

Campo técnico

5 La presente invención se refiere a un dispositivo de tratamiento de herida, y más en concreto, a un procedimiento de medición de volumen de herida y un dispositivo para medir un volumen de herida para el tratamiento de la herida.

10 Antecedentes de la técnica

En el hospital se ha realizado el tratamiento usando presión negativa para favorecer el tratamiento de una zona de herida. Para tratar la zona de la herida usando la presión
15 negativa, se une en primer lugar a la zona de la herida una almohadilla porosa o similares. La almohadilla porosa unida a la zona de la herida absorbe los exudados generados en la zona de la herida.

20 Se conecta un cabezal de aspiración a la almohadilla porosa o similares y se conecta el cabezal de aspiración a un dispositivo de vacío (es decir, un aspirador) a través de un tubo de drenaje o similares. Cuando se genera la presión negativa en el dispositivo de vacío, la presión negativa se
25 transmite al cabezal de aspiración.

A medida que se transmite la presión negativa al cabezal de aspiración, el cabezal de aspiración succiona los exudados absorbidos en la almohadilla porosa o similares. Los exudados
30 succionados por el cabezal de aspiración se vierten al exterior a través del tubo de drenaje.

Posteriormente, la cicatrización puede favorecerse a través de una unidad de irrigación en la que una sustancia terapéutica independiente se administra a la zona de la herida desde la que se vierten los exudados.

5

Preferentemente, la sustancia terapéutica se administra de manera que esta se corresponda con el volumen de la zona de la herida. Sin embargo, el tamaño de la zona de la herida varía en función del paciente individual, así que la dosis de la sustancia terapéutica no puede determinarse de manera uniforme.

10

Además, puesto que la herida está sellada herméticamente con una película de apósito a la par que se encuentra rellena por la almohadilla porosa, es difícil estimar el volumen de la zona de la herida desde fuera. Actualmente, el médico determina la dosis de la sustancia terapéutica a base de su experiencia y a la mejoría del paciente.

15

20 [Documento de la técnica anterior]

[Documento de Patente]

Documento de Patente 1) n.º de Publicación de Patente Coreana abierta a inspección pública 10-2011-0062962 (publicada el 10 de junio de 2011)

25

Divulgación

Problema técnico

30

Un objeto que debe resolver la presente invención

consiste en proporcionar un procedimiento de medición de volumen de herida y un dispositivo capaces de favorecer el tratamiento de una herida al medir el volumen de la herida.

5 Los objetos de la presente invención no se encuentran limitados a los objetos mencionados anteriormente y, a partir de la siguiente descripción, otros objetos no mencionados pueden comprenderse claramente por los expertos en la materia de la que forma parte la presente invención.

10

Solución técnica

Para lograr el objeto, el procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención comprende las etapas de disponer un
15 apósito de espuma en una zona de herida; sellar herméticamente la zona de la herida al unir una película de apósito a la piel adyacente a la zona de la herida; suministrar una presión negativa al espacio sellado
20 herméticamente formado entre la película de apósito y la zona de la herida para verter fluido en el espacio sellado herméticamente; medir el flujo del fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente; y calcular el volumen de la zona de la herida a base del flujo de fluido medido.

25

En algunas realizaciones, la etapa de calcular el volumen de la zona de la herida puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido vertido en el procedimiento por el que la película de apósito y el apósito
30 de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida.

En algunas realizaciones, la etapa de calcular el volumen de la zona de la herida puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido desde el momento en el que la tasa de variación de flujo medida del fluido excede la tasa de variación crítica.

En algunas realizaciones, la etapa de calcular el volumen de la zona de la herida puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido desde el momento en el que el flujo medido del fluido se hace más pequeño que el flujo crítico.

En algunas realizaciones, la etapa de calcular el volumen de la zona de la herida puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido hasta que la presión negativa en el espacio sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica.

En algunas realizaciones, el procedimiento puede comprender, además, una etapa consistente en indicar el volumen calculado de la zona de la herida.

Para lograr el objeto, el dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención comprende un apósito de espuma dispuesto en una zona de herida; una película de apósito unida a la piel adyacente a la zona de la herida para sellar herméticamente la zona de la herida; un tubo de drenaje, uno de cuyos extremos está en comunicación con un espacio sellado herméticamente formado entre la película de apósito y la zona de la herida; una unidad de generación de presión negativa

conectada al otro extremo del tubo de drenaje y que suministra una presión negativa al espacio sellado herméticamente; un sensor de flujo para medir un flujo de fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente por la presión negativa; y una parte de cálculo de volumen para calcular un volumen de la zona de la herida a base del flujo del fluido medido en el sensor de flujo.

En algunas realizaciones, la parte de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido vertido durante el procedimiento por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida.

En algunas realizaciones, la parte de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido desde el momento en el que la tasa de variación de flujo medida en el fluido excede la tasa de variación crítica.

En algunas realizaciones, la parte de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo medido del fluido desde el momento en el que el flujo medido del fluido se hace más pequeño que el flujo crítico.

En algunas realizaciones, la parte de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido hasta que la presión negativa en el espacio sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica.

En algunas realizaciones, el dispositivo puede comprender, además, un receptáculo conectado al tubo de drenaje para recibir fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente por una presión negativa.

5

En algunas realizaciones, el dispositivo puede comprender, además, una parte de indicación para indicar el volumen de la herida calculado por la parte de cálculo de volumen.

10

Los detalles de otras realizaciones se incluyen en la descripción detallada y en los dibujos.

Efectos ventajosos

15

De acuerdo con el procedimiento de medición del volumen de herida y dispositivo de la presente invención, existe uno o más de los siguientes efectos.

20

El volumen de la herida puede medirse automáticamente. Además, a base del volumen de la herida medido automáticamente existe el efecto capaz de determinar de manera más precisa la dosis de la sustancia terapéutica que ha de administrarse en la herida.

25

Los efectos de la presente invención no están limitados a los efectos mencionados anteriormente, y otros efectos no mencionados pueden entenderse claramente por los expertos en la materia a partir de la descripción de las reivindicaciones.

30

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una vista esquemática que muestra el dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

Las Figuras 2 a 4 son vistas para explicar el funcionamiento del dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

La Figura 5 es un gráfico que muestra de manera esquemática el flujo del fluido generado cuando se opera el dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

La Figura 6 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de operación del dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

La Figura 7 es un gráfico que muestra de manera esquemática el flujo del fluido generado cuando se opera el dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con otra realización de la presente invención.

Mejor modo

Las ventajas y características de la presente invención así como el procedimiento para lograrlas resultarán evidentes con referencia a las realizaciones tal y como se describen en

detalle a continuación junto con los dibujos adjuntos. Sin embargo, la presente invención no está limitada a las realizaciones desveladas a continuación, sino que puede realizarse de muchas formas diferentes, donde estas realizaciones completan la divulgación de la presente invención y se proporcionan para informar completamente a los expertos en la materia acerca del alcance de la invención, y la presente invención está definida únicamente por el alcance de las reivindicaciones. Los números de referencia iguales hacen referencia a los mismos componentes a lo largo de la memoria descriptiva.

En el presente documento se usan los términos para explicar las realizaciones y estos no limitan la presente invención. En la presente memoria descriptiva, las formas singulares incluyen, además, formas plurales a no ser que se especifique otra cosa. Tal y como se usa en el presente documento, el término "comprende" y/o la expresión "que comprende" no excluye la presencia o la adición de uno o más componentes, etapas, operaciones y/o elementos adicionales, además de los componentes, etapas, operaciones y/o elementos mencionados.

A no ser que se defina de otra manera, todos los términos (incluyendo los términos técnicos y científicos) usados en el presente documento pueden usarse en un sentido comprendido sin dificultad por los que sean expertos en la materia de la que forma parte la presente invención. Además, los términos definidos en diccionarios de uso común no se interpretan de manera ideal o excesiva, a no ser que esto se defina en concreto de manera explícita.

De aquí en adelante, la presente invención se describirá mediante las realizaciones de la presente invención en referencia a los dibujos para explicar el dispositivo de medición de volumen de herida.

5

La Figura 1 es una vista esquemática que muestra el dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

10

En referencia a la Figura 1, el dispositivo (10) de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención comprende un apósito (110) de espuma, un cabezal (120) de aspiración, una película (130) de apósito, una unidad (140) de irrigación, un tubo (200) de drenaje, una cubierta (300), una unidad (310) de generación de presión negativa, un sensor (320) de flujo, una parte (330) de cálculo de volumen, un sensor (340) de presión, un filtro (350) hidrófobo y un receptáculo (400).

15

20

Como se muestra en la Figura 1, el apósito (110) de espuma está dispuesto en una zona (W) de herida hundida. El apósito (110) de espuma sirve para absorber los exudados generados en la herida al estar dispuesto en la zona (W) de la herida hundida.

25

El apósito (110) de espuma puede estar hecho de un material tal como poliuretano y poliéter, con el fin de absorber de manera eficiente los exudados generados desde la herida, pero este no está limitado al mismo y basta con un material capaz de absorber los exudados de manera eficiente.

30

Además, el apósito (110) de espuma puede variar en volumen según la presión negativa suministrada desde la unidad (310) de generación de presión negativa. Por ejemplo, como se describe a continuación, el apósito (110) de espuma está dispuesto en un espacio (S) sellado herméticamente entre la película (130) de apósito y la zona (W) de la herida, y cuando la presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente, el apósito (110) de espuma se comprime sobre la superficie de la zona (W) de la herida con el volumen reducido. En consecuencia, el apósito (110) de espuma puede variar en volumen según la presión negativa.

La película (130) de apósito está unida a la piel adyacente a la zona (W) de la herida y funciona para sellar herméticamente la zona (W) de la herida. Como se muestra en la Figura 1, la película (130) de apósito sella herméticamente la zona (W) de la herida excepto por una parte del cabezal (120) de aspiración. En consecuencia, el espacio (S) sellado herméticamente se forma entre la película (130) de apósito y la zona (W) de la herida. Además, al estar hecho de un material que tiene elasticidad, la película (130) de apósito está configurada para mantener un sellado contra la zona (W) de la herida incluso en un entorno en el que una presión negativa actúa en el espacio (S) sellado herméticamente o una presión negativa cambia.

El cabezal (120) de aspiración está dispuesto en un lado del apósito (110) de espuma. El cabezal (120) de aspiración sirve para guiar los exudados absorbidos en el apósito (110) de espuma al tubo (200) de drenaje mediante la presión negativa.

El cabezal (120) de aspiración comprende una parte de reborde aproximadamente circular (no numerada) y una parte de tubo de conexión (no numerada) conectada al tubo (200) de drenaje. En la parte de reborde (no numerada) se forma un orificio de comunicación (no mostrado) en comunicación con la parte de tubo de conexión (no numerada). Además, en la parte de reborde (no numerada) se forma una pluralidad de canales-guía de flujo (no mostrados), uno de cuyos extremos está conectado al orificio de comunicación (no mostrado).

10

La pluralidad de canales-guía de flujo (no mostrada) puede estar dispuesta de manera radial alrededor del orificio de comunicación (no mostrado). La pluralidad de canales-guía de flujo (no mostrados) sirve para guiar los exudados absorbidos por el apósito (110) de espuma al orificio de comunicación (no mostrado) para que no se mezclen entre sí. En consecuencia, los exudados absorbidos por el apósito (110) de espuma pueden recogerse en un orificio de comunicación (no mostrado).

20

Un extremo de la parte de tubo de conexión (no mostrada) está en comunicación con un extremo del tubo (200) de drenaje, y el otro extremo de la parte de tubo de conexión (no numerada) está en comunicación con el orificio de comunicación (no mostrado) de la parte de reborde (no numerada).

25

El cabezal (120) de aspiración está dispuesto en un espacio (S) sellado herméticamente excepto por la parte de tubo de conexión (no numerada).

30

El tubo (200) de drenaje está en comunicación con un espacio (S) sellado herméticamente formado entre la película (130) de apósito y la zona (W) de la herida a través del cabezal (120) de aspiración. Por ejemplo, al conectar un extremo del tubo (200) de drenaje a la parte de tubo de conexión (no numerada) del cabezal (120) de aspiración, este puede estar en comunicación indirecta con el espacio sellado (S) herméticamente.

Sin embargo, en determinadas realizaciones, el cabezal (120) de aspiración puede omitirse y puede disponerse un extremo del tubo (200) de drenaje directamente en el espacio (S) sellado herméticamente para estar en comunicación con el espacio (S) sellado herméticamente.

El tubo (200) de drenaje comprende un primer tubo (210) que se conecta entre el espacio (S) sellado herméticamente y el receptáculo (400), y un segundo tubo (220) que se conecta entre el receptáculo (400) y la unidad (310) de generación de presión negativa. Además, el segundo tubo (220) puede disponer de un filtro (350) hidrófobo.

El filtro (350) hidrófobo no pasa ningún líquido entre el fluido que fluye en el tubo (200) de drenaje y pasa únicamente el gas. En consecuencia, el filtro (350) hidrófobo sirve para evitar que el líquido (incluyendo los exudados) fluya a la unidad (310) de generación de presión negativa a través del tubo (200) de drenaje. Puesto que el líquido tal como los exudados no fluye a la unidad (310) de generación de presión negativa mediante el filtro (350) hidrófobo, la unidad (310) de generación de presión negativa no causa un

fallo y/o contaminación debido a la entrada por flujo de líquidos o similares.

La unidad (310) de generación de presión negativa sirve para suministrar una presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente a través del tubo (200) de drenaje al generar la presión negativa. La unidad (310) de generación de presión negativa comprende un motor (311) de presión negativa para generar una presión negativa, y una parte (312) de control de motor para controlar el motor (311) de presión negativa.

El motor (311) de presión negativa sirve para generar una presión negativa bajo el control de la parte (312) de control de motor. El motor (311) de presión negativa puede generar la presión negativa en una pluralidad de formas mediante la parte (312) de control de motor. Además, la presión negativa generada por el motor (311) de presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente a través del tubo (200) de drenaje.

La parte (312) de control de motor sirve para controlar el motor (311) de presión negativa y controla mediante retroalimentación el motor (311) de presión negativa a base del valor de presión en el espacio (S) sellado herméticamente medido con el sensor (340) de presión, como se describe a continuación. Por ejemplo, cuando el valor de presión medido con el sensor (340) de presión corresponde con un primer valor crítico predeterminado, la parte (312) de control de motor puede parar de accionar el motor (311) de presión negativa, y cuando el valor de presión medido con el sensor

(340) de presión corresponde con un segundo valor crítico predeterminado, la parte (312) de control de motor puede accionar el motor (311) de presión negativa.

5 El sensor (340) de presión está dispuesto en el tubo (200) de drenaje para medir la presión en el tubo (200) de drenaje. Por ejemplo, el sensor (340) de presión puede estar dispuesto en el segundo tubo (220) para medir la presión dentro del segundo tubo (220). En el presente documento, el
10 tubo (200) de drenaje y el espacio (S) sellado herméticamente entre la película (130) de apósito y la zona (W) de la herida forman un espacio conectado. En consecuencia, la presión en el espacio (S) sellado herméticamente puede obtenerse a partir de la información de presión en el tubo (200) de
15 drenaje.

El sensor (340) de presión transmite la información de presión medida a la parte (312) de control de motor y, como se ha descrito anteriormente, la parte (312) de control de
20 motor controla mediante retroalimentación el motor (311) de presión negativa a base de la información de presión en el espacio (S) sellado herméticamente medido con el sensor (340) de presión.

25 El sensor (320) de flujo sirve para medir el flujo del fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente por la presión negativa. El sensor (320) de flujo puede estar dispuesto en el tubo (200) de drenaje. Por ejemplo, el sensor (320) de flujo está dispuesto en el segundo tubo (220) que se
30 conecta entre el receptáculo (400) y la unidad (310) de generación de presión negativa. Preferentemente, está

dispuesto entre el filtro (350) hidrófobo dispuesto en el segundo tubo (220) y la unidad (310) de generación de presión negativa. En consecuencia, el sensor (320) de flujo mide el flujo del fluido que fluye en el segundo tubo (220).

5

El fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente por la presión negativa comprende gases y/o líquidos en el espacio (S) sellado herméticamente. El líquido en el espacio (S) sellado herméticamente puede comprender exudados generados en la zona (W) de la herida. El fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente fluye en el receptáculo (400) a través del primer tubo (210). El líquido en el fluido que fluye en el receptáculo (400) se recibe en el receptáculo (400) mediante gravedad, y el gas fluye en el segundo tubo (220) mediante la presión negativa.

En consecuencia, el sensor (320) de flujo dispuesto en el segundo tubo (220) puede medir el flujo del gas en el espacio (S) sellado herméticamente y la información de flujo medida en el sensor (320) de flujo se transmite a la parte (330) de cálculo de volumen.

La parte (330) de cálculo de volumen sirve para calcular automáticamente el volumen de la zona (W) de la herida a base del flujo del fluido medido por el sensor (320) de flujo. El volumen de la herida (W) calculado por la parte (330) de cálculo de volumen sirve para determinar la cantidad de sustancia terapéutica que ha de administrarse a la herida.

La parte (330) de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona (W) de la herida al integrar el flujo del

fluido vertido durante el procedimiento por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida. Además, la parte (330) de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido hasta que la presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica. A continuación, se describirán los detalles de la parte (330) de cálculo de volumen.

10

La parte de indicación (no mostrada) sirve para indicar el volumen de la herida (W) calculado por la parte (330) de cálculo de volumen, al expresar de manera visual textos y/o imágenes. Además, la parte de indicación (no mostrada) puede indicar, además, la dosis de sustancia terapéutica, el flujo medido por el sensor (320) de flujo, el estado de funcionamiento de la unidad (310) de generación de presión negativa y similares.

20

El receptáculo (400) está dispuesto en el tubo (200) de drenaje y sirve para recibir una parte del fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente a través del tubo (200) de drenaje. Alguno de los fluidos recibidos en el receptáculo (400) están compuestos en su mayoría de líquidos (incluyendo exudados). Además, el receptáculo (400) está acoplado de manera desmontable a un lado de la cubierta (300).

25

Por ejemplo, cuando la presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente, el fluido en el espacio (S) sellado herméticamente se vierte fuera del espacio (S)

30

sellado herméticamente a través del tubo (200) de drenaje. El fluido que fluye en el tubo (200) de drenaje alcanza el receptáculo (400) dispuesto en el tubo (200) de drenaje. El líquido (incluyendo exudados) en el fluido que alcanza el receptáculo (400) se recibe en el receptáculo (400) mediante gravedad.

La cubierta (300) forma un espacio interno. Como se muestra en la Figura 1, el espacio interno de la cubierta (300) recibe la unidad (310) de generación de presión negativa, una parte del tubo (200) de drenaje, el filtro (350) hidrófobo, el sensor (340) de presión, el sensor (320) de flujo y la parte (330) de cálculo de volumen y similares. En consecuencia, la cubierta (300) funciona para proteger del exterior las configuraciones acomodadas en el espacio interno.

Puede disponerse una estructura con un receptáculo (400) desmontable en un lado de la cubierta (300). Además, puede disponerse una parte de indicación (no mostrada) en la superficie externa de la cubierta (300).

La unidad (140) de irrigación sirve para administrar la sustancia terapéutica a la zona (W) de la herida.

La unidad (140) de irrigación comprende un cabezal (141) de irrigación dispuesto en un lado del apósito (110) de espuma, un tubo (142) de irrigación, cuyo primer extremo está conectado al cabezal (141) de irrigación y una parte (143) de suministro de sustancia terapéutica conectada al otro extremo del tubo (142) de irrigación y que suministra la sustancia

terapéutica a la zona de la herida.

La parte (143) del suministro de sustancia terapéutica recibe la sustancia terapéutica, y la dosis de la sustancia
5 terapéutica puede ajustarse mediante la manipulación del usuario.

Las Figuras 2 a 4 son vistas para explicar el funcionamiento del dispositivo de medición de volumen de
10 herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

En referencia a las Figuras 2 a 4, se describirá un procedimiento para calcular el volumen de una herida en la
15 parte (330) de cálculo de volumen del dispositivo (10) de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

La unidad (310) de generación de presión negativa está
20 accionada en un estado en el que la zona (W) de la herida está sellada herméticamente mediante la película (130) de apósito. La presión negativa generada en la unidad (310) de generación de presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente entre la película (130) de apósito y
25 la zona (W) de la herida. El fluido en el espacio (S) sellado herméticamente se vierte mediante la presión negativa suministrada al espacio (S) sellado herméticamente.

Como se muestra en la Figura 2, el espacio (S) sellado
30 herméticamente comprende un primer espacio (S1) sellado herméticamente entre la película (130) de apósito y el

apósito (110) de espuma y un segundo espacio (S2) sellado herméticamente de la zona (W) de la herida en el que se dispone el apósito (110) de espuma.

5 Además, la mayoría del fluido en el primer espacio (S1) sellado herméticamente se rellena con gases, y el fluido en el segundo espacio (S2) sellado herméticamente se rellena con gases y líquidos (incluyendo exudados). Además, el segundo espacio (S2) sellado herméticamente está formado para estar
10 aproximadamente cerca del volumen de la herida (W).

 Como se suministra la presión negativa al espacio (S) sellado herméticamente, el fluido en el primer espacio (S1) sellado herméticamente se vierte rápidamente. En
15 consecuencia, el flujo medido por el sensor (320) de flujo se mide ampliamente.

 Como se muestra en la Figura 3, como la presión negativa se suministra de manera continua al espacio (S) sellado
20 herméticamente, el fluido en el primer espacio (S1) sellado herméticamente se vierte continuamente para reducir el primer espacio (S1) sellado herméticamente, y finalmente, el espacio (S1) sellado herméticamente desaparece. En otras palabras, como la película (130) de apósito se comprime sobre el
25 apósito (110) de espuma, el primer espacio (S1) sellado herméticamente desaparece.

 Como se muestra en la Figura 4, incluso después de que la película (130) de apósito se comprima sobre el apósito (110)
30 de espuma, la presión negativa se suministra continuamente al espacio (S) sellado herméticamente. De este modo, la película

(130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida. Esto es, el apósito (110) de espuma, hacia el que se comprime la película (130) de apósito, se comprime sobre la superficie de la zona (W) de la herida.

El fluido en el segundo espacio (S2) sellado herméticamente se vierte durante el procedimiento por el que el apósito (110) de espuma, hacia el que se comprime la película (130) de apósito, se comprime sobre la superficie de la zona (W) de la herida. En este caso, el fluido en el segundo espacio (S2) sellado herméticamente se vierte lentamente, ya que el fluido en el segundo espacio (S2) sellado herméticamente se vierte mientras que se presiona el apósito (110) de espuma, hacia el que se comprime la película (130) de apósito, mediante la presión negativa. En consecuencia, la medida del flujo medido mediante el sensor (320) de flujo es pequeña.

Además, como se ha descrito anteriormente, el segundo espacio (S2) sellado herméticamente está formado para estar cerca del volumen de la zona de la herida. En consecuencia, cuando se integra el flujo del fluido vertido durante el procedimiento por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida, la parte (330) de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona (W) de la herida.

La Figura 5 es un gráfico que muestra de manera esquemática el flujo del fluido generado cuando se opera el

dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

En referencia a la Figura 5, cuando se suministra la presión negativa en el espacio (S, véase la Figura 1) sellado herméticamente, el flujo del fluido vertido durante el procedimiento (0 a t_1) por el que la película (130, véase la Figura 1) de apósito se comprime sobre el apósito (110, véase la Figura 1) de espuma se forma para ser mayor que el flujo del fluido vertido durante el procedimiento (t_1 a t_2) por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W, véase la Figura 1) de la herida.

Como se ha descrito anteriormente, ya que la mayoría del fluido vertido durante el procedimiento (0 a t_1) por el que la película (130) de apósito se comprime sobre el apósito (110) de espuma no solo está compuesto de gases, sino que también solo la fuerza de tensión de la película (130) de apósito actúa como la resistencia de la presión negativa, el flujo (Q_1) del fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente se forma para ser máximo al principio.

Como se muestra en la Figura 5, el flujo del fluido vertido durante el procedimiento (0 a t_1) por el que la película (130) de apósito se comprime sobre el apósito (110) de espuma disminuye progresivamente con el tiempo. Esto se debe a que cuanto más se comprime la película (130) de apósito sobre el apósito (110) de espuma, aumenta la fuerza de tensión de la película (130) de apósito que actúa como la resistencia de la presión negativa.

En consecuencia, el flujo del fluido vertido en el espacio (S) sellado herméticamente disminuye progresivamente. Sin embargo, la tasa de variación de flujo del fluido está formada para ser más pequeña que la tasa de variación crítica.

Después de que la película (130) de apósito se haya comprimido sobre el apósito (110) de espuma, la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida mediante la presión negativa suministrada en el espacio (S) sellado herméticamente. En otras palabras, el apósito (110) de espuma, hacia el que se comprime la película (130) de apósito, se comprime sobre la superficie de la zona (W) de la herida.

El flujo del fluido vertido durante el procedimiento (t_1 a t_2) por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida está formado para ser más pequeño que el flujo del fluido vertido durante el procedimiento (0 a t_1) por el que la película (130) de apósito se comprime sobre el apósito (110) de espuma.

Como se ha descrito anteriormente, el fluido vertido durante el procedimiento (t_1 a t_2) por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida no solo se compone de líquidos (incluyendo exudados) y gases, sino que también la fuerza de tensión de la película (130) de apósito y la fuerza de compresión del apósito (110) de espuma actúan

como una resistencia de la presión negativa.

En consecuencia, el flujo del fluido vertido durante el procedimiento (t1 a t2) por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida está formado para ser más pequeño que el flujo del fluido vertido en el procedimiento (0 a t1) por el que la película (130) de apósito se comprime sobre el apósito (110) de espuma.

10

Además, el flujo (Q2) más pequeño del fluido se mide durante el procedimiento (t1 a t2) por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida.

15

Como se muestra en la Figura 5, cuando la fuerza de tensión de la película (130) de apósito y la fuerza de compresión del apósito (110) de espuma actúan como la resistencia de la presión negativa, la tasa de variación de flujo del fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente está formada para ser mayor que la tasa de variación crítica. Esto es, el flujo del fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente se reduce drásticamente.

25

En las Figuras 2 a 4, como se ha descrito anteriormente, el fluido vertido durante el procedimiento por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida es un fluido vertido desde el segundo espacio (S2, véase la Figura 1) sellado herméticamente que está casi cerca del

30

volumen de la herida.

De este modo, cuando se integra el flujo del fluido medido desde el momento (t_1) en el que la tasa de variación de flujo medida del fluido excede la tasa de variación crítica, la parte (330) de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona (W) de la herida.

Además, cuando se integra el flujo del fluido medido desde el momento (t_1) en el que la tasa de variación de flujo medida del fluido excede la tasa de variación crítica hasta que la presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica, la parte (330) de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona (W) de la herida.

Si el valor absoluto de la presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente está formado para ser mayor que el valor absoluto de la presión negativa crítica, esto se debe a que la presión negativa puede dañar la zona de la herida en el espacio (S) sellado herméticamente.

La Figura 6 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de funcionamiento del dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención.

En referencia a la Figura 6 se describirá un procedimiento para medir el volumen de la herida usando el dispositivo (10, véase la Figura 1) de medición de volumen de herida de la presente invención.

En primer lugar, el apósito (110, véase la Figura 1) de espuma se dispone en la zona (W, véase la Figura 1) de la herida (S11). Preferentemente, el apósito (110) de espuma está formado para corresponderse esencialmente con el volumen de la zona (W) de la herida. El apósito (110) de espuma dispuesto en la zona (W) de la herida absorbe los exudados generados desde la herida.

El cabezal (120, véase la Figura 2) de aspiración está dispuesto en un lado del apósito (110) de espuma y la película (130, véase la Figura 1) de apósito está unida a la piel adyacente a la zona (W) de la herida para sellar herméticamente la zona (W) de la herida (S20). Como la zona (W) de la herida está sellada herméticamente con la película (130) de apósito, el espacio (S, véase la Figura 1) sellado herméticamente está formado entre la película (130) de apósito y la zona (W) de la herida. Sin embargo, la película (130) de apósito sella herméticamente la zona (W) de la herida excepto por la parte (122, véase la Figura 1) de tubo de conexión del cabezal (120) de aspiración.

La presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente entre la película (130) de apósito y la zona (W) de la herida para verter el fluido en el espacio (S) sellado herméticamente (S30). Por ejemplo, la presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente a través del tubo (200, véase la Figura 1) de drenaje conectado a la parte de tubo de conexión (no numerada) del cabezal (120) de aspiración para estar en comunicación con el espacio (S) sellado herméticamente. Como la presión negativa se suministra al espacio (S) sellado herméticamente, puede

verterse el fluido en el espacio (S) sellado herméticamente.

Se mide el flujo del fluido vertido desde el espacio (S) sellado herméticamente (S40). Por ejemplo, el sensor (320, véase la Figura 1) de flujo mide el flujo del fluido que fluye en el tubo (200) de drenaje.

El volumen de la zona (W) de la herida se calcula a base del flujo medido del fluido (S50). Por ejemplo, la parte (330, véase la Figura 1) de cálculo del volumen calcula el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido vertido durante el procedimiento por el que la película (130) de apósito y el apósito (110) de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona (W) de la herida.

15

Además, la parte (330) de cálculo de volumen calcula el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido desde el momento en el que la tasa de variación de fluido medida excede la tasa de variación crítica. La parte (330) de cálculo de volumen calcula el volumen de la zona (W) de la herida al integrar el flujo del fluido medido hasta que la presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica.

25

En otras palabras, la parte (330) de cálculo de volumen calcula el volumen de la zona (W) de la herida al integrar el flujo del fluido medido a partir del momento en el que la tasa de variación de fluido medida excede la tasa de variación crítica hasta que la presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente se corresponde con la presión

30

negativa crítica.

En determinadas realizaciones, la parte (330) de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido desde el momento en el que el flujo medido del fluido se hace más pequeño que el flujo crítico hasta que la presión negativa en el espacio (S) sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica.

10

Se indica (S60) el volumen calculado de la zona (W) de la herida. Por ejemplo, el volumen de la zona (W) de la herida calculado por la parte (330) de cálculo de volumen se indica a través de la parte de indicación (no mostrada). En consecuencia, el usuario puede reconocer adecuadamente el volumen de la zona de la herida y puede determinar la dosis de la sustancia terapéutica que corresponde con el volumen de la zona (W) de la herida.

20

La Figura 7 es un gráfico que muestra de manera esquemática el flujo del fluido generado cuando se opera el dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con otra realización de la presente invención.

25

En referencia a la Figura 7, cuando la presión negativa se suministra en el espacio sellado herméticamente, el flujo ($Q'1$) del fluido vertido durante el procedimiento (0 a $t'1$) por el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma está formado para ser mayor que el flujo ($Q'2$) del fluido vertido durante el procedimiento ($t'1$ a $t'2$) por el que la película de apósito y el apósito de espuma se

30

comprimen sobre la superficie de la zona de la herida.

Como se ha descrito anteriormente, ya que la mayoría del fluido vertido durante el procedimiento (0 a $t'1$) por el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma no solo está compuesto de gases, sino que además la presión negativa usa solo la fuerza de tensión de la película de apósito, el flujo ($Q'1$) del fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente está formado para ser máximo al principio.

Como se muestra en la Figura 7, la fuerza de tensión de la película de apósito que actúa como la resistencia de la presión negativa debido al estado de unión de la película de apósito, el tamaño de la herida, y similares pueden actuar constantemente durante el procedimiento (0 a $t'1$), en el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma.

En consecuencia, el flujo ($Q'1$) del fluido vertido durante el procedimiento (0 a $t'1$) por el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma puede mantenerse aproximadamente constante.

Después de que la película de apósito se comprima sobre el apósito de espuma, la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida mediante la presión negativa suministrada en el espacio sellado herméticamente. En otras palabras, el apósito de espuma, hacia el que se comprime la película de apósito, se comprime sobre la superficie de la zona de la herida.

El flujo ($Q'2$) del fluido vertido en los procedimientos ($t'1$ a $t'2$) por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida está formado para ser más pequeño que el flujo ($Q'1$) vertido durante el procedimiento (0 a $t'1$) por el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma.

Como se ha descrito anteriormente, ya que el fluido vertido durante el procedimiento ($t'1$ a $t'2$) por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida no se compone únicamente de líquidos (incluyendo exudados) y gases, sino que también la fuerza de tensión de la película de apósito y la fuerza de compresión del apósito de espuma actúan como la resistencia de la presión negativa, el flujo ($Q'2$) del fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente está formado para ser más pequeño que el flujo ($Q'1$) del fluido vertido durante el procedimiento (0 a $t'1$) por el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma.

Como se muestra en la Figura 7, la fuerza de tensión de la película de apósito causada por la presión negativa y la fuerza de compresión del apósito de espuma generada por la presión negativa debido al estado de unión de la película de apósito, el tamaño de la herida, el tamaño del apósito de espuma, los materiales y similares pueden mantenerse constantes durante el procedimiento por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida.

En consecuencia, el flujo ($Q'2$) del fluido vertido

durante el procedimiento ($t'1$ a $t'2$) por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida puede mantenerse aproximadamente constante.

5

En las Figuras 2 a 4, como se ha descrito anteriormente, el fluido vertido durante el procedimiento ($t'1$ a $t'2$) por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de la zona de la herida es un
10 fluido vertido desde el segundo espacio sellado herméticamente que está casi próximo al volumen de la herida.

De este modo, cuando se integra el flujo del fluido medido a partir del momento ($t'1$) en el que el flujo medido
15 del fluido se hace más pequeño que el flujo crítico, la parte de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona (W) de la herida.

Además, el flujo crítico puede ajustarse a un valor entre
20 un flujo ($Q'1$) del fluido vertido durante el procedimiento (0 a $t'1$) por el que la película de apósito se comprime sobre el apósito de espuma, y el flujo ($Q'2$) del fluido vertido durante el procedimiento ($t'1$ a $t'2$) por el que la película de apósito y el apósito de espuma se comprimen sobre la
25 superficie de la zona de la herida.

La parte de cálculo de volumen puede calcular el volumen de la zona de la herida al integrar el flujo del fluido medido desde el punto ($t'1$) de tiempo en que el flujo medido
30 del fluido se hace más pequeño que el flujo crítico hasta que la presión negativa en el espacio sellado herméticamente se

corresponde con la presión negativa crítica.

Anteriormente en el presente documento se han mostrado y descrito las realizaciones preferentes de la presente invención, pero la presente invención no se limita a ciertas realizaciones como se ha descrito anteriormente, donde diversas modificaciones pueden hacerse por los expertos en la materia de la que forma parte la invención sin apartarse de la esencia de la invención reivindicada en las reivindicaciones; igualmente, estas modificaciones no deberían entenderse individualmente a partir de perspectivas o pensamientos técnicos de la presente invención.

Modo para la invención

15

El procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención comprende las etapas de disponer un apósito de espuma en una zona de herida, sellar herméticamente la zona de la herida al unir una película de apósito a la piel adyacente a la zona de la herida, suministrar una presión negativa al espacio sellado herméticamente formado entre la película de apósito y la zona de la herida para verter fluido en el espacio sellado herméticamente, medir el flujo del fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente y calcular el volumen de la zona de la herida a base del flujo de fluido medido.

25

El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con una realización de la presente invención comprende un apósito de espuma dispuesto en una zona de herida, una película de apósito unida a la piel adyacente a

30

la zona de la herida para sellar herméticamente la zona de la herida, un tubo de drenaje, uno de cuyos extremos está en comunicación con un espacio sellado herméticamente formado entre la película de apósito y la zona de la herida, una
5 unidad de generación de presión negativa conectada al otro extremo del tubo de drenaje y que suministra una presión negativa al espacio sellado herméticamente, un sensor de flujo para medir un flujo de fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente por la presión negativa y una parte de
10 cálculo de volumen para calcular un volumen de la zona de la herida a base del flujo del fluido medido en el sensor de flujo.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de medición de volumen de herida que comprende las etapas de
- disponer un apósito de espuma en una zona de herida;
- 5 sellar herméticamente dicha zona de herida uniendo una película de apósito a la piel adyacente a dicha zona de herida;
- suministrar una presión negativa al espacio sellado herméticamente formado entre dicha película de apósito y
- 10 dicha zona de herida para verter fluido en dicho espacio sellado herméticamente;
- medir el flujo de dicho fluido vertido desde el espacio sellado herméticamente; y
- calcular el volumen de dicha zona de herida basándose en el
- 15 flujo de fluido medido.
2. El procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 1, en el que
- la etapa de cálculo del volumen de dicha zona de herida
- 20 calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo del fluido vertido durante el procedimiento en el que dicha película de apósito y dicho apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de dicha zona de herida.
- 25 3. El procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 1, en el que
- la etapa de cálculo del volumen de dicha zona de herida calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo de dicho fluido medido desde el momento en el que la
- 30 tasa de variación de flujo medida de dicho fluido excede la tasa de variación crítica.

4. El procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 1, en el que

la etapa de cálculo del volumen de dicha zona de herida calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo de dicho fluido medido desde el momento en el que el flujo medido de dicho fluido se hace más pequeño que el flujo crítico.

5. El procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con las reivindicaciones 3 o 4, en el que

la etapa de cálculo del volumen de dicha zona de herida calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo de dicho fluido medido hasta que la presión negativa en dicho espacio sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica.

6. El procedimiento de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende, además, una etapa de visualización del volumen calculado de dicha zona de herida.

7. Un dispositivo de medición de volumen de herida que comprende

un apósito de espuma dispuesto en una zona de herida;

una película de apósito unida a la piel adyacente a dicha zona de herida para sellar herméticamente dicha zona de herida;

un tubo de drenaje, uno de cuyos extremos está en comunicación con un espacio sellado herméticamente formado

entre dicha película de apósito y dicha zona de herida;

una unidad de generación de presión negativa conectada al

otro extremo de dicho tubo de drenaje y que suministra una presión negativa a dicho espacio sellado herméticamente;

un sensor de flujo para medir un flujo de fluido vertido desde dicho espacio sellado herméticamente por dicha presión

5 negativa; y

una parte de cálculo de volumen para calcular un volumen de dicha zona de herida basándose en el flujo de dicho fluido medido en dicho sensor de flujo.

10 8. El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 7, en el que

dicha parte de cálculo de volumen calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo del fluido vertido durante el procedimiento en el que dicha película de apósito y dicho

15 apósito de espuma se comprimen sobre la superficie de dicha zona de herida.

9. El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 7, en el que

20 dicha parte de cálculo de volumen calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo de dicho fluido medido desde el momento en el que la tasa de variación de flujo medida de dicho fluido excede la tasa de variación crítica.

25 10. El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 7, en el que

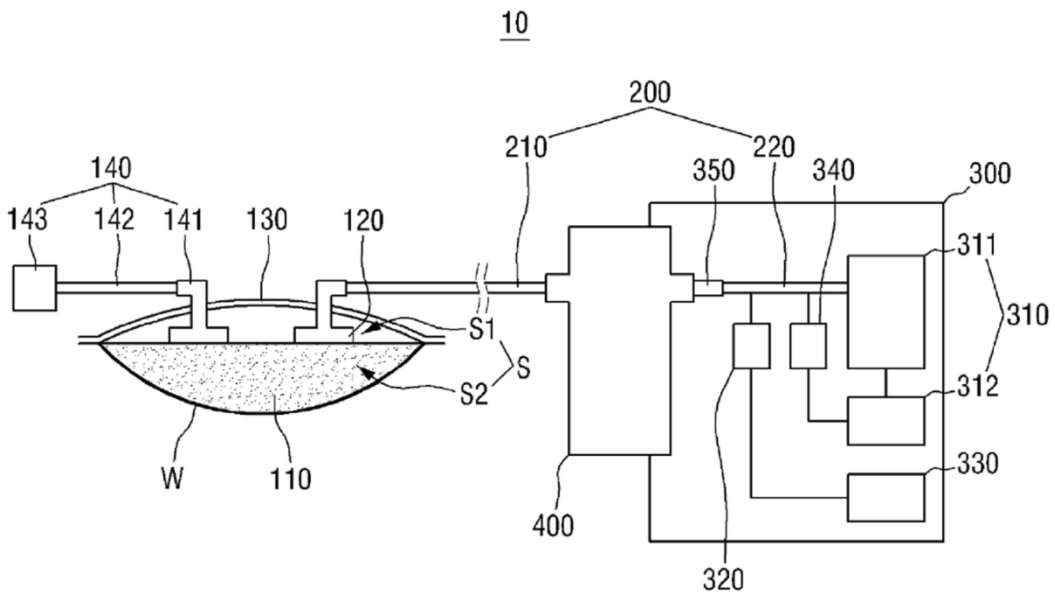
dicha parte de cálculo de volumen calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo de dicho fluido medido desde el momento en el que el flujo medido de dicho fluido se

30 hace más pequeño que el flujo crítico.

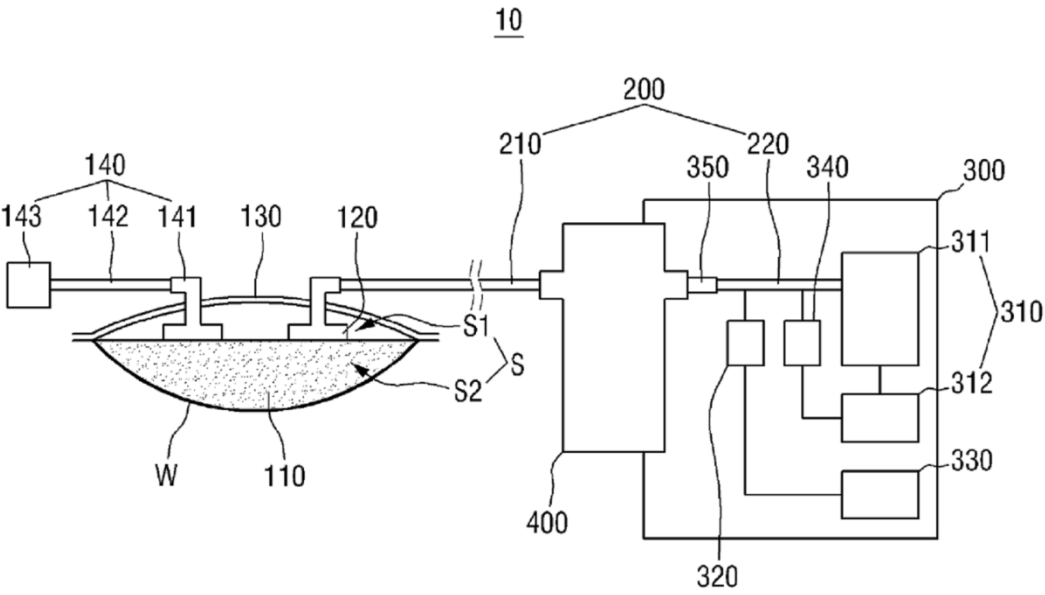
11. El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con las reivindicaciones 9 o 10, en el que dicha parte de cálculo de volumen calcula el volumen de dicha zona de herida integrando el flujo de dicho fluido medido hasta que la presión negativa en dicho espacio sellado herméticamente se corresponde con la presión negativa crítica.
12. El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 7, que comprende, además, un receptáculo conectado a dicho tubo de drenaje para recibir el fluido vertido desde dicho espacio sellado herméticamente por la presión negativa.
13. El dispositivo de medición de volumen de herida de acuerdo con la reivindicación 7 que comprende, además, una parte de visualización para indicar el volumen de la herida calculado por dicha parte de cálculo de volumen.

PROCEDIMIENTO Y DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE VOLUMEN DE HERIDA

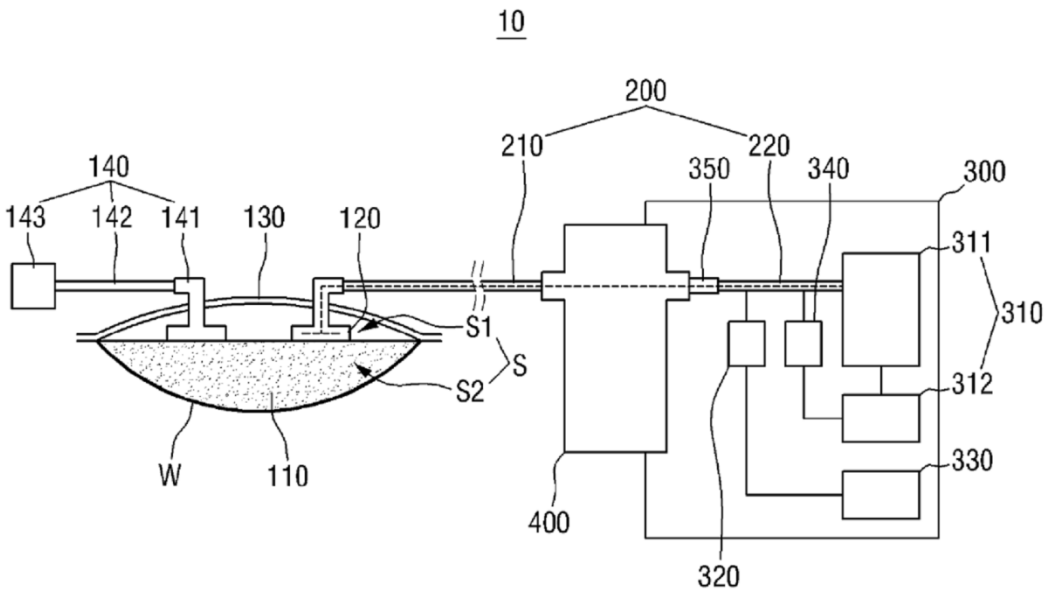
La presente invención se refiere a un procedimiento y un
5 dispositivo de medición del volumen de herida, en donde el
procedimiento comprende las etapas de: disponer un apósito de
espuma en una zona de herida; sellar herméticamente la zona
de la herida uniéndola una película de apósito sobre la piel
adyacente a la zona de la herida; suministrar una presión
10 negativa al espacio sellado herméticamente formado entre la
película de apósito y la zona de la herida, y de este modo
verter fluido en el espacio sellado herméticamente; medir el
flujo del fluido vertido desde el espacio sellado
herméticamente; y calcular el volumen de la zona de la herida
15 basándose en el flujo de fluido medido.



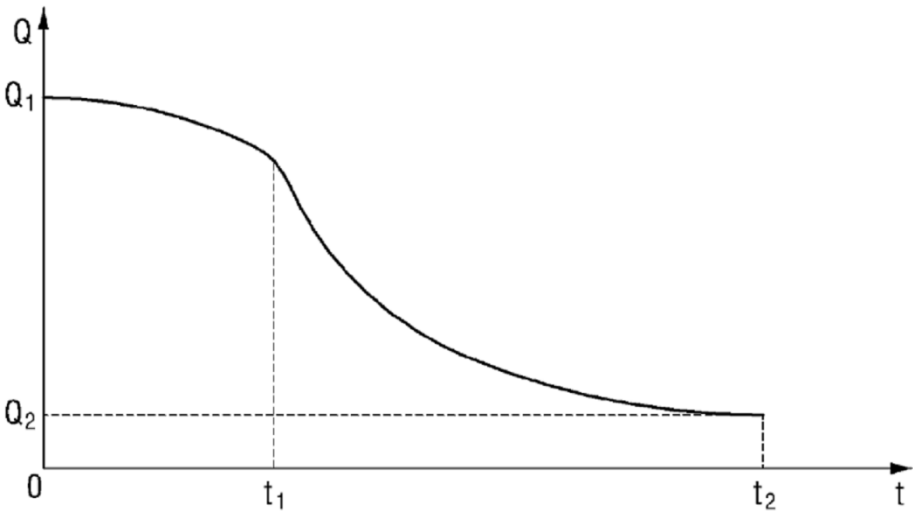
[Figura 1]



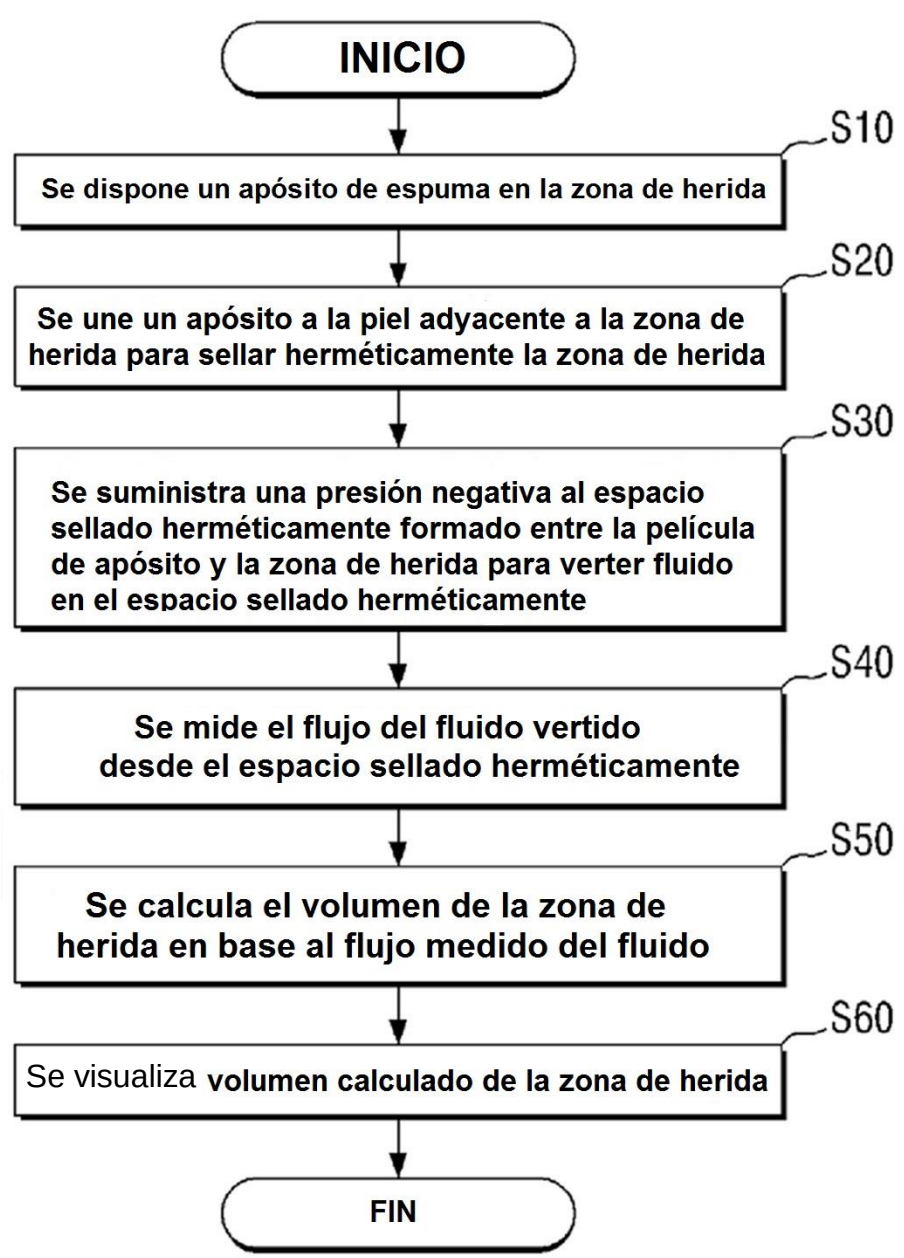
[Figura 2]



[Figura 5]



[Figura 6]



[Figura 7]

