

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-506498

(P2013-506498A)

(43) 公表日 平成25年2月28日(2013.2.28)

(51) Int.Cl.		F I				テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	2 G 0 8 8
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	5/225	C	4 C 1 6 1
H 0 4 N	5/33	(2006.01)	H 0 4 N	5/33		5 C 0 2 4
H 0 4 N	5/335	(2011.01)	H 0 4 N	5/335		5 C 1 2 2
G 0 1 T	7/00	(2006.01)	G 0 1 T	7/00	A	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)						

(21) 出願番号 特願2012-532209 (P2012-532209)
 (86) (22) 出願日 平成22年9月24日 (2010.9.24)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年5月9日 (2012.5.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2010/050148
 (87) 国際公開番号 W02011/041222
 (87) 国際公開日 平成23年4月7日 (2011.4.7)
 (31) 優先権主張番号 61/247,008
 (32) 優先日 平成21年9月30日 (2009.9.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/884,913
 (32) 優先日 平成22年9月17日 (2010.9.17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506192652
 ボストン サイエントフィック サイム
 ド, インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIMED, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療処置中の撮像のためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

一実施形態では、装置は、医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きいフレーム周波数で複数のフレームを生成するように構成される、撮像装置を含み得、複数のフレームのうちの各フレームは、第1の複数の行を含み得る。装置はまた、複数のフレームからの各フレーム内の第1の複数の行のうちの各行の開始時間を、その同じフレーム内の隣接行の開始時間からオフセットするように構成される、電子ローリングシャッターモジュールを含み得る。装置はさらに、複数のフレームの少なくとも一部分に基づいて複数の有効フレームを生成するように構成される、画像処理モジュールを含み得、複数の有効フレームは、複数のフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を含み得る。

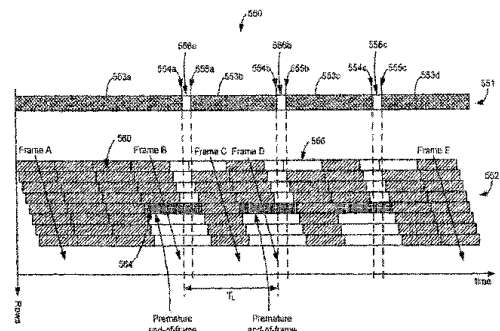


FIG. 5B

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きいフレーム周波数で複数のフレームを生成するように構成される撮像装置であって、該複数のフレームのうちの各フレームは、第 1 の複数の行を含む、撮像装置と、

該複数のフレームからの各フレーム内の該第 1 の複数の行のうちの各行の開始時間を、その同じフレーム内の隣接行の開始時間からオフセットするように構成される、電子シャッターモジュールと、

該複数のフレームの少なくとも一部分に基づいて複数の有効フレームを生成するように構成される画像処理モジュールであって、該複数の有効フレームは、該複数のフレームの該フレーム周波数よりも低いフレーム周波数を有する、画像処理モジュールと
を備える、装置。

10

【請求項 2】

前記電子シャッターモジュールは、前記医療デバイスからの同期パルスおよび該医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも 1 つに応じて、前記複数のフレームからの現在のフレームを終了する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記撮像装置は、第 2 の複数の行を含む、アドレス可能ピクセル配列を有する固体撮像装置であり、該第 2 の複数の行のうちの各行は、前記複数のフレームからの 1 つのフレーム内の前記第 1 の複数の行からの 1 つの行と関連付けられる、請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 4】

前記複数のフレームからの 1 つのフレームの有効部分は、少なくとも 1 つの有効行であり、前記複数の有効フレームからの 1 つの有効フレームに含まれる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記画像処理モジュールは、前記複数のフレームからの少なくとも 2 つの隣接フレームの有効部分を組み合わせ、前記複数の有効フレームから 1 つの有効フレームを生成するように構成される、時間フィルタを含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記撮像装置は、完全である電源オンリセットおよび前記医療デバイスからの同期信号のうちの少なくとも 1 つに応じて、前記複数のフレームから初期フレームを読み出すように構成される、請求項 1 に記載の装置。

30

【請求項 7】

前記複数のフレームからの第 1 のフレームは、前記複数のフレームからの第 2 のフレームの前にあり、前記電子シャッターモジュールは、前記医療デバイスからの同期パルスおよび前記医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも 1 つに応じて、前記第 1 のフレームが終了された後に、前記第 2 のフレームの開始にリセットするように構成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記複数の有効フレームからの 1 つの有効フレームは、少なくとも 1 つの有効行を含み、前記少なくとも 1 つの有効行は、所定の閾値数を上回る有効ピクセルの数を有する、請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 9】

前記複数のフレームからの第 1 のフレームは、前記複数のフレームからの第 2 のフレームの前にあり、前記画像処理モジュールは、前記第 2 のフレームの無効部分を、前記第 1 のフレームからの関連有効部分と置換するように構成される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 10】

前記画像処理モジュールは、前記複数のフレームからの少なくとも 1 つのフレームの有効部分を記憶するように構成される、バッファを含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

50

前記画像処理モジュールは、前記撮像装置から受信される暗参照ピクセル情報および前記画像処理モジュールに記憶されるキャリブレーション情報のうちの少なくとも１つに基づいて、前記複数の有効フレームからの１つの有効フレーム内のピクセルと関連付けられる照明値を調整するように構成される、請求項１に記載の装置。

【請求項１２】

前記画像処理モジュールは、前記撮像装置から受信される暗参照ピクセル情報に基づいて出力を生成するように構成される、時間低域フィルタモジュールを含み、前記画像処理モジュールは、前記時間低域フィルタからの前記出力に基づいて、前記複数の有効フレームからの１つの有効フレーム内のピクセルと関連付けられる照明値を調整するように構成される、請求項１に記載の装置。

10

【請求項１３】

前記画像処理モジュールは、前記撮像装置から受信される暗参照ピクセル情報に基づいて出力を生成するように構成される、高速定着フィルタモジュールを含み、前記高速定着フィルタモジュールは、前記医療デバイスからの同期パルスおよび前記医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも１つに応じて作動させられ、前記画像処理モジュールは、前記高速定着フィルタからの前記出力に基づいて、前記複数の有効フレームからの１つの有効フレーム内のピクセルと関連付けられる照明値を調整するように構成される、請求項１に記載の装置。

【請求項１４】

前記装置は、内視鏡を含む、請求項１に記載の装置。

20

【請求項１５】

受容した電磁エネルギーに基づいて、撮像装置で複数のビデオフレームを画定することであって、該撮像装置は、画像処理モジュールに動作可能に連結される、ことと、

該受容した電磁エネルギーに応じて、該複数のビデオフレームからの１つのビデオフレーム内の行が無効行であるかどうかを決定することであって、該複数のビデオフレームからの第１のビデオフレームは、該複数のビデオフレームからの第２のビデオフレームの前にある、ことと、

第１の有効ビデオフレームを生成するように、該第２のビデオフレーム内の少なくとも１つの無効行を、該第１のビデオフレームからの関連有効行と置換することと、

複数の有効ビデオフレームを生成することであって、該複数の有効ビデオフレームは、該複数のビデオフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を有する、こととを含む、方法。

30

【請求項１６】

第１の周波数で前記複数のビデオフレームを生成することをさらに含み、該第１の周波数は、医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きい、請求項１５に記載の方法。

【請求項１７】

前記第２のビデオフレーム内の行は、前記第１のビデオフレーム内の関連行が無効であるときに無効であり、前記第２のビデオフレーム内の行内の有効ピクセルの数は、所定の閾値数を下回る、請求項１５に記載の方法。

40

【請求項１８】

無効行が前記複数のビデオフレームからの所定の数の連続ビデオフレーム内で置換された後に、前記無効行を有効行であると見なすことをさらに含む、請求項１５に記載の方法。

【請求項１９】

患者の身体に撮像装置を挿入することと、

電磁エネルギーを該患者の該身体に伝達するように、医療デバイスを起動することと、

該医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きいフレーム周波数で複数のフレームを生成することであって、該撮像装置は、該医療デバイスからの同期パルスおよび該医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも１つに応じて、

50

該複数のフレームからの少なくとも１つのフレームを終了するように構成される、ことと、

該複数のフレームからの各フレーム内の各行の開始時間を、その同じフレーム内の隣接行の開始時間からオフセットすることとを含む、方法。

【請求項 20】

前記医療デバイスから前記患者の前記身体に伝達される前記電磁エネルギーの電力レベルを調整することと、

前記複数のフレームの前記フレーム周波数を調整することと、

該複数のフレームからの１つのフレームが第１の有効フレームであるかどうかを決定することと、

該第１の有効フレームを含む複数の有効フレームを生成することであって、該複数の有効フレームは、該複数のフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を有することと

を含む、請求項 19 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本特許出願は、2009年9月30日出願の米国仮特許出願第61/247,008号に対して、米国特許法第119および120条の下に優先権の利益を主張し、この米国仮特許出願は、その全体が本明細書において参考として援用される。

【0002】

本発明の実施形態は、概して、医療デバイスに関し、より具体的には、そのようなデバイスの撮像デバイスおよび方法に関する。

【背景技術】

【0003】

医療処置を監視するために撮像システムを使用することによって、医療施術者は、治療領域の目視検査を通して、処置の進行をより正確に決定し、制御することができる。非侵襲的手技では、例えば、撮像内視鏡は、医療処置が進行中である間に、医療施術者が治療領域を検査することを可能にする。例えば、碎石術中に、典型的には腎臓、膀胱、尿管、または胆嚢の中で形成する結石の治療のための非侵襲的手技が、集中高強度衝撃波（例えば、圧力波）および／または電磁放射（例えば、レーザ）のパルスを提供して、結石を破壊するために使用される。医療デバイス内で撮像内視鏡を使用することによって、医療施術者は、結石の場所を特定し、結石が位置する場所で有効的に治療を目標または標的にすることができる。また、医療施術者は、結石の破碎の進行を監視し、それに従って手技（例えば、強度、周波数）を調整することができる。

【0004】

しかしながら、医療デバイスによって生成される強力パルスは、撮像内視鏡内の撮像センサの動作に影響を及ぼし得る。例えば、治療中に、十分な後方散乱エネルギー（例えば、電磁放射）が撮像センサに衝突すると、撮像センサ内のある回路のタイミングを乱し、ビデオ出力の質に影響を及ぼし得る。また、後方散乱エネルギーは、撮像センサ内の撮像要素（例えば、ピクセル）の多くを飽和させ得て、これもビデオ出力の質に影響を及ぼす。低減したビデオ出力の質は、効果的に結石の場所を特定する、および／または治療する医療施術者の能力を制限し得る。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、医療処置で 사용할ことができ、かつビデオ出力の質へのエネルギーパルスの効果を低減および／または相殺する、撮像システムの必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本開示の1つの例示的局面は、装置を対象としている。装置は、医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きいフレーム周波数で複数のフレームを生成するように構成される、撮像装置を含んでもよく、複数のフレームのうちの各フレームは、第1の複数の行を含んでもよい。装置はまた、複数のフレームからの各フレーム内の第1の複数の行のうちの各行の開始時間を、その同じフレーム内の隣接行の開始時間からオフセットするように構成される、電子シャッタモジュールを含んでもよい。装置はさらに、複数のフレームの少なくとも一部分に基づいて複数の有効フレームを生成するように構成される、画像処理モジュールを含んでもよく、複数の有効フレームは、複数のフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を含んでもよい。

10

【 0 0 0 7 】

本開示の種々の実施形態は、以下の局面のうちの1つ以上を含んでもよい：電子シャッタモジュールは、医療デバイスからの同期パルスおよび医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも1つに応じて、複数のフレームからの現在のフレームを終了してもよい；撮像装置は、第2の複数の行を含む、アドレス可能ピクセル配列を有する固体撮像装置であってもよく、第2の複数の行のうちの各行は、複数のフレームからの1つのフレーム内の第1の複数の行からの1つの行と関連付けられてもよい；複数のフレームからの1つのフレームの有効部分は、少なくとも1つの有効行であってもよく、複数の有効フレームからの1つの有効フレームに含まれてもよい；画像処理モジュールは、複数のフレームからの少なくとも2つの隣接フレームの有効部分を組み合わせ、複数の有効フレームから1つの有効フレームを生成するように構成される、時間フィルタを含んでもよい；撮像装置は、完全である電源オンリセットおよび医療デバイスからの同期信号のうちの少なくとも1つに応じて、複数のフレームから初期フレームを読み出すように構成されてもよい；複数のフレームからの第1のフレームは、複数のフレームからの第2のフレームの前にあってもよく、電子シャッタモジュールは、医療デバイスからの同期パルスおよび医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも1つに応じて、第1のフレームが終了された後に、第2のフレームの開始にリセットするように構成されてもよく、複数の有効フレームからの1つの有効フレームは、少なくとも1つの有効行を含んでもよい；少なくとも1つの有効行は、所定の閾値数を上回る有効ピクセルの数を有してもよい；複数のフレームからの第1のフレームは、複数のフレームからの第2のフレームの前にあってもよく、画像処理モジュールは、第2のフレームの無効部分を、第1のフレームからの関連有効部分と置換するように構成されてもよい；画像処理モジュールは、複数のフレームからの少なくとも1つのフレームの有効部分を記憶するように構成される、バッファを含んでもよい；画像処理モジュールは、撮像装置から受信される暗参照ピクセル情報および画像処理モジュールに記憶されるキャリブレーション情報のうちの少なくとも1つに基づいて、複数の有効フレームからの1つの有効フレーム内のピクセルと関連付けられる照明値を調整するように構成されてもよい；画像処理モジュールは、撮像装置から受信される暗参照ピクセル情報に基づいて出力を生成するように構成される、時間低域フィルタモジュールを含んでもよく、画像処理モジュールは、時間低域フィルタからの出力に基づいて、複数の有効フレームからの1つの有効フレーム内のピクセルと関連付けられる照明値を調整するように構成されてもよい；画像処理モジュールは、撮像装置から受信される暗参照ピクセル情報に基づいて出力を生成するように構成される、高速定着フィルタモジュールを含んでもよく、高速定着フィルタモジュールは、医療デバイスからの同期パルスおよび医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも1つに応じて作動させられてもよく、画像処理モジュールは、高速定着フィルタからの出力に基づいて、複数の有効フレームからの1つの有効フレーム内のピクセルと関連付けられる照明値を調整するように構成されてもよい；および、装置は、内視鏡を含んでもよい。

20

30

40

【 0 0 0 8 】

本開示の別の例示的局面は、方法を対象とする。方法は、受容した電磁エネルギーに基づいて、撮像装置で複数のビデオフレームを画定するステップを含んでもよく、撮像装置

50

は、画像処理モジュールに動作可能に連結されてもよい。方法はまた、受容した電磁エネルギーに応じて、複数のビデオフレームからの1つのビデオフレーム内の行が無効行であるかどうかを決定するステップを含んでもよく、複数のビデオフレームからの第1のビデオフレームは、複数のビデオフレームからの第2のビデオフレームの前であってもよい。方法はさらに、第1の有効ビデオフレームを生成するように、第2のビデオフレーム内の少なくとも1つの無効行を、第1のビデオフレームからの関連有効行と置換するステップを含んでもよい。方法は、加えて、複数の有効ビデオフレームを生成するステップを含んでもよく、複数の有効ビデオフレームは、複数のビデオフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を含んでもよい。

【0009】

本開示の種々の実施形態は、以下の局面のうちの1つ以上を含んでもよい：第1の周波数で複数のビデオフレームを生成するステップであって、第1の周波数は、医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きい；第2のビデオフレーム内の行は、第1のビデオフレーム内の関連行が無効であるときに無効であってもよく、第2のビデオフレーム内の行内の有効ピクセルの数は、所定の閾値数を下回ってもよい；および、無効行が複数のビデオフレームからの所定の数の連続ビデオフレーム内で置換された後に、無効行を有効行であると見なすステップ。

【0010】

本開示のさらに別の例示的局面は、別の方法を対象とする。方法は、患者の身体に撮像装置を挿入するステップと、電磁エネルギーを患者の身体に伝達するように、医療デバイスを起動するステップと、医療デバイスの電磁エネルギー放出パルス周波数よりも大きいフレーム周波数で複数のフレームを生成するステップとを含んでもよく、撮像装置は、医療デバイスからの同期パルスおよび医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも1つに応じて、複数のフレームからの少なくとも1つのフレームを終了するように構成されてもよい。方法はまた、複数のフレームからの各フレーム内の各行の開始時間を、その同じフレーム内の隣接行の開始時間からオフセットするステップを含んでもよい。

【0011】

本開示の種々の実施形態は、以下の局面のうちの1つ以上を含んでもよい：医療デバイスから患者の身体に伝達される電磁エネルギーの電力レベルを調整するステップ；複数のフレームのフレーム周波数を調整するステップ；複数のフレームからの1つのフレームが第1の有効フレームであるかどうかを決定するステップ；および、第1の有効フレームを含む、複数の有効フレームを生成するステップであって、複数の有効フレームは、複数のフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を有する、ステップ。

【0012】

この点において、本開示の少なくとも1つの実施形態を詳細に説明する前に、本開示は、本願において、構造の詳細、および以下の説明に記載される、または図面に図示される構成要素の配設に限定されないことを理解されたい。本開示は、説明されているものに加えた実施形態が可能であり、かつ種々の方法で実践および実行されることが可能である。また、本明細書ならびに要約書で採用される表現および用語は、説明の目的のためであり、限定的として見なされるべきではないことを理解されたい。

【0013】

添付の図面は、本開示のある例示の実施形態を図示し、説明とともに、本開示の原則を説明する働きをする。

【0014】

そのようなものとして、当業者であれば、本開示のいくつかの目的を実行するための他の構造、方法、およびシステムを設定するための基礎として、本開示が基づく概念が容易に使用されてもよいことを理解するであろう。したがって、請求項は、本開示の精神および範囲から逸脱しない限りにおいて、そのような同等の構造を含むものとして見なされるべきであると認識することが重要である。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、実施形態による、泌尿器系を伴う医療デバイスおよび撮像デバイスの説明図である。

【図2】図2は、実施形態による、撮像システムの略ブロック図である。

【図3】図3は、実施形態による、画像処理モジュールおよび撮像デバイスの略ブロック図である。

【図4】図4は、実施形態による、撮像デバイスの略ブロック図である。

【図5A】図5Aは、実施形態による、医療デバイスの動作に起因する、撮像デバイス上のフレームリセットを図示する、タイミング図である。

【図5B】図5Bは、実施形態による、撮像デバイスが医療デバイスの動作の周波数の2倍で操作されるとき増加した数の有効行を図示する、タイミング図である。

【図6A】図6Aは、実施形態による、医療デバイスの動作に起因する、撮像デバイス上の飽和ピクセルを伴う行を図示する、タイミング図である。

【図6B】図6Bは、実施形態による、撮像デバイスが医療デバイスの動作の周波数の2倍で操作されるとき増加した数の有効行を図示する、タイミング図である。

【図7】図7は、実施形態による、無効行を置換するように構成されるモジュールの略ブロック図である。

【図8】図8は、実施形態による、ピクセルオフセットの変化を補償するように構成されるモジュールの略ブロック図である。

【図9】図9は、実施形態による、無効行を置換するように、およびピクセルオフセットの変化を補償するように構成されるモジュールの略ブロック図である。

【図10】図10は、別の実施形態による、ピクセルオフセットの変化を補償するように構成されるモジュールの略ブロック図である。

【図11】図11は、実施形態による、無効行を置換するための方法のフローチャートである。

【図12】図12は、実施形態による、医療デバイスに近接して撮像デバイスを形成する方法を図示するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

本明細書で説明されるデバイスおよび方法は、概して、患者の体内での撮像システム（例えば、撮像内視鏡）の使用に関する。例えば、デバイスおよび方法は、腎臓結石（すなわち、尿路結石）および胆嚢または肝臓の結石（すなわち、胆石）の治療のための非侵襲的手技である、碎石術等の医療処置で使用するために好適である。碎石術は、典型的に、結石を除去する、感染症を予防する、および/または患者での再発の可能性を低減するように行われる。碎石器は、組織の巻き添え損傷を最小限化する、集中高強度圧力（例えば、音響）または電磁放射（例えば、レーザ）パルスを使用することによって、結石を破壊するために碎石術中に使用される医療デバイスである。撮像システムは、結石の場所を特定するため、および結石が位置する場所をパルスが目標とするように、治療を適切に標的化するために使用することができる。治療は、典型的には、治療と関連付けられる間隔に患者を慣れさせるように、パルス間に長い間隙を伴って、低電力レベルで始まる。パルスの周波数および電力レベルは、より効果的に結石を破壊するように、適切なときに徐々に増加させることができる。結石は、剪断力および/または圧力および/または放射パルスによって生成される結石を包囲するキャビテーション気泡によって、より小さい断片に分裂する。より小さい部品は、（例えば、内視鏡を介して）除去することができ、あるいは、例えば、患者の泌尿器系に、または胆嚢管に通過させることができる。いくつかの実施形態では、パルス周波数が電磁放射の伝達（例えば、放出）に関係する場合に、パルス周波数をエネルギー周波数または電磁エネルギー放出周波数と呼ぶことができる。

【0017】

例えば、超音波碎石術、体外衝撃波碎石術（ESWL）、電気水圧碎石術（EHL）、

10

20

30

40

50

および尿道鏡下結石除去を含む、異なる種類の碎石手技が利用可能である。これらの碎石手技のうちのいずれか1つの選択は、結石の種類、サイズ、数、および場所、および/または患者の状態に依存し得る。超音波碎石術中に、高周波数音波が、尿管に挿入された電子プローブを通して結石に送信される。結石の破片は、典型的には、患者によって通過させられるか、または外科的に除去される。ESWLでは、圧力波が患者の身体の外側から送信され、患者の尿の中で通過させることができる小断片または顆粒に縮小されるまで、結石を断片化するように結石に高度に集中させられる。より大きい結石については、結石を適切なサイズの顆粒に縮小するために、複数のESWL治療が必要とされてもよい。EHL中に、電源から衝撃波を生成するために、可撓性プローブが使用される。プローブは、可撓性内視鏡（例えば、尿道鏡）を通して結石の近くに位置付けられる。衝撃波は、内視鏡を使用して抽出することができる、または患者によって通過させることができる小破片に結石を縮小するために使用される。尿道鏡下結石除去は、典型的には、尿管中央部および下部に位置する結石を治療するために使用される。この手技では、尿道鏡が、尿管の中へと尿道および膀胱を通過させられる。より小さい結石が、物理的に除去される一方で、より大きい結石は、電磁放射（例えば、レーザ）を使用して断片化される。

10

20

30

40

50

【0018】

本明細書で説明されるような撮像システムは、例えば、碎石術等の医療処置を行う、および/または監視するのに医療施術者を支援することができる、ビデオ出力を生成するために使用することができる。この点において、撮像システムからのビデオ出力は、医療施術者が、結石の場所を特定し、結石が位置する正確な場所で衝撃波またはレーザ放射を集中させ、および/または結石の断片化および/または除去を監視することを可能にすることができる。医療施術者は、ビデオ出力によって提供されるリアルタイムフィードバックに従って、碎石器パルスの標的場所、碎石器パルスの電力レベル、および/または碎石器パルスの周波数を調整することができる。撮像システムは、撮像デバイスまたはセンサと、画像処理モジュールとを含むことができる。撮像デバイスおよび画像処理モジュールを接続するために、電線用導管を使用することができる。電線用導管の一方の端を画像処理モジュールに連結することができる一方で、遠位端部分である、電線用導管の他方の端は、撮像デバイスに連結することができ、患者の体内に挿入することができる。

【0019】

本明細書および添付の請求項で使用されるように、「1つ」および「該」といった単数形は、文脈が明確に指示しない限り、複数形の指示対象を含むことに留意されたい。したがって、例えば、「1つの波長」という用語は、単一の波長または波長の組み合わせを意味することを目的としている。さらに、「近位」および「遠位」という用語は、それぞれ、デバイスの先端（すなわち、遠位端）が患者の身体の内側に挿入された状態で、医療デバイスを患者に挿入する操作者（例えば、医療施術者、看護師、技術者等）に近い、または離れた方向を指す。したがって、例えば、患者の身体の内側に挿入された端が、内視鏡の遠位端となる一方で、患者の身体の外側の端は、内視鏡の近位端となる。

【0020】

図1は、実施形態による、泌尿器系10を伴う医療デバイスおよび撮像デバイスの説明図である。泌尿器系10は、尿道2、膀胱4、2つの尿管6および8、ならびに2つの腎臓11および12を有する。腎臓11および12は、血液から尿素を除去し、尿素、水、および他の廃棄物から尿を産生する、豆形の器官である。尿は、それぞれ、尿管6および8を介して、腎臓11および12から膀胱4まで下方に移動する。尿管6および8のそれぞれは、典型的には、長さ約8~10インチの狭い導管である。尿道壁の筋肉は、定期的に緊張および弛緩して、腎臓11および12から膀胱4の中へ尿を押し進める。膀胱4は、身体が尿道2を通して尿を出す準備ができるまで尿を貯蔵する、バルーン形の中空器官である。

【0021】

結石は、典型的には、腎臓の中で形成される。結石は、腎臓の中に残留することができ、または移動し、泌尿器系10の中のどこかで発見することができる。例えば、結石は、

腎臓 11 から尿管 6 へと下方に移動することができ、それは、腎臓 11 から膀胱 4 への尿の通過を低減または防止する尿管 6 における閉塞をもたらし得る。尿が腎臓 1 から膀胱 4 へ適正に流れない（例えば、静止また滞留する）、腎感染が発現し得る。この点において、尿管 6 から結石を除去し、患者へのさらなる損傷または疾病を予防するために、碎石術等の医療処置を使用することができる。

【0022】

図 1 はまた、医療デバイス（例えば、碎石術デバイス）および尿管 6 に詰まった結石 120 の存在と関連付けられる撮像デバイスを図示する、尿管 6 の内部の拡大図 A も示す。結石 120 を除去するための尿道鏡下結石除去手技中に、例えば、医療デバイス 124 および内視鏡 125 が、尿道 2 および膀胱 4 を通過させられ、尿管 6 内で結石 120 付近に位置付けられる。内視鏡 125 は、導管 130 と、撮像デバイスまたはセンサ 128 を有する導管遠位端部分 126 とを含む。医療デバイス 124 は、電磁放射（例えば、レーザ放射）の 1 つ以上のパルスおよび / または同期パルスを有する出力 EM1 を生成するように構成される、遠位端部分 122 を含む。出力 EM1 は、複数の波長（例えば、光波長）、複数の電力レベル、および / または複数のパルス周波数と関連付けることができる。いくつかの実施形態では、出力 EM1 と関連付けられる電磁放射のパルスおよび / または同期パルスは、例えば、光ファイバ（図示せず）を介して医療デバイス 124 の遠位端部分 122 に連結される、電磁放射放出源（例えば、レーザ源）（図示せず）によって生成することができる。いくつかの実施形態では、医療デバイス 124 の 1 つ以上の構成要素および / または機能を、内視鏡 125（または内視鏡 125 を含む撮像システム）と関連付ける（例えば、それに連結する、それに含む）ことができ、または逆も同様である。例えば、電磁放射放出源（および / または電磁放射源の 1 つ以上の機能）を、内視鏡 125 に連結するか、またはそれに含むことができる。

10

20

【0023】

内視鏡 125 は、医療施術者が結石 120 の場所を特定することができるように、医療施術者が、治療領域（すなわち、結石 120 の場所）付近で導管遠位端部分 126 の中の撮像デバイス 128 を位置付けること、および / または医療処置を監視することを可能にする。いくつかの実施形態では、導管遠位端部分 126 は、例えば、治療領域を照射し、医療施術者によって使用するためのより良好なビデオ出力を提供するように、発光ダイオード（LED）等の照明デバイス（図示せず）を有することができる。いったん治療領域の場所が特定されると、医療デバイス 124 を適切に治療領域で目標にすることができ、医療施術者は、結石 120 を効果的に断片化するように、出力 EM1 と関連付けられる電力レベルおよび / またはパルス周波数を調整することができる。いくつかの実施形態では、結石 120 の破片は、内視鏡（例えば、内視鏡 125）を使用して抽出することができ、または患者によって通過させることができる。内視鏡 125 は、上記で説明される尿道鏡下結石除去手技に加えて、他の医療処置で 사용할 ことができる。

30

【0024】

図 2 は、実施形態による、撮像システム 200 の略ブロック図である。撮像システム 200 は、制御モジュール 210 と、コネクタ 222 と、導管 230 と、好適なカテーテルまたは内視鏡 225 とを含む。撮像システム 200 は、例えば、碎石術等の医療処置に関連して使用することができる。導管 230 は、撮像デバイスまたはセンサ 228 を有する、導管遠位端部分 226 を含む。制御モジュール 210 は、画像処理モジュール 220 を含む。

40

【0025】

画像処理モジュール 220 は、撮像デバイス 228 によって生成され、導管 230 を通して制御モジュール 210 によって受信される 1 つ以上の出力（例えば、ビデオ出力）を生成するように構成される。画像処理モジュール 220 は、ソフトウェアベース（例えば、プロセッサで実行可能な一式の命令、ソフトウェアコード）および / またはハードウェアベース（例えば、回路システム、プロセッサ、特定用途向け集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA））となり得る。

50

【 0 0 2 6 】

いくつかの実施形態では、制御モジュール 2 1 0 は、導管 2 3 0 を通して、電力および / または制御信号を導管遠位端部分 2 2 6 の中の 1 つ以上の構成要素に提供するように構成することができる。例えば、制御モジュール 2 1 0 は、撮像デバイス 2 2 8 を操作するように、電力および / または制御信号を提供することができる。別の実施例では、制御モジュール 2 1 0 は、導管遠位端部分 2 2 6 の中の照明デバイス (図示せず) を操作するように、電力および / または制御信号を提供することができる。制御モジュール 2 1 0 は、例えば、画像処理モジュール 2 2 0 を通して、電力および / または制御信号を導管遠位端部分 2 2 6 の中の 1 つ以上の構成要素に提供することができる。いくつかの実施形態では、制御モジュール 2 1 0 は、導管 2 3 0 を通して導管遠位端部分 2 2 6 に連結することができる、電磁放射出力を生成するように構成される、レーザダイオード等のレーザ源 (図示せず) を含むことができる。レーザ源によって生成される電磁放射出力は、治療領域を照射するように導管遠位端部分 2 2 6 から放出することができる。

10

【 0 0 2 7 】

いくつかの実施形態では、制御モジュール 2 1 0 は、付加的な処理能力を提供するように構成される、複数の構成要素 (図示せず) を含むことができる。例えば、制御モジュール 2 1 0 は、色処理動作を行うように構成される、1 つ以上のモジュールを含むことができる。別の実施例では、制御モジュール 2 1 0 は、ビデオ符号化または圧縮動作を行うように構成される、1 つ以上のモジュールを含むことができる。別の実施例では、制御モジュール 2 1 0 は、National Television System Committee (N T S C)、高解像度ビデオ形式、および標準解像度ビデオ形式等の 1 つ以上の記録形式および / またはビデオ伝送形式にビデオをフォーマットするように構成される、1 つ以上のモジュールを含むことができる。いくつかの実施形態では、制御モジュール 2 1 0 に関して上記で説明される付加的な処理能力のうちの少なくともいくつかは、画像処理モジュール 2 2 0 によって行うことができる。

20

【 0 0 2 8 】

導管 2 3 0 は、コネクタ 2 2 2 を通して制御モジュール 2 1 0 に連結される。導管 2 3 0 の近位端部分は、制御モジュール 2 1 0 から電力および / または制御信号を受信するように構成され、導管 2 3 0 の遠位端部分は、導管遠位端部分 2 2 6 の中の撮像デバイス 2 2 8 から少なくともビデオ出力を受信するように構成される。導管 2 3 0 は、例えば、1 つ以上の導電性ワイヤ、1 つ以上の光ファイバ、および / または 1 つ以上の同軸ケーブルを含むことができる。導管 2 3 0 は、例えば、細長い部分が内視鏡 2 2 5 内で操作されることを可能にするように可撓性となり得る、細長い部分を含む。

30

【 0 0 2 9 】

内視鏡 2 2 5 は、1 つ以上の管腔を画定することができる。いくつかの実施形態では、内視鏡 2 2 5 は、それを導管 2 3 0 等の種々の構成要素を通して受容することができる、単一の管腔を含む。内視鏡 2 2 5 は、導管遠位端部分 2 2 6 を受容するように構成される近位端と、医療処置のための適切な場所に導管遠位端部分 2 2 6 を位置付けるために患者の体内に挿入されるように構成される遠位端とを有する。例えば、図 1 に関して上記で説明される、泌尿器系 1 0 内の結石を除去するための碎石手技中に、結石 1 2 0 に、またはその付近に導管遠位端部分 2 2 6 を配置するために、内視鏡 2 2 5 を使用することができる。内視鏡 2 2 5 は、細長い部分が体内 (例えば、泌尿器系 1 0) で操作されることを可能にするように可撓性となり得る、細長い部分を含む。内視鏡 2 2 5 はまた、内視鏡の 1 つ以上の管腔を通して、例えば、洗浄および / または吸引デバイス、鉗子、ドリル、スネア、針等の種々の医療デバイスまたはツールを受容するように構成することもできる。複数の管腔を伴うそのような内視鏡の実施例は、Daniel s らへの米国特許第 6 , 2 9 6 , 6 0 8 号で説明されており、その開示は、全体で参照することにより本明細書に組み込まれる。いくつかの実施形態では、流体チャネル (図示せず) が内視鏡 2 2 5 によって画定され、近位端において流体源 (図示せず) に連結される。流体チャネルは、医療処置中に患者の身体の内부를洗浄するために使用することができる。いくつかの実施形態では

40

50

、異なるチャンネル（図示せず）が内視鏡 225 によって画定され、近位端において吸引源（図示せず）に連結される。チャンネルは、例えば、碎石術に起因する結石の破片を除去するために使用することができる。

【0030】

図 3 は、実施形態による、画像処理モジュール 320 および撮像デバイス 328 の略ブロック図である。画像処理モジュール 320 および / または撮像デバイス 328 は、図 2 に関して上記で説明される撮像システム 200 で使用することができる。画像処理モジュール 320 は、例えば、撮像デバイス 328 によって生成されるビデオ出力から受信される 1 つ以上のビデオフレームの有効部分を調整、置換、および / または修正することを含む、種々のビデオ処理動作を行うように構成される。いくつかの実施形態では、撮像デバイス 328 は、撮像装置と呼ぶことができる。画像処理モジュール 320 は、画像処理モジュール 320 によって処理されるビデオフレームと関連付けられる速度または周波数を調整および / または修正するように構成される。画像処理モジュール 320 によって提供される機能性は、ソフトウェアベース（例えば、プロセッサで実行可能な一式の命令、ソフトウェアコード）および / またはハードウェアベース（例えば、回路システム、プロセッサ、特定用途向け集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA））となり得る。いくつかの実施形態では、画像処理モジュール 320 は、図 2 で示されたもの等の内視鏡と関連付けられる（例えば、それに連結される、それに含まれる）ときに、内視鏡画像処理モジュールと呼ぶことができる。いくつかの実施形態では、画像デバイス 328 は、図 2 で示されたもの等の内視鏡と関連付けられる（例えば、それに連結される、それに含まれる）ときに、内視鏡撮像装置と呼ぶことができる。

【0031】

画像処理モジュール 320 は、画像処理モジュール 320 の動作を制御する 1 つ以上の信号を含む、入力 I 32 を受信するように構成される。入力 I 32 と関連付けられる制御信号は、図 2 に関して上記で説明される制御モジュール 210 の中の他の構成要素またはモジュールの動作に起因することができる。例えば、医療処置に関連するユーザ（例えば、医療施術者）から受信された入力に応じて、入力 I 32 と関連付けられる 1 つ以上の制御信号を、制御モジュール 210 の中の構成要素またはモジュールから受信することができる。入力 I 32 は、画像処理モジュール 320 によって処理される 1 つ以上のビデオフレームの無効部分の調整、置換（例えば、置換タイミング）、および / または修正を制御する 1 つ以上の信号を含む。入力 I 32 は、例えば、画像処理モジュール 320 によって処理されるビデオフレームと関連付けられる速度または周波数を制御する 1 つ以上の信号を含むことができる。

【0032】

入力 I 32 はまた、撮像デバイス 328 の動作を制御するために画像処理モジュール 320 によって使用することができる、1 つ以上の信号も含むことができる。例えば、入力 I 32 は、撮像デバイス 328 のビデオ出力と関連付けられる速度または周波数を制御するために画像処理モジュール 320 によって使用することができる、1 つ以上の信号を含むことができる。この点において、画像処理モジュール 320 は、撮像デバイス 328 の動作を制御する 1 つ以上の信号を含む、出力 O 31 を生成するように構成される。場合によっては、画像処理モジュール 320 は、出力 O 31 を介した、または異なる出力（図示する）を介した、撮像デバイス 328 に対する電源（例えば、DC 電圧）となるように構成することができる。

【0033】

撮像デバイス 328 は、例えば、相補型金属酸化膜半導体（CMOS）画像センサ、電荷結合素子（CCD）画像センサ、赤外線（IR）画像センサ、微小電気機械（MEM）アレイ、または焦点面アレイとなり得る。一実施形態では、撮像デバイス 328 は、特定の視野（例えば、治療領域）と関連付けられる、可視範囲（例えば、約 400 nm から 800 nm の間）および / または赤外範囲（例えば、約 800 nm から 1200 nm の間）内の電磁放射を受容するように構成される。撮像デバイス 328 は、1 つ以上のビデオフ

レーンを生成するように構成され、各ビデオフレームは、電磁放射が受容された視野と関連付けられ、受容した電磁放射に基づく、場面および時間を表す。

【0034】

画像処理モジュール320は、1つ以上のビデオフレーム（すなわち、ビデオ出力）を含む、撮像デバイス328からの入力I34を受信するように構成される。入力I34内のビデオフレームは、画像処理モジュール320によって処理される。画像処理モジュール320は、異なる解像度を有する撮像デバイス等の1つより多くの種類の撮像デバイス328とともに動作するように構成することができ、および/または電磁放射の異なるスペクトルを捕捉するように構成することができる。

【0035】

画像処理モジュール320は、画像処理モジュール320によって処理される複数のフレームを含む、ビデオストリームを有する出力O33を生成するように構成される。いくつかの実施形態では、出力O33は、例えば、さらなる処理（例えば、後処理）のために、図2に関して上記で説明される近位端部分210の別の構成要素または部分に送信することができる。出力O33は、画像処理モジュール320および/または撮像デバイス328の構成および/または動作に関する情報を含むことができる。

【0036】

図4は、実施形態による、撮像デバイス428のシステムブロック図である。撮像デバイス428は、列選択モジュール410と、行選択モジュール420と、ピクセル配列430、コントローラモジュール440と、入力/出力（I/O）モジュール460とを含む。任意で、撮像デバイス428は、アナログ・デジタル変換器（ADC）モジュール470および/または処理モジュール480を含むことができる。コントローラモジュール440は、電子シャッタモジュール450を含む。撮像デバイス428によって提供される機能性は、ハードウェアベースまたはハードウェアベースおよびソフトウェアベースである。

【0037】

ピクセル配列430は、1つ以上の列および行で配設される複数の画像素子（すなわち、ピクセル）431を含む。例えば、ピクセル配列430は、典型的には、640列×480行のピクセル431を含む、ビデオグラフィックスアレイ（Video Graphics Array / VGA）サイズまたは解像度を有することができる。他の実施形態では、ピクセル配列430は、VGAサイズの配列よりも小さい配列サイズを有することができ、またはVGAサイズのアレイよりも大きい配列サイズを有することができる。例えば、ピクセル配列430は、典型的には、800列×600行のピクセル431を含む、スーパーVGA（SVGA）サイズを有することができる。別の実施例では、ピクセル配列430は、列および行の複数の構成で配設される、100万より多くのピクセル431（例えば、メガピクセル配列）を有することができる。いくつかの実施形態では、ピクセル配列430のサイズは、特定の用途（例えば、特定の医療処置）のためにカスタマイズすることができる。この点において、ピクセル配列430のサイズは、特定の医療処置中に医療施術者を支援するために好適である、望ましい解像度に依存してもよい。

【0038】

ピクセル配列430内の各ピクセル431は、電磁放射（図示せず）を受容し、受容した電磁放射を関連電荷または電圧（図示せず）に変換するように構成される。ピクセル配列430内のピクセルは、ピクセルが、光学フィルタを通過する電磁スペクトルの部分のみと関連付けられる電荷を生成するように、ピクセルに入射する電磁スペクトルの部分を除去または反射する光学フィルタ（図示せず）を有することができる。ピクセル配列430の全体を通して異なるスペクトル特性の光学フィルタ（例えば、反復色フィルタモザイクパターン）を使用することによって、撮像デバイス428は、色情報を有するビデオ出力を生成することができる。

【0039】

ピクセル配列430は、1つ以上の列および/または行と関連付けられる複数の暗（参

10

20

30

40

50

照) ピクセル 4 3 2 を含むことができる。暗ピクセル 4 3 2 は、暗ピクセル 4 3 2 に入射する電磁放射が実質的に反射されるように覆われる(例えば、金属層)。暗ピクセル 4 3 2 は、撮像デバイス 4 2 8 の動作中にピクセル 4 3 1 によって生成される、ある DC 電圧および/または電荷を相殺および/または補償するために、暗ピクセル 4 3 2 によって生成される DC 電圧および/または電荷を使用することができるように、ピクセル配列 4 3 0 のある動作と関連付けられる DC 電圧および/または電荷を生成するように構成される。いくつかの実施形態では、例えば、撮像デバイス 4 2 8 の動作中、製造キャリブレーション動作中、および/または製造後システムキャリブレーション動作中に、暗ピクセル 4 3 2 と関連付けられる情報を決定することができる。暗ピクセル 4 3 2 と関連付けられる情報は、I/O モジュール 4 6 0、処理モジュール 4 8 0、および/または撮像デバイス 4 2 8 の中のバッファ(図示せず)あるいはメモリ(図示せず)に記憶することができる。暗ピクセル 4 3 2 は、ピクセル配列 4 3 0 の両側に位置することができる。

10

20

30

40

50

【0040】

I/O モジュール 4 6 0 は、例えば、図 3 に関して上記で説明される画像処理モジュール 3 2 0 等の所与の画像処理モジュールから、入力 I 4 を受容するように構成される。入力 I 4 は、撮像デバイス 4 2 8 の動作と関連付けられる、1 つ以上の信号および/またはパルスを含む。例えば、入力 I 4 は、クロック信号、トリガ、周波数制御信号、同期信号、シャッタ制御信号、および/またはリセット等の、撮像デバイス 4 2 8 の動作のタイミングおよび/または周波数と関連付けられる信号および/またはパルスを含むことができる。I/O モジュール 4 6 0 は、撮像デバイス 4 2 8 の 1 つ以上の構成要素の入力 I 4 を介して受信される、信号および/またはパルスを伝達または送信するように構成される。

【0041】

いくつかの実施形態では、入力 I 4 は、例えば、碎石器等の医療デバイスの動作と関連付けられる信号および/またはパルス(例えば、同期パルス)を含むことができる。処理モジュール 4 8 0 が撮像デバイス 4 2 8 に含まれるとき、入力 I 4 は、処理モジュール 4 8 0 の動作と関連付けられる信号および/またはパルスを含むことができる。例えば、入力 I 4 は、処理モジュール 4 8 0 によって生成されるビデオ出力の形式を制御することと関連付けられる、信号および/またはパルスを含むことができる。

【0042】

I/O モジュール 4 6 0 は、撮像デバイス 4 2 8 によって生成されるビデオ出力またはビデオストリームと関連付けられる 1 つ以上の信号および/またはパルスを含む、出力 O 4 を生成するように構成される。ビデオ出力またはビデオストリームは、1 つ以上のビデオフレームおよび/またはビデオフレームの複数部分を含むことができる。出力 O 4 は、例えば、図 3 に関して上記で説明される画像処理モジュール 3 2 0 等の、所与の画像処理モジュールに送信することができる。出力 O 4 は、ビデオカード(図示せず)またはフレーム取り込み装置(図示せず)等の他の構成要素に送信することができる。ビデオカードまたはフレーム取り込み装置は、アナログビデオ信号またはデジタルビデオストリームを受信するように構成される、電子デバイスである。フレーム取り込み装置は、例えば、未加工(すなわち、圧縮されていない)または圧縮デジタル形態でビデオを記憶、表示、および/または伝送するために、撮像または視覚システムで使用することができる。

【0043】

コントローラモジュール 4 4 0 は、撮像デバイス 4 2 8 の構成要素のうちの少なくともいくつかの動作を制御するように構成される。例えば、コントローラモジュール 4 4 0 は、撮像デバイス 4 2 8 と関連付けられる動作のタイミングを制御するように構成される。この点において、電子シャッタモジュール 4 5 0 は、列選択モジュール 4 1 0、行選択モジュール 4 2 0、およびピクセル配列 4 3 0 と関連付けられる動作のタイミングを制御するように構成される。例えば、コントローラモジュール 4 4 0 は、所与のピクセル 4 3 1 が、ピクセル 4 3 1 に入射する電磁放射の強度および/またはスペクトルと関連付けられる電荷または電圧を収集する(すなわち、露出または積分動作)時間を制御するように構成される。コントローラモジュール 4 4 0 は、ピクセル配列 4 3 0 内の複数の行からのど

の行が、特定のときに積分されるか（すなわち、入射電磁放射に起因する電荷を収集する）を制御するように構成される。各ピクセル 4 3 1 と関連付けられる電荷または電圧は、読み出し動作を待つように、ピクセルに連結される貯蔵要素（例えば、コンデンサ）に移送される。コントローラモジュール 4 4 0 は、露出または積分動作に続く読み出し動作を制御するように構成される。読み出し動作では、露出動作中に各ピクセル 4 3 1 によって生成される電荷または電圧は、デジタル値または数（例えば、8 ビットまたは 10 ビット数）に変換するために A D C モジュール 4 7 0 に移送されるか、または、例えば、出力 0 4 を介して撮像デバイス 4 2 8 から外へ移送される。

【0044】

電子シャッタモジュール 4 4 0 は、例えば、グローバルシャッタまたはローリングシャッタと関連付けられる撮像デバイス 4 2 8 の動作を制御するように構成される。撮像デバイス 4 2 8 がグローバルまたは同期シャッタとともに動作するように構成されるとき、電子シャッタモジュール 4 4 0 は、行のそれぞれの中のピクセルが同時にリセットされ（すなわち、行リセット）、同じ期間（すなわち、積分時間）にわたって露出されるように、行選択モジュール 4 2 0 を介してピクセル配列 4 3 0 内の行を制御する。行が同時に露出されるため、グローバルシャッタを使用することにより、典型的には、高速移動または高速変化場面中に発生する、波のある、またはぼやけた効果を低減する。所与の行内の各ピクセル 4 3 1 と関連付けられる電荷または電圧は、読み出し動作を待つように、ピクセルに連結される貯蔵要素（例えば、コンデンサ）に移送される。電子シャッタモジュール 4 4 0 は、列選択モジュール 4 1 0 を介して、所与の行内の各ピクセル 4 3 1 と関連付けられる電荷または電圧の読み出しを制御する。ビデオフレームは、露出動作が完了した後に、露出した行を 1 つずつ読み出すことによって構築される。ビデオフレームを構築または構成するために使用される、露出した行を読み出すために要する時間は、読み出し時間として反映することができる。A D C モジュール 4 7 0 および / または I / O モジュール 4 6 0 は、ビデオフレームの少なくとも一部分を記憶するように構成される、バッファ（図示せず）またはメモリ（図示せず）を含むことができる。いったん行が読み出され、ビデオフレームが完成されると、電子シャッタモジュール 4 4 0 は、新しいビデオフレームを構築することができるように、ピクセル配列 4 3 0 をリセット（すなわち、フレームリセット）するように構成される。

【0045】

この点において、撮像デバイス 4 2 8 と関連付けられる周波数またはフレームレートは、少なくとも部分的に、露出動作と関連付けられる時間（すなわち、積分時間）および読み出し動作と関連付けられる時間（すなわち、読み出し時間）に基づく。例えば、複数の露出した行からビデオフレームを構築することと関連付けられる積分時間および読み出し時間が長くなるほど、撮像デバイス 4 2 8 を操作することができる周波数またはフレームレートが低くなる。

【0046】

撮像デバイス 4 2 8 がローリングシャッタとともに動作するように構成されるとき、電子シャッタモジュール 4 4 0 は、各行が異なる時間にリセットされ（すなわち、行リセット）、次いで、ある期間（すなわち、積分時間）にわたって露出されるように、行選択モジュール 4 2 0 を介してピクセル配列 4 3 0 内の行を制御する。例えば、ビデオフレームを構築するために使用される各行は、同じビデオフレーム内の隣接行のリセットまたは開始時間からオフセットされる時間に、リセットするか、または積分を開始することができる。いくつかの実施形態では、複数組の行が、同じビデオフレーム内の隣接する一式の行のリセットまたは開始時間からオフセットされる、リセットまたは開始時間を有することができる。行がオフセットして露出されるため、ローリングシャッタを使用することにより、典型的には、高速変化場面中でさえも、均一に露出した画像を生成する。各露出した行内の各ピクセル 4 3 1 と関連付けられる電荷または電圧は、読み出し動作を待つように、ピクセルに連結される貯蔵要素に移送される。電子シャッタモジュール 4 4 0 は、列選択モジュール 4 1 0 を介して、所与の行内のピクセル 4 3 1 と関連付けられる電荷または

電圧の読み出しを制御する。各露出した行の露出の完了後に、その行が読み出されるにつれて、ビデオフレームが構築される。

【0047】

いくつかの実施形態では、電子シャッタモジュール450内の回路は、例えば、碎石器等の医療デバイスの動作と関連付けられる同期パルスまたは電磁放射（例えば、燃焼閃光）に影響を及ぼされ得る。電子シャッタモジュール450は、医療デバイスの動作の結果として、ビデオフレームから新しいビデオフレームに不利にリセット（すなわち、フレームリセット）され得る。言い換えれば、電子シャッタモジュール450は、医療デバイスからの同期パルスまたは電磁放射が発生すると、ビデオフレームを時期尚早に終了して、新しいビデオフレームを開始することができる。この点において、撮像デバイス428の付近の医療デバイスの動作は、例えば、電子シャッタモジュール450によって提供されるタイミングおよび/または制御を乱すことによって、撮像デバイス428のビデオ出力の質に影響を及ぼすことができる。

10

【0048】

図5Aは、実施形態による、医療デバイス（例えば、碎石器）の動作に起因する、撮像デバイス上のフレームリセットを図示する、タイミング図500である。タイミング図500は、同期または電磁放射パルスが、例えば、図1に関して上記で説明される医療デバイス124等の医療デバイスによって送達される期間を図示する、上の部分501を含む。タイミング図500は、例えば、図2～4に関して上記で説明される撮像デバイス228、238、および428等の、医療処置で医療デバイスとともに使用されている所与の撮像デバイスからのビデオ出力と関連付けられる複数のビデオフレームを図示する、下の部分502を含む。

20

【0049】

タイミング図500の上の部分501は、医療デバイスが電磁放射パルスを治療領域に送達しない、または同期パルスを撮像デバイスに送信する、期間503a、503b、503c、および503d（斜線パターンで示されている）を含む。期間506a、506b、および506c（白いパターンで示されている）は、医療デバイスが電磁放射パルスを治療領域に送達するか、または同期パルスを送信する、期間を図示する。例えば、時間インスタンス504aおよび505aは、それぞれ、期間506a中に患者に送達される電磁放射パルスの開始および終了と関連付けられる。治療領域に送達される電磁放射が結石に到達する時に、燃焼閃光が生じ得る。燃焼閃光は、例えば、大きなパルスまたは電磁放射のブラストとして、撮像デバイスによって受容することができる。電磁放射および/または同期パルスの間の期間 T_L は、医療デバイスの動作の周波数（ F_L ）と関連付けられる。

30

【0050】

タイミング図500の下の部分502は、撮像デバイスによって生成されるビデオフレームへの医療デバイスのパルス効果の実施例を図示する。この実施例では、撮像デバイスは、ビデオフレーム内の各行が、同じフレーム内の隣接行の露出開始時間からオフセットされる露出開始時間（例えば、行リセット）を有するように、ローリングシャッタを使用して操作される。また、撮像デバイスの周波数（すなわち、フレームレート）は、医療デバイスの動作の周波数（ F_L ）と実質的に同じである。

40

【0051】

図5Aは、複数の有効行510（斜線パターンで示されている）を含む、下の部分502の初め（左）にフレームAを示す。有効行510は、例えば、閾値数を上回る有効ピクセルの数を含み、医療デバイスによって生成される同期パルス、または撮像デバイスにおいて医療デバイスと関連付けられる電磁放射（例えば、燃焼閃光）を受容することから発生するフレームリセットの結果として、時期尚早に終了または破損されていない行である。有効ピクセルは、例えば、適正に動作する（例えば、欠陥がない）、および/または非常に高いレベルの電磁放射に暴露されることから飽和していないピクセルとなり得る。フレームAは、医療デバイスが電磁放射を治療領域に送達しない、または同期パルスを送信

50

する、期間 5 0 3 a 内に発生する。

【 0 0 5 2 】

フレーム B は、有効行 5 1 0 である第 1 および第 2 の上の行を有して示されている。第 1 および第 2 の行の両方は、医療デバイスが電磁放射を治療領域に送達しない、または同期パルスを送信する、期間 5 0 3 a 内に発生する。しかしながら、フレーム B の第 3 の行（点線パターンで示されている）の終了部分は、医療デバイスが電磁放射を治療領域に送達する、または同期パルスを送信して撮像デバイスおよび医療デバイスを同期化する、期間 5 0 6 a 内に発生する。この実施例では、医療デバイスのパルスは、フレーム B が、その第 3 の行で時期尚早に終了される（すなわち、時期尚早のフレームの終了）ように、撮像デバイスにおいてフレームリセットをもたらす（すなわち、撮像デバイス内の回路がフレームリセットを生成する）。フレーム B の第 3 の行は、発生するフレームリセットによって破損される。破損した行 5 1 4 は、医療デバイスのパルスによって生成されるフレームリセットに起因する無効ピクセルの数を含む、行となり得る。

10

【 0 0 5 3 】

撮像デバイスは、フレーム B の時期尚早の終了の結果として発生するフレームリセット後に、新しいフレーム C を開始する。しかしながら、フレーム C は、その第 1 の行として、無効行 5 1 6（白いパターンで示されている）を有する。フレーム C の第 1 の行は、医療デバイスが期間 5 0 6 a 内でパルスを生成するときに始まる。フレーム C の第 1 の有効行 5 1 0 は、その第 2 の行である。フレーム B に関して示されたように、フレーム C の第 3 の行は、フレーム C がその第 3 の行で時期尚早に終了されるように、期間 5 0 6 b 中に医療デバイスによって生成されるパルスから発生するフレームリセットによって破損される。図 5 A はまた、期間 5 0 6 c 中に医療デバイスによって生成されるパルスに起因する無効行 5 1 6 をその最上行として有する、フレーム D も示す。しかしながら、フレーム D 内の残りの行は、医療デバイスが電磁放射パルスを送達しない、または同期パルスを送信する期間 5 0 3 d 内で発生する際に、有効行 5 1 0 である。

20

【 0 0 5 4 】

図 5 A で説明される実施例は、撮像デバイスのフレームレートと実質的に同じ周波数で医療デバイスを操作することの効果を図示する。複数のビデオフレーム、場合によっては、複数の連続ビデオフレームを、医療デバイスの動作によって時期尚早に終了させることができる。終了されたビデオフレームは、有効行があるとすれば、少ししか含まなくてもよい。この点において、複数のビデオ出力は、医療デバイスによって生成されるパルスが撮像デバイスに及ぼす効果によって大きく影響され得る。結果として、医療施術者は、医療処置（例えば、碎石手技）の実施を効果的に支援するために、撮像デバイスによって生成されるビデオ出力を使用することができない場合がある。

30

【 0 0 5 5 】

図 5 B は、実施形態による、撮像デバイスが、例えば、医療デバイスの動作の周波数の 2 倍（またはそれ以上）で操作されるとき増加した数の有効行を図示する、タイミング図 5 5 0 である。タイミング図 5 5 0 は、例えば、図 1 に関して上記で説明される医療デバイス 1 2 4 等の医療デバイスによって、電磁放射パルスが送達される、または同期パルスが送信される期間を図示する、上の部分 5 5 1 を含む。タイミング図 5 5 0 は、例えば、図 2 ~ 4 に関して上記で説明される撮像デバイス 2 2 8、2 3 8、および 4 2 8 等の、医療処置（例えば、碎石手技）で使用されている所与の撮像デバイスからのビデオ出力と関連付けられる複数のフレームを図示する、下の部分 5 5 2 を含む。この実施例では、撮像デバイスは、医療デバイスの動作の周波数の少なくとも 2 倍である周波数を有する、フレームレートで動作する。いくつかの実施形態では、フレームレートは、医療デバイスの動作の周波数（パルス周波数）の 2 倍未満になり得る。

40

【 0 0 5 6 】

タイミング図 5 5 0 の上部分 5 5 1 は、医療デバイスが電磁放射パルスを治療領域に送達しない、または同期パルスを撮像デバイスに送信する、期間 5 5 3 a、5 5 3 b、5 5 3 c、および 5 5 3 d（斜線パターンで示されている）を含む。期間 5 5 6 a、5 5 6 b

50

、および 556c (白いパターンで示されている) は、医療デバイスが電磁放射パルス进行治疗領域に送達するか、または同期パルスを送信する、期間を図示する。例えば、時間インスタンス 554a および 555a は、それぞれ、期間 556a 中に患者に送達される電磁放射パルスの開始および終了と関連付けられる。電磁放射および / または同期パルスの間の期間 T_L は、医療デバイスの動作の周波数 (F_L) と関連付けられ、図 5A に示されるのと実質的に同じ期間である。

【0057】

タイミング図 550 の下の部分 552 は、撮像デバイスのフレームレートを、医療デバイスの動作の周波数 (例えば、エネルギーまたはパルス周波数) の少なくとも 2 倍の周波数に増加させることの効果の実施例を図示する。この実施例では、撮像デバイスは、ビデオフレーム内の各行が、同じビデオフレーム内の隣接行の露出開始時間からオフセットされる露出開始時間 (例えば、行リセット) を有するように、ローリングシャッタを使用して操作される。

【0058】

図 5B は、複数の有効行 560 (斜線パターンで示されている) を含む、下の部分 552 の初め (左) にフレーム A を示す。フレーム A は、医療デバイスが電磁放射进行治疗領域に送達しない、または同期パルスを送信する、期間 553a 内に発生する。フレーム B は、有効行 560 である、その上の 4 つの行を有して示されている。フレーム B の上の 4 つの行は、医療デバイスが電磁放射进行治疗領域に送達しない、または同期パルスを送信する、期間 553a 内に発生する。しかしながら、フレーム B の第 5 の行 (点線パターンで示されている) の終了部分は、医療デバイスが電磁放射进行治疗領域に送達する、または同期パルスを送信して撮像デバイスおよび医療デバイスを同期化する、期間 556a 内に発生する。この実施例では、医療デバイスのパルスは、フレーム B が、その第 5 の行で時期尚早に終了される (すなわち、時期尚早のフレームの終了) ように、フレームリセットを生成する。フレーム B の第 5 の行は、発生するフレームリセットによって破損され、破損した行 564 として示されている。

【0059】

撮像デバイスのより高いフレームレートにより、フレーム B の時期尚早の終了後に発生する所与のビデオフレームは、撮像デバイスのフレームレートと関連付けられる周波数が、医療デバイスの動作の周波数と実質的に同じであるときに、フレームの時期尚早の終了後に発生するビデオフレームよりも多くの有効行を有する可能性が高い。例えば、新しいフレーム C が、フレーム B の時期尚早の終了の結果として発生するフレームリセットに続く。しかしながら、フレーム C は、医療デバイスが期間 556a 内にパルスを生成するときに始まる無効行 566 (白いパターンで示されている) を、その最上行として有する。フレーム C の最上行は無効行 556 であるが、フレーム C の残りの行は期間 553b 中に発生し、有効行 560 である。フレーム C の最後の有効行 560 の後に、予定されたフレームリセットが発生し、新しいフレーム D が期間 553b 中に始まる。フレーム B と同様に、フレーム D は、期間 556b 中に医療デバイスによって生成されるパルスの結果として、最上部からその第 5 の行で時期尚早に終了する。フレーム E は、全ての行が有効行 560 である、下の部分 552 の終わり (右) に示されている。

【0060】

撮像デバイスが医療デバイスの動作の周波数の 2 倍 (またはそれ以上) で操作されるとき、信号対雑音比のわずかな損失を伴って画像情報を回復することが可能である。例えば、一実施形態では、複数対の隣接 (または 2 つより多くの) ビデオフレーム (例えば、図 5B のフレーム C およびフレーム D) を追加すること、組み合わせること等ができ、あるいは、より低い周波数またはフレームレートで動作する撮像デバイスの挙動を実質的に複製するように、少なくとも複数対の各隣接ビデオフレームの有効部分を追加すること、組み合わせること等ができる。撮像システムを通して受け入れられてもよい待ち時間の量に応じて、時間エイリアシング効果を最小限化しながら、隣接ビデオフレームの有効行内の情報を組み合わせるために、例えば、 $\sin(x)/x$ フィルタ等の、より複雑な時間フ

10

20

30

40

50

フィルタリング動作を使用することができる。また、撮像デバイスにおけるフレームレートの増加は、典型的にはローリングシャッタによって生成される、見かけの動きアーチファクトを低減することができる。

【0061】

いくつかの実施形態では、撮像デバイスのフレームレートが医療デバイスの動作の周波数の2倍未満であるときの有効フレーム（または有効フレームの複数部分）を画定するために、補間、外挿、フレーム遅延、および/またはその他等のフレーム処理技法を使用することができる。例えば、無効フレームの複数部分（または全体）に取って代わる有効フレームの複数部分（または全体）を生成するように、1つ以上のフレームと関連付けられる情報を補間することができる。いくつかの実施形態では、補間を行う時間を許容するように、操作者へのフレーム（例えば、有効フレーム）の表示を遅延させることができる（例えば、数フレーム遅延される）。遅延の持続時間は、例えば、操作者にとって、遅延が実質的に知覚できないように画定することができる。

10

【0062】

いくつかの実施形態では、撮像デバイス（例えば、撮像センサ）は、電源オンリセット（POR）動作の終了時に、または、例えば、医療デバイスからの同期パルス等の同期信号の受信時に、読み出し動作または過程が発生するように構成することができる。撮像デバイスのある構成要素および/または部分の内部状態が適正に設定されていることを保証するように、POR動作の持続時間が短いことが望ましくてもよい。いくつかの実施形態では、POR動作の終了時に、撮像デバイスは、行のそれぞれをリセットすることができ、行の露出または積分動作が発生した後まで、読み出し動作を行わなくてもよい。代わりに、読み出し動作を伴うPOR動作に従い、読み出し動作後に行のリセットを発生させることによって、医療施術者に提示することができる完全かつ有効なビデオフレームを生成するよう、2つの完全なビデオフレームのそれぞれの中の有効行を追加する、または組み合わせることができるように、医療デバイスのパルスの間で、少なくとも2つの完全な（すなわち、時期尚早に終了されていない）ビデオフレームを読み出させることが可能であってもよい。

20

【0063】

上記で説明されるように、場合によっては、医療デバイスによって生成される電磁放射パルスは、燃焼閃光をもたらし得る。結石の燃焼（例えば、断片化）に起因する光または閃光は、所与の撮像デバイスにおいてピクセルを飽和させ得る。多数の飽和ピクセルは、撮像デバイスからのビデオ出力の中の画像情報の損失をもたらし得る。これらの場合において、撮像デバイスは、ビデオ出力の質に影響を及ぼすように、ピクセルに起因する情報の損失のためにリセット（例えば、フレームリセット）する必要はない。

30

【0064】

図6Aは、実施形態による、医療デバイス（例えば、砕石器）の動作に起因する飽和ピクセルを伴う行を図示する、タイミング図である。タイミング図600は、燃焼閃光または他の類似電磁放射が、例えば、図1に関して上記で説明される医療デバイス124等の医療デバイスによって送達されるパルスに起因する期間を図示する、上の部分601を含む。タイミング図600は、例えば、図2～4に関して上記で説明される撮像デバイス228、238、および428等の、医療処置（例えば、砕石手技）で医療デバイスとともに使用されている所与の撮像デバイスからのビデオ出力と関連付けられる複数のビデオフレームを図示する、下の部分602を含む。

40

【0065】

タイミング図600の上の部分601は、医療デバイスが電磁放射パルスを治療領域に送達しない、または同期パルスを撮像デバイスに送信する、期間603a、603b、603c、および603d（斜線パターンで示されている）を含む。期間606a、606b、および606c（白いパターンで示されている）は、燃焼閃光または他の類似電磁放射が、医療デバイスによって送達されるパルスに起因する期間を図示する。燃焼閃光は、例えば、大きなパルスまたは電磁放射のブラストとして、撮像デバイスによって受容する

50

ことができる。時間インスタンス 6 0 4 a および 6 0 5 a は、それぞれ、期間 6 0 6 a 中に発生する燃焼閃光または光の開始および終了と関連付けられる。閃光の間の期間 T_L は、医療デバイスの動作の周波数 (F_L) と関連付けられる。

【0066】

タイミング図 6 0 0 の下の部分 6 0 2 は、撮像デバイスによって生成されるビデオフレームへの高いレベルの電磁放射（例えば、閃光）の効果の実施例を図示する。この実施例では、撮像デバイスは、ビデオフレーム内の各行が、同じフレーム内の隣接行の露出開始時間からオフセットされる露出開始時間（例えば、行リセット）を有するように、ローリングシャッタを使用して操作される。また、撮像デバイスの周波数（すなわち、フレームレート）は、医療デバイスの動作の周波数 (F_L) と実質的に同じである。

10

【0067】

図 6 A は、複数の有効行 6 1 0（斜線パターンで示されている）を含む、下の部分 6 0 2 の初め（左）にフレーム A を示す。有効行 6 1 0 は、例えば、閾値数を上回る有効ピクセルの数を含む行である。有効ピクセルは、例えば、適正に動作する（例えば、欠陥がない）、および / または非常に高いレベルの電磁放射に暴露されることから飽和していないピクセルとなり得る。フレーム A は、医療デバイスが電磁放射を治療領域に送達しない、または同期パルスを送信する、期間 6 0 3 a 内に発生する。

【0068】

フレーム B は、有効行 6 1 0 である、その上の 3 つの行を有して示されている。フレーム B の上の 3 つの行は、医療デバイスと関連付けられる閃光または他の類似送達電磁放射が撮像デバイスにおいて受容されない、期間 6 0 3 a 内に発生する。しかしながら、フレーム B の第 4 の行（点線パターンで示されている）の終了部分は、非常に高いレベルの電磁放射が撮像デバイスにおいて受容される、期間 6 0 6 a 内に発生する。電磁放射のレベルは、フレーム B の第 4 の行内の多数のピクセルを飽和させるように十分高い。フレーム B の第 4 の行は、ピクセルの飽和によって破損され、無効行 6 1 4 として示されている。フレーム B の残りの行も期間 6 0 6 a 内で発生し、また、撮像デバイス上の高いレベルの電磁放射に起因するピクセルの飽和によって破損される。フレーム B の残りの行はそれぞれ、多数の飽和ピクセルを含むことができ、無効行 6 1 6（白いパターンで示されている）として示されている。この実施形態では、フレーム B の第 4 の行が、撮像デバイス上の高いレベルの電磁放射によって破損されるフレーム B の第 1 の行である一方で、撮像デバイスはリセットせず（すなわち、フレーム B が時期尚早に終了されない）、フレーム B の残りの行は高いレベルの電磁放射に暴露される。

20

30

【0069】

図 6 A のフレーム C、D、E、および F は、医療デバイスの動作に起因し得る高いレベルの電磁放射の期間中に、ある行を発生させることの効果を示す。例えば、フレーム C は、有効行 6 1 0 である、2 つだけの行を含み、フレーム D は、有効行 6 1 0 である、2 つだけの行を含み、フレーム E は、1 つだけの有効行 6 1 0 を含み、フレーム F は、9 つの有効行 6 1 0 を含む。

【0070】

図 6 A で説明される実施例は、撮像デバイスのフレームレートと実質的に同じ周波数で医療デバイスを操作することの効果を図示する。医療デバイスの動作によって生成されるピクセル飽和効果により、複数のビデオフレーム、場合によっては、複数の連続ビデオフレームは、非常に限定された数の有効行を有することができる。この点において、ビデオ出力の質は、医療デバイスの動作と関連付けられる燃焼閃光または類似電磁放射が撮像デバイスに及ぼす効果によって大きく影響され得る。結果として、医療施術者は、医療処置（例えば、碎石手技）の実施を効果的に支援するために、撮像デバイスによって生成されるビデオ出力を使用することができない場合がある。

40

【0071】

図 6 B は、実施形態による、撮像デバイスが、例えば、医療デバイスの動作の周波数の 2 倍（またはそれ以上）で操作されるとき増加した数の有効行を図示する、タイミング

50

図である。タイミング図 6 5 0 は、燃焼フラッシュまたは他の類似電磁放射が、例えば、図 1 に関して上記で説明される医療デバイス 1 2 4 等の医療デバイスによって送達されるパルスに起因する期間を図示する、上の部分 6 5 1 を含む。タイミング図 6 5 0 は、例えば、図 2 ~ 4 に関して上記で説明される撮像デバイス 2 2 8、2 3 8、および 4 2 8 等の、医療処置（例えば、砕石手技）で使用されている所与の撮像デバイスからのビデオ出力と関連付けられる複数のフレームを図示する、下の部分 6 5 2 を含む。撮像デバイスは、医療デバイスの動作の周波数の少なくとも 2 倍である周波数を有する、フレームレートで動作する。いくつかの実施形態では、フレームレートは、医療デバイスの動作の周波数の 2 倍未満になり得る。

【0072】

タイミング図 6 5 0 の上部分 6 5 1 は、医療デバイスが電磁放射パルスを治療領域に送達しない、または同期パルスを撮像デバイスに送信する、期間 6 5 3 a、6 5 3 b、6 5 3 c、および 6 5 3 d（斜線パターンで示されている）を含む。期間 6 5 6 a、6 5 6 b、および 6 5 6 c（白いパターンで示されている）は、燃焼フラッシュまたは他の類似電磁放射が、医療デバイスによって送達されるパルスに起因する期間を図示する。例えば、時間インスタンス 6 5 4 a および 6 5 5 a は、それぞれ、期間 6 5 6 a 中に発生する燃焼フラッシュまたは類似電磁放射の開始および終了と関連付けられる。閃光の間の期間 T_L は、医療デバイスの動作の周波数（ F_L ）と関連付けられ、図 6 A に示されるのと実質的に同じ期間である。

【0073】

タイミング図 6 5 0 の下の部分 6 5 2 は、撮像デバイスのフレームレートを、医療デバイスの動作の周波数（例えば、エネルギーまたはパルス周波数）の少なくとも 2 倍の周波数に増加させることの効果の実施例を図示する。この実施例では、撮像デバイスは、ビデオフレーム内の各行が、同じビデオフレーム内の隣接行の露出開始時間からオフセットされる露出開始時間（例えば、行リセット）を有するように、ローリングシャッタを使用して操作される。

【0074】

図 6 B は、その行の全てが有効行 6 6 0（斜線パターンで示されている）である、下の部分 6 5 2 の初め（左）にフレーム A を示す。フレーム A は、医療デバイスが電磁放射を治療領域に送達しない、または同期パルスを送信する、期間 6 5 3 a 内に発生する。フレーム B は、有効行 6 6 0 である、その上の 3 つの行およびその下の 2 つの行を有して示されている。フレーム B の上の 3 つの行は、医療デバイスと関連付けられる閃光または他の類似送達電磁放射が撮像デバイスにおいて受容されない、期間 6 5 3 a 内に発生する。同様に、フレーム B の下の 2 つの行は、医療デバイスと関連付けられる閃光または他の類似送達電磁放射が撮像デバイスにおいて受容されない、期間 6 5 3 a 内に発生する。しかしながら、フレーム B の第 4 の行（点線パターンで示されている）の終了部分は、非常に高いレベルの電磁放射が撮像デバイスにおいて受信される、期間 6 5 6 a 内に発生する。電磁放射のレベルは、フレーム B の第 4 の行内の多数のピクセルを飽和させるように十分高い。フレーム B の第 4 の行は、ピクセルの飽和によって破損され、無効行 6 6 4 として示されている。期間 6 0 6 a 内に発生するフレーム B の残りの行も、撮像デバイス上の高いレベルの電磁放射に起因するピクセルの飽和によって破損され、無効行 6 6 6（白いパターンで示されている）として示されている。

【0075】

図 6 B のフレームと対照的に、図 6 B のフレーム C、D、E、および F は、医療デバイスの動作周波数の少なくとも 2 倍である周波数（例えば、フレームレート）で撮像デバイスを操作することの結果として、多数の有効行を有する。例えば、フレーム C は、有効行 6 6 0 である、6 つの行を含み、フレーム D は、有効行 6 6 0 である、6 つの行を含み、フレーム E は、5 つの有効行 6 6 0 を含み、フレーム F は、9 つの有効行 6 6 0 を含む。

【0076】

撮像デバイスが医療デバイスの動作の周波数の 2 倍（またはそれ以上）で操作されると

10

20

30

40

50

き、信号対雑音比のわずかな損失を伴って画像情報を回復することが可能である。例えば、一実施形態では、隣接ビデオフレーム（例えば、図 6 B のフレーム B、C および / またはフレーム D）を追加する、または組み合わせることができ、あるいは、より低い周波数またはフレームレートで動作する撮像デバイスの挙動を実質的に複製するように、少なくとも隣接ビデオフレームの有効部分を追加する、または組み合わせることができる。いくつかの実施形態では、ビデオフレームの周波数よりも低い周波数（例えば、フレームレート）でビデオフレームを生成するように、行を調整、置換、および / または修正することによって、ビデオフレームを追加する、または組み合わせることができる。

【0077】

図 7 は、実施形態による、無効行を置換するように構成されるモジュール 700 のシステムブロック図である。モジュール 700 は、行有効化モジュール 720 と、セクタ 730 と、フレームバッファモジュール 710 とを含む。いくつかの実施形態では、モジュール 700 は、画像データモジュール 705 を含むことができる。他の実施形態では、画像データモジュール 705 は、モジュール 700 から分離することができる。いくつかの実施形態では、モジュール 700 は、図 2 および 3 に関して上記で説明される画像処理モジュール 220 および 320 等の画像処理モジュールに含むことができる。他の実施形態では、モジュール 700 は、図 4 に関して上記で説明される撮像デバイス 420 等の、画像処理能力を有するように構成される撮像デバイスに含むことができる。モジュール 700 の構成要素は、ソフトウェアベース、またはハードウェアベースおよびソフトウェアベースとなり得る。

【0078】

画像データモジュール 705 は、所与のビデオフレームの 1 つ以上の行と関連付けられる情報を含む、ビデオフレーム情報を記憶するように構成される。画像データモジュール 705 は、そのビデオフレームからの 1 つ以上の行と関連付けられる情報を含む、出力 071 を生成するように構成される。画像データモジュール 705 は、出力 071 を行有効化モジュール 720 およびセクタ 730 に送信するように構成される。

【0079】

行有効化モジュール 720 は、画像データモジュール 705 から出力 071 を受信するように構成される。行有効化モジュール 720 は、受信した行が有効であるか無効であるかを決定するように構成される。有効性決定は、例えば、行内の有効ピクセルの数または割合、行内の飽和ピクセルの数または割合、および / またはビデオフレームの時間インスタンスの前の時間インスタンスに関係する 1 つ以上のビデオフレーム内の関連行の有効性に基づくことができる。例えば、有効性決定は、異なるフレーム内の関連行（例えば、同じ場所の行）が有効であるか無効であるかに基づくことができる。行有効化モジュール 720 は、画像データモジュール 705 から受信される行が有効であるか無効であるかを示す、出力 072 を生成するように構成される。

【0080】

セクタ 730 は、画像データモジュール 705 からの出力 071 とフレームバッファモジュール 710 からの出力 074 との間で選択するように構成される。選択された出力は、セクタ 730 を通して、セクタ 730 によって生成される出力 073 に移送される。行有効化モジュール 720 からの出力 071 が、画像データモジュール 705 から受信された行が有効であると示すときに、セクタ 730 は、出力 071 を選択し、出力 071 に含まれる情報を出力 073 に移送するように構成される。出力 073 の中の有効行情報はまた、フレームバッファモジュール 710 に記憶される。行有効化モジュール 720 からの出力 071 が、画像データモジュール 705 から受信された行が無効であると示すときに、セクタ 730 は、出力 074 を選択し、出力 074 に含まれる情報を出力 073 に移送するように構成される。この点において、無効行は、バッファモジュール 710 の中の最後の有効行と置換される。

【0081】

医療処置（例えば、碎石手技）中に結石において生成される燃焼閃光が、撮像デバイス

10

20

30

40

50

における電力供給電圧またはオンチップバイアス電圧への変化をもたらし得る、撮像デバイスの中の大きな光電流（すなわち、光学的に生成された電流）を誘発することができるため、所与の撮像デバイスによって生成されるビデオ出力が影響を及ぼされ得る。これらの供給電圧の変化は、特に、電荷または電圧オフセット（例えば、ブラックレベルまたはゼロ光レベル）に関して、電磁放射へのピクセル反応（例えば、光反応）に影響を及ぼし得る。供給電圧変動の結果として電荷または電圧オフセットに発生する変化を補償または補正するためには、例えば、図４に関して上記で説明される暗ピクセル４３２等の撮像デバイス内の暗ピクセルを、異なる時間のインスタンスで異なるフレーム上で行われる測定に基づいて時間オフセット変化を決定するために使用することができる。

【００８２】

10

図８は、実施形態による、ピクセルオフセットの変化を補償するように構成されるモジュール８００の略ブロック図である。モジュール８００は、暗参照ピクセルモジュール８７０と、時間低域フィルタモジュール８８０と、加算器８９０とを含む。いくつかの実施形態では、モジュール８００は、画像データモジュール８０５を含むことができる。他の実施形態では、画像データモジュール８０５は、モジュール８００から分離することができる。いくつかの実施形態では、モジュール８００は、図２および３に関して上記で説明される画像処理モジュール２２０および３２０等の画像処理モジュールに含むことができる。他の実施形態では、モジュール８００は、図４に関して上記で説明される撮像デバイス４２０等の、画像処理能力を有するように構成される撮像デバイスに含むことができる。モジュール８００の構成要素は、ソフトウェアベース、またはハードウェアベースおよびソフトウェアベースとなり得る。

20

【００８３】

画像データモジュール８０５は、所与のビデオフレームの１つ以上の行と関連付けられる情報を含む、ビデオフレーム情報を記憶するように構成される。画像データモジュール８０５は、ビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を含むことができる。画像データモジュール８０５は、そのビデオフレームからの１つ以上の行と関連付けられる情報、および／またはそのビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を含む、出力０８１を生成するように構成される。画像データモジュール８０５は、ビデオフレーム情報を加算器８９０に送信し、暗ピクセル情報を暗参照ピクセルモジュール８７０に送信するように構成される。

30

【００８４】

暗参照ピクセルモジュール８７０は、ビデオフレームの１つ以上の行と関連付けられる暗ピクセル情報を受信するように構成される。暗参照ピクセルモジュール８７０は、暗ピクセル情報を収集、組織化、および／または処理するように構成される。いくつかの実施形態では、暗参照ピクセルモジュール８７０は、１つ以上のビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を記憶するバッファ（図示せず）を含むことができる。暗参照ピクセルモジュール８７０は、暗参照ピクセルモジュール８７０によって受信および／または処理される暗ピクセル情報と関連付けられる情報を含む、出力０８２を生成するように構成される。

【００８５】

40

時間低域フィルタモジュール８８０は、暗参照ピクセルモジュール８７０から出力０８２を受信するように構成される。時間低域フィルタモジュール８８０は、ビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報、またはビデオフレームの時間の前の時間にあるビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を時間的および／または空間的にフィルタにかけるように構成される。例えば、時間低域フィルタモジュール８８０の中で発生するフィルタリングは、現在のビデオフレームから、および／または１つ以上の以前のビデオフレームからの暗ピクセル情報に基づくことができる。時間低域フィルタモジュール８８０によって提供されるフィルタリングは、特に、後に大きい利得がビデオフレームと関連付けられる情報に適用されたときに、撮像デバイス内の通常レベルの雑音がビデオ出力の中の画像を乱すことを防止または低減するために使用することができる。時間低域フィルタモ

50

ジュール 880 は、フィルタにかけられた暗ピクセル情報を含む、出力 083 を生成するように構成される。加算器 890 は、画像データモジュール 805 からの出力 081 の中のビデオフレーム情報から、出力 083 の中のフィルタにかけられた暗ピクセルを差し引くように構成される。ビデオフレーム情報からフィルタにかけられた暗ピクセル情報を差し引くことによって、モジュール 800 は、医療デバイスの動作と関連付けられる燃焼閃光に起因する供給電圧の変動から撮像デバイスによって生成される電荷または電圧オフセットの変化を補償することができる。

【0086】

図 9 は、実施形態による、無有効を置換するように、およびピクセルオフセットの変化を補償するように構成されるモジュール 900 の略ブロック図である。モジュール 900 は、暗参照ピクセルモジュール 970 と、時間低域フィルタモジュール 980 と、高速定着フィルタモジュール 995 と、セクタ 940 と、フレームバッファモジュール 910 と、閃光検出器モジュール 915（例えば、碎石術閃光検出器モジュール）と、セクタ 930 と、加算器 990 とを含む。いくつかの実施形態では、モジュール 900 は、画像データモジュール 905 を含むことができる。他の実施形態では、画像データモジュール 905 は、モジュール 900 から分離することができる。いくつかの実施形態では、モジュール 900 は、図 2 および 3 に関して上記で説明される画像処理モジュール 220 および 320 等の画像処理モジュールに含むことができる。他の実施形態では、モジュール 900 は、図 4 に関して上記で説明される撮像デバイス 420 等の、画像処理能力を有するように構成される撮像デバイスに含むことができる。モジュール 900 の構成要素は、ソフトウェアベース、またはハードウェアベースおよびソフトウェアベースとなり得る。

10

20

【0087】

画像データモジュール 905 は、所与のビデオフレームの 1 つ以上の行と関連付けられる情報を含む、ビデオフレーム情報を記憶するように構成される。画像データモジュール 905 は、ビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を含むことができる。画像データモジュール 905 は、そのビデオフレームからの 1 つ以上の行と関連付けられる情報、および / またはそのビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を含む、出力 091 を生成するように構成される。画像データモジュール 905 は、出力 091 の中のビデオフレーム情報を、セクタ 930、フレームバッファモジュール 910、および / または閃光検出器モジュール 915 に送信するように構成される。画像データモジュール 905 は、出力 091 の中の暗ピクセル情報を暗参照ピクセルモジュール 970 に送信するように構成される。

30

【0088】

閃光検出器モジュール 915 は、ビデオフレームからの 1 つまたは複数の受信した行が有効であるか無効であるかを決定するように構成される。閃光検出器モジュール 915 は、例えば、ビデオフレームからの行の有効性に基づいて、閃光または類似電磁放射が医療デバイスと関連して発生するときに決定するように構成される。閃光検出器モジュール 915 は、画像データモジュール 905 から受信される行が有効であるか無効であるかを示す、出力 095 を生成するように構成される。閃光検出器モジュール 915 は、行が有効行であると決定されるときに、フレームバッファモジュール 910 上での有効行の記憶を可能にするように構成される。

40

【0089】

セクタ 930 は、画像データモジュール 905 からの出力 091 とフレームバッファモジュール 910 からの出力 097 との間で選択するように構成される。選択された出力は、セクタ 930 を通して、セクタ 930 によって生成される出力 096 に移送される。閃光検出器 915 からの出力 091 が、画像データモジュール 905 から受信された行が有効であると示すときに、セクタ 930 は、出力 091 を選択し、出力 091 に含まれる情報を出力 096 に移送するように構成される。出力 096 の中の有効行情報はまた、フレームバッファモジュール 910 に記憶される。閃光検出器 915 からの出力 091 が、画像データモジュール 905 から受信された行が無効であると示すときに、セク

50

タ 9 3 0 は、出力 0 9 7 を選択し、出力 0 9 7 に含まれる情報を出力 0 9 6 に移送するように構成される。フレームバッファモジュール 9 1 0 は、閃光検出器 9 1 5 によって無効と見なされる受信した行の少なくとも一部分を置換または補正するために使用することができる、有効行（例えば、以前のフレームからの有効行）と関連付けられる情報を、出力 0 9 6 に含むように構成される。例えば、無効行は、フレームバッファモジュール 9 1 0 に記憶された最後の有効行と置換することができる。

【 0 0 9 0 】

暗参照ピクセルモジュール 9 7 0 および時間低域フィルタモジュール 9 8 0 は、それぞれ、図 8 に関して上記で説明される暗参照ピクセルモジュール 8 7 0 および時間低域フィルタモジュール 8 8 0 と同様になり得る。暗参照ピクセルモジュール 9 7 0 は、暗参照ピクセルモジュール 9 7 0 によって受信および / または処理される暗ピクセル情報と関連付けられる情報を含む、出力 0 9 2 を生成するように構成される。出力 0 9 2 は、時間低域フィルタモジュール 9 8 0 および高速定着フィルタモジュール 9 9 5 によって受信される。高速定着フィルタモジュール 9 9 5 は、ビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報、またはビデオフレームの時間の前の時間（例えば、相対的時間）にあるビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を時間的および / または空間的にフィルタにかけるように構成される。

【 0 0 9 1 】

セクタ 9 4 0 は、時間低域フィルタモジュール 9 8 0 からの出力 0 9 3 と高速定着フィルタモジュール 9 9 5 からの出力 0 9 4 との間で選択するように構成される。選択された出力は、セクタ 9 4 0 を通して、セクタ 9 4 0 によって生成される出力 0 9 8 に移送される。閃光検出器 9 1 5 からの出力 0 9 1 が、画像データモジュール 9 0 5 から受信された行が有効であると示すときに、セクタ 9 4 0 は、出力 0 9 3 を選択し、出力 0 9 3 に含まれる情報を出力 0 9 8 に移送するように構成される。閃光検出器 9 1 5 からの出力 0 9 1 が、画像データモジュール 9 0 5 から受信された行が無効であると示すときに、セクタ 9 4 0 は、出力 0 9 4 を選択し、出力 0 9 4 に含まれる情報を出力 0 9 8 に移送するように構成される。この点において、画像データモジュール 9 0 5 から受信される所定の数の行が無効であるとき、高速定着フィルタモジュール 9 9 5 が選択されることが望ましい。高速定着モードでは、次の有効行画像データモジュール 9 0 5 から受信されるまで、データをフレームバッファモジュール 9 1 0 の中にバッファすることができる。暗参照ピクセル情報は、暗参照ピクセル情報の個別サンプルの一部である雑音の大部分を取り消すか、または補償するように、十分に大量の情報サンプルが得られるまで収集される。補償された暗参照ピクセル情報は、ビデオデータ情報から差し引かれる電荷または電圧オフセットを決定するように平均化することができる。

【 0 0 9 2 】

加算器 9 9 0 は、セクタ 0 9 3 からの出力 0 9 6 の中のビデオフレーム情報から、セクタ 9 4 0 からの出力 0 9 8 の中の暗ピクセル情報（例えば、オフセット情報）を差し引いて、出力 0 9 9 を生成するように構成される。ビデオフレーム情報から暗ピクセル情報を差し引くことによって、モジュール 9 0 0 は、無効行を補償し、医療デバイスの動作と関連付けられる燃焼閃光に起因する供給電圧の変動から撮像デバイスによって生成される電荷または電圧オフセットの変化を補償することができる。

【 0 0 9 3 】

図 1 0 は、別の実施形態による、ピクセルオフセットの変化を補償するように構成されるモジュール 1 0 0 0 の略ブロック図である。モジュール 1 0 0 0 は、暗ピクセル係数モジュール 1 0 3 5 と、平均モジュール 4 5 と、暗参照ピクセルモジュール 1 0 7 0 と、時間低域フィルタモジュール 8 0 と、加算器 1 0 5 5、6 5、および 1 0 9 0 とを含む。いくつかの実施形態では、モジュール 1 0 0 0 は、画像データモジュール 1 0 0 5 および / またはキャリブレーションデータモジュール 1 0 2 5 を含むことができる。他の実施形態では、画像データモジュール 1 0 0 5 および / またはキャリブレーションデータモジュール 1 0 2 5 は、モジュール 1 0 0 0 から分離することができる。いくつかの実施形態では

、モジュール１００は、図２および３に関して上記で説明される画像処理モジュール２２０および３２０等の画像処理モジュールに含むことができる。他の実施形態では、モジュール１００は、図４に関して上記で説明される撮像デバイス４２０等の、画像処理能力を有するように構成される撮像デバイスに含むことができる。モジュール１００の構成要素は、ソフトウェアベース、またはハードウェアベースおよびソフトウェアベースとなり得る。

【００９４】

画像データモジュール１００５、暗参照ピクセルモジュール１０７０、および時間低域フィルタモジュール８０は、図８に関して上記で説明される、画像データモジュール８０５、暗参照ピクセルモジュール８７０、および時間低域フィルタモジュール８８０と同様である。この点において、画像データモジュール１００５からの出力０１０１は、そのビデオフレームからの１つ以上の行と関連付けられる情報、および／またはそのビデオフレームと関連付けられる暗ピクセル情報を含む。時間低域フィルタモジュール８０は、フィルタにかけられた暗ピクセル情報を含む、出力０１０３を生成するように構成される。

10

【００９５】

この実施形態では、製造過程の結果としてピクセル配列にわたって発生する、漏れ（暗）電流および／または他のオフセット（例えば、ソースフォロワ閾値電圧）の通常の変動に対処するように、ビデオフレーム内の各ピクセルのオフセットを個別に補正または補償することができる。

20

【００９６】

キャリブレーションデータモジュール１０２５は、所与の撮像デバイスのオフセット補正係数と関連付けられる情報を記憶するように構成される。一実施例では、オフセット補正係数は、製造またはシステムキャリブレーション動作中に取得または決定される、撮像デバイスのアレイの中の各暗ピクセルと関連付けられる電荷または電圧オフセットを含むことができる。キャリブレーションデータモジュール１０２５は、オフセット補正係数と関連付けられる情報を含む、出力０１０２を生成するように構成される。暗参照ピクセル係数モジュール１０３５は、オフセット補正係数と関連付けられる情報を処理するように構成される。平均モジュール１０４５は、暗参照ピクセル係数モジュール１０３５からのオフセット補正係数と関連付けられる、処理された情報を平均化するように構成される。平均モジュール１０４５は、平均オフセット補正係数を含む出力０１０３を生成するように構成される。

30

【００９７】

加算器１０５５は、時間低域フィルタモジュール１０８０からの出力０１０３から、平均モジュール１０４５からの出力０１０４を差し引いて、出力０１０５を生成するように構成される。加算器６５は、加算器１０５５からの出力０１０５およびキャリブレーションデータモジュール１０２５からの出力０２を加算して、出力０６を生成するように構成される。加算器１０９０は、画像データモジュール１００５からの出力０１０１から、加算器１０６５からの出力０１０６を差し引いて、出力０１０７を生成するように構成される。出力０１０７は、キャリブレーション状態と動作状態との間のオフセット差を補償するように調整されている、ビデオフレーム情報を含む。

40

【００９８】

図１１は、実施形態による、無有効行を置換するための方法を図示するフローチャートである。１１００では、所与のフレームと関連付けられる行が、撮像デバイス（例えば、画像センサ）から受信される。１１１０では、受信した行の中の飽和ピクセルの数が決定される。飽和ピクセルの数（または割合が）第１の所定の閾値数（または閾値割合）ＴＨ１を上回るとき、過程は、受信した行が無効行であると決定されるか、または見なされる、１１５０へ進む。飽和ピクセルの数（または割合が）第１の所定の閾値数（または閾値割合）ＴＨ１以下であるとき、過程は１１２０へ進む。一実施例では、飽和ピクセルの割合が、行の中のピクセルの総数の５０％を上回るときに、受信した行が無効であると見なすことができる。

50

【 0 0 9 9 】

1 1 2 0では、受信した行を含む同じフレーム内の前の行が無効行であり、現在の行の中の飽和ピクセルの数（または割合）が第2の所定の閾値数（または閾値割合）TH2を上回り、TH2がTH1よりも低いとき、次いで、過程は、受信した行が無効行であると決定されるか、または見なされる、1 1 5 0へ進む。そうでなければ、過程は、受信した行が有効行であると決定されるか、または見なされる、1 1 3 0へ進む。前の無効行は、無効と見なされた直前の行、または無効と見なされた受信した行を含む、フレームの所定の数の前の行内の行を含むことができる。1 1 3 0の後で、1 1 4 0では、有効行であると見なされる受信した行を、バッファに記憶することができる。

【 0 1 0 0 】

1 1 5 0の後で、1 1 6 0では、複数の連続フレーム（例えば、Nより多くの連続フレーム）内の受信した行と同じ行が無効であると見なされると、過程は、1 1 5 0で無効行であると見なされた、受信した行が、ここでは有効行であると見なされる、1 1 8 0へ進むことができる。そうでなければ、過程は、無効行であると見なされる受信した行が、受信した行を含むフレームの時間よりも早い時間（例えば、相対的時間）にあるフレームからの有効行を伴う受信した行を含む、フレーム内で置換される、1 1 7 0へ進むことができる。例えば、無効行であると見なされる受信した行を置換するために使用される有効行は、1 1 4 0におけるバッファに由来することができる。

【 0 1 0 1 】

上記の1 1 6 0および1 1 8 0に関して説明される補正動作は、同じ場所での連続無効行の結果として、ビデオ出力の中の画像の領域が相当な期間（例えば、1 0 0ミリ秒）にわたって静止することを防止するために使用することができる。そのような長い期間は、無効行の識別および処理を、人間の観察者（例えば、医療施術者）にとってより可視的にし、ときには、対処されることが求められるアーチファクトよりも好ましくなくすることができる。一実施例では、毎秒30フレーム（fps）のフレームレートで動作するとき、無効行が有効であると見なされる前に、1 1 6 0における連続フレームの数Nを、例えば、3つの連続置換に設定することができる。1 1 6 0における連続フレームの数（N）の選択は、見かけの待ち時間、および/または無効行としての行の間違った分類または誤分類の可能性あるいは確率を含む、種々の要因に依存し得る

図12は、実施形態による、医療デバイス（例えば、碎石器）に近接して撮像デバイスを使用する方法を図示するフローチャートである。ステップ1200では、図2～4に関して上記で説明される撮像デバイス228、328、および428等の撮像デバイスが、患者の体内に挿入される。1210では、1200での挿入後に、図1に関して上記で説明される医療デバイス124等の医療デバイスが、例えば、電磁エネルギーまたは同期パルス患者の身体に伝達（例えば、放出）するように起動される。撮像デバイスは、例えば、医療デバイスの動作の周波数（例えば、エネルギーまたはパルス周波数）の少なくとも2倍のフレーム周波数で、複数のフレーム（例えば、ビデオフレーム）を生成する。撮像デバイスは、医療デバイスからの同期パルスまたは医療デバイスと関連付けられる電磁エネルギーのうちの少なくとも1つに応じて、複数のフレームから少なくとも現在のフレームを終了する。複数のフレームからの各フレーム内の各業の開始またはリセット時間は、同じフレーム内の隣接行の開始またはリセット時間からオフセットされる。

【 0 1 0 2 】

1220では、医療デバイスから患者の身体に伝達（例えば、放出）される電磁放射またはエネルギーの電力レベルが調整される。一実施例では、電力レベルは、医療施術者によって調整される。別の実施例では、電力レベルは、例えば、図2に関して上記で説明される制御モジュール210等の医療デバイスによって、所定のレベルに調整される。1230では、撮像デバイスからの複数のフレームのフレーム周波数またはフレームレートが調整される。1240では、複数のフレームからの1つのフレームを、有効フレームであると決定することができる。いくつかの実施形態では、有効フレームは、複数のフレームからの2つ以上のフレームの有効部分を追加すること、または組み合わせることに起因す

10

20

30

40

50

ることができる。有効フレームであると決定されるフレームを含む、複数の有効フレームを生成することができる。複数の有効フレームは、複数のフレームのフレーム周波数よりも低いフレーム周波数を有する。

【0103】

種々の実施形態が上記で説明されているが、それらは、限定ではなく一例のみとして提示されていることを理解されたい。例えば、本明細書で説明される撮像システムは、説明される異なる実施形態の構成要素および／または特徴の種々の組み合わせおよび／または下位の組み合わせを含むことができる。画像処理モジュールの実施形態は、本明細書で説明される撮像デバイスを伴わずに提供することができる。他の実施形態では、画像処理モジュールの構成要素および／または特徴は、撮像デバイスに含むことができる。医療デバイスの使用を参照し、医療処置（例えば、碎石手技）に関して説明されているが、撮像デバイスおよび画像処理モジュール、ならびに撮像デバイスおよび画像処理モジュールを使用する方法は、他の症状の治療で使用できることを理解されたい。

10

【0104】

いくつかの実施形態は、プロセッサと、種々のプロセッサ実装動作を行うための命令またはコンピュータコードをその上に有する、関連プロセッサ可読媒体を含んでもよい。そのようなプロセッサは、組み込みマイクロプロセッサ、コンピュータシステムの一部としてのマイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路（「ASIC」）、およびプログラム可能論理デバイス（「PLD」）等のハードウェアモジュールとして実装されてもよい。そのようなプロセッサはまた、Java（登録商標）、C++、C、アセンブリ、ハードウェア記述言語、または任意の他の好適なプログラミング言語としてのプログラミング言語で、1つ以上のソフトウェアモジュールとして実装されてもよい。

20

【0105】

いくつかの実施形態によるプロセッサは、1つまたは複数の特定の目的で特別に設計および構築されている、メディアおよびコンピュータコード（コードと呼ぶこともできる）を含んでもよい。プロセッサ可読媒体の実施例は、ハードディスク、フロッピー（登録商標）ディスク、および磁気テープ等の磁気記憶媒体、コンパクトディスク／デジタルビデオディスク（「CD/DVD」）、コンパクトディスク読み出し専用メモリ（「CD-ROM」）、およびホログラフィックデバイス等の光学記憶媒体、ならびに光ディスクおよび読み出し専用メモリ（「ROM」）およびランダムアクセスメモリ（「RAM」）デバイス等の磁気光学記憶媒体を含むが、それらに限定されない。コンピュータコードの実施例は、マイクロコードまたはマイクロ命令、コンパイラによって生成されるような機械命令、およびインタープリタを使用してコンピュータによって実行される高次命令を含有するファイルを含むが、それらに限定されない。例えば、実施形態は、Java（登録商標）、C++、または他のオブジェクト指向プログラミング言語および開発ツールを使用して実装されてもよい。コンピュータコードの付加的な実施例は、制御信号、暗号化コード、および圧縮コードを含むが、それらに限定されない。

30

【0106】

本開示の多くの特徴および利点が、詳細な明細書から明白であり、したがって、本開示の真の精神および範囲内に入る、本開示の全てのそのような特徴および利点を対象とすることが添付の請求項によって意図されている。さらに、多数の修正および変化例が、当業者に容易に思い浮かぶため、図示および説明される正確な構造および動作に本開示を限定することが所望されず、したがって、本開示の範囲内に入る、全ての好適な修正および同等物が用いられてもよい。

40

【図 1】

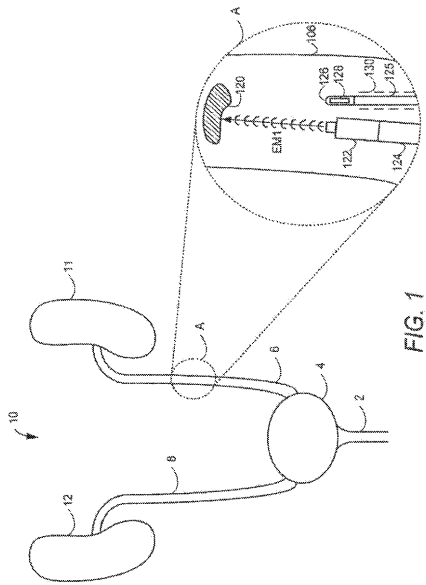


FIG. 1

【図 2】

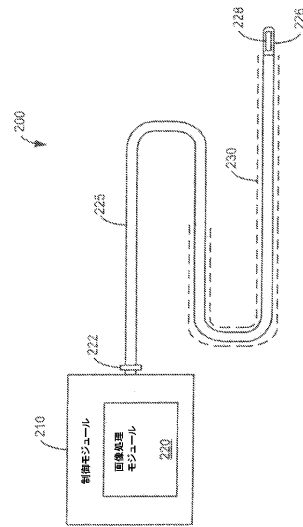


FIG. 2

【図 3】

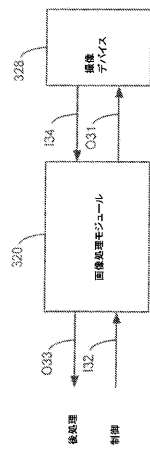


FIG. 3

【図 4】

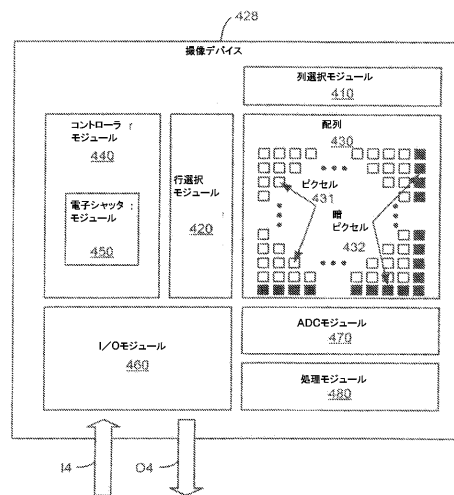


FIG. 4

【図 5 A】

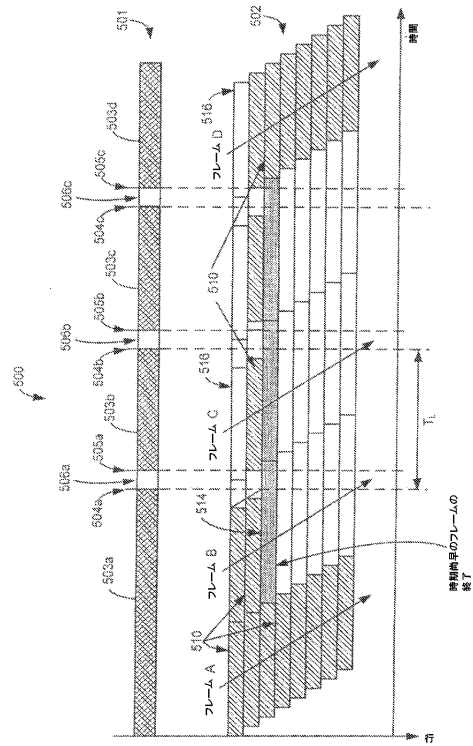


FIG. 5A

【図 5 B】

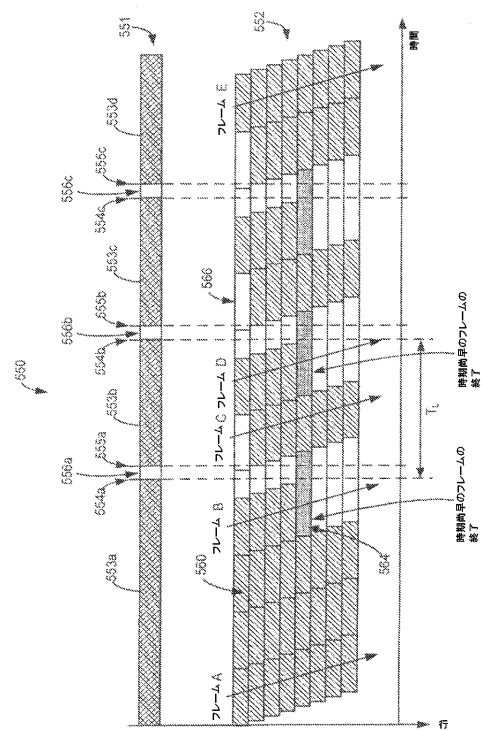


FIG. 5B

【図 6 A】

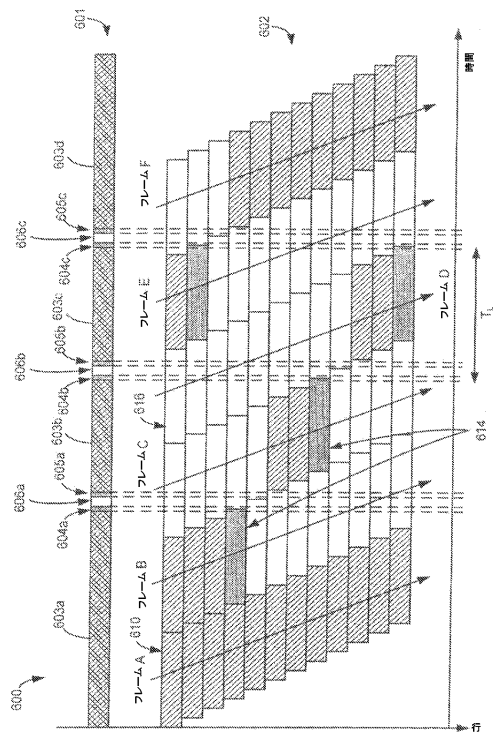


FIG. 6A

【図 6 B】

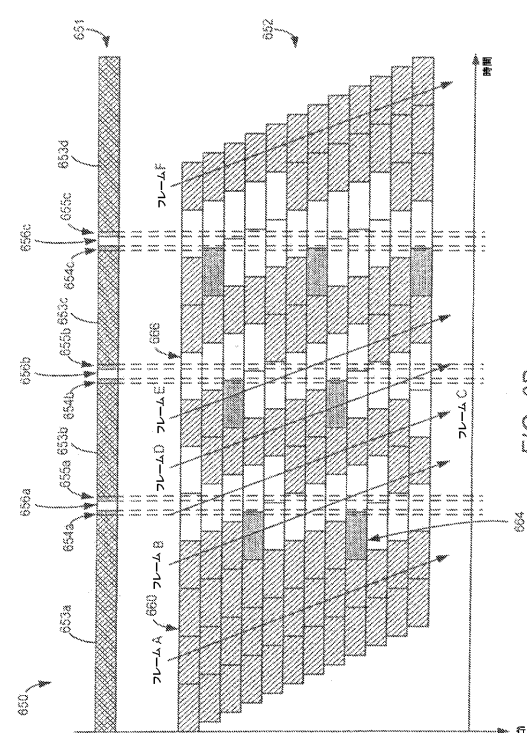


FIG. 6B

【 図 7 】

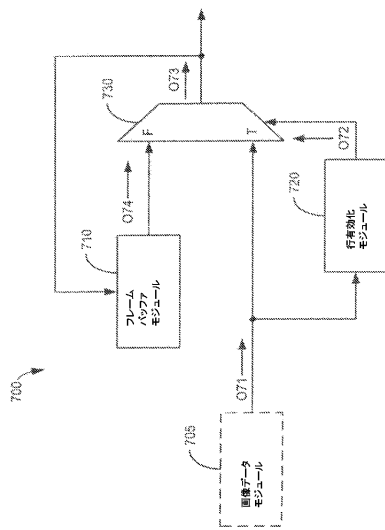


FIG. 7

【 図 8 】

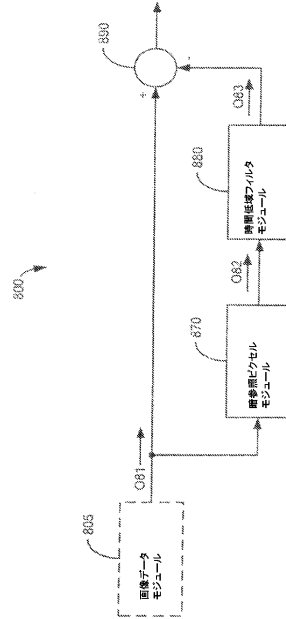


FIG. 8

【 図 9 】

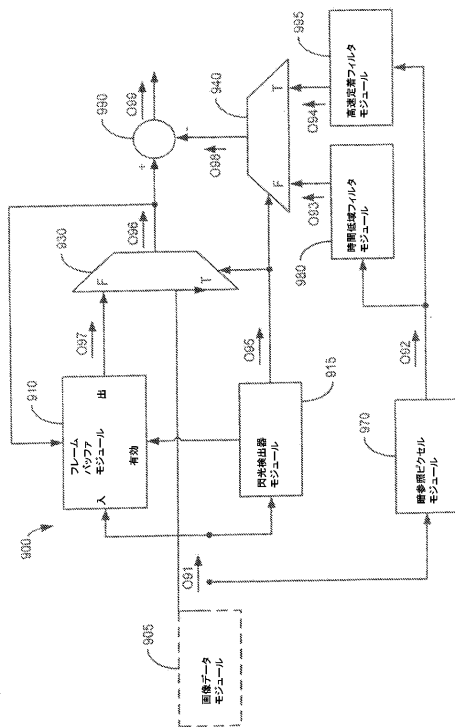


FIG. 9

【 図 1 0 】

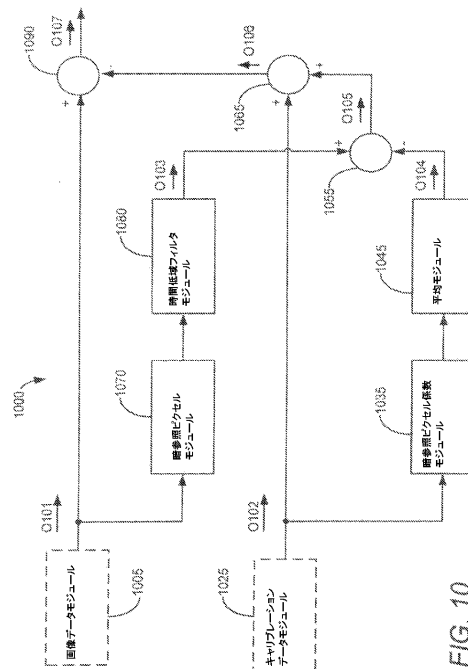


FIG. 10

【図 11】

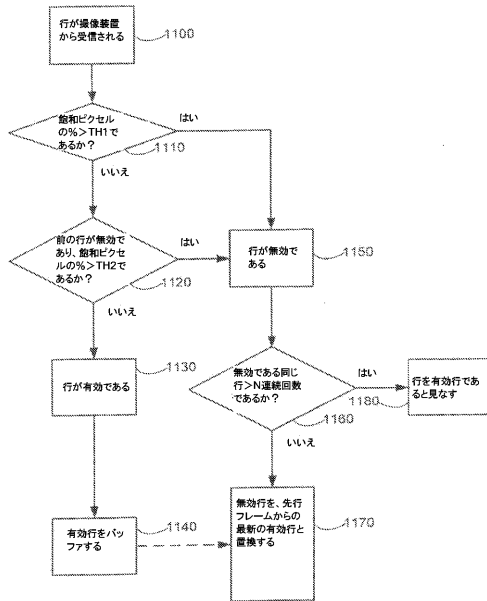


FIG. 11

【図 12】

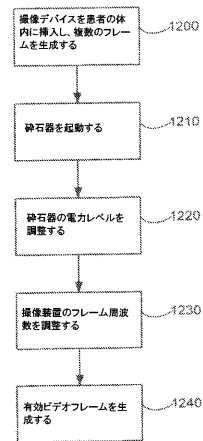


FIG. 12

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2010/050148

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. H04N5/217 H04N5/353 A61B1/05 ADD.		
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) H04N A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10 305010 A (TOSHIBA CORP; TOSHIBA IYOU SYST ENG KK) 17 November 1998 (1998-11-17) paragraph [0005] - paragraph [0006] paragraph [0010]	1, 14, 15
Y	US 2008/255416 A1 (GILBOA PINHAS [IL]) 16 October 2008 (2008-10-16) paragraph [0057] - paragraph [0060] paragraph [0071] - paragraph [0073]	1, 14, 15
A	US 2009/156900 A1 (ROBERTSON DAVID W [US]) 18 June 2009 (2009-06-18) paragraph [0019] paragraph [0027] - paragraph [0041] paragraph [0052] ----- -/--	1, 14, 15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 document 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10 January 2011		Date of mailing of the international search report 17/01/2011
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Wentzel, Jürgen

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2010/050148

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This International search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 19, 20
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Subject-matter of claims 19 and 20 is considered to fall under the exclusion of Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2010/050148

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008/094482 A1 (YOSHIMURA SHINICHI [JP]) 24 April 2008 (2008-04-24) paragraph [0039] paragraph [0202] - paragraph [0269] -----	1, 5, 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2010/050148

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP 10305010	A	17-11-1998	JP 3016554 B2	06-03-2000
US 2008255416	A1	16-10-2008	AU 2006209044 A1	03-08-2006
			EP 1845835 A2	24-10-2007
			WO 2006080015 A2	03-08-2006
			JP 2008532574 T	21-08-2008
US 2009156900	A1	18-06-2009	WO 2009076590 A2	18-06-2009
US 2008094482	A1	24-04-2008	JP 2007336314 A	27-12-2007
			US 2011001846 A1	06-01-2011

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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

(72)発明者 モデル, マーク

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01760, ネイティック, アーケイディア ロード
1

(72)発明者 スプロール, ジェイソン ワイ.

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02472, ウォータータウン, ウォルナット ストリート 64

Fターム(参考) 2G088 GG21 JJ05 LL11

4C161 NN01 PP01 PP20 SS06 SS18

5C024 AX01 AX06 BX02 CX54 EX52 GX03 GY01 GY31

5C122 DA03 DA16 DA25 EA12 FC01 FC02 FF11 HB06

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013506498A5	公开(公告)日	2013-11-07
申请号	JP2012532209	申请日	2010-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	モデルマーク スプロールジェイソンワイ		
发明人	モデル, マーク スプロール, ジェイソン ワイ.		
IPC分类号	A61B1/04 H04N5/225 H04N5/33 H04N5/335 G01T7/00		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/05 A61B2576/00 H04N5/217 H04N5/3532		
FI分类号	A61B1/04.370 H04N5/225.C H04N5/33 H04N5/335 G01T7/00.A		
F-TERM分类号	2G088/GG21 2G088/JJ05 2G088/LL11 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/PP20 4C161/SS06 4C161/SS18 5C024/AX01 5C024/AX06 5C024/BX02 5C024/CX54 5C024/EX52 5C024/GX03 5C024/GY01 5C024/GY31 5C122/DA03 5C122/DA16 5C122/DA25 5C122/EA12 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/FF11 5C122/HB06		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	61/247008 2009-09-30 US 12/884913 2010-09-17 US		
其他公开文献	JP5647690B2 JP2013506498A		

摘要(译)

在一个实施例中，该设备可以包括成像设备，该成像设备被配置为以大于医疗设备的电磁能发射脉冲频率的帧频生成多个帧，可以包括第一多个行。该装置还包括电子滚动快门，该电子滚动快门被配置为从同一帧内的相邻行的开始时间偏移来自多个帧的每个帧内的第一多个行中的每个行的开始时间。它可以包括模块。该装置还可包括：图像处理模块，被配置为基于多个帧的至少一部分生成多个有效帧，其中，多个有效帧包括低于多个帧的帧频的帧频。例如。