

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 1 380 011 B1

(12)

EUROPEAN PATENT SPECIFICATION

(45) Date of publication and mention
of the grant of the patent:
18.10.2006 Bulletin 2006/42

(21) Application number: **02712107.8**

(22) Date of filing: **21.02.2002**

(51) Int Cl.:
G06T 5/30 (2006.01)

(86) International application number:
PCT/GB2002/000768

(87) International publication number:
WO 2002/084594 (24.10.2002 Gazette 2002/43)

(54) CORRECTION OF BOUNDARY ARTEFACTS IN IMAGE DATA PROCESSING

KORREKTUR VON RANDARTEFAKTEN IN BILDDATENVERARBEITUNG

CORRECTION D'ARTEFACTS REPERES DANS LE TRAITEMENT DES DONNEES D'IMAGE

(84) Designated Contracting States:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE TR**

(30) Priority: **18.04.2001 GB 0109524**

(43) Date of publication of application:
14.01.2004 Bulletin 2004/03

(73) Proprietor: **Voxar Limited
Edinburgh EH6 5NP (GB)**

(72) Inventors:
• **PAPAGEORGIU, Pavlos
Edinburgh EH11QR (GB)**
• **POOLE, Ian
Edinburgh EH6 4AT (GB)**

(74) Representative: **Haines, Miles John L.S. et al
D Young & Co
120 Holborn
London EC1N 2DY (GB)**

(56) References cited:
US-A- 5 619 592

- **DAI M ET AL: "Image segmentation by a dynamic thresholding using edge detection based on cascaded uniform filters" SIGNAL PROCESSING. EUROPEAN JOURNAL DEVOTED TO THE METHODS AND APPLICATIONS OF SIGNAL PROCESSING, ELSEVIER SCIENCE PUBLISHERS B.V. AMSTERDAM, NL, vol. 52, no. 1, 1 July 1996 (1996-07-01), pages 49-63, XP004008757 ISSN: 0165-1684**
- **"EDGE CLASS TRAINING FOR SUPERVISED IMAGE SEGMENTATION" IBM TECHNICAL DISCLOSURE BULLETIN, IBM CORP. NEW YORK, US, vol. 34, no. 1, 1 June 1991 (1991-06-01), pages 417-419, XP000210259 ISSN: 0018-8689**
- **JEFFCOAT M K ET AL: "A Morphologically Aided Technique For Quantitative Subtraction Of Dental Radiographic Images" ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 1990., PROCEEDINGS OF THE TWELFTH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE PHILADELPHIA, PA, USA 1-4 NOV. 1990, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US, 1 November 1990 (1990-11-01), pages 2068-2070, XP010036399 ISBN: 0-87942-559-8**
- **REVOL C ET AL: "A new minimum variance region growing algorithm for image segmentation" PATTERN RECOGNITION LETTERS, NORTH-HOLLAND PUBL. AMSTERDAM, NL, vol. 18, no. 3, 1 March 1997 (1997-03-01), pages 249-258, XP004064460 ISSN: 0167-8655**

EP 1 380 011 B1

Note: Within nine months from the publication of the mention of the grant of the European patent, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to the European patent granted. Notice of opposition shall be filed in a written reasoned statement. It shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).

Description**FIELD OF THE INVENTION**

[0001] This invention relates to the field of image data processing. More particularly, this invention relates to the display of image elements having display values lying within a range of display values located within a broader overall range of display values.

BACKGROUND ART

[0002] It is known to provide image display systems in which image elements, whether they are representing a two-dimensional image or a three-dimensional image, are displayed to a user with a selection and modified processing of at least some of the image elements being made in dependence upon the display values for those image elements. Such a system is e.g. disclosed in "Edge class training for supervised image segmentation, IBM Technical disclosure Bulletin, Vol. 34, No.1, 1991 (XP 21 0259). In certain cases, these image elements are directly related to a physical characteristic of an object through the measurement of signal strength values from a detection device. As an example, in medical imaging applications signal values representing the signals returned from CAT scanning or MRI scanning may be displayed with display elements having their intensity or colour controlled by the value of the signal returned for each particular image element. In order to improve the ease of interpretation of such images it is known to map different colours to different ranges of display value such that particular features, e.g. blood vessels, may be made more visible within the image.

[0003] A particular problem arises when it is desired to selectively process or display those image elements falling within a range of display values that is itself located within a broader full range of display values for the image as a whole. Figure 1 of the accompanying drawings illustrates such an image. The image contains a region 2 of image elements having high display values, such as a region of bone within a medical image. This region 2 having high display values is located within an overall background 4 of image elements having low display values, such as image elements representing soft tissue. Also present within this image is a blood vessel 6 containing a contrast enhancing agent that is represented by image elements having display values located somewhere between the high values of the bone region 2 and the low values of the background soft tissue region 4.

[0004] Figure 2 of the accompanying drawings illustrates the problem that occurs due to the finite resolution of real imaging systems in that at the interface between the bone region 2 and the soft tissue 4 there is a boundary formed of pixels having values lying somewhere between the high values of the bone region 2 and the low values of the soft tissue region 4. In many cases, these boundary pixels will have display values closely similar to the dis-

play values corresponding to the blood vessel 6. Accordingly, if the image of Figure 2 is processed to enhance the appearance, or otherwise select in some way, the display elements having display values corresponding to the blood vessels 6, then this will erroneously also highlight a region at the interface between the bone region 2 and the soft tissue 4 that due to aliasing effects appears to have the appropriate display value.

10 **SUMMARY OF THE INVENTION**

[0005] Viewed from one aspect the present invention provides a computer implemented method of processing image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said method comprising the steps of

identifying a set of target image elements having display values within a target range of display values from B_{min} to B_{max} ;

identifying a set of low display value image elements having display values below T_{min} ;

identifying a set of high display value image elements having display values above T_{max} ;

applying a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;

applying a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;

identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and

removing from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target image elements.

[0006] The invention recognises that the image elements that are incorrectly appearing to have display values corresponding to the target range of display values occur at the interfaces between regions of image elements with display values at opposite sides of the target range and if these interface image elements can be reliably identified, then they may be removed. The invention identifies such interface image elements by morphologically dilating the regions (i.e. sets of image elements) at either side of the target region and then determining the intersection of those dilated regions. The dilated regions will intersect where they touch one another and accordingly this technique selectively identifies the interface regions rather than picking up image elements that lie at an interface between the target region and a region of image elements having display values outside of the target range. When these interface image elements have been identified, they may be removed from the set of image elements having a display value within the target

range and the modified set of image elements having the target display value can then be displayed with reduced interface aliasing artefacts or in some other way processed, e.g. volume measured.

[0007] The technique of the invention is able to identify and remove the image elements producing the erroneous artefacts within the image without significantly impacting the display of image elements that are correctly identified. By comparison, a technique that merely morphologically expanded either the high display value region or the low display value region to overwrite any interface image elements would also be likely to overwrite the edges or the fine detail in the display of the regions image elements that correctly have the target range of display values, e.g. fine capillaries may be lost from the image.

[0008] It will be appreciated that the technique described above could be applied to both two dimensional images and three dimensional images. The invention is particularly well suited to use within imaging arrays of three dimensional voxel data as such images can be significantly degraded by the aliasing artefacts between regions as discussed above.

[0009] The morphological dilatation could take a variety of forms depending upon the particular circumstances, but preferably has the form of a spherical morphological dilatation whereby each voxel is projected onto all the points within a quasi spherical surrounding region.

[0010] The spherical structuring element used in this morphological dilatation could have a variety of sizes, but the invention has been found to be particularly effective when the structuring element has a radius of between 2 and 3 voxel sizes, and more preferably substantially 2.5 voxel sizes.

[0011] It will be appreciated that the image elements have associated display values that correspond to the ranges being identified and are used to control the way in which those image elements are displayed. In preferred practical systems, the display values do not correspond to what would normally be regarded as visual properties, such as colour or intensity, but instead relate to detected signal values from measuring systems such as CAT scanners, and MRI scanners, ultrasound scanners and PET systems.

[0012] The invention is particularly well suited to the removal of artefacts from images when attempting to discriminate between blood vessels containing contrast enhancing agents, soft tissue and bone within a medical diagnostic, such as angiogram, image.

[0013] Other aspects of this invention provide apparatus for processing image data and a computer program for controlling a computer to process image data in accordance with the above described techniques.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0014] An embodiment of the invention will now be described, by way of example only, with reference to the accompanying drawings in which:

Figure 1 schematically illustrates an image having regions corresponding to different display values;

Figure 2 schematically illustrates the image of Figure 1 showing the aliasing artefacts that can arise;

Figure 3 schematically illustrates the selection of a target range of display values to highlight within an image;

Figure 4 is a flow diagram illustrating a technique for removing artefacts from an image such as that shown in Figure 2;

Figure 5 is a mathematical representation of the processing of Figure 4;

Figure 6 illustrates an image both before and after the removal of the artefacts described above; and

Figure 7 schematically illustrates a general purpose computer of the type that may be used to carry out processing in accordance with the above techniques.

DETAILED DESCRIPTION

[0015] Image data, such as a collection of say 100 two-dimensional 512*512 images collected from a CAT scanner, a MRI scanner, an ultrasound scanner or a PET (Positron emission tomography system), may be subject to image processing in accordance with known techniques to produce a three-dimensional representation of the structure imaged (various user selected two-dimensional projections of the three-dimensional representation are typically displayed on a computer monitor). The techniques for generating such three-dimensional representations of structures from collections of two-dimensional images are known in themselves and will not be described further herein.

[0016] In order to increase the understandability of the three-dimensional representations generated it is known to select ranges of display values for highlighting or selective processing in some other way. As an example, voxels having a particular range of display value may be tinted with a vivid colour to stand out within the image or may be selected for removal from the image to reveal other more interesting features.

[0017] Figure 3 is a histogram illustrating the frequency of occurrence of voxels within an image as a function of the signal value associated with those voxels. As illustrated in Figure 3, there is a target range B of interest that may have its upper B_{max} and lower B_{min} boundaries selected by the user. The user may select this range to try to pick out blood vessels containing a contrast enhancing agent, such as maybe desired when performing angiography. This target region is positioned within the broader full range of signal values that may be generated

with a lower signal value range A bounding the target range B on its lower side. Similarly, a higher value range C bounds the target range B on its higher side. As previously discussed, a problem can arise when tissue that returns a signal value within the range A abuts tissue that returns a signal value within the range C as the spatial resolution of the system and the consequences of finite resolution sampling may result in an image element, voxel, being generated at this interface with a signal value corresponding to the range B even though this is not truly a blood vessel region that it is desired to highlight.

[0018] Figure 4 is a flow diagram illustrating the artefact removal technique. At step 10, the voxels that are to form the image are captured with each one having a corresponding display value, in this case the display values are representative of signal strength values from a detection device, and indicate a density value D. At step 12, the set of voxels having a density within the user specified target range B of density values illustrated in Figure 3 is identified. At step 14, the set of voxels having a density corresponding to the range C of Figure 3 is identified. At step 16, the set of voxels having a density corresponding to the range A of Figure 3 is identified.

[0019] The sets of voxels identified at steps 14 and 16 are then subject to respective spherical morphological dilatation to produce dilated sets of voxels. The morphological dilatation can take a variety of forms, but in this example uses a quasi-spherical structuring element based upon a voxel approximation to a sphere having a radius of between 2 and 3 voxels, but preferably substantially 2.5 voxels. The morphological dilatation with such a spherical structure acts to project each voxel value onto all of the voxels within a region surrounding the starting voxel defined by the spherical structure. This slightly expands/dilates the region concerned..

[0020] At step 20, the two dilated sets of image elements are compared to identify image elements appearing within both sets. These image elements correspond to the interface regions between the two sets. These interface regions are the place where voxels incorrectly aliased so that they appear to be within the target range B may appear. Accordingly, the set of target voxels identified at step 12 is compared with this intersecting set of voxels identified at step 20 and any voxels that appear in both sets are removed from the set of voxels identified at step 12. This occurs at step 22. At step 24, the resulting set of target voxels having the interface artefact removed from them are displayed.

[0021] Figure 5 is a mathematical representation of the processing that occurs in accordance with the flow diagram of Figure 4.

[0022] Figure 6 illustrates a Before image in which the artefact is present and an After image in which the artefact is not present. Each image contains a region of bone 26, blood vessels 28 and a soft tissue region 30. In the Before image, the interface between the soft tissue region 30 and the bone 26 aliases to display values similar to those of the blood vessels 28 and accordingly this in-

terface region is tinted in the same way as the blood vessel 28 making the image more difficult to interpret. The After image shows the effect of applying the above technique to removing this artefact. This artefact is removed without inappropriately changing the shape of the regions appearing within the image and without the possibility of obliterating fine detail that may occur by simply dilating one region outside of the target range.

[0023] Figure 7 schematically illustrates a general purpose computer 132 of the type that may be used to perform processing in accordance with the above described techniques. The computer 132 includes a central processing unit 134, a read only memory 136, a random access memory 138, a hard disk drive 140, a display driver 142 and display 144 and a user input/output circuit 146 with a keyboard 148 and mouse 150 all connected via a common bus 152. The central processing unit 134 may execute program instructions stored within the ROM 136, the RAM 138 or the hard disk drive 140 to carry out processing of data values that may be stored within the RAM 138 or the hard disk drive 140. Data values may represent the image data described above and the processing may carry out the steps illustrated in Figure 4 and as expressed mathematically in Figure 5. The program may be written in a wide variety of different programming languages. The computer program itself may be stored and distributed on a recording medium, such as a compact disc, or may be downloaded over a network link (not illustrated). The general purpose computer 132 when operating under control of an appropriate computer program effectively forms an apparatus for processing image data in accordance with the above described technique. The general purpose computer 132 also performs the method as described above and operates using a computer program product having appropriate code portions (logic) for controlling the processing as described above.

40 Claims

1. A computer implemented method of processing image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said method comprising the steps of:

identifying a set of target image elements having display values within a target range of display values from B_{\min} to B_{\max} ;

identifying a set of low display value image elements having display values below B_{\min} ;

identifying a set of high display value image elements having display values above B_{\max} ;

applying a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;

applying a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate

- a dilated set of high display value image elements;
 identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and
 removing from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target image elements.
2. A method as claimed in claim 1, wherein said image elements are voxels and said array is a three dimensional array of voxels.
3. A method as claimed in claim 2, wherein said morphological dilation applied to said set of low display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
4. A method as claimed in any one of claims 2 and 3, wherein said morphological dilation applied to said set of high display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
5. A method as claimed in any one of claims 3 and 4, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of between 2 and 3 voxels.
6. A method as claimed in claim 5, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of 2.5 voxels.
7. A method as claimed in any one of the preceding claims, wherein said display values represent a measured signal strength value returned from a portion of a subject being imaged mapped to a corresponding image element.
8. A method as claimed in claim 7, wherein said measured signal strength values are detected using one of:
 CAT scanning; and
 MRI scanning;
 ultrasound scanning; and
 PET.
9. A method as claimed in any one of the preceding claims, wherein said set of low value image elements correspond to soft tissue, said set of high value image elements correspond to bone and said target set of image elements correspond to blood vessels containing a contrast enhancing agent.
10. Apparatus for processing image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said apparatus comprising:
 a target set identifier operable to identify a set of target image elements having display values within a target range of display values from B_{\min} to B_{\max} ;
 a low display value set identifier operable to identify a set of low display value image elements having display values below B_{\min} ;
 a high display value set identifier operable to identify a set of high display value image elements having display values above B_{\max} ;
 a low set dilator operable to apply a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;
 a high set dilator operable to apply a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;
 an intersection identifier operable to identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and
 an intersection remover operable to remove from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target image elements.
11. Apparatus as claimed in claim 10, wherein said image elements are voxels and said array is a three dimensional array of voxels.
12. Apparatus as claimed in claim 11, wherein said morphological dilation applied to said set of low display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
13. Apparatus as claimed in any one of claims 11 and 12, wherein said morphological dilation applied to said set of high display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.
14. Apparatus as claimed in any one of claims 12 and 13, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of between 2 and 3 voxels.
15. Apparatus as claimed in claim 14, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of 2.5 voxels.
16. Apparatus as claimed in any one of claims 10 to 15, wherein said display values represent a measured signal strength value returned from a portion of a subject being imaged mapped to a corresponding image element.
17. Apparatus as claimed in claim 16, wherein said

measured signal strength values are detected using one of:

CAT scanning;
MRI scanning;
ultrasound scanning; and
PET.

18. Apparatus as claimed in any one of claims 10 to 17, wherein said set of low value image elements correspond to soft tissue, said set of high value image elements correspond to bone and said target set of image elements correspond to blood vessels containing a contrast enhancing agent.

19. A computer program product bearing a computer program operable to control a computer to process image data formed of an array of image elements, each image element having a display value, said computer program comprising:

target set identifying logic operable to identify a set of target image elements having display values within a target range of display values from B_{\min} to B_{\max} ;

low display value set identifying logic operable to identify a set of low display value image elements having display values below B_{\min} ;

high display value set identifying logic operable to identify a set of high display value image elements having display values above B_{\max} ;

low set dilating logic operable to apply a morphological dilation to said set of low display value image elements to generate a dilated set of low display value image elements;

high set dilating logic operable to apply a morphological dilation to said set of high display value image elements to generate a dilated set of high display value image elements;

intersection identifying logic operable to identifying an intersection set of image elements that are present in both said dilated set of low display value image elements and said dilated set of high display value image elements; and

intersection removing logic operable to remove from said set of target image elements any image elements also present within said intersection set of image elements to form a modified set of target image elements.

20. A computer program product as claimed in claim 19, wherein said image elements are voxels and said array is a three dimensional array of voxels.

21. A computer program product as claimed in claim 20, wherein said morphological dilation applied to said set of low display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.

22. A computer program product as claimed in any one of claims 20 and 21, wherein said morphological dilation applied to said set of high display value image elements uses a quasi-spherical structuring element.

23. A computer program product as claimed in any one of claims 21 and 22, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of between 2 and 3 voxels.

24. A computer program product as claimed in claim 23, wherein said quasi-spherical structuring element has a radius of 2.5 voxels.

25. A computer program product as claimed in any one of claims 19 to 24, wherein said display values represent a measured signal strength value returned from a portion of a subject being imaged mapped to a corresponding image element.

26. A computer program product as claimed in claim 25, wherein said measured signal strength values are detected using one of

CAT scanning;
MRI scanning;
ultrasound scanning; and
PET.

27. A computer program product as claimed in any one of claims 19 to 26, wherein said set of low value image elements correspond to soft tissue, said set of high value image elements correspond to bone and said target set of image elements correspond to blood vessels containing a contrast enhancing agent.

Patentansprüche

1. Computerimplementiertes Verfahren zum Verarbeiten von Bilddaten, die aus einer Anordnung von Bildelementen gebildet werden, wobei jedes Bildelement einen Anzeigewert hat, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

Identifizieren eines Satzes von Ziel-Bildelementen mit Anzeigewerten innerhalb eines Zielbereichs von Anzeigewerten von B_{\min} bis B_{\max} ;

Identifizieren eines Satzes von Niedriganzeigewert-Bildelementen mit Anzeigewerten unterhalb von B_{\min} ;

Identifizieren eines Satzes von Hochanzeigewert-Bildelementen mit Anzeigewerten oberhalb von B_{\max} ;

Anwenden einer morphologischen Streckung an den Satz von Niedriganzeigewert-Bildele-

- menten, um einen gestreckten Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen zu erzeugen, Anvende einer morphologischen Streckung an den Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen, um einen gestreckten Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen zu erzeugen, Identifizieren eines Überschneidungssatzes von Bildelementen, die in sowohl dem gestreckten Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen als auch dem gestreckten Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen enthalten sind, und Entfernen aus dem Satz von Zielbildelementen von jeglichen Bildelementen, die ebenso in dem Überschneidungssatz von Bildelementen enthalten sind, um einen modifizierten Satz von Zielbildelementen zu bilden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Bildelemente Voxel sind und die Anordnung eine dreidimensionale Anordnung aus Voxeln ist.
 3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei die morphologische Streckung, die an den Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen angelegt wird, ein quasisphärisches Strukturelement verwendet.
 4. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 oder 3, bei dem die morphologische Streckung, die an den Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen angelegt wird, ein quasisphärisches Strukturelement verwendet.
 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 oder 4, wobei das quasisphärische Strukturelement einen Radius zwischen 2 und 3 Voxeln hat.
 6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem das quasisphärische Strukturelement einen Radius von 2,5 Voxeln hat.
 7. Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei dem die Anzeigewerte einen gemessenen Signalstärkewert darstellen, der von einem Abschnitt eines Subjektes, das abgebildet wird und auf ein entsprechendes Bildelement abgebildet wird, zurückgegeben wird.
 8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem die gemessenen Signalstärkewerte erfaßt werden unter Verwendung von:
 - CAT-Abtastung,
 - MRI-Abtastung,
 - Ultraschall-Abtastung oder
 - PET.
 9. Verfahren nach einem der vorherigen Ansprüche, bei dem der Satz von Niedrigwert-Bildelementen weichem Gewebe entspricht, der Satz von Hochwert-Bildelementen Knochen entspricht und der Zielsatz von Bildelementen Blutgefäßen entspricht, die ein Kontrastmittel enthalten.
 10. Vorrichtung für das Verarbeiten von Bilddaten, die aus einer Anordnung von Bildelementen gebildet werden, wobei jedes Bildelement einen Anzeigewert hat, wobei die Vorrichtung aufweist:
 - einen Zielsatzidentifizierer, der betreibbar ist, um einen Satz von Zielbildelementen mit Anzeigewerten innerhalb eines Zielbereichs von Anzeigewerten von B_{\min} bis B_{\max} zu identifizieren, einen Niedriganzeigewert-Satzidentifizierer, der betreibbar ist, um einen Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen zu identifizieren mit Anzeigewerten von kleiner als B_{\min} , einen Hochanzeigewert-Satzidentifizierer, der betreibbar ist, um einen Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen mit Anzeigewerten oberhalb von B_{\max} zu identifizieren, einen Niedrigsatz-Strecker, der betreibbar ist, um eine morphologische Streckung an den Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen anzulegen, um einen gestreckten Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen zu erzeugen, einen Hochsatz-Strecker, der betreibbar ist, um eine morphologische Streckung an den Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen anzulegen, um einen gestreckten Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen zu erzeugen, einen Schnittmengenidentifizierer, der betreibbar ist, um einen Schnittmengensatz von Bildelementen zu identifizieren, die sowohl in dem gestreckten Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen als auch in dem gestreckten Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen enthalten sind, und einen Schnittmengenentferner, der betreibbar ist, um aus dem Satz von Zielbildelementen alle Bildelemente zu entfernen, die ebenso in dem Schnittmengensatz von Bildelementen enthalten sind, um einen modifizierten Satz von Zielbildelementen zu bilden.
 11. Vorrichtung nach Anspruch 10, bei dem die Bildelemente Voxel sind und die Anordnung eine dreidimensionale Anordnung von Voxeln ist.
 12. Vorrichtung nach Anspruch 11, bei der die morphologische Streckung, die an den Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen angelegt wird, ein quasisphärisches Strukturelement verwendet.
 13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 11 oder 12, wobei die morphologische Streckung, die an den Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen angelegt wird, ein quasisphärisches Strukturelement verwenden-

- det.
14. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 oder 13, bei dem das quasisphärische Strukturelement einen Radius zwischen 2 und 3 Voxeln hat. 5
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, bei der das quasisphärische Strukturelement einen Radius von 2,5 Voxeln hat. 10
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 15, bei dem die Anzeigewerte einen gemessenen Signalstärkenwert darstellen, der von einem aufgenommenen Subjekt, welches auf ein entsprechendes Bildelement abgebildet wurde, zurückgegeben wird. 15
17. Vorrichtung nach Anspruch 16, bei der die gemessenen Signalstärkenwerte erfaßt werden unter Verwendung von: 20
- CAT-Abtastung,
MRI-Abtastung,
Ultraschall-Abtastung oder
PET.
18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 17, bei dem der Satz von Niedrigwert-Bildelementen weichem Gewebe entspricht, der Satz von Hochwert-Bildelementen Knochen entspricht und der Zielsatz von Bildelementen Blutgefäßen entspricht, die ein Kontrastmittel enthalten. 30
19. Computerprogrammprodukt, das ein Computerprogramm trägt, das betreibbar ist, um einen Computer zu steuern, um Bilddaten zu verarbeiten, die aus einer Anordnung von Bildelementen bestehen, wobei jedes Bildelement einen Anzeigewert hat, wobei das Computerprogramm aufweist: 35
- eine zielsatzidentifizierende Logik, die betreibbar ist, um einen Satz von Zielbildelementen mit Anzeigewerten innerhalb eines Zielbereichs von Anzeigewerten von B_{\min} bis B_{\max} zu identifizieren, 40
- eine niedriganzeigewert-satzidentifizierende Logik, die betreibbar ist, um einen Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen zu identifizieren mit Anzeigewerten kleiner als B_{\min} , 45
- eine hochanzeigewert-satzidentifizierende Logik, die betreibbar ist, um einen Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen zu identifizieren mit Anzeigewerten oberhalb von B_{\max} , 50
- eine Niedrigsatz-Streckungslogik, die betreibbar ist, um eine morphologische Streckung an den Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen anzulegen, um einen gestreckten Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen zu erzeugen, 55
- eine Hochsatz-Streckungslogik, die betreibbar ist, um eine morphologische Streckung an den Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen anzulegen, um einen gestreckten Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen zu erzeugen, eine schnittmengenidentifizierende Logik, die betreibbar ist, um einen Schnittmengensatz von Bildelementen zu identifizieren, die sowohl in den gestreckten Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen als auch in den gestreckten Satz der Hochanzeigewert-Bildelementen enthalten sind, und eine schnittmengenentfernende Logik, die betreibbar ist, um aus dem Satz von Zielbildelementen alle Bildelemente zu entfernen, die ebenso in dem Schnittmengensatz der Bildelemente enthalten sind, um einen modifizierten Satz von Ziel-Bildelementen zu bilden.
20. Computerprogrammprodukt nach Anspruch 19, wobei die Bildelemente Voxel sind und die Anordnung eine dreidimensionale Anordnung von Voxeln ist.
21. Computerprogrammprodukt nach Anspruch 20, wobei die morphologische Streckung, die an den Satz von Niedriganzeigewert-Bildelementen angelegt wird, ein quasisphärisches Strukturelement verwendet. 25
22. Computerprogrammprodukt nach einem der Ansprüche 20 oder 21, wobei die morphologische Streckung, die an den Satz von Hochanzeigewert-Bildelementen angelegt wird, ein quasisphärisches Strukturelement verwendet. 30
23. Computerprogrammprodukt nach einem der Ansprüche 21 oder 22, wobei das quasisphärische Strukturelement einen Radius zwischen 2 und 3 Voxeln hat. 35
24. Computerprogrammprodukt nach Anspruch 23, bei dem das quasisphärische Strukturelement einen Radius von 2,5 Voxeln hat. 40
25. Computerprogrammprodukt nach einem der Ansprüche 19 bis 24, bei dem die Anzeigewerte einen gemessenen Signalstärkenwert repräsentieren, der von einem Abschnitt eines Subjekts zurückgegeben wird, das aufgenommen wird und auf ein entsprechendes Bildelement abgebildet wird. 45
26. Computerprogrammprodukt nach Anspruch 25, bei dem die gemessenen Signalstärkenwerte erfaßt werden unter Verwendung von: 50
- CAT-Abtastung,
MRI-Abtastung,

Ultraschall-Abtastung oder PET.

27. Computerprogrammprodukt nach einem der Ansprüche 19 bis 26, bei dem der Satz von Niedrigwert-Bildelementen weichem Gewebe entspricht, der Satz von Hochwert-Bildelementen Knochen entspricht, und der Zielsatz von Bildelementen Blutgefäßen entspricht, die ein Kontrastmittel enthalten.

Revendications

1. Procédé mis en oeuvre sur ordinateur pour traiter des données d'images formées d'une matrice d'éléments d'image, chaque élément d'image ayant une valeur d'affichage, ledit procédé comprenant les étapes consistant à :

identifier un ensemble d'éléments d'image cibles ayant des valeurs d'affichage se situant à l'intérieur d'une gamme cible de valeurs d'affichage allant de B_{\min} à B_{\max} ;

identifier un ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage ayant des valeurs d'affichage inférieures à B_{\min} ;

identifier un ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ayant des valeurs d'affichage supérieures à B_{\max} ;

appliquer une dilatation morphologique audit ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage pour produire un ensemble dilaté d'éléments d'image de faible valeur d'affichage ;

appliquer une dilatation morphologique audit ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée pour produire un ensemble dilaté d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ;

identifier un ensemble d'intersection d'éléments d'image qui sont présents à la fois dans ledit ensemble dilaté d'éléments d'image de faible valeur d'affichage et dans ledit ensemble dilaté d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ; et

éliminer dudit ensemble d'éléments d'image cibles tous les éléments d'image également présents dans ledit ensemble d'intersection d'éléments d'image pour former un ensemble modifié d'éléments d'image cibles.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel lesdits éléments d'image sont des voxels et ladite matrice est une matrice tridimensionnelle de voxels.
3. Procédé selon la revendication 2, dans lequel ladite dilatation morphologique appliquée audit ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage utilise un élément structurant quasi sphérique.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, dans lequel ladite dilatation morphologique appliquée audit ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée utilise un élément structurant quasi sphérique.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 3 et 4, dans lequel ledit élément structurant quasi sphérique a un rayon compris entre 2 et 3 voxels.

6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel ledit élément structurant quasi sphérique a un rayon de 2,5 voxels.

7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel lesdites valeurs d'affichage représentent une valeur d'intensité de signal mesurée renvoyée par une partie d'un sujet dont l'image est formée et projetée vers un élément d'image correspondant.

8. Procédé selon la revendication 7, dans lequel lesdites valeurs d'intensité de signal mesurées sont détectées en utilisant l'une de :

la tomодensitométrie ;
l'imagerie par résonance magnétique ;
l'échographie ; et
la tomographie par émission de positons.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel ledit ensemble d'éléments d'image de faible valeur correspond à des tissus mous, ledit ensemble d'éléments d'image de valeur élevée correspond aux os et ledit ensemble cible d'éléments d'image correspond à des vaisseaux sanguins contenant un agent de contraste.

10. Appareil pour traiter des données d'images formées d'une matrice d'éléments d'image, chaque élément d'image ayant une valeur d'affichage, ledit appareil comprenant :

un identificateur d'ensemble cible pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'éléments d'image cibles ayant des valeurs d'affichage se situant à l'intérieur d'une gamme cible de valeurs d'affichage allant de B_{\min} à B_{\max} ;
un identificateur d'ensemble de faible valeur d'affichage pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage ayant des valeurs d'affichage inférieures à B_{\min} ;
un identificateur d'ensemble de valeur d'affichage élevée pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ayant des valeurs d'affichage supérieures à B_{\max} ;

- un dilatateur d'ensemble de faible valeur pouvant être mis en oeuvre pour appliquer une dilatation morphologique audit ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage pour produire un ensemble dilaté d'éléments d'image de faible valeur d'affichage ;
 un dilatateur d'ensemble de valeur élevée pouvant être mis en oeuvre pour appliquer une dilatation morphologique audit ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée pour produire un ensemble dilaté d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ;
 un identificateur d'intersection pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'intersection d'éléments d'image qui sont présents à la fois dans ledit ensemble dilaté d'éléments d'image de faible valeur d'affichage et dans ledit ensemble dilaté d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ; et
 un dispositif d'élimination d'intersection pouvant être mis en oeuvre pour éliminer dudit ensemble d'éléments d'image cibles tous les éléments d'image également présents dans ledit ensemble d'intersection d'éléments d'image pour former un ensemble modifié d'éléments d'image cibles.
11. Appareil selon la revendication 10, dans lequel lesdits éléments d'image sont des voxels et ladite matrice est une matrice tridimensionnelle de voxels.
12. Appareil selon la revendication 11, dans lequel ladite dilatation morphologique appliquée audit ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage utilise un élément structurant quasi sphérique.
13. Appareil selon l'une quelconque des revendications 11 et 12, dans lequel ladite dilatation morphologique appliquée audit ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée utilise un élément structurant quasi sphérique.
14. Appareil selon l'une quelconque des revendications 12 et 13, dans lequel ledit élément structurant quasi sphérique a un rayon compris entre 2 et 3 voxels.
15. Appareil selon la revendication 14, dans lequel ledit élément structurant quasi sphérique a un rayon de 2,5 voxels.
16. Appareil selon l'une quelconque des revendications 10 à 15, dans lequel lesdites valeurs d'affichage représentent une valeur d'intensité de signal mesurée renvoyée par une partie d'un sujet dont l'image est formée et projeté vers un élément d'image correspondant.
17. Appareil selon la revendication 16, dans lequel les-
- dités valeurs d'intensité de signal mesurées sont détectées en utilisant l'une de :
- la tomodensitométrie ;
 - l'imagerie par résonance magnétique ;
 - l'échographie ; et
 - la tomographie par émission de positons.
18. Procédé selon l'une quelconque des revendications 10 à 17, dans lequel ledit ensemble d'éléments d'image de faible valeur correspond à un tissu mou, ledit ensemble d'éléments d'image de valeur élevée correspond aux os et ledit ensemble cible d'éléments d'image correspond à des vaisseaux sanguins contenant un agent de contraste.
19. Produit à base de programme informatique contenant un programme informatique pouvant être mis en oeuvre pour commander un ordinateur afin de traiter des données d'images formées d'une matrice d'éléments d'image, chaque élément d'image ayant une valeur d'affichage, ledit programme informatique comprenant :
- un système logique d'identification d'ensemble cible pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'éléments d'image cibles ayant des valeurs d'affichage se situant à l'intérieur d'une gamme cible de valeurs d'affichage allant de B_{\min} à B_{\max} ;
 - un système logique d'identification d'ensemble de faible valeur d'affichage pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage ayant des valeurs d'affichage inférieures à B_{\min} ;
 - un système logique d'identification d'ensemble de valeur d'affichage élevée pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ayant des valeurs d'affichage supérieures à B_{\max} ;
 - un système logique de dilatation d'ensemble de faible valeur pouvant être mis en oeuvre pour appliquer une dilatation morphologique audit ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage pour produire un ensemble dilaté d'éléments d'images de faible valeur d'affichage ;
 - un système logique de dilatation d'ensemble de valeur élevée pouvant être mis en oeuvre pour appliquer une dilatation morphologique audit ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée pour produire un ensemble dilaté d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ;
 - un système logique d'identification d'intersection pouvant être mis en oeuvre pour identifier un ensemble d'intersection d'éléments d'image

- qui sont présents à la fois dans ledit ensemble dilaté d'éléments d'image de faible valeur d'affichage et dans ledit ensemble dilaté d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée ; et un système logique d'élimination d'intersection pouvant être mis en oeuvre pour éliminer dudit ensemble d'éléments d'image cibles tous les éléments d'image également présents dans ledit ensemble d'intersection d'éléments d'image pour former un ensemble modifié d'éléments d'image cibles. 5 10
20. Produit à base de programme informatique selon la revendication 19, dans lequel lesdits éléments d'image sont des voxels et ladite matrice est une matrice tridimensionnelle de voxels. 15
21. Produit à base de programme informatique selon la revendication 20, dans lequel ladite dilatation morphologique appliquée audit ensemble d'éléments d'image de faible valeur d'affichage utilise un élément structurant quasi sphérique. 20
22. Produit à base de programme informatique selon l'une quelconque des revendications 20 et 21, dans lequel ladite dilatation morphologique appliquée audit ensemble d'éléments d'image de valeur d'affichage élevée utilise un élément structurant quasi sphérique. 25 30
23. Produit à base de programme informatique selon l'une quelconque des revendications 21 et 22, dans lequel ledit élément structurant quasi sphérique a un rayon compris entre 2 et 3 voxels. 35
24. Produit à base de programme informatique selon la revendication 23, dans lequel ledit élément structurant quasi sphérique a un rayon de 2,5 voxels. 40
25. Produit à base de programme informatique selon l'une quelconque des revendications 19 à 24, dans lequel lesdites valeurs d'affichage représentent une valeur d'intensité de signal mesurée renvoyée par une partie d'un sujet dont l'image est formée et projetée vers un élément d'image correspondant. 45
26. Produit à base de programme informatique selon la revendication 25, dans lequel lesdites valeurs d'intensité de signal mesurées sont détectées en utilisant l'une de : 50
- la tomодensitométrie ;
 - l'imagerie par résonance magnétique ;
 - l'échographie ; et
 - la tomographie par émission de positons. 55
27. Produit à base de programme informatique selon l'une quelconque des revendications 19 à 26, dans
- lequel ledit ensemble d'éléments d'image de faible valeur correspond à un tissu mou, ledit ensemble d'éléments d'image de valeur élevée correspond aux os et ledit ensemble cible d'éléments d'image correspond à des vaisseaux sanguins contenant un agent de contraste.

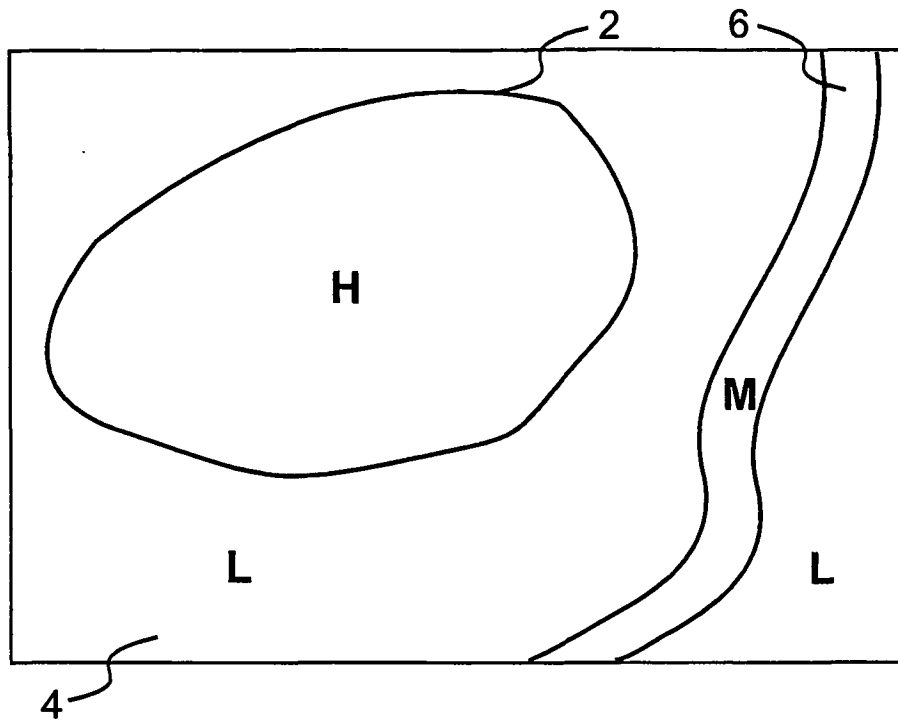


Fig. 1

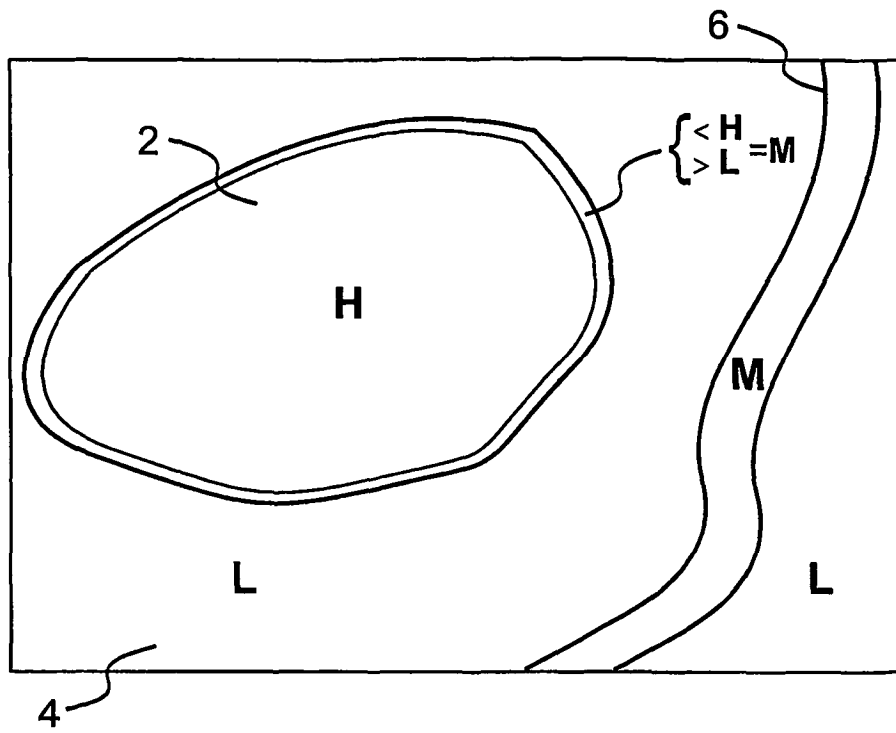


Fig. 2

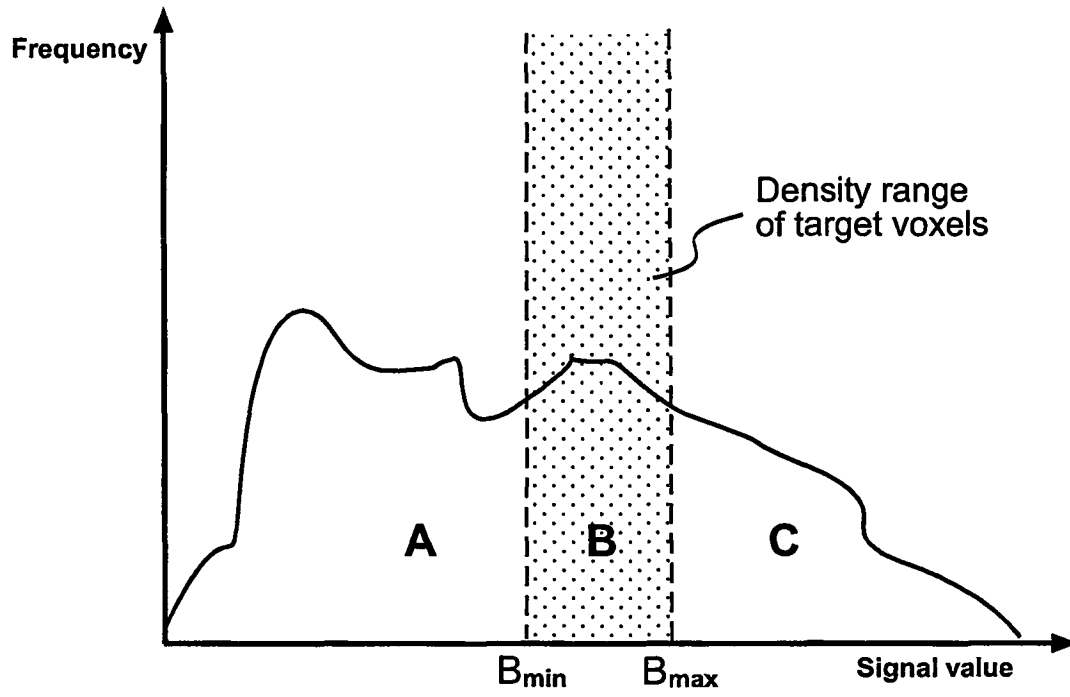


Fig. 3

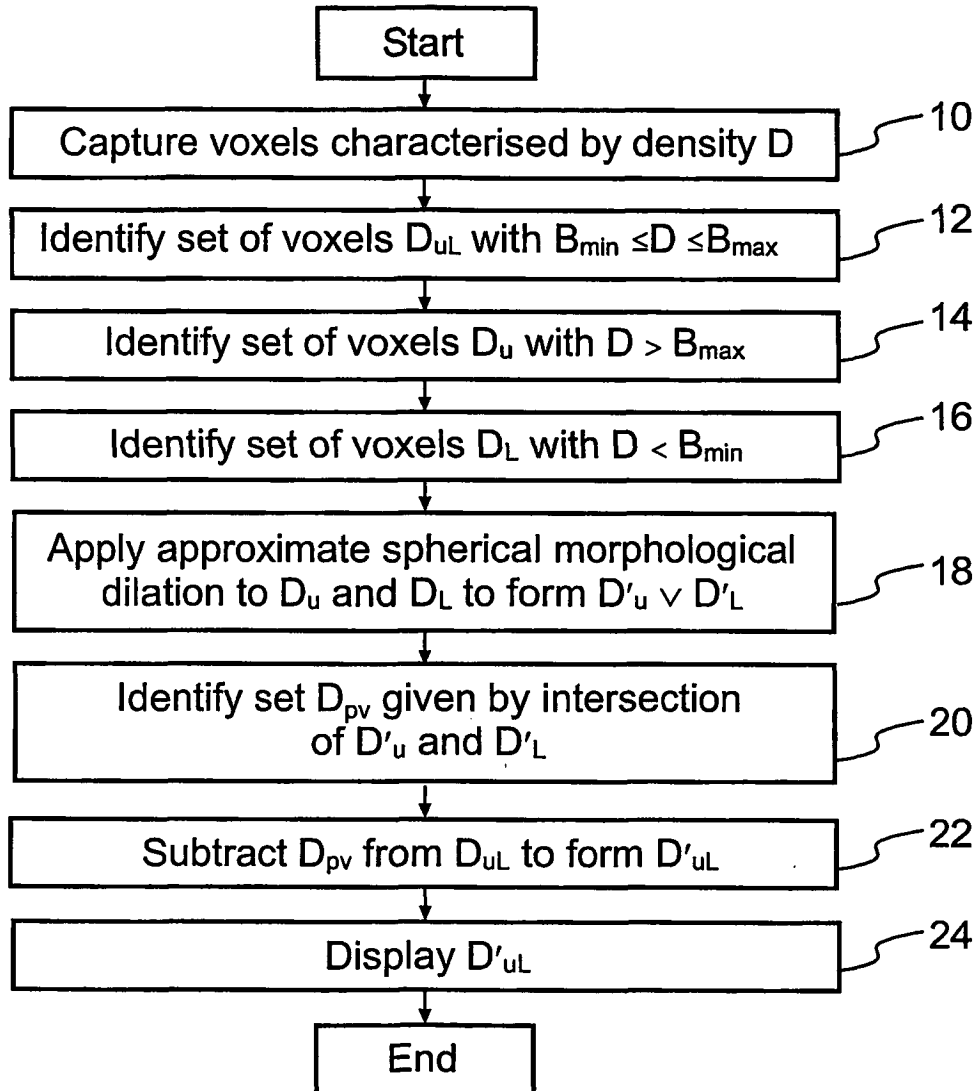


Fig. 4

$$D_b = T(B_{\min}, B_{\max}) - [(T(B_{\max} + 1, \infty) \oplus S) \cap (T(-\infty, B_{\min} - 1) \oplus S)]$$

where:

$T(a, b)$ indicates the set of points between densities a and b inclusive

$x \oplus y$ is the morphological dilation of domain x by domain y

$x \cap y$ is the intersection of domains x and y

$x - y$ is set difference

Fig. 5

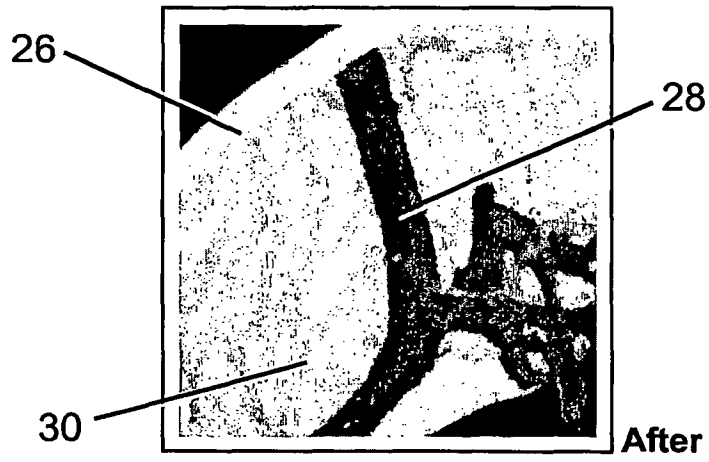
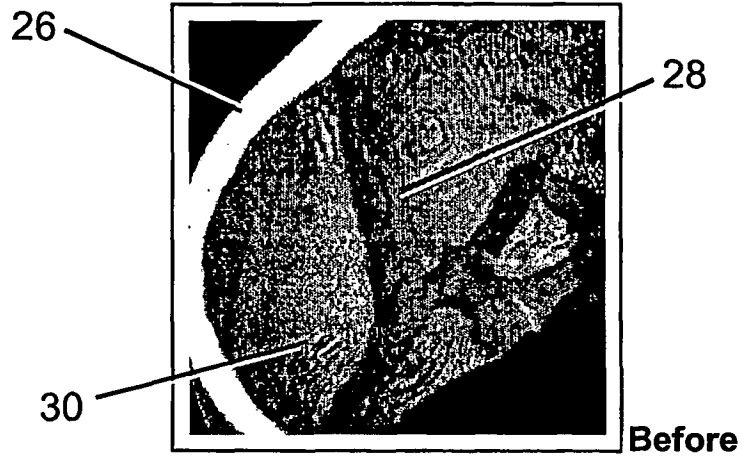


Fig. 6

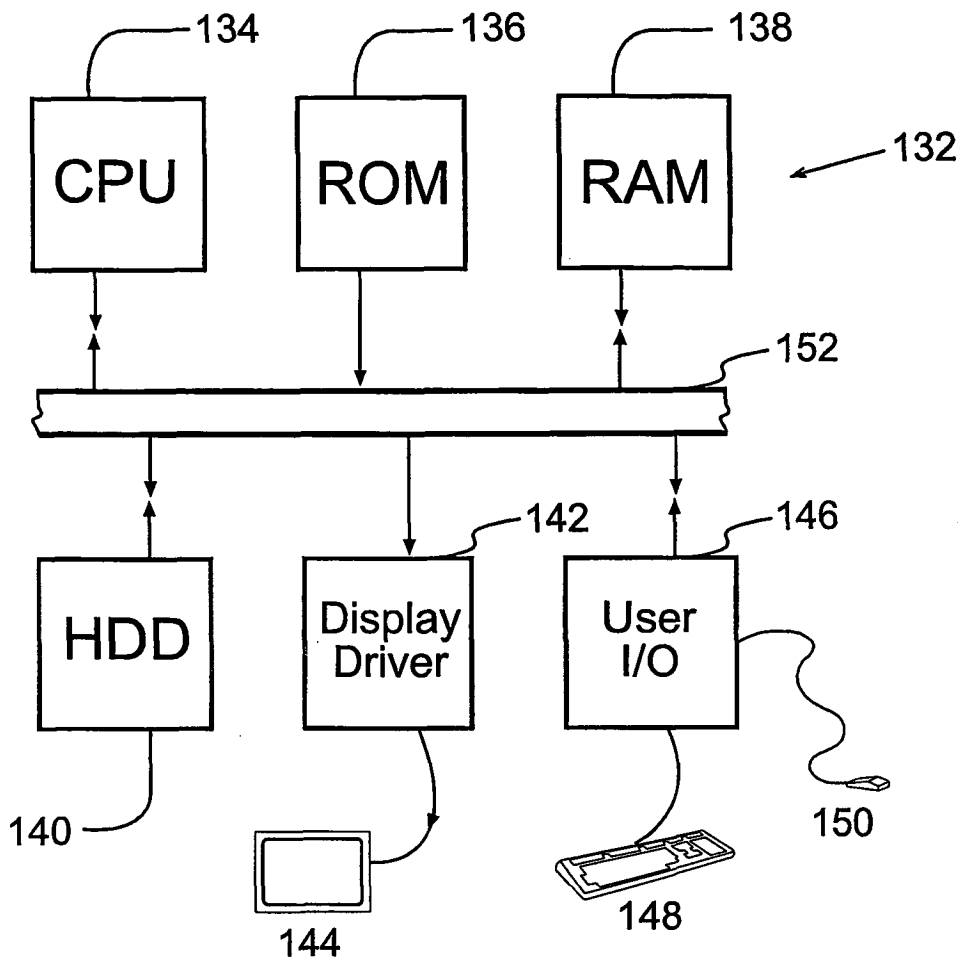


Fig. 7

专利名称(译)	图像数据处理中边界伪影的校正		
公开(公告)号	EP1380011B1	公开(公告)日	2006-10-18
申请号	EP2002712107	申请日	2002-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	VOXAR		
申请(专利权)人(译)	VOXAR有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	VOXAR有限公司		
[标]发明人	PAPAGEORGIU PAVLOS POOLE IAN		
发明人	PAPAGEORGIU, PAVLOS POOLE, IAN		
IPC分类号	G06T5/30 G01R33/54 A61B5/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00 G01R33/28 G01T1/161 G06T1/00 G06T17/40		
CPC分类号	G06T5/30 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10104		
优先权	2001009524 2001-04-18 GB		
其他公开文献	EP1380011A2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种图像处理系统，其中具有在显示值的目标范围B之外的显示值的多组图像元素分别在形态上被扩大。然后识别形态扩张的图像元素组之间的交集，并且从具有显示值的目标范围B的图像元素集中移除交叉区域内的的那些图像元素。由于具有显示值的图像元素的区域之间的混叠效应，这消除了不正确地显示具有与显示值的目标范围B对应的显示值的图像元素，所述显示值在成像的目标范围B的任一侧可以是二维或三维成像。形态学扩张优选地用准圆形或准球形结构元件进行，该结构元件具有在两个和三个体素之间的半径。

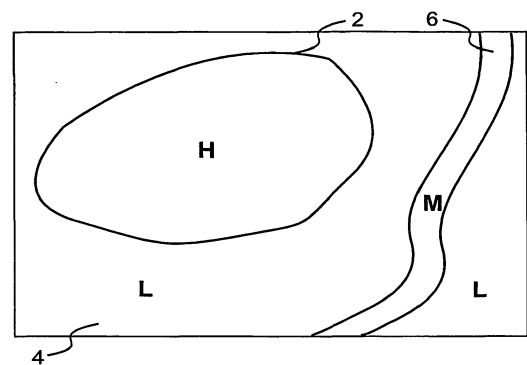


Fig. 1