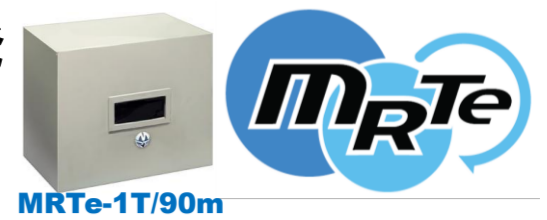


[P-2-98] マウス同期 MR 撮像のための空気枕センサを用いた心拍呼吸検出装置の開発

第 40 回 日本磁気共鳴医学会, 2012/9/6-8
二日目, 10:00-10:30, 京都国際会館

拝師智之, 株式会社エム・アール・テクノロジー, つくば市



<はじめに>

小動物を対象とした MRI において、生体情報のリアルタイムでのモニタリングと収集は欠かせない。特に、呼吸検出は被検体の麻酔深度の管理にも使えるため大変重要であり、心拍検出は心臓やアングジオといった増加するアプリケーション側からより使いやすい機器への期待が高い。そこで我々は、MRI 撮像に対して最も負担が小さいと考えられる空気枕センサを用いた心拍(脈波)と呼吸信号の検出器の開発を行ってきた[1]。この装置は 1 センサで脈波と呼吸信号をリアルタイムに取込むため、過大な呼吸信号の入力時に、脈波を取りこぼしてしまう場合があった。そこで今回、開発装置のデジタルフィルタを改良し、**呼吸ノイズによって取り切れない心拍周期をリアルタイムに PLL 回路で複製することに成功した**。以下に、開発した空気枕センサを用いた心拍(脈波)と呼吸信号の検出器の基礎実験および撮像実験の結果を報告する。



Fig.1. (a) マウス心拍呼吸検出装置 (b) マウス胸部に取り付けた空気枕センサ

<マウス心拍呼吸検出システム>

Fig.1(a)に開発したマウス心拍呼吸検出装置を示す。外寸は 370W×350L×133D mm³である。Fig.2(a)のブロック図に示すように初段センサ・ユニットから入力された電圧信号を内部で 2 方向に分岐して、心拍と呼吸のそれぞれの周波数特性にあった周波数フィルタを適応して、電圧による閾値指定によって、心拍と呼吸の周期を TTL 出力で GATE 化できる。Fig.2(a)の右端と Fig.2(b)に示すように、心拍信号の最終段にはデジタルフィルタとして PLL 回路が搭載されており BNC コネクタの選択で ON/OFF することができる。Fig.2(b)は、呼吸によって汚染された心拍周期を排除しながら、逐次変化する心拍周期の平均値を計算して、信頼度の高い心拍周期信号の位相にロックをかけてトリガ信号として出力することができることを表している。

Fig.1(b)は実際に、空気枕センサをイソフルラン麻酔下(1%)のマウス胸部(C57BL/6Jcl, M, 30g)に接触させてガラス板クレードル上に固定した写真である。使用した空気枕検出器は Honeywell 社の DCXL01DS(20W×27L×12D mm³, 突起物含まず)であり、1 [inch H₂O]の圧力検出が可能である。内径 4.8mmφのチューブを正負の任意ポート(内径 3.56 mmφ, 断面積 9.93 mm²)に接続することで圧力を正負の電圧信号に変換することができる。また、この装置には空気枕センサに替えて、3 点式接触電極や赤外線センサで取得した ECG もしくは血脈波の電圧信号を入力することもできる。

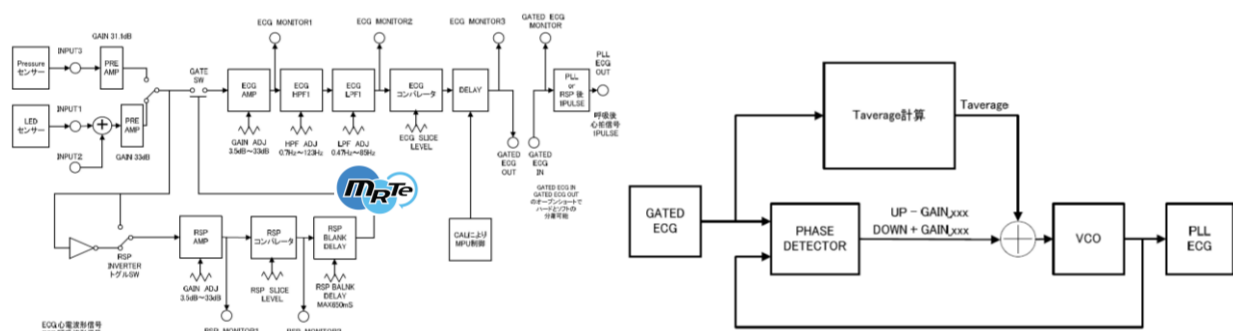


Fig.2. (a) PLL 型マウス心拍呼吸検出器ブロック図 (b) PLL 回路ブロック図

<空気枕センサの使用法>

空気枕センサの感度と線形性を計測する実験を行った。空気枕センサに対して、1g の錘(1円玉)を 1 枚から 10 枚を順次静かにのせて、検出信号の線形性を見た。Fig.3 に実験結果をしめす。このように、センサに印加した力に対して線形な出力関係が得られた。

実際にマウスに対して使用する場合には、マウスの胸部もしくは腹部に対して少しパイアス圧力(例えば Fig.3(右)の 5[g]の位置)が掛かるように密着固定する。この方法によって、空気枕センサは正負の両方の変位を検出することができる。

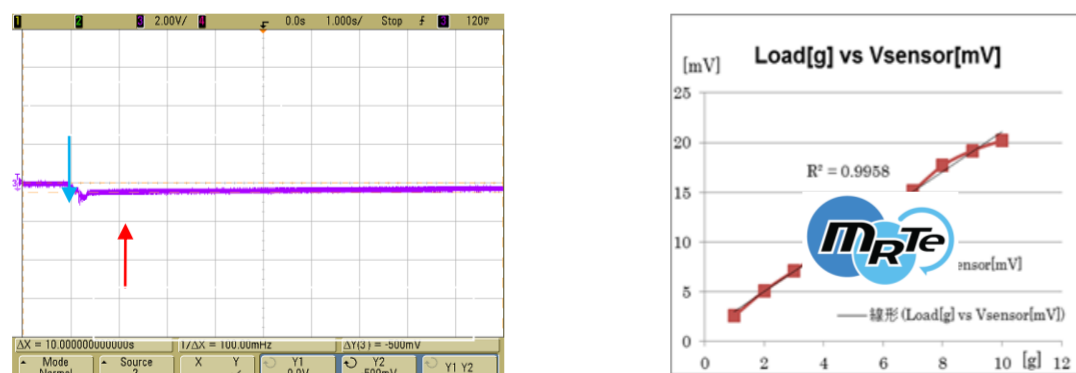


Fig.3. 空気枕センサの上に錘(1g 刻み)をのせた場合の空気枕センサの出力電圧

<撮像実験>

撮像実験を行った。NEOMAX 社製 1T/90mm 永久磁石、MRTe 社製コンソール、Sampler7、および RF コイル 30mm φ を用いた。被写体の C57BL/6Jcl(M, 30g)をイソフルランにより麻酔した。

・呼吸同期撮像

マウスの呼吸同期 MRI 撮像を行った結果を Fig.4 に示す。使用した撮像シーケンスは、2D-CPMG シングルスライスであり TR/TE/ETL = 1.68 秒(平均値)/20,40,60,80ms/4、マトリクス数=256x128、NEX=1、FOV=51.2mm x 25.6mm、スラブ 5mm 厚、撮像時間は呼吸依存の約 3.5 分。マウスの呼吸周期(0.5~3.5 秒)は麻酔深度によって管理し、実験後に平均的な TR は 1.68 秒と算出できた。呼吸由来のアーチファクトが無くマウス腹部の T₂ 値マップ(MRTe.iPlus を使用)も取得できた。

・心拍同期撮像

マウスの心拍同期 MRI 撮像は、心臓の軸を画像に直交させるため磁石内で被写体マウスが入った RF プローブを水平面内で約 45 度回転できた。Fig.5 に示すチャートの撮像シーケンスは、3D-FLASH であり TR/TE/FA=15ms/6ms/45°、マトリクス数=512x128x32、NEX=2、画素帯域幅 195Hz、FOV = 102.4 mm

x 25.6 mm x 10 mm、面内分解能 200 μm、スラブ厚 313 μm、撮像時間は心拍依存で約 5.5 分であった。

Fig.6 に上記の心拍撮像を行った時に、PLL 同期によって連続発振された心拍同期トリガのチャートを示す。呼吸信号時にも心拍 PLL 信号が崩れないことが分かる。

Fig.7 は心拍同期信号の立ち上がりに合わせて、14 枚の画像取得を連続的に行ったものを縦軸について 10ms の間隔で順に並べている。マウス心拍周期を反映しかつモーションアーチファクトの無い画像が取得できており、心拍同期撮像が成功していることが示されている。マウス撮像中に心拍周期の取りこぼしは無かった。

<まとめ>

非磁性で小型の空気枕センサを用いた小動物用の心拍呼吸検出装置の開発を行った。麻酔下マウスを用いた撮像実験を行い、呼吸同期撮像においてはマウス腹部の T₂ 値マップ、心拍同期撮像においてはマウス心臓の 3D シネ画像(15ms 周期)の取得に成功した。**特に PLL 同期によって心拍信号の欠損を克服できた点で、開発した装置の有用性を示すことができた**。開発した装置を用いて成人の手首動脈付近に空気枕センサを使用したところ、脈波を容易に取り出すことができた。開発した装置は力学的で微小な周期的振動を取り出すことができるので、応用範囲は広い。

謝辞：心拍呼吸検出装置の調整に関しては、株式会社ディエステクノロジー土屋氏の尽力を賜った。1T/90mm 永久磁石専用の RF プローブおよび勾配磁場コイルは、筑波大学巨瀬勝美研究室から借用した。ここに記して感謝の意を示す。以上。

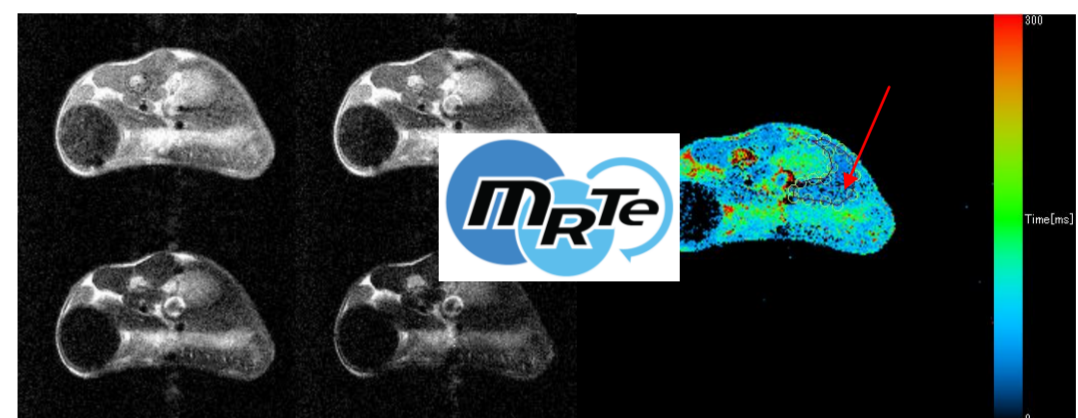


Fig.4. MRTe-1T/90mm, 麻酔下マウス(30g), 2D 呼吸同期 CPMG, TR/TE/ETL = 1.68 秒 / 20, 40, 60, 80 ms / 4, スライス厚=5mm, マトリクス 256x128, 画素周波数帯域=195Hz, T₂ 値マップ

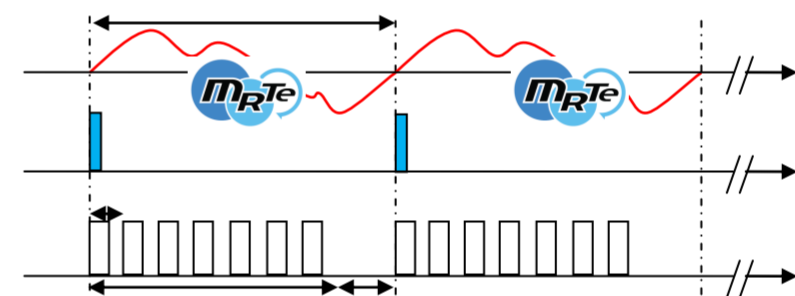


Fig.5. 心拍同期撮像に用いた撮像時間チャート、心拍周期約 140ms の前半 0ms~130ms を 10ms 毎で撮像

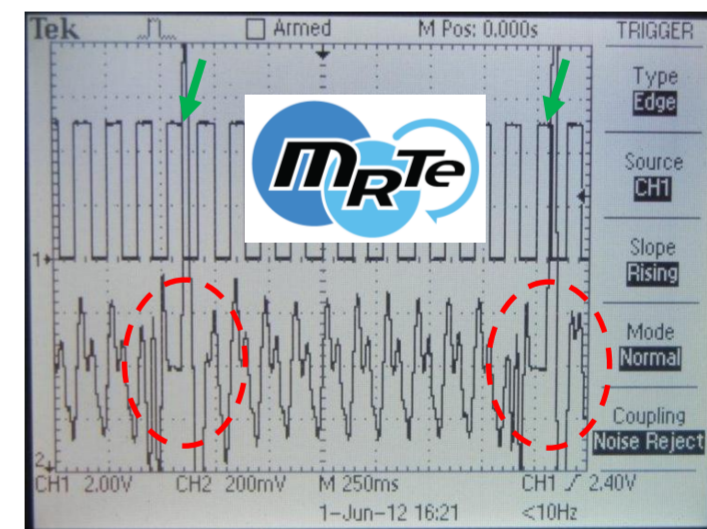
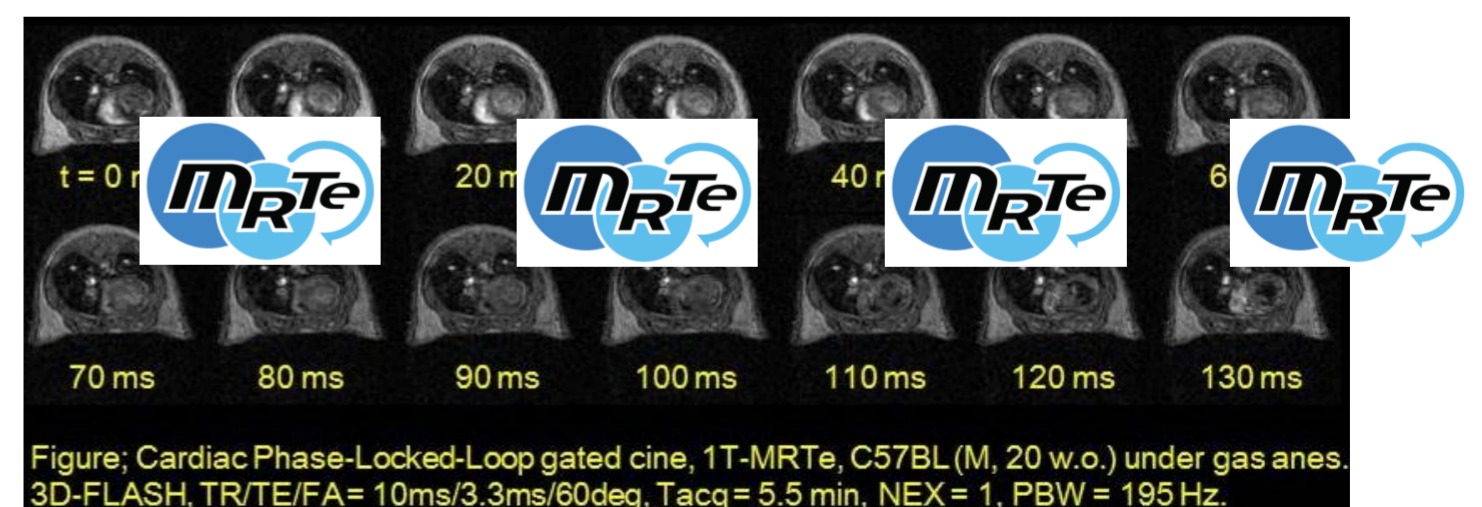


Fig.6. PLL 同期によって連続発振された心拍同期トリガ(上)と呼吸によって欠損がある呼吸信号(下)。PLL 同期信号(上)には呼吸信号時にも信号が崩れない。



Figure; Cardiac Phase-Locked-Loop gated cine, 1T-MRTe, C57BL (M, 20 w.o.) under gas anes. 3D-FLASH, TR/TE/FA = 10ms/3.3ms/60deg, Tacq = 5.5 min, NEX = 1, PBW = 195 Hz.

Fig.7. MRTe-1T/90mm, 麻酔下マウス(30g), 空気枕センサを用いた心拍 PLL 同期撮像、心拍周期約 140ms の前半 0ms~130ms を 10ms 毎。3D-FLASH, TR/TE/FA = 10ms/3.3ms/60°, 画素サイズ 200μm × 200μm × 313μm、マトリクス 512x128x32、画素周波数帯域=195Hz、撮像時間約 5.5 分

<参考文献>

- 「空気枕センサを用いたマウス心拍呼吸検出器の開発」、拝師智之、第 16 回 NMR マイクロイメージング研究会(大津, 2012)