



Title	胸腹部のマルチスライスCT-腹部領域-
Author(s)	入江, 裕之; 本田, 浩
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2001, 61(3), p. 67-74
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/16374">https://hdl.handle.net/11094/16374</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

## 胸腹部のマルチスライスCT - 腹部領域 -

入江 裕之 本田 浩

九州大学大学院医学研究院臨床放射線科学分野

### Multislice CT of the Abdomen

Hiroyuki Irie and Hiroshi Honda

With the advent of multislice CT, temporal and spatial resolution has been dramatically improved, enabling multi-phase dynamic CT of the abdomen with very thin slices. The image quality of multiplanar reconstruction (MPR) and CT angiography (CTA) has been markedly improved. These high-quality dynamic CT, MPR, and CTA images are an advantage of multislice CT of the abdomen.

The CT protocol is very important in obtaining such high-quality images, and knowledge of the relation between the contrast medium and enhancement of each organ is essential. In this article, we present our multislice CT protocol for the abdomen as well as the results of our investigation using time-density-curve analysis. The clinical usefulness of MPR images and CTA of the abdomen are also discussed.

*Research Card No.: 501.1*

**Key words:** Multislice CT, Contrast Media, Multiplanar reconstruction, CT angiography

Received DEC. 12, 2000

Department of Clinical Radiology,  
Graduate School of Medical Sciences,  
Kyushu University

本論文は、第36回日本医学放射線学会秋季臨床大会(2000年9月)の教育講演において、「胸腹部のマルチスライスCT-腹部領域」の演題で発表されたもので、日本医学放射線学会誌編集委員会より執筆依頼した。

別刷請求先

〒812-8582 福岡市馬出3-1-1  
九州大学大学院医学研究院臨床放射線科学分野  
入江 裕之

### はじめに

マルチスライスCTは、きわめて高い時間分解能(従来のヘリカルCTに比較し10倍程度)と空間分解能(体軸方向0.5~1mm)を有する<sup>1)</sup>。その臨床的な有用性や可能性については各領域で論じられているが<sup>2)-4)</sup>、なかでも対象とする臓器のサイズが大きく、しかも呼吸停止下にスキャンを行わなければならぬ上腹部領域での有用性は高い<sup>5)</sup>。高時間分解能を活用することにより、従来よりも薄いスライス厚でのdynamic CTが短時間に撮像可能となり、臓器全体の同一時相dynamic CTやmulti-phase dynamic CTが容易に撮像できるようになった。空間分解能の向上はmulti-planar reconstruction(MPR)像やCT angiography(CTA)の画質を大幅に向上させた。このdynamic CTや高分解能MPR像、高分解能CTAが腹部領域におけるマルチスライスCTの最大の利点である。それらの利点を十分に引き出すためには、対象とする臓器や病変の造影効果を従来よりもさらに向上させ、より適切なタイミングで撮像すること、すなわちマルチスライスCTのための撮像プロトコルの設定が重要となる。本稿では、われわれの施設での腹部領域のマルチスライスCT撮像プロトコルを紹介するとともに、撮像プロトコルを設定するために理解しておくべき基本的な造影剤と造影効果の関係の知識、さらにわれわれが行ったsingle-slice dynamic CTを用いた時間濃度曲線の検討結果について概要を記す。次いで、double-arterial phase CTを含めたdynamic CT、高分解能MPR像および腹部臓器領域のCTAの臨床的有用性について概説する。

### 腹部領域のマルチスライスCT撮像プロトコル

#### 1. 当施設における腹部領域のマルチスライスCT撮像プロトコル

われわれの施設では、東芝社製Aquilion 2台、およびシーメンス社製Somatom Plus 4 VZの計3台のマルチスライスCTが稼働している。Aquilionを用いた腹部領域のマルチスライスCTの撮像プロトコルの概略をTable 1に、dynamic CTの対象臓器別のX線ビーム幅、再構成スライス厚、スキ

Table 1 Scan protocol for abdominal multislice CT

Scan time	0.5 sec/scan
X-ray tube	
voltage	120 kV
current	150 mAs
Contrast medium	
concentration	350 mgI/ml
volume	100 ml
injection rate	2.5 ml/sec
Pitch	3

Table 2 Collimation, reconstruction thickness and scan delay for dynamic CT of each abdominal organ

Target organ	Collimation (mm)	Reconstruction thickness (mm)	Scan delay (sec)
Liver	3	5	45, 70, 240
Pancreas	2	3	45, 70, 240
Gall bladder	1	3	45, 70, 240
Kidney	3	5	40, 90, 240
Stomach*	2	3	40, 70
Routine CT	4	10	60

\*300ml of water is orally administered and buscopan is injected intramuscularly.

ヤン開始時間の詳細をTable 2に示す。当施設では造影剤の高速注入(4~5mL/秒)は行っていない。撮像ピッチは基本的に3を用いている。放射線科での読影はCRT上で行っているが、臨床科へはフィルムを提供しているため、再構成画像はある程度の厚みを持せている。胃のdynamic CTは、飲水により胃を伸展させて行っている。Somatom Plus 4 VZでの撮像プロトコルも、collimationやピッチが若干異なるものの、基本的にはAquilionでのそれと同一である。

## 2. CTの造影効果に関する因子

CTでの臓器の造影効果には、さまざまなものがある。被験者側では、体重、心機能、腎機能、肝硬変の有無などが、造影剤側では、造影剤の量、濃度、投与速度、スキャン開始時間などが重要な因子となる。被験者側因子は制御できないが、造影剤側因子は、適切に設定することにより、良好な臓器の造影効果が得られる<sup>6)</sup>。造影剤量を増やし、濃度を上げ、投与速度を早くすれば、造影効果は良好になると単純に考えがちであるが、実際に臨床の場で重要なのは、診断するのに十分な病変部と健常部のコントラストを得ることである。腎への負担を考慮すれば、むやみに造影剤量を増やしたり、濃度を上げるべきではないし、注入時の血管外漏出の危険性を考慮すれば、あまりに早い投与速度は避けるべきであろう。これらをうまく組み合わせ、被験者の障害の危険性を抑えた、効果的な造影効果を得る方法を検討しなければならない。

## 3. 造影剤と造影効果

一般に肝や脾などの実質臓器の造影効果は、主として体重あたりの投与ヨード量(造影剤濃度×造影剤量)に規定され、投与ヨード量に比例して造影効果は上昇する。300mgI/mLの濃度の場合、2.0~2.5mL/kgの投与量が望ましいとの報告があり<sup>8)</sup>、理想的には体重当たりの造影剤量を決定し投与すべきであろう。しかしながら、本法は実際の臨床の場では煩雑であり、撮像開始時間も造影剤量に応じて症例ごとに変更する必要があり、撮像プロトコルは複雑となる。簡便に造影効果を上げるには、高濃度の造影剤を用いればよい。ただし、至適造影剤濃度や造影剤量についての一貫した見解は確立されていない。実質臓器の造影効果に対する注入速度の関与についても、一定の見解は得られて

いない。2mL/秒の注入速度までは造影効果も増すが、それ以上早くしても造影効果は変わらないという報告<sup>9)</sup>もあれば、5mL/秒といったきわめて早い速度で造影剤を注入すれば、有意に良好な造影効果が得られたという報告<sup>10)</sup>もある。

動脈の造影効果には造影剤の投与速度が大きく関与し、濃度の影響は少ない<sup>7)</sup>。注入速度を早くすると動脈の造影効果が高まり、CT angiographyを作成する場合や、動脈系の評価が重要な症例などでは、注入速度を早く設定する必要があろう。ただし、どの程度まで早くするかについては議論のあるところである。一方、静脈や門脈の造影効果は投与ヨード量に規定され、実質臓器と同様に考えることができる。

当施設ではマルチスライスCTが導入された当初は、300mgI/mLの濃度の造影剤100mLを2~3mL/秒の速度で注入し、dynamic CTを撮像していたが、実質臓器の造影効果が不十分な症例も少なからず存在した。造影効果の向上を得るために、われわれは、種々の条件下での造影剤投与後の各臓器の時間濃度曲線(time-density curve: TDC)の検討を行った。以下に検討結果の概要を記す。

## 4. TDCを用いた造影剤濃度と投与速度に関する検討

心機能、腎機能、および肝機能に明らかな障害をもたないnormal volunteer 75名を対象に、4種類の濃度(300, 320, 350, 370mgI/mL)の造影剤100mLを、3種類の投与速度(2.0, 2.5, 3.0mL/秒)で注入し、肝および脾頭部を含む断面で3秒ごとにsingle-slice dynamic CTを撮像した。(4~5mL/秒のようなきわめて高速度の注入は、血管外漏出の危険性と熱感の問題を考慮し、また臨床的必要性も確立されておらず、われわれの施設で採用する予定はなく、今回の検討には入れていない)。次に肝実質、脾実質、大動脈および門脈に关心領域(ROI)を設定して経時的にCT値を測定し、TDCを作成した。得られたTDCから造影効果のピーク値、ピーク時間を求め、統計学的検討を行った。なお、各群は5~10名で構成され、平均体重はほぼ同一で58kg弱である。

結果の概略は以下のとおりであった。大動脈の造影効果は投与速度を早くするにつれて上昇したが、2.5mL/秒と3.0mL/秒の間には有意差はなかった(350mgI/mLの場合の大



Fig. 1 Early phase of dynamic hepatic CT (collimation 3 mm, reconstruction thickness 5 mm) in a patient with hepatoma. Large hepatoma in high S8 and bilobar intrahepatic metastatic masses are clearly demonstrated (A). In the lower section (B), small intrahepatic metastatic nodules in S5 and S6 are well enhanced.



Fig. 2 Early phase of dynamic pancreatic CT (collimation 2 mm, reconstruction thickness 3 mm) in a patient with pancreatic cancer. Pancreatic body cancer is recognized as a definite low attenuation mass (arrow).

動脈ピーク値：2.0 mL/秒→276 HU, 2.5 mL/秒→344 HU, 3.0 mL/秒→353 HU). 肝および脾の造影効果は、造影剤濃度に影響され、肝では300, 320mgI/mLに比較し、350, 370mgI/mLで有意に造影効果が上昇した(投与速度3.0mL/秒の場合の肝実質ピーク値：300mgI/mL→58 HU, 320mgI/mL→59 HU, 350mgI/mL→71 HU, 370mgI/mL→72 HU). 脾の造影効果は、300 mgI/mLで有意に低かった(投与速度3.0mL/秒の場合の脾実質ピーク値：300mgI/mL→89 HU, 320mgI/mL→103 HU, 350mgI/mL→104 HU, 370mgI/mL→117 HU). 投与速度の影響は肝では全く認めず(350mgI/mLの場合の肝実質ピーク値：2.0 mL/秒→70 HU, 2.5 mL/秒→71 HU, 3.0 mL/秒→71 HU), 脾では速度上昇につれて軽度の造影効果の上昇を認めたが、有意差はなかった(370mgI/mLの場合の脾実質ピーク値：2.0 mL/秒→99 HU, 2.5 mL/秒→109 HU, 3.0 mL/秒→117 HU). 門脈に関するもの、造影剤濃度の及ぼす影響が大きく、投与速度の影響はなかった。

上記の結果を踏まえて当施設では、腹部領域のマルチスライスCTは、動脈の造影効果も考慮し、350mgI/mLの造影剤100mLを、2.5mL/秒の速度で注入するのを基本とし、良好な造影効果を得ている(Fig. 1, 2).

##### 5. 撮像タイミングの問題

至適撮像タイミングは、後述するように心拍出量などの

被験者側因子に影響される部分も無視できないが、造影剤の投与時間が大きく影響する。投与速度を早く、あるいは投与量を短くすれば、動脈や実質臓器の造影効果のピーク時間は早くなる。さらに、対象とする病変の種類や背景臓器の違いによっても、至適撮像タイミングは異なることに注意しなければならない。

脾の至適撮像タイミングは脾実質の造影効果のピーク時である<sup>11)</sup>。脾癌は乏血性であるため、脾実質の造影ピーク時に最も明瞭に低吸収の腫瘍として描出されるからである。肝に関しては、多血性の腫瘍である肝細胞癌(後述)と乏血性腫瘍である転移性肝癌を分けて考える必要がある。転移性肝癌の場合は、肝実質が最大の造影効果を示しているときに撮像すればよい。前述のTDCの検討では、各臓器のピーク時間は投与速度により規定され、濃度のおよぼす影響はなかった。2.5mL/秒の投与速度で注入した場合の大動脈、肝、脾、門脈のピーク時間は、それぞれ45秒、72秒、54秒、63秒であった。したがって、われわれは脾癌の検出を目的とする場合には45秒後より(Fig. 2)，転移性肝癌の検出を目的とする場合の門脈相(肝実質相)は60秒後より撮像を開始している。脾癌のdynamic CTの第二相(肝転移の検索)，あるいは後述する肝細胞癌のdynamic CTの第二相(門脈浸潤の検索)として門脈相を撮像する場合は、息つきを考慮し70秒後より撮像を開始しているが、門脈相の持続時間は比較的長いた

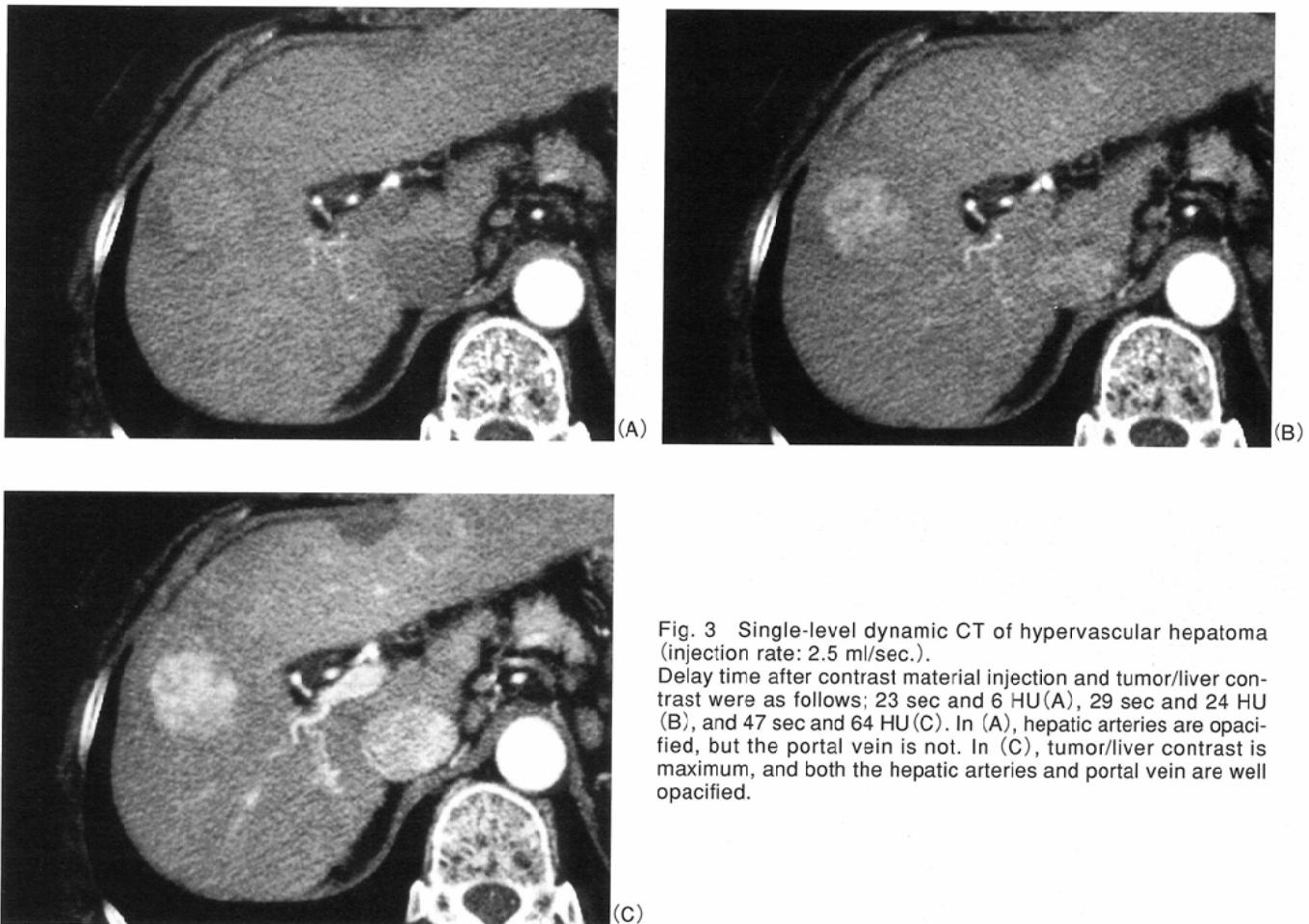


Fig. 3 Single-level dynamic CT of hypervascular hepatoma (injection rate: 2.5 ml/sec.). Delay time after contrast material injection and tumor/liver contrast were as follows; 23 sec and 6 HU(A), 29 sec and 24 HU(B), and 47 sec and 64 HU(C). In (A), hepatic arteries are opacified, but the portal vein is not. In (C), tumor/liver contrast is maximum, and both the hepatic arteries and portal vein are well opacified.

め、肝実質の十分な造影効果が得られている。

肝細胞癌は肝動脈により栄養されるため、肝動脈血流のみを受け、門脈血が流入する前に撮像するのがよいという報告がなされ、かなり早いタイミングでの撮像が推奨されてきた。しかしながらわれわれの経験では、門脈がある程度造影されているようなタイミングのほうが、むしろ肝細胞癌の検出には適している印象があった。肝細胞癌の検出のための撮像タイミングを決定するために、われわれは以下の検討を行った。対象は3cm以下の多血性肝細胞癌20症例で、腫瘍の最大面に撮像面を設定し、350mgI/mLの造影剤100mLを2.5mL/秒の速度で注入し、single-slice dynamic CTを撮像、ROIを大動脈、腫瘍、肝実質において、大動脈、腫瘍および腫瘍と肝実質のCT値の差(腫瘍/肝コントラスト)を経時的に測定した(Fig. 3)。その結果、大動脈、腫瘍、腫瘍/肝コントラストのピーク時間は、それぞれ47秒、56秒、50秒であった。腫瘍/肝コントラストのピーク時間が、腫瘍のピーク時間よりも前にあるのは、腫瘍がピーク値を示すときには、肝実質の造影効果もかなり上がっているためと理解される。以上の結果からわれわれは、肝細胞癌の検出を目的とした肝dynamic CTは、45秒後より早期相の撮像を開始している(Fig. 1)。(肝dynamic CTと脾dynamic CTの第一相の撮像開始時間は結果的に同じであるが、意味

合いは異なることに注意)。

至適撮像タイミングには被験者側の因子、特に心機能も大きく影響する。循環時間が著しく延長している場合、通常のタイミングでは、全く造影効果がみられないといった現象も予想される。これを回避するために、少量の造影剤(10mL程度)のtest injectionにより大動脈のTDCを作成し、ピーク時間を求めて本注入を行う方法がある。しかしながら、本法は煩雑であり、造影剤量が増加するという欠点がある。またわれわれの検討では、10mL程度の少量の造影剤では大動脈の明瞭なピークが得られない例も少なくなく(30例中11例)，われわれはtest-injectionは行っていない。

他の方法として、bolus-tracking法が推奨されている<sup>12)</sup>。これは大動脈にROIにおいて、造影剤投与後から連続的にそのCT値を測定し、設定した閾値を越えた時点から一定の時間(delay time: 10~20秒程度)を経過した時点から撮像を開始するものである。被爆線量もわずかであり、造影剤量の増加もない。閾値は、大動脈CT値の100HUの上昇とすることが多いようである(あまり高めに設定すると、閾値に達しない場合もあり得る)。問題は、閾値に達してからピークに到達するまでの時間には、かなりばらつきがあることである。われわれは、大動脈CT値が100HU上昇(閾値と仮定)した時間から、大動脈CT値がピークに達するまでの時間

を、投与速度3.0mL/秒の40例のTDCを用いて検討した。その結果、その時間には12秒～32秒(平均22秒)とかなりの差があることが分かった。閾値から撮像開始までのdelayの設定の困難性も理解されよう。bolus-tracking法は、きわめて循環時間が延長している場合にも、間違いなくある程度の造影効果は得られる方法、すなわち大きなミスはない方法と理解するべきであろう。設定した閾値に到達する時間に応じて、delay timeを変更するなどの工夫が必要とわれわれは考えている。

## 6. 撮像スライス厚とピッチ

撮像スライス厚(X線ビーム幅)およびピッチは、空間分解能および時間分解能のみならず、得られたCTの画質にも影響する。撮像スライス厚を薄くし、ピッチを上げるとS/Nの低下が予想される<sup>2)</sup>。われわれの経験でも1mmスライス厚、ピッチ5.5で撮像した場合、S/Nはあまり高くなく、ややざらついた画像となる印象である。しかしながら、診断をするうえでは十分な画質であり、臨床的に問題となるような劣化は経験していない。マルチスライスCTはピッチ3でも十分な時間分解能があるため、通常われわれはS/Nのよいピッチ3を適用している。ただし、被曝の点を考慮すればピッチ5.5を適用すべきであり、症例に応じて使い分けるのが望ましい。

---

## dynamic CT

---

### 1. 同一時相dynamic CT

従来のヘリカルCTでは撮像開始時と終了時ではかなりの時間差があり、スライス位置により臓器の造影効果に差がみられることが多かった。例えば従来のヘリカルCTでは、スライス厚を5mmに設定すると全肝の撮像に30秒程度を要するため、肝細胞癌の検出を目的として造影後早期にスキャンを開始しても肝下部を撮像するころには門脈血流の影響を強く受けて、本来は検出されるべき腫瘍が等吸収となり、検出できないといった現象が少なからず経験された。これに対しマルチスライスCTでは、同一時相での臓器全体のダイナミックCTが薄いスライス厚で短時間に撮像可能となり(Fig. 1)，病変の検出率の向上や診断能の向上が期待される。肝細胞癌症例における肝内転移巣の検索、胆管細胞癌や小腫瘍の進展度診断などきわめて有用であると考えられる。

### 2. double-arterial phase CT

double-arterial phase CTは、肝細胞癌の検出率の向上を目的として、マルチスライスCTの導入初期より採用された撮像法である<sup>13)</sup>。高い時間分解能を生かして、一回の息止め下に動脈優位相を連続して2回撮像(早期動脈相：20秒後位、後期動脈相：30秒後位)するものである。前述した撮像タイミングの欠点を補うため、2回撮像のどちらかの像で腫瘍を捉えようとするものである。われわれの施設でも当初はルーチン化していたが、肝癌の検出率あるいは検出された肝癌の明瞭性は、明らかに後期動脈相が優っていた<sup>14)</sup>。このこと



Fig. 4 CTA reconstructed by the volume-rendering method. Replaced right hepatic artery is clearly demonstrated.

は他の施設からも報告されており<sup>5)</sup>、また、前述の肝細胞癌のsingle-slice dynamic CTによる検討からも理解されよう。double-arterial phase CTの意義は、早期動脈相でのCTA作成による肝動脈のマッピングにあるとわれわれは考えている(Fig. 4)。(前述したわれわれの施設での撮像プロトコルの早期相は、門脈系の描出もかなりみられるので、CTAを作成するのは必ずしも容易ではない)。肝細胞癌とA-P shuntなどの偽病変との鑑別に有用であるとする報告もある。double-arterial phase CTの採用の適否は考え方次第であるが、われわれはIVR前に肝動脈分岐などの血管系のマッピングも同時に見えるという点で、肝細胞癌の初回検査に施行するのは意味があると考えている。

---

## 高分解能MPR像

---

“マルチスライスCTは軸位断も撮れるCTである<sup>3)</sup>”。従来、われわれ放射線科医は軸位断のCT画像を連続的に観察し、得られた情報を頭の中で冠状断や矢状断に再構成して診断し、報告書を作成していた。この読影過程は、胸部X線写真の読影などと異なり、ある意味で特異なものであり、経験を必要とするため、一般の臨床医にはCT読影は容易なものではなく、CT報告書をみても、その理解が困難な場合も少なくないと思われる。

マルチスライスCTによる体軸方向の空間分解能の向上は、MPR像の画質の著しい向上をもたらした。腹部領域においても、高画質の冠状断像や矢状断像が、広範囲に容易に得られるようになった。これらの冠状断像や矢状断像では、基本的な解剖の理解と対象とする病変の知識さえあれば、臨床医でも容易に画像に現れている病態が理解できる。臨床医に分かりやすい画像が提供できるという意味でも、マルチスライスCTは有用である(Fig. 5)。冠状断像をフィルムにおとすことも、枚数の低減の意味で考慮に値する。

腹部領域におけるMPR像の有用性は、頭尾方向に長い臓器、例えば胆管や腎臓、胃などの評価が容易になることが



Fig. 5 MPR coronal image in a patient with malignant lymphoma (collimation 4 mm, reconstruction interval 2 mm). Multiple enlarged lymphnodes are well visualized along with the small bowel mesentery.

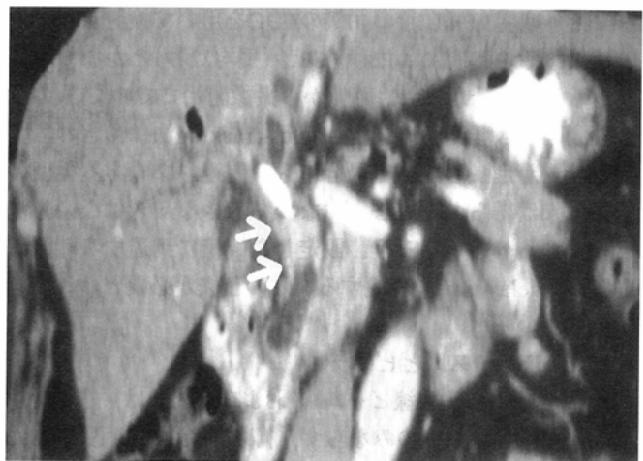


Fig. 6 MPR oblique coronal image (parallel to the course of the common bile duct) in a patient with common bile duct cancer. Endoluminal tumor (arrows) is clearly demonstrated, as is bile duct thickening.



Fig. 7 Near isotropic imaging. MPR coronal image in a patient with gall bladder neck cancer. Gall bladder neck wall thickening (arrows) is clearly demonstrated as well as intrahepatic bile duct dilatation. The images were obtained with collimation of 1 mm, and the overlapped reconstruction interval was 0.5 mm.

挙げられる(Fig. 6)。同様に、病変の頭尾方向の進展度診断では、MPR像による診断精度の向上も期待される。骨盤領域においても、子宮、膀胱、直腸などをさまざまな角度から観察できるため、MPR像は有用かもしれない。

高解像度のMPR像を作成するためには、体軸方向のスライス厚を横断面の空間分解能と同等にしたisotropic imagingが理想である<sup>3)</sup>。例えば、視野サイズ32cm、撮像マトリックスが512の場合、横断面の空間分解能は $320/512 = \text{約}0.6\text{mm}$ であるので、スライス厚を0.6 mmにすれば、ほぼ完全なisotropic imagingとなる。しかしながら、実際の臨床の場では、被爆の問題や撮像時間の延長などの点で無理がある。1~2mm程度のスライス厚であれば、完全なisotropic voxelでなくとも、画像再構成をする場合にoverlapさせることにより、診断に十分有用な画像を得ることができる(Fig. 7)。

#### 腹部臓器領域のCTA

volume rendering(VR)技術の進歩とあいまって、マルチスライスCTを用いたCTAの画質は著しく向上し、腹部大動脈の主要分枝や門脈系に関しては、かなり細い分枝にいたるまでCTAで明瞭に描出可能となっている<sup>5)</sup>。CTAの利点の一つは、あらゆる角度からの観察が可能であることであり、IVR前のマッピングとして有用である。マルチスライスCTを用いたCTAの精度はかなり高く、replaced RHA(Fig. 5)やreplaced LHAなどの分岐異常も正確に描出し、特に脾癌の術前評価としての血管造影(血管分岐の評価が主要目的)は不要になったといつても過言ではない。動脈のencasementに関しては通常の画像で行うべきであるが、CTAで分かりやすく表示することは、臨床医を納得させる一つの方法であり、診断目的のための血管造影を省くことが可能となる(Fig. 8)。門脈相を用いたCTAでの門脈系の描出(Fig. 9)は、きわめて良好で、DSAに明らかに優り、やや遅めの

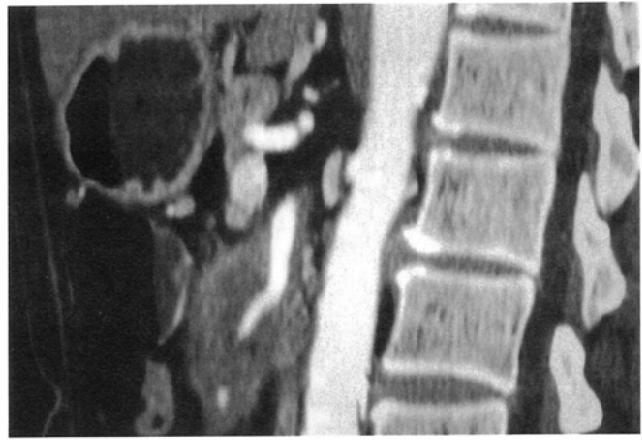


Fig. 8 MPR coronal (A), sagittal (B) images and CTA (C) image in a patient with advanced pancreatic cancer.

The portal vein and the superior mesenteric artery encasement are well demonstrated in the MPR images. CTA (abdominal aorta was removed by reconstruction) also demonstrates the superior mesenteric artery and encasement of its tributaries. Conventional angiography can be avoided in this situation.



Fig. 9 CTA reconstructed by the portal phase of dynamic CT. The superior mesenteric and portal veins are clearly demonstrated. The third to fourth branches of the portal vein can be identified.

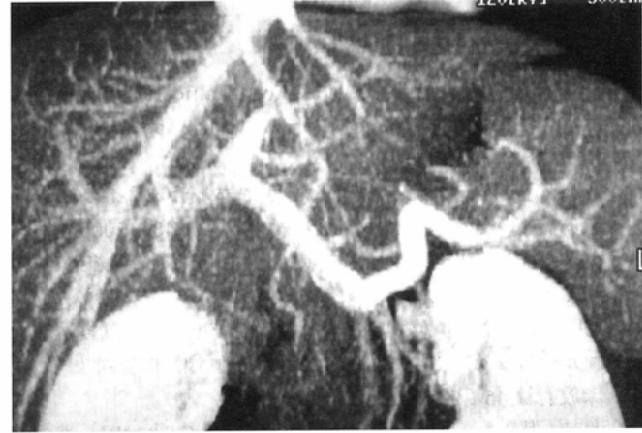


Fig. 10 CTA reconstructed by the portal phase of dynamic CT. The delay time is 80 seconds after the contrast injection of contrast medium. Both the portal and hepatic veins are demonstrated and the relation between them is easily understood.



Fig. 11 MPR coronal image shows the right inferior phrenic artery (arrow) arise from the right renal artery. This anatomical variation was recognized by the paging method, and the coronal MPR image was reconstructed.

門脈相では肝静脈の描出も得られる(Fig. 10)。肝臓の手術の際に重要とされる門脈系と肝静脈系の関係の把握にも有用である。

注意しなければならないのは、CTAには作成者の恣意が入ることである。閾値やopacityの設定の違いにより、同じ生データからでも違った画像が得られる。CTAは一種のCT報告書ともいえるわけであり、われわれはCTAの作成は放射線科医が行うべきものと考えている。

paging法(cine法)はフィルム上ではなくモニタ上で、薄いスライス厚で再構成された二次元断面画像をコマ送りで連続して観察する動画的再現法である。CTAの範疇には入らないかもしれないが、paging法では血管系の連続性の把握が容易なため、微少な血管の走行の評価に役立つ<sup>15)</sup>。通常

のCTAでは評価が難しいaccessory LGAの有無や右胃動脈、下横隔膜動脈の起始部の同定に優れている。フィルムにはおとすことはできないが、paging法で血管走行を認識すれば、その分岐様式をよく描出する断面のMPR像が作成可能である(Fig. 11)。

### おわりに

腹部領域のマルチスライスCTの臨床応用についてわれわれの知見を述べた。圧倒的に増加した画像情報にいかに対応するかという問題点はあるが、マルチスライスCTが飛躍的なCTであることは間違いない、その利点を余すところなく引き出すことがわれわれの使命であろう。

### 文 献

- 1) Hu H, He HD, Foley WD, et al: Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. Radiology 215: 55–62, 2000
- 2) 山下康之, 中山善晴, 門田正貴, 他: マルチスライスCTの臨床的有用性と問題点. 臨床放射線 45: 477–486, 2000
- 3) 片田和廣: マルチスライスCTの可能性. 映像情報MEDICAL 32: 29–35, 1999
- 4) 上甲 剛, 本多 修, 富山憲幸, 他: 胸部領域の初期経験—マルチスライスCTによる肺の高分解能画像, 機能画像—. 臨床放射線 45: 505–510, 2000
- 5) 大友 邦: 肝・胆・脾におけるmultislice CTとMRI—悪性腫瘍における相補的役割—. 画像診断 20: 1342–1350, 2000
- 6) Berland LL: Slip-ring and conventional dynamic hepatic CT: contrast material and timing consideration. Radiology 195: 1–8, 1995
- 7) 山下康行, 高橋睦正: ヘリカル時代における造影CT法. 日獨医報 44: 252–263, 1999
- 8) Yamashita Y, Komohara Y, Takahashi M, et al: Abdominal helical CT: evaluation of optimal doses of intravenous contrast material—a prospective randomized study. Radiology 216: 718–723, 2000
- 9) Bae KT, Heiken JP, Brink JA: Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate—pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. Radiology 206: 455–464, 1998
- 10) Tubblin ME, Tessler FN, Cheng SL, et al: Effects of injection rate of contrast medium on pancreatic and hepatic helical CT. Radiology 210: 97–101, 1999
- 11) Lu DSK, Vedantham S, Kransny RM, et al: Two-phase helical CT for pancreatic tumors: pancreatic versus hepatic phase enhancement of tumor, pancreas, and vascular structures. Radiology 199: 697–701, 1996
- 12) 関口隆三, 女屋良宏, 石原敏裕, 他: マルチスライスCTによる肝細胞癌検索—自動撮影法 - Real Prep. - の実践的活用法—. 映像情報MEDICAL 32: 916–919, 2000
- 13) 門田正貴, 山下康行, 高橋睦正: Multi-row detector CTの活用. 映像情報MEDICAL 31: 1117–1126, 1999
- 14) 本田 浩, 入江裕之, 黒岩俊郎, 他: 肝臓領域のマルチスライスCT. 映像情報MEDICAL 32: 68–72, 2000
- 15) 小林成司, 白神伸之, 平松京一: 腹部領域の初期経験—肝胆脾のダイナミックCTを中心に—. 臨床放射線 45: 511–520, 2000