

基礎連続講座

CT講座

## CT検査の実際(2)

## - 造影剤の使用法とウィンドウ設定 -

藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美  
 藤田保健衛生大学病院放射線部 井田義宏

今回で連続CT講座の最終回である。今回は、CT検査の実際として、基本的な撮影条件について述べてきた。今回は、造影剤の使用によるコントラストを変化、さらに撮影後のウィンドウ表示について基本的な考え方を述べる。

### 1. 造影に関する臓器の特性

CTで使用される非イオン性ヨード造影剤は、血管もしくは細胞の間質に入り込みX線吸収を増加させる。このとき、造影剤の広がりやすさや停滞の程度は、それぞれの臓器や組織、疾患により異なる。造影剤増強に影響を与える因子はさまざまであるが、一般に、動脈や多血性の臓器(疾患)は比較的造影剤増強されるタイミングが早く増強効果も高いが、乏血性、細胞間質の少ない繊維性の臓器(疾患)は増強されにくい。また同じ臓器や組織に対する造影効果でも被検者の循環動態にも大きく影響する(Table)。このため目的疾患(臓器)と被検者の循環動態双方の特性を考慮し実際の造影剤注入条件が決定される。詳細に関しては例外もあるのでそれぞれ専門の清書を参考にされたい。

### 2. CT検査における造影の実際

ここでは、実際のCT検査でどのような造影が行われているか、どのように造影検査を進めるべきかを述べる<sup>1)</sup>。

#### 2-1 造影技術の理論的背景

ヘリカルスキャン、マルチスライスヘリカルスキャンの登場により、さまざまなスキャン時間を有する装置が出回っている。すなわち、ある臓器を5秒で撮影可能な装置から、5分以上かかる装置まである。したがってスキャンスピードに応じた造影法やスキャンタイミングを決定していく必要がある。装置や診断目的に応じた造影剤のタイムデンシティカーブをイメージできれば理解しやすい。

#### 2-2 造影剤の投与量

一般に実質臓器や静脈などの濃染を描出するための造影剤投与量は体重に比例する。このためスキャンスピードと関係なく造影剤投与量が決定される。動脈などではスキャン時間と投与速度などで造影剤増強効果は決まってくる。スキャン時間の速い装置では造影剤投与量の減少が可能である(Fig. 1)。

#### 2-3 造影剤の投与速度

造影剤投与速度を速くすると、動脈や臓器の濃染立ち上がり時間が早くなる。さらに動脈では、増強効果も高くなる。しかし同じ投与量の場合、動脈などでは造影効果が減少する時間も早くなる(Fig. 2)。

#### 2-4 撮影開始時間

撮影開始時間とは、造影剤を注入し始めたときからスキャンを開始するまでの時間をいい、ディレイタイム(delay time)とも呼ばれる。実質臓器や静脈などの濃染を描出するためには数分後から始めれば十分であるが、動脈相、門脈相などの各時相に分けて撮るためには、高速でスキャンできる装置が必要である(Fig. 3)。

### 3. 有効な造影CT検査を行うために

ヘリカルスキャン、マルチスライスCTの開発によりCT検査の短時間化が可能となった。その効果として造影効果の向上がある。ただし、スキャンの高速化は造影剤注入技術の変化も必要とする。従来と同じ造

Table 造影剤増強効果に影響を与える因子

血管の造影剤濃度
造影剤の注入量・注入速度
被検者の循環動態
(心機能・腎機能・循環血液量, 組織間分布, 排泄経路)
血管内の造影剤濃度以外(臓器, 組織の特性)
毛細血管の密度, 細胞と間質の分布状態

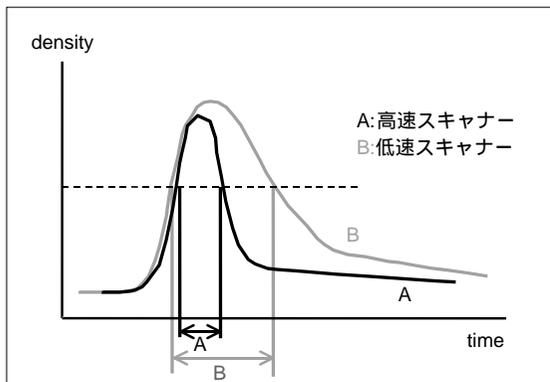


Fig. 1 造影剤投与量の減少  
スキャン時間の速い装置では造影剤投与量の減少が可能である。

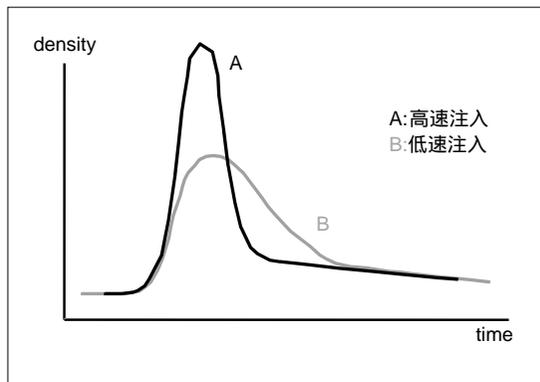


Fig. 2 造影効果の増強  
同一容量で注入レートを増加させることにより、造影効果は増強される。

造影剤注入ではせっかくの高速スキャンの効果が無い。高速スキャンであるがゆえに造影剤注入のタイミングが難しくなった。正確な造影剤注入のタイミングを知るためには、事前に一定量の造影剤注入をするpre-injectionが行われる場合もある。最近では、CT透視の技術を利用して、造影タイミング自動検出機構(リアルプレップ)が開発されている。その応答時間は開発当時に比べ大幅に短縮され、多くの施設で使用されている。この方法を用いれば、どのような状況においても最適な造影剤注入タイミングでスキャンが可能となる。

#### 4. CT検査におけるウィンドウ設定

撮影後の画像は、ウィンドウ幅(WW)、ウィンドウレベル(WL)によりウィンドウ設定され診療各科へ提供される。WWとWLでグレイレベル内に収まるCT値の上限から下限値を設定するのでこの範囲以外では白一色もしくは黒一色となり見分けはつかない(Fig. 4)。

CT検査で診断を行う場合、適切なウィンドウ設定は診断の質を向上させるうえで大変重要な要素であり、いくら高額で高性能なCT装置を使用したとしても、ウィンドウ設定が不適切な場合、せっかくの情報が無駄になってしまうことにもなりかねない。

#### 5. ウィンドウ設定の実際

##### 5-1 ウィンドウ設定の理論的背景

臨床現場ではウィンドウ設定は一定なプロトコルや画像診断学の知識から経験的に行われているものも多いが、画像ヒストグラムをイメージすれば理解も容易である。CTで得られた画像のヒストグラムを考えると表示目的の複数の臓器はそれぞれ平均CT値をピークとするガウス分布様になっていると考えられる。

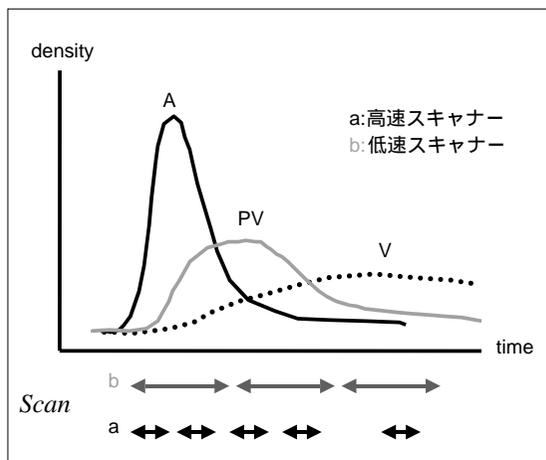


Fig. 3 多時相撮影のタイムデンシティカーブ  
高速スキャンにより動脈相、門脈相などの各時相に分けてスキャンすることが可能となる。

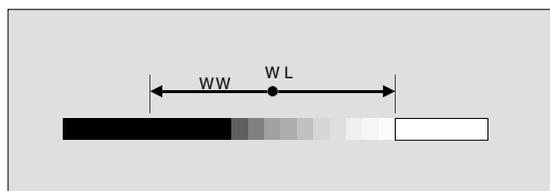


Fig. 4 ウィンドウ設定値(WW)とWLとグレイレベル  
WWとWLで規定された範囲以外ではCT値の差は見分けられない。

このため、表示に必要な臓器(組織)をすべて表示するためにはCT値の広がり(分布)や画像ノイズなどを考慮し設定する(Fig. 5)。

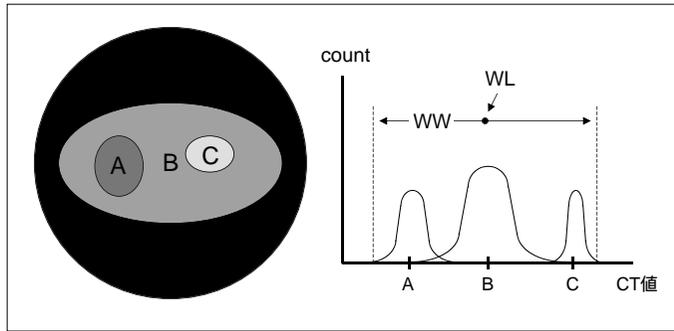


Fig. 5 ウィンドウ条件とCT値の分布  
CT値は一般に平均値で表されるが、臓器(組織)ごとに幅を持った分布を示す。図のように、A、B、Cすべてをグレイレベルで表示するには、CT値の広がり考慮に入れる。

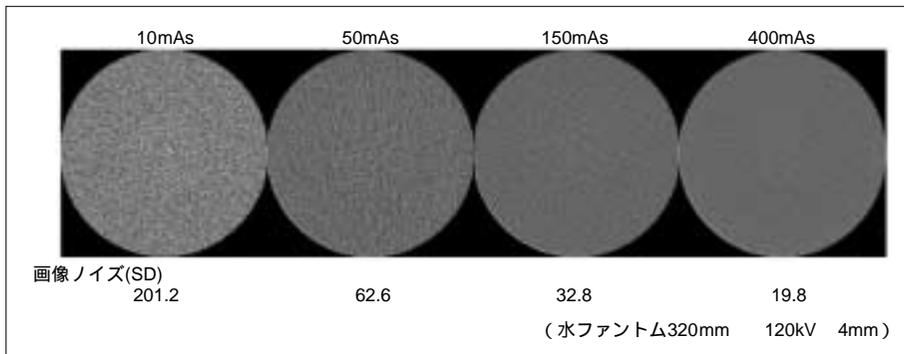


Fig. 6 画像ノイズと視覚的輝度  
同一のウィンドウ条件(WW200, WL20)で表示した。

5-2 画像ノイズとWLの錯覚

画像ノイズが多くなると、視覚的に白っぽく見えてくる(Fig. 6)。実際にはスライス厚などの撮影条件や、被検者の体格で画像ノイズが変化するので、見た目に同様の濃度(輝度)で表示されるように経験的に補正されることもある。

5-3 ウィンドウ設定の例

以下によく使用されるウィンドウ条件の設定例とその考え方を記す。実際には装置、線量、関数などで変化するので参考程度と考えていただきたい。

5-3-1 頭部(脳)(Fig. 7)

脳実質内の白質・灰白質はCT値差が10HU以下なのでWWは100以下となる最もWWの狭い領域である。

5-3-2 軟部組織一般、胸部(Fig. 8)

縦隔・腋下のリンパ節を表現するため脂肪組織がある程度見えるようにする。

5-3-3 軟部組織一般、腹部(Fig. 9)

各臓器のコントラストを維持しつつ臓器の周囲の脂肪も見えるようにして炎症所見を見逃さないようにする。

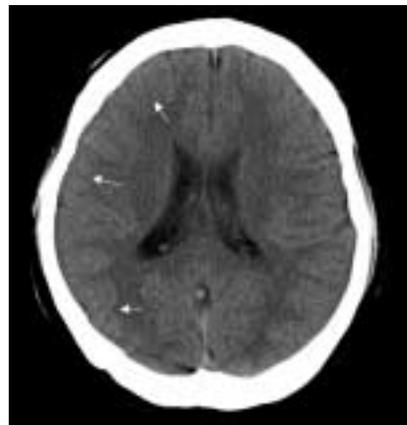


Fig. 7 脳実質のウィンドウ設定  
白質と灰白質の分離はWW100以下で行う。

5-3-4 実質臓器内(Fig. 10)

臓器の脈管以外はほぼ同様の構造であるためコントラストがつきにくい。実質臓器内を表現するにはWWを狭くする。

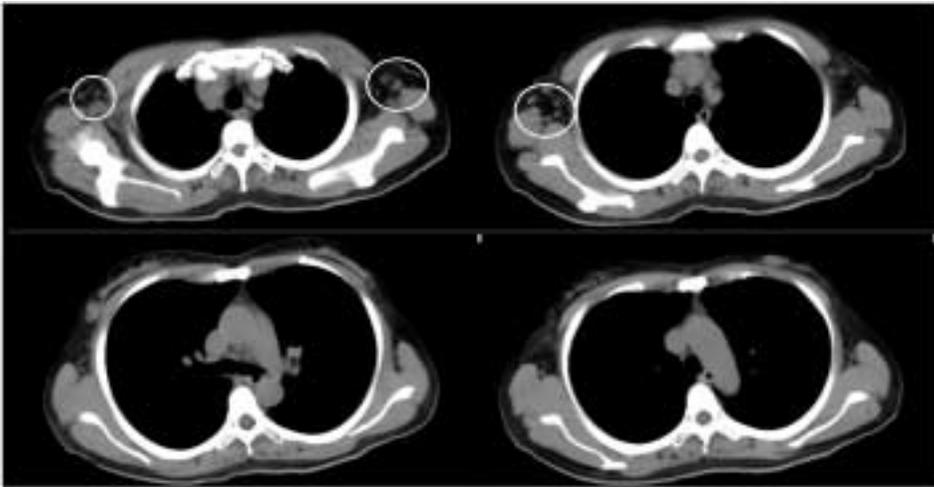
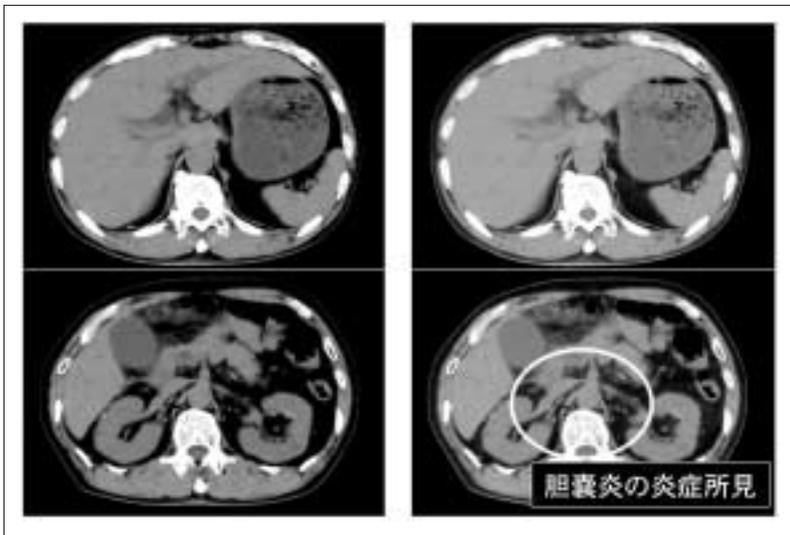


Fig. 8 軟部組織一般(胸部)のウィンドウ設定

印はリンパ節である。腋下,縦隔のリンパ節などを見逃さないようにWWを少し広げて脂肪組織が少し見える程度にする。



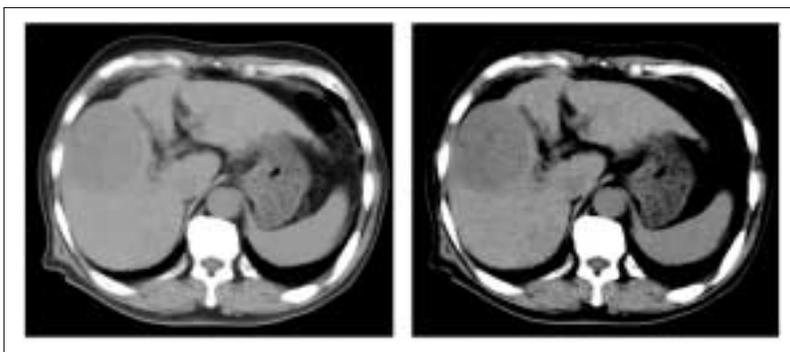
a | b

Fig. 9 軟部組織一般(腹部)のウィンドウ設定

脂肪組織が“うっすら”と見えるようにウィンドウ設定を行う。

(a) WW200 WL30 不適切なウィンドウ設定

(b) WW250 WL15 適切なウィンドウ設定



a | b

Fig. 10 実質臓器内のコントラストを見る場合のウィンドウ設定(例:肝臓)

臓器内を見る場合はWWを絞り込む。

(a) WW250 ~ 300程度 不適切なウィンドウ設定

(b) WW150 ~ 200程度 適切なウィンドウ設定

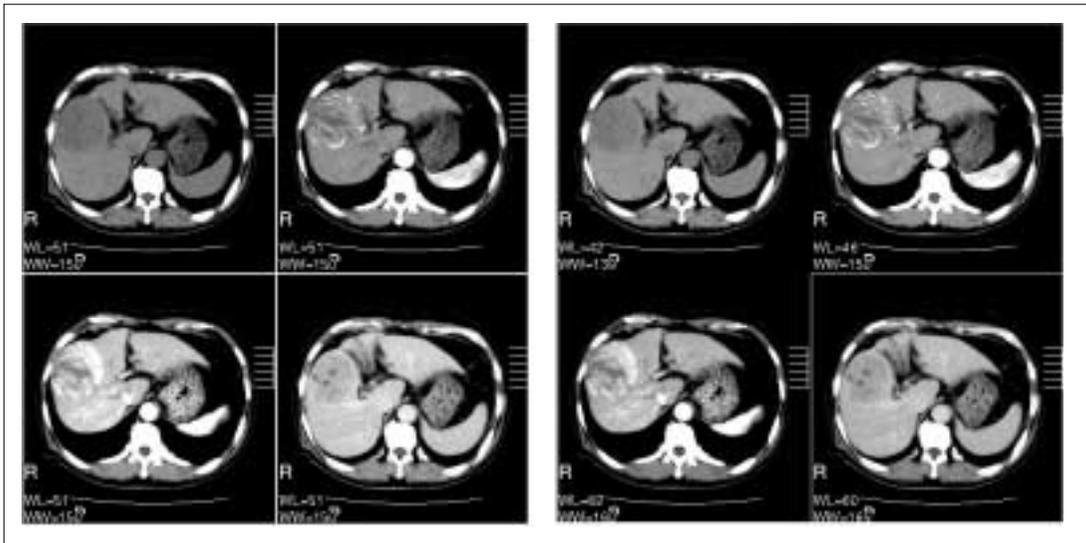


Fig. 11 多時相造影撮影のウィンドウ設定

連続した画像を観察する場合、「定量性重視」と「検出重視」では、ウィンドウの設定が異なる。  
 (a) 定量性を重視した場合、ウィンドウ条件を一定にする。  
 (b) 検出を重視した場合、それぞれ見やすいウィンドウにする。

a | b

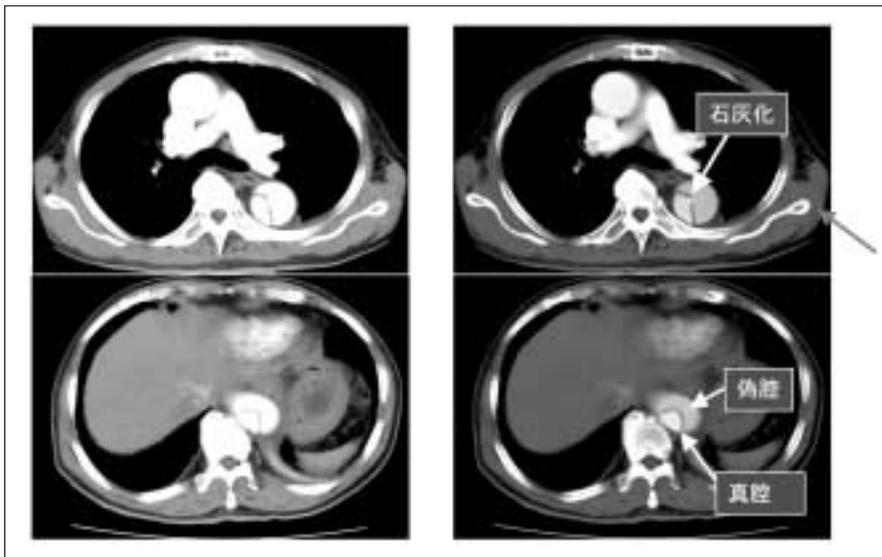


Fig. 12 造影血管のウィンドウ設定

血管内部が観察できるように、WWは広く、WLは大きく設定する。

### 5-3-5 多時相撮影 (Fig. 11)

多時相にわたり臓器 (疾患) の染まり具合を表現する場合はウィンドウ条件固定が望ましい。また各時相でそれぞれ検出されるものに合わせてウィンドウ条件を変え、検出を重視する場合もある。

### 5-3-6 造影血管 (Fig. 12)

造影された血管 (主に動脈) は血管壁の石灰化などの情報を表現するため、WWを広めにして血管内が「真っ白」にならない程度にWLを大きく設定する。設定ウィンドウは造影能に大きく依存する。

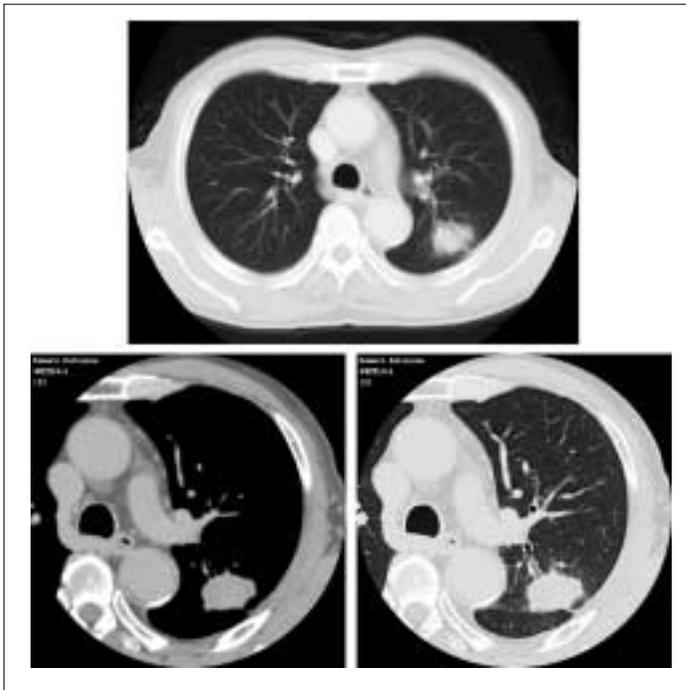


Fig. 13 肺(腫瘍病変)のウィンドウ設定  
胸部(肺)のCT検査では、内部構造、石灰化のためのウィンドウ設定と気管、血管、胸膜などのためのウィンドウ設定の二つを提示することがある。  
(a)全体像  
(b)内部構造、石灰化  
(c)気管、血管、胸膜など詳細

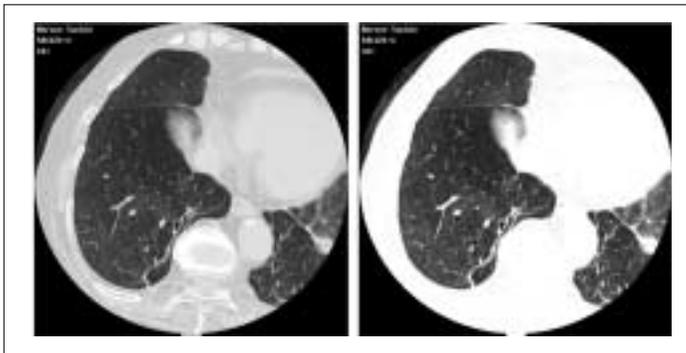


Fig. 14 肺(びまん性疾患)HR-CTのウィンドウ設定  
肺内を見るか肺と周囲の関係を見るかにより選択する。  
(a)WW 1600  
(b)WW 1000

### 5-3-7 肺(腫瘍性病変) (Fig. 13)

肺癌などの腫瘍性病変を表現する場合は、腫瘍、血管、気管、胸膜など広いCT値範囲を表すためWWは1600から2000程度になる。また軟部条件を追加することもあるが、腫瘍の大きさスライス厚により目的の腫瘍のCTがパーシャルボリューム効果により大きく変化する領域なので注意する。

### 5-3-8 肺(びまん性病変) (Fig. 14)

前述した同じ肺の領域でも、肺そのものの変化を表現する場合は少しWWを狭くできる。

およそWW1000から1300程度を使用する。

### 5-3-9 骨 (Fig. 15)

骨皮質のCT値に合わせてWLを大きくする。また、骨の皮質から髄質まで表現するためWWは広くする。

## 6. 最適なウィンドウ設定を行うために

ウィンドウ設定や造影条件は、装置、撮影条件、回数などにより異なる。それ以外にもそれぞれの施設で検査の再現性、臓器、疾患の検出率などにも考慮してプロトコールが決めるるので、標準化が困難である。しかし、考え方を身に付ければ、装置の進歩に惑わされず、施設ごとの最適なプロトコールの決定はそれほど難解ではないと考えている。

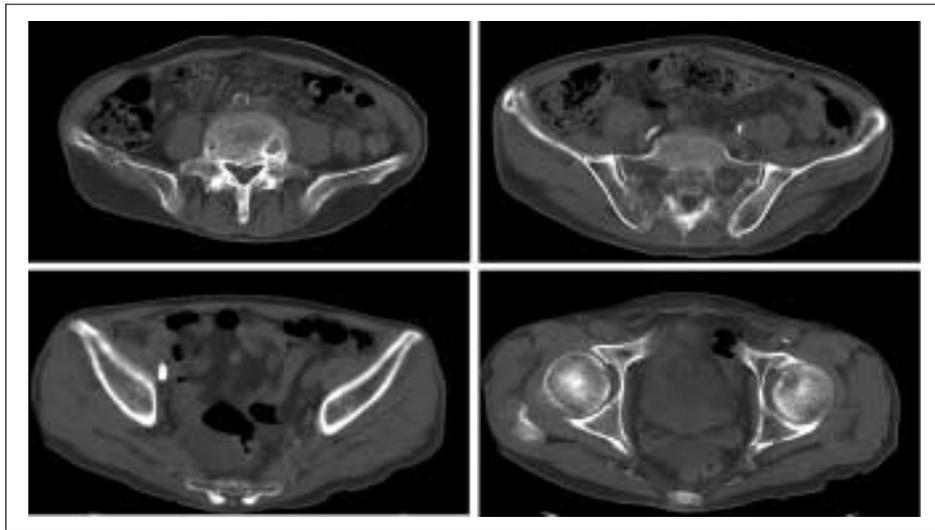


Fig. 15 骨のウィンドウ設定  
骨内部まで十分観察できるようにWWを広く設定する。

## CTの将来展望 - ボリュームデータ収集と四次元CT -

藤田保健衛生大学衛生学部 辻岡勝美

今回、連続基礎講座の第1弾として1年間にわたってCTについて述べてきた。CTの歴史から機器工学的な基礎、そして性能評価から臨床での利用法まで、最初ば「1年も持つかな」と思っていたのが、書き足りない部分も多く、不完全燃焼の感もある。まあ、基礎講座であるから、詳しくはそれなりの書籍や論文を読んでいただければいいわけで、少しでも、現在のCT技術の進歩の様子を理解していただければよいと思っている。

### 1. 進歩するCT技術

現在、CTは急速な進歩の途中である。ヘリカルスキャン、CT透視、そしてマルチスライスCTと大盛況である。どうしてこんなに多くの技術が開発されるのか。キーワードは「臨床と開発(メーカ)の連携」であろう。「こんなことができれば」「こんな画像を見てみたい」という臨床の意見が、CTを使えば容易に可能になってしまう。従来どおりのX線を使用しながら、そのデータ収集の方法とデジタルデータのおかげで多くの技術開発が可能になった(Fig. 16)。

### 2. ヘリカルスキャンから始まった三次元画像診断

今となれば当然のことではあるが、三次元的な構造

を有する人体を診断する場合、従来の透過情報、断面情報に比べて、三次元情報は有用である。CTによる三次元データの収集は画像診断の世界を大きく変えた。従来、CTは断層画像であって、三次元データを収集することは困難が多かった。特に、造影検査は血流時間との戦いであり、不可能に近いものであった。それが、ヘリカルスキャンの登場により、われわれは容易に三次元データを手に入れることができるようになった。

### 3. 三次元画像診断がCTの環境を変える

三次元データを容易に得られるようになった現在、CRTや液晶モニタによるMPR(multi planar reconstruction)表示は欠くことができないものとなった。従来のフィルム診断では、その膨大なデータを処理できない状況になったのである。また、データの管理もフィルムではなく、デジタル信号として管理、保管することが必須となった。CT技術の進歩がその周囲の環境を変化させている。

#### 3-1 画像診断方法の変化

最新のマルチスライスCTで多時相の造影検査、三次元表示を行った場合、数千枚の画像を再構成するこ

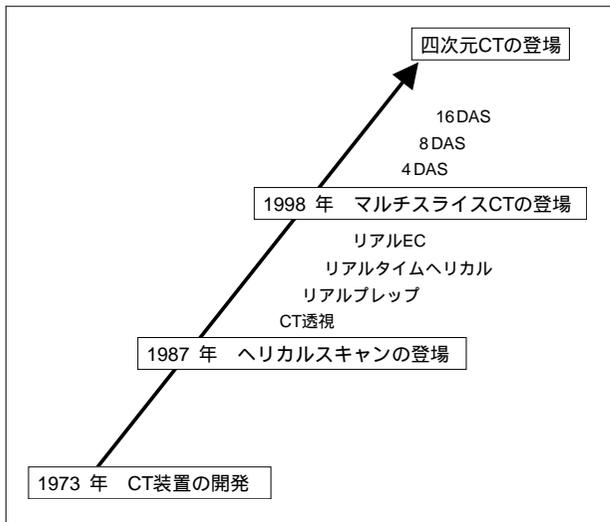


Fig. 16 CTの進歩

ヘリカルスキャンが開発されて15年が経過した。最近では、三次元データの収集から四次元データの収集へ進歩している。

とも特別なことではなくなっている。それらの画像を従来のシャウカステンに並べることができないし、並べられたとしても目が眩んでしまう。CRTや液晶モニターで画像表示すれば、視点を変化させなくても多断面の診断が可能となる。また、リアルタイムでMPR表示を変化させれば立体的な病巣の把握が容易になる。ただし、従来のコンソール上でモニター診断を行おうとすれば、検査のスループットを低下させることになる。最近では高速で高機能のビューアが開発されており、臨床で広く利用されている。CT装置とビューアの組み合わせは、最新のCT診断に不可欠なものとなってきている。

マルチスライスCTで詳細な三次元画像が得られることは有益なことではあるが、実際に画像診断を始めると、その詳細さがゆえに読影が大変である。とにかく細かいところまで詳細に見える。予想外のところに別な疾患が顔を出しているかもしれない。このような状況が必要となるのがCADであろう。コンピュータに支援してもらいながら正確な読影を行う。これが必要となる。

### 3-2 大規模画像管理システム

ヘリカルスキャン、マルチスライスCTの登場により、CTの情報量は膨大なものとなった。これを従来のようにフィルムやMO(光磁気ディスク)で保管しておくのは困難である。そこで考えられるのが大規模画像管理システムである。高性能CT装置さえ設置すればCT検査が高度化するものではない。画像診断用ビューア、画像管理用サーバの構築こそが高度なCTシ

ステムの構築の鍵となる。

### 4. CVR(computed volume radiography)

マルチスライスCTで容易に三次元データが得られることは画像診断で大変有用である。ここで提案されているのがCVR(computed volume radiography)という考え方である。CTでボリュームデータを収集してしまえば、すべてのX線系の検査を包括してしまえるのではないかというもので、徐々に臨床で実践されてきている。特に、救急検査ではCTが第一選択となり、単純撮影は不要との考えもある。被曝の問題もあるが、他のモダリティによる被曝を省いた場合、そして、その情報量からいっても夢物語ではないように思う(Fig. 17)。

### 5. 四次元CT

CTにおける最近の話題は四次元データ収集である。ヘリカルスキャン、マルチスライスCTで三次元のデータ収集が可能となった。三次元の次は四次元ということで早速256チャンネルのCT装置の研究が始まっている。四次元CTの特徴は投影データの面検出であろう。これができれば、1回転のスキャンで目的臓器の三次元データ収集が可能となる。そして、それを連続的にスキャンすれば、三次元+時間という四次元データの収集となる。

四次元CT装置では従来のCT装置のようなスキャンは行われなくてもいいかもしれない。従来の透過データから始まり、必要となればスキャンを行い三次元データの収集、そして四次元データの収集となる。従来の透視検

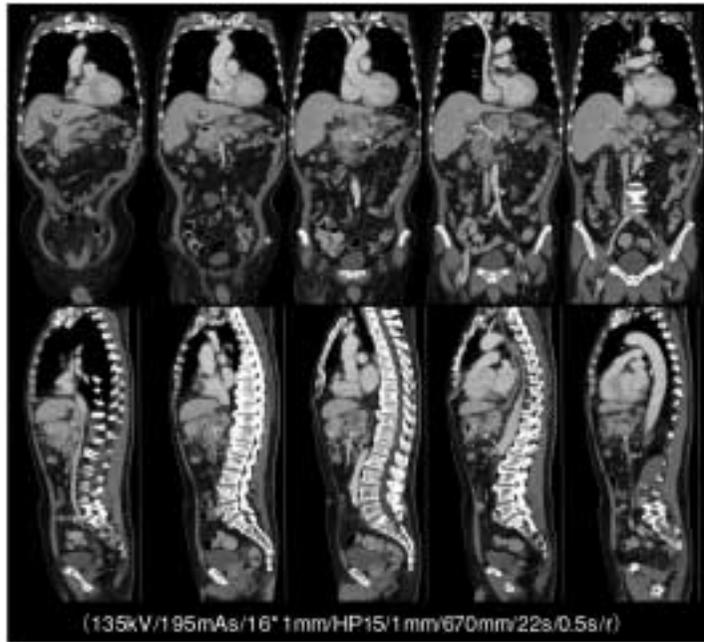


Fig. 17 三次元MPR表示による胸腹部のスクリーニング  
1回22秒間のスキャンで肺尖から骨盤まで1mmスライス  
の三次元データを得ることができる。

査や造影検査，そして，すべてのX線画像診断に革命を起こしうと考える。

## 6. おわりに

近年のCT装置の進歩は驚くべきものがある。さて、これから数年後のCT，そして画像診断はどのように変化していくか。興味深いところである。未来を

予想することは難しい。しかし、われわれ自身の力で未来を作っていくことはそれほど難しいことではないと思う。現在、われわれはそのチャンスのなかにいる。臨床での要求を実現させていくのは、臨床を最もよく知っているわれわれである。多くの人々がCTの発展に参加されることを望んでいる。

## 参考文献

1 安野泰史，辻岡勝美，他：デジタルイメージングの落とし穴（CT&MRI編）。医療科学社，（1999）。

2 辻岡勝美：CT自由自在。メジカルビュー社，（2001）。