



ESPAÑA

10 ES	11 21	NUMERO 432.341	10 A1
	22	FECHA DE PRESENTACION	

PATENTE DE INVENCION

20 PRIORIDADES	22 FECHA	23 PAIS
21 NUMERO		

27 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL G03C	52 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
------------------------	--	--------------------------------------

24 TITULO DE LA INVENCION

SISTEMA DE CIRCUITO PARA LA TRANSMISION DE DETALLES DE UNA FOTOGRAFIA A TRAVES DE UNA CADENA VIDEO MIENTRAS SE PONEN DE RELIEVE LOS CONTORNOS DIFUMINADOS.

71 SOLICITANTE (S)

MEDICOR MUVEK

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

1132 Budapest, Váci ut 48 e-f, Hungría.

72 INVENTOR (ES)

73 TITULAR (ES)

74 REPRESENTANTE

GOMEZ-ACEBO

PATENTE DE INVENCIÓN

10922 -732-La/ju

Memoria Descriptiva

sobre:

SISTEMA DE CIRCUITO PARA LA TRANSMISIÓN DE DETALLES DE UNA FOTOGRAFÍA A TRAVÉS DE UNA CADENA VIDEO MIENTRAS SE PONEN DE RELIEVE LOS CONTORNOS DIFUMINADOS.

Solicitante. MEDICOR MUVEK, entidad húngara, residente en 1132 Budapest, Váci ut 48 e-f, Hungría.

La presente invención se relaciona con un sistema para mejorar la evaluación de imágenes que contiene detalles difíciles de reconocer, particularmente de fluorografías, radiografías y fotografías microscópicas, así como de fotografías tomadas



de las mismas.

5. En los sistemas de exposición de imágenes de rayos X conocidos sólo se puede regular los valores de contraste y luminosidad, igualmente si se trata de una radiografía o de una imagen en la pantalla fluorescente. Esta posibilidad restringida de regulación, sin embargo, se ha demostrado insuficiente para enfatizar todos los detalles importantes de una estructura que aparece en la imagen de rayos X y para suprimir los detalles sin importancia, aunque precisamente este tipo de regulación sería necesaria para una evaluación debida de las mismas. Si, por ejemplo, se ha de evaluar una radiografía con fines diagnósticos, estas regulaciones son necesarias no sólo para asegurar una gama más amplia de contraste, o para cambiar la luminosidad de la imagen, sino que son necesarias para hacer
10. visibles también los detalles más pequeños con el fin de ayudar en la obtención de un diagnóstico más exacto; mientras que en otros casos, donde son de la mayor importancia el contorno, extensión y forma de los detalles más grandes, la exposición de pequeños detalles es incluso irrelevante, solamente perturbando el diagnosticador.
15. 20.

25. En un sistema conocido para resolver este problema, se aplican con cámaras de video para que realicen dos secuencias independientes de señales de video a partir de las radiografías examinadas, y estas señales son primero sumadas o mezcladas y conducidas a un monitor de exposición. La riqueza de estructura de las imágenes se puede regular mediante la utilización de este método en sólo una pequeña cantidad de pasos.

30. Las desventajas de los sistemas conocidos semejantes se manifiestan en su precio extremadamente elevado y su diseño complicado, si bien la regulación de la riqueza estructu



5. ral se puede efectuar sólo en un pequeño número de pasos. Debe agregarse a eso que para aplicar el método recién mencionado debe tomarse dos radiografías de la misma parte del cuerpo en una secuencia rápida, produciéndose las respectivas secuencias de señales de video a partir de estas dos imágenes mediante la aplicación de dos cámaras independientes de TV, debiendo ser sincronizadas estas secuencias de señales de video y transmitidas a un monitor de exposición a través de un amplificador diferencial o mezclador. Considerando todos estos pasos será fácil darse cuenta que las instalaciones mencionadas son caras, muy complicadas y, aún así, no proporcionan la ayuda adecuada al diagnosticador.

10. El objeto de la invención es proporcionar un método de exposición por medio del cual puedan ser enfatizados los detalles de la imagen requeridos para su evaluación, incluso los desvanecidos, y particularmente el contorno de los detalles mencionados.

15. Otro objeto de la invención es proporcionar un método de exposición por medio del cual, además de incrementar la riqueza estructural de los detalles requeridos, o independientemente de eso, se pueda expandir la dinámica de la imagen que corresponde a la gama original de luminosidad de cualquier detalle seleccionado sobre la radiografía examinada.

20. Aun, otro objeto de la invención es proporcionar un sistema de exposición capaz de alcanzar la óptima nitidez de los detalles de la imagen requeridos, en el que el grado de nitidez y el tamaño de estos detalles pueden ser ajustados a los valores requeridos mediante la utilización de una regulación continua.

25. La idea fundamental de la invención está basada en

30.



el análisis de Fourier. De acuerdo con este principio ampliamente conocido, todas las funciones periódicas pueden ser descompuestas en diferentes oscilaciones sinusoidales, ya que hasta las funciones periódicas más intrincadas pueden resultar de

5. la superposición de oscilaciones sinusoidales individuales. Si la secuencia de señales de video de una imagen de rayos X (tomada por medio de una cámara de TV) es considerada como una función armónica, también puede ser considerada como una superposición de funciones sinusoidales individuales que tienen frecuencias y amplitudes diferentes. Es evidente que los componentes de alta frecuencia corresponden a los detalles más pequeños de la imagen, en tanto que los componentes de baja frecuencia corresponden a los detalles que tienen un tamaño mayor.

10. Si se inserta dentro de la vía de transmisión del video un filtro seleccionador de frecuencia en el cual son suprimidos los componentes de baja frecuencia, la imagen resultante puede ser más rica en detalles, en tanto que si son suprimidos los componentes de alta frecuencia, aparecerá sobre la pantalla una imagen con detalles más grandes, pero el contorno de estos detalles más grandes estará mejor delineado.

15. En el método para enfatizar los detalles de una imagen de acuerdo con un primer aspecto de la invención, se realiza una secuencia de señales de video de referencia a partir de la imagen examinada mediante la utilización de solo una cámara de TV, se modifica electrónicamente la distribución espectral natural de las mencionadas señales de video de acuerdo con una respuesta de frecuencia predeterminada definida dentro de la gama de frecuencia del video, y las señales de video modificadas son expuestas sobre una pantalla.

20. Independientemente del método recién menciona-

25.

30.



- do o junto con el mismo, de acuerdo con un segundo aspecto de la invención, la evaluación de los detalles de la imagen examinada puede ser mejorada aún más realizando una secuencia de señales de video de referencia a partir de la imagen examinada, utilizando una técnica de exploración electrónica que emplea sólo una cámara, se expone la secuencia de señales de video sobre una pantalla, en la que la gama de luminosidad que corresponde a los detalles relevantes de la fotografía examinada se extiende sobre la imagen expuesta a expensas de la gama de luminosidad de los detalles irrelevantes mediante la utilización de una técnica de expansión dinámica de luminosidad continua.

5. La expresión dinámica de luminosidad quiere decir la amplitud total de la gama de luminosidad sobre el detalle de la imagen examinada que se extiende entre las gradaciones más y menos desvanecida.

10. Se puede efectuar esta modificación de la respuesta de frecuencia de acuerdo con un tercer aspecto de la invención, por medio de un sistema que incluye una cámara de TV única para producir señales de video de referencia a partir de la fotografía examinada y una unidad de exposición, en la que un filtro de frecuencia es conectado en serie con una vía que se extiende entre dicha cámara y la unidad de exposición para modificar la respuesta de frecuencia del video; el filtro incluye un circuito aditivo que tiene por lo menos dos entradas; se conecta la salida del circuito aditivo con la unidad de exposición, formando su primera entrada la entrada del filtro de frecuencia; se conecta entre la primera y la segunda entrada del circuito aditivo un medio dependiente de la frecuencia y, en serie con este medio, un medio de regulación de nivel independiente de la frecuencia; el control del medio de regulación



proporciona cambios en la medida de la modificación de la respuesta de frecuencia.

5. Con respecto al procedimiento mencionado, es indiferente si la fotografía examinada está disponible en la forma de una fluorografía, una radiografía, una fotografía microscópica o cualquier otra clase de fotografía, puesto que la única condición que se impone a la fotografía escogida para ser examinada es que sea apta para la exploración electrónica. Se debe entender, en consecuencia, que la invención no puede ser
10. restringida a ningún campo especial de aplicación en el que se utilicen estas fotografías, pues ella puede ser utilizada para la evaluación de cualquier fotografía que contenga detalles borrosos o con poco contraste. La invención será descrita adicionalmente por medio de ejemplos, con referencia a los dibujos
15. que se acompañan, en los que:

la figura 1 es un diagrama funcional esquemático del sistema de acuerdo con la invención;

20. la figura 2 es la representación diagramática de la relación entre un voltaje proporcional a la intensidad de la fotografía examinada y la intensidad de la luz de la imagen expuesta, que demuestra en esta forma la expansión de la dinámica de luminosidad;

25. la figura 3 es un diagrama funcional esquemático de una variante del filtro de frecuencia de acuerdo con la invención;

la figura 4 es un diagrama funcional esquemático de otra variante del filtro de frecuencia.

30. La figura 1 muestra el diagrama funcional esquemático del sistema de acuerdo con la invención, en el que una radiografía 2 es transiluminada por una fuente luminosa 1.



- Una cámara de TV 3 realiza secuencias de video de referencia a partir de la radiografía 2. Las secuencias de señales de video son conectadas a través de un canal de transmisión 4 dentro de un filtro de frecuencia 5. El filtro de frecuencia 5 modifica la distribución espectral de las señales de video estando presente sobre el canal de transmisión 4 de acuerdo con su respuesta de frecuencia predeterminada. La respuesta de frecuencia del filtro de frecuencia 5 es seleccionada de acuerdo con las dimensiones geométricas de los detalles interesantes de la radiografía 2, porque mediante el aumento de las amplitudes de los componentes de alta frecuencia en el espectro de frecuencia, serán siempre enfatizados o expuestos en forma más nítida detalles cada vez más pequeños. El aumento de los componentes de frecuencia inferiores y la supresión de los de frecuencia superiores dará por resultado que los detalles que tengan dimensiones mayores, tales como las superficies, por ejemplo, estarán mejor delineados. El diseño real del filtro de frecuencia 5 será descrito en una forma más detallada en relación con las Figuras 3 y 4.
- Las señales de video del espectro de frecuencias así modificado son expuestas en un monitor 6. Como resultado de la modificación del espectro, esta imagen presentará una nitidez y riqueza estructural diferentes que las de la imagen original de la radiografía 2, pero las relaciones de luminosidad sobre la imagen expuesta permanecerán inalteradas.
- Si además, o en lugar del método recién mencionado para dar nitidez a los detalles de la imagen, se desea expandir la dinámica de luminosidad de la imagen expuesta, se interpone un corrector de dinámica 7 entre el monitor 6 y el canal de transmisión de video 4.



El corrector de dinámica 7 es representado en la figura 1 con línea de puntos, mostrando que su utilización es independiente de la nitidez de los detalles de la imagen alcanzada por la utilización del filtro de frecuencia 5. El diseño real del corrector de dinámica 7 no será descrito porque este circuito es bien conocido en la técnica como corrector gama. Es esencial, sin embargo, para comprender la invención, ver claramente el procedimiento por medio del cual se asigna una gama de intensidad más amplia sobre la pantalla del monitor a una gama de luminosidad dada sobre la fotografía examinada.

En la figura 2 se ha trazado una curva 8 para ilustrar este proceso. La curva 8 muestra la relación funcional entre el voltaje de salida del video-detector y la intensidad de la luz o luminosidad 8 que aparece en el monitor mencionado 8. La curva 8 es sustancialmente la característica de excitación o impulso del monitor 8; sobre el eje de voltaje horizontal del diagrama, cada valor corresponde a un ennegrecimiento o intensidad I dados de la radiografía 2. Se puede considerar a la curva 8, en consecuencia, como una representación diagramática de la función entre la intensidad I de la radiografía 2 y la luminosidad B de la imagen sobre el monitor 6. Se supone que en la radiografía 2 hay un detalle que es relevante para la evaluación y que tiene una gama total de intensidad de ΔI_x , con una intensidad media I_x que se muestra también en la figura.

La curva 8, mostrada con línea llena, se relaciona con la aplicación cuando no se utiliza el corrector de dinámica.

Al intervalo de intensidad ΔI_x corresponde en el eje vertical B un intervalo de luminosidad ΔB_x determinado por la curva 8. De esta manera, los detalles relevantes para la evaluación ocupan sólo una parte relativamente pequeña del tc-



- tal de la gama de luminosidad disponible del monitor. Es evidente que se ajusta sólo la luminosidad o el contraste del monitor 6, sin ninguna expansión dinámica, la amplitud relativa de la gama de luminosidad ΔE_x no cambiará, con la sola excepción de la intensidad que permanezca a la iluminación del 100 por ciento (excepto en el caso de sobrecarga, que da como resultado problemas adicionales que no son particularizados aquí). Puede verse, por consiguiente que la regulación de la luminosidad el contraste utilizada en los sistemas convencionales es inadecuada para la expansión de la gama de intensidad ΔI_x , la cual es importante para la evaluación de la imagen.
- 5.
- 10.

- Sin embargo, si la curva 8 se modifica de acuerdo con una curva 8', representada por una línea de puntos en la figura 2, por ejemplo, mediante una regulación apropiada del corrector de dinámica 7, corresponderá en ese caso una gama de luminosidad extendida $\Delta 'B'_x$ al intervalo de intensidad original ΔI_x , siendo relevante a partir de aspectos médicos. Por este medio la dinámica de luminosidad de los detalles relevantes de la imagen original es expandida sobre la imagen expuesta y la compresión dinámica de los detalles irrelevantes hace posible una diferenciación estructural más fina de los detalles relevantes. Para un hombre experto en la técnica resulta evidente que la luminosidad media de la gama expandida se puede regular cambiando la extensión de la expansión dinámica mediante el cambio de la inclinación de la curva modificada 8', al mismo tiempo que se la desplaza paralelamente al eje horizontal de voltaje. En esta forma, otra curva 8'', mostrada también en la figura 2, proporciona una expansión dinámica similar, tal como la curva 8', pero la luminosidad media del intervalo expandido corresponde a una intensidad sobre la radiografía 2 me-
- 15.
- 20.
- 25.
- 30.



nor que en el primer caso, por ejemplo, para un detalle más iluminado o más brillante.

5. Así, durante el procedimiento de evaluación, el médico que acciona el sistema puede exponer una imagen con una dinámica de luminosidad extendida que corresponde a cualquier gama de intensidad seleccionada opcionalmente sobre la radiografía examinada 2, y esto se puede obtener por medio de una regulación apropiada de la inclinación y la posición horizontal de la curva de expansión 8' del corrector de dinámica 7.

10. Habiendo descrito ahora el método de expansión de la dinámica de luminosidad, se hace referencia nuevamente a la figura 1 y debe sugerirse que la respuesta de frecuencia real del filtro de frecuencia 5 puede ser seleccionada entre varias conocidas. El carácter dependiente de la frecuencia de la respuesta de frecuencia es verificado generalmente mediante
15. la utilización de redes eléctricas de cuatro terminales construidas en forma apropiada. Sin embargo, la demanda de regulación continua del procedimiento para hacer más nítidos los detalles de la imagen, hace difícil la aplicación de métodos en
20. los que el cuádrupolo dependiente de la frecuencia está conectado en serie con el canal de transmisión 4.

En la figura 3 se muestra un diagrama funcional en que los puntos X e Y corresponden a la entrada y salida del filtro de frecuencia 5, respectivamente. De esta manera se conecta al canal de transmisión de video 4 una primera entrada
25. de un circuito aditivo, así como también una entrada de un medio dependiente de la frecuencia 11. La salida del circuito aditivo 10 es conectada al punto Y, el cual conduce a la entrada del monitor 6. Entre una segunda entrada del circuito aditivo 10 y el extremo libre del medio dependiente de la frecuen-
30.



cia 11 hay conectado un circuito de control 12 de nivel independiente de la frecuencia, tal como un amplificador, por ejemplo.

Se supone que el medio dependiente de la frecuencia 11 tiene una función de transferencia que es de una distribución sinusoidal dentro del intervalo de video y que tiene su valor máximo en 5 Mc/seg. Hay dos vías entre los puntos X e Y.

5.

En la primera vía se suministra una transmisión independiente de la frecuencia, en tanto que en la segunda vía tiene lugar una transmisión dependiente de la frecuencia, por ejemplo, una transmisión que tenga una distribución sinusoidal. Mediante una regulación continua del nivel de voltaje en la segunda vía con respecto al de la primera, se puede controlar continuamente la extensión de la dependencia de la frecuencia sin cambiar aquí el carácter de alta frecuencia de la respuesta de frecuencia resultante. El medio dependiente de la frecuencia 11 puede ser verificado mediante un filtro de paso bajo, un filtro de paso alto, un filtro de paso de banda y un filtro de peine, o mediante la combinación de los mismos. El tipo de filtro realmente utilizado puede ser escogido de acuerdo con las frecuencias de los componentes del espectro a las que están asociados los detalles desvanecidos u oscuros, pero relevantes, de la imagen examinada.

10.

En la solución más preferida, la respuesta de frecuencia del medio dependiente de la frecuencia 11 puede ser cambiada continuamente a lo largo del eje de frecuencia.

15.

Hay una condición para la obtención de imágenes nítidas en el monitor, de acuerdo con la cual debe mantenerse sin cambios la fase del paquete de señales de video durante el proceso de modificación del espectro, debiendo permanecer aconsejablemente entre los límites de $\pm 15^\circ$. En consecuencia,

20.

25.

30.



debe seleccionarse preferiblemente un medio con cambio de fase compensado como medio dependiente de la frecuencia.

5. En relación con la figura 4 se describe una disposición de circuito que satisface las condiciones mencionadas y que es en primer lugar apropiada para enfatizar cualquier cambio que tenga lugar en la secuencia de señales de video.

10. El contorno de los detalles desvanecidos u oscuros en la imagen examinada ocasionan siempre cambios en la secuencia de las señales de video y el carácter desvanecido puede ser considerado como una consecuencia de la suave inclinación de este cambio.

15. La disposición que se muestra en la figura 4 es similar a la mostrada en la figura 3, pero aquí se utiliza un circuito aditivo de tres entradas 15. Entre la primera y la segunda entrada del circuito aditivo 15 se conecta unos medios de retardo 16. En la zona central, preferiblemente en el centro de los medios de retardo 16, hay un punto de conexión intermedia 17. El punto de conexión intermedia 17 está conectado a la entrada central o segunda del circuito aditivo 15 a través de un inversor 14 y un medio de regulación independiente de la frecuencia 13. El inversor 14 y el medio de regulación de nivel lineal 13 pueden también estar contruídos dentro de una sola etapa. El medio de retardo 16 es cargado en su punto terminal por medio de su impedancia característica Z_0 . El medio de retardo 20. 16 puede estar formado, por supuesto, a partir de dos medios de retardo independientes. 25.

El funcionamiento de esta disposición es el siguiente:

30. Supongamos que en el punto X aparece una señal de voltaje que aumenta con el tiempo. Este voltaje alcanza-



- rá al punto de conexión intermedia 17 en un intervalo posterior τ , la tercera entrada del circuito aditivo después de un intervalo de 2τ . Se invertirá la fase de las señales que vienen desde el punto de conexión intermedia 17 sobre la segunda entrada del circuito aditivo, sustrayéndose en consecuencia en el circuito aditivo esta señal desde la suma de las señales presentes sobre las entradas primera y tercera. La señal examinada en el punto de salida Y aumenta inicialmente, pero debido a la activación de la segunda entrada, después de un intervalo τ , este incremento se aminora, se detiene o decrece con el tiempo, dependiendo este efecto de la señal sobre la segunda entrada en la atenuación o ganancia de los medios reguladores de nivel independientes de la frecuencia 13. Después de un intervalo de 2τ , la señal creciente alcanza la tercera entrada y aumenta nuevamente el voltaje de salida. Dependiendo del tiempo de intervalo τ escogido y de la ganancia o atenuación insertada dentro de la vía que conduce a la segunda entrada, el cambio original en las señales de video será enfatizado en el punto Y como para llegar a ser un cambio de voltaje característico y bien perceptible, que tiene por lo menos una sección empinada. Este cambio de voltaje empinado proporciona una información bien evaluable visualmente sobre la pantalla del monitor 6. Mediante una regulación continua del tiempo de retardo τ de los medios de retardo 16, es posible cambiar la amplitud de la inclinación enfatizada y, como consecuencia de lo mismo, se puede regular también el tamaño del detalle de la imagen enfatizado.

Si la invención es utilizada para un examen de rayos X, disminuye la cantidad requerida de dosificación de radiación, disminuyendo también por consiguiente la carga de radiación, tanto sobre los pacientes examinados como sobre el

personal que lleva a cabo el exámen. La cantidad de la dosificación requerida disminuirá considerablemente con respecto a la aplicada en los sistemas convencionales que utilizan amplificadores de imágenes, aunque estos sistemas convencionales requerían ya una dosis menor que los sistemas de rayos X que utilizan una exposición fluorográfica. Se han conocido, dependiendo del carácter del exámen, buenos resultados con el sistema de acuerdo con la invención utilizando dosificadores de rayos X que fluctúan entre 20-70% de las dosificaciones utilizadas en los sistemas con amplificador de imágenes. Las consecuencias médicas y sanitarias de la disminución de la dosificación conducen a ventajas invalorable.

Además de las versiones de la invención descritas anteriormente y dadas sólo como ejemplos, la gente con experiencia en la técnica será capaz de utilizar la invención en diversas otras formas; es por eso que no puede limitarse a las versiones descritas, sino que ellas pueden ser cambiadas libremente dentro de los alcances de las reivindicaciones vinculadas.

Descrita suficientemente la naturaleza del invento, así como la manera de realizarse en la práctica, debe hacerse constar que las disposiciones anteriormente indicadas son susceptibles de modificaciones de detalle en cuanto no alteren su principio fundamental.

REIVINDICACIONES

1.- Sistema de circuito para la transmisión de detalles de una fotografía a través de una cadena vídeo mientras se ponen en relieve los contornos difuminados, estando el sistema conectado en serie con una sección de la cadena que sirve para la transmisión de las señales vídeo separadas

de las señales sincronas, caracterizado porque se dota al circuito de un medio de retarso que tiene un punto de toma entre su entrada y su salida, y un adicionador para superponer señales procedentes de los medios de retardo, conectándose la entrada y la salida de los medios de retardo a una primera y una tercera entrada, respectivamente del adicionador, mientras que el punto de toma de los medios de retardo se conecta a una segunda entrada del adicionador a través de una unidad de control de nivel, independiente de la frecuencia, proporcionando así dicho adicionador en su salida las señales procedentes de los medios de retardo superpuestos, adaptándose las señales procedentes del punto de toma de los medios de retardo para participar en la superposición con un signo opuesto al de las señales procedentes de la entrada y la salida de los medios de retardo, y porque la entrada de la disposición del circuito en su totalidad está formada por la entrada de los medios de retardo y su salida por la salida del adicionador.

2.- Sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque con el fin de mantener cualquier desplazamiento de fase que ocurra dentro de ± 15 grados, los medios de retardo están formados por dos líneas de retardo conectadas en serie con el punto de toma entre ellas y teniendo tiempos de retardo idénticos, terminando las líneas de retardo en una impedancia de carga que responde a la impedancia de las líneas de retardo.

3.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque una fase inversora va conectada entre el punto de toma y la segunda entrada del adicionador.

4.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones



27 E

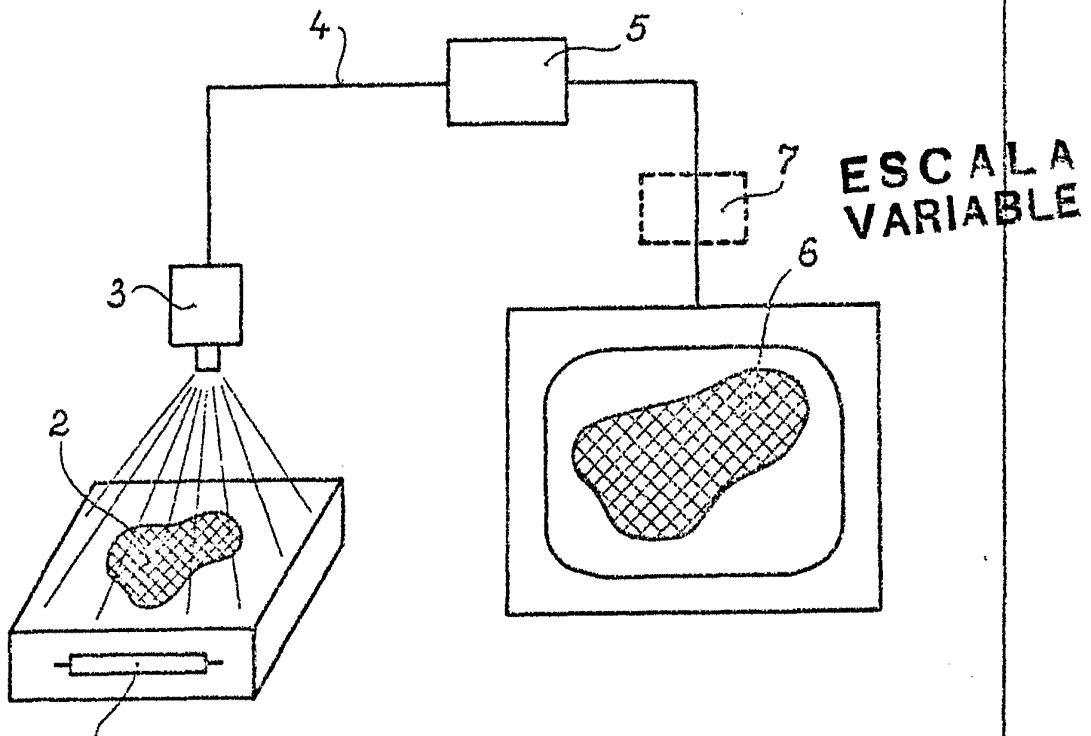


Fig.1

27 ENE

Madrid

J. GOMEZ ACEBU Y MODEJ
P. p. Firmados L. Gasta Foradades

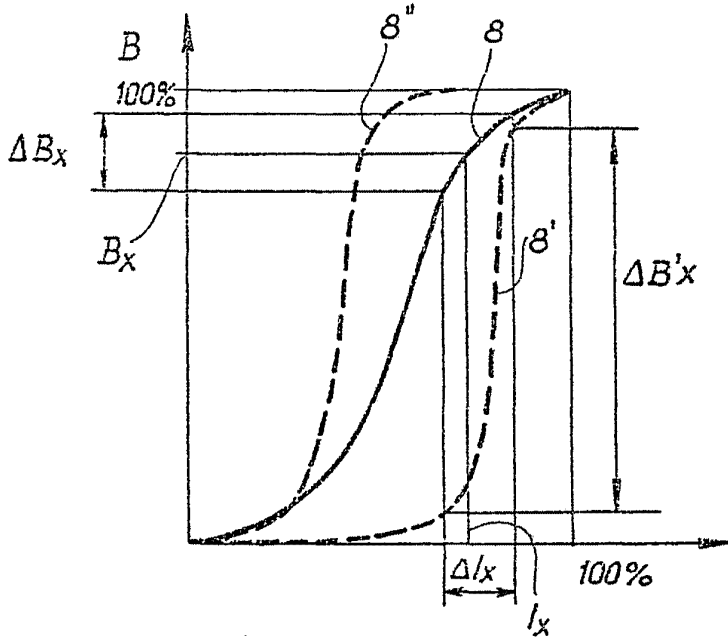


Fig.2

ESCALA VARIABLE

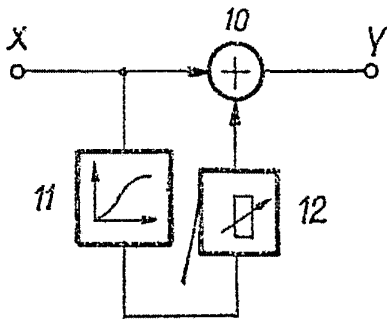


Fig.3

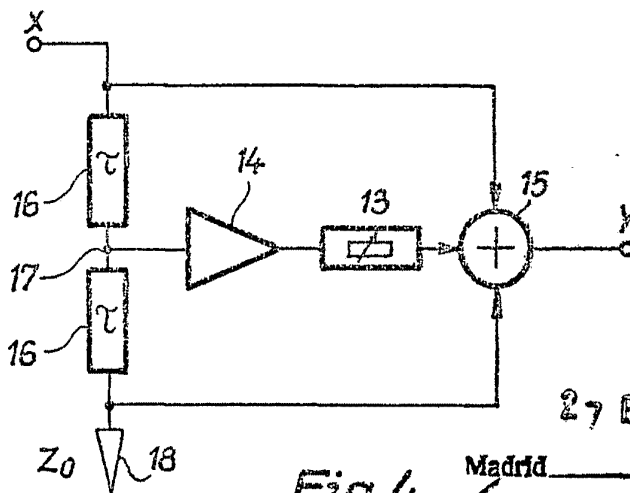


Fig.4

27 ENE 1975

Madrid
 L. GOMEZ ACEBO Y RODRIGUEZ
 p. p. Firmados L. GOMEZ ACEBO Y RODRIGUEZ

[Handwritten signature]