

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 408 857**

51 Int. Cl.:

**G01J 5/60** (2006.01)

**G01N 21/25** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.01.2009** **E 09704736 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.02.2013** **EP 2235485**

54 Título: **Procedimiento para la determinación óptica, no invasiva, de la temperatura de sangre circulante en el interior de un cuerpo**

30 Prioridad:

**25.01.2008 DE 102008006245**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**21.06.2013**

73 Titular/es:

**NIRLUS ENGINEERING AG (100.0%)  
SALZWIESE 3  
23560 LÜBECK, DE**

72 Inventor/es:

**HERRMANN, VERA**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 408 857 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

Procedimiento para la determinación óptica, no invasiva, de la temperatura de sangre circulante en el interior de un cuerpo

5 La invención se refiere a un procedimiento para la determinación óptica, no invasiva, de la temperatura de sangre de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el medio a investigar es iluminado con luz infrarroja y/o visible en la zona de una línea de absorción, cuya posición depende de la temperatura del medio y en el que la absorción de la luz se mide en la zona de la línea de absorción y a partir de esta medición se determina la temperatura mediante comparación con datos de calibración. Medio significa un medio acuoso, por ejemplo tejido vivo y de acuerdo con la invención, sangre (circulante) dentro de un cuerpo humano. Absorción significa, por una parte, el comportamiento de absorción medido, por ejemplo, en transmisión, pero, por otra parte, significa también el comportamiento de redispersión dependiente de la absorción.

15 La determinación de la temperatura, por ejemplo de un cuerpo humano, juega un papel significativo en los más diferentes campos de la medicina, por ejemplo en la supervisión de la temperatura de pacientes intensivos. En este caso, en la práctica con frecuencia se aplica la medición no invasiva de la temperatura del cuerpo por medio de termómetros en el oído, estando limitado este tipo de medición a la aplicación "discreta", es decir, a la medición a intervalos de tiempo regulares. Para una supervisión continua de la temperatura se aplican en la práctica hasta ahora métodos de medición invasivos, en los que se insertan o se introducen ondas o catéteres con sensores integrados en el cuerpo.

20 Además, en conexión con la medición no invasiva de la concentración de ingredientes de la sangre y especialmente en conexión con la medición de la concentración de glucosa en sangre circulante o bien pulsátil, existe la necesidad de la determinación de la temperatura "en el lugar", puesto que tales mediciones empleando curvas de calibración dependen, en general, de la temperatura, (ver DE 10 2006 036 920 y DE 103 11 408 B3). De acuerdo con ello, se conocen diferentes procedimientos ópticos de la espectroscopia infrarroja cercana (NIRS), que permiten de una manera no invasiva con la ayuda de modificaciones de la absorción de la luz en la gama de longitudes de ondas infrarrojas la medición de la concentración de ingredientes de la sangre y, por ejemplo, la medición de la concentración de glucosa. Aquí es importante el hecho de que el tejido vivo es en gran medida transparente para radiación electromagnética en la zona roja y en la zona infrarroja, de manera que es posible "escudriñar" dentro de esta "ventana biológica" dentro del tejido en profundidades de algunos milímetros hasta algunos centímetros. Con la ayuda de la radiación ultrasónica, por ejemplo, se puede localizar el tejido objetivo, de manera que se pueden realizar de forma selectiva mediciones de absorción óptica en el tejido localizados a profundidad relativamente grande del cuerpo (ver DE 103 11 408 B3 y DE 10 206 036 920).

Otro estado de la técnica se conoce a partir de los documentos US 2004099815 A1 y DE 103 48 958 A1.

35 Hay que observar en este caso que en la zona de esta llamada ventana biológica existen bandas "discretas" de absorción de agua, que se evitan, en general, durante las mediciones descritas anteriormente de la concentración de ingredientes de la sangre. No obstante, se sabe que la posición (y, por consiguiente, la longitud de onda) de estos máximos de la absorción y también la altura de la línea de absorción (y, por consiguiente, la magnitud o bien la medida de la absorción) dependen de la temperatura del medio, por ejemplo del agua. Por este motivo, ya se ha propuesto aprovechar la dependencia de la temperatura de la absorción en el campo de esta banda de absorción de agua, para determinar la temperatura del medio acuoso. A tal fin, se ha propuesto registrar por medio de espectrómetro el desplazamiento de la línea de absorción (ver K. H. Norris, Beltsville, MD 20705, US "Possible medical applications of NIR"). Sin embargo, el método conocido a este respecto es relativamente costoso, puesto que debe registrarse siempre un espectro completo y, por consiguiente, se realiza una "exploración de la longitud de onda". Por lo demás, el desplazamiento lineal es relativamente reducido, de manera que hay que trabajar con resoluciones muy altas del espectrómetro.

45 Un procedimiento similar se conoce a partir del documento US 2005/0083992 A1. Allí se aplica la dependencia de la temperatura de la línea de absorción de agua con una longitud de onda de aproximadamente 1450 nm para la determinación de la temperatura. También en el procedimiento conocido a este respecto se registran, en general, espectros completos sobre una gama de longitudes de ondas relativamente grandes, es decir, que se realiza la medición completa de la línea de absorción y la comparación con datos de calibración correspondientes.

50 Partiendo del estado de la técnica conocido, la invención tiene el cometido de crear un procedimiento para la determinación óptica no invasiva de la temperatura de la sangre, que posibilita de una manera sencilla y no invasiva una determinación exacta de la temperatura de la sangre. El procedimiento debe ser adecuado para la medición de la temperatura en el interior de un cuerpo, por ejemplo para la medición de la temperatura de tejido o de sangre circulante en el interior de un cuerpo. Además, el procedimiento debe poder combinarse de manera sencilla con los procedimientos conocidos para la determinación no invasiva de la concentración de ingredientes de la sangre, por ejemplo para la medición de la concentración de glucosa, en sangre pulsátil.

Para la solución de este cometido, la invención en seña en un procedimiento del tipo indicado anteriormente para la

determinación óptica no invasiva de la temperatura de un medio del tipo descrito al principio, que el medio es iluminado con (al menos) dos longitudes de ondas de luz discretas, que se encuentran en la línea de absorción en lados diferentes del máximo de absorción, que a partir de la relación de estos dos valores calculados de la absorción entre sí se determina al menos un valor de medición dependiente de la temperatura y que a partir de este valor de medición se determina la temperatura a través de comparación con los datos de calibración registrados previamente. Con la "relación" de los dos valores de absorción calculados se entiende una "relación" predeterminada, que debe aplicarse sobre los dos valores de medición. Con ello se entiende de una manera especialmente preferida la formación de la diferencia de los dos valores de absorción que se encuentran a ambos lados del máximo.

En este caso, la invención parte en primer lugar, por una parte, del conocimiento (conocido), de que en la zona de la ventana biológica se encuentran varias líneas de absorción del agua, cuya altura y especialmente también su posición (o bien longitud de onda) depende sensiblemente de la temperatura del medio acuoso. Sin embargo, en el marco de la invención no es necesario medir totalmente la línea de absorción y/o establecer con exactitud la posición del máximo de absorción. En su lugar, en el marco de la invención se realiza de manera sencilla una medición con al menos dos y con preferencia solamente con dos longitudes discretas de ondas de luz, que se encuentran en cada caso sobre lados diferentes del máximo de absorción. Puesto que la invención ha reconocido que en el caso de modificación de la temperatura a través de desplazamiento del máximo, los valores de la absorción a ambos lados del máximo se modifican sensiblemente de una manera muy diferente, de modo que – por ejemplo, cuando se calcula la diferencia de estos dos valores – esta diferencia depende de una manera muy sensible de la temperatura del medio. Con otras palabras, en el transcurso de la evaluación a través de los dos puntos de absorción de las dos longitudes de ondas predeterminadas fijamente, se puede trazar una recta y como valor de medición se calcula, por ejemplo, el gradiente de esta recta, en el que entra la diferencia de estos dos valores de la absorción. El gradiente de esta recta y especialmente también el signo de esta recta dependen ahora de una manera muy sensible de la temperatura, de manera que es posible una determinación exacta de la temperatura también sin una determinación exacta del desplazamiento máximo. Solamente es necesario medir dos valores de absorción para dos longitudes de onda predeterminadas fijamente y evaluarlas de la manera descrita. Esto se explica adicionalmente a continuación todavía en la descripción de las figuras. Se entiende que en el transcurso de la determinación de la temperatura después o bien durante la determinación de los valores de absorción y de los valores de medición obtenidos a partir de ellos, se lleva a cabo una comparación con datos de calibración registrados. De esta manera, se puede realizar mediciones correspondientes en el laboratorio a temperaturas conocidas y se pueden registrar los valores diferenciales o gradientes conocidos como datos de calibración, de manera que se pueden tener en cuenta entonces de forma automática en el transcurso de la medición. No obstante, hay que indicar que en la "formación de la diferencia" descrita o bien en la determinación del gradiente de las rectas de unión se trata de una forma de realización preferida de la evaluación teniendo en cuenta los dos valores de la absorción que se encuentran a ambos lados del máximo. La invención comprende, en principio, otras "relaciones", en las que entran dos o también más valores de medición, que se encuentran a ambos lados del máximo de la absorción.

Con preferencia, la medición de acuerdo con la invención se realiza con luz infrarroja y/o luz visible con una longitud de onda entre 600 y 2500 nm, con preferencia entre 800 y 1600 nm. Los ensayos han mostrado que la medición de la temperatura con la ayuda de luz infrarroja en el intervalo de las bandas de absorción de agua en torno a 970 nm conduce a resultados excelentes. En este caso, se emplea al menos una longitud de onda entre, por ejemplo, 950 y 970 nm y al menos una longitud de onda entre, por ejemplo, 975 y 100 nm. Pero existe también la posibilidad de trabajar con otras bandas de absorción de agua dentro de la ventana biológica, por ejemplo en el intervalo de las bandas de absorción de agua de 1450 nm. En principio, se contempla cada línea de absorción, cuya posición (longitud de onda del medio) dependa de la temperatura. La zona óptima para la medición, es decir, las dos longitudes de onda a emplear óptimamente, se puede calcular en la práctica experimentalmente. Se puede seleccionar siempre en cada caso una longitud de onda por debajo y una longitud de onda por encima del máximo de absorción. En este caso, hay que procurar que la distancia del máximo sea suficientemente grande para que realmente se consiga el efecto observado, de que los valores de absorción se modifican con signo contrario en el caso de modificación de la temperatura, es decir, que en un lado del máximo son mayores y en el otro lado del máximo son menores. En el caso de una elevación de la temperatura, la absorción debe crecer siempre a una de las longitudes de onda y debe disminuir siempre a la otra longitud de ondas. En el caso de una reducción de la temperatura, debe mostrarse el comportamiento opuesto. No obstante, la distancia de la longitud de onda seleccionada no debe estar demasiado lejos del máximo de absorción, puesto que allí existe el peligro de la superposición con otras líneas o bien efectos. Se ha revelado que es conveniente establecer en primer lugar una zona de temperatura determinada, por ejemplo entre 30°C y 43°C y entonces fijar una temperatura media (típica) (por ejemplo, 37°C) y determinar allí la longitud de onda del máximo de absorción. Las longitudes de onda  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  seleccionadas para la medición deberían estar entonces, por ejemplo entre aproximadamente 5 y 30 nm, con preferencia entre 5 y 15 nm por encima y por debajo de esta longitud de onda  $\lambda_0$ , respectivamente. Esto se aplica especialmente para la zona de la línea de absorción a 970 nm. En el caso de la línea de absorción en torno a 1450 nm, se puede medir, dado el caso, con mayor distancia del máximo.

Con el procedimiento de acuerdo con la invención existe en primer lugar, por una parte, la posibilidad de realizar la

temperatura de líquidos en un lugar definido, por ejemplo en el laboratorio o bien fuera del cuerpo, sin que aparezcan allí otros efectos perturbadores. No obstante, es especialmente importante el hecho de que el procedimiento de acuerdo con la invención es adecuado para medir la temperatura junto o en un cuerpo vivo "en el lugar". La medición se realiza especialmente también en zonas muy profundas, por ejemplo se puede medir la temperatura de sangre circulante en una vía de sangre en un cuerpo. A tal fin, la invención propone marcar el lugar, en el que debe tener lugar la medición de la temperatura, de una manera selectiva a través de medidas adecuadas. Esto se consigue con la ayuda de radiación ultrasónica, tal como se describe, por ejemplo, en los documentos DE 103 11 408 B3 y DE 10 2006 036 920. Así, por ejemplo, el tejido a investigar o bien la vía de sangre a investigar se puede "marcar" con radiación ultrasónica, enfocando radiación ultrasónica (pulsátil) sobre el lugar o bien sobre la vía de sangre. En el transcurso de la medición de la absorción (o bien redispersión) de la luz para la medición de la temperatura solamente se tienen en cuenta entonces las porciones de la luz que incide en el detector, que están en relación temporal con la radiación ultrasónica, de manera que entonces se puede realizar de una manera totalmente selectiva una medición óptica y, por consiguiente, una determinación de la temperatura en una zona profunda de un cuerpo.

Para tener en cuenta el hecho de que la porción de luz marcada, por ejemplo, a través de radiación ultrasónica depende exclusivamente de la temperatura del lugar observado, sino también de la diferencia de la temperatura entre la superficie del lugar y el lugar a observar, la invención recomienda, en un desarrollo preferido, que se lleve a cabo en primer lugar una medición de la temperatura en la superficie del cuerpo. Esta medición de referencia se puede realizar igualmente de la manera acorde con la invención, pudiendo ser conveniente también allí una marca por medio de foco ultrasónico. Pero en la superficie del cuerpo podría realizarse también una medición de referencia convencional, por ejemplo con un sensor de temperatura. En la superficie, la intensidad de la luz redispersa desde la superficie solamente depende de la temperatura de la superficie, por que la luz no tiene que pasar otras capas intermedias. De esta manera, se determina en primer lugar, por una parte, de una manera unívoca la temperatura de la superficie. A continuación se puede realizar entonces la medición en el interior del cuerpo, siendo calculada entonces la diferencia de la temperatura o bien el gradiente de temperatura con relación a la temperatura en la superficie del cuerpo. La medición en la zona de la superficie del cuerpo forma, por lo tanto, una medición de referencia, para eliminar, durante la medición siguiente en el interior del cuerpo, la eventual dependencia del gradiente de temperatura.

Por lo demás, puede ser conveniente tener en cuenta una influencia de la medición espectroscópica en tejido humano a través de diferentes factores, por ejemplo color de la piel, humedad de la piel, espesor y estructura de las secciones de tejido intermedias, valores de hematocritos (que pueden variar en cada persona) así como nivel de grasa en la sangre, que se puede modificar cada hora en la sangre. Por este motivo, puede ser conveniente realizar adicionalmente a la medición de la absorción descrita y, dado el caso, a la medición de referencia en la superficie del cuerpo una medición de la corrección, con la que se pueden eliminar los efectos descritos y especialmente diferentes efectos de dispersión en las capas intermedias. A tal fin, es conveniente irradiar luz con una llamada "longitud de onda isosbética" en el cuerpo, por ejemplo en el tejido y medir la absorción o bien la redispersión. Tal longitud de onda isosbética se caracteriza por que la absorción o bien la redispersión depende exclusivamente de diferentes efectos de dispersión en las capas intermedias y no del comportamiento de absorción del medio, por ejemplo agua. Con la ayuda de una medición de este tipo con una longitud de onda isosbética se pueden compensar o bien filtrar los efectos de dispersión independientes de la absorción, de manera que, en general, se consigue una medición especialmente exacta también en capas colocadas profundas. En el caso de un medio acuoso, se puede utilizar, por ejemplo, una longitud de onda isosbética de aproximadamente 808 nm.

En general, con el procedimiento de acuerdo con la invención se puede determinar de una manera sencilla la temperatura de un medio de una manera especialmente exacta (por ejemplo con una precisión de  $\pm 0,01$  °C). Se puede calcular la temperatura en superficies del cuerpo o de manera especialmente preferida también la temperatura en el interior de un cuerpo y en concreto de manera no invasiva y óptica. Estas medidas posibilitan, por ejemplo, también una determinación exacta de la concentración de ingredientes de la sangre y especialmente también de la concentración de glucosa en sangre, puesto que en el transcurso de una medición conocida de la concentración (simultánea) también se puede realizar una medición no invasiva de la temperatura y, en concreto, exactamente en el lugar, en el que se determina también la concentración. No obstante, el procedimiento de acuerdo con la invención se puede aplicar con ventaja también en otros campos, por ejemplo de la supervisión de la temperatura de pacientes intensivos y en la supervisión de la temperatura durante la crioterapia así como la terapia médica de tumores. Además, se puede realizar una supervisión de la temperatura en neonatos o también una supervisión de la temperatura de personas en el transcurso de actividades en entornos expuestos térmicamente. Otros campos de aplicación son la supervisión de la temperatura en el diagnóstico durante el sueño, durante la diálisis o también la supervisión de la temperatura de deportistas. También la medición de la temperatura en aplicaciones industriales, por ejemplo la determinación de la distribución de la temperatura en la industria de la ropa es un campo de aplicación posible.

A continuación se explica en detalle la invención con la ayuda de un dibujo que representa solamente un ejemplo de realización. En este caso:

La figura 1 muestra una estructura de ensayo para la realización de un procedimiento para la determinación de la temperatura.

La figura 2 muestra esquemáticamente un espectro de absorción de agua en una zona de longitudes de onda desde aproximadamente 660 nm hasta aproximadamente 2400 nm.

- 5 La figura 3 muestra la absorción de agua en la zona de una banda de absorción de agua en torno a 970 nm a dos temperaturas diferentes.

La figura 4 muestra datos de calibración para una medición según la figura 3, y

La figura 5 muestra una representación esquemática del procedimiento para la determinación de la temperatura en el interior de un cuerpo.

- 10 En la figura 1 se representa una estructura de ensayo para la determinación de la temperatura  $T$  de un medio acuoso por vía óptica. Con la ayuda de esta estructura se pueden realizar espectros de absorción óptica en un medio  $M$  acuoso. El medio  $M$  acuoso está dispuesto en esta estructura de laboratorio en un depósito 1. Con la ayuda de un láser infrarrojo 2 determinable se irradia luz láser de la longitud de onda deseada a través de un acoplador 3 y una guía de ondas de luz de entrada 4 en el medio  $M$ . La luz que sale sobre el lado opuesto del depósito 1 es desacoplada a través de una guía de ondas de luz de salida 5 y es aplicada sobre un detector 6. El detector 6 está conectado con una unidad de evaluación 7, que puede presentar un ordenador y/o un osciloscopio. En el ordenador está depositado el algoritmo de evaluación descrito, que se describe a continuación todavía en detalle. Además, en el ordenador están depositados, dado el caso, datos de calibración previamente calculados, los cuales pueden influir de la misma manera en la evaluación. También esto se describe todavía en detalle. En la entrada de disparo del osciloscopio está conectado un generador de frecuencia TTL 8. Además, está previsto un aparato de medición de la potencia 9, que está conectado de la misma manera, por una parte, con el ordenador 7 y, por otra parte, con el cuerpo 3. Para la verificación de la capacidad funcional del procedimiento de acuerdo con la invención y, por ejemplo, también para el registro de datos de calibración, se indica en la figura 1 un termómetro 10, que mide exactamente la temperatura real del medio acuoso, de manera que se pueden verificar los datos de la temperatura obtenidos de la manera acorde con la invención. En este caso, hay que indicar que se trata de la indicación esquemática de una estructura de laboratorio, que sirve en primer lugar para la verificación de la capacidad funcional del método de acuerdo con la invención. En la práctica, la determinación óptica de la temperatura  $T$  se realiza de manera comparable, irradiando luz láser en el cuerpo. No obstante, entonces es conveniente no medir en transmisión – como en el laboratorio – sino medir la luz redispersa, de manera que también la porción redispersa indica el comportamiento de absorción del medio.

Las relaciones físicas y el modo de funcionamiento del procedimiento de acuerdo con la invención se explican a continuación con la ayuda de las figuras 2 a 4.

- La figura 2 muestra en primer lugar, por una parte, en una visión de conjunto a modo de ejemplo y sólo esquemáticamente un espectro de absorción habitual del agua en una gama de longitudes de onda desde aproximadamente 700 nm hasta 2400 nm. Ya se puede reconocer la banda de absorción de agua  $B$  en la zona de una longitud de onda de  $\lambda_0 = 970$  nm. Como se indica en la descripción, tanto la posición  $\lambda_0$  como también la altura  $A_0$  de esta línea de absorción  $B$  dependen de la temperatura  $T$  del agua. Por lo tanto,  $\lambda_0$  significa la longitud de onda del máximo de absorción a una temperatura determinada, es decir, que  $\lambda_0$  es dependiente de la temperatura. A tal fin se remite, por ejemplo, a la figura 3, que muestra la absorción  $A$  en la zona de esta línea de absorción  $B$  para dos temperaturas diferentes  $T_1 = 33^\circ\text{C}$  y  $T_2 = 43^\circ\text{C}$ . Se puede reconocer que la línea de absorción  $B$  se desplaza a temperaturas más elevadas hacia longitudes de onda más cortas. En el marco de la invención se mide ahora la absorción en la zona de esta línea de absorción  $B$  y en concreto solamente para dos longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$  predeterminadas fijamente, que se encuentran en lados diferentes del máximo de absorción ( $A_0, \lambda_0$ ). Estas longitudes de onda se representan de la misma manera en la figura 3. En este caso, hay que observar que la posición del máximo y, por consiguiente la propia  $\lambda_0$  son dependientes de la temperatura. Las longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$  se pueden seleccionar teniendo en cuenta la zona de temperatura seleccionada de tal manera que se encuentran para todas las temperaturas de esta zona siempre en diferentes lugares del máximo (que se desplaza). Ahora se puede reconocer en la figura 3 que en la zona de la longitud de onda  $\lambda_1$  la absorción para la temperatura más alta  $T_2$  es mayor que para la temperatura  $T_1$ . En el otro lado del máximo de la absorción  $\lambda_0$ , se comporta de manera diferente. Puesto que allí la absorción para la temperatura elevada  $T_2$  es menor que para la temperatura  $T_1$ . Este efecto se puede ilustrar adicionalmente, trazando una recta  $G$  a través de los dos puntos de medición a una temperatura  $T$ . La figura 3 muestra ahora que el gradiente  $\Delta A/\Delta\lambda$  de estas rectas  $G$  depende de manera muy sensible de la temperatura  $T$  del medio. Esto se aplica de la misma manera para la diferencia  $\Delta A$  entre los valores de absorción a una temperatura determinada  $T_1$  o bien  $T_2$  para las dos longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$ , puesto que esta diferencia  $\Delta A = A(\lambda_1) - A(\lambda_2)$  determina el gradiente de las rectas  $G$  representadas. En el marco de la invención, se irradia ahora, por consiguiente, luz infrarroja a una temperatura determinada y, en concreto, solamente dos longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$ , que están dispuestas sobre lados diferentes del máximo de absorción  $\lambda_0$ . Los valores de

absorción medidos se ponen en una relación, por ejemplo se restan, como en el ejemplo de realización, de manera que la diferencia formada forma el valor de medición calculado, que depende de una manera sensible de la temperatura. Este valor de medición, que representa en el ejemplo de realización la diferencia de los dos valores de absorción o bien el gradiente de las rectas representadas a través de los dos puntos de medición, se compara con datos de calibración registrados anteriormente. Estos datos de calibración se representan para una pluralidad de temperaturas en la figura 4. Allí se representan, respectivamente, los valores de absorción para diferentes temperaturas a las longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$ . Además, para la ilustración se han trazado de la misma manera rectas a través de los puntos asociados en cada caso por parejas. La figura 4 muestra ahora de manera especialmente clara que la diferencia de los valores de medición y, por consiguiente, también el gradiente de las rectas depende de una manera sensible de la temperatura, puesto que a medida que suba y baja, respectivamente, la temperatura, se puede producir también especialmente un cambio de signo. Por consiguiente, a temperatura desconocida, se lleva a cabo la medición según la figura 2 en las dos longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$  y a continuación se forma la diferencia de los valores de absorción o bien se calcula el gradiente de las rectas extrapoladas G, de manera que a través de comparación con los datos de calibración según la figura 4 se puede determinar exactamente la temperatura T, sin que deba medirse un desplazamiento del máximo de la línea de absorción B.

Las figuras 1 a 4 ilustran el modo de funcionamiento básico del procedimiento de acuerdo con la invención se ilustran la realización en el laboratorio. Puesto que se trata de un método de medición óptica y no invasiva, se consigue de manera comparable también la medición de la temperatura dentro de un cuerpo, por ejemplo la determinación de la temperatura de tejido, por ejemplo sangre, en el interior de un cuerpo vivo K.

A tal fin, de acuerdo con la invención, se marca la región objetiva de la medición con la ayuda de radiación ultrasónica. Tal procedimiento ha sido descrito en otro contexto en el documento DE 103 11 408 B3. La marcación descrita allí de una zona en el interior de un cuerpo se puede realizar de manera correspondiente también para la marcación de una zona en el transcurso de la medición de la temperatura. Este respecto, se remite, por ejemplo, a la figura 5. La luz infrarroja de un láser 2 se irradia de la manera descrita (para longitudes de onda  $\lambda_1$  y  $\lambda_2$ ) en el interior de un cuerpo K y se miden los fotones redispersos, que representan la absorción, con un detector 6. El detector 6 registra ahora no sólo los fotones redispersos en la zona del vaso sanguíneo 11, sino también una pluralidad de otros fotones, que han sido dispersados en otras zonas. Una marcación o bien una selección se consigue ahora a través de irradiación de radiación ultrasónica 13 con la fuente de radiación ultrasónica 12 representada en la figura 5. Esta fuente es enfocada sobre la región objetiva, a saber, el vaso sanguíneo 11. En este caso, por ejemplo en la sangre circulante, se puede aprovechar, por ejemplo, el efecto Doppler, tal como se describe en el documento DE 103 11 408 B3. La fuente de radiación ultrasónica 12 genera radiación ultrasónica impulsada con longitud fija del impulso y tiempo de repetición fijo. A través de la unidad de evaluación se puede extraer entonces, teniendo en cuenta este comportamiento de impulsos, la protección de luz desde el detector 6, que contribuye entonces realmente al volumen del foco de ultrasonido. Los detalles se describen en los documentos DE 103 11 408 B3 y DE 10 2006 036 920, que no se ocupan, sin embargo, con la determinación de la temperatura, sino con la medición no invasiva de la concentración de ingredientes de la sangre. Con tal medición no invasiva de la concentración de ingredientes de la sangre se puede combinar también, por lo demás, entonces el procedimiento de acuerdo con la invención. Por consiguiente, se realiza la medición no invasiva de la concentración de ingredientes de la sangre, por ejemplo la medición del contenido de azúcar, pudiendo realizarse al mismo tiempo también una determinación de la temperatura.

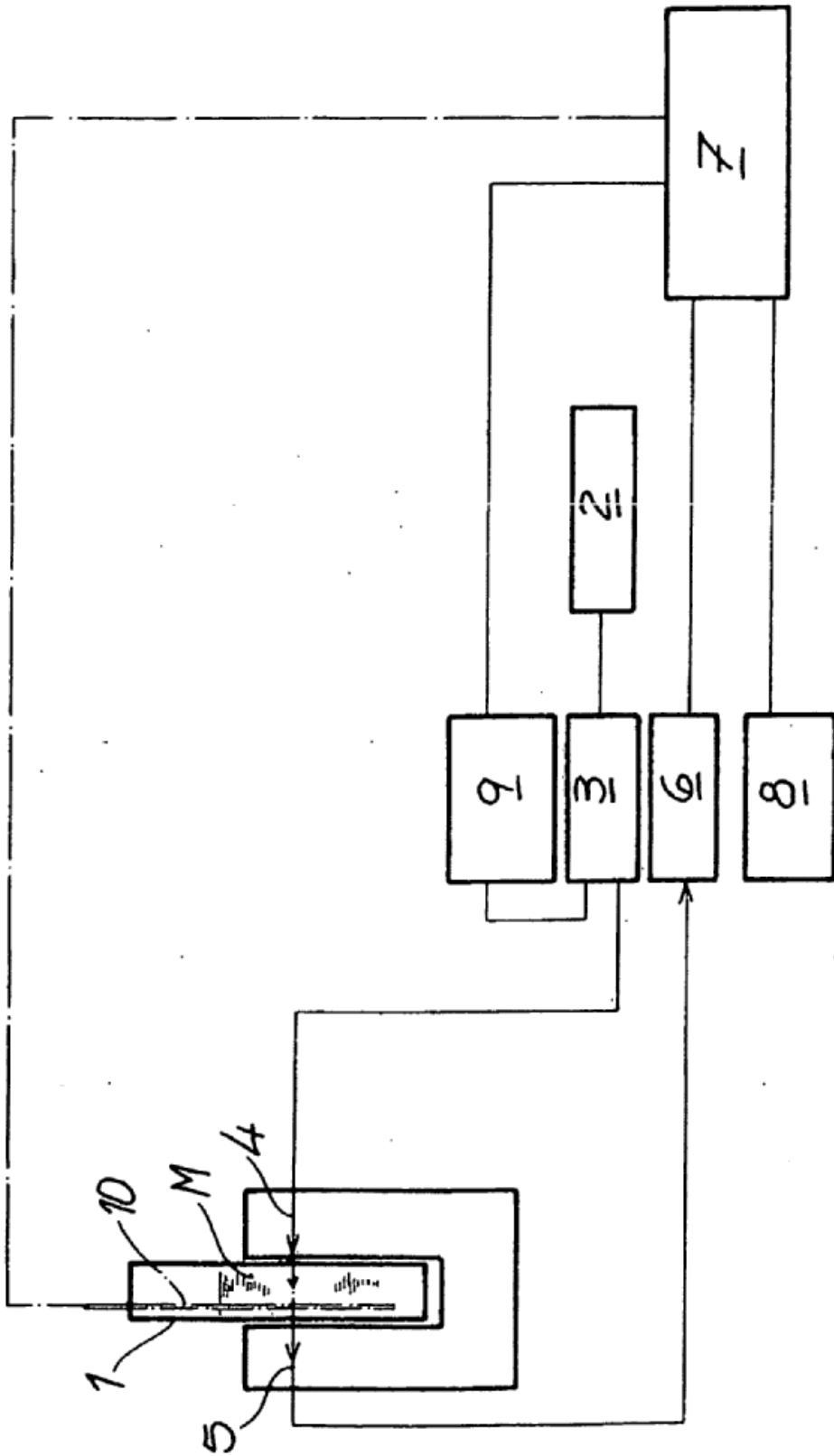
Puesto que la porción de luz marcada a través de ultrasonido, en la práctica, no sólo depende eventualmente de la temperatura del lugar observado, sino en cierta medida también del gradiente de la temperatura de la superficie y del lugar observado, puede ser conveniente realizar previamente una medición de referencia en la superficie del cuerpo de medición, por ejemplo en la piel, pudiendo ser conveniente también allí una marcación por medio de foco de ultrasonido. La medición realizada allí depende exclusivamente de la temperatura del lugar y no de la temperatura de eventuales capas intermedias o de un gradiente de temperatura, de manera que a continuación puede tener lugar una medición de la temperatura en la profundidad deseada del cuerpo y en este caso se realiza una medición de la diferencia de la temperatura.

Por último, de forma complementaria a la corrección, puede ser conveniente realizar una medición de la corrección con la ayuda de una longitud de onda isosbética. Los detalles a este respecto no se representan en las figuras. Tal longitud de onda isosbética se caracteriza por que la corriente de fotones redispersada solamente está influenciada por efectos de dispersión en las capas intermedias así como en el lugar observado y es totalmente independiente de la capacidad de absorción (óptica) el agua. Por consiguiente, el comportamiento de dispersión se puede "corregir" a partir de la medición efectuada. Estas mediciones de referencia y de corrección se pueden realizar en la práctica en relación (temporal) inmediata con la medición realizada de la temperatura y pueden entrar inmediatamente en la evaluación, de manera que un dispositivo para la realización del procedimiento de acuerdo con la invención se calibra, por decirlo así, por sí mismo.

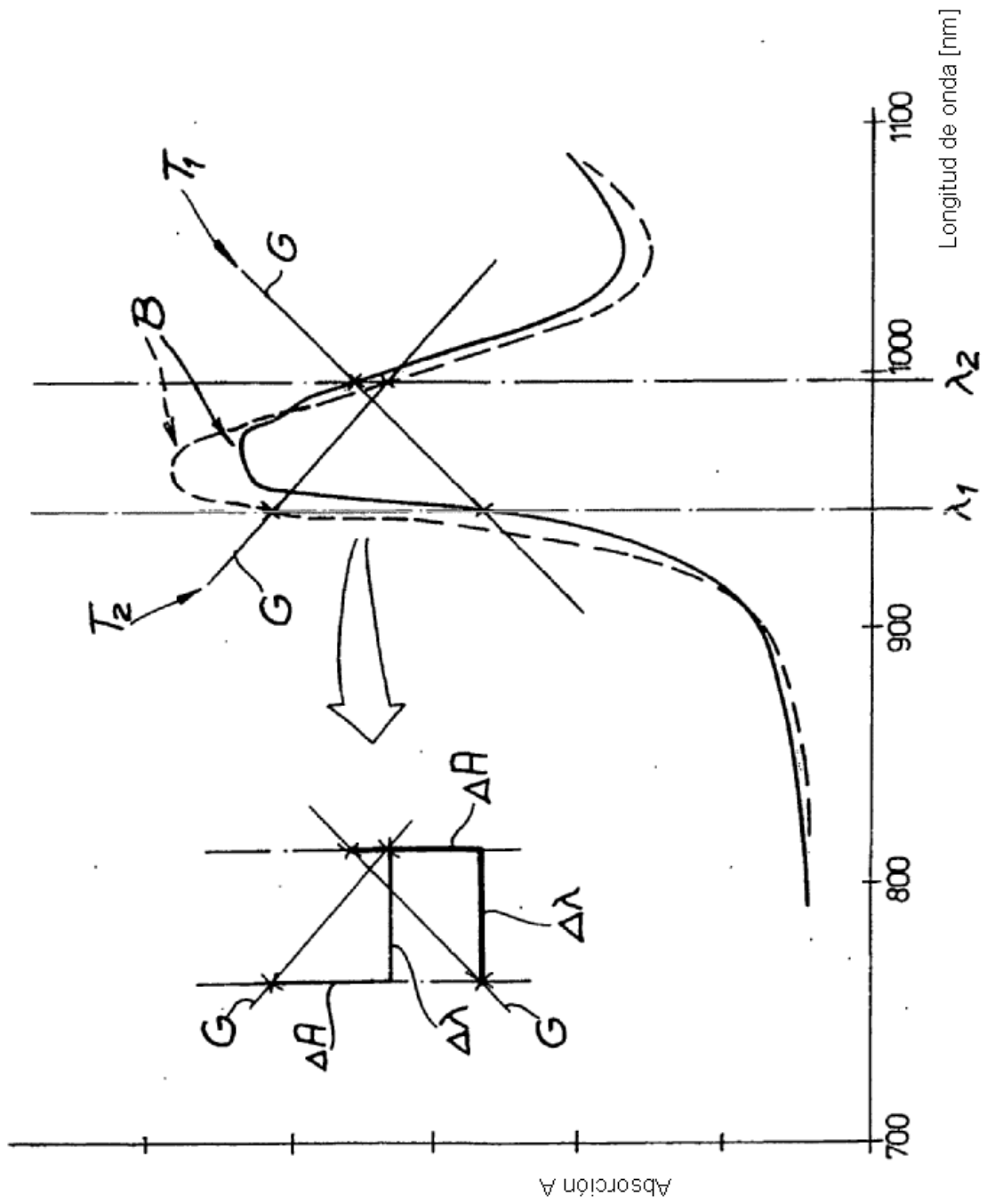
**REIVINDICACIONES**

- 1.- Procedimiento para la determinación óptica, no invasiva, de la temperatura de sangre circulante en el interior de un cuerpo,
- 5 en el que la sangre a investigar es iluminada con luz infrarroja y/o visible en la zona de una línea de absorción, cuya posición depende de la temperatura de la sangre, y en el que la absorción de la luz se mide en la zona de la línea de absorción y a partir de esta medición se determina la temperatura a través de comparación con datos de calibración,
- en el que la sangre es iluminada con al menos dos longitudes de ondas de luz  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  discretas, que se encuentran en la zona de la línea de absorción en lados diferentes del máximo de absorción,
- 10 en el que a partir de la relación o bien a partir de una relación funcional de estos dos valores de absorción calculados  $A(\lambda_1) - A(\lambda_2)$  entre sí, se determina al menos un valor de medición dependiente de la temperatura (T) o una función de medición dependiente de la temperatura,
- en el que a partir de este valor de medición o bien de esta función de medición, a través de comparación con los datos de calibración registrados previamente, se determina la temperatura,
- 15 en el que para la medición de la temperatura en el interior de un cuerpo, se marca el lugar de la medición en la vía de sangre, por medio de radiación de ultrasonido pulsátil, siendo enfocada la radiación de ultrasonido pulsátil sobre la vía de sangre y siendo tenidas en cuenta en el transcurso de la medición de la absorción de la luz para la medición de la temperatura solamente las porciones de la luz que incide en el detector, que están en relación temporal con la radiación de ultrasonido.
- 20 2.- Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el valor de medición se determina a través de la formación de la diferencia de los dos valores de absorción que se encuentran a ambos lados del máximo o a través de la determinación del gradiente de una recta que pasa a través de los puntos de medición.
- 3.- Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, en el que el medio es iluminado con luz infrarroja y/o luz visible con longitud de onda  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  entre 600 nm y 2500 nm, con preferencia entre 800 nm y 1600 nm.
- 25 4.- Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la medición se realiza en la zona de la línea de absorción de agua en torno a 970 nm, siendo utilizada con preferencia, por una parte, luz de una primera longitud de onda  $\lambda_1$  entre 950 y 970 nm y, por otra parte, luz de una segunda longitud de onda  $\lambda_2$  entre 975 y 1000 nm.
- 5.- Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la medición se realiza en la zona de la línea de absorción de agua en torno a 1450 nm.
- 30 6.- Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 5, en el que para la determinación de la temperatura en el interior de un cuerpo, se realiza en primer lugar una medición de referencia de la temperatura en la superficie del cuerpo y en el que a continuación se realiza una medición de la temperatura en un lugar en el interior del cuerpo.
- 35 7.- Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 6, en el que para la determinación de la temperatura en el interior de un cuerpo se realiza una medición de corrección con una o varias longitudes de onda isosbética, en el que el medio o bien el cuerpo es iluminado con luz con una longitud de onda isosbética, en la que la porción de luz redispersa depende exclusivamente de efectos de dispersión en el interior del cuerpo y no del comportamiento de absorción del medio, por ejemplo agua.

Fig. 1

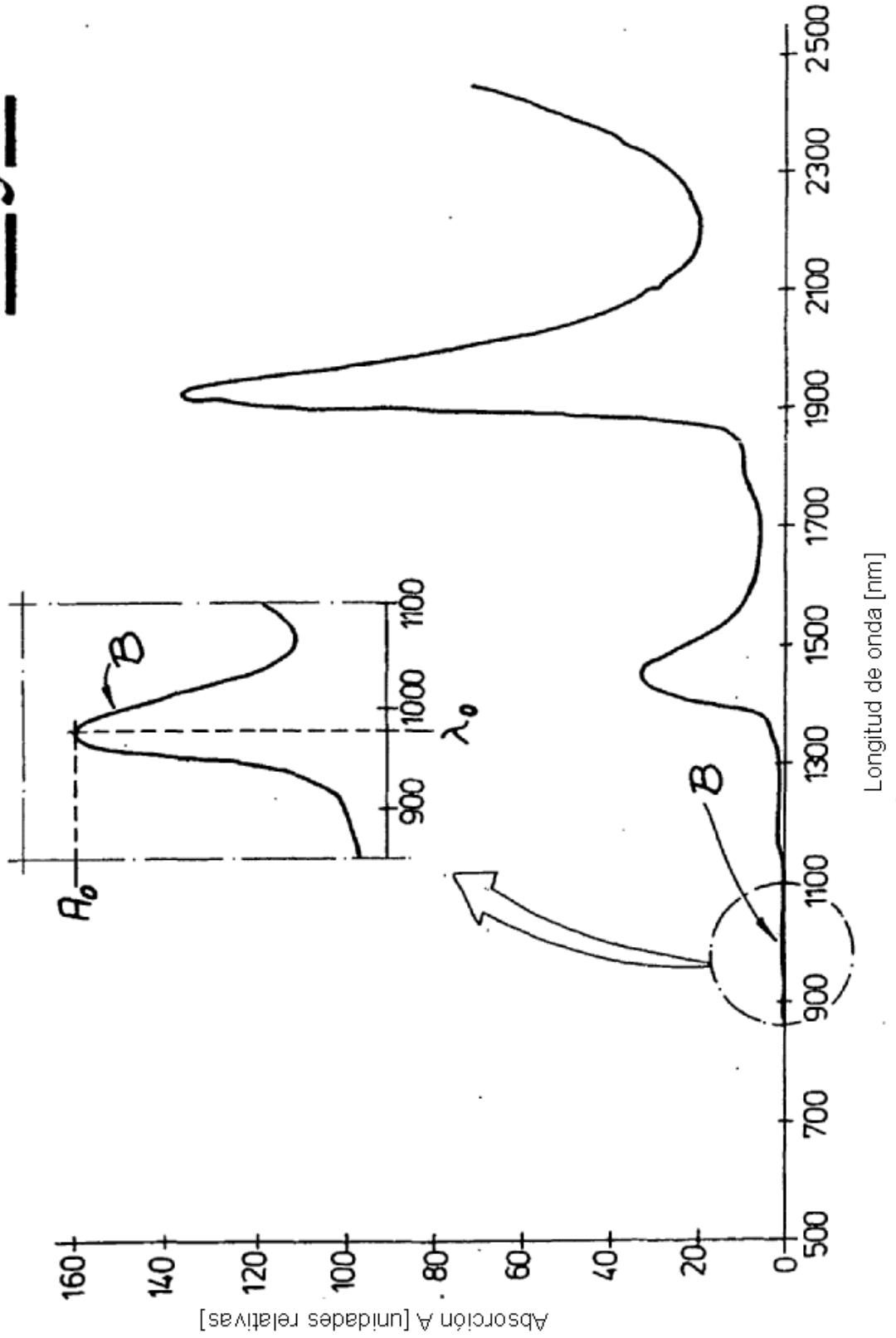






**Fig. 3**

Fig.2



**Fig. 4**

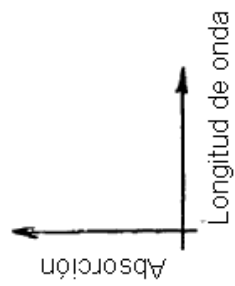
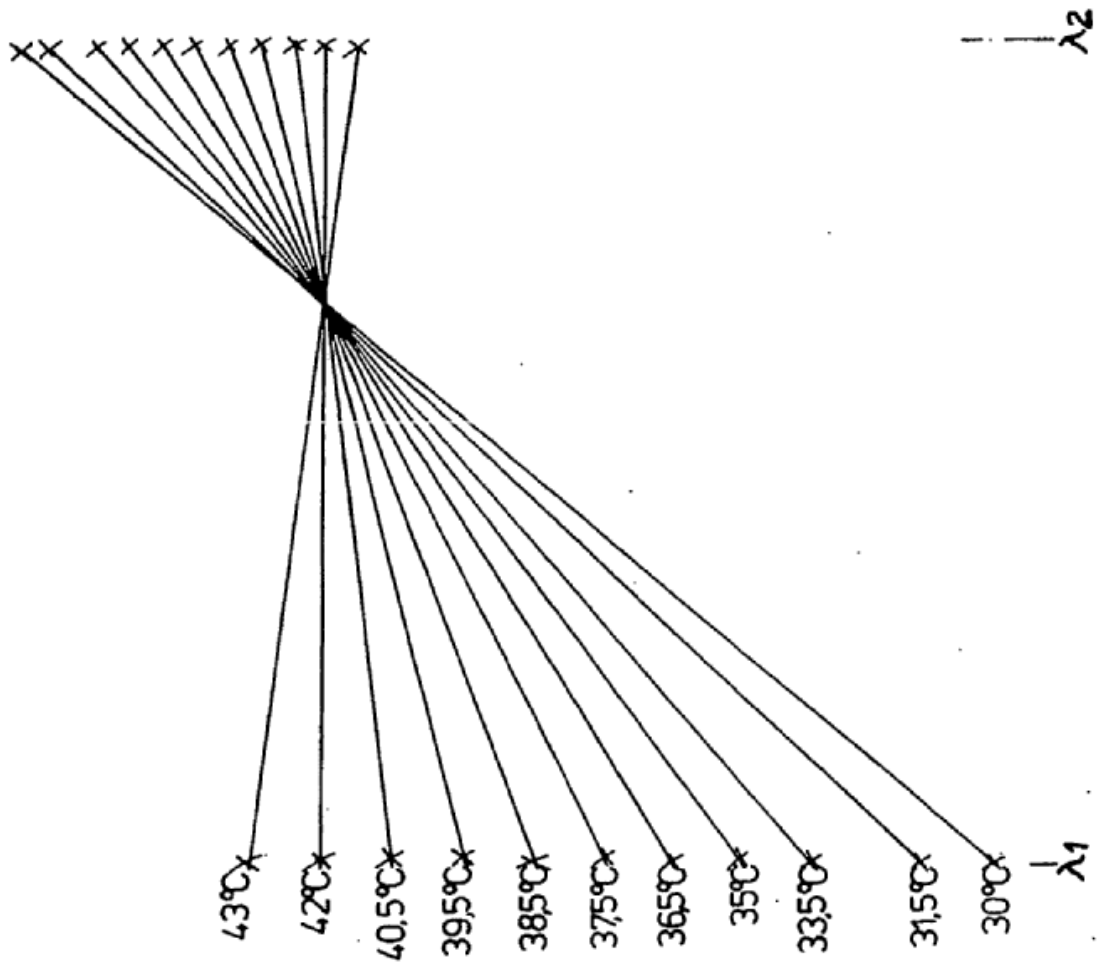


Fig. 5

