

呼吸同期 MRI の開発

Development of Respiratory Gating System in MRI

前田親彦 (和歌山県立医科大学放射線科)
吉川明輝 (同 上)
山田龍作 (同 上)
守田瑠璃子(オリオノ和泉病院)
堀 啓二 (同 上)
神保昌夫 (東芝那須工場応用技術部)
南條幸夫 (同 上)
田之上司 (同 上)

..... キーワード

Magnetic resonance image, respiratory gating, motion artifact

..... 要 旨

Respiratory gating system in a 0.15 Tesla MRI was developed in order to reduce motion artifacts by respiration. As devices to detect-respiratory movement, we employed an air bag, a electrolyte band or a thermistor.

The quality of respiratory gated images of the abdomen was much improved, especially by using the air bag or the band with a tube containing electrolyte solution.

Respiratory gating improved the visualization of abdominal viscera such as liver, spleen, gallbladder and kidneys.

Combination of respiratory and cardiac gating made the images much better.

Respiratory gating tends to make the scan time longer, however, improvement of the image quality offsets the demerit enough and can save the averaging times.

1 はじめに

MRI は撮影時間が長いので、胸部および腹部の断層像を得る際に被検者の動き、特に呼吸による motion artifact を生じる問題がある。そこで我々は、呼吸に同期して MR 信号を収集することにより、この artifact を減らす方式について検討を行ったので報告する。

2 呼吸同期 MRI

1 MRI 装置

使用した MRI 装置は東芝製常伝導 0.15 Tesla MRT-15 A である。画像再構成法は投影再構成法 (back projection method) を用いた。また本検討において使用したパルス系列は主として SR 500/40 と SE 2000/50 である。

2 呼吸検出方式

呼吸同期を行うためには、まず呼吸による動きを忠実に検出する必要がある。それには現在、表 1 に示すような手段が考えられている。本検討では、このうち主として air bag 方式¹⁾ を使用したが、比較のため band 方式と thermistor 方式も使用した。

表 1 Methods for detection of respiration

1. air bag method ¹⁾
2. band method
3. rubber bellow method ²⁾
4. plastic bellow method ³⁾
5. thermister method
6. impedance method
7. laser method

受 付	1985年6月3日
最終稿受付	1985年6月22日
別刷請求先	(〒640) 和歌山市七番丁一 和歌山県立医科大学放射線科 前田親彦

air bag 方式とは、air を満たした bag をマジックバンド等で腹壁に固定することにより、被検者の呼吸に応じて bag 内の圧力が変化することから、この圧力変化を電気信号に変換して呼吸を検出する方法である。我々は本検討において、size が適当であり、air 漏れが少なく、手軽に air の出し入れ可能であることから血圧計のマンシェットを流用した air bag を使用した。図 1 にこの air bag を示す。bag には空気注入および放出のためのゴム球と、bag 内の圧力波を低い減衰率で導くための硬質の air tube が接続されている。

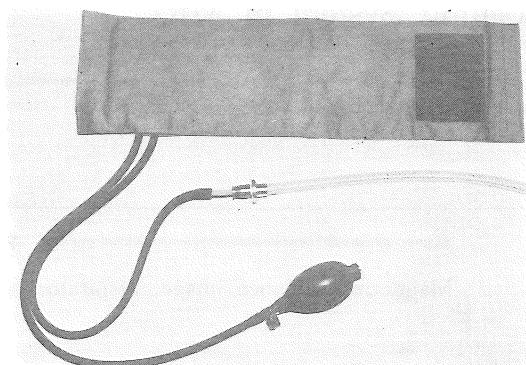


図 1 air bag.

血圧計のマンシェットを流用した air bag で、圧力波を導くための硬質の air tube が接続されている。

次に比較のために用いた呼吸検出方法の一つは呼吸モニタ用として市販されている電解質 tube を組み込んだ band (日本光電製 TR 602 T) 方式である。図 2 にこの band を示す。図の band に組み込まれた小さい tube 内には硫酸亜鉛溶液が満たされていて、tube が伸展されるとその電気抵抗値が変化することを利用したものである。この band を少し伸展させて被検者の腹部に巻き付け、呼吸運動により生じる tube の電気抵抗の変化を電流の変化として捉え、付属の transmitter で送信し、shield room の隅に置かれたアンテナで受け操作室へ導くようにした。

もう一つ比較のために用いた手段は、やはり市

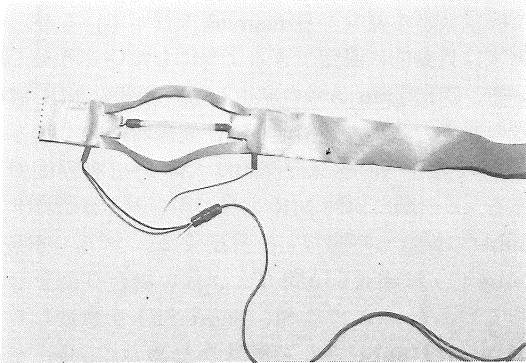


図 2 電解質 tube を組み込んだ band.

販の呼吸モニタ用 thermistor (日本光電製 TR 61 T) 方式である。図 3 にこの thermistor を示す。これは被検者の鼻孔内またはその近くに取り付け、呼吸気による温度の変化を捉えるものである。この温度変化を電気信号に変換し、band 方式の場合と同様 transmitter で送信するようになっている。

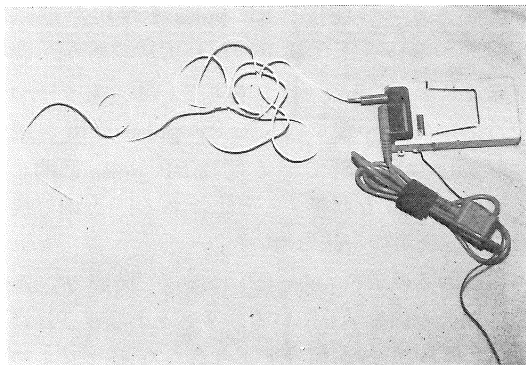


図 3 thermistor および送信用 transmitter.

白いコードの先端に thermistor が組込まれている。

3 呼吸同期方式

air bag を用いた呼吸同期 MRI のブロック図を図 4 に示す。MRI 装置の magnet の設置された shield room 内において、被検者の腹壁に固定された air bag から硬質 tube により圧力波を

導き、操作室にある pressure sensor でそれを受ける。pressure sensor で電気信号に変換された圧力波すなわち呼吸波は、図示されていない A/D convertor によって digital 信号に変換された後、monitor 画面上に表示され、microprocessor からなる同期回路 (synchronous circuit) へ送られる。一方 comparator 回路において比較のための直流レベル (以下 comparator level と称する) を設定し、やはり monitor 上に表示するとともに sync. circuit へ送られる。

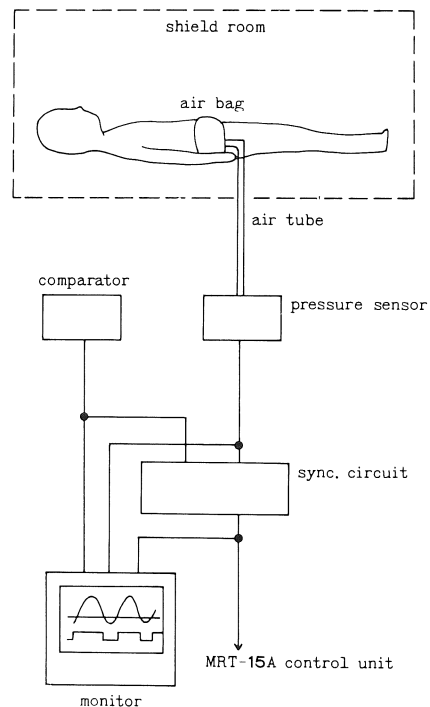


図 4 air bag を用いた呼吸同期方式のブロック図.

sync. circuit においては、前述の digital 化された呼吸波形の level と comparator level との比較を real time で行い、呼吸波形の level が comparator level を下廻っている間だけ gate 信号 (同期信号) を発生し、MRT-15A control unit へ送る。MRT-15A control unit はこの gate 信号を受けている間に RF pulse を出し、

MR 信号を収集する。

band 方式の場合は前述のごとく、電解質 tube の電気抵抗の変化を捉え、transmitter で送信し、アンテナで受信した信号をやはり A/D Converter で digital 信号に変換した後は air bag 方式と同じである。また thermistor 方式の場合は band 方式と同様である。

4 gate 信号と RF pulse

呼吸運動の特徴として、安静時呼吸においては呼気の終りから吸気に入るまでの終末呼気相において腹部諸臓器の位置はほぼ一定になるといわれている^{2,4)}。実際に我々は腹部エコーによる縦走査により肝左葉縁を呼吸波形と同時に観察した結果、呼吸波形の終末呼気相に対応して肝左葉縁はほぼ一定の位置にくることが確認された。したがって gate 信号は、この終末呼気相の間だけ発生するのがよい。図 5 は air bag による呼吸波形と comparator level, gate 信号, RF pulse の関係を示したものである。

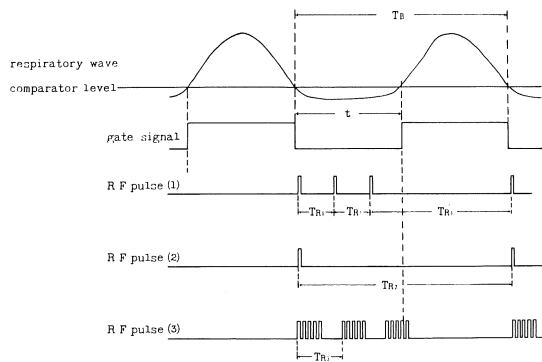


図 5 呼吸波形と gate 信号, RF pulse の時間関係。

呼吸波形は山側が吸気、谷側が呼気で、 T_B が呼吸の周期に対応し、 t が終末呼気相に対応しており、図ではこの t の期間に呼吸波形が comparator level を下廻るよう設定された状態を示している。そして gate 信号は、この t の間、下向きの pulse として発生している。我々は現在、

comparator level の設定方法として monitor 上で呼吸波形を見ながら manual で行っているが、将来は自動的に設定できるようにしたいと考えている。次に gate 信号の発生している間の MR 信号の収集方法について述べる。安静時呼吸を行っている被検者の終末呼気相は大体 1~2 秒程度である。この間に何回 MR 信号が得られるかは RF pulse の繰返し時間 T_R に依存する。図 5 の RF pulse (1) は繰返し時間 T_{R1} が短い場合の例を示している。ここでは SR (short SE) を想定しており、RF pulse として簡単のため 90° pulse と 180° pulse をまとめて 1 個の pulse として表している。さてここで一つ問題が起きる。それは gate 信号の間の繰返し時間 T_{R1} に対し、gate 信号内の最後の RF pulse から次の gate 信号の最初の RF pulse までの期間 T_{R1}' が長くなり過ぎることである。したがって、1 発目の RF pulse によって得られる MR 信号は他の RF pulse とは異なるものになってしまう。この問題の解決法として、我々は二つの方法を考案した。その一つは gate 信号から 1 発目の RF pulse を励起だけに用いて、data として採用しない方法であり、我々はこれを「からうち」と称している。もう一つの方法は常に一定の T_R で RF pulse を出し続け、gate 信号の出ている間の RF pulse に関してのみ、data を収集する方法である。今回の検討では、前者の方法を用いた。

次に図 5 の RF pulse (2) は繰返し時間 T_{R2} が長い場合の例を示している。ソフト上設定された繰返し時間が gate 信号 t より長くなると、1 つの gate 信号内に 1 発の RF pulse しか出せなくなるので、実際は図のように T_{R2} は T_B と等しくなってしまう。こうなると前述の「からうち」の pulse は不要となる代りに繰返し時間は自由に選べず、呼吸の周期で決まってしまう。すなわち、普通の被検者で大体 $T_{R2} = 3000 \text{ ms} \sim 4000 \text{ ms}$ ぐらいになる。

図 5 の RF pulse (3) は multislice の場合を示

している。この場合 RF pulse は slice 毎に 1 個ずつ 70ms 間隔で 5 個 (5 slice のため) 続けて出している。しかし図のようにゲート信号の終り近くでこの RF pulse 列が始まった場合、pulse 列の後のものが gate 信号からはみ出してしまふことがある。このとき、はみ出した slice 面の RF pulse は、次の gate 信号まで待つという方法と、gate 信号からはみ出てもかまわず multislice の RF pulse を全部有効として data 収集してしまう方法があるが、scan time をできるだけ短くするために、今回は後者を採用した。

5 心電同期との組合せ

心電同期の方法については文献⁵⁾に譲るが、心電同期と呼吸同期を組み合わせる場合、呼吸の gate 信号中に発生した QRS 波に同期させて MR 信号を収集するようにした。

6 被検者

本検討の被検者は正常ボランティアおよび肝疾患の数例である。

3 結果

1 air bag による呼吸同期の効果

図 6 に正常ボランティアによる SR 500/40, 8 average の腹部 coronal 像を示す。図で上側の a が同期なし、下側の b が air bag により同期を行ったものである。a では横隔膜や、肝、腎の輪郭が不明瞭なのに対し、同期を行った b では横隔膜、肝、腎の輪郭が明瞭となり、左腎盂の構造も明瞭に描出されている。

図 7 は肝細胞癌の症例で SE 2000/50, 4 average の腹部 coronal および axial 像である。やはり上側 a, b が同期なし、下側 c, d が air bag による同期を行ったものである。この例では前述の様に、1 回の gate 信号に 1 回しか data が得られないので T_R は 2000ms ではなく、この症例の

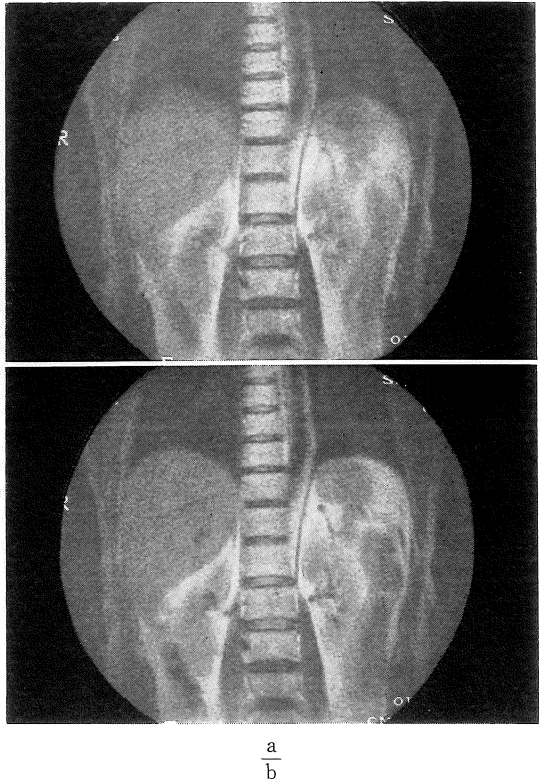


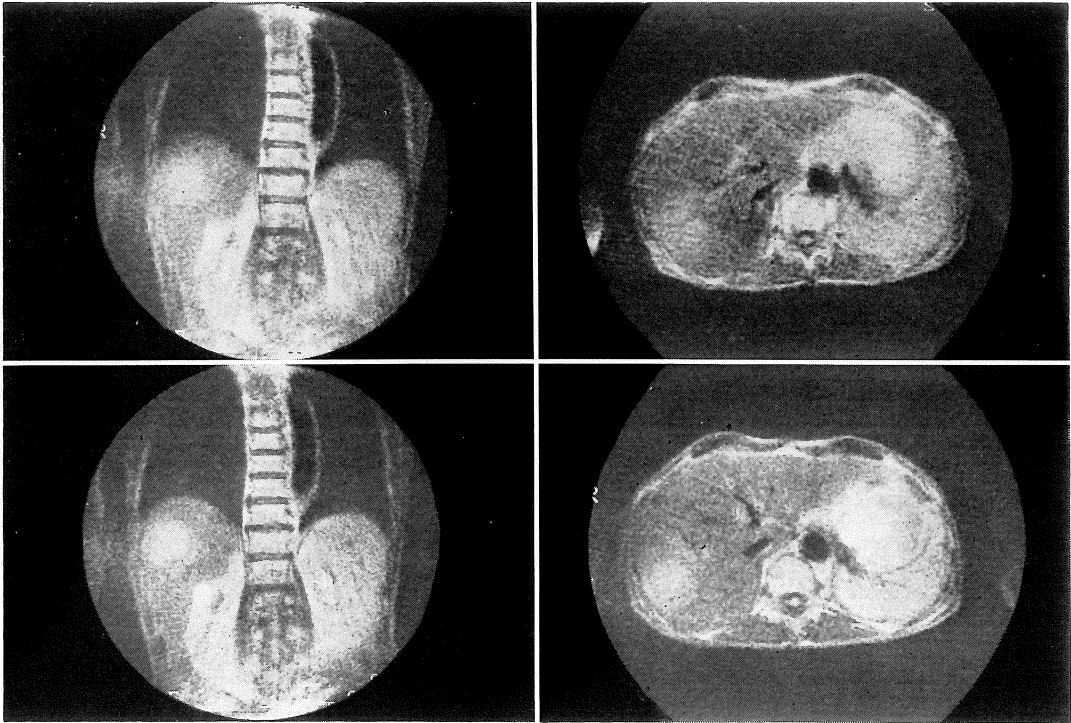
図 6 正常ボランティアの SR 500/40, 8 average による腹部 coronal 像。

a 非同期
b 呼吸同期 (air bag)

呼吸同期、すなわち約 3000ms になっている。coronal 像の a と c を比較すると、a では肝右葉にある径約 6cm の腫瘍は辺縁がかなり不鮮明なのに対し、c では鮮明で、しかも腫瘍の被膜に一致した low intensity zone も明瞭に描出されている。また c の方が横隔膜や胆嚢の輪郭も明瞭である。axial 像の b と d を比較しても、やはり d の方が腫瘍は明瞭であり、肝、脾の輪郭や肝内脈管も明瞭である。

2 air bag と他の方式との比較

図 8 に SE 2000/50 による正常ボランティアの腹部 coronal 像を示す。a は呼吸同期なし、b は



$\frac{a}{c} \frac{b}{d}$

図 7 肝細胞癌症例の SE 2000/50 による腹部 coronal および axial 像。

a, b 非同期。
c, d 呼吸同期 (air bag)。

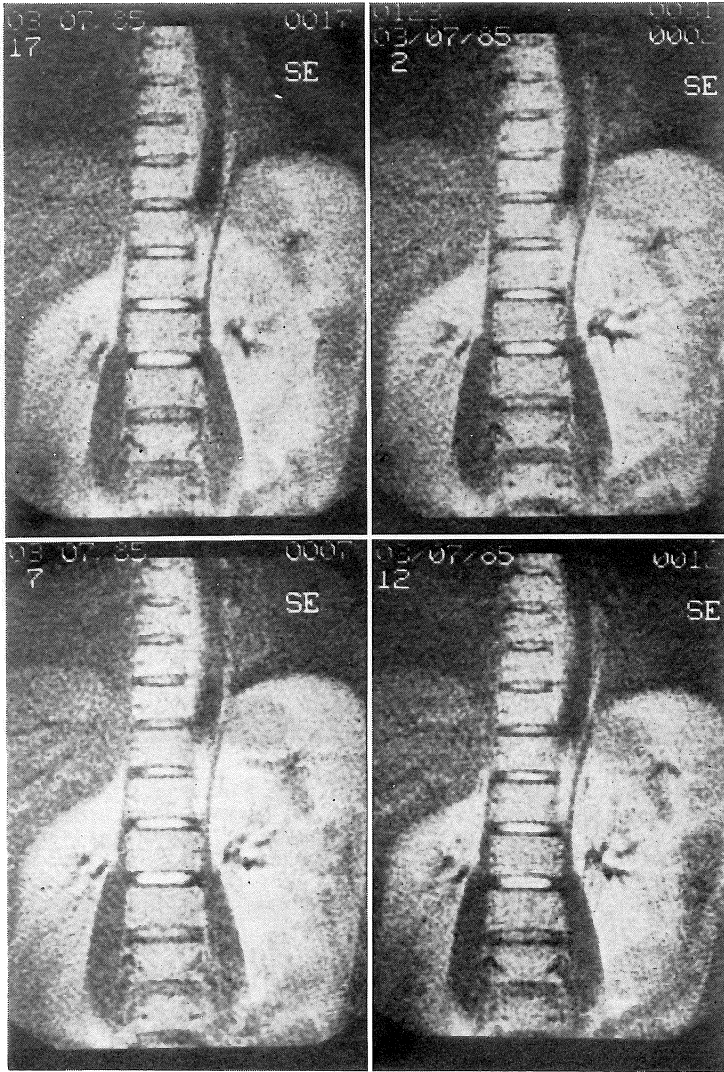
air bag 方式, c は band 方式, d は thermistor 方式による呼吸同期をそれぞれ行った場合の像である。a に比し, b, c, d はいずれも横隔膜, 肝, 腎の輪郭は明瞭になっている。しかし b, c, d を相互に比較すると b と c は殆ど画質に差は見られないが, d の thermistor 方式による画像は横隔膜の上縁が少しぼけているのがわかる。この傾向は他の何人かの被検者についても見られた。

3 心電同期と組み合わせた場合

図 9 は心電同期と呼吸同期を組み合わせた場合の画質改善を検討するために撮影した正常ボランティアの胸部 coronal 断層像である。モードは SR 500/40 で行った。

a は同期なし, b は心電同期のみ, c は air bag による呼吸同期のみ, d は心電同期と呼吸同期の両方を行ったものである。

a に比し, b は心電同期を行っているため, やはり心, 大血管の輪郭や内部構造は明瞭であるが, 横隔膜の輪郭や心下半部は呼吸による動きのためぼけており, 線状の artifact もかなり見られる。一方 c は呼吸同期のため, 横隔膜は明瞭であるが, 心は拍動により輪郭は不明瞭である。d は心電, 呼吸の同期を行っているため, 両方の長所を兼ねそなえており, 心, 大血管, 横隔膜辺縁はいずれも明瞭で最も画質が優れている。



$$\begin{array}{c|c} a & b \\ \hline c & d \end{array}$$

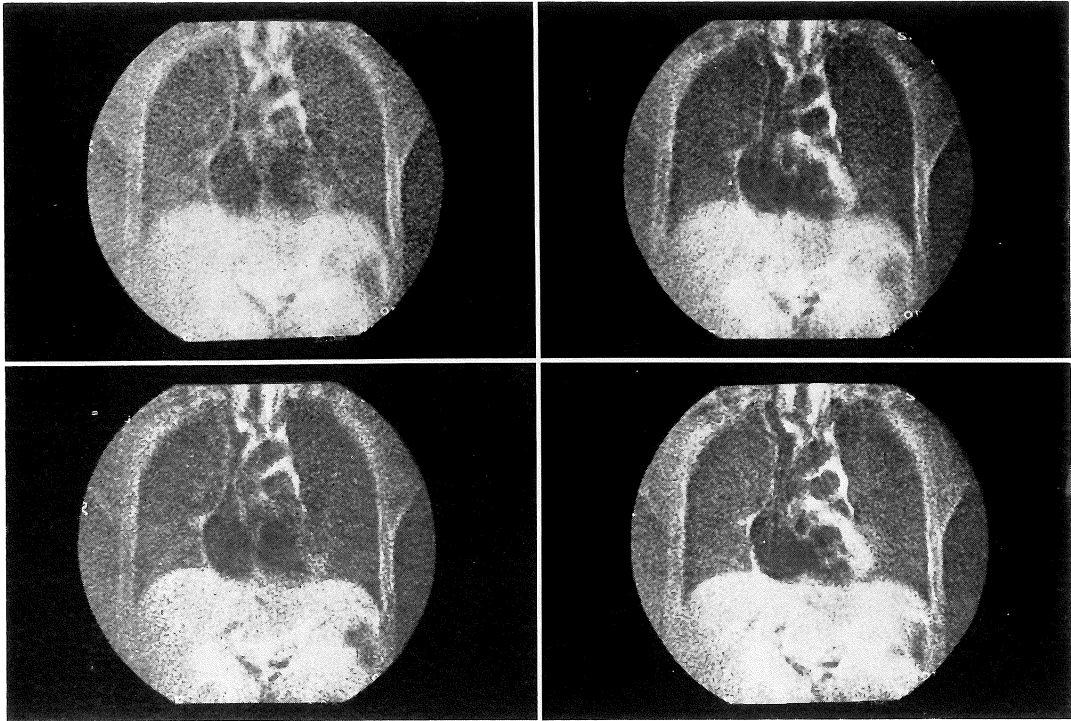
図 8 正常ボランティアの SE 2000/50 による腹部 coronal 像.

a 非同期. b air bag 方式. c band 方式. d thermistor 方式.

4 averaging 回数減少の可能性について

図 10 は肝嚢胞を有する症例の SE 2000/50 による腹部 axial 像である. a は同期なしの 4 average, b は air bag による呼吸同期を行った 2 average の像である. a では肝左葉外側区域外側縁の円形の嚢胞は不明瞭だが, b は明瞭である.

また, b では肝, 脾, 腎の辺縁や, 血管も明瞭になっており, b の方が画質は優れていることがわかる. なお scan time は a, b 共に約 20 分である.



a | b
c | d

図 9 呼吸同期と心電同期を用いた SR 500/40 による正常ボランティア胸部 coronal 像.
a 非同期, b 心電同期のみ, c 呼吸同期のみ, d 呼吸および心電同期.

4 考 察

投影再構成法における MRI の motion artifact は image のぼけと、放射状の線 artifact であるが、呼吸運動による腹部断層像の画質低下は image のぼけによるものが大部分であると思われる。このため腹部内各臓器、殊に肝、胆嚢、脾、腎など呼吸性移動の大きいものは、その輪郭や内部構造が不明瞭になる。しかし air bag を用いて呼吸に同期させ、特に腹壁の位置がほぼ一定している終末呼吸相に合わせて MR 信号を収集することにより腹部断層像の画質を向上させることができた。本検討では直接被検者の画像で評価したの

で、分解能の向上など定量的な評価については言及し難いが、例えば図 7 で standard scan (256×256), 4 average でも、非同期で描出できなかった肝細胞癌の厚さ数 mm の被膜が同期によって明瞭に描出でき、分解能向上に相当寄与できることは明らかである。ところで腹部臓器の呼吸性移動は主として頭尾側方向であり、腎の場合では中等度の呼吸により 1.5cm~2.5cm 移動するという報告もある³⁾。我々のエコーによる肝左葉下縁の観察でも頭尾側に 1~2cm の移動が見られ、これに対し腹壁方向の移動は数 mm 程度であった。したがって呼吸同期を行うと axial 像より coronal 像の方が画質改善の程度が良いように思われるのは、coronal 像の方が slice 面内の移動距離が大



図 10 averaging 回数を変えた場合の肝嚢胞症例の SE 2000/50 による axial 像 (air bag 方式).

a 非同期 4 average.

b air bag による呼吸同期 2 average.

きいためと思われる。

呼吸を検出する方式として air bag 方式, band 方式 thermistor 方式の 3 つを比較したが, いずれも非同期に較べ画質の改善が得られた. ただし thermistor 方式の場合, 他の 2 者と較べるとまだ若干の artifact が残存しているように思われた. この原因としては, air bag, band はいずれも腹壁の動きを直接検出しているのに対し, thermistor は呼吸気の温度を測定しているため, 呼吸波形の位相が air bag などに対しずれるためと考えられる. 図 11 は, 一人の被検者に air bag と thermistor を同時に取付け, その呼吸波形を TV monitor に表示したものである. 図で中央 2 種類

の曲線波形のうち上側が air bag による呼吸波形, 下側が thermistor による呼吸波形で, これらと交叉する点線は comparator level を表し, これら呼吸波形の上と下にある長い矩形波はそれぞれ air bag と thermistor による gate 信号を示す. 一番下段の細かい pulse 列は RF pulse を表し, この時は thermistor による gate 信号で同期をとっているため, その期間に RF pulse を出している.

なお, 呼吸波形はどちらも山側が吸気, 谷側が呼気になっている. 本図より thermistor の波形は air bag に較べ少し位相が進んでいることがわかる. したがってそれぞれの gate 信号を比較すると, やはり thermistor のものが早く発生するため終末呼吸相よりも少し早く, 未だ腹部臓器の位置が安定していない時に MR 信号を収集することになる. その結果若干の artifact が残るのではないと思われる. そうだとすれば thermistor を使用する時は, 若干の delay time をもたせて gate 信号を発生させればよいと思われる.

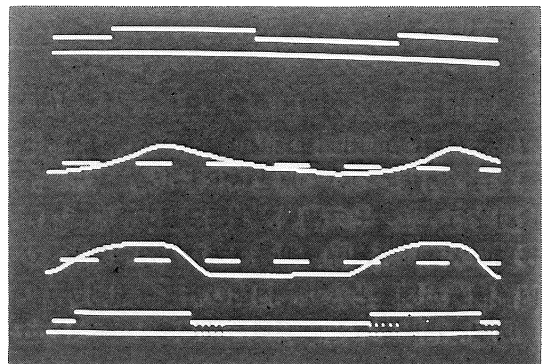


図 11 air bag 方式と thermistor 方式の呼吸波形と gate 信号.

次に心電同期と呼吸同期を同時に行った場合, 腹部は呼吸同期単独に較べ, 心直下の横隔膜に接する肝左葉などは明瞭となり, 胸部では心電同期単独に較べ, 心の輪郭はより明瞭になることが明らかになった.

ところで呼吸同期を行うにあたり問題点として

scan time が長くなることが挙げられる。終末呼吸相は我々の観察では大体呼吸周期の 1/2~2/3 程度であり、したがって呼吸同期をしない場合より 50%~100% 長くなる。もともと検査時間の長い MRI において、このように時間がのびることは被検者にとっては時に苦痛であり、高齢者や小児の場合かえって体動のため画質が低下した例も経験した。

したがって呼吸同期を適用する場合、被検者が長時間の検査に耐え得るか否かを考慮すべきである。scan time を長くしない方法として averaging 回数を少なくすることも考えられる。4 average の非同期と 2 average の同期の画像を比較すると後者の方が優れていた。もっとも 2 average では S/N が悪くなるので画像のきめが粗くなるが、非同期の場合の motion artifact よりは診断的価値をおとさないと思われ、被検者の条件により scan time を短くしたい時には有効な方法であると思われる。なお、呼吸同期は同時に呼吸モニターとしての利点も有することはいうまでもない。

5 まとめ

呼吸同期により、投影再構成法による MRI の腹部断層像の motion artifact を減らし、画質改善を行う方法について東芝 MRT-15 A を用い、検討を行った。その結果、腹部臓器、特に呼吸性移動の大きい肝、脾、胆嚢、腎などの輪郭および内部構造が明瞭となり、内部の病変も非同期よりも明瞭に描出できた。呼吸の検出法としては air bag 方式は腹壁の動きを忠実に検出するため優れ

ており、これと同様な band 方式もほぼ同じ結果が得られた。thermistor 方式は腹壁の動きと多少ずれるためやや劣るように思われた。心電同期と呼吸同期を同時に行くと横隔膜に近い腹部および胸部の画質は更に改善された。一方呼吸同期は scan time が長くなる問題があるので長時間の検査に耐え難い小児等の被検者には averaging 回数を減らすなどの工夫が必要と思われた。

6 謝 辞

本検討を行うにあたり、御協力を頂いたオリオノ和泉病院 NMR-CT 室塔本栄一氏、中出真登美嬢に深く感謝致します。

文 献

- 1) 堀部泰樹, 堀部広恵: CT 用呼吸深度測定器の製作. サクラ X レイ写真研究, 156, 22-29, 1983.
- 2) Carl, L. S., Ralph, J. A., A. Dennis N., et al.: The effect of motion on two-dimensional Fourier transformation magnetic resonance images. *Radiology*, 152: 117-121, 1984.
- 3) Val, M. R., Jeffrey, A. C., C. Leon P., et al.: Respiratory gating in magnetic resonance imaging at 0.5 Tesla. *Radiology*, 151: 521-523, 1984.
- 4) 日高幸雄, 加田正比古, 今村登他: 腹部 CT 検査における呼吸管理について. サクラ X レイ写真研究, 164, 11-26, 1984.
- 5) 井上圭介, 佐伯文彦, 山川和夫他: 心血管系の心電図同期 MRI の検討. *NMR 医学*, 4: 64-70, 1984.