

もう一度復習！デジタル画像の基礎！

八戸市立市民病院 放射線科 ○下沢 恵太(Shimosawa Keita)

【はじめに】

昨今、散乱線除去補正処理やAI(人工知能)を用いた画像処理の技術が登場している。これらの技術を正しく理解し使用していくためには、デジタル画像の基本的な知識が必要不可欠であると考え。今回は患者を透過したX線を検出し、デジタル信号に変換され様々な画像処理後にモニターに画像が表示される流れについて復習する。

【CR・FPD】

CRは輝尽性蛍光体が塗られたIP(Imaging Plate)に一時的に患者を透過したX線強度情報を蓄える。蓄えられたX線強度情報はレーザー光で輝尽性発光を起こし、その光を光電子増倍管で電気信号に変換しA/D変換器でデジタル信号に変換され信号が取り出される。

FPDには直接変換方式と間接変換方式がある。直接変換方式は入射したX線をa-Seで電気信号に変換し、蓄積コンデンサに一度蓄え画素毎で順次読み出しコンソールに信号が送られる。間接変換方式はCsIなどのシンチレーターでX線は一度可視光に変換され、画素毎にフォトダイオードで電気信号に変換され信号が取り出される。

【デジタル化(標本化と量子化)】

デジタル画像のメリットはコンソールで様々な画像処理が可能点と思われる。濃度コントラストの調整、エッジ強調、ノイズ低減などの画像処理を行い診断に適した画像にできる。このような処理を行うには、アナログ信号であるX線情報をデジタル信号に変換しなければならない。その際に行われるのが標本化と量子化である。アナログ信号は位置情報、濃度とも連続的な情報を持った信号であるのに対し、デジタル信号は位置情報、濃度とも“飛び飛び”(離散的)な値を持った信号である。この連続的な信号を離散的な信号に変換するのが標本化と量子化である。

標本化は連続的な位置情報を持ったアナログ信号を一定間隔で区切る操作である。一定間隔に区切る点を標本点、標本点と標本点の間隔を標本化間隔またはサンプリング間隔と呼び、CRでは読み取り間隔、FPDでは画素サイズがそれに相当する。標本化の際に重要なことはどの程度の細かさで区切るかということである。サンプリング定理を見ると「最高周波数 f_{max} の信号を正確に復元するためには、サンプリング周波数を $2f_{max}$ 以上にするべきである」となっている。最高周波数0.5 cycles/mmの信号をサンプリングすることを考える(Fig.1)。サンプリング定理より、正確に信号を再現するためには1.0 cycles/mmでサンプリングを行えば良いということになる。実際

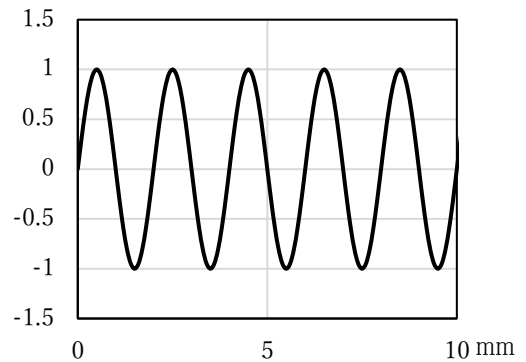


Fig.1 最高周波数 0.5 cycles/mm の信号

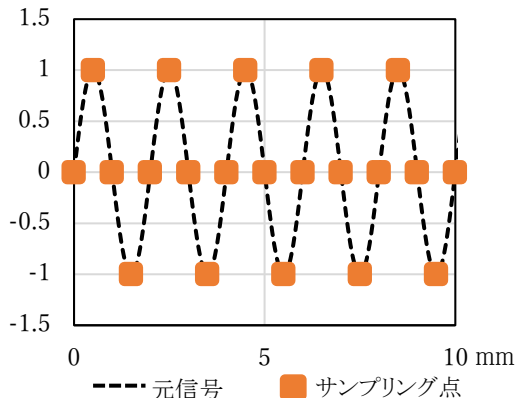


Fig.2 サンプリング周波数 2.0 cycles/mm の時

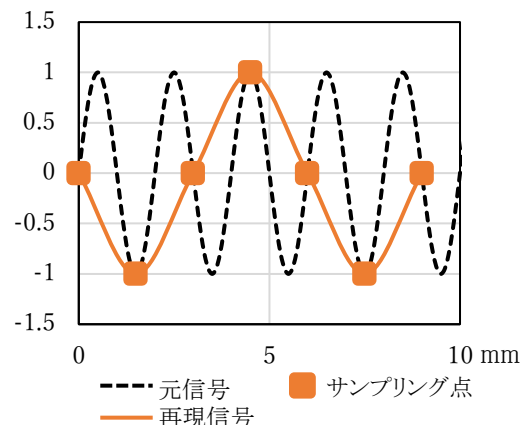


Fig.3 サンプリング周波数 0.6 cycles/mm の時

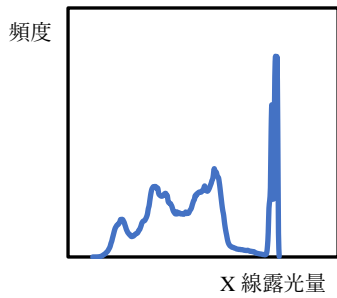


Fig.4 胸部のヒストグラム

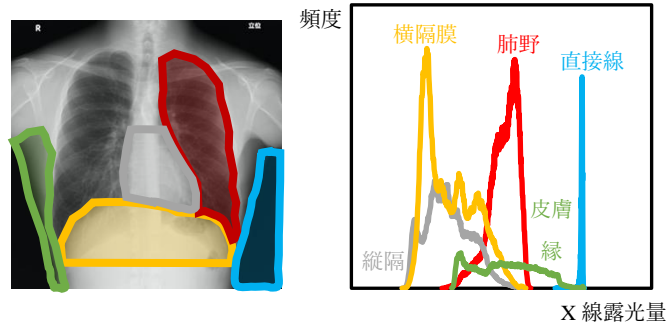


Fig.5 各部位の領域とそのヒストグラム

にサンプリングを行うと、サンプリング周波数2.0 cycles/mmの時はサンプリング間隔(サンプリング周波数の逆数)が0.5 mmとなり、元信号の振幅に合わせてサンプリングができ正確に再現可能である(Fig.2)。一方サンプリング周波数0.6 cycles/mmの時はサンプリング間隔が1.5 mmとなり、再現される信号は元信号の周波数より低周波数の信号になってしまう(Fig.3)。このような現象を折り返し、またはエイリアシングと呼びアーチファクトの原因となる。通常は不要な高周波数成分をカットするような処理が施されている。

標本化の次に行われるのが量子化である。標本化で位置情報はデジタル化できたが、濃度はアナログ信号のままである。連続な濃度をデジタルの整数値に振り分ける作業が量子化である。量子化においてもどの程度の細かさで整数値のデジタル値に振り分けるかが重要であり、これは濃度分解能に影響する。その細かさを量子化レベルと呼び、bitで表す。10 bitは1024 階調、12 bitは4096 階調、14 bitは16384階調となりbit数が大きくなると表現できる濃度が細かくなる。人間の目には7 bit以上あれば不自然さは感じないと言われているが、より高精度な濃度表現が求められる医用画像では10 bit以上の量子化レベルが用いられている。しかしどんなに細かくデジタル値に振り分けても、連続的な濃度とデジタルの整数値には誤差が出てしまい、それを量子化誤差と呼ぶ。この誤差を小さくするためには量子化レベルを大きくすれば良いが、データ量も増えるため適切な量子化レベルを用いることが重要である。

【自動感度調整処理】

標本化と量子化によりデジタル信号を取得できたため、次はコンソール上での画像処理になる。まず行われるのが自動感度調整処理である。デジタル画像の最大のメリットと思えるのが、撮影線量が変化しても安定して適切な濃度・コントラストが得られることではないかと思われる。これを実現しているのが自動感度調整処理である。この結果算出されるのがS値、L値(富士フィルム社製)である。ここで注意しなければならないのは、線量が変化しても濃度・コントラストは安定して得られるが、ノイズは線量に応じて変化することである。必要以上に線量を下げると、ノイズは増加するため適切な線量での撮影が重要である。

自動感度調整処理は取得したデータから被写体の情報がある範囲を検出する処理ということができる。その範囲を検出する手法にはヒストグラム解析法と関心領域のデジタル値の平均値から全体の画像濃度を決定す

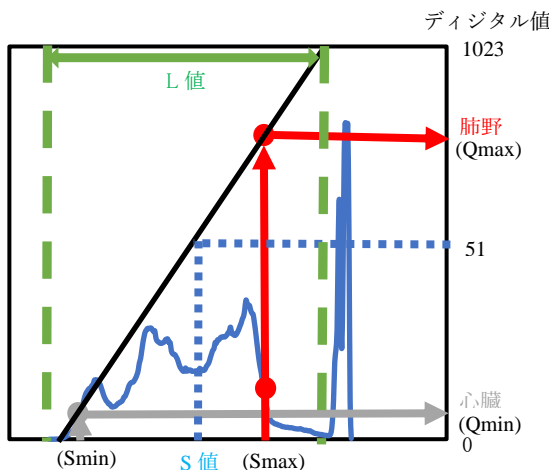


Fig.6 自動感度調整処理によるS値、L値

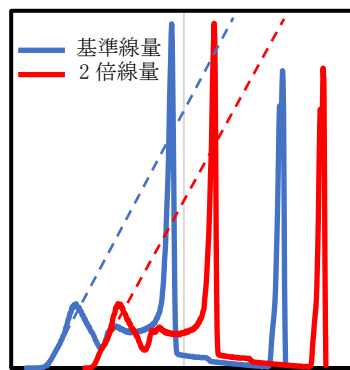


Fig.7 露光量変化時のヒストグラム

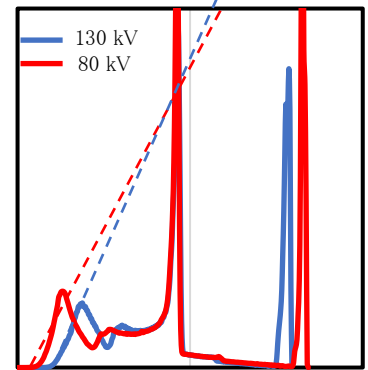


Fig.8 管電圧変化時のヒストグラム

Table 1 基準条件

管電圧	線量	撮影距離	付加フィルタ
130 kV	AEC	180 cm	Cu 0.3 mm

Table 2 S値、L値の変化

	基準条件	露光量2倍	低管電圧
S値	527	264	559
L値	1.6	1.6	1.7

る方法があるが、今回はヒストグラム解析法について解説する。

胸部写真のヒストグラムはFig.4のようになる。この中から被写体の情報がある部分を見つけていくが、肺野、縦隔などに関心領域を設定しヒストグラムを取るとFig.5のような位置に各部位のヒストグラムが現れる。これにより直接線のヒストグラムの左側にある山に被写体の情報があることがわかる。この山のことをメインヒストグラムと呼び、ここに予め決められたデジタル値を振り分けていく。

具体的には胸部写真で重要な肺野と縦隔に振り分けるデジタル値が予め決められている。それぞれを Q_{max} と Q_{min} とし、ヒストグラム上で肺野に相当する部分の露光量を S_{max} 、縦隔を S_{min} とすると、それぞれを結ぶことで肺野と縦隔を目的のデジタル値に振り分けることができる。残りの部分は、 (S_{max}, Q_{max}) 、 (S_{min}, Q_{min}) を通り、出力するデジタル値の範囲(今回は1024階調)で結んだ直線に従ってデジタル値に振り分けられていく。この時引かれた直線の幅に対応する露光量の幅の対数値がL値になり、コントラストに影響する。また出力するデジタル値の中央画素値に相当する露光量から算出した値がS値となり感度の指標値として用いられ、濃度に影響する(Fig.6)。感度の指標値は各社で名称、挙動は異なるため注意が必要である。

撮影条件の変化でS値、L値がどのように変化するか簡単なファントム実験を行った。アクリル製の胸腹部ファントムに胸部を想定して水を満たし、撮影条件を変えて撮影し、胸部のメニューで処理しS値、L値の変化をみた。基準条件は当院の胸部の条件を使用した(Table 1)。

管電圧一定で、露光量を2倍にした場合のヒストグラムはFig.7のようになった。管電圧は同一のためヒストグラムの横幅(コントラスト)は変わらないためデジタル値に割り当てる直線の傾きは変わらずL値は変化しない。露光量は2倍のため、ヒストグラム全体が高露光量側へ平行移動するため、S値は基準条件の半分の値になる(Table 2)。

次に同一露光量で管電圧を低くした場合を考える。管電圧を低くしたためコントラストは大きくなるためヒストグラムの横幅は基準条件より広がっている(Fig.8)。広がったヒストグラムに対して同様なコントラストになるようにデジタル値へ割り当てるための直線の傾きは基準条件より小さくなる。それに従いL値は大きくなる。S値はほぼ同一露光量のためヒストグラムの位置は変わらず、ほぼ同じ値になっている(Table 2)。このようにS値、L値が調整されて濃度コントラストが調整される。

次に自動感度調整処理前後でFig.9の黒線の位置でプロファイルと比較した。測定の結果をFig.10に示す。露光量を変化させた場合は、処理前は大きくプロファイルが上下にずれているが、処理後はプロファイルが重な

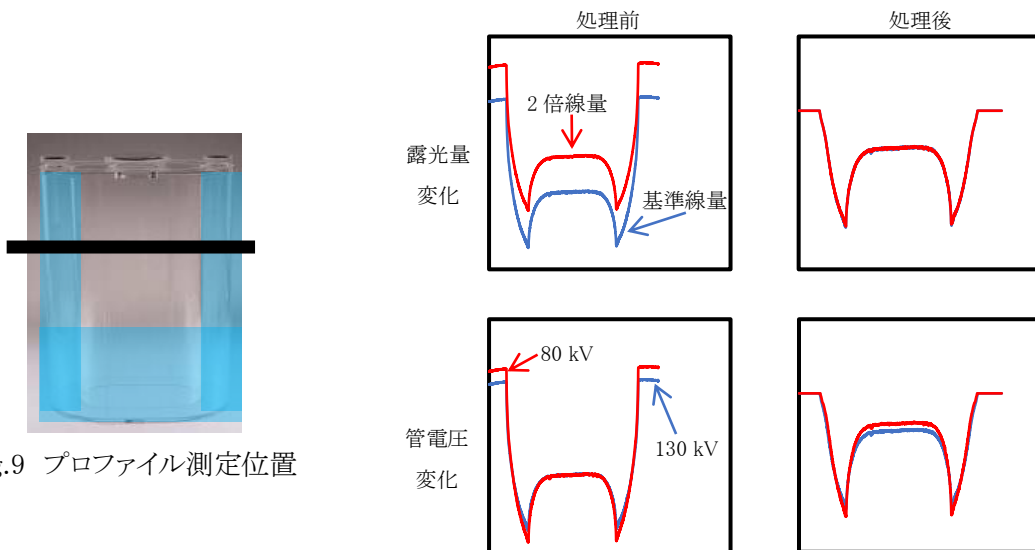


Fig.9 プロファイル測定位置

Fig.10 各条件でのプロファイル比較

り同じ濃度になっている。一方管電圧を変化させた場合、処理前はコントラストの差があるが処理後は、ファントム端付近の濃度は同じになったが、ファントム中央付近で濃度差がでた。これは管電圧が大きく変わると自動感度調整処理によるコントラスト調整には限界があることを意味し、経過観察の際は管電圧に注意して撮影しなければならない。

【階調処理】

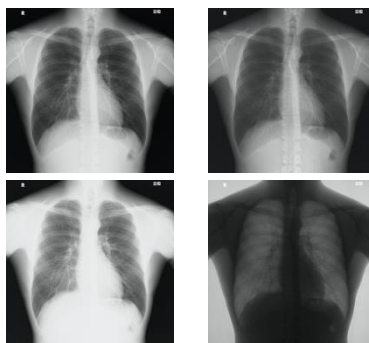
自動感度調整処理後は、より診断に適した画像になるように階調処理、周波数強調処理、ダイナミックレンジ圧縮処理などの画像処理が行われる。今回は階調処理について解説する。

階調処理は画像の濃度コントラストを決める基本的な画像処理である。自動感度調整処理で振り分けられたデジタル値はLook Up Table(LUT)と呼ばれる変換テーブルに従って濃度に変換される。LUTはフィルムの濃度コントラストに近づけるように基本的にはフィルムの特性曲線のようなシグモイド曲線の形をしている。LUTは目的部位に合わせて数種類用意され、適切な

LUTが設定されているため基本的には変更する必要はない。LUTを変更すると、大きく濃度コントラストが変わるため適切なLUTを使用するのが重要である(Fig.11)。

LUTの調整で濃度コントラストがどのように変化するかを考えてみる。まず濃度の調整について考える。Fig12の黒線のようなLUTの場合、入力デジタル値は黒のLUTによって濃度に変換される。高濃度にする場合を考える。LUTを左側に平行移動すると、Fig.12の赤線の位置にLUTが来る。先程のデジタル値の濃度は移動したLUTによって移動前より高濃度に変換される。実際に処理をしてみるとFig.13のように画像全体が高濃度になる。低濃度にする場合は、逆の処理になるためLUTを右に平行移動すれば表現可能である。

次にコントラストについて考える。コントラストはある2点間の濃度差がコントラストになる。Fig.14の黒線のLUTによって2点のデジタル値はそれぞれ濃度に変換されその濃度差がコントラストになる。この濃度差が大きくなれば高コントラスト、小さくなれば低コントラストになる。コントラストはLUTの直線部分の傾きによって決まるため、高コントラストにする場合は直線部分の傾きを大きくすれば高コントラストになる。そのようにLUTを回転させるとFig.14の赤線のLUTのようになる。回転したLUTによって先程のデジタル値はそれぞれ変換され回転前より濃度差が大きくなり高コントラストになる。実際に処理すると、Fig.15のように高コントラストな画像になる。低コントラストにする場合はLUTの直線部分の傾きが小さくなるように回転すると低コントラストになる。このようにLUTを平行移動や回転させることで目的の濃度コントラストにすることが可能である。



胸部用	直線タイプ
一般用	反転タイプ

Fig.11 LUTを変えた時の画像変化

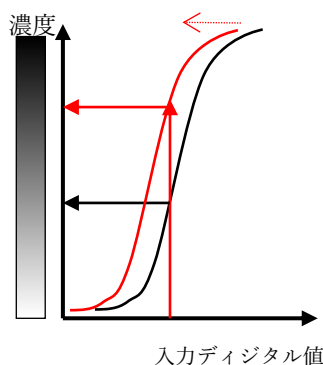


Fig.12 濃度調整

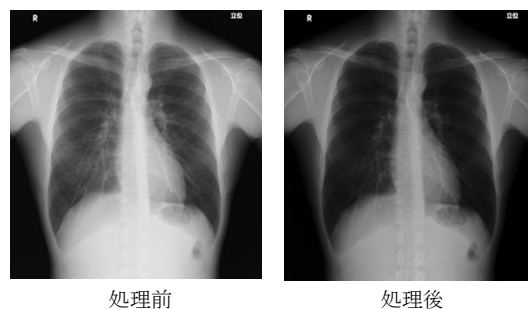


Fig.13 胸部写真での処理例

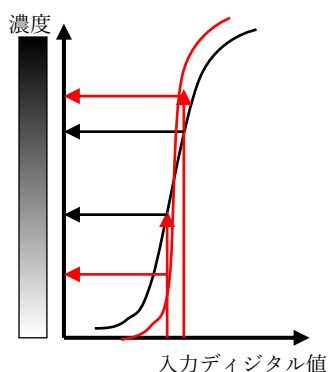


Fig.14 コントラストの調整

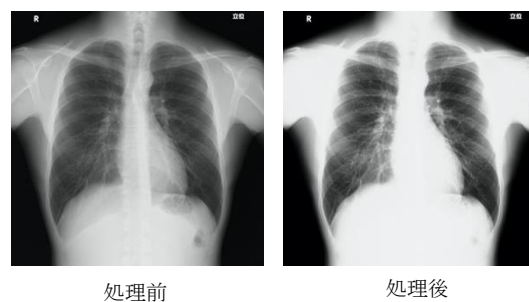


Fig.15 胸部写真での処理例

【まとめ】

デジタル画像について患者を透過したX線の検出から階調処理までの流れを解説した。画像工学は難しい、嫌い、よくわからないという方は多いかもしれない。しかし最近では散乱線補正処理が登場し、今後AIやDeep Learningなどを用いた画像処理技術など臨床に用いられると思われる。そのような技術を正しく理解し使用していくためにデジタル画像の基礎が新たな技術を理解するために重要であると考えます。今回の内容がデジタル画像に興味を持っていただくきっかけになれば幸いです。

【参考文献・図書】

- 1) CR超基礎講座 船橋正夫監修 関西地区CR研究会編著 医療科学社
- 2) 標準 デジタルX線画像計測 日本放射線技術学会監修 市川勝弘 他編著 オーム社
- 3) 医用画像工学 第2版 医歯薬出版株式会社 医歯薬出版株式会社
- 4) 船橋正夫 : CR撮影の考え方と注意点, 日本放射線技術学会雑誌 第61巻 第1号 p34-41(2015)