



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 367 529**

51 Int. Cl.:
A61M 16/10 (2006.01)
A61M 16/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07425304 .8**
96 Fecha de presentación : **21.05.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **1994952**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **26.11.2008**

54 Título: **Intercambiador médico de calor y humedad (HME, siglas en inglés de “heat and moisture exchanger”).**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
04.11.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
04.11.2011

73 Titular/es: **COVIDIEN AG.**
Victor von Bruns-Strasse 19
8212 Neuhausen am Rheinfall, CH

72 Inventor/es: **Zucchi, Giuseppe;**
Belluzzi, Camillo y
Gallini, Sarah

74 Agente: **Pons Ariño, Ángel**

ES 2 367 529 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Intercambiador médico de calor y humedad (HME, siglas en inglés de "heat and moisture exchanger").

5 CAMPO

La presente invención se refiere a un intercambiador médico de calor y humedad (HME).

10 Más específicamente, la presente invención puede usarse de forma ventajosa, aunque no exclusivamente, en anestesiología y cuidados intensivos, a los que la siguiente descripción se refiere meramente a modo de ejemplo.

ANTECEDENTES

15 Como se sabe, un intercambiador de calor y humedad (HME) es un dispositivo que se usa en anestesiología y cuidados intensivos en los pacientes entubados que están sometidos a ventilación artificial.

20 De hecho, en tales condiciones, estando las vías aéreas superiores del paciente desviadas, y de esta forma no ayudando en el calentamiento y la humectación del gas de ventilación frío y seco, se inserta un HME en el circuito respiratorio, entre el denominado "tubuladura de conexión" y el "conector en Y del lado del paciente", para retener el calor y la humedad del gas exhalado por el paciente, calentado y humedecido por las vías aérea inferiores, y liberar gran parte del calor y la humedad retenidos al suministro de aire inhalado por el paciente.

25 Sin embargo, al insertar un HME en el circuito aumenta el "espacio muerto del circuito", a causa de la ubicación y la forma del HME, cuyos ambos factores ayudan en la mezcla de los gases inhalados y exhalados.

30 El espacio muerto está formado en el lado de cada espacio muerto fisiológico (es decir, anatómico y alveolar), y posiblemente en el lado del sistema respiratorio artificial, y constituye un volumen de aire que no toma parte en el intercambio de oxígeno-dióxido de carbono, que solo tiene lugar en los alveolos inundados con sangre. Por lo tanto, el espacio muerto fisiológico, evidentemente, varía en función de diversos factores, mientras que la porción producida por el circuito respiratorio es de una naturaleza artificial y se ve afectada por diferentes factores.

35 El espacio muerto del circuito es clínicamente indeseable, al provocar el estancamiento y la mezcla del suministro de gas fresco para el paciente y el gas exhalado por el paciente; hasta tal punto que este volumen se toma en cuenta y es compensado en la regulación de la ventilación.

Además, en el caso de un paciente pediátrico o neonatal, los volúmenes y el caudal de gas implicados hacen que la presencia de un volumen estancado del gas de ventilación sea un grave problema.

40 No obstante, en los dispositivos de la técnica anterior, incluso la presencia de un HME normalmente plantea problemas.

45 En el documento DE-B-11 69 615 se muestra un HME (intercambiador de calor y humedad). También se proporciona un dispositivo capaz de absorber, retener y liberar calor y/o humedad del gas exhalado e inhalado. Sin embargo, un dispositivo de este tipo no es capaz de garantizar un intercambio fiable de calor y humedad evitando (al mismo tiempo) cualquiera mezcla de los dos gases.

50 En el documento EP-A2-0 533 644 se muestra una disposición para conectar un paciente a un respirador que comprende un humidificador para humidificar el gas inspirado por el paciente. La disposición también comprende un intercambiador de calor y humedad, HME, un lado del cual está conectado a la entrada y la salida del respirador y el otro lado está conectado al paciente de tal forma que los gases inspirados pasen al humidificador antes de llegar al paciente y los gases espirados no pasen al humidificador.

SUMARIO

55 Por lo tanto, es un objeto de la presente invención proporcionar un HME para uso médico destinado a eliminar las desventajas que se han mencionado anteriormente, y que al mismo tiempo sea barato y fácil de producir.

60 De acuerdo con la presente invención, se proporciona un HME para uso médico como se indica en las reivindicaciones adjuntas.

El HME de acuerdo con la presente invención funciona sobre principio de eliminar (idealmente todo) el espacio muerto típicamente asociado con su presencia en el circuito respiratorio.

65 El HME de acuerdo con la presente invención es particularmente adecuado para su uso en anestesiología y cuidados intensivos, para de forma pasiva calentar y humedecer el suministro de gas respiratorio al paciente.

Más específicamente, la presente invención propone eliminar el espacio muerto típicamente asociado a un HME situado en los circuitos respiratorios, corriente abajo (en la dirección ventilador-paciente) del conector en Y.

5 El HME de acuerdo con la invención comprende, en el interior, un septo (o filtro) para el intercambio del calor y la humedad, que solamente es barrido en un lado por el gas exhalado para acumular el calor y la humedad.

10 Para el gas inhalado entrante, seco, normalmente frío, el septo (o filtro), que sólo es barrido en el otro lado por el gas exhalado, libera el calor y la humedad acumulados para administrar adecuadamente gas calentado y humedecido al paciente.

15 La operación como se ha descrito anteriormente se logra separando las trayectorias de los dos gases (respectivamente, inhalado y exhalado) en las superficies opuestas del septo (o filtro). De hecho, cuando no hay volumen atravesado en ambas direcciones del flujo respiratorio, no hay espacio muerto.

15 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS**

Varias realizaciones no limitantes de la presente invención se describirán a modo de ejemplo con referencia a las figuras adjuntas, en las que:

20 La Figura 1 muestra una vista tridimensional de una primera realización de un HME de acuerdo con la presente invención;

La Figura 2 muestra una primera sección AA de la primera realización del HME en la Figura 1;

25 La Figura 3 muestra una segunda sección BB del HME en las Figuras 1, 2;

La Figura 4 muestra una vista ampliada de un septo (o filtro) empleado en el HME en las Figuras 1, 2, 3;

30 La Figura 5 muestra una vista tridimensional de una segunda realización de un HME de acuerdo con la presente invención;

La Figura 6 muestra un lámina desplegada a partir de la cual se hace un septo (o filtro) alternativo para un HME como se muestra en las Figuras 1, 2, 3, 4, 5;

35 La Figura 7 muestra una primera vista tridimensional de la lámina de la Figura 6 parcialmente plegada;

La Figura 8 muestra una segunda vista tridimensional de la lámina de la Figura 6 parcialmente plegada;

40 La Figura 9 muestra una vista tridimensional de una tercera realización de un HME de acuerdo con la presente invención;

La Figura 10 muestra una sección longitudinal C-C del HME en la Figura 9;

45 La Figura 11 muestra un septo (o filtro) empleado en el HME en las Figuras 9 y 10;

La Figura 12 muestra una sección longitudinal del septo (o filtro) de la Figura 11;

La Figura 13 muestra una sección longitudinal de un HME ejemplar;

50 La Figura 14 muestra una vista tridimensional de una cuarta realización de un HME de acuerdo con la presente invención;

La Figura 15 muestra una vista en detalle del intercambiador de la Figura 14;

55 La Figura 16 muestra una lámina a partir de la cual se hace un septo (o filtro) para un HME como se muestra en la Figura 14;

La Figura 17 muestra una vista tridimensional de una quinta realización de un HME de acuerdo con la presente invención;

La Figura 18 muestra un septo (o filtro) empleado en el HME en la Figura 17;

La Figura 19 muestra una sección transversal E-E del septo (o filtro) de la Figura 18;

La Figura 20 muestra (con detalles ampliados) una lámina a partir de la cual se hace un septo (o filtro) como se muestra en las Figuras 17, 18, 19.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Las Figuras 1, 2, 3, 4 muestran una primera realización de un intercambiador (HME) (10) de acuerdo con la presente invención.

En la primera realización, el intercambiador (10) comprende un primer conector sustancialmente tubular (11) conectado a un tubo traqueal (no mostrado) de un paciente (no mostrado).

El intercambiador (10) también aloja un segundo conector sustancialmente tubular (12), a lo largo del cual fluye el gas inhalado producido por un ventilador (no mostrado) e indicado por la flecha (F1).

El intercambiador (10) también comprende un tercer conector sustancialmente tubular (13), a lo largo del cual el gas exhalado (F2) es retroalimentado al ventilador.

Por último, el intercambiador (10) comprende un cuerpo principal sustancialmente en forma de paralelepípedo (14) interpuesto entre el primer conector (11), en un lado, y los conectores (12, 13), en el otro.

El cuerpo principal (14) aloja un septo (o filtro) (15), por el que el calor y la humedad se intercambian entre el gas de salida y el gas de entrada. Como se muestra en detalle en la Figura 4, el septo (o filtro) (15) tiene forma de un paquete, y se forma plegando una lámina (150) de material capaz de retener y liberar el calor y la humedad (por ejemplo, papel higroscópico).

El paquete sustancialmente en forma de paralelepípedo formado de esta manera se encapsula (cerrado herméticamente) en parte de sus paredes laterales (15a, 15b), y en toda una primera pared final (15c) (Figura 4). A fin de esclarecer esto, el revestimiento de encapsulación sobre la primera pared final (15c) no se muestra en la Figura 4.

El gas inhalado desde el conector 12 es forzado de esta manera a fluir a través de un área expuesta (A1) de la pared lateral (15a) y a través de una segunda pared final (15d), opuesta a la primera pared final (15c), hasta el conector (11).

Como alternativa, el gas exhalado fluye hasta el septo (o filtro) (15) a través de la segunda pared final (15d) no encapsulada, es forzado a fluir a través de un área expuesta (A2) de la pared lateral (15b), y finalmente es suministrado a través del conector (13) hasta el ventilador.

En esta primera realización, el septo (o filtro) (15) no constituye, evidentemente, ningún espacio muerto del paciente, que, de hecho, en el intercambiador (10), se define únicamente por el volumen del conector (11).

Como se muestra en detalle en la Figura 4, el septo (o filtro) (15) se forma plegando la lámina (150) para formar varias unidades idénticas (150a).

Las unidades "plegadas en abanico" (150a) una encima de la otra producen un primer conjunto de pasajes (150b) (cada uno definido por dos unidades contiguas (150a) conectadas por un pliegue (150d)) (Figura 4) a través de los cuales únicamente fluye el gas inhalado (flecha F1); y un segundo conjunto de pasajes (150c) (cada uno definido por dos unidades contiguas (150a) conectadas y articuladas entre sí por un pliegue (150d)) (Figura 4) a través de los cuales únicamente fluye el gas exhalado (F2).

Los gases son dirigidos de una manera conocida por dos válvulas unidireccionales (no mostradas) en el ventilador (no mostrado). Al inhalar, la válvula de inhalación se abre y la válvula de exhalación se cierra; a la inversa, al exhalar, la válvula de exhalación se abre y la válvula de inhalación se cierra, de manera que los gases fluyan a lo largo de cualquier vía que esté despejada.

Por lo tanto, los dos gases - el inhalado (flecha F1) y el exhalado (flecha F2) - nunca entran en contacto directo entre sí, y simplemente intercambian calor y humedad a través del septo (o filtro) (15), que, como se indica, puede ventajosamente, aunque no necesariamente, hacerse a partir de una lámina (150) de papel higroscópico.

5 El intercambiador (10) también podría hacerse en un filtro del HME prácticamente sin espacio muerto, aplicando una membrana filtrante (no mostrada) en el interior de los conectores (12 y 13), o posiblemente sobre las áreas expuestas (A1 y A2).

10 Las Figuras 5, 6, 7, 8 muestran una segunda realización de un septo (o filtro) (30) para su inserción en el interior del cuerpo principal (14) del intercambiador (HME) (10) (en lugar del septo (o filtro) (15) descrito con referencia a las Figuras 1-4).

15 Como se muestra en la Figura 6, el septo (o filtro) (30) (Figura 5) comprende una lámina (31) sustancialmente rectangular dividida en varias unidades (31a) de igual área. Y cada dos unidades contiguas (31a) están conectadas por un pliegue (31b) que actúa como bisagra.

20 Una banda continua 32 del compuesto de encapsulación se deposita de manera paralela y a lo largo de la longitud completa de un primer lado largo (31c) de la lámina (31). A lo largo de un segundo lado largo (31d) (paralelo al primer lado (31c)), por otra parte, se depositan segmentos cortos (33) del compuesto de encapsulación, cada uno "montado" en un pliegue respectivo (31b).

25 Como se muestra en la Figura 6, un punto (34) de material adhesivo y de sellado, por ejemplo, el compuesto de encapsulación, se deposita en la mitad entre un pliegue (31b) y otro. Se usa ventajosamente, aunque no necesariamente, el mismo compuesto de encapsulación usado para la banda continua (32) tanto para los segmentos (33) como para los puntos (34).

30 La banda continua (32), los segmentos (33) y los puntos (34) se depositan tanto en una primera cara (FC1) (Figura 7) como en una segunda cara (FC2) (Figura 8) de la lámina continua (31).

35 Cuando la lámina (31) se pliega en pliegues (31b), los pliegues (31b) se sellan completamente a lo largo del lado (31c), revestidos con la banda continua (32) del compuesto de encapsulación, para formar una primera pared final (30a) (Figura 5); mientras, a lo largo del lado (31d), únicamente se sellan las puntas de los pliegues (31b), y la porción media de cada unidad (31a) (por puntos (34)), para formar una segunda pared final (30b) (Figura 5).

40 Como se muestra en la Figura 5, en este caso también, el septo (o filtro) sustancialmente en forma de paralelepípedo (30) formado de esta manera es encapsulado (sellado) parcialmente en sus paredes laterales (30c y 30d), y en la totalidad de sus paredes dorsales (30e, 30f), de manera que el gas inhalado desde el conector (12) (Figura 2) se vea forzado a fluir a través de un área expuesta (A1) de la pared lateral (30c), a través del septo (o filtro) (30), y a salir a través de la pared final (30b) hasta el conector (11) (Figura 1).

45 Como alternativa, el gas exhalado que fluye hasta el septo (o filtro) (30) a través de la segunda pared final (30b), es forzado a fluir a través del septo (o filtro) (30) y un área expuesta (A2) de la pared lateral (30d), y por último se suministrado al ventilador a través del conector (13) (Figura 1).

50 Las puntos (34) se combinan para formar un soporte que mantenga la correcta separación de los pliegues, de manera que los gases fluyan a través de los espacios abiertos.

55 Las Figuras 9, 10, 11, 12 muestran una tercera realización de la presente invención.

En la tercera realización, un HME (100) (Figura 9) incluye cuatro conectores (101, 102, 103, 104) situados corriente abajo del conector en Y del lado del paciente (no mostrado); y un septo (o filtro) (300) (Figura 10) alojado durante el uso dentro de una porción central (100a) del HME (100) (Figura 9). En cierto sentido, se puede decir que esta tercera realización es el punto de partida para la primera (Figuras 1-4) y la segunda (Figuras 5-8) realizaciones.

Como se muestra en la Figura 11, el septo (o filtro) (300) comprende dos paredes laterales parcialmente encapsuladas (301a, 301b), y dos paredes dorsales completamente encapsuladas (301c, 301d), todas las cuales están encapsuladas usando el mismo compuesto de encapsulación. Como se muestra en la Figura 12, el gas inhalado (F1) desde el ventilador fluye a través de un área expuesta (A3) y sale hasta el paciente a través de un

área expuesta (A4), y, según fluye a través del septo (o filtro) (300), se calienta y humedece por medio del gas (F2) exhalado en el ciclo anterior (véase a continuación).

5 De forma similar, el gas exhalado (F2) fluye hasta el septo (o filtro) (300) a través de un área expuesta (A5) y sale a través de un área expuesta (A6) hasta el ventilador. Según fluye a través del septo (o filtro) (300), el gas exhalado obviamente libera calor y humedad a las paredes de una lámina plegada del tipo que se ha ilustrado en las anteriores realizaciones.

10 Una carcasa (100b) del HME (100), como se indica, comprende cuatro conectores (101, 102, 103, 104) - dos para el gas inhalado (101, 102) y dos para el gas exhalado (103, 104) - de manera que los dos flujos de gas indicados por las flechas (F1, F2) en las Figuras 10 y 12 estén separados. La carcasa (100b) también comprende una sección central deprimida (100b*) que forma la porción central (100a), de manera que el septo (o filtro) (300) se sujete entre las paredes de la carcasa (100b) para impedir que el gas (inhalado y exhalado) fluya entre la pared interna de la sección central (100b*) y la pared externa del septo (o filtro) (300). Como resultado, los gases (inhalado y exhalado) son forzados a fluir únicamente a través de las áreas expuestas deseadas (A3, A4 y A5, A6, respectivamente).

20 En el uso real, el gas inhalado desde el ventilador fluye hasta el septo (o filtro) (300) a través del conector (101), y, en virtud del compuesto de encapsulación en las paredes centrales (301a, 301b, 301c, 301d), es forzado a fluir a través del área (A3). Cada extremo del septo (o filtro) (300) está equipado con una presilla de sujeción respectiva (302a, 302b). Después de barrer el interior de los pasajes entre los pliegues de la lámina, y recolectar el calor y la humedad liberados al septo (o filtro) (300) por el anterior ciclo de exhalación, el gas inhalado fluye hacia fuera a través del área (A4) y a través del conector (102) hasta el paciente (no mostrado).

25 El gas exhalado por el paciente fluye a través del conector (103), a través del área (A5) hasta los pasajes entre los pliegues de exhalación, libera calor y humedad para el siguiente ciclo de inhalación, y fluye a través del área (A6) hasta el conector 104, y de allí al ventilador.

30 En esta tercera realización, una parte importante la juega una primera partición (ED1), definida en un lado por una pared (101a) (del conector (101)) y una pared (104a) (del conector (104)); y una segunda partición (ED2), definida en el otro lado por una pared (102a) (del conector (102)) y una pared (103a) (del conector (103)). Las particiones (ED1, ED2) descansan contra las paredes finales (301e, 301f, respectivamente), y proporcionan la separación del gas inhalado (F1) del gas exhalado (F2).

35 La Figura 13 muestra un HME ejemplar, que representa un modelo distinto de los que se han descrito anteriormente y que no pertenece a la invención, para canalizar y separar los dos flujos de gas y reducir de esta manera el espacio muerto, y que básicamente se construye de la misma manera que los filtros capilares usados en hemodiálisis (intercambio iónico entre la sangre y el líquido de diálisis), y en la cirugía cardíaca para oxigenar la sangre.

40 En este HME, los flujos de gas se separan usando varios tubos capilares con unas propiedades determinadas de retención y liberación del calor y la humedad para un primer flujo de gas; dirigiendo un segundo flujo de gas fuera de los tubos capilares, y en consecuencia situando a los conectores para dirigir los flujos de gas. El número 400 en la Figura 13 indica un HME que comprende un cuerpo sustancialmente tubular (401), que a su vez comprende una porción central sustancialmente tubular (401a), y dos porciones finales (401b, 401c) abultadas con respecto a la porción central (401a). El cuerpo (401) aloja dos placas perforadas (402a, 402b), cada una alojada en una porción final respectiva (401b, 401c), y que son sustancialmente perpendiculares a un eje (a), de simetría longitudinal sustancial del cuerpo (401), y están perforadas para soportar varios tubos capilares de tipo hemodiálisis (403).

50 En este ejemplo, el gas inhalado (flecha F1) del ventilador fluye a través de un conector (404) hasta la porción final (401b), a lo largo de la porción central (401a) hasta la porción final (401c), y sale hacia el paciente a través de un conector (405). Cada conector (404, 405) tiene un eje respectivo (b), (c) sustancialmente perpendicular al eje (a). Según fluye de un lado al otro, el gas inhalado (F1) fluye al interior del espacio intercapilar y barre los tubos capilares (403), de los cuales absorbe el calor y la humedad liberados por el gas exhalado en el ciclo anterior (véase a continuación).

55 A su vez, el gas exhalado (F2) por el paciente fluye a través de un conector (406) y a lo largo del interior de los tubos capilares (403), libera calor y humedad a las paredes de los tubos capilares (403) para el gas inhalado en el siguiente ciclo de inhalación, y finalmente fluye hacia fuera a través de un conector (407) hasta el ventilador (no mostrado).

También, en la solución de la Figura 13, la mezcla de los dos flujos de gases, el inhalado y el exhalado, se impide por las placas (402a, 402b), que son perfectamente herméticas. En el interior de la porción central (401a), los tubos capilares (403) están más cerca preferentemente uno de otro para reducir el área del espacio intercapilar.

- 5 Esta condición ayuda a conseguir el flujo laminar del gas inhalado y, por lo tanto, un intercambio uniforme del calor y la humedad entre el gas inhalado y el gas exhalado en el ciclo anterior.

Las Figuras 14, 15, 16 muestran una cuarta realización de un HME (500), que emplea un septo (o filtro) (501) sustancialmente formado a partir de una lámina (502) (Figura 16) de papel (o película) estampada para formar una especie de intercambiador de tipo placa (véase a continuación).

Una vez estampada y plegada, la lámina (502) (Figura 16) forma dos conjuntos de aberturas de inhalación (503, 504) (flecha F1), y dos conjuntos de aberturas de exhalación (505, 506) (flecha F2) (Figura 15).

- 15 Con respecto al gas inhalado (F1), las aberturas (503) están desplazadas con respecto a las aberturas (504); y de forma similar, en lo que respecta al gas exhalado (F2), las aberturas (505) están desplazadas con respecto a las aberturas (506), para hacer el mejor uso de las superficies de intercambio de calor y humedad disponibles.

20 Con referencia a las dos unidades adyacentes, sustancialmente rectangulares (502a, 502b) de igual área, un marco rectangular de sellado respectivo (507) esta estampado en cada unidad (502a, 502b); y, como se muestra en detalle en la Figura 16, un lado corto (507a) de una unidad, por ejemplo, la unidad (502a), comprende, de izquierda a derecha, un primera media abertura (AS1) de frente a una primera cara (502a*) de la unidad; una media muesca (IT1*) (por razones que se explican en detalle a continuación); y una segunda media abertura (AS2) de frente a una segunda cara (502a**), opuesta a la primera cara (502a*), de la unidad.

25 De forma similar, un lado corto (507b) de la unidad rectangular (502a) comprende, de derecha a izquierda, una tercera media abertura (AS3) de frente a la primera cara (502a*); una media muesca (IT2*) (por razones que se explican en detalle a continuación); y una cuarta media abertura (AS4) (mostrada por una línea discontinua en la Figura 16) de frente a la segunda cara (502a**) opuesta a la primera cara (502a*). Lo mismo se aplica también a la unidad rectangular (502b) adyacente a la unidad rectangular (502a). El lado corto (507a) del marco (507) de la unidad rectangular (502b) (como la unidad (502a)) comprende (de derecha a izquierda) una quinta media abertura (AS5) de frente a la primera cara (502a*); una media muesca (IT1**); y una sexta media abertura (AS6) de frente a la segunda cara (502a**).

35 El lado corto (507b) del marco (507) de la unidad rectangular (502b) comprende (de izquierda a derecha) una séptima media abertura (AS7); una media muesca (IT2**); y una octava media abertura (AS8) (mostrada por una línea discontinua en la Figura 16). Como se muestra en la Figura 16, cada unidad rectangular (502a, 502b) tiene nervaduras en forma de "espina de pescado" respectivas (508), que, además de desviar el flujo para barrer una mayor área de superficie, también actúan como separadores entre las unidades adyacentes (502a, 502b) plegadas una encima de la otra durante el uso. A diferencia de ser especulares, las nervaduras (508) están de manera ventajosa igualmente orientadas, de manera que, durante el uso, cuando la lámina (502) se pliega, las nervaduras (508) se superponen y se disponen transversalmente entre sí para mejorar la circulación del gas y hacer uso pleno de la superficie de intercambio de calor y humedad disponible.

45 Además, las medias aberturas (AS1, AS2, AS3, AS4, AS5, AS6, AS7, AS8) están ventajosamente desplazadas con respecto al lado relativo del marco (507) para desviar correctamente los flujos de gas (inhalado y exhalado). Cuando la unidad (502b) se pliega sobre la unidad (502a), la media abertura (AS1) se une con la media abertura (AS5) para formar una de las aberturas (506), y la media abertura (AS3) se une con la media abertura (AS7) para formar una de las aberturas (505), de manera que las aberturas (505) están desplazadas con respecto a las aberturas (506); y la media muesca (IT1*) se une con la media muesca (IT1**) para formar una muesca completa (IT1), como se muestra en la Figura 15.

55 Como se muestra en la Figura 16, las unidades (502a, 502b) están articuladas entre sí por una bisagra CN que comprende la línea de plegado y que no tiene material estampado, de manera que ayuda en el plegado de la lámina (502) de papel (o película) durante la operación de plegado. Las dos unidades especulares (502a, 502b) se repiten a lo largo de toda la longitud del papel (o película).

Con referencia, por ejemplo, a la unidad (502a), la segunda cara (502a**) también es estampada, pero especularmente con respecto a la primera cara (502a*), de manera que el resultado es el mismo que en las Figuras

1 y 2, es decir, el gas inhalado (flecha F1) fluye a través de un primer número de pasajes, y el gas exhalado (flecha F2) a través de un segundo número de pasajes. En este caso, no se requiere la encapsulación, en virtud de los marcos estampados (507), que proporcionan tanto la dirección y el sellado como la separación de los dos flujos de gas. Además, las muescas (IT1, IT2) proporcionan la unión de una cubierta superior (CP1) y una cubierta inferior (CP2) respectivamente. La cubierta superior CP1 comprende un cuerpo principal sustancialmente en forma de paralelepípedo (509) abierto por una cara.

En el interior, el cuerpo principal (509) comprende una partición ahusada (510), cuyo extremo libre, durante el uso, cabe dentro de la muesca (IT1). La partición (510) divide el espacio interior del cuerpo principal (509) en dos porciones idénticas (509a y 509b). Un conector tubular (511) está integrado a la porción (509a), y un conector tubular (513) está integrado a la porción (509b) (Figura 15). Lo mismo se aplica también a la cubierta inferior (CP2), que tiene conectores tubulares (512 y 514) (Figura 14).

En resumen, el gas inhalado (F1) desde el ventilador fluye a través del conector de (513) hasta el HME (500), y hasta las aberturas correspondientes (503).

Según fluyen a través del sistema, ambos flujos de gas (inhalado y exhalado) son desviados por las nervaduras (508) para barrer de forma eficaz tanto la cara (502a*) como la cara (502a**), a través de las cuales tiene lugar el intercambio de calor y humedad. Lo mismo, obviamente, se aplica también a la unidad (502b) y a todas las demás unidades que forman parte del septo (o filtro) (501). El gas inhalado (F1) que entra desde el conector (513) es dirigido al conector (514) situado cerca de la esquina opuesta a la esquina de entrada. El flujo en el interior del septo (o filtro) (501) tiene lugar sin fugas de gas, en virtud de los marcos de sellado (507).

De forma similar, el gas exhalado (F2) fluye a través del conector (512) hasta las aberturas de exhalación (505), y, según fluye a través del sistema y se desvía por las nervaduras (508), libera calor y humedad cuando fluye hasta el conector (511) situado cerca de la esquina opuesta a la esquina de entrada, de nuevo sin fugas en virtud de los marcos de sellado (507).

Las Figuras 17, 18, 19, 20 muestran una quinta realización de la presente invención, que se refiere a un sistema conceptualmente similar a la primera realización (Figuras 1-4), a la segunda realización (Figuras 5-8) y a la cuarta realización (Figuras 14-16), y que también emplea un material estampado, tal como papel o película, capaz de acumular y liberar calor y humedad. Un septo (o filtro) (600) comprende una lámina (601) (Figura 20), que a su vez comprende un número de unidades sustancialmente rectangulares (601a, 601b, 601c, 601d) conectadas de a dos por las bisagras (CN1, CN2, CN3).

Un marco de sellado (602) es estampado en cada unidad (601a, 601b, 601c, 601d) y, dentro del marco (602), los anillos de sellado (603) se forman (estampados) alrededor de cuatro orificios de paso (604, 605, 606, 607) formados en las cuatro esquinas de cada unidad (601a, 601b, 601c, 601d). De los cuatro anillos de sellado (603), dos anillos (603a), situados en las esquinas opuestas, se caracterizan por varias aberturas radiales (603c) (Figura 20 - detalle ampliado A), de manera que el gas fluya a través de un orificio de paso correspondiente (604, 605, 606, 607), así como a través de las aberturas (603c), que dirigen el flujo sobre el papel/película para barrer la superficie interna de las unidades (601a, 601b, 601c, 601d).

Los otros dos anillos de sellado (603b), por otra parte, son sólidos, de manera que el gas únicamente fluye a través del orificio de paso correspondiente (604, 605, 606, 607), y no hacia los correspondientes espacios (INT) entre las unidades (601a, 601b, 601c, 601d). La Figura 19 muestra claramente cómo las unidades (601a, 601b, 601c, 601d) se apilan, con los anillos de sellado (603a) alternando con los anillos de sellado (603b). En otras palabras, la lámina (601) (de papel/película) es estampada por ambas caras, y una cara frontal (FC1) es especular con respecto a una cara trasera (FC2). A través de los orificios (604, 605, 606, 608) formados en las unidades (601a, 601b, 601c, 601d) se forman cuatro canales (608, 609, 610, 611), tal como se muestra en las Figuras 18 y 19 (únicamente los canales (609 y 610) se muestran en la Figura 19). Como resultado, el gas inhalado fluye dentro de los espacios (INT1, INT3, INT5, INT7, INT9), y el gas exhalado dentro de los espacios (INT2, INT4, INT6, INT8) (Figura 19).

Como anteriormente, pueden proporcionarse las nervaduras en forma de "espina de pescado" respectivas (612), que, además de desviar el flujo para barrer una mayor área de superficie, también actúan como separadores entre las unidades adyacentes (601a, 601b, 601c, 601d) plegadas, durante el uso, una encima de la otra.

Al contrario de ser especular, las nervaduras (612) están de manera ventajosa, aunque no necesariamente, igualmente orientadas, de manera que, durante el uso, cuando la lámina (601) se pliega, las nervaduras (612) están

superpuestas y dispuestas transversalmente entre sí para mejorar la circulación del gas y hacer pleno uso de la superficie de intercambio de calor y humedad disponible.

5 Pueden proporcionarse más nervaduras (613), y se extienden a todo lo largo de los lados largos (602a) del marco (602). Cuando la lámina se pliega, cada nervadura (613) se acopla a un asiento (614) correspondiente en la unidad siguiente (601a, 601b, 601c, 601d) para situar las unidades (601a, 601b, 601c, 601d) correctamente en el momento del montaje del septo (o filtro) (600).

10 El septo (o filtro) (600) también está equipado con una cubierta (CP) (Figura 17) que comprende un cuerpo sustancialmente en forma de paralelepípedo (615) que coincide con el perímetro de las unidades (601a, 601b, 601c, 601d); y cuatro conectores (616, 617, 618, 619) que corresponden a los respectivos canales (608, 609, 610, 611).

15 En resumen, el gas inhalado (F1) desde el ventilador fluye a través del conector (616) hasta el septo (o filtro) (600), a lo largo del canal (608), a través de los espacios (INT1, INT3, INT5, INT7, INT9), y sale a través del canal (609) y el conector (617) correspondiente.

20 Dentro de los espacios, (INT1, INT3, INT5, INT7, INT9), el gas inhalado (F1) se enriquece con el calor y la humedad acumulados en el anterior ciclo de exhalación y está disponible en virtud de las características del septo (o filtro) (600).

De forma similar, el gas exhalado (F2) fluye a través del conector (618) hasta el septo (o filtro) (600), a lo largo del canal (610) hacia los espacios (INT2, INT2, INT6, INT8), libera calor y humedad a la lámina (601), según fluye de un lado al otro, y fluye de nuevo hacia el ventilador a través del canal (611) y el conector (619) correspondiente.

25 La principal ventaja de la presente invención reside en la reducción del espacio muerto dentro del circuito de ventilación, reduciendo el espacio muerto del HME. El espacio muerto es clínicamente indeseable, provocando el estancamiento y la mezcla de los gases inhalados y exhalados por el paciente; hasta tal punto que este volumen se toma en cuenta y se compensa en la regulación de la ventilación. La ventaja que ofrece la invención también aumenta proporcionalmente en el caso de un paciente recién nacido, en el que los volúmenes y el caudal del gas de ventilación implicados hacen que la presencia de un volumen estancado del gas de ventilación sea un grave problema.

30

REIVINDICACIONES

1. Un intercambiador de calor y humedad (HME) (10) que tiene un dispositivo (15) de un material capaz de absorber, retener y liberar el calor y/o la humedad del gas exhalado e inhalado; teniendo dicho dispositivo (15) dos conjuntos separados de pasajes (150b, 150c) a través de los cuales el gas inhalado (F1) y el gas exhalado (F2), respectivamente, fluyen por separado para evitar la mezcla de dichos gases,
- caracterizado porque dicho dispositivo (15) es un septo o filtro (15) formado plegando una lámina (150) de un material capaz de retener y liberar el calor y la humedad; las paredes (15a, 15b, 15c) de dicho septo o filtro están revestidas parcial o totalmente con material de sellado para definir al menos dos áreas expuestas (A1, A2) a través de las cuales el gas inhalado (F1) y el gas exhalado (F2) fluyen respectivamente; y cada lámina (150) del material se divide en unidades idénticas (150a) "plegadas en abanico" una encima de la otra para formar un primer conjunto de pasajes (150b) a través de los cuales fluye únicamente el gas inhalado (F1), y un segundo conjunto de pasajes (150c) a través de los cuales fluye únicamente el gas exhalado (F2).
2. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho material capaz de retener y liberar el calor y la humedad es papel higroscópico.
3. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho material de sellado es un compuesto de encapsulación.
4. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con la reivindicación 1, y que comprende un cuerpo principal sustancialmente en forma de paralelepípedo (14) para alojar el septo (o filtro) (15); y tres conectores tubulares (11, 12, 13) integrados en dicho cuerpo principal (14).
5. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 4, en el que una membrana filtrante está aplicada a los conectores (12, 13) o a las áreas expuestas (A1, A2).
6. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con la reivindicación 1, y que comprende un septo (o filtro) (30), que a su vez comprende una lámina sustancialmente rectangular (31) dividida en varias unidades (31a) de igual área, estando cada dos áreas contiguas (31a) conectadas entre sí por un pliegue (31b) que actúa como una bisagra; en el que está depositada una banda continua (32) de material adhesivo y de sellado paralela a un primer lado largo (31c) de la lámina y a lo largo de toda la longitud del primer lado largo (31c); y en el que están depositados los segmentos (33) del material adhesivo y de sellado a lo largo de un segundo lado largo (31d), paralelos al primer lado largo (31c) de la lámina; extendiéndose cada uno de los segmentos (33) montados en un pliegue respectivo (31b) entre dos unidades (31a).
7. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con la reivindicación 6, en el que se está depositado un punto (34) del material adhesivo y de sellado a la mitad entre un pliegue (31b) y otro.
8. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con la reivindicación 7, en el que están depositadas la banda continua (32), los segmentos (33) y los puntos (34), tanto en una primera cara (FC1) de la lámina (31) como en una segunda cara (FC2) de dicha lámina.
9. Un intercambiador de calor y humedad (10) de acuerdo con la reivindicación 8, en el que las paredes laterales (30c, 30d) y las paredes dorsales (30e, 30f) de dicho septo (o filtro) (30) están revestidas parcial o totalmente con el material de sellado para definir al menos dos áreas expuestas (A1, A2) a través de las cuales fluyen el gas inhalado (F1) y el gas exhalado (F2), respectivamente.

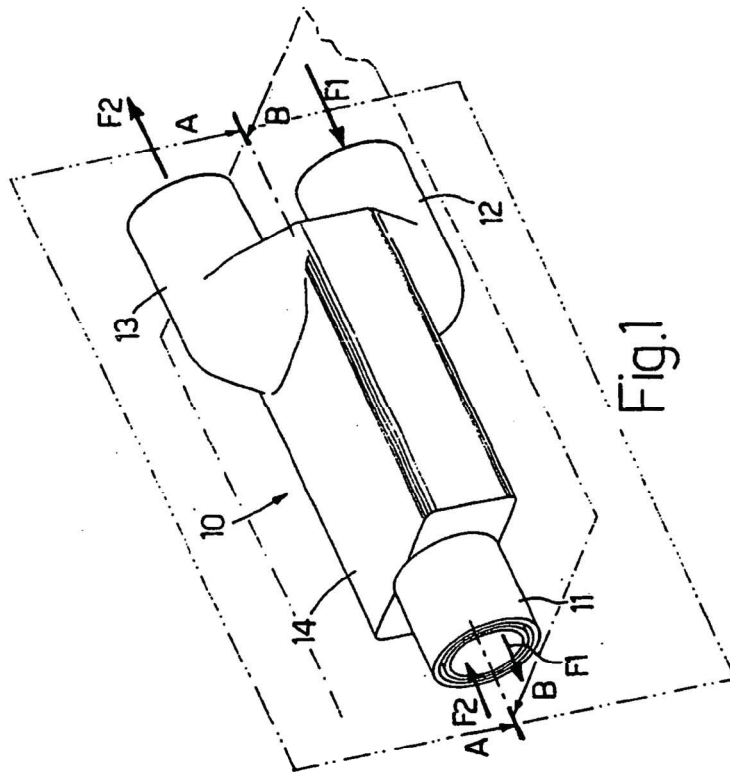


Fig.1

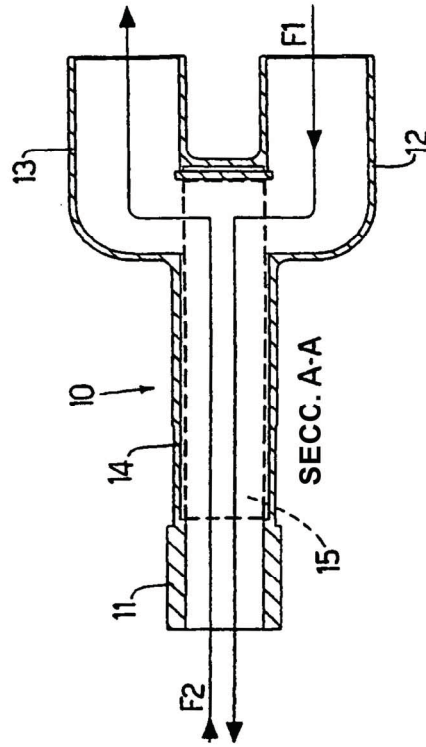
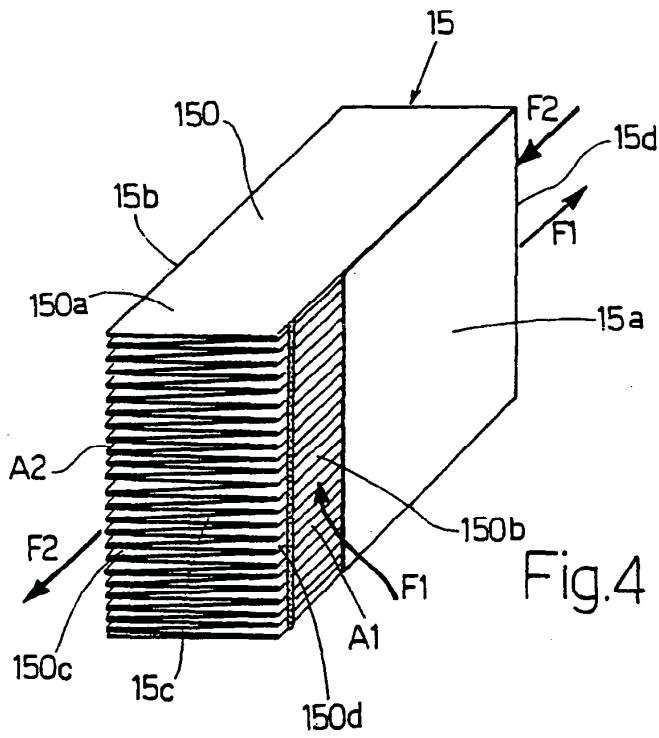
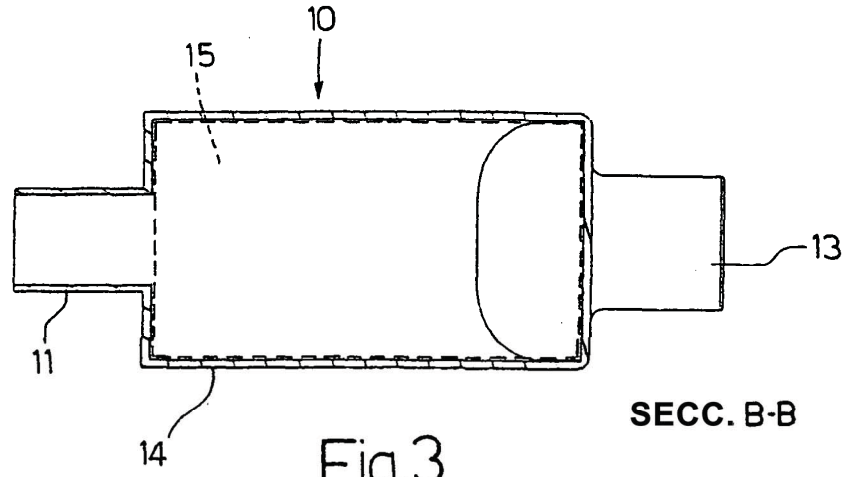


Fig.2



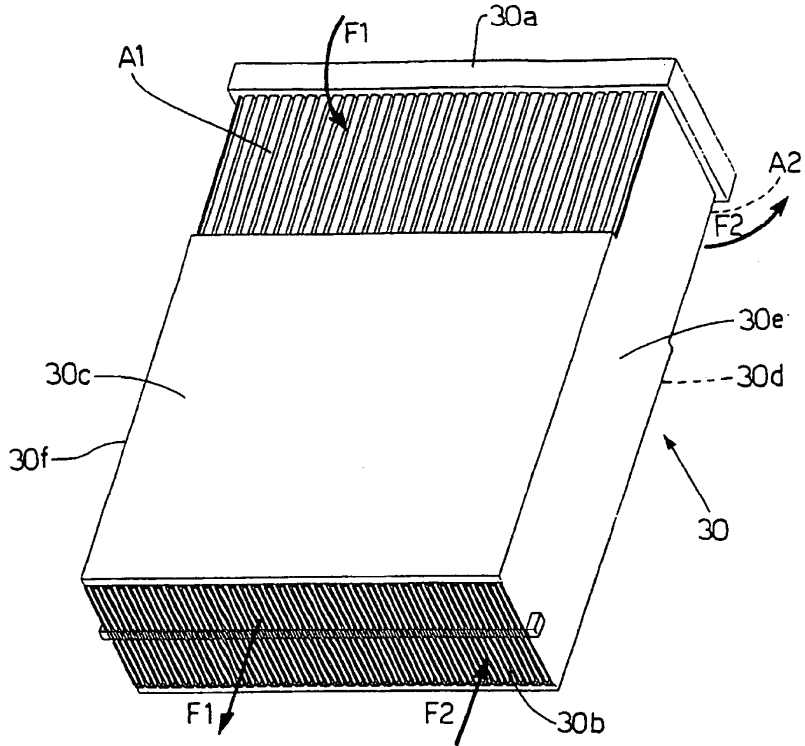


Fig.5

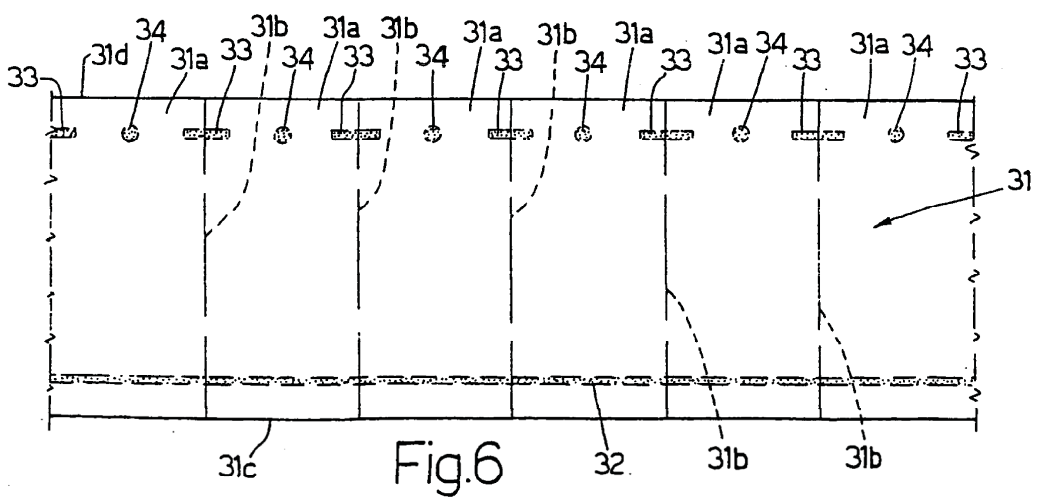
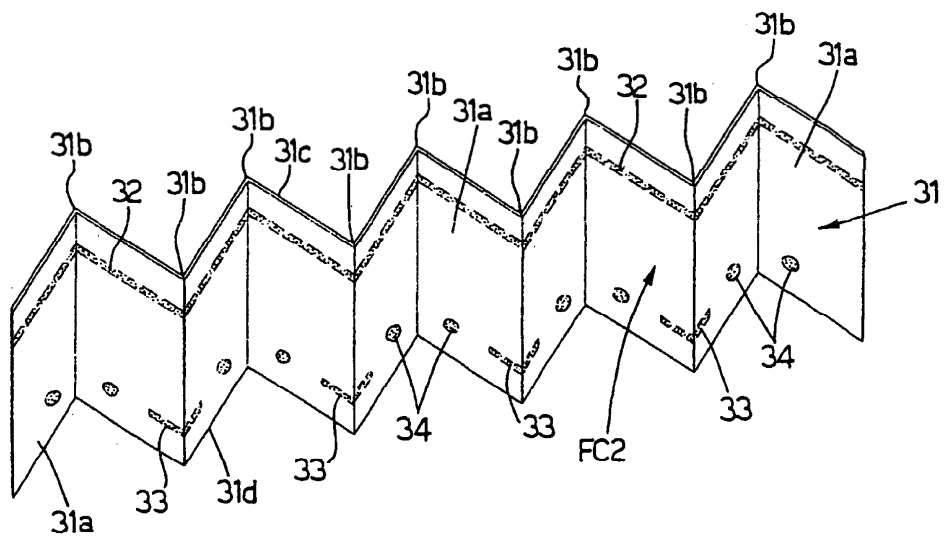
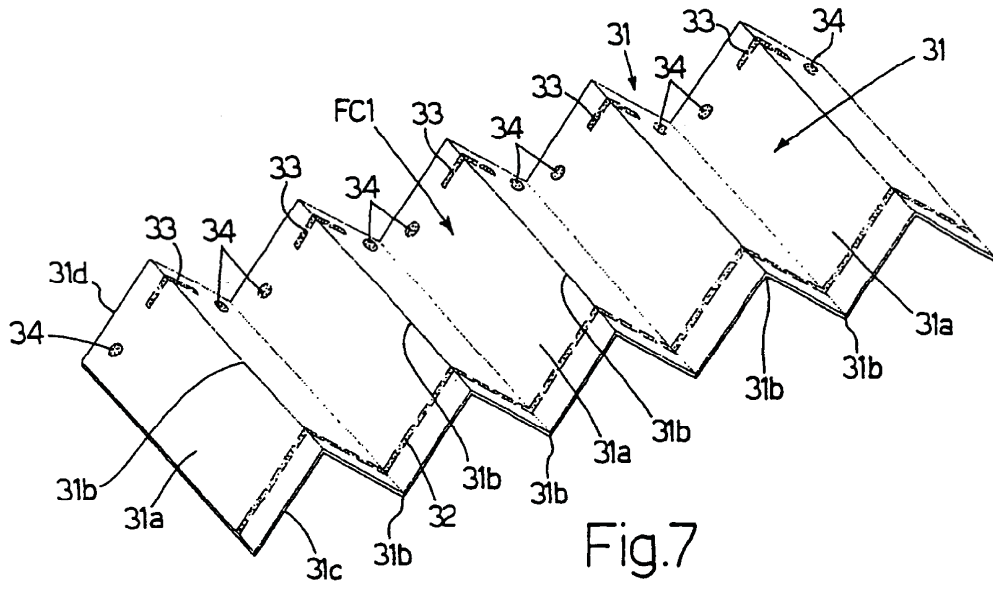


Fig.6



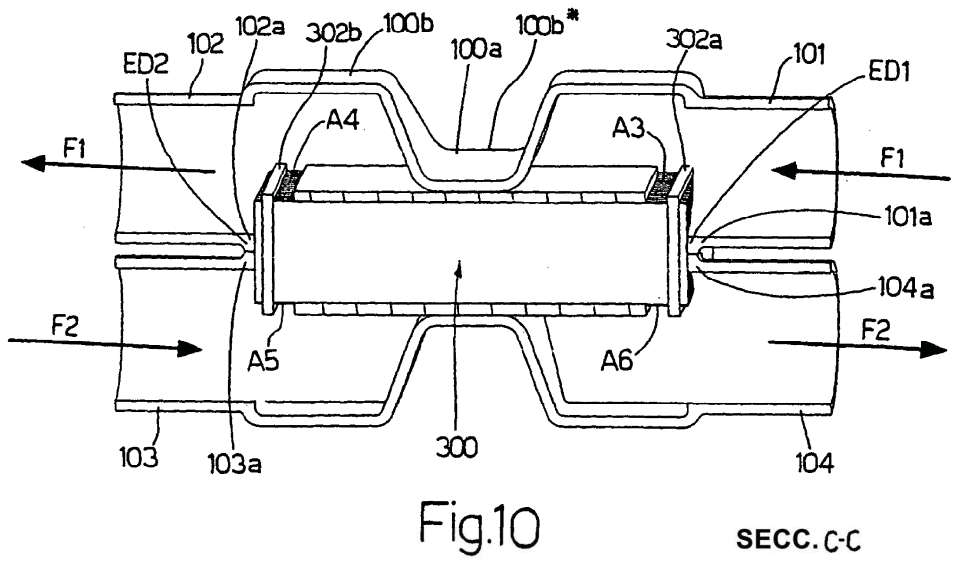
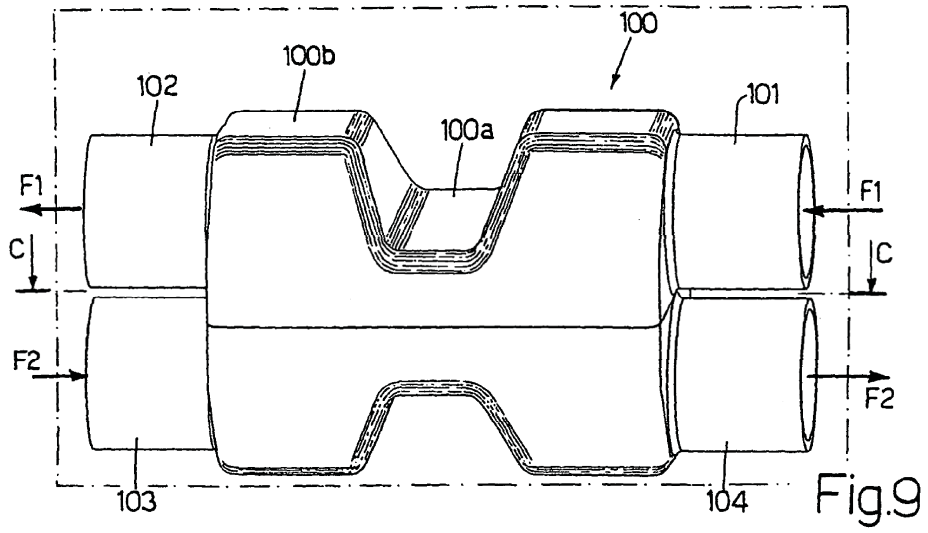
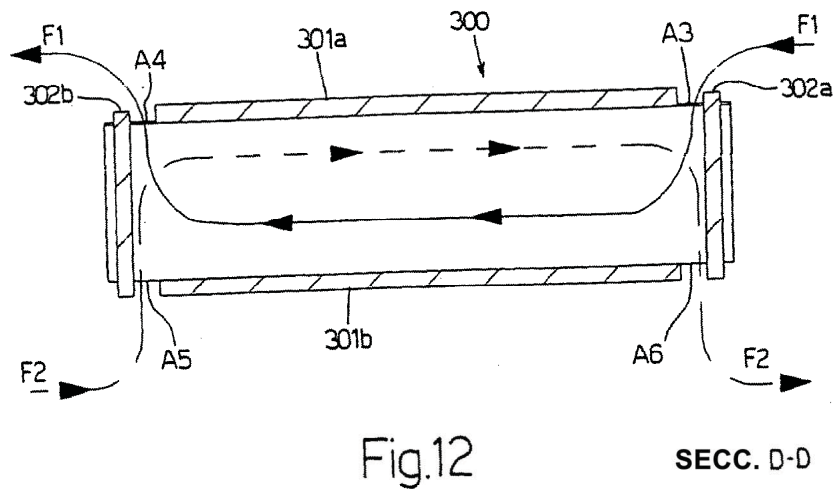
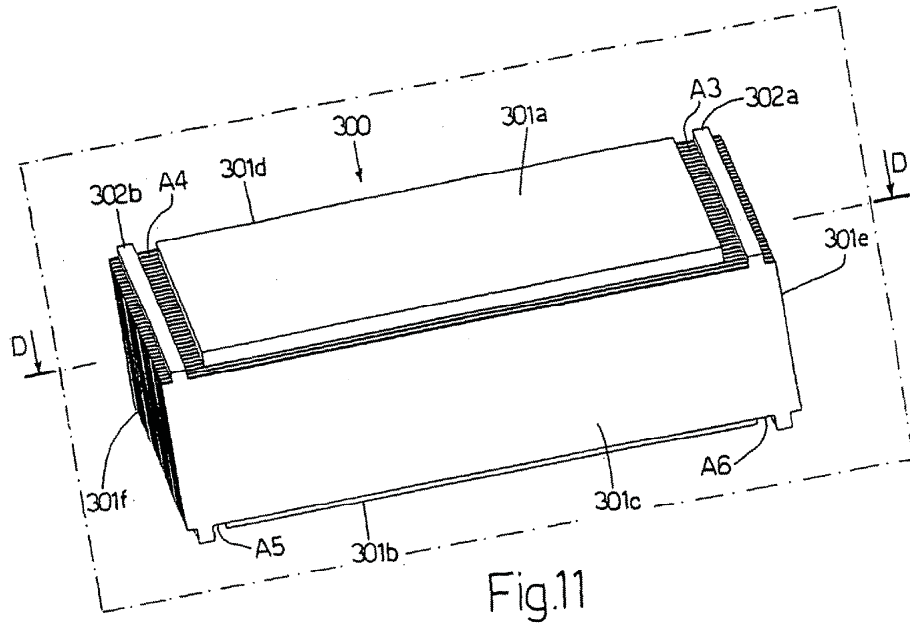


Fig.10

SECC. C-C



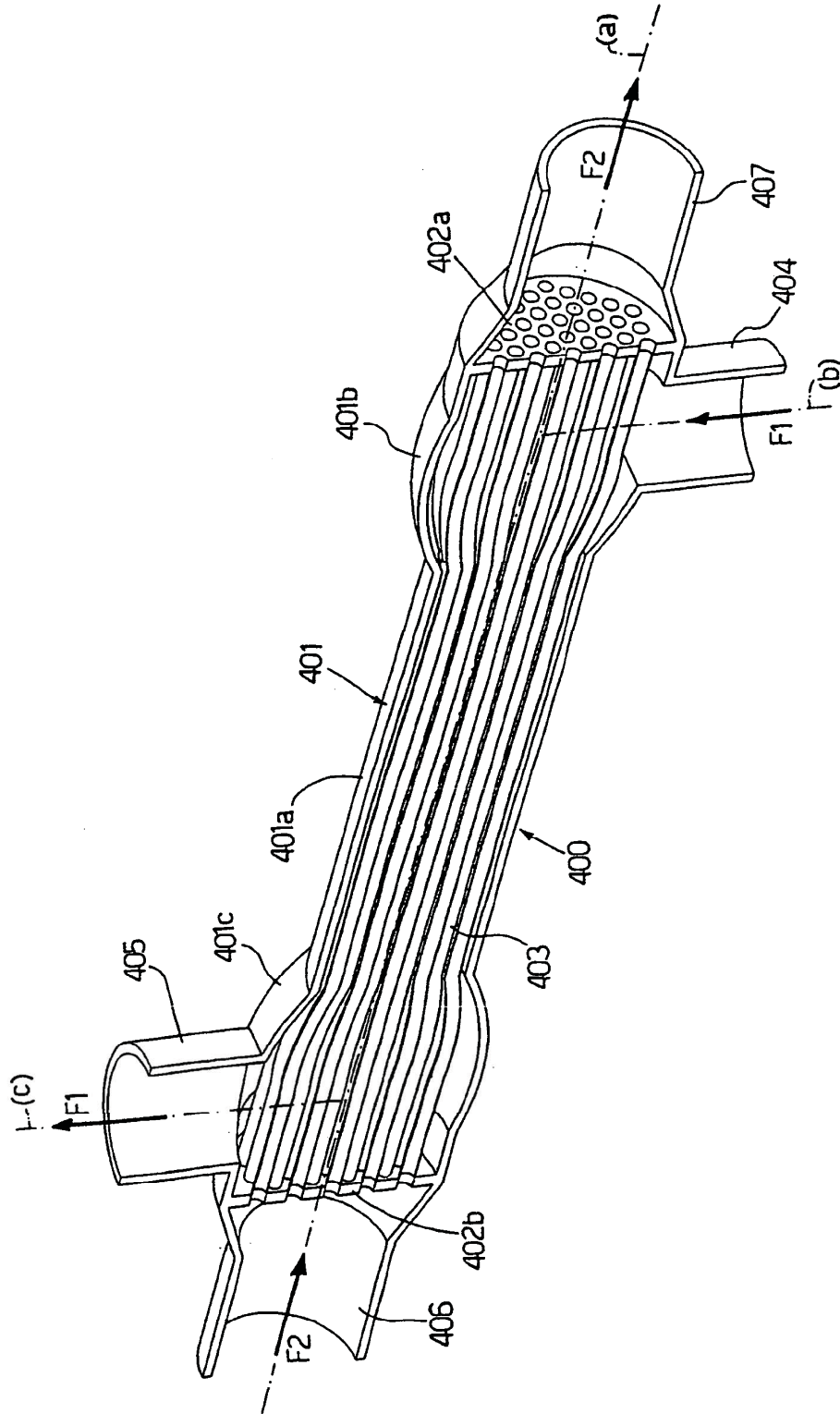


Fig.13

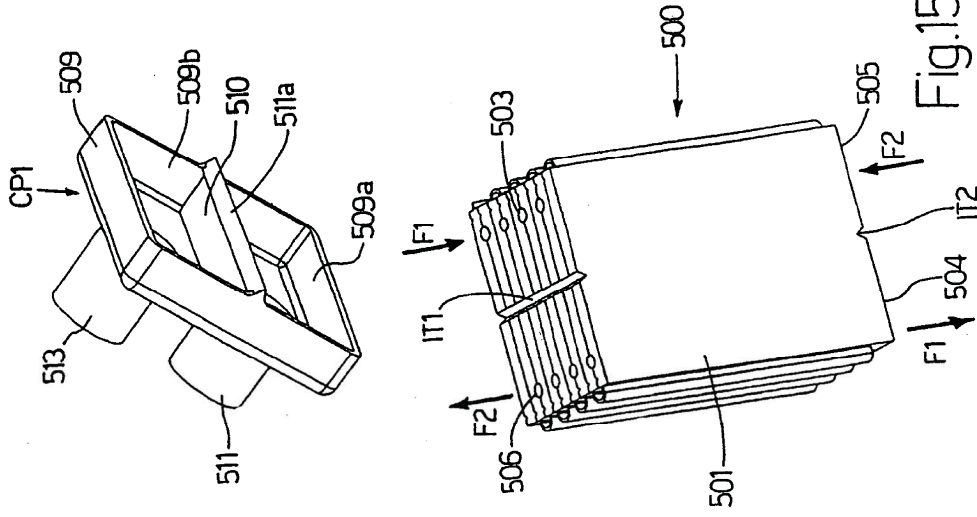


Fig.15

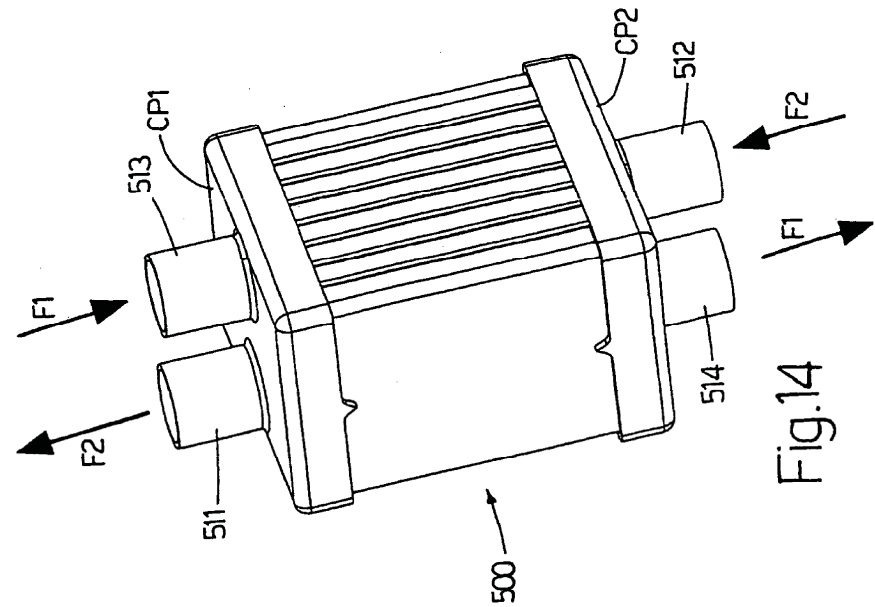


Fig.14

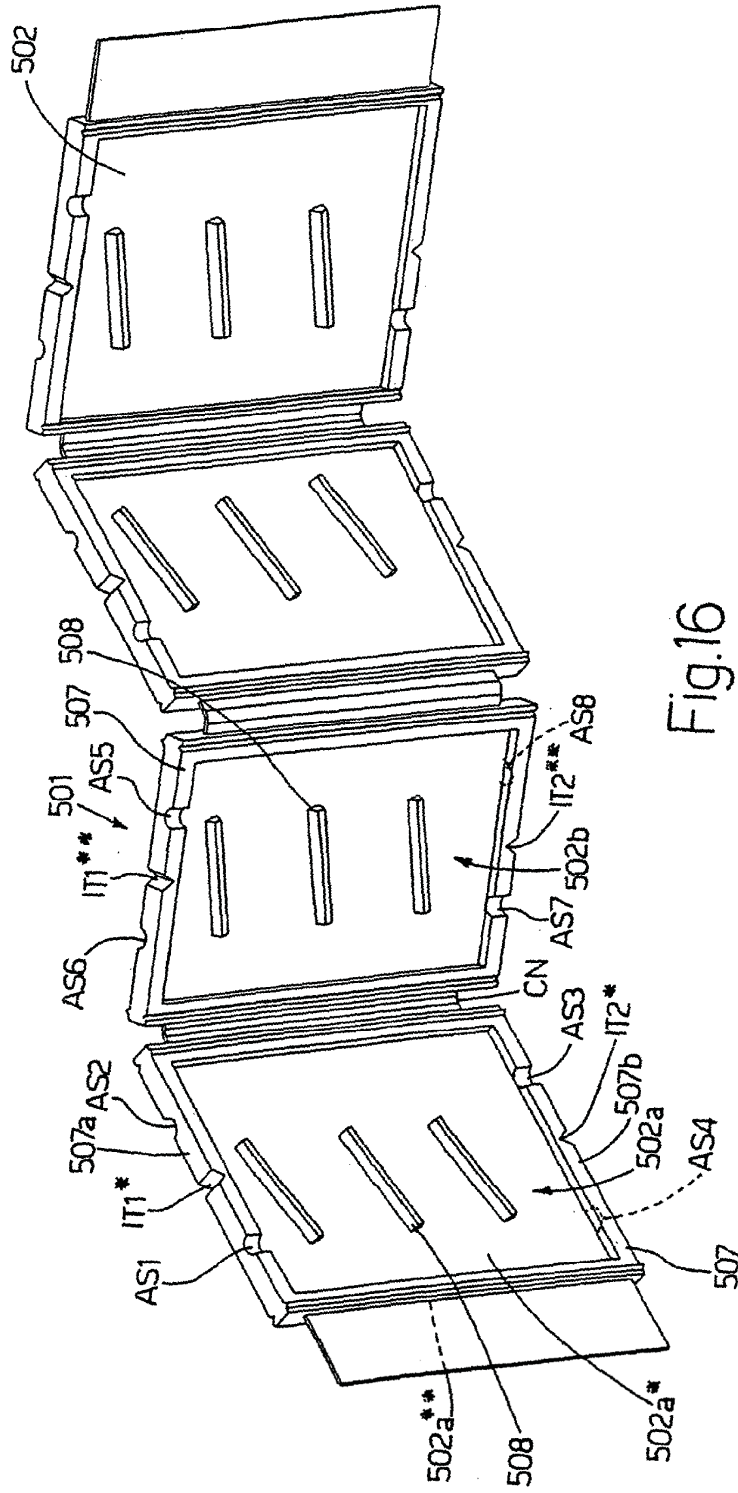


Fig.16

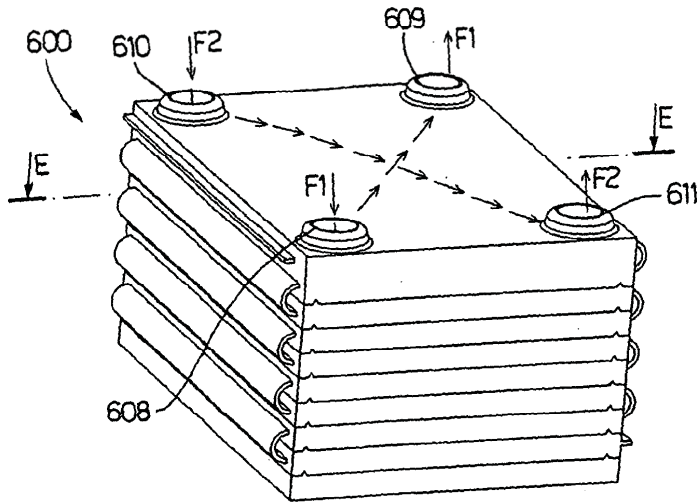


Fig.18

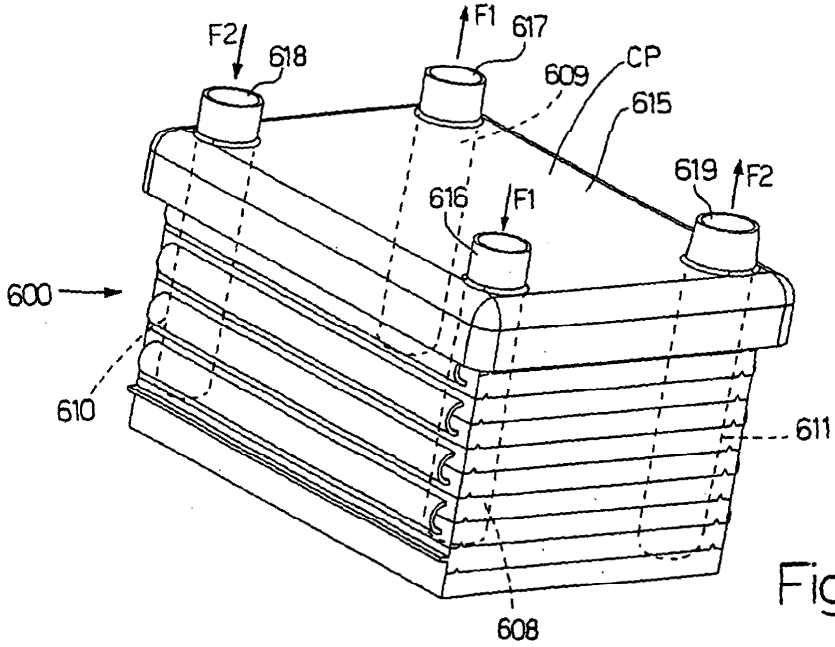


Fig.17

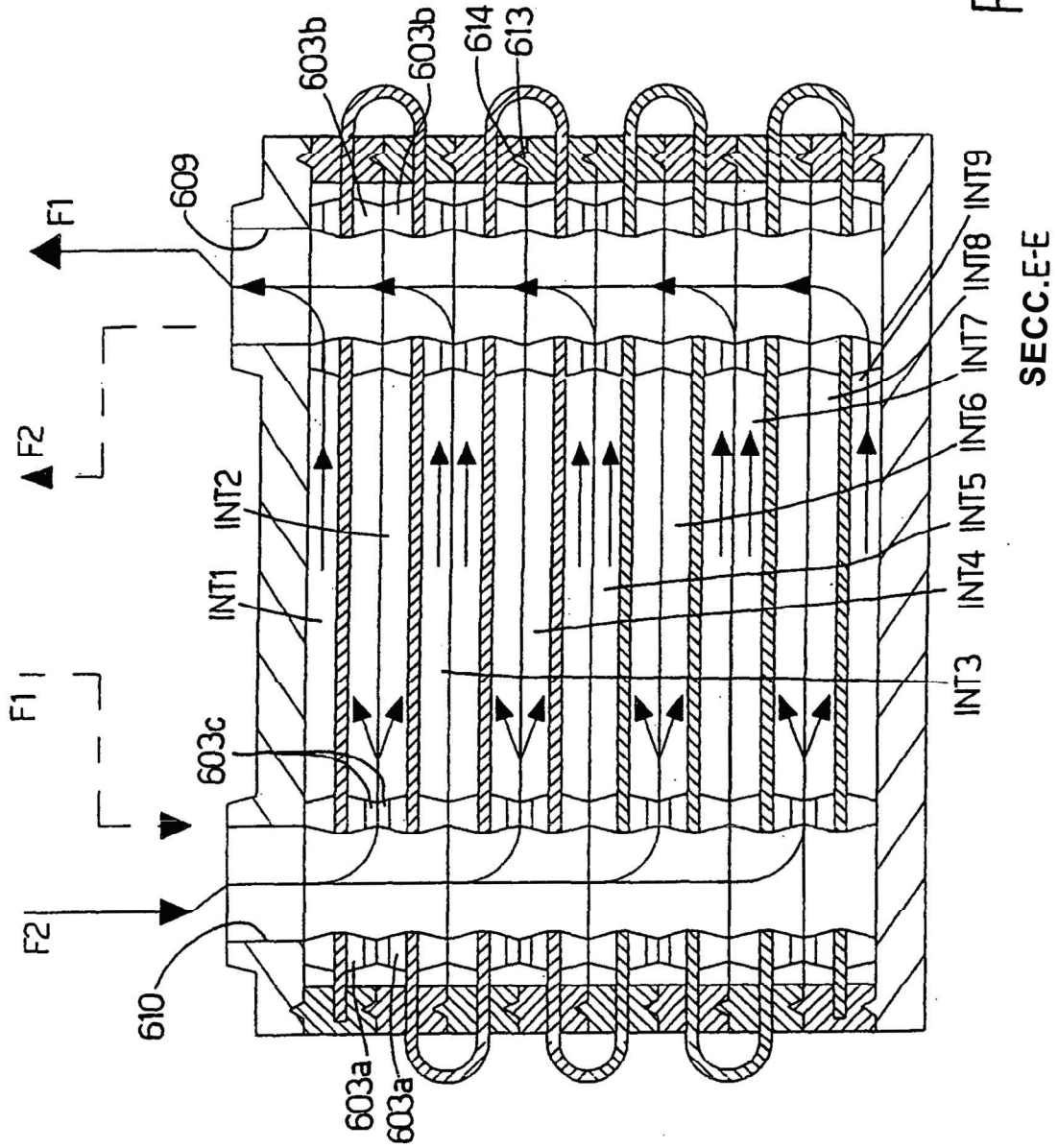


Fig.19

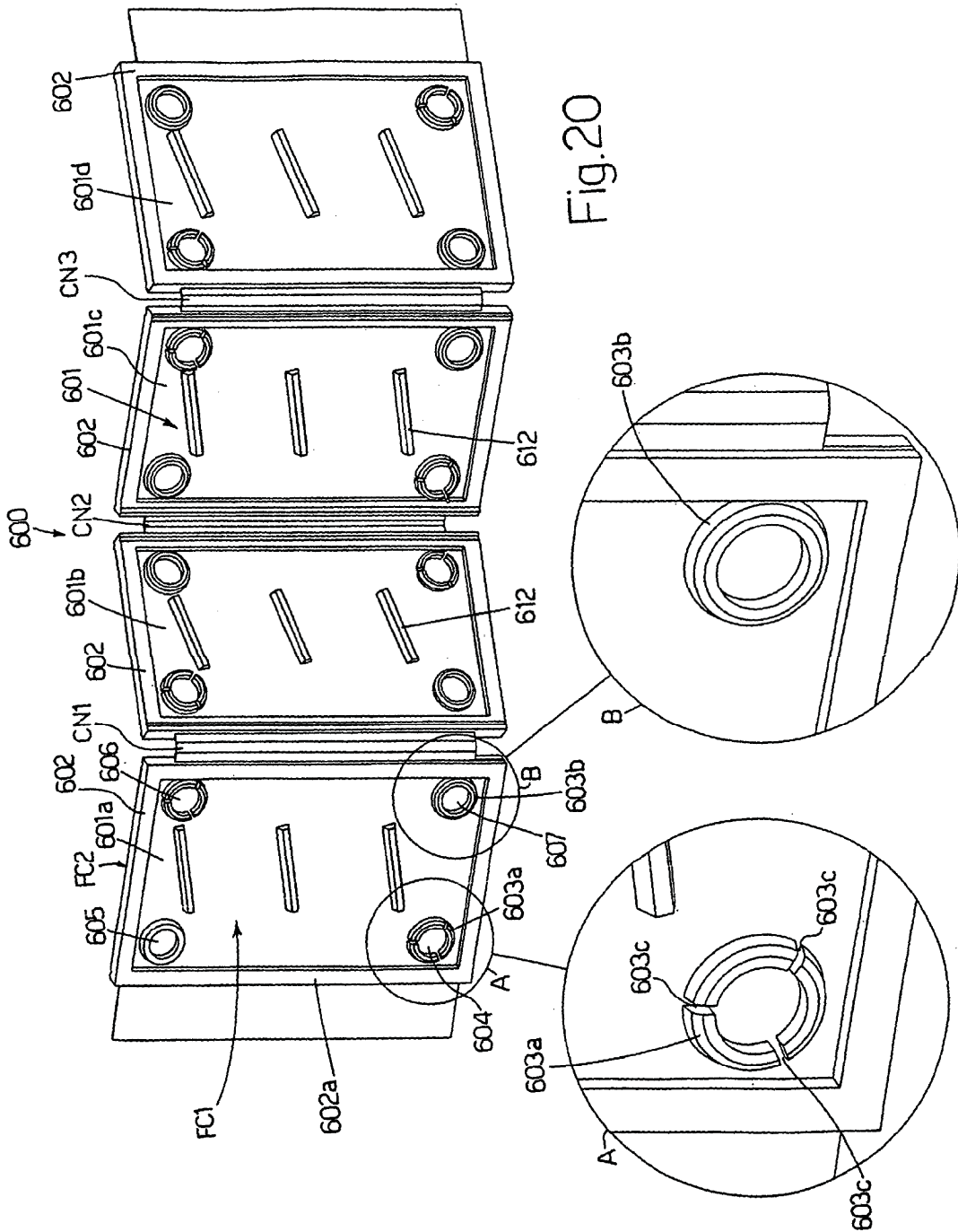


Fig.20