

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載
 【部門区分】第 1 部門第 2 区分
 【発行日】令和 2 年 6 月 25 日 (2020.6.25)

【公表番号】特表 2019-518519 (P2019-518519A)
 【公表日】令和 1 年 7 月 4 日 (2019.7.4)
 【年通号数】公開・登録公報 2019-026
 【出願番号】特願 2018-560152 (P2018-560152)
 【国際特許分類】

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/0215 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 5/02 3 1 0 V

A 6 1 B 5/0215 B

【手続補正書】
 【提出日】令和 2 年 5 月 14 日 (2020.5.14)
 【手続補正 1】
 【補正対象書類名】特許請求の範囲
 【補正対象項目名】全文
 【補正方法】変更
 【補正の内容】
 【特許請求の範囲】
 【請求項 1】

血管中の脈波伝播速度 (PWV) 決定のための装置であって、前記装置は、
 前記血管内に配置された血管内デバイスと、前記血管内デバイスと通信している処理システムとを備え、

前記血管内デバイスは、

近位部分及び遠位部分を有する可撓性細長部材と、

前記可撓性細長部材の前記遠位部分に結合された第 1 の圧力センサーと、

第 2 の圧力センサーであって、前記第 1 の圧力センサーが第 1 のロケーションにおいて前記血管内の圧力を監視し、前記第 2 の圧力センサーが、前記第 1 のロケーションから離間した第 2 のロケーションにおいて前記血管内の圧力を監視するように、前記可撓性細長部材の長さに沿って前記第 1 の圧力センサーから第 1 の距離だけ離間した位置において前記可撓性細長部材の前記遠位部分に結合された、第 2 の圧力センサーとを備え、

前記処理システムは、

前記第 1 の圧力センサーによって前記血管内の前記第 1 のロケーションにおいて前記圧力を監視することに関連する第 1 の圧力データを受信し、

前記第 2 の圧力センサーによって前記血管内の前記第 2 のロケーションにおいて前記圧力を監視することに関連する第 2 の圧力データを受信し、

受信された前記第 1 の圧力データと前記第 2 の圧力データとに基づいて、前記血管内の流体の脈波伝播速度を決定し、

前記血管が腎動脈であり、前記処理システムは、更に、前記脈波伝播速度に基づいて腎除神経治療推奨を決定するか、又は、前記脈波伝播速度を使用して、腎除神経の予測された治療利益に基づいて患者を分類する、装置。

【請求項 2】

前記第 1 の圧力センサー及び前記第 2 の圧力センサーのサンプリング周波数が 10 kHz 以上であり、より好ましくは、20 kHz 以上であり、最も好ましくは、40 kHz 以上である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記第 1 の圧力センサー及び / 又は前記第 2 の圧力センサーが C M U T オン A S I C 圧力センサーである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記脈波伝播速度が

【数 4】

$$\frac{D_1}{\Delta t}$$

として決定され、ここで、 D_1 は、前記第 1 の距離であり、 t は、脈波が前記第 1 のロケーションに達してから、前記脈波が前記第 2 のロケーションに達するまでの時間の量である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 1 の圧力データ及び前記第 2 の圧力データの識別可能な特徴が、脈波が前記第 1 のロケーションに達してから前記第 2 のロケーションに達するまでの時間の量を決定するために利用される、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記識別可能な特徴が、最大圧力、最小圧力、又は勾配のうちの少なくとも 1 つである、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記血管内デバイスは、第 3 の圧力センサーを更に備え、

前記第 3 の圧力センサーは、前記第 1 のロケーション及び前記第 2 のロケーションから離間した第 3 のロケーションにおいて前記血管内の圧力を監視するように、前記第 1 の圧力センサー及び前記第 2 の圧力センサーから離間した位置において前記可撓性細長部材の前記遠位部分に結合される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

血管中の脈波伝播速度 (P W V) を決定する方法であって、前記方法は、

第 1 の圧力センサーを用いて前記血管内の第 1 のロケーションにおいて圧力を監視するステップと、

第 2 の圧力センサーを用いて前記血管内の第 2 のロケーションにおいて圧力を監視するステップであって、前記第 2 のロケーションが、前記血管の長さに沿って前記第 1 のロケーションから第 1 の距離だけ離間した、監視するステップと、

前記第 1 の圧力センサーによって前記血管内の前記第 1 のロケーションにおいて前記圧力を監視するステップに関連する第 1 の圧力データを受信するステップと、

前記第 2 の圧力センサーによって前記血管内の前記第 2 のロケーションにおいて前記圧力を監視するステップに関連する第 2 の圧力データを受信するステップと、

受信された前記第 1 の圧力データと前記第 2 の圧力データとに基づいて、前記血管内の流体の脈波伝播速度を決定するステップとを有し、

前記血管が腎動脈であり、前記方法が、前記脈波伝播速度に基づいて腎除神経治療推奨を決定するステップか、又は、前記脈波伝播速度を使用して、腎除神経の予測された治療利益に基づいて患者を分類するステップを更に有する、方法。

【請求項 9】

前記第 1 の圧力センサー及び前記第 2 の圧力センサーのサンプリング周波数が 1 0 k H z 以上であり、より好ましくは、2 0 k H z 以上であり、最も好ましくは、4 0 k H z 以上である、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 1 0】

前記第 1 の圧力センサー及び / 又は前記第 2 の圧力センサーが C M U T オン A S I C 圧力センサーである、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記脈波伝播速度が

【数 5】

$$\frac{D_1}{\Delta t}$$

として決定され、ここで、 D_1 は、前記第 1 の距離であり、 t は、脈波が前記第 1 のロケーションに達してから、脈波が前記第 2 のロケーションに達するまでの時間の量である、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 12】

前記第 1 の圧力データ及び前記第 2 の圧力データの識別可能な特徴が、前記脈波が前記第 1 のロケーションに達してから前記第 2 のロケーションに達するまでの時間の量を決定するために利用される、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記識別可能な特徴が、最大圧力、最小圧力、又は勾配のうちの少なくとも 1 つである、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記第 1 の圧力センサーと前記第 2 の圧力センサーとのアクティブ化を同期させるステップを更に有する、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 15】

前記同期させるステップは、ECG 信号、大動脈圧センサーの読み、又は脈波が前記第 1 のロケーションに達してから、脈波が前記第 2 のロケーションに達するまでの時間差のうちの少なくとも 1 つに基づく、請求項 14 に記載の方法。