conexión Ultrasonido.

- Instalar el software TELEMED (Echo wave II) a través de la USB con el programa
- Seleccionar Install Telemed
- Tener el escáner de ultrasonido Telemed (Sin este dispositivo, no es posible visualizar la imagen por medio del software).
- Conectar el transductor al puerto encontrado del MicrUs EXT- 1H
- Conectar el cable Usb al MicrUs EXT- 1H con la entrada 1
- Conectar la entrada 2 del cable USB al puerto del computador
- Abrir el programa Echo Wave (Telemed) II
- Aceptar términos y condiciones
- Finalizar instalación

- Ubicar al sujeto en posición supino sobre una superficie plana
 - Ajustar el software conforme a profundidad, visibilidad, etc.
 - En el costado derecho se encuentran todas las herramientas de edición, que puede utilizar para medir la geometría del músculo.
- 5 2) Seleccionar el músculo.
 - 3) Aplicar el gel sobre la zona de interés.
 - 4) Iniciar la medición.
 - 5) Seguir los protocolos para identificar en donde está el músculo de interés.
 - 6) Explorar el músculo con el transductor.
 - 10 7) Identificar el extremo 1 del tejido de interés (la parte lateral más lejana).
 - 8) Identificar el extremo 2 del tejido de interés (la parte lateral contraria más lejana).
 - 9) Calcular la mitad de los dos extremos.
 - 10) Captar la imagen en la mitad del músculo.
 - 11) Guardar la imagen.
 - 15 12) Seleccionar la herramienta distancia.
 - 13) Dibujar una línea desde el fémur hasta la fascia que divide los dos tejidos.
 - 14) Dibujar una línea desde el inicio del tejido 1 hasta el inicio de la capa grasa.
 - 15) Guardar la imagen seleccionando el icono guardar.
 - 16) Consignar los valores calculados por el programa en una base de datos.
 - 20 17) Tomar el espesor con la herramienta distancia.
 - 18) Consignar el espesor.

Protocolo de medición

- 25 Inicialmente, se debe identificar el sujeto objetivo para la prueba, en donde se evidencie que no tiene lesiones musculares en el cuádriceps que afecten el resultado de la resonancia magnética. El sujeto deberá participar en dos pruebas, a) Toma de imágenes de RM y b) Captura espesores mediante ultrasonido.
- 30 Recomendaciones para la preparación de los exámenes:
 1. Presentarse con ropa cómoda para la toma de las imágenes.

2. Antes de realizar el examen, el paciente debe informar si cuenta con alguna de estas condiciones: estar embarazada, implantes en su cuerpo, clavos, tornillos, balas, maquillaje permanente, dispositivos u ortodoncia.
3. Informar si tiene enfermedades como hipertensión, diabetes, enfermedad renal u otras enfermedades asociadas.
4. Retirarse todos los objetos.

Posición marcadores:

1. Medir la longitud de la pierna (Desde la cresta Iliaca hasta el ápice de la rótula) con un metro. La medida debe realizarse lo más centrado a la mitad de la rótula y luego se debe trazar una circunferencia rodeando la pierna, como se muestra en la figura 19 y 20.
2. Consignar la medida y seguir la ecuación:

$$\text{Longitud plano} = \text{Longitud pierna} * \text{Porcentaje del plan}$$

Para determinar los planos se evalúan estas condiciones:

- a) Cantidad de músculos por plano (entre más músculos, mayor es la precisión de la reconstrucción), y
- b) Área total de los tejidos por plano: esto facilita la selección del plano, disminuyendo la pérdida de área.
3. Marcar una línea vertical pequeña
4. Los tejidos del cuádriceps se marcarán mediante esferas rígidas posicionadas en las distancias establecidas a continuación:

Músculo	0.19%	0.34%	0.60%	0.80%	0.99%
Recto Femoral	X	X	X		
Vasto medial			X	X	X
Vasto Lateral	X	X	X		
Vasto interno	X	X	X		
Semimembranoso	X	X	X		

5. Marcar un punto en cada tejido en su plano correspondiente, siguiendo el protocolo de posición de los marcadores. Sobre cada punto se ubicará una esfera rígida presionada con esparadrapo debido a su facilidad para adherirse a la piel. El objetivo de estas esferas es mostrar la posición en la imagen de resonancia magnética (MRI) e identificar la posición exacta de la imagen de ultrasonido y captar la correspondencia de las imágenes de los dos aparatos Médicos. En la figura 21, se presenta el resultado en la MRI de presionar una esfera rígida sobre la piel.

6. Posición de marcadores. Para identificar el músculo de interés se debe tener en cuenta la identificación en cada uno de los músculos, de la siguiente forma:

Recto Femoral: Trazar una línea desde la espina iliaca hasta el ápice de la rótula que recorra todo el recto Femoral. Marcar los puntos correspondientes en el plano 0.19%, 0.34% y 0.60%. sobre la línea trazada anteriormente.

Vasto lateral: Se identifica la banda Ilio-Tibial que recorre todo el vasto lateral, este tejido origina en el trocánter mayor y finaliza en el tendón de la rodilla. Los marcadores se ubican en la mitad entre la banda Ilio-Tibial y la línea trazada en el recto femoral en los planos 0.19% (proximal), 0.34% (medial) y 0.60% (distal).

Vasto Medial: Para identificar este tejido el paciente debe extender la pierna, el vasto medial es reconocido por presentar una geometría similar a la de una gota de agua. Los marcadores se posicionan en la mitad de la gota en el plano 0.6%, 0.8% y 0.99%.

Vasto Interno: Este músculo se encuentra en medio del vasto medial y el vasto lateral, por lo tanto, no se mide nuevamente, sus marcadores corresponden a los ubicados en el recto femoral.

Semimembranoso: Es el músculo más medial de los isquiotibiales y baja por la parte medial del muslo, para identificarlo, el sujeto se debe ubicar en posición de prono y flexionar la pierna. Después se dibuja un diapasón en la pierna, reconociendo los tejidos

de la parte posterior del muslo, el semimembranoso está posicionado en la parte derecha del diapasón y sus marcadores se ubican en plano 0.19%, 0.34% y 0.60%.

5 La figura 22 muestra la comparación de las mediciones experimentales y las que se pueden generar con el modelo computacional. Adicionalmente, se ilustra la medición de espesores en los músculos de la pierna.

Finalmente, todo el proceso desde la adquisición de imágenes hasta el crecimiento del tejido y la reconstrucción del órgano completo se resume en la figura 23.

10

A pesar de que una implementación particular de la presente invención se ha divulgado anteriormente con fines ilustrativos, será evidente para los expertos en la materia que pueden realizarse numerosas variaciones de los diferentes detalles sin apartarse del objetivo de la invención.