

PATENTE DE INVENCION

SIMULADOR COMPACTO PARA EL BLOQUEO ANALGÉSICO Y ANESTÉSICO ECOGUIADO DEL PLEXO LUMBOSACRO – “CUBE II BLOCK TRAINER”

RESUMEN

La presente invención está relacionada con un simulador compacto para el bloqueo analgésico y anestésico del plexo lumbosacro en sus cuatro abordajes: femoral, obturador, safeno y ciático-poplíteo, con el fin de facilitar el entrenamiento de personal médico en el bloqueo regional ecoguiado como técnica anestésica y analgésica indicada en los procedimientos quirúrgicos para el miembro inferior. Cada uno de los módulos comprende tejido celular subcutáneo, estructuras vasculares, estructuras musculares, huesos, nervios y fascias, lo anterior en un material plástico al cual se puede insertar una jeringa y en donde cada módulo se regenera una vez retirada la aguja, dispuestos de tal manera que el corte transversal de la disposición de dichas estructuras permite una imagen con ecógrafo casi idéntica a la obtenida del sitio de bloqueo de la estructura anatómica en un individuo humano, para cada uno de los módulos o abordajes, por lo que el ejercicio de anestesia regional se realiza con escaneos en eje corto y con punciones dentro de plano, en donde la sección utilizada es de aproximadamente 1mm. Así mismo, el simulador compacto para el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro comprende un circuito arterial, que permite la emulación de las pulsaciones arteriales de manera manual o automática, y un circuito de vacío, el cual permite retirar el líquido inyectado en el ejercicio de simulación.

SECTOR TECNOLÓGICO:

La presente invención se refiere a un simulador para el entrenamiento del bloqueo analgésico y anestésico de un individuo humano. Específicamente, a un simulador para el bloqueo analgésico y anestésico ecoguiado del plexo lumbosacro en sus cuatro componentes: femoral, obturador, safeno y ciático-poplíteo que permite la aplicación



de líquidos y el retiro de estos, así como la simulación de las pulsaciones de las estructuras vasculares.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN:

El desarrollo de la ecografía por ultrasonido y su aplicación en anestesia para identificar los vasos en los cuales se debe inyectar medicamentos consistió en un gran desarrollo que contribuyó a minimizar la incidencia de efectos adversos asociados a la aplicación de líquidos en un lugar incorrecto. El empleo de ecografía en la anestesia requiere de mucha práctica, toda vez que, por lo general, el instrumento para obtener la imagen en el ecógrafo tiene una superficie solo un poco mayor que la superficie relacionada con el diámetro de una aguja, por lo que la lectura del instrumento tiende a ser bastante complicada.

Adicionalmente, los ejercicios simulados históricamente han proporcionado a los estudiantes la posibilidad de iniciar la curva de aprendizaje una vez se aprende teóricamente un procedimiento o ejercicio. De hecho, en varios países alrededor del mundo no es posible iniciar la aplicación de un procedimiento médico si no se ha realizado una certificación que avale la idoneidad y la experticia mínima necesaria que se requiere para no comprometer la vida de los pacientes. La simulación se ha convertido en una de las herramientas principales para demostrar dicha idoneidad, toda vez que permite, bajo un escenario controlado, repetir el ejercicio las cantidades de veces que sea necesario para alcanzar un porcentaje de éxito prudente antes de que el procedimiento sea permitido en un paciente real.

La simulación se puede desarrollar sobre piezas cadavéricas o sobre modelos elaborados con materiales biológicos (gelatina, tofú, entre otros). Sin embargo, la durabilidad y versatilidad de estos elementos de simulación pueden llegar a ser limitadas, ya sea por la colonización de bacterias o el deterioro que impida la realización del ejercicio, en donde otro factor importante es la no-regeneración del material luego de la punción. Por lo tanto, los materiales no biológicos se han convertido en la mejor alternativa frente a las limitaciones de los biológicos, ya que



dicha alternativa ofrece mayor resistencia, durabilidad y conservación en el tiempo, así como, seleccionando materiales adecuados, la posibilidad de una réplica casi exacta de las estructuras anatómicas y, en algunas ocasiones, de las propiedades ecogénicas.

La simulación en Anestesia Regional (AR) debe particularmente cumplir con exigencias especiales para poder considerarse una herramienta apropiada para el ejercicio de práctica. Una de las principales necesidades corresponde a que el material usado artificialmente para fabricar estos simuladores debe permitir la inyección de líquido sin ofrecer resistencia y sin devolver ese volumen inyectado hacia el exterior, este volumen que representa el anestésico local no debe encapsularse en su interior como sucede en los simuladores ecogénicos disponibles actualmente, por el contrario, debe difundirse entre el espacio perineural que por lo general corresponde a una fascia; y posteriormente permitir ser removido para el ejercicio siguiente.

Por otra parte, los pacientes que van a ser sometidos a cirugías que involucran los miembros inferiores, además de la opción de anestesia general, raquídea o peridural (consideradas las únicas disponibles e indicadas para estos pacientes hasta hace algunos años), hoy en día cuentan con una opción anestésica menos invasiva y más selectiva para el manejo del dolor conocida como bloqueo del plexo lumbo-sacro. El bloqueo del plexo lumbo-sacro consiste en identificar desde la ingle hasta el borde superior de la rodilla, a través de la ecografía, cuatro puntos específicos, ilustrados en la Figura 1, en los que se visualizan mucho mejor estas estructuras neurales (nervios) que le dan sensibilidad a la pierna en toda su extensión y en donde la implementación de esta técnica permite el bloqueo selectivo y la sola abolición del dolor por el tiempo que la cirugía lo requiera sin necesidad de tener que dormir todo el paciente o colocar una anestesia raquídea o peridural que, en algunas ocasiones, podría estar contraindicada para una cirugía que, por ejemplo, sólo involucra un pie. Además de la técnica anestésica se puede de igual forma, proporcionar la opción analgésica para manejo de dolor agudo o crónico a través de la colocación de catéter perineural para la administración de infusiones analgésicas continuas.



La técnica de bloqueo anestésico del plexo lumbosacro se encuentra descrita desde hace más de 40 años, realizándose a ciegas e intuyendo que la aguja se encontraba cerca del nervio a bloquear cuando el paciente refería un “corrientazo”; la ecografía se ha convertido en los últimos años en la solución para esos daños y complicaciones asociados a un procedimiento a ciegas. Bajo visión ecográfica se puede determinar en tiempo real que tan cercana se encuentra la aguja del nervio e inyectar con cantidades anestésicas menores en la periferia del nervio, aumentando en gran medida el perfil de seguridad en este procedimiento.

Sin embargo, esta técnica ecoguiada requiere de entrenamiento por los especialistas ya titulados y más aún en los que se encuentran en formación, desafortunadamente para realizar este entrenamiento en un escenario seguro hoy en día no existen simuladores en el mercado que incluyan los cuatro abordajes en uno sólo, que permitan con un alto nivel de realismo emular la sonoanatomía de un paciente real y que además permitan hacer el entrenamiento completo incluyendo la punción e inyección de las estructuras involucradas en esta técnica. Los simuladores existentes ofrecen la posibilidad de un único abordaje a la vez, teniendo que tener varios simuladores, muchas veces de difícil portabilidad, para poder acceder a la práctica de los cuatro abordajes más utilizados para la anestesia y analgesia del miembro inferior.

La presente invención dispone de manera compacta los cuatro abordajes para el entrenamiento en el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro con un alto nivel de realismo, toda vez que emula la sonoanatomía de un paciente real. Así mismo, el simulador según la invención permite hacer el entrenamiento completo incluyendo la punción e inyección de las estructuras involucradas en esta técnica.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención está relacionada con un simulador compacto para el bloqueo analgésico y anestésico del plexo lumbosacro en sus cuatro abordajes: femoral, obturador, safeno y ciático-poplíteo, con el fin de facilitar el entrenamiento de personal



médico en el bloqueo regional ecoguiado como técnica anestésica y analgésica indicada en los procedimientos quirúrgicos para el miembro inferior.

Cada uno de los módulos comprende tejido celular subcutáneo, estructuras vasculares, estructuras musculares, nervios y fascias. El módulo para el abordaje femoral (1) comprende tejido celular subcutáneo (8A), una vena femoral (8B), una arteria femoral (8C), un músculo iliopsoas (8D), una cintilla iliaca (8E), un músculo pectíneo (8F) y un nervio femoral (8G). El módulo del abordaje obturador (2) comprende tejido celular subcutáneo (9A), un músculo abductor largo (9B), un músculo abductor corto (9C), un músculo abductor mayor (9D), un músculo pectíneo (9E), así como las ramas anterior (9F) y posterior (9G) del nervio obturador. El módulo para el abordaje safeno (3) comprende tejido celular subcutáneo (10A), una vena femoral (10C), una arteria femoral (10B), un músculo sartorio (10D), un músculo abductor mayor (10E), un músculo vasto medial (10F) y un nervio safeno (10G). Mientras que el módulo (4) para el abordaje ciático y poplíteo comprende tejido celular subcutáneo (11A), una vena poplítea (11C), una arteria poplítea (11B), un músculo semitendinoso (11D), un músculo bíceps femoral (11E), un nervio tibial (11F), un nervio peroneo común (11G) y fémur (11H).

Los materiales de cada una de las estructuras en el simulador según la invención son seleccionados de materiales plásticos que se regeneran una vez retirada la aguja en el ejercicio de simulación, en donde dichos materiales comprenden uno o más diisocianatos (parte A), uno o más polioles (parte B), uno o más catalizadores (parte C) y uno o más modificadores de ecogenicidad seleccionados de talco, grafito, alúmina, entre otros.

Cada una de las estructuras que conforman los módulos están dispuestas de tal manera que el corte transversal del módulo permite una imagen con ecógrafo ultrasonido casi idéntica a la obtenida del sitio de bloqueo de la estructura anatómica en un individuo humano, por lo que el ejercicio de anestesia regional se realiza con escaneos en eje corto en donde la sección utilizada es de aproximadamente 1mm. Así mismo, el simulador compacto para el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro



comprende un circuito arterial, que permite la emulación de las pulsaciones arteriales de manera manual o automática, y un circuito de vacío, el cual permite retirar el líquido inyectado en el ejercicio de simulación.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS:

La Figura 1 representa los cuatro puntos específicos en los que se encuentran las estructuras neurales que le dan sensibilidad a la pierna correspondientes a femoral (1), obturador (2), safeno (3) y ciático-poplíteo (4).

La Figura 2 enseña la apariencia externa del simulador compacto para el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro con las caras en las que se encuentra cada abordaje de simulación.

La Figura 3 muestra la disposición de los cuatro módulos: femoral (1), obturador (2), safeno (3) y ciático-poplíteo (4) en el simulador compacto para el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro.

La Figura 4 representa el circuito arterial que comprende un sistema de mangueras interconectadas desde cada módulo con un conector (4A) que sobresale de la parte posterior y se conecta a la manguera (4B) prellenada con una solución arterial artificial, la cual a su vez en su extremo distal se une a una bomba (4C).

La Figura 5 ilustra el circuito de vacío que comprende un conjunto de mangueras que emergen de la parte posterior de cada fascia que se conectan con cada módulo y finalmente a un conector que sobresale en la parte posterior del simulador.

La Figura 6 representa conector (6A) que sobresale en la parte posterior del simulador según la invención y que permite a su vez, la conexión de una jeringa de acople libre de aguja para generar vacío y poder drenar todo el líquido inyectado durante la simulación.



La Figura 7 representa los componentes estructurales del simulador correspondientes a las estructuras vasculares (7A), las estructuras musculares (7B) y la fascia de circuito de aspiración (7C).

La Figura 8 ilustra el corte transversal del módulo (1) para el abordaje femoral en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (8A), la vena femoral (8B), arteria femoral (8C), músculo iliopsoas (8D), cintilla iliaca (8E), músculo pectíneo (8F) y nervio femoral (8G).

La Figura 9 muestra el corte transversal del módulo (2) para el abordaje obturador en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (9A), músculo abductor largo (9B), músculo abductor corto (9C), músculo abductor mayor (9D), músculo pectíneo (9E), rama anterior (9F) y posterior (9G) del nervio obturador.

La Figura 10 muestra el corte transversal del módulo (3) para el abordaje safeno en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (10A), la vena femoral (10C), la arteria femoral (10B), músculo sartorio (10D), músculo abductor mayor (10E), músculo vasto medial (10F) y nervio safeno (10G).

La Figura 11 muestra el corte transversal del módulo (4) para el abordaje ciático y poplíteo en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (11A), la vena poplítea (11C), la arteria poplítea (11B), músculo semitendinoso (11D), músculo bíceps femoral (11E), nervio tibial (11F), nervio peroneo común (11G) y fémur (11H).

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

La presente invención está relacionada con un simulador compacto para el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro en sus cuatro abordajes: femoral, obturador, safeno y ciático-poplíteo. Este simulador consiste en una estructura tridimensional seleccionada de un poliedro, preferiblemente un hexaedro, aún más preferiblemente un cubo.



En cada una de las caras del poliedro se dispone un módulo interno, cada uno correspondiente con uno de los cuatro simuladores, esto es, cada cara del simulador corresponde a un módulo: un módulo de femoral (1), módulo obturador (2), módulo safeno (3) y módulo ciático-poplíteo (4), tal como se ilustra en las Figuras 2 y 3, lo cual permite elegir el ejercicio que se desea practicar. El cuerpo (8) del poliedro puede realizarse en cualquier material que permita el acople estable de cada uno de los módulos (1) (2) (3) (4).

Cada módulo (1) (2) (3) (4) ofrece el detalle anatómico que incluyen las estructuras propias de su abordaje, estas estructuras anatómicas se encuentran separadas de manera adecuada (por ejemplo, preferiblemente por lo menos entre 0,05mm y 2mm, aún más preferiblemente entre 0,1mm y 1mm, en todo caso, coincidiendo con las dimensiones de la estructura anatómica humana promedio) y permiten diferenciarlas cuando son escaneadas por ecografía; cada estructura se encuentra ubicada a la distancia exacta de la superficie, así como lo estarían en un paciente promedio. Cada cara del cubo permite el apoyo adecuado del transductor tanto en escaneos en eje largo como en eje corto para poder realizar el ejercicio de abordaje dentro o fuera de plano según lo desee el practicante.

Cada módulo (1) (2) (3) (4) se selecciona de una estructura tridimensional seleccionada de un poliedro, preferiblemente un hexaedro. Cada módulo (1) (2) (3) (4) comprende una estructura externa con forma de hexaedro que comprende cinco láminas, en donde cada lámina cubre una cara del hexaedro, de manera que una de las caras del hexaedro del módulo está descubierta. La cara descubierta se dispone hacia el exterior del simulador compacto para el bloqueo anestésico del plexo lumbosacro y corresponde a la zona que entrará en contacto con el ecógrafo.

Cada módulo está relleno con una composición que permite una imagen ecogénica hiperrealista y de alta calidad, toda vez que reproduce la imagen de las estructuras anatómicas completas muy cercanas a las de un paciente real, aun con ecógrafos económicos y/o de baja gama. El material de relleno es plástico y sus características y composición le permiten regenerarse luego de las punciones, de manera que es



duradero y simula de manera más apropiada el comportamiento de la piel, además de que permite la simulación y práctica de punciones sin indicios indeseados del lugar correcto de punción.

Dentro del material de relleno se disponen las estructuras que en una imagen ecogénica corresponden a los planos musculares hipoeoicos, los planos fasciales hiperecoicos y los nervios hipoeoicos o hiperecoicos.

Este material de relleno comprende una goma elastomérica de poliuretano -PU o PUR-. La goma elastomérica de poliuretano es un polímero que se obtiene mediante reacción de polioles con diisocianatos; en esta mezcla bicomponente, el polioliol o parte B corresponde a la parte flexible de la resina, mientras que la parte A o diisocianato corresponde a la parte rígida. De manera general, en el marco de la presente invención, los alcoholes multifuncionales o parte B que hacen parte de la resina se seleccionan de polioles lineales o ramificados con una cadena hidrocarbonada entre C₂ y C₁₈, tales como, pero sin limitarse a, etilenglicol, propilenglicol, dipropilenglicol, neopentilglicol, metilpentanodiol, dimetilbutanodiol, butil-etil-propanodiol, dietilenglicol, trietilenglicol, tetraetilenglicol, 1,4-butanodiol, 1,4-ciclohexanodiol, 1,6-hexanodiol, bis(hidroxietil)hidroquinona, entre otros y mezclas de los mismos.

Los diisocianatos o parte A se seleccionan de, pero sin limitarse a, tetrametileno-diisocianato, 1,6-hexametilen-diisocianato -HDI-, dodecametileno diisocianato, trimetilhexametilen diisocianato, 1,3-ciclohexileno diisocianato, 1,4-ciclohexileno diisocianato, toluendiisocianato -TDI-, metildifenilisocianato -MDI-, metiltrifenilisocianato, diisocianato de isoforona -IPDI-, 2,4-tolileno-diisocianato, 2,6-tolileno-diisocianato, m-fenileno-diisocianato, 1,1,6,6-tetrahidroperfluorohexametileno -TFDI-, p-fenileno-diisocianato, 4,4'-difenilmetano-diisocianato, 2,4'-difenilmetano-diisocianato, 2,2'-difenilmetano-diisocianato, 3,3'-dimetil-4,4'-bifenileno diisocianato, 3,3'-dicloro-4,4'-bifenileno diisocianato, xilileno diisocianato, xilileno diisocianato hidrogenado, 4,4'-dicrolohexilmetano diisocianato, tetrametilxilileno diisocianato, entre otros y mezclas de los mismos.



Para obtener la resina es necesario agregar un catalizador. Entonces, se tiene una mezcla inicial de los dos componentes: isocianato o parte A y el polioliol o parte B; a la que se adiciona un catalizador, parte C o agente suavizante. En el marco de la presente invención, el catalizador es seleccionado de metiletil cetona, metiletil cetona peróxido, dodecil mercaptano, aminas alifáticas, aminas terciarias, fenoles, poliéteramina, anhídrido metil náutico, anhídrido hexahidroftálico, anhídrido trimetálico, anhídrido ftálico, anhídrido metil hexahidroftálico, anhídrido tetrahidroftálico, anhídrido metil hexahidroftálico, 4,4'-diamino difenil metano, ácido 1,2-benzenodicarboxílico, diéster C₉₋₁₁ alquilado ramificado, benceno, entre otros y mezclas de estos. En una modalidad de la invención, el agente suavizante se caracteriza por una gravedad específica de 0.97 a 20°C y una viscosidad de 130 cps a 20°C.

El poliuretano así obtenido tiene una velocidad de propagación del ultrasonido cercana a la de los tejidos blandos humanos lo que le proporciona la capacidad de reproducir nítidamente las distintas estructuras anatómicas que se deseen emular. La velocidad de propagación, esto es, la velocidad en la que el sonido viaja a través de un medio, y se considera típicamente de 1.540 m/seg. para los tejidos blandos. La velocidad de propagación del sonido varía dependiendo del tipo y características del material por el que atraviese. Los factores que determinan la velocidad del sonido a través de una sustancia son la densidad y la compresibilidad, de tal forma que los materiales con mayor densidad y menor compresibilidad transmitirán el sonido a una mayor velocidad. Esta velocidad varía en cada tejido; por ejemplo, en la grasa, las ondas sonoras se mueven más lentamente; mientras que, en el aire, la velocidad de propagación es tan lenta, que las estructuras que lo contienen no pueden ser evaluadas por ultrasonido. Por otro lado, la velocidad es inversamente proporcional a la compresibilidad; las moléculas en los tejidos más compresibles están muy separadas, por lo que transmiten el sonido más lentamente.

Teniendo en cuenta lo anterior, es necesaria la incorporación de aditivos que contribuyan a la obtención de distintas ecogenicidades en el material de relleno. El aditivo modificador de ecogenicidad se selecciona de grafito, alúmina, talco italiano, y mezclas de estos. Preferiblemente, el aditivo modificador de ecogenicidad se selecciona



de alúmina, talco italiano y mezclas de estos. La mezcla base solamente con talco italiano es por lo general muy hipo y anecoica (oscura) al escaneo ecográfico, debido a que no se generan ecos o reflexiones considerablemente importantes que aumenten naturalmente la ganancia de la imagen, siendo diferenciables de posibles estructuras hiperecoicas (blancas o claras). Así mismo, el talco italiano tiene propiedades similares a las del grafito para generar ecos extras que aclaren la imagen, pero con menor posibilidad de oscurecer la mezcla como sucede con el grafito, situación que se resuelve con la adición de alúmina. Por lo tanto, se prefiere el empleo de alúmina y talco italiano respecto del grafito como materiales modificadores de ecogenicidad.

La mezcla de los componentes A, B, C y el aditivo modificador de ecogenicidad se mezclan dando lugar a una sustancia semisólida de aspecto viscoso, altamente fluida y con sensación suave al tacto. Esta mezcla se deja curar a una temperatura controlada de 25°C durante 36 horas.

Posterior a este tiempo la mezcla atraviesa un período de calentamiento controlado en un horno de calor lineal a temperaturas que oscilan entre los 28-34 °C durante 20 minutos. Con esto se obtiene una mezcla curada consistente y compacta.

La mezcla así obtenida presenta plasticidad regenerativa. Esta propiedad se debe a la mezcla proporcionalmente cuidadosa hecha entre el sistema bicomponente (poliol – diisocianato), el benceno, el talco italiano y la alúmina. Después de una punción realizada con una aguja, por ejemplo, aguja >23G, la ruptura que se genera en los enlaces del sistema poliuretano o cualquier otro material biológico o sintético diferente a este material, produce una huella hiperecoica (blanca), en el trayecto de incidencia de la aguja, lo que se traduce en una marca permanente en el interior de estos materiales, visible únicamente durante el escaneo ecográfico y que interfiere con la adecuada visualización de las siguientes punciones, prestándose para confusiones durante el ejercicio de entrenamiento y disminuyendo la vida útil de esos simuladores. El material según la invención posee la capacidad de autosellarse con el retiro lento de la aguja, debido a que los enlaces del sistema bicomponente son afianzados por el benceno y reforzados por la mezcla de talco italiano con alúmina, permitiendo una



regeneración absoluta en punciones que pueden ir desde los 0° hasta los 90° de incidencia, lo cual corresponde a una propiedad altamente novedosa y que supera el estado de la técnica de los otros materiales existentes en el mercado.

Cada módulo comprende diferentes secciones que simulan músculos, nervios, estructuras vasculares, tejido celular subcutáneo, entre otras estructuras, dispuestos de tal manera que el corte transversal de la disposición de dichas estructuras permite una imagen con ecógrafo casi idéntica a la obtenida del sitio de bloqueo de la estructura anatómica en un individuo humano, por ejemplo, tal como se observa en las Figuras 8 a 11 para los simuladores del nervio femoral, del nervio obturador, del nervio safeno, y de los nervios ciático y poplíteo.

En términos generales, la ecogenicidad del simulador casi idéntica a la humana en los diferentes puntos de bloqueo o aplicación del analgésico y/o anestésico obedece a la composición del material que conforma cada una de las partes a observar con el ecógrafo y la disposición de estas en los módulos. Para el tejido celular subcutáneo, el material comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de talco italiano. El material de los músculos por lo general comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C y entre 2 y 6% de alúmina; en una modalidad de la invención, algunos músculos comprenden entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de alúmina; incluso, algunos músculos comprenden entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 18% y 26% de la parte C, entre 12% y 18% de alúmina. Mientras que los nervios comprenden entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 30 y 45% de alúmina.

La disposición de los materiales conforme a su denominación tejido celular subcutáneo, músculo o nervio se hace en el mismo orden y dimensiones en el que se encuentran en un individuo humano; de manera que, al hacer un corte transversal perpendicular a la capa exterior se observan los elementos ilustrados en las Figuras 8 a 11. Lo anterior se



logra mediante la disposición del tejido celular subcutáneo a manera de superficie en la capa exterior de cada uno de los módulos, así como la ubicación transversal a dicho tejido celular subcutáneo de las fascias y los vasos sanguíneos, venas y arterias. Los nervios se disponen de tal manera que atraviesan el tejido celular subcutáneo y dentro de la fascia, cuando esta última se encuentra presente en la estructura anatómica simulada. Los músculos se disponen por debajo del tejido celular subcutáneo, con la forma que tiene en el corte anatómico en cuestión, de manera que, por lo general, los músculos se encuentran al fondo de cada módulo.

Las estructuras anatómicas de cada módulo se encuentran dispuestas de tal forma que el ejercicio de anestesia regional se realice con escaneos en eje corto, si se tiene en cuenta que el haz de ultrasonido tiene un espesor de aproximadamente 1 mm, virtualmente se tendrán 130 posibilidades de escaneo lineal a lo largo de una superficie funcionalmente activa de 13 cm en cada módulo del cubo.

Cada uno de los módulos puede comprender dos tipos de circuitos que emergen de ellos los cuales corresponden al circuito arterial y el circuito de vacío. El circuito arterial, ilustrado en la Figura 4, comprende un conjunto de mangueras que emergen de la parte posterior de cada arteria simuladas para interconectarse entre cada módulo, tal como se ilustra en la Figura 5, y finalmente a un conector (4A) que sobresale de la parte posterior del simulador y, que permite a su vez, la conexión de una manguera (4B) prellenada con una solución arterial artificial cuyo extremo distal posee una bomba manual (4C) de caucho que al accionarse emite una onda mecánica de flujo y emula las pulsaciones arteriales lo que incrementa el realismo cuando se realiza el escaneo ecográfico.

Este sistema proveniente del circuito arterial también permite la conexión a un dispositivo electrónico (4D) emisor de ondas de pulso como alternativa a la bomba manual.

El circuito de vacío, ilustrado en la Figura 6, comprende un conjunto de mangueras que emerge de la parte posterior de cada fascia para interconectarse entre cada módulo,



tal como se ilustra en la Figura 5, y finalmente a un conector (6A) que sobresale en la parte posterior del simulador y que permite a su vez, la conexión de una jeringa de acople libre de aguja, para generar vacío y poder drenar todo el líquido inyectado durante el ejercicio de colocación de anestésico local. Esto permite que la práctica simulada sea completa desde el escaneo hiperrealista hasta la inyección de las estructuras objetivo de bloqueo.

El espacio que simula la fascia y el material del que se componen está representado en tamaño y textura real en el simulador según la invención, tal como se ilustra en la Figura 7, lo cual impide el encapsulamiento del líquido que se inyecta como el que se evidencia en otros simuladores (posible Figura 12), a la par que permite una simulación más exacta de lo que ocurre con pacientes reales. Este circuito de aspiración parte de varios segmentos con formas variadas similares a las fascias perineurales que se crean como un espacio vacío sellado por un extremo y abierto por el otro, la disposición virtual de dos paredes internas superpuestas y el sello por uno de sus extremos genera la posibilidad de crear presión negativa a la aspiración sostenida, normalmente no se necesita más a la presión negativa generada por una jeringa de 3 cc, esta generación de vacío permite que cuando se inyecta el líquido anestésico simulado, se produzca una separación a manera de semiluna que produce dos interfaces acústicas sobre la que se reflejan gran número de haces con la producción de un número mayor de ecos que generan proyecciones de elevada ganancia acústica, esto hace que se visualicen como dos líneas hiperecoicas notorias y exactamente iguales a las generadas por las fascias reales; estas dos líneas hiperecoicas resaltan aún más al inyectarse el volumen simulado de anestésico. El circuito de vacío al encontrarse a presión negativa genera un fenómeno de llenado facilitado que evita que se produzca efusión o exteriorización del líquido a través de los orificios generados por las punciones previas, esta es una de las características más llamativas del diseño del circuito de aspiración además de resaltar su nivel superior al compararse con otros simuladores usados en anestesia regional.



EJEMPLOS

Ejemplo 1. Módulo Femoral

La Figura 8 ilustra el corte transversal del simulador para el nervio femoral en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (8A) y la cintilla iliaca (8E), los cuales están conformados por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de talco italiano. La vena femoral (8B) y la arteria femoral (8C), las cuales pueden llenarse con agua destilada. El músculo iliopsoas (8D) comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C y entre 2 y 6% de alúmina. Mientras que el músculo pectíneo (8F) comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de alúmina y el nervio femoral (8G) conformado por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 30 y 45% de alúmina.

Ejemplo 2. Módulo Obturador

La Figura 9 ilustra el corte transversal del simulador para el nervio obturador en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (9A) conformado por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de talco italiano. El músculo abductor largo (9B) comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C y entre 2 y 6% de alúmina. Los músculos: abductor corto (9C), abductor mayor (9D) y pectíneo (9E) están conformados por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de alúmina. Mientras que las ramas, anterior (9F) y posterior (9G), del nervio obturador están conformadas por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 30 y 45% de alúmina.



Ejemplo 3. Módulo Safeno

La Figura 10 ilustra el corte transversal del simulador para el nervio safeno en el que se visualiza tejido celular subcutáneo (9A) conformado por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de talco italiano. Los vasos sanguíneos, arteria femoral y vena femoral, se llenan con agua destilada. El músculo sartorio comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C y entre 2 y 6% de alúmina. Los músculos: abductor mayor (10E) y vasto medial (10F) están conformados por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de alúmina. Mientras que el nervio safeno (10G) comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 30 y 45% de alúmina.

Ejemplo 4. Módulo Ciático-Poplíteo

La Figura 11 ilustra el corte transversal del simulador para los nervios ciático y poplíteo en el que se visualiza tejido celular subcutáneo conformado por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de talco italiano. Los vasos sanguíneos: arteria poplíteo y vena poplíteo, se llenan con agua destilada. El músculo semitendinoso (11D) comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C y entre 2 y 6% de alúmina. El músculo bíceps femoral (11E) comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 18% y 26% de la parte C, entre 12% y 18% de alúmina. El fémur comprende entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 10 y 16% de alúmina. Mientras que los nervios: tibial y peroneo común están conformados por entre 22% y 30% de la parte A, entre 22% y 30% de la parte B, entre 10% y 20% de la parte C, entre 30 y 45% de alúmina.

Las figuras presentadas en la presente descripción se presentan con propósitos meramente ilustrativos. Las figuras descritas no limitan el alcance de la invención



divulgada. Una persona versada en el arte es capaz de concebir modificaciones posteriores a los principios determinados en el presente documento.

Aunque algunas modalidades de la invención se describen en la presente descripción, se apreciará que numerosas modificaciones y otras modalidades pueden concebirse por aquellos expertos en la materia con posterioridad a la divulgación de la presente invención. Por ejemplo, las características para las diferentes modalidades pueden usarse en otras modalidades. Por lo tanto, se entenderá que las reivindicaciones anexas pretenden cubrir todas las modificaciones y modalidades que están dentro del espíritu y alcance de la presente descripción.

