

## 腹部CR画像における画質改善の試み

6P-7

藤本 博久<sup>†</sup> 西野 順二<sup>†</sup> 小高 知宏<sup>†</sup> 小倉 久和<sup>†</sup> 福島 哲弥<sup>‡</sup> 田中 雅人<sup>†</sup> 小室 裕冉<sup>†</sup> 石井 靖<sup>‡</sup>  
<sup>†</sup>福井大学工学部 <sup>‡</sup>福井医科大学放射線部

## 1 はじめに

CR (Computed Radiography) は、少量のX線で明瞭な画像が得られるとして医療分野において普及している。しかし実際の現場では散乱線により撮影する部位によっては不明瞭となる。散乱線とは、線源から放出された放射線が、像面に達するまでに遭遇する被写体などの種々な物質で発生するものである。これはグリッドと呼ばれる鉛などのX線不透過物質を細長いスリッド状に一定間隔にならべたものをいれることにより、散乱線を除去し解決している。しかしグリッドを透過するだけの線量を当てなければならない。この時の線量はグリッドがないときの約2倍になる。つまり画質の良いものを得るには、患者被曝の増加を伴うわけである。[1]-[3]

本研究では、患者の被曝の減少を目的として、グリッドの代わりとなりうる処理方式の開発を試みた。今回は腹部を対象とし、その方法として信号処理的フィルタによる処理の方法を検討したので報告する。

## 2 対象の画像

今回対象とする画像は、腹部を中心として撮影された縦2500ピクセル、横2048ピクセル、深さ10bitのグリッドなしとあり1組のCR画像である。

図1において、グリッドなしの画像がグリッドありの画像よりも画質が劣るのは、散乱線のためである。

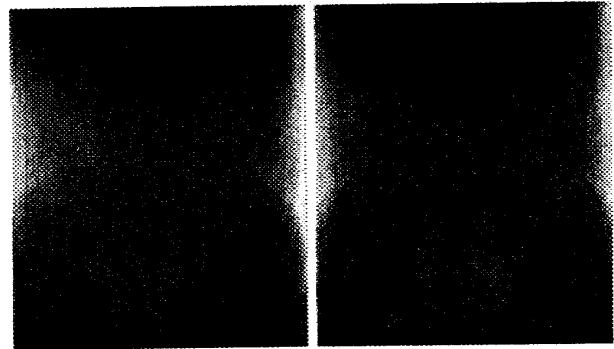
## 3 画質改善フィルタの構成

今回、画質改善フィルタを構成するにあたり、2つの手法を試みた。1つは周波数変換を用いた方法で、他方は最小2乗法を用いた方法である。

## 3.1 周波数変換を用いた方法

空間領域において、グリッドありの画像( $g$ )、なしの画像( $n$ )、そしてフィルタ( $f$ )の関係が畳み込みで表せ

Improvement method for CR images of the abdomen  
 Hirohisa Fujimoto<sup>†</sup> Jyunji Nishino<sup>†</sup> Tomohiro Odaka<sup>†</sup>  
 Hisakazu Ogura<sup>†</sup> Tetsuya Fukushima<sup>†</sup>  
 Masato Tanaka<sup>†</sup> Hiroyuki Komuro<sup>†</sup> Yasushi Ishii<sup>†</sup>  
<sup>†</sup>Faculty of Engineering, Fukui University  
<sup>‡</sup>Department of Radiology, Fukui Medical School



グリッドなし                      グリッドあり

図1: CR画像

るとする。

$$g = n \otimes f \quad (1)$$

このときそれぞれを周波数領域に変換すると簡単な積(式(2))で表すことができ、周波数領域における線形なフィルタ関数を容易に求めることができる。(式(3))

$$G = N \cdot F \quad (2)$$

$$F = \frac{G}{N} \quad (3)$$

このようにして求められたフィルタを、図1とは異なるグリッドなしの画像にフィルタリングを行った。その結果、処理後の画像がモアレがかかったようになった。これは、グリッドの縦縞が強く影響したためと思われる。

このため局所領域からフィルタを求めることにした。その領域は対象とした腹部とし、そこから32×32ピクセルをきりだし、これからフィルタを作成した。32×32の大きさとしたのは、FFTを使用するため2のべき乗である必要があるためである。またフィルタを空間領域に逆変換し、空間領域においてフィルタリングを行った。つぎに切り出すサイズを16×16にして、同様の処理を行った。

その結果を図3、図4に示す。図2はフィルタリングの対象としたグリッドなしで撮影されたCR画像である。

フィルタのサイズが32×32の場合、エッジ強調

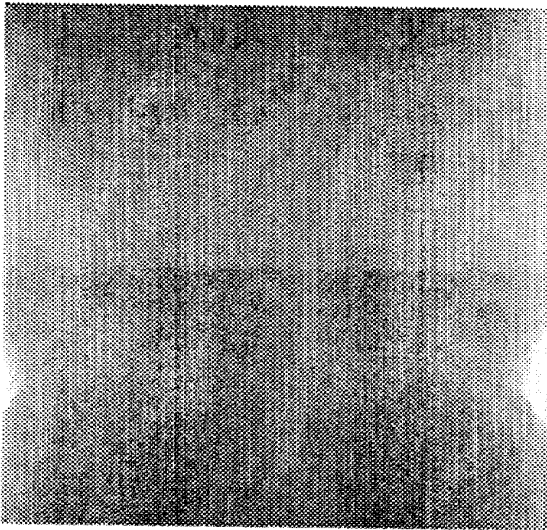


図 2: 処理前

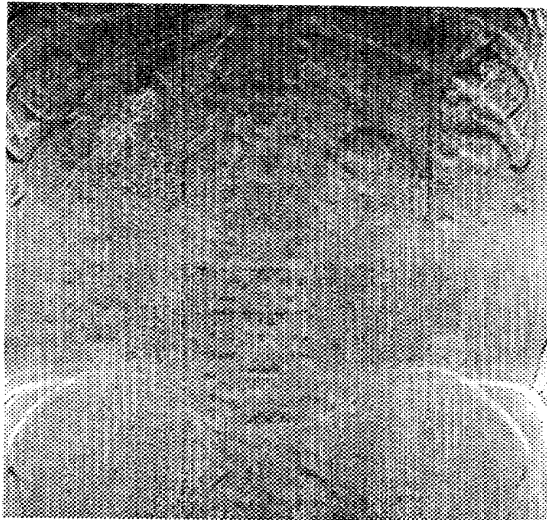


図 3: 処理後 (フィルターサイズ 32 × 32)

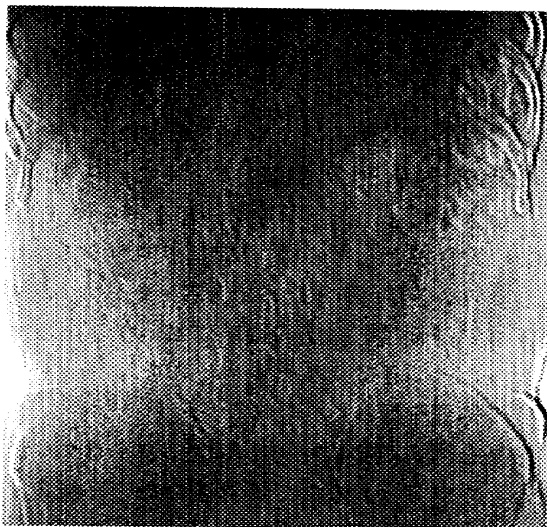


図 4: 処理後 (フィルターサイズ 16 × 16)

をかけたような画像が得られ、対象とする腹部の背骨の輪郭が見える程度の改善がなされた。一方フィルターのサイズが  $16 \times 16$  の場合、 $32 \times 32$  のときより不明瞭となるのは、グリッドの縦縞の性質を伴っていないためと思われる。これはフィルタを水平方向から見ることによってわかる。

### 3.2 最小 2 乗法を用いた方法

先ほどと同様に空間領域において、グリッドありの画像 ( $g$ )、なしの画像 ( $n$ )、そしてフィルタ ( $f$ ) の関係が畳み込み (式 (1)) で表せるとする。

ここで理想的なフィルタは、グリッドなしの画像とフィルタの畳み込みと、ありの画像との残差の 2 乗和が 0 となればよいわけである。

$$\sum (g - n \otimes f)^2 = 0 \quad (4)$$

ここで  $f$  について偏微分すれば、 $f$  についての連立 1 次方程式に変形でき、フィルタを求めることができる。

## 4 まとめと今後の課題

本研究では、CR 画像における画質を改善するフィルターの構成法について検討し、求められたフィルタをグリッドなしの画像にかけ、グリッドありとの比較を行った。

その結果、周波数変換を用いた方法で、局所領域から構成したフィルターを使用した場合、対象とした腹部において画質の改善が見られた。しかし実際の医療現場で使用するには程遠い画質である。

このため線形なフィルターではなく、非線形なフィルターを考慮する必要があると思われる。具体的な構成方法としては、直接探索法、GA を用いた最適化などがあげられる。

## 参考文献

- [1] システム制御情報学会編、英保茂 著：“医用画像処理”。朝倉書店、1992
- [2] 内田勝 監修：“放射線画像工学”。オーム社、1986
- [3] 藤本博久、西野順二、小高知宏、小倉久和：“CR 画像における画質改善の試み”，平成 9 年度電気関係学会北陸支部連合大会講演論文集 p323(1997)