

技術報告

テキストデータによる画像処理・画像表示一体型学習支援ツールの開発

篠原 広行^{1)*}、橋本 雄幸²⁾¹⁾首都大学東京²⁾横浜創英大学こども教育学部

1. はじめに

画像処理はX線撮影、CT、MRI、SPECT、PETなどの医用イメージング装置とそれら医用画像の解析や診断支援などへの応用から、医学物理において重要性を増している。画像処理を行うにはC言語などでプログラムを組むか、あるいは数値演算用の関数群が豊富に備えられているMatlab、IDL、Mathematica（以下、Matlab等）などのような画像処理専用のソフトウェアを利用する方法がある。C言語は画像処理の過程をすべてブラックボックス化することなくプログラム化を行え、研究はもとより画像処理の基本を学習^{1)~4)}するうえでも役立つ。Matlab等は目的の画像処理プログラムをC言語に比べ短時間で開発できる利点があり、特にMatlab、Mathematicaは教育・研究に広く普及している。一方、Matlab等の関数はブラックボックスであるため、関数の利用にとどまらずそのアルゴリズムに関心をもつ者にとっては、数式をC言語ではじめからプログラム化し実行してみる必要がある。このようにゼロの状態からプログラムを構築することは時間を要するが、C言語プログラミング能力を育成するうえで重要であり意義がある。

画像処理の基本的な事項には、二値化、解像度変換、幾何学的変換（平行移動、回転、拡大・縮小、アフィン変換）、補間、フーリエ変換、ウェーブレット変換、畳み込み、相関などがある。われわれはこれらの理解には、C言語とともに表計算ソフトウェアの利用が有効であると考え、これまでExcelの画像処理への応用について教育工学の観点から検討を重ねてきた^{5)~8)}。医用画像はバイナリデータであるためExcelを利用するにはそれらをテキストデータに変換²⁾する必要があるが、変換したテキストデー

タは目で見ることができ電卓を使用する感覚で画像処理を行える。われわれの方法は、Excelの予備知識として必要な事項は、1) 絶対参照、相対参照、複合参照などのセルの扱い、2) IF関数など20個ほどの関数の使用法のみであり、Excelに備えられたプログラム開発言語のVisual Basicを用いることなく、128×128画素および256×256画素のフーリエ変換、畳み込み、相関などの画像処理を行える⁹⁾。このような例はこれまで報告がないため先行研究との比較評価はできないが、ExcelではC言語に比べはるかにやさしく短時間に数式を組み画像処理を実践できる。また、C言語初心者にとってはExcelでの実験を通してC言語のプログラム化をしやすくなる利点がある。しかし、画像処理の結果を確認するには、逆にテキストデータをバイナリデータに変換し専用の画像表示ソフトウェアDisplay^{2)~4)}で画像を表示する必要があった。そのためExcelで画像処理を行うことはその基礎の理解に十分役立つが、画像表示に専用の画像表示ソフトウェアを介する煩雑性が問題点としてあった。

本論文では、新たにExcel上に128×128画素および256×256画素の画像を表示することが可能な環境を構築し、画像処理と画像表示を統合化した学習支援ツールを開発した。そしてExcelによる画像処理の正確さはC言語と同程度であることを示した。さらにExcel上に表示された画像の画質はDisplayによる表示画像の画質と同程度であることを確認した。統合化によって画像処理の結果は画像表示ソフトウェアを介することなくすぐに確認することが可能となった。このようなExcelによる画像処理・画像表示一体型学習支援ツールはこれまで報告されていない。本論文の概要は以下のとおりである。第2

* 首都大学東京
E-mail: sinohara@tmu.ac.jp

節では学習支援ツールの概要として、画像処理の数式とそれをアルゴリズム化するのに必要なExcel関数について述べ、プログラムの1例として双線形補間を用いたアフィン変換のコードを示す。第3節では処理画像の提示、第4節では想定される応用例と僅かではあるが使用経験に基づく考察、そして第5節では結論を述べる。

2. 方法

2.1 画像処理・画像表示一体型学習支援ツールの構成

セル参照とIF関数などの利用で画像処理の過程を視覚化する学習支援ツールは以下の各項目から構成される。

画像処理の項目

- 1) 関数を使用しない画像の作成 (パーファントム、アルファベットのE文字)
- 2) 関数を使用した画像の作成 (円、楕円、矩形、濃度分解能ファントム、Shepp-Logan ファントム)
- 3) 補間 (最近傍補間、双線形補間)
- 4) 解像度変換と幾何学的変換 (平行、回転、拡大・縮小、アフィン変換)
- 5) 空間フィルタ処理 (平滑化フィルタ、微分フィルタ、2次微分フィルタ、メディアンフィルタ)
- 6) ラドン変換 (ラドン変換の性質、CTデータ収集の模擬)
- 7) フーリエ変換 (フーリエ変換の性質、振幅画像、位相画像)
- 8) 畳み込み (畳み込みの性質、線形システムの入力、応答関数、出力の関係)
- 9) 相関 (観察画像と参照画像との類似度)
- 10) デコンボリューション (逆フィルタ、反復計算)
- 11) ウェーブレット変換 (ハール関数による多重解像度解析)
- 12) 相互情報量 (2次元ヒストグラム、同時確率、周辺確率、エントロピー、KLダイバージェンス)
- 13) MR画像の成り立ち (飽和回復スピンエコー法、反転回復スピンエコー法、グラジェントエコー法、プロトン密度強調画像、T1強調画像、T2強調画像)

()内は実験可能な例を示す。これらのうち、フーリエ変換、畳み込み、相関はすでに報告⁹⁾しているが、これまでのプログラムは画像処理の過程の表示にDisplayを必要としていた。本論文ではDisplayを介さず画像処理と画像表示の一体型プログラムを新たに構築したので上記3項目を含め記載している。

数学の座標 (以下、数学座標) は原点が中心にあり、 x 軸は右向きで y 軸は上向きとなる。それに対して、画像の座標 (以下、画像座標) は2次元データがメモリ上で左上から右下に順番に格納されているため、原点が左上となり x 軸は右向きで y 軸は下向きになる。よって、画像上で数式を扱う場合、座標系の変換が必要となり両者の変換は次式で表される。

$$\begin{cases} x = j - N/2 \\ y = N/2 - i \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 (j, i) が画像座標でそれに対応する数学座標が (x, y) である。また、 N は画像の幅と高さで本論文では正方形画像を対象にしている。列方向の添字 j は0から $N-1$ となるが、数学座標では $x = -N/2$ から $N/2-1$ となり、マイナスの画素が一つ多くなる。一方、行方向の添字 i は0から $N-1$ となるが、数学座標では $y = N/2$ から $-N/2+1$ となり、プラスの画素が一つ多くなる。Excel上に数式を用い画像を作成するには、 256×256 セルの領域を確保し、さらに上端に2行を追加し1行目には j の添字に相当する0から255の番号を付ける。2行目には(1)式の x に相当する -128 から 127 の数字を記載する。次に、左端に2列を追加し1列目には i の添字に相当する0から255の番号を付ける。2列目には(1)式の y に相当する 128 から -127 の数字を記載する。このような画像座標と数学座標をExcel上に設定すると、数式の記載が容易となりかつ記載する量も少なくできプログラムを作成しやすい。

2.2 使用するExcel関数

本論文で使用するExcel関数は、IF (判別)、INT (整数化)、SUM (和)、MAX (最大値)、MIN (最小値)、COS (余弦)、SIN (正弦)、EXP (指数)、SUMPRODUCT (積和)、OFFSET (セル参照)、INDEX (セル参照)、ROW (行検索)、COLUMN (列検索)、LOG (対数)、LN (自然対数)、COUNTIF (頻度)、MEDIAN (中央値)、MOD (余り)、AND (論

理積) など約20個である。マクロあるいはVisual Basicを使用せず、これら関数と相対参照、複合参照、絶対参照を用い2.1節のすべての画像処理を行う。以下、画像処理の各項目について関係する数式と使用するExcel関数を記す。

2.2.1 関数を使用しない画像の作成

IF関数の使用経験がないことを前提にした画像の作成例を示している。例えば、2次元矩形関数を並べたバーファントムであれば、値が1の列と値が0の列をはじめに作成し、次にそれらを別の列に目で確認しながら複写することで作成できる。

2.2.2 関数を使用した画像の作成

IF関数の知識があることを前提にした画像の作成法を示している。Shepp-Loganファントム¹⁰⁾は11個の楕円から構成されるが、楕円の中心の座標 (x_0, y_0) 、長軸 a 、短軸 b 、 x 軸からの回転角度 ϕ 、楕円の信号強度(濃度) A を与えれば次式で表される。

$$f(x', y') = \begin{cases} A \frac{(x' - x_1)^2}{a^2} + \frac{(y' - y_1)^2}{b^2} \leq 1 \\ 0 \frac{(x' - x_1)^2}{a^2} + \frac{(y' - y_1)^2}{b^2} > 1 \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} x' &= x \cos \phi + y \sin \phi & x_1 &= x_0 \cos \phi + y_0 \sin \phi \\ y' &= -x \sin \phi + y \cos \phi & x_1 &= -x_0 \sin \phi + y_0 \cos \phi \end{aligned} \quad (3)$$

それぞれの楕円についてパラメータを変えたシートを11個作成し、最後にSUM関数で一つのシートに足し算すればShepp-Loganファントムが作成される。

2.2.3 補間

最近傍補間による処理画像 $f(x, y)$ では原画像 $f_0(x, y)$ から参照する座標 (x', y') を求め、原画像の座標の近傍画素のうち最も近い画素の画素値を参照する。双線形補間は求める座標 (x', y') の近傍にある四つの画素の値に、 (x', y') との距離の逆比に応じた重み付けをしてその総和値を割り当てる。処理画像の座標 (x, y) の画素値は次式で表される。

$$\begin{aligned} f(x, y) &= f_0(x', y') \\ &= (x_1 - x')(y_1 - y')f_0(x_0, y_0) \\ &\quad + (x' - x_0)(y_1 - y')f_0(x_1, y_0) \\ &\quad + (x_1 - x')(y' - y_0)f_0(x_0, y_1) \\ &\quad + (x' - x_0)(y' - y_0)f_0(x_1, y_1) \end{aligned} \quad (4)$$

最近傍補間および双線形補間ではOFFSET、IF、INT、AND、SUM関数を使用する。以下に双線形補間を用いた 256×256 画素のShepp-Loganファントムに対するアフィン変換(後述のFig. 3)のプログラム例を示す。C言語の2重forループはExcelでは各ステップの数式を 256×256 画素に複写することで行うことができ、入力セルでアフィン変換の係数行列のパラメータを変えると数式の内容が自動的に変わるので変換した画像が得られる。

- ステップ1 x 座標の逆変換(複合参照を利用)

$$= (\$J\$2 * (\$C\$5 - \$M\$1) - \$J\$1 * (\$B6 - \$M\$2)) / (\$H\$1 * \$J\$2 - \$J\$1 * \$H\$2) + 128$$
- ステップ2 y 座標の逆変換(複合参照)

$$= 128 - (\$H\$2 * (\$C\$5 - \$M\$1) + \$H\$1 * (\$B6 - \$M\$2)) / (\$H\$1 * \$J\$2 - \$J\$1 * \$H\$2)$$
- ステップ3 計算範囲の判定(IF関数、AND関数)

$$= \text{IF}(\text{AND}(\text{C}267 >= 0, \text{C}267 < 255, \text{C}528 >= 0, \text{C}528 < 255), 1, 0)$$
- ステップ4 x 座標における線形補間の重み付け

$$= \text{C}267 - \text{INT}(\text{C}267) \quad (\text{INT関数})$$
- ステップ5 y 座標における線形補間の重み付け

$$= \text{C}528 - \text{INT}(\text{C}528) \quad (\text{INT関数})$$
- ステップ6 双線形補間(4)式(IF関数、OFFSET関数)

$$\begin{aligned} &= \text{IF}(\text{C}789 = 0, 0, (1 - \text{C}1050) * (1 - \text{C}1311) \\ &\quad * \text{OFFSET}(\$C\$6, \text{C}528, \text{C}267) + \text{C}1050 \\ &\quad * (1 - \text{C}1311) * \text{OFFSET}(\$C\$6, \text{C}528, \text{C}267 + 1) \\ &\quad + (1 - \text{C}1050) * \text{C}1311 * \text{OFFSET}(\$C\$6, \text{C}528 + 1, \text{C}267) \\ &\quad + \text{C}1050 * \text{C}1311 * \text{OFFSET}(\$C\$6, \text{C}528 + 1, \text{C}267 + 1)) \end{aligned}$$

2.2.4 画像の幾何学的変換

アフィン変換は次式で表される。

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} \quad (5)$$

画像の平行移動、回転、拡大・縮小は係数行列の値を変えて行う。画像の幾何学的変換ではCOS、SIN、OFFSET、IF、INT、AND、SUM関数を使用する。

2.2.5 空間フィルタ処理

空間フィルタのうち線形フィルタ処理では原画像 $f(x, y)$ 、フィルタ $h(x, y)$ 、処理画像 $g(x, y)$ の関係は次式の畳み込みで表される。

$$g(x,y) = \sum_{y'=-N/2+1}^{N/2} \sum_{x'=-N/2}^{N/2-1} f(x',y')h(x-x',y-y') \quad (6)$$

(6)式は積和計算なので3×3フィルタや5×5フィルタでは複合参照を用いて直接式を記述できる。非線形フィルタのメディアンフィルタはMEDIAN関数を利用する。3×3の線形フィルタや3×3のメディアンフィルタでは画像の周囲1画素分はフィルタ処理をせず原画像の値をそのまま残す処理を行っている。5×5フィルタでは同様に画像の周囲2画素分はフィルタ処理をせず原画像の値をそのまま残している。別に、256×256画素の外に1画素分あるいは2画素分の新たな領域を確保し、それらの値を周期性から事前に求めておくことで画像に周期性をもたせたフィルタ処理も行えるようにしている。この処理は手動で行えるが関数の使用法に慣れてきたら、INDEX関数とMOD関数を組み合わせて行える。画像に周期性をもたせた場合には原画像の256×256画素がすべてフィルタ処理の対象となる。

2.2.6 ラドン変換

固定座標系を(x, y)、それに対し半時計回りにθ回転した回転座標系を(s, t)とすると、両者の関係は次式で表される。

$$s = x \cos \theta + y \sin \theta, \quad t = -x \sin \theta + y \cos \theta \quad (7)$$

固定座標系は被写体の座標を回転座標系は検出器の座標を表す。2次元ラドン変換p(s, θ)は被写体(原画像)の線積分であり次式で表される。

$$p(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \theta - t \sin \theta, s \sin \theta + t \cos \theta) dt \\ = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy \quad (8)$$

δ(・)はデルタ関数を表す。2次元ラドン変換を投影と呼ぶ。θは投影角度である。光子の入射強度I₀と透過強度Iの関係は線減弱係数をf(x, y)、透過経路をlとすれば次式で表される。

$$I(s, \theta) = I_0 e^{-\int_l f(x, y) dt} \quad (9)$$

X線が単一のエネルギーをもつと仮定するとCTの投影は次式で表される。

$$p(s, \theta) = \ln \left(\frac{I_0}{I(s, \theta)} \right) = \int_l f(x, y) dt \quad (10)$$

f(x, y)は最大値を1にして作成しておく。プログラムではf(x, y)に矩形画像、Shepp-Loganファントム、MR画像などを用い、それらに任意の線減弱係数を掛けると一様吸収体や位置に応じて線減弱係数が変化する不均一吸収体となる。ラドン変換を求めるには任意の経路について(10)式の線積分が必要になるが、C言語と異なりExcelで行うことは困難である。そこで、検出器はx軸に平行に置かれているとしこれを固定し、検出器をθ回転する代わりに4)の幾何学的変換の画像回転を利用し原画像を-θ回転させることで線積分がいつもy軸に平行な直線に沿って行われるようにすると容易にラドン変換が得られる^{11), 12)}。ラドン変換ではOFFSET、IF、INT、COS、SIN、SUM関数を使用する。

2.2.7 フーリエ変換

2次元関数f(x, y)のフーリエ変換F(u, v)とフーリエ逆変換は次式で表される。

$$F(u, v) = \frac{T^2}{N^2} \sum_{y=-N/2+1}^{N/2} \sum_{x=-N/2}^{N/2-1} f(x, y) e^{-i2\pi(ux+vy)/N} \quad (11)$$

$$f(x, y) = \frac{1}{T^2} \sum_{v=-N/2+1}^{N/2} \sum_{u=-N/2}^{N/2-1} F(u, v) e^{i2\pi(ux+vy)/N} \quad (12)$$

ここでNは画像の1辺の大きさ、Tは画像の周期でT=Nとした場合、フーリエ逆変換の規格化因子は1/N²になる。フーリエ変換は画像の周波数解析であり振幅と位相からなるが、これらが何を意味するかは実空間で振幅画像と位相画像を作成すると理解しやすい。振幅画像^{13)~15)}は次式で表される。

$$F^{-1}\{|F(u, v)|\} = F^{-1}\left(\sqrt{F_{Re}^2(u, v) + F_{Im}^2(u, v)}\right) \quad (13)$$

位相画像^{13)~15)}は次式で表される。

$$F^{-1}\{e^{i\theta(u, v)}\} = F^{-1}\left(\frac{F(u, v)}{|F(u, v)|}\right) \quad (14)$$

ここでF(u, v)はf(x, y)のフーリエ変換、F⁻¹はフーリエ逆変換、F_{Re}(u, v)、F_{Im}(u, v)はフーリエ変換の実部と虚部、θ(u, v)は位相角を表す。振幅画像は画像の強度情報をもち位相画像は位置と形状情報をも

つ。フーリエ変換はCOS、SIN、SUMPRODUCT、OFFSET関数を使用する。

2.2.8 畳み込み

実空間の畳み込みは次式で表される。

$$g(x, y) = \sum_{y'=-N/2+1}^{N/2} \sum_{x'=-N/2}^{N/2-1} f(x', y')h(x-x', y-y') \quad (15)$$

フーリエ変換を利用した畳み込みは次式で表される。

$$g(x, y) = F^{-1}\{F(u, v)H(u, v)\} \quad (16)$$

ここで $H(u, v)$ は $h(x, y)$ のフーリエ変換を表す。実空間の畳み込みは、5)で述べたように、 $h(x, y)$ が 3×3 フィルタや 5×5 フィルタのとき複合参照を用いて直接式を記述するので関数を使用しない。周波数空間の畳み込みでは7)のフーリエ変換を利用するので、COS、SIN、SUMPRODUCT、OFFSET関数を使用する。

2.2.9 相関

実空間の相関 $r(x, y)$ は次式で表される。

$$r(x, y) = \sum_{y'=-N/2+1}^{N/2} \sum_{x'=-N/2}^{N/2-1} f(x', y')h(x+x', y+y') \quad (17)$$

フーリエ変換を利用した相関は次式で表される。

$$r(x, y) = F^{-1}\{F^*(u, v)H(u, v)\} \quad (18)$$

ここで $F^*(u, v)$ は $F(u, v)$ の複素共役を示す。周波数空間の相関では7)のフーリエ変換を利用するので、COS、SIN、SUMPRODUCT、OFFSET関数を使用する。

2.2.10 デコンボリューション

デコンボリューションは逆フィルタを利用する解析的な方法のほか、Van Cittert-Gold法¹⁶⁾、Lichardson-Lucy法¹⁷⁾を用いた反復法による方法がある。逆フィルタによるデコンボリューションは次式で表される。

$$f(x, y) = F^{-1}\left(\frac{G(u, v)}{H(u, v)}\right) \quad (19)$$

Van Cittert-Goldの反復法は次式で表される。

$$f^{n+1}(x, y) = f^n(x, y) + \{g(x, y) - f^n(x, y) \otimes h(x, y)\} \quad (20)$$

ここで \otimes は畳み込みを表す。Lichardson-Lucyの反

復法は次式で表される。

$$f^{n+1}(x, y) = f^n(x, y) \left(\frac{g(x, y)}{f^n(x, y) \otimes h(x, y)} \right) \otimes h(x, y) \quad (21)$$

(20)、(21)式では $f^0(x, y) = g(x, y)$ とし反復回数は2回に止めている。理由は一つのシートに 128×128 画素の領域が2~6あり、全体のシート数が15(容量は24 MB)となるため反復回数を増すとシート間の計算が遅くなるためである。いずれの方法も7)のフーリエ変換を利用するので、COS、SIN、SUMPRODUCT、OFFSET関数を使用する。

2.2.11 ウェーブレット変換

N 個のサンプリングデータからなる離散信号を $f[n]$ で表すことにする。ここで n は $n=0, 1, \dots, N-1$ である。離散化したウェーブレット関数 $\psi_{j,k}[n]$ は

$$\psi_{j,k}[n] = \sqrt{2^j} \psi(2^j n - k) \quad (22)$$

で与えられ、この関数を用いたウェーブレット変換 $W[j, k]$ は次式で表される。

$$W[j, k] = \sum_{n=0}^{N-1} f[n] \psi_{j,k}^*[n] \quad (23)$$

ウェーブレット逆変換は次式で表される。

$$f[n] = \sum_{j,k} W[j, k] \psi_{j,k}[n] \quad (24)$$

ハールのマザーウェーブレット $\psi_{Haar}(t)$ は

$$\psi_{Haar}(t) = \begin{cases} 1 & (0 \leq t < 1/2) \\ -1 & (1/2 \leq t < 1) \\ 0 & (1 \leq t) \end{cases} \quad (25)$$

であり、スケール関数 $\phi_{Haar}(t)$ は

$$\phi_{Haar}(t) = \begin{cases} 1 & (0 \leq t < 1) \\ 0 & (1 \leq t) \end{cases} \quad (26)$$

で表される。ハール関数を利用したウェーブレット変換ではOFFSET、MOD関数を使用する。

2.2.12 相互情報量

二つの事象の同時確率を $p(a_i, b_j)$ 、それぞれの周辺確率を $p(a_i)$ と $p(b_j)$ とすると、相互情報量 $MI^{18) \sim 20)}$ は次式で表される。

$$MI = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} p(a_i, b_j) \log_2 \frac{p(a_i, b_j)}{p(a_i)p(b_j)} \quad (27)$$

$$p(a_i) = \sum_{j=0}^{N-1} p(a_i, b_j) \quad (28)$$

$$p(b_j) = \sum_{i=0}^{N-1} p(a_i, b_j) \quad (29)$$

画像の各画素の値の出現頻度を確率とみなすと二つの画像の2次元ヒストグラムから同時確率と周辺確率が計算される。二つの画像が同じ場合、相互情報量が最も大きくなる。二つの画像が全く無関係（独立）な場合は、 $p(a_i, b_j) = p(a_i)p(b_j)$ となり相互情報量は0となる。画像が平行移動あるいは回転移動すると2次元ヒストグラムが変化し、結果としてカーネルバックライブラー(KL)ダイバージェンス²¹⁾である相互情報量が変化する。この性質を利用し医用画像の位置合わせでは相互情報量が広く利用されている。相互情報量ではIF、INT、COS、SIN、LOG、OFFSET、COUNTIF関数を使用する。

2.2.13 MR画像の成り立ち

プロトン密度 (N(H)) を ρ 、縦緩和時間を T_1 、横緩和時間を T_2 、繰り返し時間を T_R 、エコー時間を T_E とすると飽和回復スピンエコー法の信号強度 S は次式で表される²²⁾。

$$S = \rho(1 - e^{-T_R/T_1})e^{-T_E/T_2} \quad (30)$$

反転回復スピンエコー法の信号強度は T_1 を反転時間として次式で表される²²⁾。

$$S = \rho(1 - 2e^{-T_1/T_1} + e^{-T_R/T_1})e^{-T_E/T_2} \quad (31)$$

グラジエントエコー法の信号強度はフリップ角度を α 、磁場不均一性による横緩和時間を T_2^* として次式で表される²²⁾。

$$S = \frac{\rho(1 - e^{-T_R/T_1})}{1 - \cos\alpha e^{-T_R/T_1}} \sin\alpha e^{-T_E/T_2^*} \quad (32)$$

頭部を白質(WM)、灰白質(GM)、脳脊髄液(CSF)の三つの組織からなるものとし、それぞれについて最大値1の二値化画像を作成する。これらの組織画像はBrain Web MRI data base²³⁾を使用した。Table 1のプロトン密度の相対比 ρ 、 T_1 、 T_2 ²⁴⁾を用い組織画

像の各画素について(30)~(32)式を作成する。 T_R と T_E 、 T_1 、 α は変更できるようにしておく。MR画像の代表的な三つの方法の違いや飽和回復スピンエコー法でプロトン密度強調画像、T1強調画像、T2強調画像が得られるしくみを実験できる。脂肪抑制画像は短い T_1 による反転回復で得られる。そこで脂肪信号が抑制されるように T_1 を設定すれば、脂肪以外のすべての組織は (x, y) 平面に縦磁化があり T_2 曲線に従う信号を出す。脂肪については (x, y) 平面に倒される縦磁化がなく信号を出さないことを確認できる。グラジエントエコー法では、フリップ角 α を 0° から次第に大きくしていくと、プロトン密度強調画像からT1強調画像に推移していく様子が観察される。MR画像の成り立ちではIF、EXP、SUM関数を使用する。

一つの画像処理例えば画像の幾何学的変換では平行、回転、拡大・縮小、アフィン変換それぞれに一つのプログラムと画像表示が対応するように構成している。画像処理と画像表示は別シートにしているが、Mathematicaのノートブックと同じように、それらが一体化しているので学習の結果をノートにメモするような感覚で使用できる。本ツールは、計算量が多い8)、9)、10)を除き、128×128画素と256×256画素の画像に対応している。

2.3 画像表示

バイナリデータの画像からテキストデータの画像への変換にはDisplayを用いた。128×128画素あるいは256×256画素の画像をDisplayで読み込みテキストデータに変換後Excelに貼り付ける。次に、Excelの一つのセルを画素とみなし、行と列の長さを合わせるため列幅を2に設定する。数字の入っているセルを選択し、「ホーム」タブ→「スタイル」グループ→「条件付き書式」→「カラースケール」から最小値を黒、最大値を白に設定すると256階調のグレースケールとなる。表示パーセントを128×128

Table 1 T_1 , T_2 , and proton density of brain tissue at 1.5 T²³⁾

Tissue	T_1 (ms)	T_2 (ms)	N (H)
White matter (WM)	510	67	0.61
Gray matter (GM)	760	77	0.69
Edema	900	126	0.86
Cerebrospinal fluid (CSF)	2650	180	1

画素の画像では20%あるいは10%に、256×256画素の画像では10%に設定する。カラー表示したい場合は、3色であるが任意のスケールを選択すると画素の値に応じて色を付けられる。

2.4 画像処理プログラムの検証

Excelの計算方式は倍精度実数型であるため計算結果は高い正確性を有していると考えられるが、同じ処理をC言語で行いこれを参照画像 $f(x, y)$ としてExcelで作成した画像 $g(x, y)$ と比較した。C言語の開発環境にはMicrosoft Visual Studio 2010を使用した。計算機環境は、Intel Core TM i7 3.40 GHz (2プロセッサ)、実装メモリ8 GBである。誤差が一番生じる可能性があるのは補間であるため、平行、回転、拡大・縮小の三つの補間処理を含むアフィン変換を256×256画素のShepp-Loganファントムに行った。

$$\begin{aligned} AT1 &= \left\{ \begin{pmatrix} 1 & 0.5 \\ 0.2 & 1 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 4 \\ 2 \end{pmatrix} \right\} \\ AT2 &= \left\{ \begin{pmatrix} 1.35 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} 2 \\ 1 \end{pmatrix} \right\} \\ AT3 &= \left\{ \begin{pmatrix} 0.8 & 0.1 \\ 0.2 & -0.5 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} -9.2 \\ 47.2 \end{pmatrix} \right\} \end{aligned} \quad (33)$$

ここで、AT1、AT2、AT3はアフィン変換に用いる回転と平行移動の行列を示し、(33)式で右辺の $\{ \}$ 内の第1項は(5)式の右辺における第1項の行列、第2項は(5)式の第2項の行列(ベクトル)を表すものとする。C言語処理との一致度は次式で評価した。

$$E = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} |g_i - f_i|}{\sum_{i=0}^{N-1} f_i} \times 100\% \quad (34)$$

3. 結果

Fig. 1の1行は標準画像データベースSIDBA²⁵⁾からLena画像を選びテキストデータに変換後、Excel上に表示した画像を画面キャプチャーで取り込んだ画像、2行はDisplayで表示したバイナリデータのLena画像である。左は128×128画素、右は256×256画素の画像を示す。Fig. 2は256×256画素の別の画像について示し、1行はExcel上の画像、2行は

Displayによる画像である。Fig. 2 (b)、(c)の画像はBrain Web MRI data base²²⁾を使用した。

Fig. 3は画像処理の評価に用いたアフィン変換画像で1行はExcelによる処理、2行はC言語による処理である。(34)式のEの値はいずれの画像についても小数点以下第6位までゼロである。Shepp-Loganファントムの最大値は1であり、(34)式の分子のみのは第1列のAT1画像と第2列のAT2画像が 1×10^{-6} 、第3列のAT3画像はそれよりも小さい値であった。画像処理の正確さにおいてExcelとC言語は同程度と結論できる。

Fig. 4は画像の1例を示す。(a)はIF関数の知識がないことを前提にした場合で、関数を使用せず画像座標上に値を書くのみで作成する例である。(b)～(d)はIF関数を用いて作成した画像を示す。(e)は(d)のフーリエ変換から(13)式で求めた振幅画像、(f)は(14)式による位相画像を示し、振幅画像は画像の強度情報、位相画像は位置と形状の情報をもつ様子がわかる。

Fig. 5は空間フィルタ処理の例を示す。(a) Shepp-Loganファントム、(b) 3×3移動平均フィルタ、(c) 5×5移動平均フィルタ、(d) x方向のSobelフィルタ、(d) y方向のSobelフィルタ、(f) Laplacianフィルタそれぞれによる処理画像である。

Fig. 6は矩形内の強度が一定値Aの断面(矩形画像) $f(x, y)$ の周囲を検出器が回転し、検出器の座標s、回転角度 θ における平行ビームによる投影 $p(s, \theta)$ を収集する様子を示す。CTでは入射強度を透過強度で除し対数をとることで $f(x, y)$ と $p(s, \theta)$ の関係が積分変換で表される。平行ビーム投影は検出器に垂直な垂線上で $f(x, y)$ を線積分したもので、 $\theta=0^\circ$ から 360° の投影角度によって矩形、台形、三角形の繰り返しとなる。本論文ではCTを模擬するため被写体である矩形画像を固定し、検出器の位置を表す(7)式の回転座標系 (s, t) を反時計回りに回転させている。(a)の1行は $\theta=0^\circ$ のとき検出器はx軸(x軸：横、y軸：縦)に平行に置かれるとし($s=x$)、それに垂直にX線が入射するときの被写体と検出器の幾何学的配置を示す。(a)の2行は入射強度を $I_0=100$ としたときの透過強度 $I(s, 0)$ を示す。(a)の3行は透過率の逆数を対数変換した(10)式の投影を示す。(b)の1行は $\theta=30^\circ$ のときの被写体と検出器



Fig. 1 Screen shots of images of the model Lena displayed: (a), (b) on the Excel worksheet and (c), (d) by binary data display software (Display). Images (a) and (c) have 128×128 pixels and (b) and (d) have 256×256 pixels.

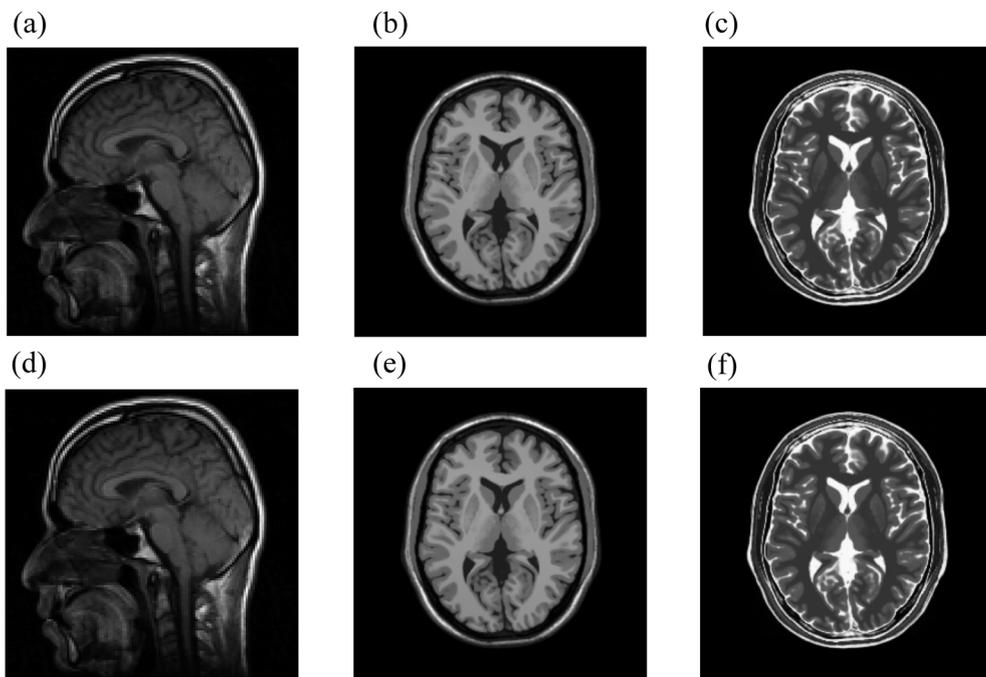


Fig. 2 Screen shots of MR images displayed: (a)~(c) on the Excel worksheet and (d)~(f) by Display. The Excel images have 256×256 pixels.

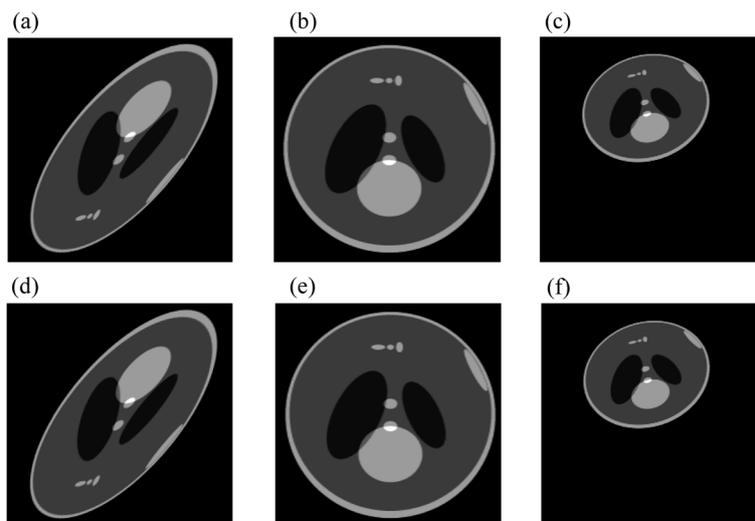


Fig. 3 Affine transform of the Shepp-Logan phantom used to investigate the accuracy of image processing by Excel (a)~(c) are screen shots of 256×256 pixel images displayed on the Excel worksheet. (d)~(f) are images by Display.

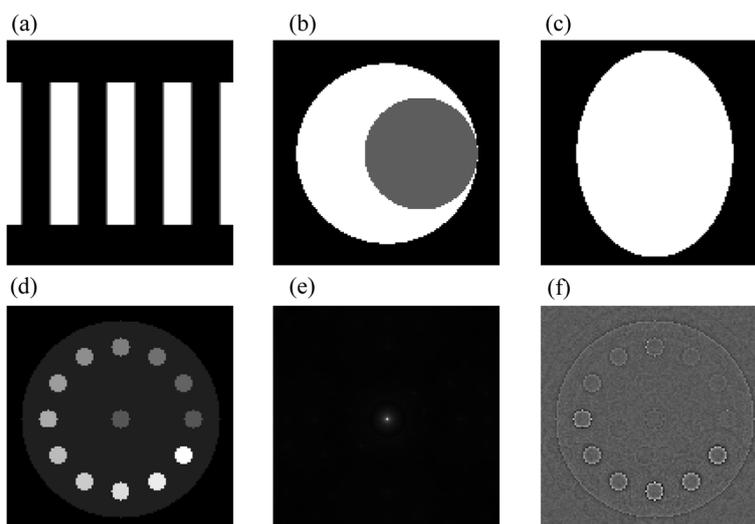


Fig. 4 Numerical phantom images created by Excel: (a) bar phantom, (b) crescent, (c) ellipse, (d) density resolution phantom, (e) amplitude image of (d) by Eq. (13), and (f) phase image of (d) by Eq. (14).

の幾何学的配置を示す。実際のCTでは被写体が回転することはないが、ExcelではX線が画素を斜めに横切るときの線積分を簡単には計算できない。そのため、検出器は常にx軸に平行な直線上にあるものとし画像を回転させている。このとき、(7)式において座標軸を反時計回りに回転すると画像は時計回りに回転する。その結果、被写体と検出器の幾何学的配置は(b)の1行のように画像が時計回りに30°回転している。(b)の2行と3行はそれぞれ透過強度 $I(s, 30)$ と投影を示す。(c)の1行は $\theta=45^\circ$ のときの被写体と検出器の幾何学的配置、2行と3行はそれぞれ透過強度 $I(s, 45)$ と投影を示す。

Fig. 7はフーリエ変換を利用した畳み込みの例を示す。(a)被写体、(b)2次元ガウス関数で近似した点広がり関数、(c)畳み込みの結果できるイメージ。(d)、(e)、(f)は1行の各列の画像それぞれに対応するフーリエ変換の実部を示す(虚部は略)。

Fig. 8はフーリエ変換を利用した相関の例を示す。(a)観察画像のE文字、(b)参照画像、(c)相関。(d)、(e)、(f)は1行の各列の画像それぞれに対応するフーリエ変換の実部を示す(虚部は略)。

Fig. 9はVan Cittert-Goldの反復法によるデコンボリューションを示す。(a)原画像、(b)点広がり関数、(c)原画像と点広がり関数の畳み込みによるぼ

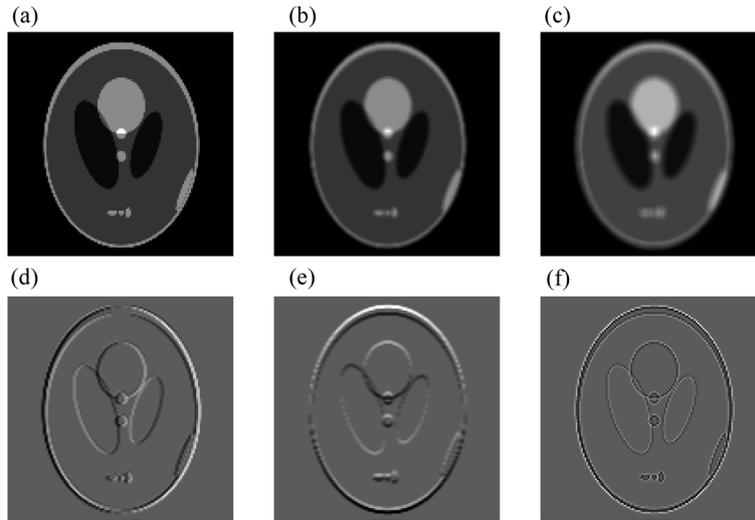


Fig. 5 (a) Image of the Shepp–Logan phantom used to investigate the accuracy of ways of spatial-filter processing Images obtained by spatial-filter processing with: (b) a 3×3 moving filter, (c) a 5×5 moving filter, (d) differentiation of the x -direction by a Sobel filter, (e) differentiation of the y -direction by a Sobel filter, and (f) differentiation by a Laplacian filter.

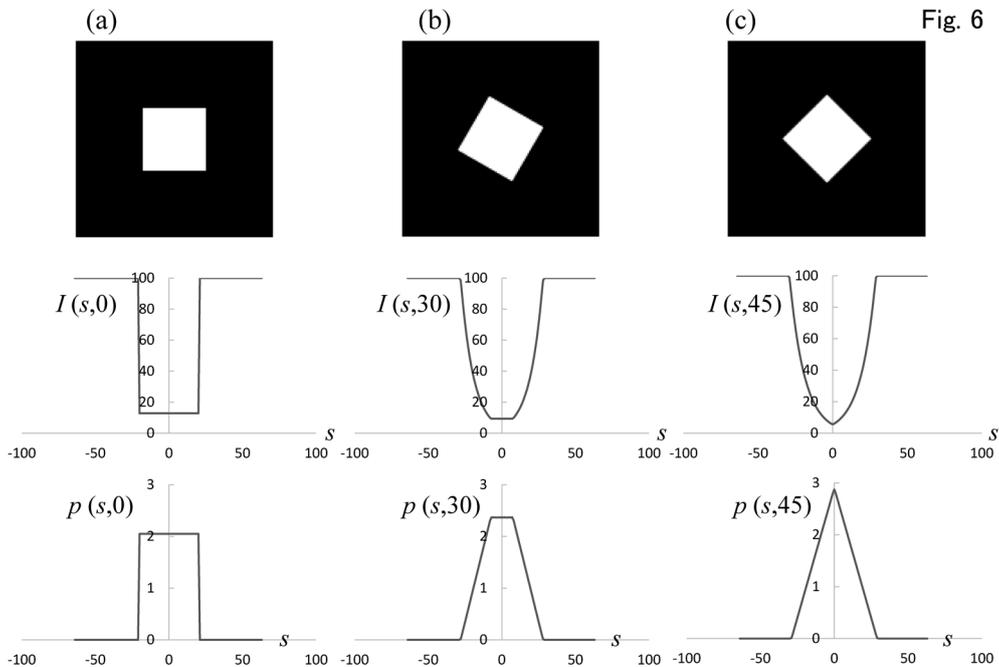


Fig. 6 Radon transform of an attenuation object

The first row shows 2D-rects image filled with the uniform attenuation coefficient $\mu=0.1 \text{ cm}^{-1}$ of $20 \times 20 \text{ cm}^2$, the second row shows the profiles for transmission of photons I , and the third row shows the Radon transform which is the line integral of the 2D-rect attenuation object along the y -axis (vertical direction). The rotation angles are: (a) 0° , (b) 30° , (c) 45° . The initial intensity of the photons ($I_0=100$) is assumed to have constant energy.

けた画像、(d) (c) のぼけた画像と点広がり関数の畳み込みで得られるさらにぼけた画像、(e) 反復1回の画像、(f) 反復2回の画像である。

Fig. 10はハール関数によるウェーブレット変換を示す。(a) レベル1、(b) レベル2、(c) レベル3それぞれのウェーブレット変換、(d) ウェーブレット

逆変換。(a)～(c) は見やすくするため最小値と最大値を $[-0.5, 0.5]$ に設定、(d) は最小値と最大値を $[0, 4.5]$ に設定し表示している。

Fig. 11は相互情報量の計算に用いられる画像間の2次元ヒストグラムを示す。(a) 原画像 (参照画像)、(b) (a)を 10° 回転した画像 (観察画像)、(c) (a)

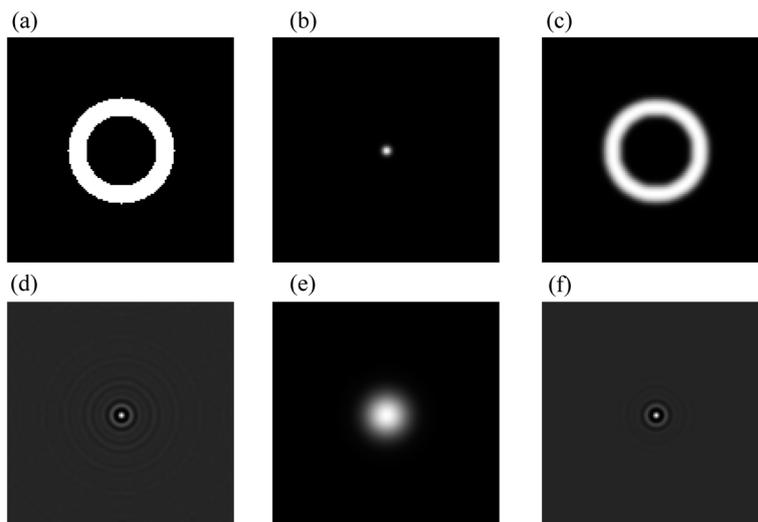


Fig. 7 Convolution by Eq. (16)

(a) object, (b) point spread function (PSF), (c) image given by convolution of (a) and (b), and real part of Fourier transform (d) ($F_{Re}(u, v)$) of (a), (e) $H_{Re}(u, v)$ of (b), and (f) $G_{Re}(u, v)$ of (c).

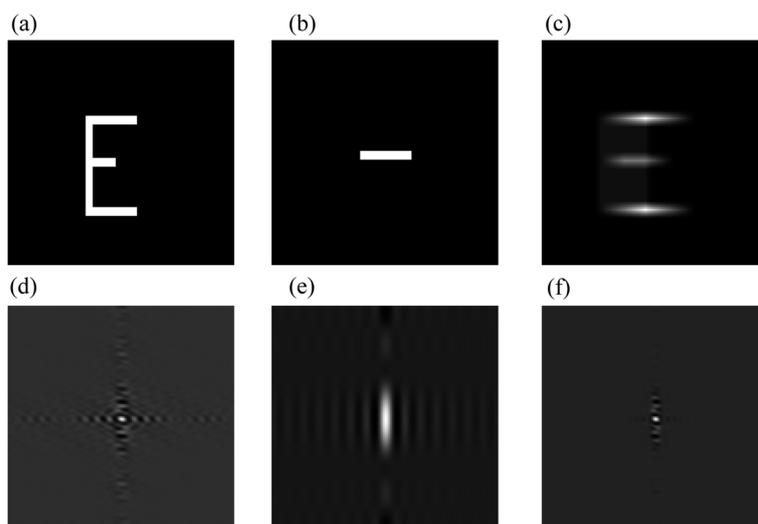


Fig. 8 Correlation by Eq. (18)

(a) object, (b) reference image, (c) image given by correlation of (a) and (b), and real part of Fourier transform (d) ($F_{Re}(u, v)$) of (a), (e) $H_{Re}(u, v)$ of (b), and (f) $R_{Re}(u, v)$ of (c).

を 39° 回転した画像 (観察画像)、(d) (a) の原画像
 どうしの2次元ヒストグラム、(e) (a) と (b) の2次元
 ヒストグラム、(f) (a) と (c) の2次元ヒストグラム。
 (d)、(e)、(f) それぞれの相互情報量MIは6.0、0.96、
 0.55である。なお、回転角度の 39° には特別な意味
 はない。観察画像が参照画像に対し回転すると2次
 元ヒストグラムは (d) の直線から徐々に広がり、(f)
 は (e) の 10° に比べ、さらに2次元ヒストグラムが
 広がる様子を 39° について示している。実際に相互

情報量を用いた画像位置合わせでは、回転角度は整
 数値だけでなく実数値もとるので浮動小数点演算を
 行う^{19), 20), 26)}。

Fig. 12は飽和回復スピンエコー法を模擬したMR
 画像を示す。(a) 白質、(b) 灰白質、(c) 脳脊髄液
 それぞれの組織の二値化画像。(d) プロトン密度
 強調画像 ($T_R=3000\text{ms}$, $T_E=10\text{ms}$)、(e) T1強調
 画像 ($T_R=250\text{ms}$, $T_E=10\text{ms}$)、(f) T2強調画像 (T_R
 $=3000\text{ms}$, $T_E=80\text{ms}$)。

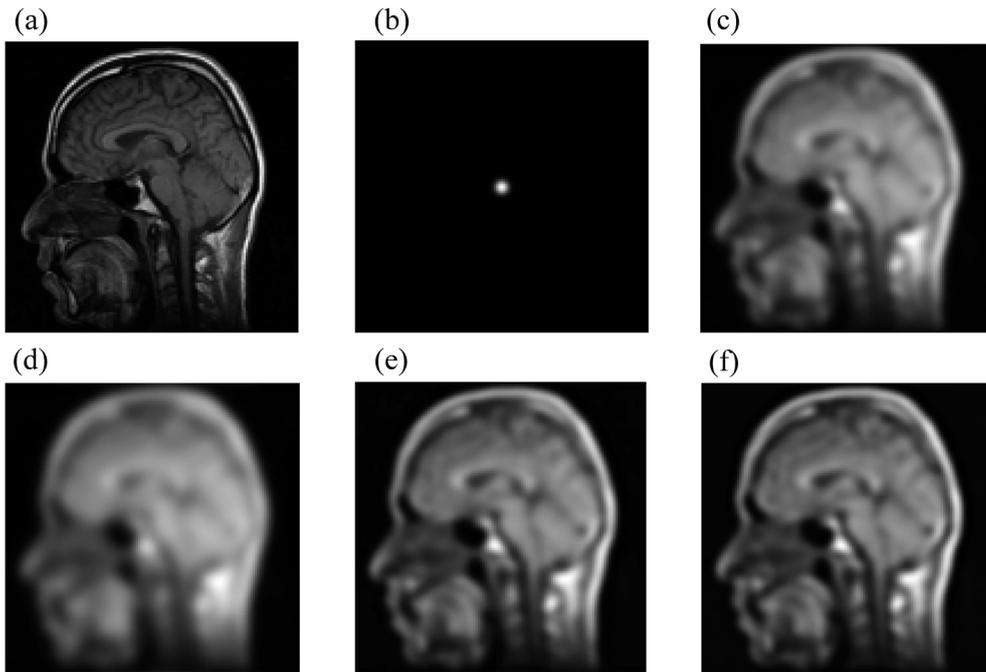


Fig. 9 Iterative resolution correction by the Van Cittert–Gold method
 (a) object, (b) point spread function (PSF), (c) a blurred image, (d) a more blurred image given by convolution of (c) and (b), (e) first iterated image, and (f) the second iterated image.

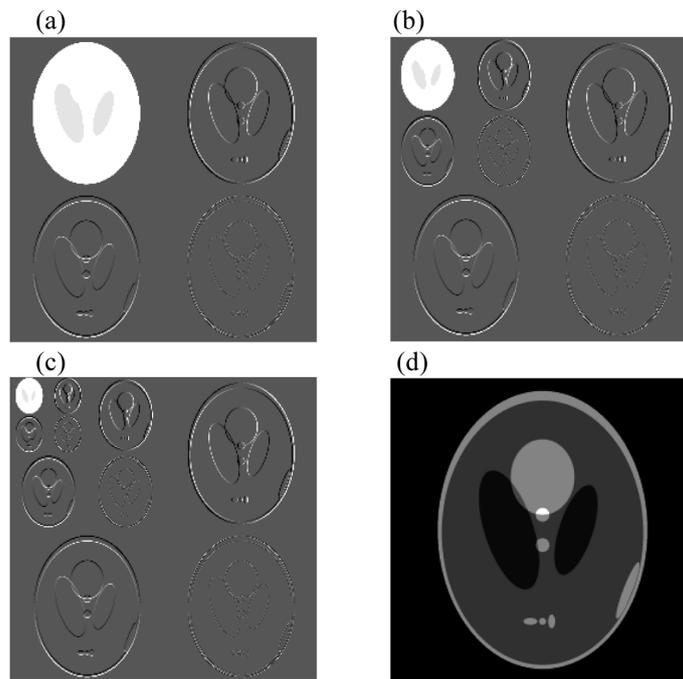


Fig. 10 Haar wavelet transform
 (a) the 4 bands of the 1st resolution layers, (b) the 7 bands of the 2nd resolution layers, (c) the 10 bands of the 3rd resolution layers, and (d) Inverse wavelet transform. This description fits the unitary Haar wavelet, and in our implementation every band leads to an image of the same size.

4. 考察

本論文の画像処理・画像表示一体型学習支援ツールの特徴は、使用者の習熟度に応じて画像処理の実

験ができることである。画像処理経験のない者あるいは初心者はツールに準備されている Fig. 1 ~ Fig. 3 の数値ファントムを利用し画像処理実験を行える。

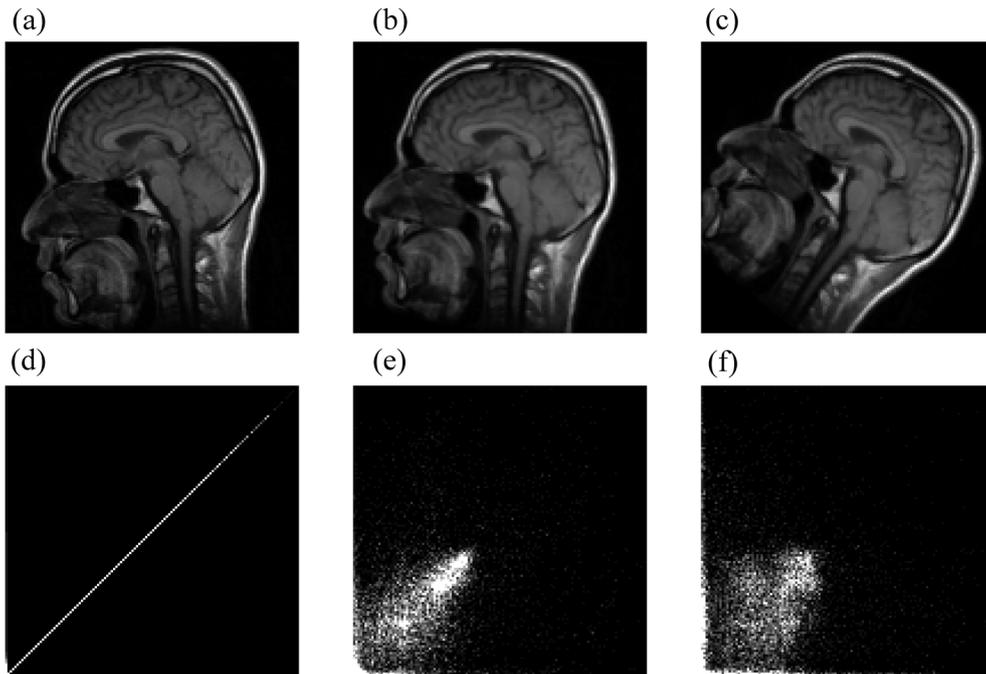


Fig. 11 2D histogram of the same MR image

The signal intensity of one MR image is shown in the y direction and the signal intensity of another MR image is shown in the x -direction. (a) The two MR images are correctly registered without rotation ($MI=6.0$), and one MR image is rotated (b) 10° around the z -axis ($MI=0.96$) and (c) 39° ($MI=0.55$). Mutual information (MI) is a concept from information theory that is applied in the context of image registration to measure the amount of information that one image contains about another image.

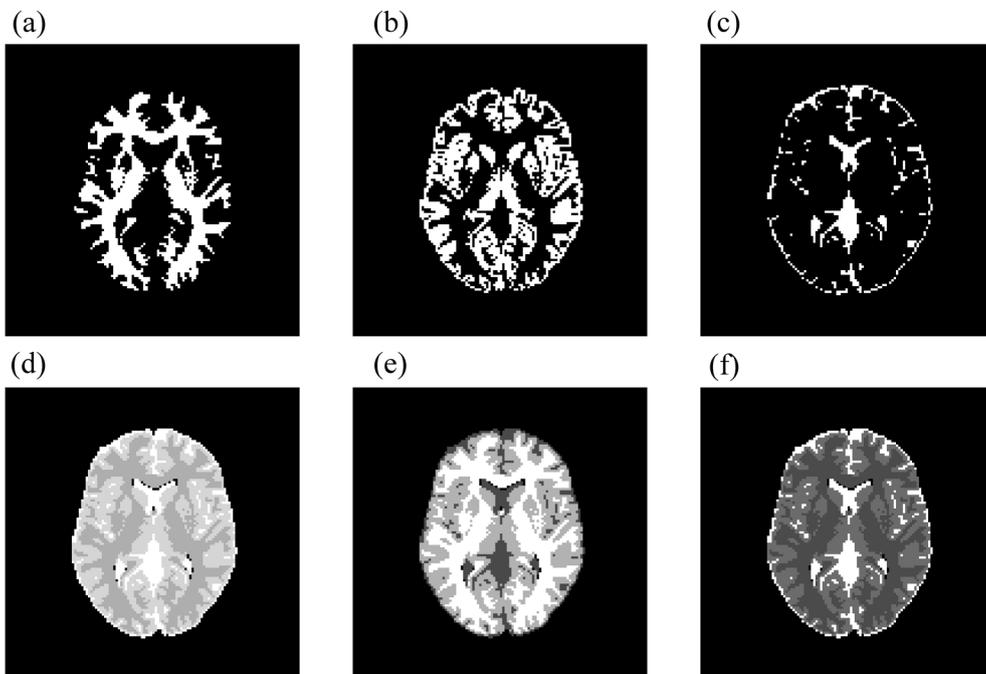


Fig. 12 MR images simulated by Eq. (30)

(a) binary image of white matter, (b) binary image of gray matter, (c) binary image of cerebrospinal fluid, (d) proton density-weighted image, (e) T1-weighted image, and (f) T2-weighted image.

画像処理に慣れてきたら数値ファントムの作成例を参考にExcel関数を利用しファントムを自作し画像処理実験を行うことでさらに理解が進むことが期待される。空間フィルタ処理に関し1例を挙げると以下のような応用が考えられる。はじめに以下のx方向の1次微分フィルタ $h_1(x, y)$ 、 $h_2(x, y)$ を作成し

$$h_1(x, y) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \quad h_2(x, y) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (35)$$

原画像との畳み込みでそれぞれの処理画像を作成する。次に二つのフィルタを減算したフィルタ $h_3(x, y)$

$$h_3(x, y) = h_1(x, y) - h_2(x, y) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & -2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (36)$$

による処理画像を作成し数値と画像で2次微分となっていることを確認すれば、1次微分フィルタと2次微分フィルタの関係を理解しやすい。Prewittフィルタは以下の二つのフィルタから畳み込みで得られる。

$$h_1(x, y) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \quad h_2(x, y) = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (37)$$

$$h_3(x, y) = h_1(x, y) \otimes h_2(x, y) = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (38)$$

(37)式のそれぞれのフィルタ処理画像と(38)式のフィルタ処理画像が同一であることを数値と画像で確認すれば、Prewittフィルタは微分フィルタと平滑化フィルタから構成されていることの意味が深まる。Sobelフィルタや鮮鋭化フィルタについても二つのフィルタを基にその由来を調べる実験を行える。

畳み込みは画像処理で多く用いられるので慣れる必要があり、本ツールで畳み込みに関する以下の性質²²⁾についても実験できる。

$$f(x, y) \otimes h(x, y) = h(x, y) \otimes f(x, y) \quad (\text{交換則}) \quad (39)$$

$$f(x, y) \otimes \{h(x, y) \otimes g(x, y)\} = \{f(x, y) \otimes h(x, y)\} \otimes g(x, y) \quad (\text{結合則}) \quad (40)$$

$$f(x, y) \otimes \{h(x, y) + g(x, y)\} = f(x, y) \otimes h(x, y) + f(x, y) \otimes g(x, y) \quad (\text{分配則}) \quad (41)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dx} \{f(x, y) \otimes h(x, y)\} &= \left\{ \frac{d}{dx} f(x, y) \right\} \otimes h(x, y) \\ &= f(x, y) \otimes \frac{d}{dx} h(x, y) \end{aligned} \quad (\text{微分則}) \quad (42)$$

本論文では省略しているが、信号処理、画像処理の基礎であるフーリエ変換に関し、本ツールで①フーリエ変換の線形性、②実空間における関数の拡大・縮小、③推移、④変調、⑤回転、⑥アフィン変換、それぞれの周波数空間のスペクトル変化、⑦対称性、⑧共役対称性、⑨パーセバルの公式、⑩微分公式、⑪畳み込み定理、⑫相関定理などの性質^{27)~29)}についての実験を行える。

画像の回転を利用したラドン変換(Fig. 6)は組織の線減弱係数の積分値とX線透過率および画像再構成の基礎となる投影との関係を理解する手助けとなる。X線の入射位置を変えるため画像を回転させるとすぐに回転した画像が表示されるので、X線の入射位置と透過経路から透過率の分布を予想しそれを実際にグラフで確認することが素早く行える。このような実験はラドン変換の線積分を単に数式として説明するのに比べより具体的である。また、線減弱係数が変化すると透過率と投影がどのように変わるかを実験できる。

われわれは医用画像位置合わせで広く臨床に用いられている相互情報量について、画像位置合わせの過程を連続的に視覚化する表示ソフトウェアFusion Viewer³⁰⁾を開発している。相互情報量は同時確率、周辺確率、エントロピーから構成されるKLダイバージェンスによって求められるため、画素間の強度情報に基づく相関などに比べ、やや抽象的で直感的にはわかりにくい面がある。アフィン変換とKLダイバージェンスを連携させた本論文のプログラムは、平行移動および回転によって2次元ヒストグラムの広がりから同時確率、周辺確率、エントロピーの変化による相互情報量の値の変化を数値と画像で捉えることができる。このプログラムとFusion

Viewerを連携させることで相互情報量による医用画像位置合わせがより理解しやすくなると期待される。

組織画像を基に作成した飽和回復スピンエコー法の模擬画像(Fig. 12)は、 T_R 、 T_E を変えたときの画像が観察可能なのでプロトン密度強調画像、T1強調画像、T2強調画像における強調の意味の理解を助ける。また、Table 1の縦緩和時間と横緩和時間は1.5テスラにおける値であり、これらを3テスラでの値に変えれば磁場強度がコントラストに及ぼす影響を実験することができる。

Excelによる画像表示は第5回順天堂大学医学物理インテンシブコース「フーリエ変換の数学基礎とC言語プログラミング実習」(2014年7月)で紹介した。この講義は全体で10の実習項目から構成されており、個別の実習項目に関する授業アンケートは実施していないが、Excelによる画像表示は受講生にとってインパクトがあったように感じられた。ほかに、開発したツールの一部を講義に用いた例として、理工系大学学部3年生へのMRIの講義でFig. 12の実験を行った。MRIについての知識をほとんどもたない学生が対象である。はじめにMRI教育用DVD³⁰⁾でMRIの基礎について講義し、次にFig. 12の組織像を基に白質、灰白質、脳脊髄液について説明した。続いてFig. 2のMR画像の実際の数値をExcelで確認しさらに画像として表示した。最後に、Fig. 12のプロトン密度強調画像、T1強調画像、T2強調画像を作成した。授業の内容について訪ねたところ、学生からはバイナリデータとテキストデータとの関係、画像がどのようにしてできているか、MR画像の成り立ちなどがわかりやすく、画像を数値で見ることができるのはよかったとの感想があった。一方、Fig. 12はMRIの理解を助けるためにExcelを利用した教材であるが、相対参照、複合参照、IF関数などExcelに慣れていない学生にはストレスになってしまう印象も感じられた。したがって、本論文の画像処理・画像表示一体型学習支援ツールを有効に活かすには、128×128画素あるいは256×256画素の画像を扱う前に相対参照、複合参照、約20個の関数などについて、それらの使用方法を実験できるような10×10画素程度の画像を対象としたプログラムの必要性を感じた。今後の改善

点としてこれらを追加する予定である。

計算機環境と開発したツールの操作性を調べるため、本論文で使用した計算機よりも性能が低いノートパソコン (Intel Celeron 1.07 GHz (2プロセッサ)、実装メモリ2 GB) でシート数の多い反復計算によるデコンボリューション、相互情報量を実行した。計算速度の違いによる操作性の低下は認められるがプログラムの使用は十分可能であった。

5. 結論

われわれはテキストデータに基づく画像処理・画像表示一体型学習支援ツールを開発した。開発したツールには以下の特徴がある。1) C言語と同等の正確さで画像処理を行うことができ、画像表示はバイナリデータ専用の画像表示ソフトウェアと同程度の画質である。2) 画像処理の過程をブラックボックス化することなく、すべて目で見ることができ数式との対比を容易に行える。3) 表計算ソフトウェアとして広く普及しているExcelを用い開発しており、1.07 GHz以上のCPUと2 GB以上の実装メモリを有する計算機環境で稼働する。以上のことから、本ツールは画像処理学習支援に役立つと期待される。

参考文献

- 1) 石田隆行, 大倉保彦, 青山正人, 他: C言語で学ぶ医用画像処理. 36-136, オーム社, 2006
- 2) 橋本雄幸, 篠原広行: C言語による画像再構成の基礎. 57-124, 医療科学社, 2006
- 3) 橋本雄幸, 横井孝司, 篠原広行: SPECT画像再構成の基礎. 215-226, 医療科学社, 2006
- 4) 篠原広行, 橋本雄幸: MRI画像再構成の基礎. 3-18, 医療科学社, 2007
- 5) 篠原広行, 坂口和也, 橋本雄幸: Excelによる畳み込み計算法の考案. 日保健科学会誌8: 234-245, 2006
- 6) 坂口和也, 篠原広行, 橋本雄幸: Excelによる解析的画像再構成法の実装. 日保健科学会誌8: 246-263, 2006
- 7) 坂口和也, 篠原広行, 橋本雄幸: Excelによる統計的画像再構成法の実装. 日保健科学会誌8: 264-280, 2006
- 8) 大崎洋充, 坂口和也, 篠原広行, 他: Excelによる画像処理演習用プログラムの開発1. 離散フーリエ変換. 日保健科学会誌9: 44-58, 2006
- 9) 篠原広行, 橋本雄幸: MRIとフーリエ変換. 579-614, 医療科学社, 2012

- 10) Shepp LA, Logan BF: The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 21: 21–43, 1974
- 11) 篠原広行, 中世古和真, 坂口和也, 他: 逐次近似画像再構成法の基礎. 141–157, 医療科学社, 2013
- 12) 篠原広行, 梶原宏則, 中世古和真, 他: C言語による画像再構成入門—トモシンセシスから3次元ラドン逆変換まで. 69–92, 医療科学社, 2014
- 13) 河田聡, 南茂夫: 科学計測のための画像データ処理. 210–220, CQ出版社, 1994
- 14) 篠原広行, 伊藤猛, 橋本雄幸: 医用画像位置合わせの基礎. 95–104, 医療科学社, 2012
- 15) Kojima K, Hirata M, Shinohara H, et al.: Reproducibility of scan prescription in follow-up brain MRI: manual versus automatic determination. *Radiol. Phys. Technol.* 6: 375–384, 2013
- 16) Bandžuch P, Morháč M, Krištiak J: Study of the Van Cittert and Gold iterative methods of deconvolution and their application in the deconvolution of experimental spectra of positron annihilation. *Nucl. Instr. and Meth. in Physics Research A* 384: 506–515, 1977
- 17) Richardson HW: Bayesian-based iterative method of image restoration. *J. Opt. Soc. Am.* 62: 55–59, 1972
- 18) Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, et al.: Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans. Med. Imag.* 16: 187–198, 1997
- 19) Yokoi T, Soma T, Shinohara H, et al.: Accuracy and reproducibility of co-registration techniques based on mutual information and normalized mutual information for MRI and SPECT brain images. *Ann. Nucl. Med.* 18: 659–667, 2004
- 20) Itou T, Shinohara H, Sakaguchi K, et al.: Multimodal image registration using IECC as the similarity measure. *Med. Phys.* 38: 1103–1115, 2011
- 21) ビショップCM著, 元田浩, 栗田多喜夫, 樋口知之, 他訳: パターン認識と機械学習 上. 54–57, シュプリンガー・ジャパン, 2007
- 22) Liang ZP, Lauterbur PC: Principles of magnetic resonance imaging. A signal processing perspective. 19–24, 217–231, *IEEE Press Series in Biomedical Engineering and Biology*, 2000
- 23) Cocosco CA, Kollokian V, Kwan RK, et al.: Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database. *NeuroImage* 5: S425, 1997, <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb>
- 24) Hashemi RH, Bradley WG, Lisanti CJ: *MRI The Basic*. 58–74, Lippincott Williams & Wilkins, 2004
- 25) 標準画像データベース SIDBA, <http://vision.kuee.kyoto-u.ac.jp/IUE/>
- 26) 伊藤猛, 篠原広行, 橋本雄幸: 画像位置合わせの過程を視覚化する表示プログラムの開発. *日保健科学会誌* 14: 32–39, 2011
- 27) Bracewell RN: *Fourier analysis and imaging*. 140–173, Springer, 2006
- 28) Brigham EO: *The fast fourier transform and its applications*. 30–49, Prentice-Hall, 1988
- 29) Easton RL: *Fourier methods in imaging*. 239–346, Wiley, 2010
- 30) 米本恭三 (総監修), 篠原広行, 大淵真男, 妹尾淳史 (原案監修): 医療チームに必要な画像医学の知識と技術 vol.3 MRI検査 (DVD). 医学映像教育センター, 2009

Development of a Text-Data Based Learning Tool That Integrates Image Processing and Displaying

Hiroyuki SHINOHARA^{1)*} and Takeyuki HASHIMOTO²⁾

¹⁾ *Tokyo Metropolitan University*

²⁾ *Faculty of Childhood Education, Yokohama Soei University*

Keywords: image processing, Radon transform, Fourier transform, wavelet transform, Excel

Abstract

We developed a text-data based learning tool that integrates image processing and displaying by Excel. Knowledge required for programming this tool is limited to using absolute, relative, and composite cell references and learning approximately 20 mathematical functions available in Excel. The new tool is capable of resolution translation, geometric transformation, spatial-filter processing, Radon transform, Fourier transform, convolutions, correlations, deconvolutions, wavelet transform, mutual information, and simulation of proton density-, T1-, and T2-weighted MR images. The processed images of 128×128 pixels or 256×256 pixels are observed directly within Excel worksheets without using any particular image display software. The results of image processing using this tool were compared with those using C language and the new tool was judged to have sufficient accuracy to be practically useful. The images displayed on Excel worksheets were compared with images using binary-data display software. This comparison indicated that the image quality of the Excel worksheets was nearly equal to the latter in visual impressions. Since image processing is performed by using text-data, the process is visible and facilitates making contrasts by using mathematical equations within the program. We concluded that the newly developed tool is adequate as a computer-assisted learning tool for use in medical image processing.

Received March 27, 2015; revision accepted July 28, 2015