

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 9 月 9 日(09.09.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/139832 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/075132
- (22) 国際出願日: 2015 年 9 月 3 日(03.09.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-040453 2015 年 3 月 2 日(02.03.2015) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人 東京大学(THE UNIVERSITY OF TOKYO) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 Tokyo (JP). 公立大学法人横浜市立大学(PUBLIC UNIVERSITY CORPORATION YOKOHAMA CITY UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒2360027 神奈川県横浜市金沢区瀬戸 2 2 番 2 号 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者: 小泉 憲裕(KOIZUMI, Norihiro); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 李 東俊(LEE, Dongjun); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 藤井 達也(FUJII, Tatsuya); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 福田 浩之(FUKUDA, Hiroyuki); 〒

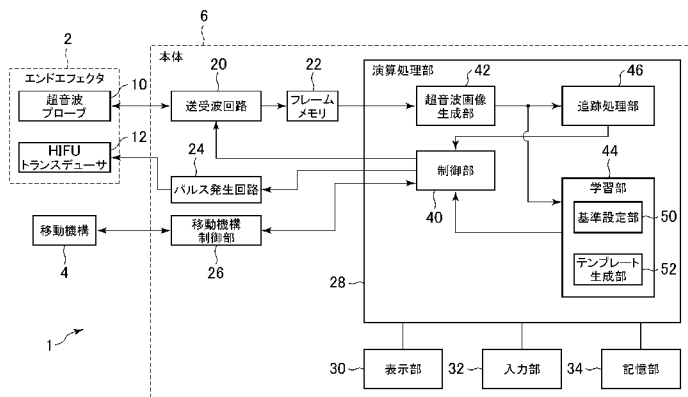
2320024 神奈川県横浜市南区浦舟町 4 丁目 5 7 番地 横浜市立大学附属市民総合医療センター内 Kanagawa (JP). 月原 弘之(TSUKIHARA, Hiroyuki); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 東 隆(AZUMA, Takashi); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 杉田 直彦(SUGITA, Naohiko); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 宮崎 英世(MIYAZAKI, Hideyo); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 本間之夫(HOMMA, Yukio); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 沼田 和司(NUMATA, Kazushi); 〒2320024 神奈川県横浜市南区浦舟町 4 丁目 5 7 番地 横浜市立大学附属市民総合医療センター内 Kanagawa (JP). 松本 洋一郎(MATSUMOTO, Yoichiro); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 光石 衛(MITSUISHI, Mamoru); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目 3 番 1 号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人はるか国際特許事務所(HARUKA PATENT & TRADEMARK ATTOR-

[続葉有]

(54) Title: IN VIVO MOVEMENT TRACKING DEVICE

(54) 発明の名称: 生体内運動追跡装置



2 End effector
4 Movement mechanism
6 Main body
10 Ultrasonic probe
12 HIFU transducer
20 Transducer circuit
22 Frame memory
24 Pulse generating circuit
26 Movement mechanism control unit
28 Computational processing unit

30 Display unit
32 Input unit
34 Storage unit
40 Control unit
42 Ultrasound image generating unit
44 Learning unit
46 Tracking processing unit
50 Reference setting unit
52 Template generating unit

(57) Abstract: Through the present invention, it is possible to enhance the precision and robustness of tracking of a part of interest which moves through a living body almost periodically. A learning unit (44) learns feature information indicating a feature of a living body image in a region of interest corresponding to a part of interest and generates tracking feature information, using a living body image in a movement period of the part of interest which precedes main tracking processing. A tracking processing unit (46) searches the region of interest on the basis of the tracking feature information, in the living body image changing over time, and determines the position of the part of interest. The learning unit (44) sets a reference region of interest in a position based on the trajectory of the part of interest. A template generating unit (52) extracts reference feature information which is feature information in the reference region of interest, tracks the region of interest on the basis of the reference feature information and determines a trajectory, and, using the feature information extracted from the tracked region of interest, associates the feature information with a position on the trajectory and determines tracking feature information.

(57) 要約:

[続葉有]



NEYS); 〒1600023 東京都新宿区西新宿三丁目 1 番 4 号 ウエル新都心ビル 4 階 Tokyo (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

生体内を概周期的に運動する注目部位の追跡の精度及びロバスト性の向上を図る。学習部 (44) は本追跡処理に先行する注目部位の運動周期における生体像を用い、注目部位に対応する注目領域内の生体像の特徴を表す特徴情報について学習し追跡用特徴情報を生成する。追跡処理部 (46) は時間的に変化する生体像にて、追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し前記注目部位の位置を求める。学習部 (44) は注目部位の軌道上の基準位置とする位置にて基準注目領域を設定する。テンプレート生成部 (52) は基準注目領域内の特徴情報である基準特徴情報を抽出し、当該基準特徴情報に基づき注目領域を追跡して軌道を求めると共に、追跡した注目領域から抽出した特徴情報を用いて、軌道上の位置に対応づけて追跡用特徴情報を求める。

明 細 書

発明の名称：生体内運動追跡装置

技術分野

[0001] 本発明は生体内を運動する注目部位を追跡する生体内運動追跡装置に関する。

背景技術

[0002] 癌や腫瘍などに強力な超音波を集束させてそれらを焼灼して治療する強力集束超音波（High Intensity Focused Ultrasound：H I F U）が知られている（特許文献1参照）。例えば、H I F Uを採用した結石、前立腺癌、肝臓癌の治療用装置が開発され利用されている。

[0003] H I F U治療では、癌や腫瘍などの治療箇所以外の正常な組織等を傷めないように、治療箇所の位置を把握してその位置に強力な超音波を集束させることが望ましい。そのため、従来から、核磁気共鳴画像（Magnetic Resonance Imaging：M R I）や診断用の超音波画像を利用して治療箇所の位置を確認しつつその位置に治療用の超音波を集束させるシステムなどが利用されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平7－47079号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、生体内の器官の多くは呼吸や心拍動により移動し得る。特に、肝臓は呼吸に伴い、最大15～20mm／秒の速度で10～20mm以上移動することや、深呼吸により100mm以上動き得ることが報告されている。また、腎臓は呼吸により平均で5～9mm移動すると報告されている。腎臓や肝臓などのH I F U治療ではこの生体内での臓器の運動に追従して正確に超音波を照射することが難しく、治療における障壁となっている。具体的に

は、腎臓や肝臓の運動は当該臓器周りの肋骨、肺、心臓、胆嚢、筋膜との相対位置関係の変化と臓器そのものの変形の原因となり、これによって追跡対象の臓器を捉えた像、例えば超音波画像パターンに大きな変化が生じる。当該像の変化は、例えば、テンプレートマッチングによる追跡に際して追跡対象として設定した臓器のテンプレートと当該像との類似度を減少させ、追跡失敗の原因となる。

[0006] また、生体内での器官の運動はH I F U以外の治療法においても問題となっている。例えば、心臓の外科手術や肺癌の放射線治療などである。

[0007] 本発明は上記問題を解決するためになされたものであり、生体内を運動する注目部位を好適に追跡する生体内運動追跡装置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

[0008] (1) 本発明に係る生体内運動追跡装置は、生体内を概周期的に運動する注目部位を、生体構造を撮影した生体像において追跡する装置であって、本追跡処理に先行する前記注目部位の運動周期における前記生体像を用い、前記注目部位に対応する注目領域内の前記生体像の特徴を表す特徴情報について学習し追跡用特徴情報を生成する特徴情報学習部と、時間的に変化する前記生体像にて、前記追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し前記注目部位の位置を求める本追跡処理部と、を有し、前記特徴情報学習部は、前記注目部位の軌道上の基準位置とする位置にて基準注目領域を設定する基準設定手段と、前記基準注目領域内の前記特徴情報である基準特徴情報を抽出し、当該基準特徴情報に基づき前記注目領域を追跡して前記軌道を求めると共に、追跡した前記注目領域から抽出した前記特徴情報を用いて、前記軌道上の位置に対応づけて前記追跡用特徴情報を求める特徴情報生成手段と、を有する。

[0009] (2) 上記(1)の生体内運動追跡装置において、前記特徴情報生成手段は、前記軌道を複数の区間に区切り、当該各区間にて、当該区間における予め定めた代表点での前記注目領域から代表特徴情報を抽出し、前記基準特徴

情報及び前記代表特徴情報のそれぞれと前記注目領域の当該区間における前記特徴情報との類似度を算出し、前記代表特徴情報に関する当該類似度が前記基準特徴情報に関する当該類似度以上である場合は、前記代表特徴情報を当該区間の前記追跡用特徴情報とし、前記代表特徴情報に関する当該類似度が前記基準特徴情報に関する当該類似度未満である場合は、当該区間の前記追跡用特徴情報として当該区間に先行する隣接区間の前記追跡用特徴情報を用いることができる。

[0010] (3) 上記(1)の生体内運動追跡装置において、前記特徴情報生成手段は、前記軌道を複数の区間に区切り、当該各区間にて、当該区間における予め定めた代表点での前記注目領域から代表特徴情報を抽出し、前記基準特徴情報と前記代表特徴情報とのうち前記注目領域の当該区間における前記特徴情報との類似度が高い方を当該区間の前記追跡用特徴情報とすることができる。

[0011] (4) 上記(1)から(3)の生体内運動追跡装置において、前記本追跡処理部は、前記注目部位の前記軌道上での推定位置にて、当該推定位置に対応した前記追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し新たな推定位置を求めてもよい。

[0012] (5) 上記(1)の生体内運動追跡装置において、前記特徴情報生成手段は、前記生体の心拍情報を取得しつつ前記基準特徴情報に基づく前記注目領域の追跡を複数回の前記運動周期について繰り返すことによって、前記軌道上の位置に対応づけて前記注目領域から互いに異なる複数の心拍位相での前記特徴情報を抽出し、当該特徴情報を用いて、前記軌道上の位置に対応づけられる前記追跡用特徴情報を前記複数の心拍位相それぞれについて求め、前記本追跡処理部は、前記生体像の取得時の前記心拍位相に対応した前記追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し前記注目部位の位置を求める構成とすることができる。

[0013] (6) 上記(5)の生体内運動追跡装置において、前記特徴情報生成手段は、前記複数の心拍位相それぞれにて前記基準特徴情報を抽出し、前記注目

領域の追跡に用いる前記基準特徴情報を前記生体像の取得時の前記心拍位相に応じて切り替えてもよい。

[0014] (7) 上記(1)から(6)の生体内運動追跡装置は、さらに、前記生体像として、互いに交差する複数の断層面での超音波画像を撮影する撮像部と、前記注目領域が前記各超音波画像の所定位置に写るように、前記注目領域の移動に伴って前記撮像部を移動させる駆動部と、を有し、前記特徴情報は、前記各超音波画像における前記注目領域内の画像である構成とすることができる。

[0015] (8) 上記(7)の生体内運動追跡装置において、前記撮像部は前記生体に対する前記断層面の向きを変えることができ、前記特徴情報学習部は前記断層面の向きを変えたときの前記追跡用特徴情報を生成し、当該生体内運動追跡装置は前記断層面の向きの変化を検知する手段を備え、前記本追跡処理部は、前記断層面の向きの変化に対応して前記追跡用特徴情報を切り替えて前記注目領域を探索する構成とすることができる。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、生体内を概周期的に運動する注目部位を、生体構造を撮影した生体像において好適に追跡することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]本発明の第1の実施形態に係る超音波診断治療統合システムの概略の構成を示すブロック図である。

[図2]本発明の第1の実施形態に係る超音波診断治療統合システムに用いるエンドエフェクタの模式的な斜視図である。

[図3]本発明の第1の実施形態に係る超音波診断治療統合システムの模式図である。

[図4]本発明の第1の実施形態に係る超音波診断治療統合システムにおける学習動作の概略の処理フロー図である。

[図5]ベッドに横たわる患者における注目部位の軌道の模式図である。

[図6]複数の区間における超音波画像の模式図である。

[図7]本発明の第1の実施形態に係る超音波診断治療統合システムにおける本追跡動作の概略の処理フロー図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下、本発明に係る生体内運動追跡装置の実施の形態（以下実施形態という）について、図面に基づいて説明する。当該生体内運動追跡装置は、生体内を概周期的に運動する注目部位を、生体構造を撮影した生体像において追跡する装置である。

[0019] [第1の実施形態]

図1は第1の実施形態に係る超音波診断治療統合システム1の概略の構成を示すブロック図である。超音波診断治療統合システム1はエンドエフェクタ2、移動機構4及び本体6からなり、また本発明に係る生体内運動追跡装置を含んで構成される。エンドエフェクタ2は超音波プローブ10とHIFUトランスデューサ12とを備え、注目部位に向けて配置される。超音波診断治療統合システム1は超音波プローブ10により生体像として超音波画像をリアルタイムに撮影することができ、本体6は当該超音波画像を用いて注目部位の位置を追跡する。移動機構4は本体6により制御され、注目部位の位置に追従してエンドエフェクタ2を3次元的に移動させる。超音波診断治療統合システム1は超音波プローブ10により得られる超音波画像を用いて注目部位の診断を可能とし、また、HIFUトランスデューサ12により患部をHIFU法により非侵襲に治療することができる。ここでは注目部位は例えば腎臓や肝臓であるとする。腎臓や肝臓は既に述べたように、患者等、生体の呼吸に応じて概周期的に運動する。

[0020] 図2はエンドエフェクタ2の模式的な斜視図である。超音波プローブ10は超音波パルスの送出及びエコーの受波を行う。具体的には超音波プローブ10は振動子アレイを有し、振動子アレイにより超音波ビームを形成し患者の体内へ送出する。超音波ビームは電子的にアレイ方向に走査される。超音波ビームの送出はパルス状に行われ、振動子アレイは超音波ビームの送出後、体内からのエコーを受波する。注目部位の3次元情報を取得し、また体内

での注目部位の3次元的な移動に対応できるように、2つの超音波プローブ10a, 10bが互いの走査面13a, 13bを基本的に直交させてエンドエフェクタ2に配置される。よって、生体の体内の器官等の構造が現れる生体像として超音波のバイプレーン画像が取得される。

[0021] HIFUトランスデューサ12はHIFU治療のための集束超音波を発生する。例えば、HIFUトランスデューサ12は超音波プローブ10aを円環状に取り囲むように配列された振動子アレイを備え、その振動子アレイは超音波の送出方向から見て凹面を形成する。超音波プローブ10a, 10b及びHIFUトランスデューサ12の位置関係は基本的には超音波プローブ10の2つの走査面13a, 13bの交線14と、HIFUトランスデューサ12の振動子アレイの円環の中心軸15との交点Pに集束超音波の焦点が位置するように設定されている。

[0022] 図3は超音波診断治療統合システム1の模式図であり、患者の体幹部等の診断・治療を行う装置構成の例を示している。図は模式的な垂直断面図であり、患者17が横たわるベッド18の下に水槽19が配置される。患者17の診断・治療対象の部位の皮膚はベッド18に設けられた開口部18wにて水槽19の水面に接し、一方、エンドエフェクタ2は水槽19の水中内に配置される。これにより患者17とエンドエフェクタ2との間が水で音響的にカップリングされる。エンドエフェクタ2は移動機構4により水中内を3次元的に移動可能である。

[0023] 超音波プローブ10及びHIFUトランスデューサ12は、本体6からの駆動信号に応じて超音波を送出し、また超音波プローブ10の受信信号は本体6へ送られる。なお、2つの超音波プローブ10a, 10bの送受波及びHIFUトランスデューサ12の超音波照射は制御部40により時分割で行われ、これにより互いの超音波の干渉を避けることができる。

[0024] 本体6は送受波回路20、フレームメモリ22、パルス発生回路24、移動機構制御部26、演算処理部28、表示部30、入力部32、記憶部34を含んで構成されている。ちなみに、本体6及びその各部は単一の装置であ

る必要はなく、複数の装置に分かれて構成されていてもよい。

[0025] 演算処理部 28 は例えば、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサ及びその周辺回路で構成され、記憶部 34 に格納されたプログラム等に基づいて動作し、制御部 40、超音波画像生成部 42、学習部 44、追跡処理部 46 として機能する。学習部 44 は基準設定部 50 及びテンプレート生成部 52 としての機能を有する。

[0026] 送受波回路 20 は制御部 40 による制御に従って、超音波プローブ 10 から体内への超音波の送信、及び超音波プローブ 10 が受信したエコー信号の処理を行う。送信時には、送受波回路 20 は、振動子アレイの各振動子を励振駆動するための送信パルスを生成し超音波プローブ 10 へ出力する。送受波回路 20 は、超音波プローブ 10 から送信される超音波が所望の方向に送信ビームを形成するように、送信パルスに与える遅延量を振動子ごとに調整して各振動子の励振タイミングを制御する。

[0027] 一方、受信時には、送受波回路 20 は超音波プローブ 10 から振動子アレイを構成する複数の振動子ごとの受信信号を入力される。送受波回路 20 は各振動子の受信信号を増幅した後、振動子間の受信信号の位相差を調整して互いに加算する整相加算処理を行って受信ビームを形成する。また、送受波回路 20 は、受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、受信信号を超音波ビームの方向に沿ったエコーデータ列として出力する。

[0028] 振動子アレイの電子走査によって超音波ビームが電子的に走査されることによって一つの走査面が形成され、この走査面から 1 フレームのエコーデータが取得される。フレームメモリ 22 は送受波回路 20 から出力される超音波ビームに沿ったエコーデータ列を格納する。

[0029] 超音波画像生成部 42 は、エコーデータが定義される空間座標系を、超音波ビームの走査方向とビーム方向の深さとして指定される送受波座標系（円座標系）から、断層画像表示を行う表示部 30 の走査方式に適合した 2 次元直交座標系に変換し、これにより超音波プローブ 10 a, 10 b それぞれの走査面に対応した超音波画像として例えば B モード画像を生成する。なお、超

音波画像生成部 42 は M モード画像など他の表現方式の超音波画像を生成してもよい。

[0030] パルス発生回路 24 は制御部 40 の制御に従い、H I F U トランスデューサ 12 への駆動信号を生成し出力する。

[0031] 移動機構制御部 26 は外部から入力される制御量に基づいて移動機構 4 を制御することができ、例えば、3次元の位置制御を行う。例えば、超音波画像から得られる追従対象の位置と H I F U 焦点との誤差情報が移動機構制御部 26 に入力される。移動機構制御部 26 は移動機構 4 のモータのエンコーダの値から現在のエンドエフェクタ 2 の位置を把握し、受け取った誤差情報と併せてモータへの制御量を決定する。当該制御は例えば、比例制御（P 制御）で行うことができる。

[0032] 制御部 40 は本システム 1 の各部の動作を制御する。例えば、制御部 40 は送受波回路 20 やパルス発生回路 24 を制御する。また制御部 40 は、学習部 44 や追跡処理部 46 により得られる注目部位の位置を移動機構制御部 26 に入力し、例えば、患部の運動に応じてエンドエフェクタ 2 を移動させることができる。

[0033] 学習部 44 は本発明に係る生体内運動追跡装置における特徴情報学習部に相当する。すなわち、学習部 44 は本追跡処理に先行する注目部位の運動周期における生体像を用い、注目部位に対応する注目領域内の生体像の特徴を表す特徴情報について学習し追跡用特徴情報を生成する。

[0034] 注目領域は注目部位に対応して生体像内に設定される領域であり、例えば、医師や検査技師等の操作者が観察や追跡の対象として関心を持つ領域、つまり R O I（region of interest）に当たる。この注目領域は注目部位の追跡を行う際に最初に操作者が例えば表示部 30 に表示される生体像を見て入力部 32 を操作して指定することができ、この最初に指定される注目領域が基準注目領域であり、また基準注目領域内の特徴情報が基準特徴情報である。

[0035] 基準設定部 50（又は基準設定部 50、表示部 30 及び入力部 32）は注

目部位の軌道上の基準位置とする位置にて基準注目領域を設定する基準設定手段として機能する。具体的には、操作者が表示部 30 及び入力部 32 を用いて生体像上に領域を指定すると、基準設定部 50 は当該領域を指定する情報を基準注目領域を表す情報とする。また基準設定部 50 はそのときのエンドエフェクタ 2 の位置及び超音波画像内での指定領域の位置により、当該指定領域（又は当該指定領域を代表する点）の生体内での 3 次元的位置を特定する。これが注目部位の概周期的な運動の軌道上の基準位置として設定される。

[0036] 基準注目領域は腎臓や肝臓などの注目部位の全部を含むように設定することもできるし、その一部のみを含むように設定することもできる。例えば、治療時には患部を追尾する必要があることから基準注目領域は患部とその周辺組織を含むように設定することができる。基準特徴情報は追跡の基準となる情報であるから、基準注目領域はそこに追跡に好適な生体構造が現れるように設定するのがよい。

[0037] テンプレート生成部 52 は特徴情報生成手段であり、まず基準注目領域内の特徴情報である基準特徴情報を抽出する機能を有する。本実施形態では、生体像は超音波プローブ 10a, 10b それぞれにより得られる超音波画像であり、特徴情報は注目領域から切り出される超音波画像の画像パターンである。この特徴情報である画像パターンをテンプレートと称する。例えば、注目部位を腎臓とする場合、基準特徴情報、つまり基準テンプレートとして腎盂と腎臓内血管、腎臓の輪郭が写る画像パターンを設定することができ、また肝臓の場合、肝臓内血管、消化管、横隔膜が写る画像パターンを設定することができる。

[0038] また、テンプレート生成部 52 は基準特徴情報に基づき注目領域を追跡して注目部位の軌道を求めると共に、追跡した注目領域から抽出した特徴情報を用いて、軌道上の位置に対応づけて追跡用特徴情報、つまり追跡用テンプレートを求める機能を有する。当該機能については後述する。

[0039] 追跡処理部 46 は本発明に係る生体内運動追跡装置における本追跡処理部

に相当する。すなわち、追跡処理部 46 は時間的に変化する生体像にて、追跡用特徴情報に基づいて注目領域を探索し注目部位の位置を求める。

[0040] 表示部 30 は液晶ディスプレイ等の画像表示装置であり、超音波画像などの生体像を表示したり、当該生体像上にて注目領域を示す枠を表示したりする。

[0041] 入力部 32 はキーボード、ポインティングデバイス等の入力装置であり、例えば、操作者が生体像上にて基準注目領域を指定する際に用いられる。

[0042] 記憶部 34 は各種プログラムや各種データを記憶し、演算処理部 28 との間でこれらの情報を入出力する。例えば、注目部位の軌道上の位置と追跡用テンプレートとが対応づけられて記憶部 34 に格納され、注目領域の追跡処理にて読み出されて利用される。

[0043] さて上述したように臓器等を追跡する従来技術において、臓器の移動に伴う生体像の変化が追跡の精度やロバスト性の低下をもたらすという問題があった。ここで、臓器等の器官の運動の周期性は正確ではなく、近似的なもの、すなわち概周期的である。つまり臓器の運動の繰り返し周期は変動したり周期内に伸縮する期間が生じたりし得るため、一定の周期ごとに臓器が同じ位置に来るとの前提に基づいて、上述の問題の解決を図ることには限界がある。

[0044] 一方、基本的に臓器と臓器周りの形状は体内での臓器位置のみに影響されることが考えられる。よって、体内での臓器位置が同じであれば、臓器と臓器周りの形状も同じである。言い換えると概周期的に運動する臓器の画像パターンはその運動の軌道上の位置によって定まり、同じ位置では類似度の高い画像パターンが得られることが期待できる。本発明はこの特徴を利用し、注目部位の運動の軌道上の複数の位置にて、本来の診断・治療目的での臓器追跡に先立って当該位置に対応した画像パターンを学習し、本追跡にて当該画像パターンを活用して追跡精度やロバスト性の向上を図るものである。

[0045] ちなみに本発明における画像パターンの学習には、追跡用の画像パターン

を本追跡に先立って事前準備するという意味と、同じ位置での類似した画像パターンの反復性を利用して追跡用の画像パターンの信頼度を向上させるという意味とが含まれている。

[0046] また、臓器位置は体内で連続的に変化するため、基本的に超音波画像パターンも連続的に変化する。よって追跡用の画像パターンを求めるに際し、上述の画像パターンは臓器位置によって定まるという特徴に加え、画像パターンの変化は連続的であるという特徴を考慮する。

[0047] 以下、超音波診断治療統合システム１の動作について説明する。超音波診断治療統合システム１は診断・治療の開始に際して、まず診断・治療の対象者について操作者が設定した基準注目領域から基準特徴情報を得て、当該基準特徴情報を用いて対象者の注目部位の追跡用特徴情報を生成する学習動作を実行し、その後、当該追跡用特徴情報を用いた注目部位の本追跡動作を開始する。学習動作では基準特徴情報を用いて注目部位の追跡が行われる。操作者は注目部位の特徴が好適に現れ追跡に適した基準特徴情報を選ぶことができるので、基準特徴情報に基づく学習時の追跡でも或る程度の精度、ロバスト性は得られ、誤追跡やロストを生じる可能性は抑えられる。しかし、追跡用特徴情報を用いた本追跡は学習時の追跡より精度やロバスト性の向上を図ることができ、操作者は本追跡にて診断・治療を好適に行うことができる。

[0048] 図４は学習動作の概略の処理フロー図である。超音波診断治療統合システム１は起動されると、生体像として超音波プローブ１０による超音波画像の生成を開始する。例えば、操作者はリアルタイムで得られる超音波画像をモニタしながら、注目部位の追跡が可能なように対象者の位置、またはエンドエフェクタ２の位置を調整することができる。操作者は超音波画像に注目部位の追跡に好適な画像パターンが現れるタイミングにて、当該画像パターンを含む画像領域を基準注目領域として設定する。この基準注目領域の設定は、リアルタイムで得られる超音波画像にて行ってもよいし、録画した超音波画像にて行ってもよい。なお、基本的に注目部位は３次元的に移動し得るの

で、当該移動を好適に追跡できるように基準注目領域は超音波プローブ 10a, 10b それぞれの超音波画像について設定される。

[0049] 基準注目領域が設定されると、学習部 44 は基準設定部 50 により基準注目領域内の画像パターンを基準テンプレート T_0 として設定し（ステップ S5）、テンプレート生成部 52 が基準テンプレートを用いて注目領域の追跡処理を開始する（ステップ S10）。ちなみに、設定された基準テンプレート T_0 は例えばエンドエフェクタ 2 の位置と共に記憶部 34 に記憶される。

[0050] 基準テンプレート T_0 を用いた追跡処理は、順次得られる超音波画像 $F(t)$ とのテンプレートマッチング処理により行われる。ここで、 t は時刻であり $F(t)$ は時刻 t での超音波画像である。例えば、 $F(t)$ は 50 Hz 程度で更新される。 i 番目の更新時刻 t を t_i と記す。テンプレートマッチング処理ではテンプレートを検索対象の画像に重ね合わせて比較照合し両者の類似度を調べる。具体的には学習部 44 はテンプレート T_0 を検索対象の超音波画像 $F(t)$ 上にて移動させて、最も類似度が高くなるテンプレートの位置を検出し、当該位置を注目領域と定める。なお、類似度の評価尺度としては、輝度値の差の絶対値の和（Sum of Absolute Difference: SAD）や輝度値の差の 2 乗和（Sum of Squared Difference: SSD）、正規化相関係数などが用いられる。本実施形態では、画像の輝度値の線形変換に対してロバストな正規化相関係数を採用する。正規化相関係数は画像の相関度が最も高いときに 1、最も低いときに -1 となる。

[0051] テンプレート生成部 52 は、画像 $F(t_i)$ にて定められた注目領域の位置と前時刻 t_{i-1} で定められた注目領域の位置との差に応じて移動機構 4 を制御し、エンドエフェクタ 2 を注目領域に追従させて移動させる。例えば、テンプレート生成部 52 は図 2 に示した集束超音波の焦点 P に対する注目領域の中心 Q のずれを算出し、制御部 40 は当該ずれを誤差とするフィードバック制御により移動機構 4 を駆動させエンドエフェクタ 2 を移動させる。

[0052] このようにテンプレート生成部 52 はエンドエフェクタ 2 を移動させつつ、基準テンプレートに基づき注目領域を追跡する。テンプレート生成部 52

は、追跡した注目領域の軌跡から注目部位の軌道を求める。なお、焦点Pを注目領域の中心Qに追従させる上述の構成では、焦点Pやエンドエフェクタ2の位置の軌跡に基づいて軌道を定義することもできる。

[0053] テンプレート生成部52は本システム1により観察される注目部位の軌道を複数の区間に区切り、各区間にて、当該区間における予め定めた代表点での注目領域から代表特徴情報として区間代表テンプレートを抽出する。例えば、軌道は m 個の区間に分割され、 j 番目の区間を S_j と表す。区間は例えば等間隔、不等間隔のいずれにも設定することができる。

[0054] なお、注目部位の移動範囲が移動機構4の可動範囲を超えるような場合には、本システム1で捉えられる範囲内の軌道に区間が設定される。また、注目部位は概周期的に運動するため、例えば或る位置から遠ざかって、また元の位置に戻るような運動をする。その際、行きと帰りで軌道が共通と見なせるような場合には、往復での区間を共通に設定してもよい。

[0055] ここで、体軸方向を x 軸、体の左右方向を y 軸、体の前後方向を z 軸と定義する。腎臓及び肝臓の x 軸方向の移動量は y 、 z 軸方向の移動量に比べ著しく大きいとの知見がある。このような場合には、注目部位の画像パターンは x 軸方向の移動量だけで決まると考えることができる。本実施形態では、この腎臓、肝臓の軌道についての区間を x 軸方向に関して等間隔となるように設定する。また往復での区間を共通とし、例えば、軌道の x 座標の小さい側から大きい側に向けて $S_1 \sim S_m$ の区間を設定する。図5はベッド18上の患者17における注目部位の軌道60の模式図である。図に示す軌道60に沿った移動はもっぱら x 軸方向であるので、軌道60を x 軸に沿って等間隔の m 個の区間 $S_1 \sim S_m$ に区切る例を示している。

[0056] テンプレート生成部52は追跡している注目領域の位置が区間の境界に達するか否かを監視し（ステップS15）、区間境界に達すると区間のインデックス j をこれから進入する区間の値に切り替える（ステップS20）。そして、新たに入った区間 S_j で撮影された超音波画像にて検出された注目領域の画像パターンを区間代表テンプレート T^*_j として抽出する（ステップS2

5)。例えば、 T^*_j は区間 S_j にて最初に撮影される超音波画像から取り出すことができる。

[0057] テンプレート生成部52は区間代表テンプレートを取得する処理を、全ての区間について、つまり全てのインデックス j について行う（ステップS30）。

[0058] 図6は複数の区間における超音波画像の模式図である。図6（a）の超音波画像70aは区間 S_α にて基準注目領域72を設定された時刻での臓器74の画像を示しており、図6（b）の超音波画像70bは超音波画像70aとは別の区間 S_β での臓器74の画像である。テンプレート生成部52は、基準注目領域72内の画像パターンを基準テンプレート T_0 として超音波画像70bにてテンプレートマッチング処理を行う。これにより超音波画像70bには注目領域76が設定され、当該領域内の画像パターンが区間代表テンプレート T^*_β として抽出される。

[0059] さて、基準テンプレート T_0 を用いたテンプレートマッチングにより得られる臓器の推定位置が正しい場合は、その区間で得られる画像パターンによる区間代表テンプレートの信頼度は高いことが期待できる。しかし、例えば、呼吸による超音波画像パターンの変化により、観測された超音波画像パターンと基準テンプレート T_0 との類似度が安定なテンプレートマッチングができないほど低くなり、基準テンプレート T_0 に基づく臓器の推定位置に大きな誤差が生じる場合がある。この場合、その区間で得られる画像パターンによる区間代表テンプレートは信頼度が低いものとなる。

[0060] このような信頼度の低いテンプレートを本追跡に用いると注目部位の追従に失敗する可能性が高くなる。そこで、テンプレート生成部52は基準テンプレートを用いた注目領域の追跡を継続し、各区間にて複数回得られる超音波画像パターンを用いて区間代表テンプレートの信頼度を評価する。具体的には、テンプレート生成部52は超音波画像が撮影された位置がどの区間 S_j に属するかを判定し（ステップS35）、当該超音波画像にて追跡された注目領域における画像パターンを基準テンプレート及び当該区間 S_j の区間代表

テンプレートのそれぞれと比較し、 m 個の区間 S_j それぞれについて状態価値関数 $Vold_j$ 及び $Vnew_j$ を算出する（ステップS40）。

[0061] ここで状態価値関数 $Vold_j$ は区間 S_j にて得られる注目領域の画像パターンと T_0 との類似度を示す値であり、状態価値関数 $Vnew_j$ は区間 S_j にて得られる注目領域の画像パターンと T^*_j との類似度を示す値であり、それぞれ次式で定義する。

[数1]

$$Vold_j = \sum_{k=1}^{n_j} \theta_{old_j}^k \quad \dots\dots (1)$$

$$Vnew_j = \sum_{k=1}^{n_j} \theta_{new_j}^k \quad \dots\dots (2)$$

[0062] ここで、 $\theta_{old_j}^k$ は区間 S_j にて得られる注目領域の画像パターンと T_0 との相関係数であり、 $\theta_{new_j}^k$ は区間 S_j にて得られる注目領域の画像パターンと T^*_j との相関係数である。それぞれの添字 k は区間 S_j にて得られる複数の注目領域を識別するインデックスである。

[0063] 注目部位の区間 S_j における滞在期間は、注目部位の概周期的な運動により複数回生じ得る。 $Vold_j$ 及び $Vnew_j$ の計算に用いる、区間 S_j にて得られる複数（ n_j 個）の注目領域は、複数回の区間 S_j の滞在期間に得られる全ての超音波画像における注目領域とすることができる。これにより $Vold_j$ 及び $Vnew_j$ の精度向上が期待できる。また、計算負荷の軽減などのために、複数回の区間 S_j の滞在期間のそれぞれにて所定個数ずつ、例えば1つずつ、注目領域の画像パターンを選択して $Vold_j$ 及び $Vnew_j$ を算出してもよい。

[0064] 学習部44による学習用の追跡動作は例えば、予め定めた時間の経過に伴い終了される（ステップS45）。当該時間是一例として30秒とすることができる。このように時間で制限する場合、学習用追跡動作の終了タイミングは注目部位の運動周期の途中となり、区間の反復回数や個数 n_j が区間で異なり得る。これに対して、学習用追跡動作の期間を注目部位の運動周期を

単位として設定し、各区間の反復回数が同じになるようにしてもよい。

[0065] 学習用追跡動作が終了すると、テンプレート生成部52は $Vold_j$ 及び $Vnew_j$ を参照して、各区間 S_j について追跡用テンプレート T_j を定義する（S50）。

[0066] その際、上述した画像パターンの変化の連続性の要件から、隣接する区間同士にて追跡用テンプレートの画像パターンにずれがないように定義される。ちなみにもし、隣接区間の追跡用テンプレートの画像パターンにずれが存在すると、システムは区間の切り替わり箇所臓器が動いてない場合でも臓器が動いたと判断し、画像パターン同士のずれ分、追跡位置がずれ、また移動機構4が駆動されエンドエフェクタ2が動いてしまう。この点、各区間代表テンプレートは、基準テンプレートによるテンプレートマッチングで得られるので、各区間代表テンプレートは基準テンプレートとずれなく選択することができる期待される。これにより上述した画像パターンの変化の連続性が担保され得る。

[0067] テンプレート生成部52は、区間 S_j における注目領域の画像パターンと区間代表テンプレート T^*_j との類似度を示す値である $Vnew_j$ が、区間 S_j における注目領域の画像パターンと基準テンプレート T_0 との類似度を示す値である $Vold_j$ 以上である場合は、区間代表テンプレート T^*_j を区間 S_j の追跡用テンプレート T_j とし、 $Vnew_j$ が $Vold_j$ 未満である場合は、追跡用テンプレート T_j として区間 S_j に先行する隣接区間の追跡用テンプレートを用いる。具体的には、現在の区間のインデックスを now 、先行区間のインデックスを $prev$ とし、また基準テンプレート T_0 を設定した区間のインデックスを $start$ とし区間 S_{start} から学習動作の追跡処理を開始したとすると、追跡用テンプレートは次の式（3）で定義することができる。

[数2]

$$T_{\text{now}} = \begin{cases} T_0 & (\text{now} = \text{start}) \\ T_{\text{now}}^* & (V_{\text{newnow}} \geq V_{\text{oldnow}}) \\ T_{\text{prev}} & (V_{\text{newnow}} < V_{\text{oldnow}}) \end{cases} \quad \dots\dots (3)$$

[0068] この構成では $V_{\text{new}_j} < V_{\text{old}_j}$ の場合に追跡用テンプレート T_j は先行する隣接区間と同じとする。これにより、誤った追跡を起こしにくくなる、つまり追従ロバスト性が高くなることが期待できる。

[0069] また、追跡用テンプレートの定義の別の例として、区間 S_j にてテンプレート生成部 52 は、 V_{old_j} が V_{new_j} より大きければ、基準テンプレート T_0 を追跡用テンプレート T_j とし、 V_{new_j} が V_{old_j} より大きければ、区間代表テンプレート T_j^* を追跡用テンプレート T_j とする。基準テンプレート T_0 は人が注目部位の特徴が現れていることを確認して選択した画像パターンであり、人による直接のチェックを受けている。よって、 V_{new_j} が高くなる区間以外では基準テンプレートに戻して追跡を行う当該構成も好適な追跡が期待できる。なお、 V_{new_j} と V_{old_j} とが等しい場合には、 T_0 又は T_j^* のうち所定の一方を追跡用テンプレート T_j とする。

[0070] 図 7 は本追跡動作の概略の処理フロー図である。テンプレート生成部 52 による追跡用テンプレートの学習動作が完了すると、追跡処理部 46 は本追跡動作を開始する。追跡処理部 46 は、注目部位の軌道上での推定位置にて、当該推定位置に対応した追跡用テンプレートに基づいて注目領域を探索し新たな推定位置を求める。例えば、追跡処理部 46 は時刻 t_{i-1} で定められた注目領域の推定位置に集束超音波の焦点 P を合わせるように移動機構 4 を駆動させエンドエフェクタ 2 を移動させ、当該位置で時刻 t_i における超音波画像を撮影する。そして、追跡処理部 46 は時刻 t_{i-1} で定められた注目領域の軌道上の位置 $W(t_{i-1})$ に対応する追跡用テンプレートを用い、当該新たな超音波画像にてテンプレートマッチング処理を行い、時刻 t_i での注目領域を探

索しその新たな推定位置を求める。つまり、位置 $W(t_{i-1})$ が軌道におけるどの区間にあるかを判定し（ステップS100）、それが区間 S_j 内であれば、区間 S_j の追跡用テンプレート T_j に基づいて時刻 t_i での注目領域の軌道上での位置 $W(t_i)$ を求める（ステップS105）。ちなみに位置 $W(t_i)$ に基づく位置 $W(t_{i+1})$ の推定に際しては、位置 $W(t_i)$ が区間 S_j 内であれば追跡用テンプレート T_j を用い、一方、例えば位置 $W(t_i)$ が隣の区間 S_{j+1} に入った場合は追跡用テンプレート T_{j+1} を用いる。このように追跡処理部46は注目部位の軌道上での位置に応じた追跡用テンプレートを用いて注目領域の位置の推定を繰り返すことにより（S110）、生体内を運動する注目部位を追跡する。

[0071] [第2の実施形態]

本発明の第2の実施形態に係る超音波診断治療統合システム1について、上記第1の実施形態と共通の構成要素には同一の符号を付して基本的に説明を省略し、以下、第1の実施形態との相違点を中心に説明する。

[0072] 本発明における特徴情報生成手段は、生体の心拍情報を取得しつつ基準特徴情報に基づく注目領域の追跡を複数回の運動周期について繰り返すことによって、軌道上の位置に対応づけて注目領域から互いに異なる複数の心拍位相での特徴情報を抽出し、当該特徴情報を用いて、軌道上の位置に対応づけられる追跡用特徴情報を複数の心拍位相それぞれについて求める。そして、本追跡処理部は、生体像の取得時の心拍位相に対応した追跡用特徴情報に基づいて注目領域を探索し注目部位の位置を求める。

[0073] 具体的には、テンプレート生成部52は生体から得られる心拍情報を取得し、心拍情報を上述した追跡用テンプレートの学習動作に用いる。心拍情報は例えば、心電計の出力信号などであり、時間 t に伴い変化する心拍位相 ϕ の情報を含む。この心拍情報は超音波診断治療統合システム1の外部から入力してもよいし、超音波診断治療統合システム1の一部として心電計などの心拍情報取得装置を備えてもよい。

[0074] テンプレート生成部52は、或る心拍位相 ϕ_0 で取得した基準テンプレート

T_0 を用いたテンプレートマッチング処理により、第1の実施形態と基本的には同様にして学習用追跡動作を行い、軌道の各区間 S_j にて区間代表テンプレートを抽出する。但し、テンプレート生成部52は各区間 S_j にて心拍位相の複数点(n_ϕ 個とする)での区間代表テンプレートを抽出する。例えば、 n_ϕ 個の心拍位相 ϕ_λ ($\lambda = 1, 2, 3, \dots, n_\phi$) それぞれにて区間 S_j の区間代表テンプレート $T^*_{j,\lambda}$ を抽出する。これは第1の実施形態における図4のステップS30までの処理に相当する。

[0075] ここで、各区間の滞在期間は心拍周期より短く設定され得るので、1回の区間 S_j では全ての心拍位相 ϕ_λ の区間代表テンプレート $T^*_{j,\lambda}$ が得られない場合がある。しかしその場合でも、複数回の運動周期に亘って区間代表テンプレート取得処理を継続することで、複数回の区間 S_j から全ての ϕ_λ に対応して $T^*_{j,\lambda}$ を得ることができる。

[0076] 次にテンプレート生成部52は第1の実施形態における図4のステップS35～S45に相当する処理を行う。具体的には、複数回の運動周期に亘る学習動作により、第1の実施形態の $\theta_{new,j,k}$ に代えて、 $T^*_{j,\lambda}$ と区間 S_j にて得られる注目領域の心拍位相 ϕ_λ での画像パターンとの相関係数 $\theta_{new,j,\lambda,k}$ を計算する。添字 k は第1の実施形態と同じく区間 S_j にて得られる複数の注目領域を識別するインデックスである。式(2)と同様に、 $\theta_{new,j,\lambda,k}$ の k についての総和を計算して、これを区間 S_j における心拍位相 ϕ_λ での状態価値関数 $V_{new,j,\lambda}$ とする。

[0077] また、第1の実施形態の $\theta_{old,j,k}$ に代えて、基準テンプレート T_0 と区間 S_j にて得られる注目領域の心拍位相 ϕ_λ での画像パターンとの相関係数 $\theta_{old,j,\lambda,k}$ を計算する。そして式(1)と同様に、 $\theta_{old,j,\lambda,k}$ の k についての総和を計算して、これを区間 S_j における心拍位相 ϕ_λ での状態価値関数 $V_{old,j,\lambda}$ とする。

[0078] 学習用追跡動作が終了すると、テンプレート生成部52は第1の実施形態における図4のステップS50について説明した方法と基本的に同じ方法により、 $V_{old,j,\lambda}$ 及び $V_{new,j,\lambda}$ を参照して、各区間 S_j について心拍位相 ϕ_λ ご

とに追跡用テンプレート $T_{j, \lambda}$ を定義する。

[0079] 得られた追跡用テンプレート $T_{j, \lambda}$ はそれが得られた区間及び心拍位相と対応付けて例えば、記憶部 34 に記憶される。

[0080] 一方、追跡処理部 46 は第 1 の実施形態にて図 7 を用いて説明した処理と基本的に同様にして本追跡動作を行う。但し、その際、追跡用テンプレート $T_{j, \lambda}$ が用いられる。具体的には、追跡処理部 46 は、注目部位の軌道上での推定位置にて、当該推定位置と心拍位相に対応した追跡用テンプレートを記憶部 34 から読み出し、当該追跡用テンプレートに基づいて注目領域を探索し新たな推定位置を求める。例えば、追跡処理部 46 は時刻 t_{i-1} で定められた注目領域の推定位置に追従させてエンドエフェクタ 2 を移動させ、当該位置で時刻 t_i における超音波画像を撮影する。そして、追跡処理部 46 は当該超音波画像にて、時刻 t_{i-1} で定められた注目領域の軌道上の位置 $W(t_{i-1})$ と時刻 t_i での心拍位相 ϕ_λ に対応する追跡用テンプレートを用い、時刻 t_i での注目領域を探索しその新たな推定位置を求める。つまり、位置 $W(t_{i-1})$ が軌道におけるどの区間にあるかを判定し、それが区間 S_j 内であれば、区間 S_j と心拍位相 ϕ_λ に対応する追跡用テンプレート $T_{j, \lambda}$ に基づいて時刻 t_i での注目領域の軌道上での位置 $W(t_i)$ を求める。このように追跡処理部 46 は注目部位の軌道上での位置と超音波画像の撮影時の心拍位相とに応じた追跡用テンプレートを用いて注目領域の位置の推定を繰り返すことにより、生体内を運動する注目部位を追跡する。なお、 t_{i-1} と t_i との差は基本的には小さいので、時刻 t_i における超音波画像に対して用いる追跡用テンプレートは時刻 t_i での心拍位相に対応するものに代えて時刻 t_{i-1} での心拍位相に対応するもの、つまり、時刻 t_{i-1} にて得られる注目領域の位置及び心拍位相に対応するものを用いることもできる。

[0081] 本実施形態によれば、例えば、呼吸に伴う注目部位の運動による画像パターンの変化だけでなく、心拍による画像パターンの変化に対してもロバストな追跡を行うことが可能となる。例えば、腎臓と肝臓は既に述べたように呼吸に応じて運動するが、さらに肝臓内の血管は心拍に応じて変形する。つま

り、肝臓の画像は呼吸及び心拍動の影響を受けて変化し得る。このような器官を注目部位とする際に本実施形態は有効である。

[0082] 上述した第2の実施形態の構成では、基準テンプレート T_0 は或る心拍位相にて求められたものであった。操作者は基準テンプレートを設定する際に、心拍周期内における代表的な画像パターンが現れる心拍位相を選択するとよい。

[0083] また、本実施形態において、特徴情報生成手段は、複数の心拍位相それぞれにて基準特徴情報を抽出し、注目領域の追跡に用いる基準特徴情報を生体画像の取得時の心拍位相に応じて切り替えてもよい。

[0084] すなわちこの構成では、基準テンプレートを n_ϕ 個の心拍位相 ϕ_λ それぞれにて設定する。例えば、操作者は或る心拍位相で基準注目領域を設定し、テンプレート生成部52は当該心拍位相の超音波画像の基準注目領域から基準テンプレートを抽出すると共に、心拍情報から心拍位相を把握し、心拍位相が異なる超音波画像からも同じ基準注目領域にて基準テンプレートを抽出し n_ϕ 個の基準テンプレート $T_{0,\lambda}$ を取得する。ここで複数の心拍位相にて基準テンプレートを抽出する間に呼吸に伴って画像パターンが大きく変化するような場合は、例えば、対象者に一時的に呼吸を止めてもらいその間に n_ϕ 個の基準テンプレート $T_{0,\lambda}$ を採取することで呼吸による変動を受けなくすることができる。ちなみに、診断や治療の間、対象者に呼吸を止めてもらうことは負担が大きい、基準テンプレートを抽出する期間は比較的短時間であるので、その間の呼吸止めはそれほど負担とはならない。

[0085] テンプレート生成部52は n_ϕ 個の基準テンプレート $T_{0,\lambda}$ を用いて学習用追跡動作を行う。つまり、テンプレート生成部52は基準テンプレートを超音波画像の取得時の心拍位相に応じて切り替えてテンプレートマッチング処理を行い注目部位を追跡し、軌道の各区間 S_j にて n_ϕ 個の心拍位相 ϕ_λ それぞれについての区間代表テンプレート $T^*_{j,\lambda}$ を抽出する。また、テンプレート生成部52は基準テンプレートと区間 S_j にて得られる注目領域の心拍位相 ϕ_λ での画像パターンとの相関係数 $\theta_{old,j,\lambda}^k$ を計算する際に、基準テンプレ

トとして $T_{0,\lambda}$ を用いる。なお、 $\theta_{new,j,\lambda}^k$ 、 $V_{old,j,\lambda}$ 及び $V_{new,j,\lambda}$ の算出の仕方、並びに追跡用テンプレート $T_{j,\lambda}$ の定義の仕方は上述した通りであり、追跡処理部 46 の動作も同様である。

[0086] この構成によれば基準テンプレートの精度が上がることにより、区間代表テンプレートの精度が上がり、ひいては追跡用テンプレートの精度が上がる。よって、呼吸及び心拍動により画像パターンが変化する場合にて追跡の精度及びロバスト性が一層向上する。

[0087] [変形例]

上記各実施形態では生体像が超音波エコーによる 2 次元の画像である場合を説明したが、生体像はこれに限定されない。例えば、生体像は立体像、つまり 3 次元像であってもよい。また生体構造を探索し像を形成する手法も各種のものをを用いることができ、例えば、X 線透視撮影法、コンピュータ断層撮影法 (Computed Tomography : CT)、MRI 及び陽電子放出断層撮影法 (Positron Emission Tomography : PET) により形成される画像・立体像を生体像として本発明を適用することもできる。

[0088] 超音波画像内の画質は概して均一ではなく、フォーカスポジションが至適（もしくは最適）、又は音線密度が高いため分解能が高い、又はノイズやアーチファクトの影響が少ないといった画質が高い領域と、そうでない領域とが存在する。とりわけ HIFU 治療を想定した際のアーチファクトとしては肋骨による音響陰影 (acoustic shadow) や肺による遮蔽等が挙げられる。診断や治療には高画質の領域に注目部位を捕捉することが好適である。この点、上述した実施形態の移動機構 4 のような駆動部を備え、エンドエフェクタ 2 に設けられる超音波プローブ 10 のような撮像部を注目領域の移動に伴って移動させ、注目領域が超音波画像の画質が比較的高い所定位置に写るような構成が有効である。

[0089] 上記の移動機構 4 のような駆動部を備え、エンドエフェクタ 2 に設けられる超音波プローブ 10 のような撮像部を注目領域の移動に伴って移動させ、注目領域が超音波画像の画質が比較的高い所定位置に写るような構成の効果

として例えば、超音波検査において用いられるパルスドプラ法と併用することにより、変形をともなって運動する臓器（たとえば血管や腎臓）におけるさまざまな流れ（たとえば血流）をあたかも静止する臓器内の流れのように観察することができる。上記において変形をともなって運動する臓器自身が追跡のためのテンプレートになりうる。

[0090] 上記の移動機構4のような駆動部を備え、エンドエフェクタ2に設けられる超音波プローブ10のような撮像部を注目領域の移動に伴って移動させ、注目領域が超音波画像の画質が比較的高い所定位置に写るような構成の効果として例えば、超音波検査において用いられるエラストグラフィ法と併用することにより、変形をともなって運動する臓器のさまざまな粘弾性をあたかも静止する臓器の粘弾性のよう観察することができる。これにより粘弾性計測の際の体動によるノイズを大きく軽減することができる。上記において変形をともなって運動する臓器自身が追跡のためのテンプレートになりうる。

[0091] 一方、例えば、生体像が比較的均一で時間的に変化する立体像である場合には、移動機構4のような機械的な追従手段を設けずに、生体像データの画像処理など電子的な処理で追従を行うことができる。

[0092] 注目領域の生体像の特徴を表す特徴情報は、上述した実施形態のように生体像であってもよいし、生体像から抽出される特徴量などであってもよく、また、追跡処理における注目領域の特定はテンプレートマッチング法に限られず、オプティカルフロー法、ニューラルネットワーク法など他の手法でもよい。

[0093] 本発明は生体内を概周期的に運動する組織・器官の追跡に特徴があり、この技術をいかなる診断装置、治療装置に用いるかは限定されない。

[0094] 例えば、RFAやHIFU治療におけるアブレーション治療効果判定の際には、超音波プローブのスキャン面外の患部の情報を得るために医師がマニュアルで超音波プローブの姿勢（あるいは位置）を概周期的に変化させながら患部の状態を観察することを行なう。このとき、プローブの姿勢変化によ

り、患部の画像は変化してしまうため、テンプレートが適切でなくなり、追跡に失敗する可能性が高まる。

[0095] この問題を解決する手段として本発明を用いても良い。具体的には、学習部44により、プローブの姿勢が変化して断層面の向きが変わった場合についての追跡用テンプレートを生成する。そして、上記のプローブの概周期的な姿勢（あるいは位置）変化において、姿勢（あるいは位置）軌道中の姿勢（あるいは位置）を姿勢（あるいは位置）センサによって検出し、この情報にもとづいて、臓器運動軌道中の位置の場合と同様に追跡用テンプレートを切り替えることで追跡のロバスト性を高めることが期待できる。

[0096] 上記のプローブ姿勢（あるいは位置）を検出する手段はロボットのエンコーダであってもよいし、ジャイロセンサ、光学式あるいは磁気式姿勢（あるいは位置）センサなど他の姿勢（あるいは位置）計測手段であってもよい。また、上記のプローブの概周期的な姿勢（あるいは位置）変化は医師がマニュアルで行ってもよいし、ロボットが行ってもよい。また、臓器の運動軌道中の位置および上記の姿勢（あるいは位置）軌道中の姿勢（あるいは位置）を併用して追跡用テンプレートを切替えれば追跡のロバスト性がさらに向上する効果が期待できる。

[0097] 例えば、上述したHIFU治療以外の他の非侵襲性治療法の1つである放射線の外部治療に本発明を適用した場合、患部の運動に追従して放射線を照射する治療システムを構築することができ、患部への限局照射が可能となることで少ない副作用で治療効果を高めることができる。陽子線、重粒子線、並びに中性子線といった、最先端のがん治療においても上記と同様のシステムを構築することができる。

[0098] また、例えば経皮的アブレーション治療に本発明を適用した場合、治療中（あるいは治療後）の超音波画像と治療前の超音波画像を比較、対照するシステムを構築することができ、凝固マージンのより精確な判定が可能となることで、治療の終端条件をより効率よく判定することができ、治療効率および低侵襲性を高めることができる。上記の治療効果判定には他の画像診断モ

ダリティ（X線、CT、MR、PET等）を用いても良い。また、治療前あるいは治療後の診断画像における経時的な患部の変化（例えば、腫瘍領域の成長あるいは縮小）を、観察する手段として用いても良い。

[0099] また、マスター・スレーブ型マニピュレータ・システムを構成し、スレーブ側の駆動制御に本発明による注目部位の運動補償を組み込むことで、経皮的エタノール注入治療、経皮的アブレーション治療、穿刺生検などを安定して高精度に行うことができる装置が実現される。また、治療におけるスレーブ・マニピュレータを患者側に、マスタ・マニピュレータを医療専門家側にそれぞれ配置した場合、上記の運動補償はマスタ・マニピュレータに対するスレーブ・マニピュレータの自律性を高める効果が期待できるため、遠隔地の患者に対しても上記の治療を安定して高精度に行なうことが可能になる。とりわけ、マスタースレーブ間で通信時間遅れや信号波形の変化が大きい環境下において、上記のスレーブ・マニピュレータの自律性を高める効果は相対的に高まることが期待できる。

[0100] また、マスター・スレーブ型マニピュレータ・システムを構成し、スレーブ側の駆動制御に本発明による注目部位の自律的な運動補償を組み込むことで、一般の超音波診断においても上記と同様の効果を得ることが期待できる。

[0101] さらに、PETなどにおいて生体から検知される信号が微弱である場合、長時間撮像が行われる。このような場合に、本発明による注目部位の追跡技術を用いて、検出器を注目部位に追従して移動させたり、得られた時間的に変化する生体像データの電子的な移動補償を行ったりすることで、ぶれの抑制された生体像を取得することができる。

[0102] さて、例えば、患部に追従してHIFUを照射する場合、患部臓器が肋骨の裏側を通過する際にHIFUが肋骨に当たると患者に疼痛が生じるという問題がある。本発明では患部の追従精度が向上するので、患部が肋骨に隠れるタイミングではHIFUを弱めたり、肋骨を避けるように照射したりする治療制御を好適に行うことが容易となる。また、誤差1mmの照射精度が要

求されるような主要血管、横隔膜、消化管に近い場所ではそれら器官の損傷を避けるために、H I F Uの強度を弱め焦点領域を狭める治療制御が好適である。本発明による高精度の追跡はこれを可能とする。例えば、学習動作により記憶部34には、軌道上の位置に対応づけて追跡用テンプレートが記憶されるが、軌道上の位置に対応づけてさらに治療制御の情報を記憶させ、本追跡動作では制御部40は治療部位の追従に連動させてH I F Uの強度を変えろといった治療制御を行うことができる。ちなみに、位置に対応づけられる治療制御情報は、学習動作で得られる生体像を操作者が見て設定することができる。

[0103] なお、制御部40の処理負荷や移動機構4やエンドエフェクタ2の制御が或る時間間隔で行われることを考えると、現実的には軌道を何らかの区間に区切って、区間ごとに追跡用特徴情報を定義することになると思われるが、本発明は本質的には軌道を区間に区切る形態に限定されず、例えば、軌道の連続的な位置に対応して追跡用特徴情報を定義してもよい。

請求の範囲

[請求項1] 生体内を概周期的に運動する注目部位を、生体構造を撮影した生体像において追跡する装置であって、

本追跡処理に先行する前記注目部位の運動周期における前記生体像を用い、前記注目部位に対応する注目領域内の前記生体像の特徴を表す特徴情報について学習し追跡用特徴情報を生成する特徴情報学習部と、

時間的に変化する前記生体像にて、前記追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し前記注目部位の位置を求める本追跡処理部と、を有し、

前記特徴情報学習部は、

前記注目部位の軌道上の基準位置とする位置にて基準注目領域を設定する基準設定手段と、

前記基準注目領域内の前記特徴情報である基準特徴情報を抽出し、当該基準特徴情報に基づき前記注目領域を追跡して前記軌道を求めると共に、追跡した前記注目領域から抽出した前記特徴情報を用いて、前記軌道上の位置に対応づけて前記追跡用特徴情報を求める特徴情報生成手段と、

を有することを特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項2] 請求項1に記載の生体内運動追跡装置において、

前記特徴情報生成手段は、前記軌道を複数の区間に区切り、当該各区間にて、当該区間における予め定めた代表点での前記注目領域から代表特徴情報を抽出し、前記基準特徴情報及び前記代表特徴情報のそれぞれと前記注目領域の当該区間における前記特徴情報との類似度を算出し、前記代表特徴情報に関する当該類似度が前記基準特徴情報に関する当該類似度以上である場合は、前記代表特徴情報を当該区間の前記追跡用特徴情報とし、前記代表特徴情報に関する当該類似度が前記基準特徴情報に関する当該類似度未満である場合は、当該区間の前

記追跡用特徴情報として当該区間に先行する隣接区間の前記追跡用特徴情報を用いること、を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項3] 請求項1に記載の生体内運動追跡装置において、

前記特徴情報生成手段は、前記軌道を複数の区間に区切り、当該各区間にて、当該区間における予め定めた代表点での前記注目領域から代表特徴情報を抽出し、前記基準特徴情報と前記代表特徴情報とのうち前記注目領域の当該区間における前記特徴情報との類似度が高い方を当該区間の前記追跡用特徴情報とすること、を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項4] 請求項1から請求項3のいずれか1つに記載の生体内運動追跡装置において、

前記本追跡処理部は、前記注目部位の前記軌道上での推定位置にて、当該推定位置に対応した前記追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し新たな推定位置を求めること、を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項5] 請求項1に記載の生体内運動追跡装置において、

前記特徴情報生成手段は、前記生体の心拍情報を取得しつつ前記基準特徴情報に基づく前記注目領域の追跡を複数回の前記運動周期について繰り返すことによって、前記軌道上の位置に対応づけて前記注目領域から互いに異なる複数の心拍位相での前記特徴情報を抽出し、当該特徴情報を用いて、前記軌道上の位置に対応づけられる前記追跡用特徴情報を前記複数の心拍位相それぞれについて求め、

前記本追跡処理部は、前記生体像の取得時の前記心拍位相に対応した前記追跡用特徴情報に基づいて前記注目領域を探索し前記注目部位の位置を求めること、

を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項6] 請求項5に記載の生体内運動追跡装置において、

前記特徴情報生成手段は、前記複数の心拍位相それぞれにて前記基

準特徴情報を抽出し、前記注目領域の追跡に用いる前記基準特徴情報を前記生体像の取得時の前記心拍位相に応じて切り替えること、を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項7] 請求項1から請求項3、請求項5、及び請求項6のいずれか1つに記載の生体内運動追跡装置において、

前記生体像として、互いに交差する複数の断層面での超音波画像を撮影する撮像部と、

前記注目領域が前記各超音波画像の所定位置に写るように、前記注目領域の移動に伴って前記撮像部を移動させる駆動部と、を有し、

前記特徴情報は、前記各超音波画像における前記注目領域内の画像であること、

を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項8] 請求項7に記載の生体内運動追跡装置において、

前記撮像部は、前記生体に対する前記断層面の向きを変えることができ、

前記特徴情報学習部は、前記断層面の向きを変えたときの前記追跡用特徴情報を生成し、

当該生体内運動追跡装置は、前記断層面の向きの変化を検知する手段を備え、

前記本追跡処理部は、前記断層面の向きの変化に対応して前記追跡用特徴情報を切り替えて前記注目領域を探索すること、

を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項9] 請求項4に記載の生体内運動追跡装置において、

前記生体像として、互いに交差する複数の断層面での超音波画像を撮影する撮像部と、

前記注目領域が前記各超音波画像の所定位置に写るように、前記注目領域の移動に伴って前記撮像部を移動させる駆動部と、を有し、

前記特徴情報は、前記各超音波画像における前記注目領域内の画像

であること、

を特徴とする生体内運動追跡装置。

[請求項10]

請求項9に記載の生体内運動追跡装置において、

前記撮像部は、前記生体に対する前記断層面の向きを変えることができ、

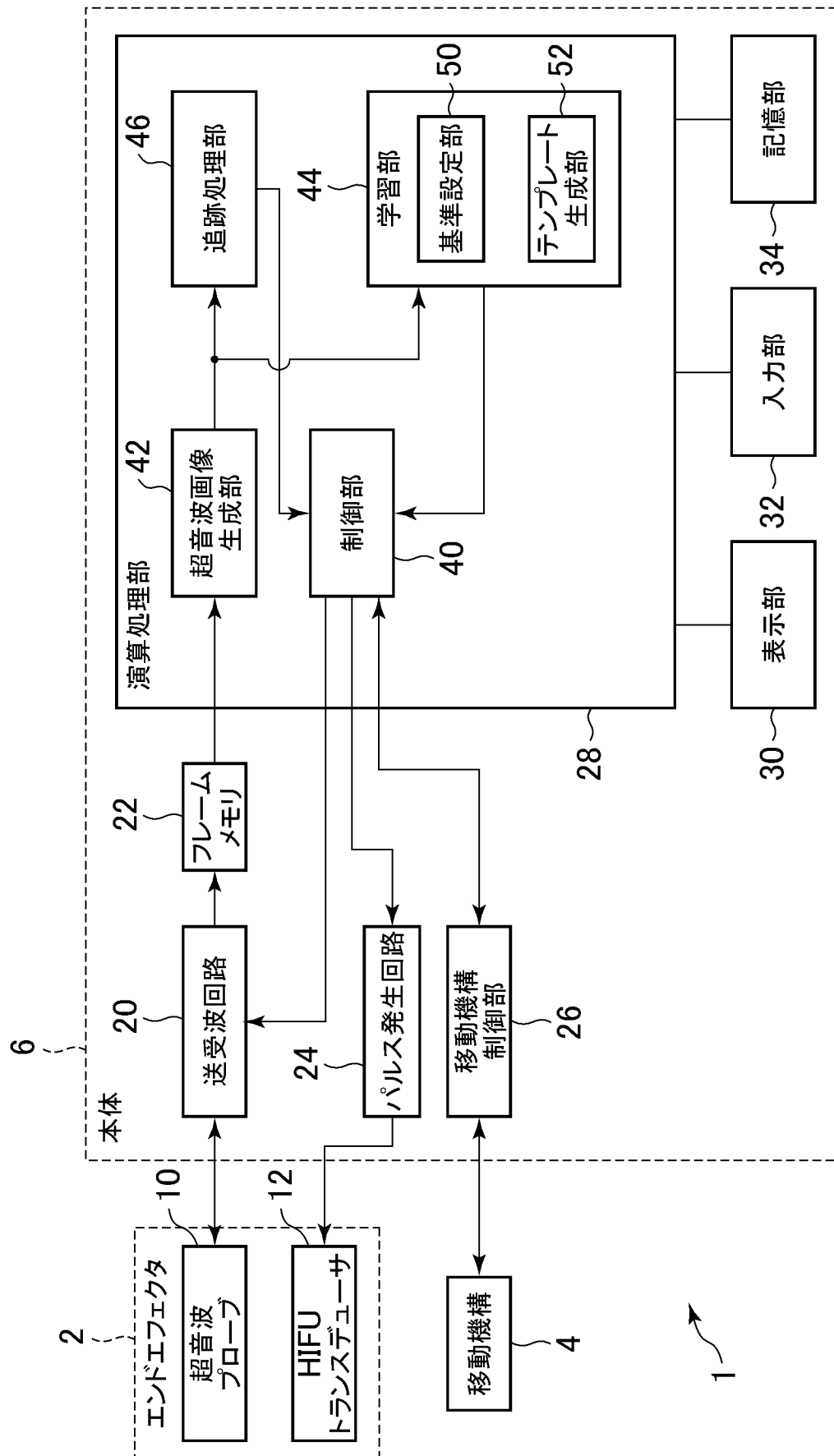
前記特徴情報学習部は、前記断層面の向きを変えたときの前記追跡用特徴情報を生成し、

当該生体内運動追跡装置は、前記断層面の向きの変化を検知する手段を備え、

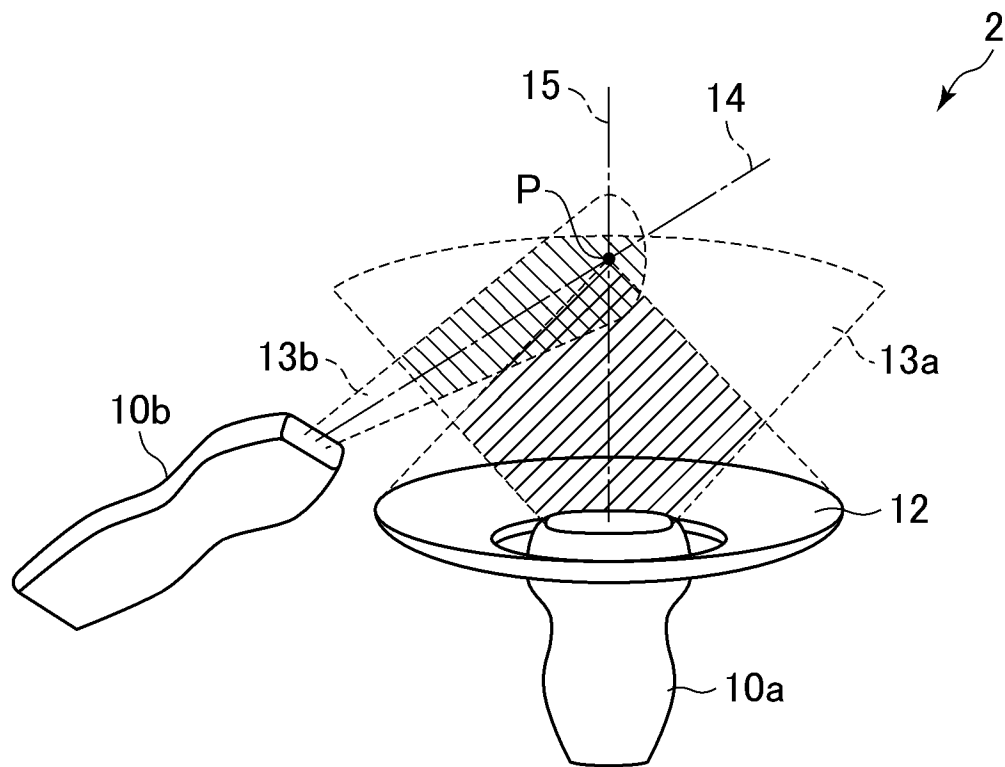
前記本追跡処理部は、前記断層面の向きの変化に対応して前記追跡用特徴情報を切り替えて前記注目領域を探索すること、

を特徴とする生体内運動追跡装置。

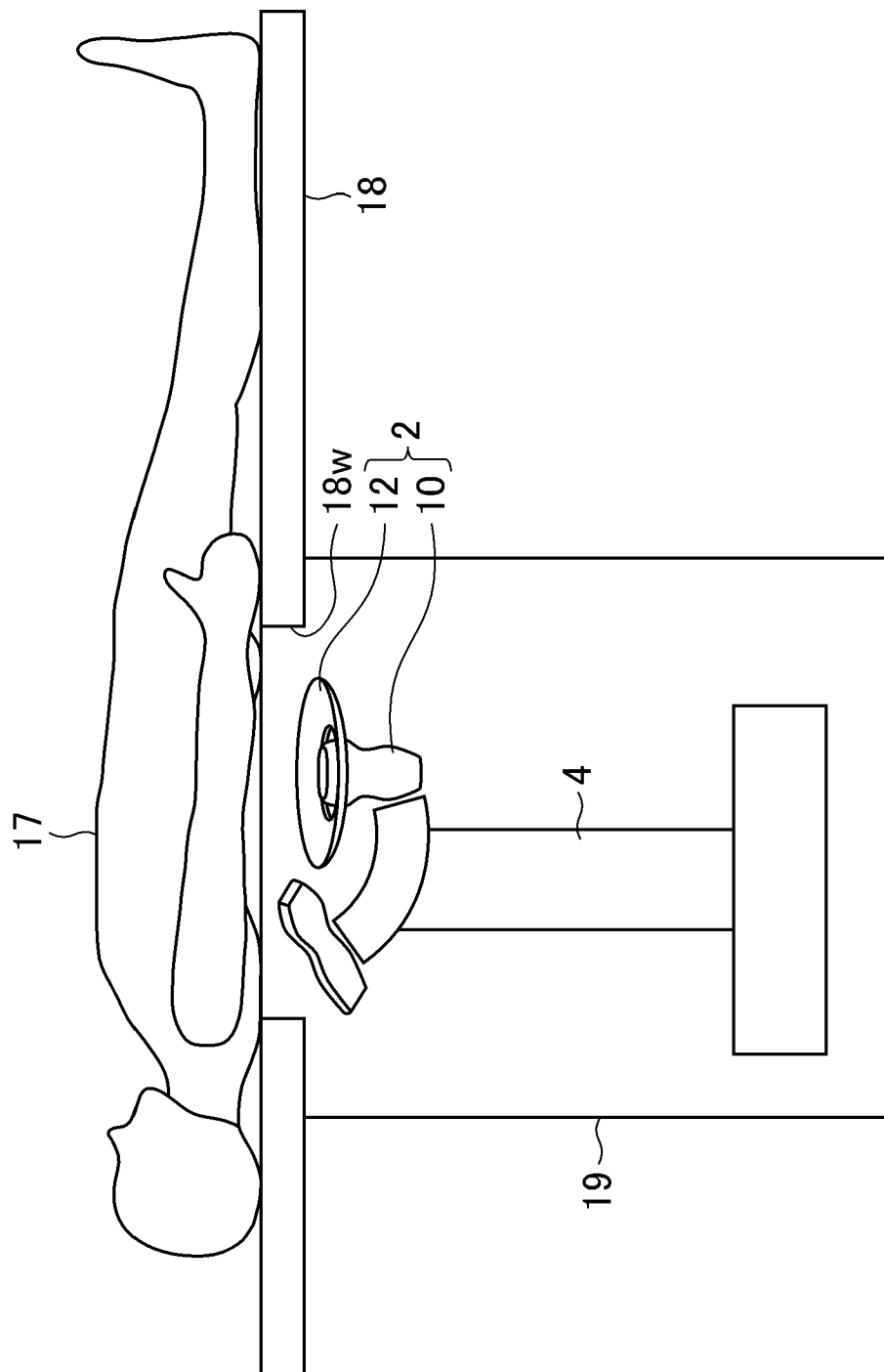
[図1]



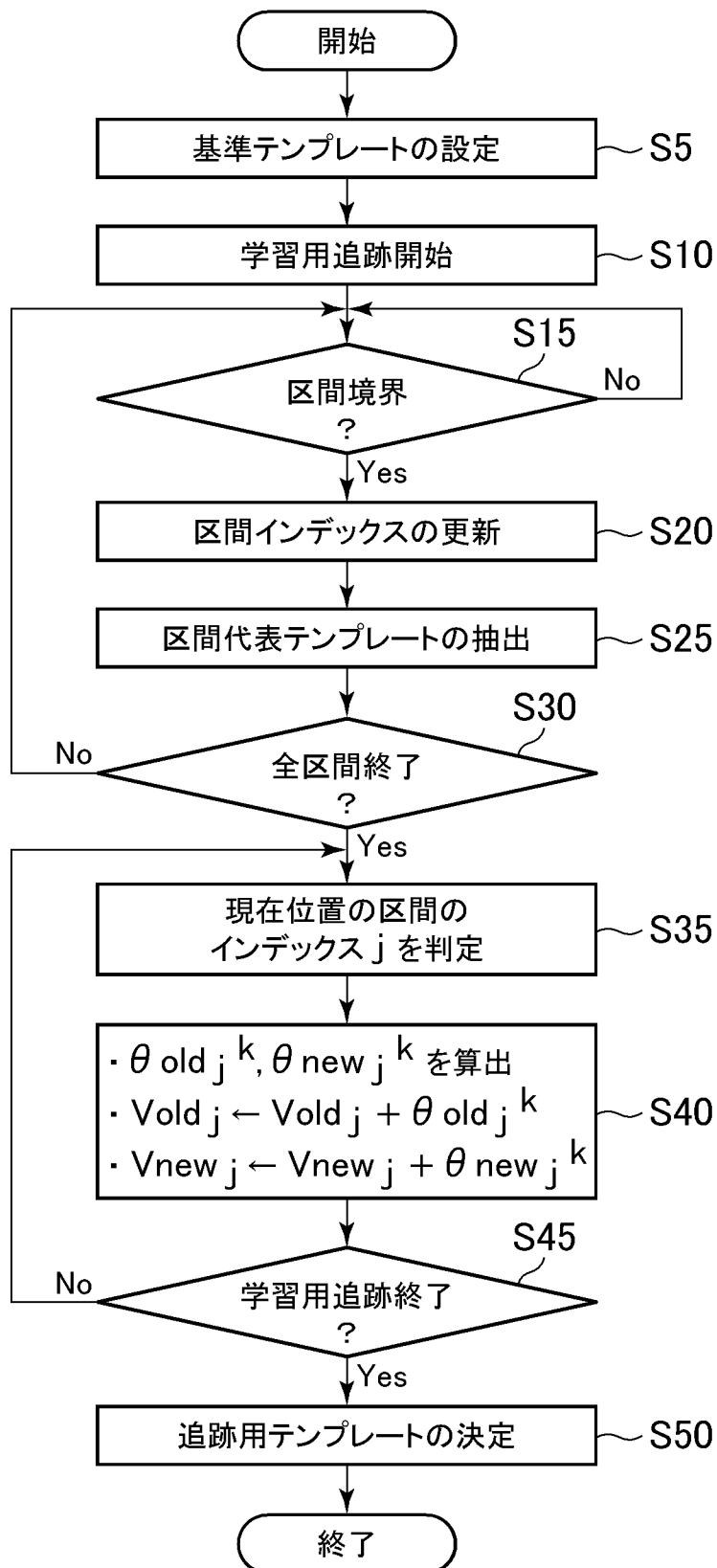
[図2]



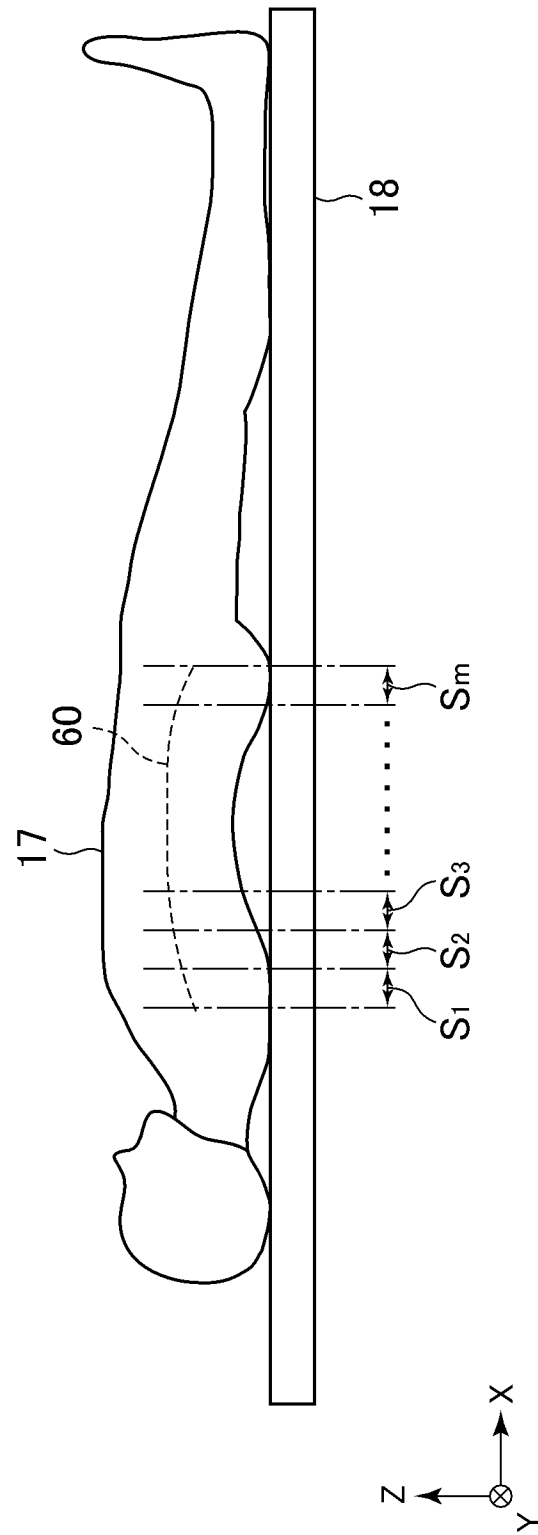
[図3]



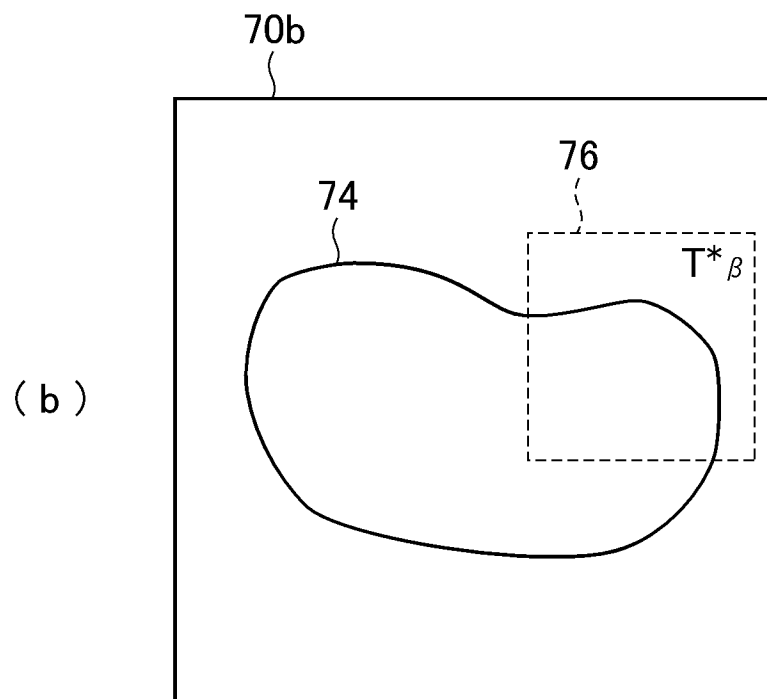
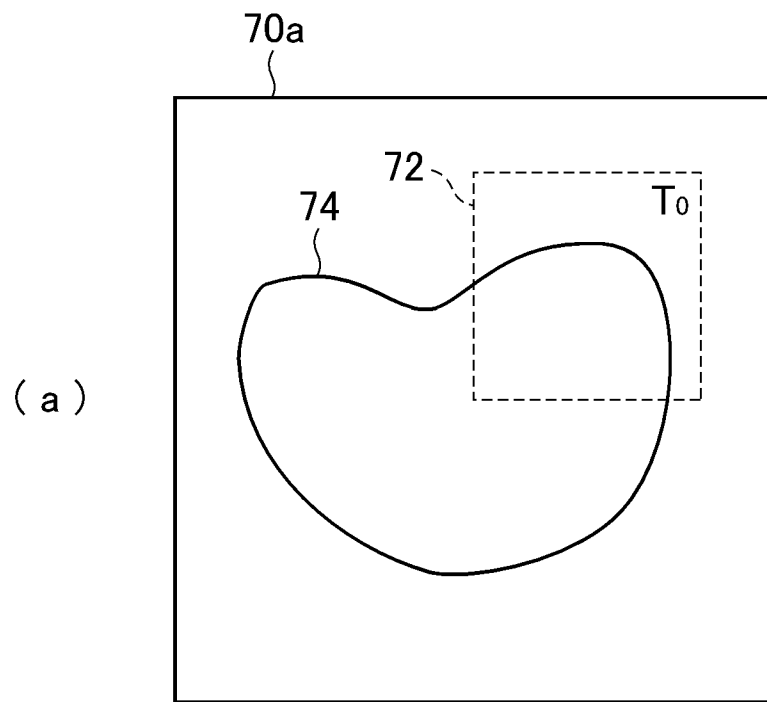
[図4]



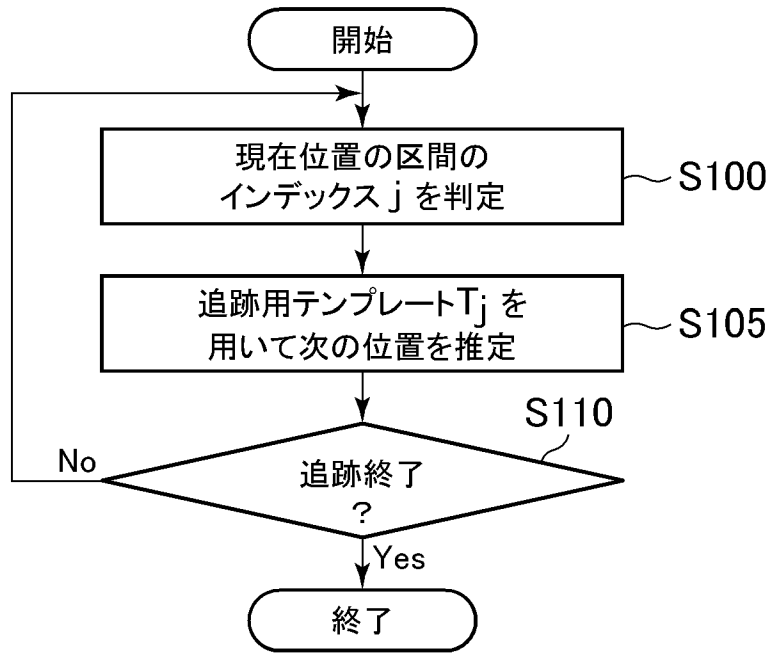
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/075132

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2011-000470 A (Toshiba Corp.), 06 January 2011 (06.01.2011), paragraphs [0011] to [0013], [0028] to [0029], [0047] to [0137]; fig. 4 to 15 (Family: none)	1, 4-10 2-3
Y A	WO 2008/044572 A1 (Hitachi Medical Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), entire text; all drawings & JP 5031758 B & US 2010/0074475 A1	1, 4-10 2-3
Y	JP 2010-227603 A (Aloka Co., Ltd.), 14 October 2010 (14.10.2010), entire text; all drawings (Family: none)	7-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
20 November 2015 (20.11.15)

Date of mailing of the international search report
01 December 2015 (01.12.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/075132

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-207427 A (The University of Tokyo), 24 September 2010 (24.09.2010), paragraphs [0013], [0067], [0090] to [0094] (Family: none)	4
A	JP 2007-125152 A (Hitachi Medical Corp.), 24 May 2007 (24.05.2007), paragraphs [0009], [0068] (Family: none)	1

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2011-000470 A（株式会社東芝）2011.01.06, 段落 1 1 - 1 3、 2 8 - 2 9、4 7 - 1 3 7、図 4 - 1 5（ファミリーなし）	1, 4-10 2-3
Y A	WO 2008/044572 A1（株式会社日立メディコ）2008.04.17, 全文、全 図 & JP 5031758 B & US 2010/0074475 A1	1, 4-10 2-3
Y	JP 2010-227603 A（アロカ株式会社）2010.10.14, 全文、全図（フ ァミリーなし）	7-10

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 0 . 1 1 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 1 . 1 2 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官（権限のある職員）

樋熊 政一

2 Q

4 4 6 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-207427 A (国立大学法人 東京大学) 2010.09.24, 段落 13、67、90-94 (ファミリーなし)	4
A	JP 2007-125152 A (株式会社日立メディコ) 2007.05.24, 段落 9、68 (ファミリーなし)	1