

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5305757号  
(P5305757)

(45) 発行日 平成25年10月2日 (2013. 10. 2)

(24) 登録日 平成25年7月5日 (2013. 7. 5)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-170408 (P2008-170408)  
 (22) 出願日 平成20年6月30日 (2008. 6. 30)  
 (65) 公開番号 特開2010-5263 (P2010-5263A)  
 (43) 公開日 平成22年1月14日 (2010. 1. 14)  
 審査請求日 平成23年6月28日 (2011. 6. 28)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (73) 特許権者 594164531  
 東芝医用システムエンジニアリング株式会  
 社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100089118  
 弁理士 酒井 宏明  
 (72) 発明者 佐藤 俊介  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、超音波診断装置、および画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する画像処理装置であって、

超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、前記肝腫瘍の種別ごとに分類した種別染影パターンとして記憶する種別パターン記憶手段と、

超音波画像における原発性肝癌の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、原発性肝癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして記憶する分化度パターン記憶手段と、

肝腫瘍を鑑別するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の領域を設定したうえで、当該複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別を前記種別パターン記憶手段によって記憶された前記種別染影パターンに基づいて判定する肝腫瘍種別判定手段と、

前記肝腫瘍種別判定手段によって判定された前記複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の種別が前記原発性肝癌であった場合、当該原発性肝癌の分化度を前記分化度パターン記憶手段によって記憶された前記分化度染影パターンに基づいて判定する分化度判定手段と、

前記肝腫瘍種別判定手段による判定結果とともに、前記分化度判定手段による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手段と、

10

20

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記種別パターン記憶手段は、原発性肝癌、転移性肝癌および血管腫からなる肝腫瘍の種別ごとの種別染影パターンを記憶し、

前記肝腫瘍種別判定手段は、前記複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別を、原発性肝癌、転移性肝癌および血管腫のいずれかとして判定する特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記種別パターン記憶手段は、前記造影剤を用いて撮影された超音波画像の肝腫瘍における画素値の平均値および画素値の標準偏差の時系列に沿った変動パターンを前記種別染影パターンとして記憶し、

前記分化度パターン記憶手段は、前記造影剤を用いて撮影された超音波画像の原発性肝癌における画素値の平均値および標準偏差の時系列に沿った変動パターンを前記分化度染影パターンとして記憶し、

前記肝腫瘍種別判定手段は、前記複数の鑑別対象超音波画像に領域が設定された前記肝腫瘍における画素値の平均値および標準偏差の時系列に沿った変動パターンと、前記種別パターン記憶手段によって記憶される前記種別染影パターンとに基づいて肝腫瘍の種別を判定し、

前記分化度判定手段は、前記複数の鑑別対象超音波画像に領域が設定された前記原発性肝癌としての前記肝腫瘍における画素値の平均値および標準偏差の時系列に沿った変動パターンと、前記分化度パターン記憶手段によって記憶される前記分化度染影パターンとに基づいて原発性肝癌の分化度を判定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する超音波診断装置であって、

超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、前記肝腫瘍の種別ごとに分類した種別染影パターンとして記憶する種別パターン記憶手段と、

超音波画像における原発性肝癌の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、原発性肝癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして記憶する分化度パターン記憶手段と、

肝腫瘍を鑑別するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の領域を設定したうえで、当該複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別を前記種別パターン記憶手段によって記憶された前記種別染影パターンに基づいて判定する肝腫瘍種別判定手段と、

前記肝腫瘍種別判定手段によって判定された前記複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の種別が前記原発性肝癌であった場合、当該原発性肝癌の分化度を前記分化度パターン記憶手段によって記憶された前記分化度染影パターンに基づいて判定する分化度判定手段と、

前記肝腫瘍種別判定手段による判定結果とともに、前記分化度判定手段による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムであって、

超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、前記肝腫瘍の種別ごとに分類した種別染影パターンとして所定の記憶部に記憶する種別パターン記憶手順と、

超音波画像における原発性肝癌の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、原発性肝癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして前記所定の記憶部に記憶する分化度パターン記憶手順と、

肝腫瘍を鑑別するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれにおける前記肝腫瘍の領域を設定したうえで、当該複数の鑑別対象超音波画像に領域が設定された前記肝腫瘍の種別を前記所定の記憶部によって記憶された前記種別染影パターンに基づいて判定する肝腫瘍種別判定手順と、

前記肝腫瘍種別判定手順によって判定された前記複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の種別が前記原発性肝癌であった場合、当該原発性肝癌の分化度を前記所定の記憶部によって記憶された前記分化度染影パターンに基づいて判定する分化度判定手順と、

10

前記肝腫瘍種別判定手順による判定結果とともに、前記分化度判定手順による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【請求項 6】

造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する画像処理装置であって、

超音波画像における癌の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして記憶する分化度パターン記憶手段と、

癌の分化度を判定するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の判定対象超音波画像それぞれに含まれる癌の領域を設定したうえで、当該複数の判定対象超音波画像において領域が設定された前記癌の分化度を前記分化度パターン記憶手段によって記憶された前記分化度染影パターンに基づいて判定する分化度判定手段と、

20

前記分化度判定手段による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項 7】

造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する超音波診断装置であって、

30

超音波画像における癌の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして記憶する分化度パターン記憶手段と、

癌の分化度を判定するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の判定対象超音波画像それぞれに含まれる癌の領域を設定したうえで、当該複数の判定対象超音波画像において領域が設定された前記癌の分化度を前記分化度パターン記憶手段によって記憶された前記分化度染影パターンに基づいて判定する分化度判定手段と、

前記分化度判定手段による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムであって、

超音波画像における癌の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして所定の記憶部に記憶する分化度パターン記憶手段と、

癌の分化度を判定するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の判定対象超音波画像それぞれに含まれる癌の領域を設定したうえで、当該複数の判定対象超音波画像において領域が設定された前記癌の分化度を前記所定の記

50

憶部によって記憶された前記分化度染影パターンに基づいて判定する分化度判定手順と、  
前記分化度判定手順による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する  
表示制御手順と、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、画像処理装置、超音波診断装置、および画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、「悪性新生物（癌）」、「心臓疾患」および「脳血管疾患（脳卒中）」は、日本における三大死因の一つに挙げられている。特に、癌は、三大死因の中でも最も死亡者数が多く、総死亡数の30%を占める。

【0003】

発生部位に基づいて癌を分類した場合、日本における癌患者は、患者数の多い順に肺癌、胃癌、大腸癌、肝臓癌となる。しかし、胃癌や大腸癌の患者における5年相対生存率は、60%前後と比較的高い値を示すのに対し、肺癌や肝臓癌の患者における5年相対生存率は、18%前後と低い値となっており、肺癌や肝臓癌の治療予後は、不良であることが知られている。

【0004】

さて、肝臓に発生する腫瘍である肝腫瘍は、原発性肝癌、転移性肝癌、血管腫の3つに大別される。原発性肝癌は、肝細胞由来の悪性腫瘍であり、転移性肝癌は、他の臓器に発生した癌細胞が肝臓に転移したことにより発生した2次性の悪性腫瘍であり、原発性肝癌および転移性肝癌は、肝臓癌に繋がる肝腫瘍とされる。一方、血管腫（肝血管腫）は、大小の血管が無数に絡み合ってきた良性腫瘍であるが、ごくまれに、肝血管腫と似た形態を有する原発性肝癌や転移性肝癌が発生する場合があるため、経過観察が必要となる。

【0005】

また、原発性肝癌は、腫瘍化した肝細胞の分化度（肝細胞の成熟度合）に応じて、悪性度が異なる。具体的には、腫瘍化した時期における肝細胞の分裂回数が少ないほど（肝幹細胞から肝細胞への分化の進行度合が未熟なほど）、悪性度が高くなる。

【0006】

したがって、肝腫瘍を発見した際には、発見した肝腫瘍が「原発性肝癌、転移性肝癌、血管腫」のいずれに該当するのか、また、発見した肝腫瘍が原発性肝癌であるならば、その悪性度（分化度）がどのようなレベルに該当するのかを早急に鑑別して肝腫瘍の特徴に基づいた治療計画を立案することが、肝臓癌の治療予後を改善するために必要となる。

【0007】

そこで、肝腫瘍の鑑別を造影剤を用いた超音波診断で行う研究が進められている。具体的には、静脈内投与が可能なマイクロバブル（微小気泡）を超音波造影剤として用いて超音波画像を撮影する造影エコー法により、肝腫瘍の鑑別を行なうものである。

【0008】

造影エコー法においては、血管内に導入されたマイクロバブルによって血流信号が増強されるので、医師は、造影剤を用いた超音波画像を参照することで、血流動態を明瞭に観察することが可能となる。さらに、マイクロバブルは、血管を介して肝臓のKupffer細胞に取り込まれて特異的に貪食される性質があるが、肝腫瘍では正常組織よりKupffer細胞が減少していることからマイクロバブルの取り込み度合が低くなり、その結果、肝腫瘍ではマイクロバブルによるエコー反射が低信号となる。このため、医師は、造影剤を用いた超音波画像を参照することで、肝腫瘍の形態を明瞭に観察することが可能となる。

【0009】

ここで、超音波造影剤によって染影される肝臓内の構造物は、血管、門脈、肝実質に大

10

20

30

40

50

別されるが、以下に、超音波造影剤を注入してから血管、門脈、肝実質が順に染影されるまでの流れを簡単に説明する。

【 0 0 1 0 】

まず、注入された造影剤が血管を通過して肝臓に流入するため、血管が染影される（血管相早期または動脈相：造影剤注入から約 40 秒後までの時期）。そして、造影剤が門脈へ流入するため、門脈が染影される（血管相後期または門脈相：造影剤注入から約 90 秒後を中心とした時期）。そののち、流入した造影剤は肝細胞に取り込まれ、肝実質が染影されるとともに、血管や門脈にあった造影剤が血流によって押し流されるため、血管や門脈が染影されなくなる（実質相：造影剤注入から約 5 分後を中心とした時期）。

【 0 0 1 1 】

近年、肝腫瘍における血管相早期から血管相後期を経て実質相に至る時系列に沿った染影パターンの詳細な解析がなされており、その結果、「原発性肝癌、転移性肝癌、血管腫」それぞれの肝腫瘍の種別には、時系列に沿った染影パターンに特異的な傾向があることが明らかになっている（例えば、非特許文献 1 参照）。さらに、原発性肝癌においては、分化度に応じて時系列に沿った染影パターンに特異的な傾向があることが明らかになっている（例えば、非特許文献 2 参照）。

【 0 0 1 2 】

まず、図 11 を用いて、肝腫瘍の種別に特異的な染影パターンについて説明する。図 11 は、肝腫瘍の種別に特異的な染影パターンについて説明するための図である。なお、図 11 は、肝腫瘍を中心とした周囲の染影パターンを模式化して示したものであり、肝腫瘍と周囲の肝実質との境界を実線により示している。

【 0 0 1 3 】

原発性肝癌の染影パターンは、図 11 に示すように、血管相早期から血管相後期にかけて、肝腫瘍の領域全体が次第に染影されたのち、実質相において、内部領域を除く肝腫瘍の一部および肝腫瘍の周囲にある肝実質が染影される傾向にある。

【 0 0 1 4 】

また、転移性肝癌の染影パターンは、図 11 に示すように、血管相早期から血管相後期にかけて、肝腫瘍の境界を中心に外側から内側にいたる領域が次第に染影されたのち、実質相において、肝腫瘍の全体が染影されず、肝腫瘍の周囲にある肝実質が染影される傾向にある。

【 0 0 1 5 】

また、血管腫の染影パターンは、図 11 に示すように、血管相早期から血管相後期にかけて、肝腫瘍の内部領域を除く領域が次第に染影されたのち、実質相において、内部領域を除く肝腫瘍の一部および肝腫瘍の周囲の肝実質が染影される傾向にある。

【 0 0 1 6 】

続いて、図 12 を用いて、原発性肝癌の分化度に特異的な染影パターンについて説明する。図 12 は、原発性肝癌の分化度に特異的な染影パターンについて説明するための図である。なお、図 12 は、肝腫瘍が原発性肝癌であった場合の肝腫瘍領域内の染影パターンを模式化して示したものである。

【 0 0 1 7 】

原発性肝癌と鑑別される肝腫瘍において、腫瘍化した肝細胞の分化度が高く、悪性であるか良性であるかの境界病変の場合は、図 12 の A パターンに示すように、「血管相早期：染影なし、血管相後期：弱い染影、実質相：弱い染影」となる傾向にある。

【 0 0 1 8 】

また、原発性肝癌と鑑別される肝腫瘍において、高分化の肝細胞が悪性腫瘍化した場合は、図 12 の B パターンに示すように、血管相早期、血管相後期および実質相を通して「弱い染影」となる傾向にある。

【 0 0 1 9 】

また、パターン B の場合から腫瘍化した肝細胞の分化度が低くなるにつれ（悪性度が高まるにつれ）、図 12 の C、D および E パターンに示すような染影パターンを示す。すな

10

20

30

40

50

わち、図 1 2 に示すように、C パターンでは、「血管相早期：弱い染影、血管相後期：周囲の肝実質と同程度の染影、実質相：周囲の肝実質と同程度の染影」となる傾向にあり、C パターンより分化度が低い D パターンでは、「血管相早期：弱い染影、血管相後期：染影なし、実質相：染影なし」となる傾向にあり、D パターンより分化度が低い中分化の E パターンでは、「血管相早期：強い染影、血管相後期：弱い染影、実質相：染影なし」となる傾向にある。

【 0 0 2 0 】

すなわち、図 1 1 および図 1 2 に示すような近年の研究結果により判明した肝腫瘍の染影パターンと、超音波造影剤によって染影された肝臓の超音波画像とを比較読影することにより、医師は、肝腫瘍の鑑別を行なうことができる。

10

【 0 0 2 1 】

【非特許文献 1】レボピスト造影超音波による肝腫瘍性病変の鑑別診断．Rad Fan Vol．2 No．2：62 - 65，2004

【非特許文献 2】肝細胞癌（HCC）の造影所見；レボピストを用いた分化度診断の試み．Rad Fan Vol．2 No．2：66 - 68，2004

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 2 】

ところで、上記した従来の技術は、客観性のある肝腫瘍の鑑別結果を迅速に得られないという課題があった。

20

【 0 0 2 3 】

すなわち、上記した従来の技術において、医師は、並列表示された各時相の超音波画像を目視して、各時相における染影パターンを判別し、判別した染影パターンの時系列にともなう変化の組み合わせを把握したうえで肝腫瘍の種別を鑑別するため、鑑別結果の客観性に欠け、鑑別自体も時間がかかる。

【 0 0 2 4 】

また、図 1 2 に示すように、肝腫瘍が原発性肝癌の場合、参照される染影パターンは様々な傾向にあり、目視により原発性肝癌の悪性度を鑑別するうえでも、鑑別結果の客観性に欠け、鑑別自体も時間がかかる。

【 0 0 2 5 】

30

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、客観性のある肝腫瘍の鑑別結果を迅速に得ることが可能になる画像処理装置、超音波診断装置、および画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 6 】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、本発明は、造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する画像処理装置であって、超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、前記肝腫瘍の種別ごとに分類した種別染影パターンとして記憶する種別パターン記憶手段と、肝腫瘍を鑑別するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の領域を設定したうえで、当該複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別を前記種別パターン記憶手段によって記憶された前記種別染影パターンに基づいて判定する肝腫瘍種別判定手段と、前記肝腫瘍種別判定手段による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手段と、を備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 2 7 】

また、本発明は、造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する超音波診断装置であって、超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、前記肝腫瘍の種別ごとに分類した種別染影パターンとして記憶する種別パターン記憶手段と、肝腫瘍を鑑別す

50

るために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の領域を設定したうえで、当該複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別を前記種別パターン記憶手段によって記憶された前記種別染影パターンに基づいて判定する肝腫瘍種別判定手段と、前記肝腫瘍種別判定手段による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手段と、を備えたことを特徴とする。

【0028】

また、本発明は、造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムであって、超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った前記造影剤の染影パターンを、前記肝腫瘍の種別ごとに分類した種別染影パターンとして所定の記憶部に記憶する種別パターン記憶手順と、肝腫瘍を鑑別するために前記造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれにおける前記肝腫瘍の領域を設定したうえで、当該複数の鑑別対象超音波画像に領域が設定された前記肝腫瘍の種別を前記所定の記憶部によって記憶された前記種別染影パターンに基づいて判定する肝腫瘍種別判定手順と、前記肝腫瘍種別判定手順による判定結果を、所定の表示部を介して表示するように制御する表示制御手順と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0029】

本発明によれば、客観性のある肝腫瘍の鑑別結果を迅速に得ることが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下に添付図面を参照して、この発明に係る画像処理装置、超音波診断装置、および画像処理プログラムの好適な実施例を詳細に説明する。なお、以下では、この発明に係る画像処理プログラムを実行する画像処理装置を実施例として説明する。

【実施例】

【0031】

まず、本実施例における画像処理装置の構成について説明する。図1は、本実施例における画像処理装置の構成を説明するための図である。図1に示すように、本実施例における画像処理装置10は、入力部11と、出力部12と、通信部13と、入出力制御I/F部14と、記憶部15と、処理部16とから構成され、さらに、超音波診断装置20と接続される。

【0032】

超音波診断装置20は、複数の振動子セルが集積された超音波振動子を内蔵する超音波プローブを備える。超音波プローブは、超音波振動子から発生された超音波を被検体内に送信し、被検体の内部組織からの反射波を超音波振動子の各振動子セルにおいて受信する。超音波診断装置20は、超音波プローブが受信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を撮影する。

【0033】

ここで、超音波診断装置20は、静脈内投与が可能なマイクロバブル（微小気泡）を超音波造影剤として用いて超音波画像を撮影する造影エコー法を実行可能な装置である。

【0034】

そして、本実施例における画像処理装置10は、超音波造影剤を投与した被検体の肝臓を対象として超音波診断装置20が撮影した時系列に沿った複数の超音波画像を処理することを概要とし、客観性のある肝腫瘍の鑑別結果を迅速に得ることが可能になることに主たる特徴がある。

【0035】

この主たる特徴について、図1とともに、図2～図9を用いて説明する。図2は、種別染影パターン記憶部を説明するための図であり、図3は、分化度染影パターン記憶部を説

10

20

30

40

50

明するための図であり、図４は、腫瘍領域設定部を説明するための図であり、図５は、種別判定部の処理を説明するためのフローチャートであり、図６は、種別判定部を説明するための図であり、図７は、種別判定部の変形例を説明するための図であり、図８は、分化度判定部を説明するための図であり、図９は、表示制御部を説明するための図である。

【００３６】

なお、以下では、超音波診断装置２０によって超音波画像が時系列に沿って撮影される間、すなわち、超音波造影剤を注入してから、血管が染影される血管相早期（動脈相）、門脈が染影される血管相後期（門脈相）、肝実質が染影されるとともに、血管や門脈が染影されなくなる実質相に至る間（約５分間）において、超音波プローブの位置が固定されており、超音波画像における被検体の肝臓の位置が一定である場合について説明する。ただし、超音波プローブの位置がずれて、超音波画像における被検体の肝臓の位置が一定でない場合であっても、本発明は適用可能である。

10

【００３７】

入力部１１は、各種情報を入力し、マウスやキーボードなどを備え、特に本発明に密接に関連するものとしては、画像処理装置１０の操作者（例えば、超音波診断装置２０によって撮影された超音波画像を読影して肝腫瘍の鑑別診断を行なう医師など）からの鑑別要求を受け付けて入力する。

【００３８】

出力部１２は、各種情報を出力し、モニタやスピーカなどを備え、特に本発明に密接に関連するものとしては、後述する種別判定部１６ｂや分化度判定部１６ｃによる処理結果を、後述する表示制御部１６ｄによる制御に基づいて、モニタに表示する。

20

【００３９】

通信部１３は、他の装置と通信を行い、特に本発明に密接に関連するものとしては、超音波診断装置２０から、「時系列に沿った複数の超音波画像」を受信し、受信した「時系列に沿った複数の超音波画像」を、後述する超音波画像記憶部１５ａに、入出力制御Ｉ／Ｆ部１４を介して転送する。

【００４０】

入出力制御Ｉ／Ｆ部１４は、入力部１１、出力部１２および通信部１３と、記憶部１５および処理部１６との間におけるデータ転送を制御する。

【００４１】

記憶部１５は、処理部１６による処理に用いられるデータや、処理部１６による処理結果を記憶し、特に本発明に密接に関連するものとしては、図１に示すように、超音波画像記憶部１５ａと、種別染影パターン記憶部１５ｂと、分化度染影パターン記憶部１５ｃと、判定結果記憶部１５ｄとを備える。ここで、種別染影パターン記憶部１５ｂは、特許請求の範囲に記載の「種別パターン記憶手段」に対応し、分化度染影パターン記憶部１５ｃは、同じく「分化度パターン記憶手段」に対応する。

30

【００４２】

超音波画像記憶部１５ａは、超音波診断装置２０から受信した「時系列に沿った複数の超音波画像」を記憶する。具体的には、超音波画像記憶部１５ａは、超音波造影剤を投与した被検体の肝臓を対象として超音波診断装置２０が撮影した時系列に沿った複数の超音波画像を記憶する。

40

【００４３】

なお、以下では、「超音波造影剤を投与した被検体の肝臓を対象として超音波診断装置２０が撮影した時系列に沿った複数の超音波画像」のことを、「時系列に沿った複数の超音波画像」と記述する。

【００４４】

種別染影パターン記憶部１５ｂは、超音波画像における肝腫瘍の時系列に沿った超音波造影剤の染影パターンを、肝腫瘍の種別（原発性肝癌、転移性肝癌および血管腫）ごとに分類した種別染影パターンとして記憶する。

【００４５】

50



具体的には、種別染影パターン記憶部 15b は、「レボピスト造影超音波による肝腫瘍性病変の鑑別診断．Rad Fan Vol. 2 No. 2：62 - 65，2004」にて開示されている肝腫瘍の種別に特異的な染影パターンに基づいた種別染影パターンを記憶する。

【0046】

ここで、図2の(A)を参照して、肝腫瘍の種別に特異的な時系列に沿った染影パターンについて説明する。なお、図2の(A)においては、超音波画像における肝腫瘍と周囲の肝実質との境界を実線により示している。また、図2の(A)においては、肝腫瘍を中心とした周囲の染影パターンを、血管相早期から血管相後期を経て実質相に至る時系列に沿って模式化して示している。

10

【0047】

図2の(A)に示すように、原発性肝癌の時系列に沿った染影パターンは、血管相早期から血管相後期にかけて、肝腫瘍の領域全体が次第に染影されたのち、実質相において、内部領域を除く肝腫瘍の一部および肝腫瘍の周囲にある肝実質が染影される染影パターンとなり、転移性肝癌の染影パターンは、血管相早期から血管相後期にかけて、肝腫瘍の境界を中心として外側から内側にいたる領域が次第に染影されたのち、実質相において、肝腫瘍の全体が染影されず、肝腫瘍の周囲にある肝実質が染影される染影パターンとなり、血管腫の染影パターンは、血管相早期から血管相後期にかけて、肝腫瘍の内部領域を除く領域が次第に染影されたのち、実質相において、内部領域を除く肝腫瘍の一部および肝腫瘍の周囲の肝実質が染影される染影パターンとなる。

20

【0048】

ここで、図2の(A)に示す肝腫瘍の種別に特異的な時系列に沿った染影パターンを、超音波画像の肝腫瘍を含む領域における各画素の輝度値の平均（以下、平均輝度と省略して記す）と各画素の輝度値の標準偏差（以下、標準偏差と省略して記す）との2つのパラメータに基づいてパターン化すると、以下に述べるように、肝腫瘍の種別に特異的な時系列に沿った変動パターンとして表すことができる。

【0049】

すなわち、肝腫瘍が原発性肝癌の場合、図2の(B)に示すように、平均輝度は、時間経過とともに上昇したのち安定する変動パターンとなり、標準偏差（輝度値のばらつき）は、小さい値で推移したのち急激に上昇する変動パターンとなる。また、肝腫瘍が転移性肝癌の場合、図2の(B)に示すように、平均輝度は、時間経過とともに上昇したのち低下する変動パターンとなり、標準偏差（画素値のばらつき）は、急激に上昇したのち緩やかな上昇となり、やがて低下する変動パターンとなる。また、肝腫瘍が血管腫の場合、図2の(B)に示すように、平均輝度および標準偏差は、時間経過とともに上昇したのち安定する変動パターンとなる。

30

【0050】

そこで、種別染影パターン記憶部 15b は、図2の(B)に示すような肝腫瘍の種別ごとの平均輝度および標準偏差の時系列に沿った変動パターン（グラフ）を、種別染影パターンとして記憶する。

【0051】

なお、種別染影パターン記憶部 15b が記憶する種別染影パターンは、図2の(B)に示すようなグラフに限定されるものではなく、肝腫瘍の種別ごとの平均輝度および標準偏差の数値を時系列に対応付けたテーブルである場合であってもよい。

40

【0052】

図1に戻って、分化度染影パターン記憶部 15c は、超音波画像における原発性肝癌の時系列に沿った超音波造影剤の染影パターンを、原発性肝癌の分化度ごとに分類した分化度染影パターンとして記憶する。

【0053】

ここで、超音波造影剤による肝腫瘍内の染影の状況を「染影なし」、「弱い染影」、「強い染影」および「周囲の肝実質と同程度の染影」の4つに分類した場合、これら4つの

50

分類パターンそれぞれの超音波画像に含まれる肝腫瘍内の平均輝度および標準偏差の関係は、図3の(A)に示すマップとして表される。

【0054】

すなわち、図3の(A)に示すように、平均輝度および標準偏差の関係を表すマップは、「染影なし」において「平均輝度：最低、標準偏差：最低」となり、「弱い染影」において「平均輝度：低、標準偏差：低～中」となり、「強い染影」において「平均輝度：中～高、標準偏差：中～高」となり、「周囲の肝実質と同程度の染影」において「平均輝度：最高、標準偏差：最低」となる。

【0055】

そこで、分化度染影パターン記憶部15cは、「肝細胞癌(HCC)の造影所見；レボピストを用いた分化度診断の試み．Rad Fan Vol．2 No．2：66-68，2004」にて開示されている原発性肝癌の分化度の特異的な染影パターンを、「染影なし」、「弱い染影」、「強い染影」および「周囲の肝実質と同程度の染影」の4種類の分類にて表した分化度染影パターンとし、さらに、分化度染影パターンを、平均輝度と標準偏差との2つのパラメータに基づいてパターン化した変動パターンとして記憶する。

10

【0056】

すなわち、分化度染影パターン記憶部15cは、図3の(B)のAパターンに示すように、原発性肝癌と鑑別される肝腫瘍が境界病変である場合の染影パターンとして「血管相早期：染影なし、血管相後期：弱い染影、実質相：弱い染影」を表す平均輝度および標準偏差の変動パターンを記憶する。

20

【0057】

また、分化度染影パターン記憶部15cは、図3の(B)のBパターンに示すように、高分化の肝細胞が悪性腫瘍化した染影パターンとして「血管相早期：弱い染影、血管相後期：弱い染影、実質相：弱い染影」を表す平均輝度および標準偏差の変動パターンを記憶する。

【0058】

また、分化度染影パターン記憶部15cは、図3の(B)のCパターンに示すように、パターンBの場合から腫瘍化した肝細胞の分化度が低い肝細胞が悪性腫瘍化した染影パターンとして「血管相早期：弱い染影、血管相後期：周囲の肝実質と同程度の染影、実質相：周囲の肝実質と同程度の染影」を表す平均輝度および標準偏差の変動パターンを記憶する。

30

【0059】

また、分化度染影パターン記憶部15cは、図3の(B)のDパターンに示すように、パターンCの場合から腫瘍化した肝細胞の分化度が低い肝細胞が悪性腫瘍化した染影パターンとして「血管相早期：弱い染影、血管相後期：染影なし、実質相：染影なし」を表す平均輝度および標準偏差の変動パターンを記憶する。

【0060】

また、分化度染影パターン記憶部15cは、図3の(B)のEパターンに示すように、パターンDの場合から腫瘍化した肝細胞の分化度が低い中分化の肝細胞が悪性腫瘍化した染影パターンとして「血管相早期：強い染影、血管相後期：弱い染影、実質相：染影なし」を表す平均輝度および標準偏差の変動パターンを記憶する。

40

【0061】

なお、分化度染影パターン記憶部15cが記憶する分化度染影パターンは、図3の(B)に示すようなパターンごとのグラフに限定されるものではなく、原発性肝癌の分化度に対応するパターンごとの平均輝度および標準偏差の数値を時系列に対応付けたテーブルである場合であってもよい。

【0062】

図1に戻って、判定結果記憶部15dは、後述する種別判定部16bおよび分化度判定部16cによる判定結果を記憶する。なお、判定結果記憶部15dについては、後に詳述する。

50

## 【 0 0 6 3 】

処理部 1 6 は、OS ( Operating System ) などの制御プログラム、各種の処理手順などを規定したプログラムおよび所要データを格納するための内部メモリを有し、これらによって種々の処理を実行し、特に本発明に密接に関連するものとしては、図 1 に示すように、腫瘍領域設定部 1 6 a と、種別判定部 1 6 b と、分化度判定部 1 6 c と、表示制御部 1 6 d とを備える。ここで、種別判定部 1 6 b は、特許請求の範囲に記載の「肝腫瘍種別判定手段」に対応し、分化度判定部 1 6 c は、同じく「分化度判定手段」に対応し、表示制御部 1 6 d は、同じく「表示制御手段」に対応する。

## 【 0 0 6 4 】

腫瘍領域設定部 1 6 a は、超音波画像記憶部 1 5 a が記憶する肝腫瘍を鑑別するために超音波造影剤を用いて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像である複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の領域を設定する。すなわち、腫瘍領域設定部 1 6 a は、操作者が入力部 1 1 を介して入力した鑑別要求の対象となる鑑別対象超音波画像すべてを超音波画像記憶部 1 5 a から読み出して、鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の領域を設定する。

10

## 【 0 0 6 5 】

具体的には、撮影中における超音波プローブの位置が固定されていることから、腫瘍領域設定部 1 6 a は、図 4 に示すように、任意に選択した 1 つの鑑別対象超音波画像（例えば、超音波造影剤投与直後の鑑別対象超音波画像）において周囲より輝度が低くなっている肝腫瘍領域を画像処理により抽出して設定し、さらに、設定された肝腫瘍領域の座標を他の鑑別対象超音波画像に対しても適用することにより、すべての鑑別対象超音波画像における肝腫瘍領域の設定を行なう。

20

## 【 0 0 6 6 】

なお、腫瘍領域設定部 1 6 a による肝腫瘍領域の抽出および設定は、複数の鑑別対象超音波画像それぞれに対して実行される場合であってもよい。

## 【 0 0 6 7 】

また、本実施例では、腫瘍領域設定部 1 6 a の画像処理により自動的に肝腫瘍領域を設定する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、超音波画像記憶部 1 5 a が記憶する鑑別対象超音波画像それぞれを出力部 1 2 が備えるモニタにて表示し、これを参照した画像処理装置 1 0 の操作者が入力部 1 1 のマウスなどを介して、手動により肝腫瘍領域を設定する場合であってもよい。

30

## 【 0 0 6 8 】

図 1 に戻って、種別判定部 1 6 b は、腫瘍領域設定部 1 6 a により複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別が、原発性肝癌、転移性肝癌および血管腫のいずれに相当するかを、種別染色パターン記憶部 1 5 b が記憶する種別染色パターン（図 2 の（B）参照）に基づいて判定する。

## 【 0 0 6 9 】

以下、種別判定部 1 6 b による判定処理の具体的な一例について、図 5 に示すフローチャートなどを参照して説明する。

## 【 0 0 7 0 】

図 5 に示すように、種別判定部 1 6 b は、腫瘍領域設定部 1 6 a により複数の鑑別対象超音波画像において肝腫瘍領域が設定されると（ステップ S 5 0 1 肯定）、鑑別対象超音波画像それぞれに、肝腫瘍領域の中心点を設定する（ステップ S 5 0 2 ）。

40

## 【 0 0 7 1 】

例えば、種別判定部 1 6 b は、図 6 の（A）に示すように、鑑別対象超音波画像において設定された肝腫瘍領域の重心を算出して、算出した重心を中心点として設定する。あるいは、種別判定部 1 6 b は、腫瘍領域外周からの距離を基にした距離変換により、中心点を算出して設定する。

## 【 0 0 7 2 】

そして、種別判定部 1 6 b は、鑑別対象超音波画像それぞれに設定された中心点を中心

50

とする複数の円を設定する（ステップ S 5 0 3）。

【 0 0 7 3 】

例えば、種別判定部 1 6 b は、図 6 の（ A ）に示すように、鑑別対象超音波画像において設定された肝腫瘍領域の中心点を中心として、所定の間隔ごとに 3 つの円（円 1、円 2 および円 3）を設定する。

【 0 0 7 4 】

3 つの円を設定する具体的な一例について、以下に述べる。例えば、種別判定部 1 6 b は、中心点を中心とした円のうち、腫瘍領域外周に外接する円の半径と腫瘍領域外周に内接する円の半径との平均値を算出し、算出した平均値を半径とする円を「円 2」として設定する。そして、種別判定部 1 6 b は、「円 2」の半径に対して所定の値（例えば、「0 . 4」）を掛け合わせた値を半径とする円を「円 1」として設定する。さらに、種別判定部 1 6 b は、「円 2」の半径に対して所定の値（例えば、「1 . 2」）を掛け合わせた値を半径とする円を「円 3」として設定する。

【 0 0 7 5 】

そして、種別判定部 1 6 b は、鑑別対象超音波画像それぞれに設定された複数の円の内部における画素値の平均輝度および標準偏差（輝度のばらつき）を算出する（ステップ S 5 0 4）。

【 0 0 7 6 】

なお、種別判定部 1 6 b は、時系列に沿った複数の鑑別対象超音波画像それぞれにおいて設定された 3 つの円内部ごとの平均輝度および標準偏差を算出する際、鑑別対象超音波画像それぞれにおいて所定の基準輝度値を設定する。そして、種別判定部 1 6 b は、鑑別対象超音波画像に設定した円内部における輝度値の相対輝度値を基準輝度値から算出したうえで、相対輝度値の平均値を平均輝度として算出し、相対輝度値から標準偏差を算出する。

【 0 0 7 7 】

すなわち、超音波診断装置 2 0 および画像処理装置 1 0 の操作者によって鑑別対象超音波画像それぞれの明るさやコントラストが調整されている場合、輝度値の絶対値から平均輝度値を算出すると、鑑別対象超音波画像間での時間経過にともなう変動パターンを正確に把握することができない。このため、種別判定部 1 6 b は、鑑別対象超音波画像間での時間経過にともなう変動パターンを正確に把握するために、例えば、鑑別対象超音波画像に含まれる肝臓から離れた領域の輝度値を基準輝度値として設定し、基準輝度値を用いた相対輝度値を算出する。

【 0 0 7 8 】

そして、種別判定部 1 6 b は、鑑別対象超音波画像それぞれにおいて算出した平均輝度および標準偏差から、複数の鑑別対象超音波画像の染影パターンを取得し、取得された染影パターンと種別染影パターン記憶部 1 5 b が記憶する種別染影パターンとをパターンマッチングする（ステップ S 5 0 5）。

【 0 0 7 9 】

例えば、種別判定部 1 6 b は、鑑別対象超音波画像それぞれにおいて算出した 3 つの円ごとの平均輝度および標準偏差の変動を示すグラフを作成し、円 1、円 2 および円 3 それぞれのグラフと、種別染影パターン記憶部 1 5 b が記憶する種別染影パターン、すなわち、肝腫瘍の種別ごとの平均輝度および標準偏差の時系列に沿った変動パターン（グラフ）とのパターンマッチングを行なう。

【 0 0 8 0 】

そして、種別判定部 1 6 b は、パターンマッチングの結果に基づいて、鑑別対象超音波画像に含まれる肝腫瘍の種別を判定し（ステップ S 5 0 6）、処理を終了する。

【 0 0 8 1 】

例えば、種別判定部 1 6 b は、図 6 の（ B ）に示すように、取得した円 1、円 2 および円 3 それぞれの染影パターン（グラフ）のうち、円 2 の染影パターンと原発性肝癌の染影パターンとが一致していることから、鑑別対象超音波画像に含まれる肝腫瘍の種別を「原

10

20

30

40

50

発性肝癌」として判定する。

【 0 0 8 2 】

また、種別判定部 1 6 b は、肝腫瘍の種別判定結果を、判定結果記憶部 1 5 d に格納する。

【 0 0 8 3 】

なお、種別判定部 1 6 b による肝腫瘍の判定処理は、上述したようにグラフの形状をパターンマッチングするのみに限定されるものではなく、以下のような方法もある。

【 0 0 8 4 】

すなわち、種別染影パターン記憶部 1 5 b は、肝腫瘍の種別ごとの平均輝度および標準偏差の数値を時系列に対応付けたテーブルを種別染影パターンとして記憶する。そして、種別判定部 1 6 b は、図 7 に示すように、時系列に沿った肝腫瘍を含む超音波画像（鑑別対象超音波画像）に設定された「円 1、円 2 および円 3」の内部の平均輝度および標準偏差を算出する。そして、種別判定部 1 6 b は、図 7 に示すように、平均輝度および標準偏差を算出した鑑別対象超音波画像の時相に対応する種別染影パターンそれぞれの平均輝度および標準偏差の数値を種別染影パターン記憶部 1 5 b が記憶するテーブルから読み出し、算出した「円 1、円 2 および円 3」の平均輝度および標準偏差が、どの肝腫瘍の種別染影パターンに最も近いかを比較判定する。

10

【 0 0 8 5 】

そして、種別判定部 1 6 b は、各時相の比較判定結果を総合し、例えば、多数決により、鑑別対象超音波画像に含まれる肝腫瘍の種別を判定する。

20

【 0 0 8 6 】

なお、本実施例では、設定された円内部の平均輝度および標準偏差に基づいて肝腫瘍の種別を判定する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、設定された円周囲の平均輝度および標準偏差に基づいて肝腫瘍の種別を判定する場合であってもよい。

【 0 0 8 7 】

図 1 に戻って、分化度判定部 1 6 c は、種別判定部 1 6 b よって判定された複数の鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍の種別が原発性肝癌であった場合、当該原発性肝癌の分化度を分化度染影パターン記憶部 1 5 c が記憶する分化度染影パターンに基づいて判定する。

30

【 0 0 8 8 】

すなわち、分化度判定部 1 6 c は、複数の鑑別対象超音波画像に領域が設定された原発性肝癌における画素の相対輝度値から算出される平均輝度および標準偏差の時系列に沿った変動パターンと、分化度染影パターン記憶部 1 5 c が記憶する原発性肝癌の分化度ごとの平均輝度および標準偏差の変動パターン（図 3 の（B）参照）とをパターンマッチングすることにより、当該原発性肝癌の分化度を判定する。

【 0 0 8 9 】

例えば、分化度判定部 1 6 c は、図 8 の（A）に示すように、種別判定部 1 6 b よって設定された円 2 を用い、円 2 の周囲の平均輝度および標準偏差を、時系列に沿った複数の鑑別対象超音波画像それぞれについて改めて算出する。そして、分化度判定部 1 6 c は、図 8 の（B）に示すように、算出された平均輝度および標準偏差から染影パターン（グラフ）を取得し、取得された染影パターンと分化度染影パターン（A～E パターン）とをパターンマッチングすることにより、原発性肝癌の分化度を「C パターン」と判定する。

40

【 0 0 9 0 】

また、分化度判定部 1 6 c は、原発性肝癌の分化度判定結果を、判定結果記憶部 1 5 d に格納する。

【 0 0 9 1 】

なお、分化度判定部 1 6 c による原発性肝癌の分化度判定処理は、上述したようにグラフの形状をパターンマッチングするのみに限定されるものではなく、種別判定部 1 6 b による肝腫瘍の判定処理において変形例として説明したように、以下のような方法もある。

50

## 【0092】

すなわち、分化度染影パターン記憶部15cは、原発性肝癌の分化度ごとの平均輝度および標準偏差の数値を時系列に対応付けたテーブルを種別染影パターンとして記憶し、分化度判定部16cは、円2の周囲の平均輝度および標準偏差を算出する。そして、分化度判定部16cは、平均輝度および標準偏差を算出した鑑別対象超音波画像の時相に対応する種別染影パターンそれぞれの平均輝度および標準偏差の数値を分化度染影パターン記憶部15cが記憶するテーブルから読み出し、算出した平均輝度および標準偏差が、どの分化度の染影パターンに最も近いかを比較判定する。

## 【0093】

そして、分化度判定部16cは、各時相の比較判定結果を総合し、例えば、多数決により、鑑別対象超音波画像に含まれる原発性肝癌の分化度を判定する。

10

## 【0094】

図1に戻って、表示制御部16dは、判定結果記憶部15dが記憶する種別判定部16bによる判定結果を、出力部12のモニタにて表示するように制御する。また、表示制御部16dは、分化度判定部16cによる判定が行なわれた場合は、種別判定部16bによる判定結果（原発性肝癌）とともに、判定結果記憶部15dが記憶する分化度判定部16cによる判定結果も出力部12のモニタにて表示するように制御する。

## 【0095】

例えば、表示制御部16dは、図9に示すように、鑑別対象超音波画像すべてとともに、肝腫瘍の種別が「原発性肝癌」であり、原発性肝癌の分化度が「Cパターン」であることをモニタにて表示するように制御する。

20

## 【0096】

次に、図10を用いて、本実施例における画像処理装置10の処理について説明する。図10は、本実施例における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

## 【0097】

図10に示すように、本実施例における画像処理装置10は、操作者から入力部11を介して鑑別要求を受け付けると（ステップS1001肯定）、腫瘍領域設定部16aは、鑑別要求の対象となる時系列に沿った複数の鑑別対象超音波画像すべてを超音波画像記憶部15aから読み出して、鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍領域を設定する（ステップS1002）。

30

## 【0098】

そして、種別判定部16bは、腫瘍領域設定部16aにより複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別が、原発性肝癌、転移性肝癌および血管腫のいずれに相当するかを、種別染影パターン記憶部15bが記憶する種別染影パターンを参照して判定する（ステップS1003）。

## 【0099】

ここで、種別判定部16bによる判定結果が原発性肝癌でなく、転移性肝癌または血管腫であった場合（ステップS1004否定）、表示制御部16dは、種別判定部16bによる判定結果を鑑別対象超音波画像すべてとともに出力部12のモニタに表示するように制御し（ステップS1006）、処理を終了する。

40

## 【0100】

一方、種別判定部16bによる判定結果が原発性肝癌であった場合（ステップS1004肯定）、分化度判定部16cは、原発性肝癌の分化度を分化度染影パターン記憶部15cが記憶する分化度染影パターンを参照して判定する（ステップS1005）。

## 【0101】

そののち、表示制御部16dは、種別判定部16bによる判定結果（原発性肝癌）および分化度判定部16cによる判定結果を鑑別対象超音波画像すべてとともに出力部12のモニタに表示するように制御し（ステップS1006）、処理を終了する。

## 【0102】

50

上述してきたように、本実施例では、腫瘍領域設定部 16 a は、鑑別要求の対象となる時系列に沿った複数の鑑別対象超音波画像すべてを超音波画像記憶部 15 a から読み出して、鑑別対象超音波画像それぞれに含まれる肝腫瘍領域を設定し、種別判定部 16 b は、腫瘍領域設定部 16 a により複数の鑑別対象超音波画像において領域が設定された肝腫瘍の種別が、原発性肝癌、転移性肝癌および血管腫のいずれに相当するかを、種別染影パターン記憶部 15 b が記憶する種別染影パターンを参照して判定する。

#### 【0103】

そして、種別判定部 16 b による判定結果が原発性肝癌であった場合、分化度判定部 16 c は、原発性肝癌の分化度を分化度染影パターン記憶部 15 c が記憶する分化度染影パターンを参照して判定する。そして、表示制御部 16 d は、種別判定部 16 b による種別判定結果、および肝腫瘍の種別が原発性肝癌である場合における分化度判定部 16 c による分化度判定結果を、鑑別対象超音波画像すべてとともに出力部 12 のモニタに表示するように制御するので、操作者の目視により染影パターンを比較読影する必要がなく、操作者の主観や経験に依存せずに肝腫瘍の鑑別を自動化して行なうことができるので、上記した主たる特徴の通り、客観性のある肝腫瘍の鑑別結果を迅速に得ることが可能になる。

#### 【0104】

また、本実施例では、種別判定や分化度判定を、平均輝度や標準偏差といった客観的な複数のパラメータに基づいて行なうことができるので、正確な鑑別結果を得ることが可能になる。

#### 【0105】

なお、本実施例では、超音波診断装置 20 により撮影された超音波画像に対して画像処理装置 10 が肝腫瘍の種別などの判定処理を行なって、判定結果を表示する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、超音波診断装置 20 が、本実施例で説明した画像処理装置 10 の機能を備え、自身が撮影した超音波画像に対して肝腫瘍の種別などの判定処理を行なって、判定結果を表示する場合であってもよい。

#### 【0106】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPU および当該 CPU にて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0107】

以上のように、本発明に係る画像処理装置、超音波診断装置、および画像処理プログラムは、造影剤を投与した被検体に対して送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って撮影された複数の超音波画像を処理する場合に有用であり、特に、客観性のある肝腫瘍の鑑別結果を迅速に得ることに適する。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0108】

【図 1】本実施例における画像処理装置の構成を説明するための図である。

【図 2】種別染影パターン記憶部を説明するための図である。

【図 3】分化度染影パターン記憶部を説明するための図である。

【図 4】腫瘍領域設定部を説明するための図である。

【図 5】種別判定部の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 6】種別判定部を説明するための図である。

【図 7】種別判定部の変形例を説明するための図である。

【図 8】分化度判定部を説明するための図である。

【図 9】表示制御部を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 10】本実施例における画像処理装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 11】肝腫瘍の種別により特異的な造影パターンについて説明するための図である。

【図 12】原発性肝癌の分化度により特異的な造影パターンについて説明するための図である。

【符号の説明】

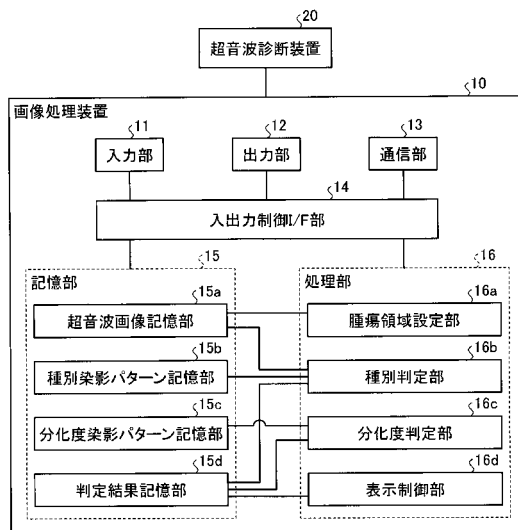
【0109】

- 10 画像処理装置
- 11 入力部
- 12 出力部
- 13 通信部
- 14 入出力制御 I / F 部
- 15 記憶部
- 15a 超音波画像記憶部
- 15b 種別造影パターン記憶部
- 15c 分化度造影パターン記憶部
- 15d 判定結果記憶部
- 16 処理部
- 16a 腫瘍領域設定部
- 16b 種別判定部
- 16c 分化度判定部
- 16d 表示制御部
- 20 超音波診断装置

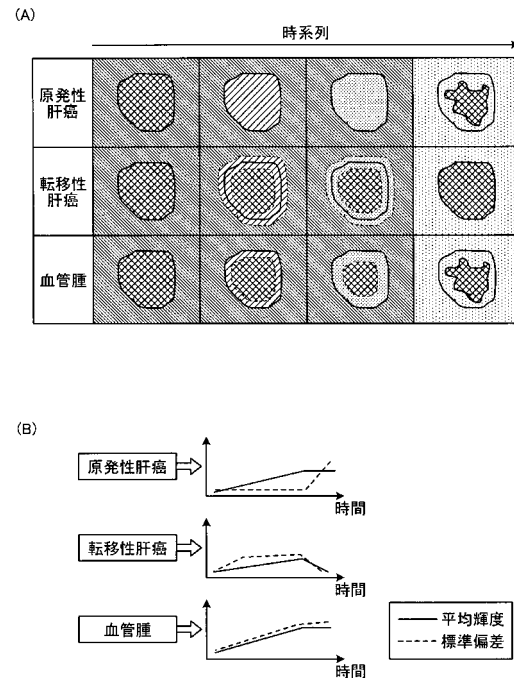
10

20

【図 1】

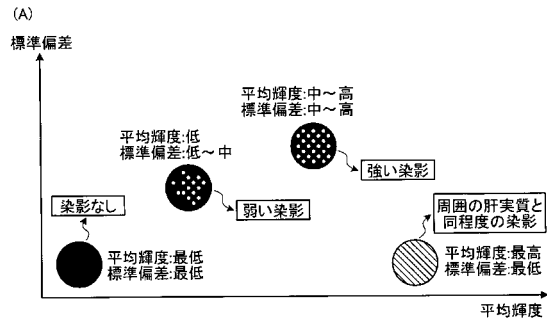


【図 2】

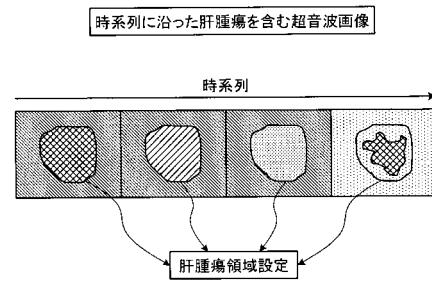




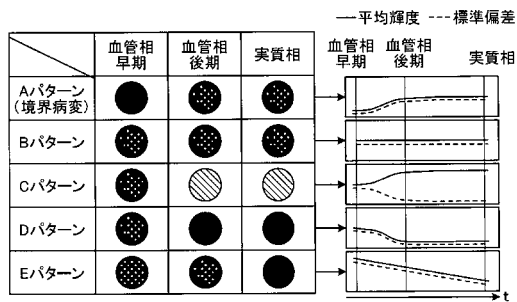
【図3】



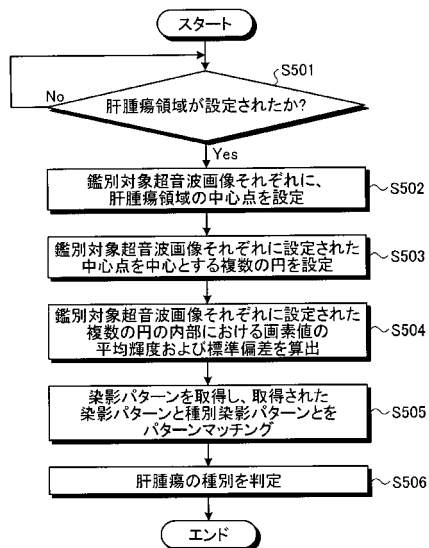
【図4】



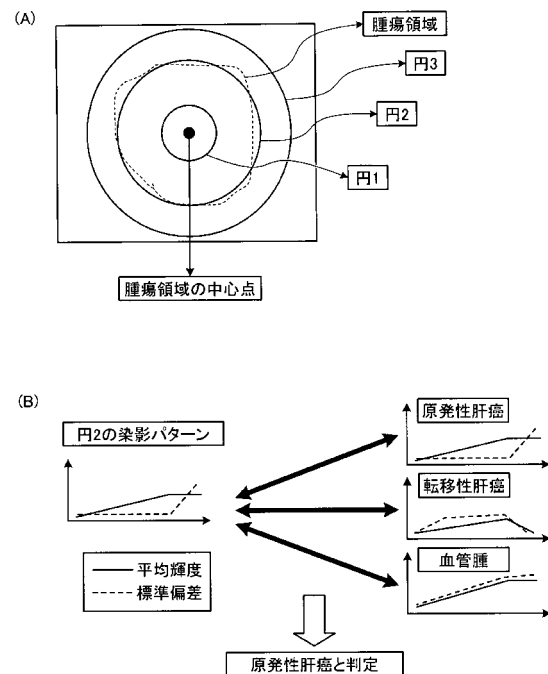
(B)



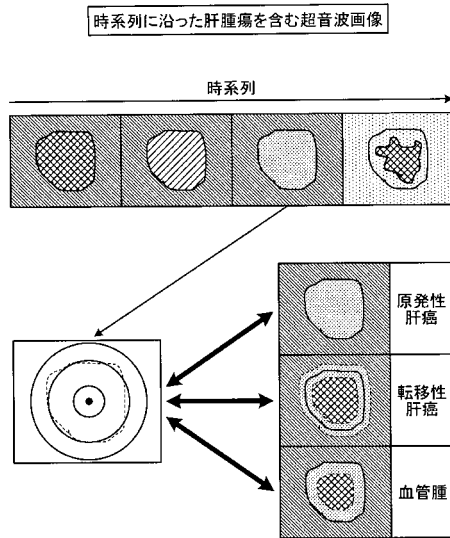
【図5】



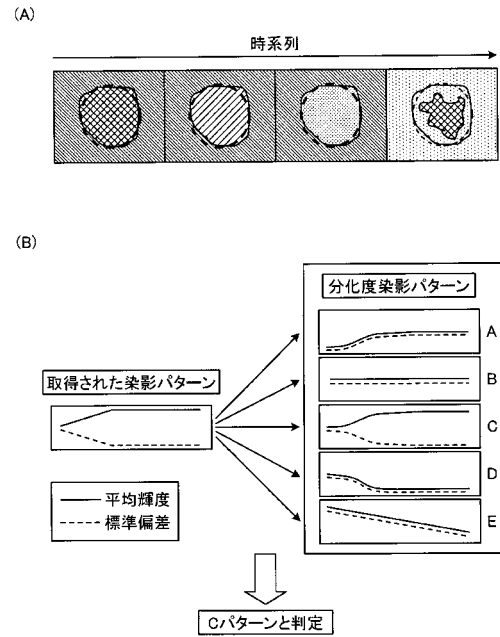
【図6】



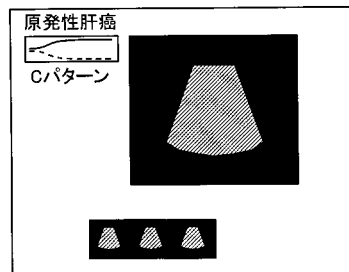
【図 7】



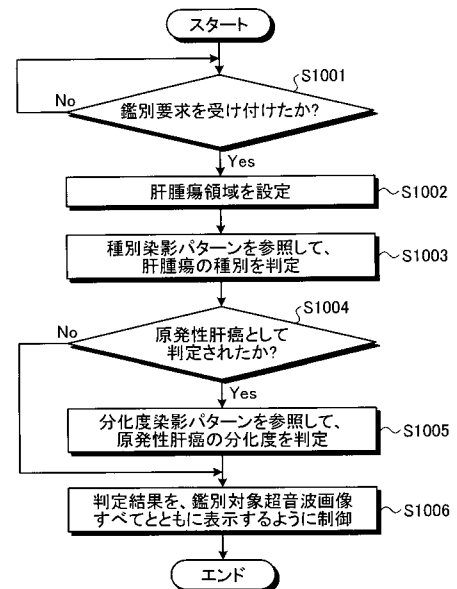
【図 8】



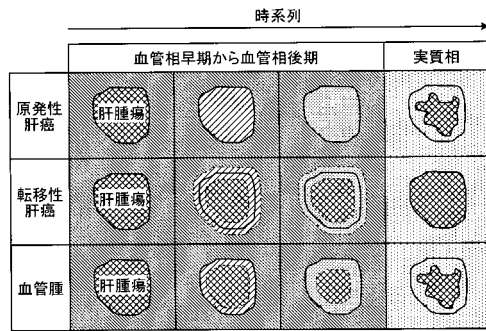
【図 9】



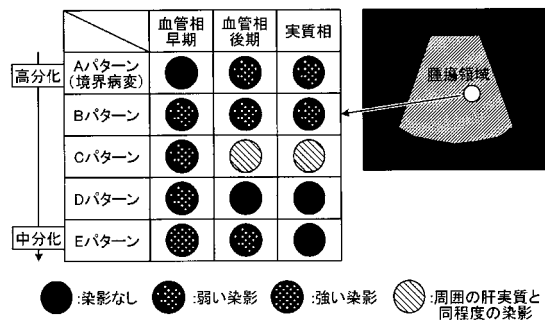
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 山形 仁  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 江馬 武博  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 青柳 康太  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 佐藤 恭子  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 0 0 3 2 7 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 0 5 4 5 2 0 ( J P , A )  
特開 2 0 0 4 - 2 2 2 8 6 4 ( J P , A )  
特開 2 0 0 6 - 1 8 0 9 9 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 9 - 1 4 8 4 9 9 ( J P , A )  
特表 2 0 0 1 - 5 0 8 2 0 4 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 6 / 0 9 0 3 0 9 ( W O , A 2 )  
国際公開第 2 0 0 6 / 1 0 6 8 5 2 ( W O , A 1 )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	图像处理设备，超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5305757B2</a>	公开(公告)日	2013-10-02
申请号	JP2008170408	申请日	2008-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	佐藤俊介 山形仁 江馬武博 青柳康太 佐藤恭子		
发明人	佐藤 俊介 山形 仁 江馬 武博 青柳 康太 佐藤 恭子		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD30 4C601/DE06 4C601/EE07 4C601/EE10 4C601/JB36 4C601/JC04 4C601/JC07 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/LL04 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010005263A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：迅速获得肝肿瘤的客观差异结果。解决方案：当通过输入部分11需要鉴别诊断时，肿瘤区域设定部分16a从超声图像记忆部分15a中读出用于鉴别诊断的物体的所有超声图像，并为每个物体的超声图像设定肝肿瘤区域。鉴别诊断和分类确定部分16b参照分类混浊模式记忆部分15b中存储的分类混浊模式，确定其区域被分类的肝肿瘤属于原发性肝癌，转移性肝癌或血管瘤。当分类确定部分16b的结果被确定为对象是原发性肝癌时，等级确定部分16c参考等级不透明模式记忆部分15c中存储的等级不透明化模式确定原发性肝癌的等级。显示控制部分16d进行控制，使得分类确定部分16b的分类结果和等级确定部分16c确定的分级结果可以显示在输出部分12上。

図 1】

