



Title	3次元CT作成における最適閾値設定法(Optimal Threshold setting Plan: OPT Plan)の有用性 : 肝腫瘍ならびに肝実質病変に対する初期臨床経験
Author(s)	林, 宏光; 高木, 亮; 石原, 眞木子 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1998, 58(7), p. 353-359
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15598
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

3次元CT作成における最適閾値設定法 (Optimal Threshold setting Plan: OPT Plan)の有用性 －肝腫瘍ならびに肝実質病変に対する初期臨床経験－

林 宏光¹⁾ 高木 亮¹⁾ 石原真木子¹⁾
隈崎 達夫¹⁾ 小林 尚志^{1),*} 青木 祐子²⁾

1) 日本医科大学放射線医学教室 *) 現、古賀病院付属医学研究所 2) 日立メディコ柏事業本部

Clinical Usefulness of "Optimal Threshold Setting Plan" for Reconstruction of Three-dimensional CT Imaging: Preliminary clinical study on hepatic tumors and hepatic parenchymal disease

Hiromitsu Hayashi¹⁾, Ryo Takagi¹⁾,
Makiko Ishihara¹⁾, Tatsuo Kumazaki¹⁾,
Hisashi Kobayashi^{1),*} and Yuko Aoki²⁾

Clinical application of three-dimensional CT (3D-CT) angiography using the volumetric acquisition capabilities inherent in spiral CT has provided 3D-CT images of vascular structures as well as visceral organs. However, the standard method for deciding the threshold, which is an important process for defining regions of interest, has not yet been established. The setting of an inappropriate threshold may result in reconstruction of a 3D-CT image, leading to misdiagnosis. To simplify the determination of the optimal threshold in a way consistent with the purpose of reconstructing a 3D-CT image, we developed an Optimal Threshold Setting Plan (OPT Plan). With this method, an optimal 3D-CT image could be selected from among those multiple 3D-CT images that were reconstructed on the basis of the multiple thresholds input in advance by referring to attenuation values in both the hepatic lesion and its background on two-dimensional CT images. Clinical usefulness of the OPT Plan for the reconstruction of 3D-CT images was evaluated in 10 patients with hepatic tumors and hepatic parenchymal disease. We obtained 13 3D-CT images (on average) with threshold changes every 5 Hounsfield units, with a mean reconstruction time of 2 minutes 49 seconds, and easily selected an adequate 3D-CT image. Based upon this preliminary experience, the OPT Plan may resolve the difficulty encountered in the setting of thresholds for achieving 3D-CT images, and is considered to be useful for three-dimensional qualitative evaluation of hepatic lesions and hepatic parenchymal disease.

Research Code No. : 514.1

Key words : Helical CT, 3D-CT, CT angiography, Liver tumor

Received Jan. 19, 1998; revision accepted Apr. 27, 1998

1) Department of Radiology, Nippon Medical School

*) Medical Research Institute, Koga Hospital

2) Kashiwa Imaging Systems Operation, Hitachi Medical Corporation

はじめに

高速らせんCTから得られる容積データを利用した3次元CT血管造影法により、血管病変を始めとする様々な領域の3次元画像が得られることとなった^{1),2)}。臨床的に有用な3次元CTを作成するには多くの因子を適切に設定する必要があるが、なかでも閾値の設定は重要である。通常、2次元CT像から3次元再構成の対象領域を選択し、これが十分に抽出されるように閾値を決定するが、ことに軟部組織や実質臓器を対象とした3次元CTの作成において閾値の設定は難しく、設定した閾値の3次元画像をイメージすることが可能となるには十分な臨床経験が必要である。さらに不適切な閾値の設定により不十分な情報しか含まれていない3次元CTが作成されることで、誤診に結びつく恐れもある^{3),4)}。

今回われわれは、3次元画像再構成における閾値の決定を合目的かつ簡便化すべく、2次元CT画像上の病変部とその周囲のbackgroundとのCT値を参考にして予め複数の閾値を入力しておき、これらの閾値から再構築された複数の3次元CTの中から目的に合致する3次元画像を選択し、任意の角度から表示・観察することが可能な最適閾値設定法 (Optimal Threshold setting Plan: OPT Plan) を開発し、肝腫瘍および肝実質病変の3次元CT作成に応用して初期臨床経験をえたため、その有用性につき報告する。

対象および方法

対象は肝細胞癌(1例)、胆管癌(1例)、転移性肝腫瘍(1例)、限局性結節性過形成(1例)、肝硬変(5例)、門脈－肝静脈短絡(1例)の連続して検査した10例(Table 1)。CTは日立CT W-3000 ADを用い、iopamidol(300mgI/ml) 120 mlを2ml/秒にて急速静注しつつ、注入開始35秒後より肝動脈血流優位相を、70秒後より門脈血流優位相を撮影した。OPT Planによる3次元画像評価にはX線ビーム幅5mm、テーブル移動速度5mm/秒、180度対向ビーム補間にて2mm間隔で画像再構成した門脈血流優位相のデータを用いた。

OPT Planを用いた3次元CT作成法の手順として、

① 高速らせんCTから得られた複数枚の2次元CT像を動画

Table Summary of Patient Information and Results

Patient No./Age (y)/Sex	Clinical Diagnosis	2D-CT		No. of Build up 2D-CT Images	3D Recon. Time (sec)	3D-CT (OPT Plan)					
		Lesion/ EU (HU)	Background/ EU (HU)			No. of 3D-CT Images	Threshold Range (HU)	Optimal Threshold (HU)	Fr. of OT (%)	Dispensable Threshold Range (HU)	Fr. of LTD (%)
1/56/M	HCC	HCC/110	H.P/120 (PV/140)	37	94	7	110-140	120	33.3	135-140	83.3
2/64/F	CCC	CCC/169	H.P/110	14	80	13	110-170	125	25.0	150-170	66.7
3/64/M	Meta. (Colon)	Meta/155	H.P/110	19	75	10	110-155	125	33.3	140-155	66.7
4/24/M	FNH	FNH/152	H.P/115	48	122	9	115-155	120	12.5	135-155	50.0
5/56/M	LC	Parau.v/160	H.P/100	54	203	13	100-160	100	0.0	135-160	58.3
6/64/M	LC	SR shunt/170	H.P/82	58	214	19	80-170	105	27.8	135-170	61.1
7/48/M	LC	Ga-ep.v/80	Ascites/10	60	363	15	10-80	25	21.4	50-80	57.1
8/66/M	LC	PV-adr. shunt/161 PV/155	H.P/90	44	198	15	90-160	115	35.7	135-160	64.3
9/48/F	LC	PV-HV Shunt	H.P/100	40	175	12	100-155	120	36.4	135-155	63.6
10/74/F		MHV/155 (Nidus/200)	H.P/125	42	115	16	125-200	130	6.7	160-200	46.7

EU = enhancement unit, HU = Hounsfield units, Fr = fraction over range of threshold, OT = optimal threshold, LTD = lower threshold of dispensable range, HCC = hepatocellular carcinoma, CCC = cholangiocellular carcinoma, FNH = focal nodular hyperplasia, LC = liver cirrhosis, Parau.V = paraumbilical vein, SR shunt = spleno-renal shunt, Ga-ep.v = gastropiploic vein, PV = portal vein, HV = hepatic vein, adr.v = adrenal vein, MHV = middle hepatic vein, H.P = hepatic parenchyma.

表示させて肝全体ならびに病変部を評価した後、3次元CT再構築の対象となる領域を確認する。病変部が良好に表示されている2次元CT画像を選択して関心領域を設定し、病変部のCT(mean)値を測定する。同時に病変部のbackgroundとなる領域のCT(mean)値を測定する。CT値測定のための関心領域の大きさは再構築の対象となる病変の大きさにより適宜変更し、同一領域につき3回測定し、その平均値を用いた。

②画像再構築はCT本体に付属する3次元画像処理ソフトの中のvoxel transmission法を用い、処理過程でのsubmenuとしてOPT Planを選択する。ここで本論文における閾値とは3次元画像再構築を意図するCT値範囲の下限値とし、上限値は4000 Hounsfield Units(H.U)に固定とした。またopacityは2000に固定とした。backgroundのCT値をOPT Planの再構築閾値範囲の下限の値として、また病変部のCT値を閾値範囲の上限の値として入力する。但し、病変部のCT値がbackgroundのCT値より低い場合には、病変部のCT値を下限の値として入力した(patient No.1)。その後、backgroundのCT値と病変部のCT値との格差を5 H.Uで除した値を3次元CT作成枚数として入力する。

③全ての入力終了した時点で、閾値がbackgroundのCT値から病変部のCT値まで、5 H.Uごとに変化する複数枚の3次元CT画像が自動的に計算される。これらの3次元CTの中から、3次元画像化の目的に合致する最適な閾値の3次元画像を選択し、その後、通常の3次元CT作成時と同様に角度を変えて3次元画像を再構築し診断した。

検討項目として、

- ① OPT Planによる3次元CT画像の作成枚数と作成時間。
- ② OPT Planにより3次元画像再構築の目的に合致する3次元CT画像が得られたか否か、ならびに手動による閾値再設定の必要性の有無。
- ③ 再構築閾値の範囲に占める最適閾値の範囲、ならびに臨床的に不必要と判断された3次元CTの閾値の範囲とその画像枚数。
- ④ OPT Planにより複数枚の3次元CT画像を自動的に再構築させることで、何等かの付加的情報を含む3次元画像が得られたか否か。とし、2名の放射線科専門医により判断した。

結 果

結果の要約をTable.1に示す。

- ① OPT Planによる3次元CT作成の対象となった2次元CT元画像の枚数は14~60枚、平均42枚であった。3次元CTの作成枚数は一症例あたり7枚から19枚、平均13枚であり、3次元CTの作成時間は一症例あたり1分15秒から6分3秒、平均2分49秒であった。
- ② OPT Planを用いることで、全例で3次元再構築の目的に合致する3次元CT画像が得られた。腫瘍性病変においては腫瘍と門脈ならびに肝静脈との位置関係の把握が良好となり、術前評価に有用であった(Fig.1, 2)。肝硬変例では肝内から肝外へと連続する側副路や、肝外における脈管走行の3次元的理解に有用であった(Fig.3)。門脈-肝静脈短絡症例では微細な中肝静脈の関与を明瞭に表示し得た(Fig.4)。ま

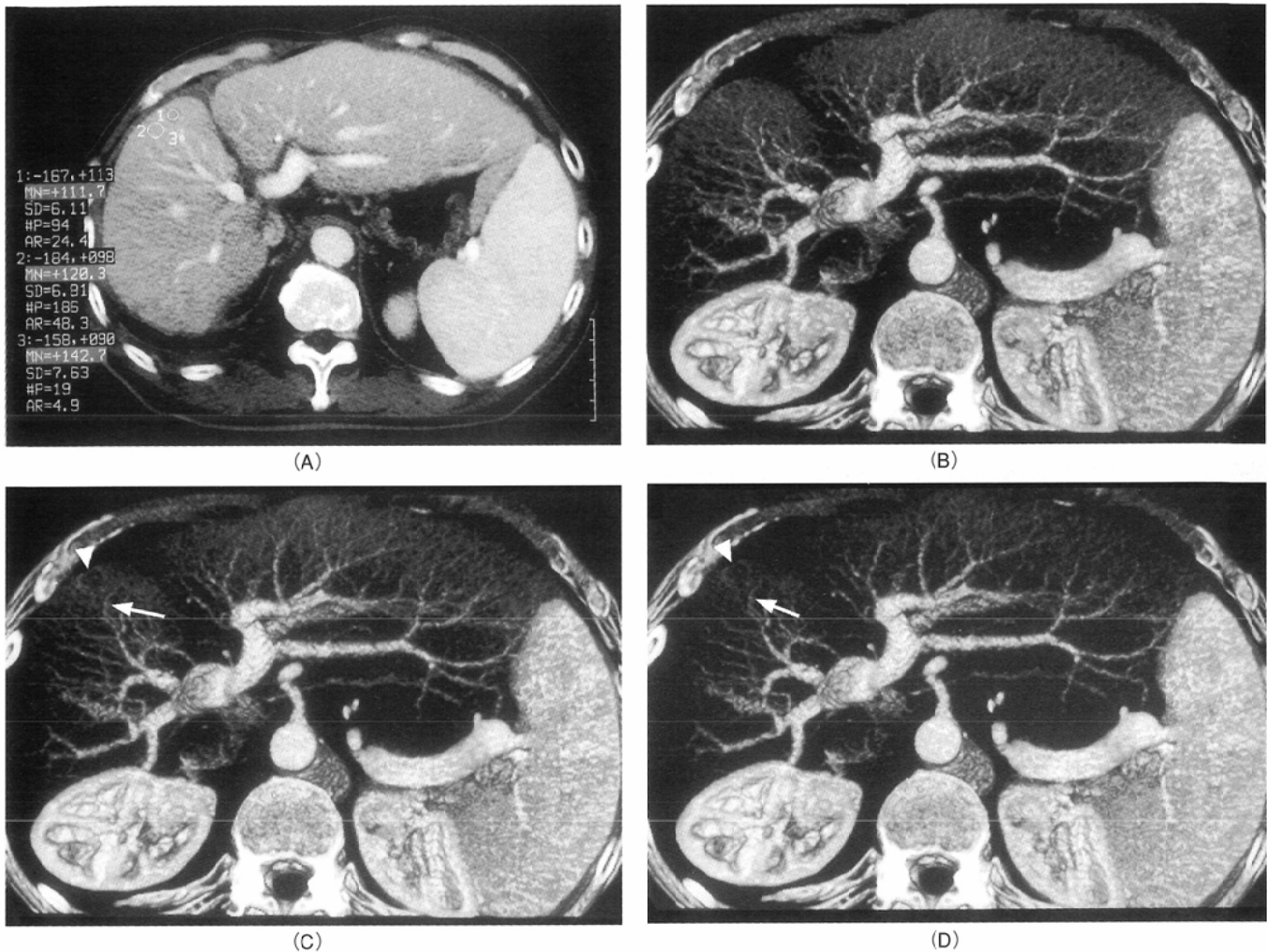


Fig.1 Axial and three-dimensional CT images in a patient with a hepatocellular carcinoma (patient No.1 56-year-old male)
 A: Axial CT image with calculations of CT attenuation values. Region of interest (ROI) 1: hepatocellular carcinoma; 111 HU, ROI 2: background (hepatic parenchyma); 120 HU, ROI 3: distal branch of portal vein; 142 HU.
 B: Three-dimensional CT image with a threshold of 115 HU (caudo-cranial view)
 C: Optimal three-dimensional CT image with a threshold of 120 HU. A small hepatocellular carcinoma is depicted as a low attenuation area in segment four (arrowhead) and a distal branch of the portal vein (arrow) is clearly demonstrated.
 D: Three-dimensional CT image with a threshold of 125 HU. A distal branch of the portal vein (arrow) is well visualized, while depiction of a small hepatocellular carcinoma (arrowhead) is vague.

た、手動により閾値を再設定し直す必要のあった症例は認められなかった。

③ OPT Planにより作成された3次元CTのなかで、再構成の目的に合致し視覚的に最適閾値と判断された3次元画像は、2名の放射線科専門医間で同一であった。最適と考えられた閾値は閾値の下限の値から上限の値までのCT値格差を100%とした場合、下限の値より0%から36%まで、平均 23 ± 13 (mean $\pm$ SD) %であった。一方、画像情報に乏しく臨床的に不必要と判断された3次元CTは、その範囲が最も大きかった症例 (patient No.10) で下限の値より47%から上限の値までであり、平均すると下限の値より 62 ± 10 (mean $\pm$ SD) %以上の高い閾値の画像が相当した。この結果、閾値の上限の値より2枚から9枚、平均6枚の3次元CT画像が不必要と判断された。統計上、最適閾値の範囲に比較して臨床的に不必要と考えられた再構成閾値の下限の値は、有意に高い値を示した ($p < .001$, t 検定, Fig.5)。

④ OPT Planにより複数枚の3次元CT画像を自動的に再構築させることで何等かの付加的情報が得られたか否かにつき、最適閾値の画像対して高い閾値で再構成された画像群と、低い閾値による画像群とに分けて解析した。高い閾値群ではbackgroundとなる肝実質の描出が少なく、3次元画像がすっきりとした、いわゆる画像再構成に伴う“ゴミ”の少ない画像が得られた。しかし、3次元画像上で血管径が異常に細くなったり血管の連続性が不明瞭となり、実際の診断に有用な情報が付加された例は認められなかった。

一方、低い閾値の3次元CT画像では、細径血管の描出が明瞭となり、腫瘍と周囲脈管あるいは門脈と肝静脈との関係の理解がさらに良好となる場合があり、ことに表示角度を頭尾側方向とした際、より臨床的に有用な3次元情報が得られた。肝表面が抽出された画像では表面の脈管構造の認識に優れ、肝硬変に伴う肝内から肝外へと連続する側副路の把握が、より容易であった。しかし、必要以上に閾値

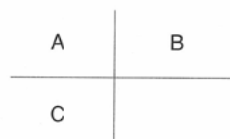
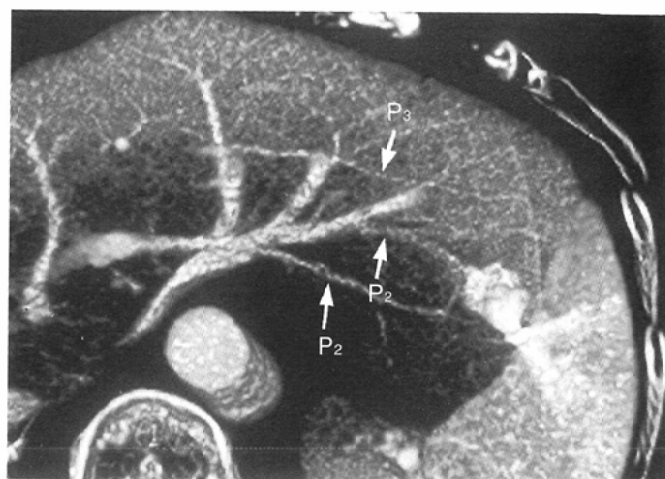
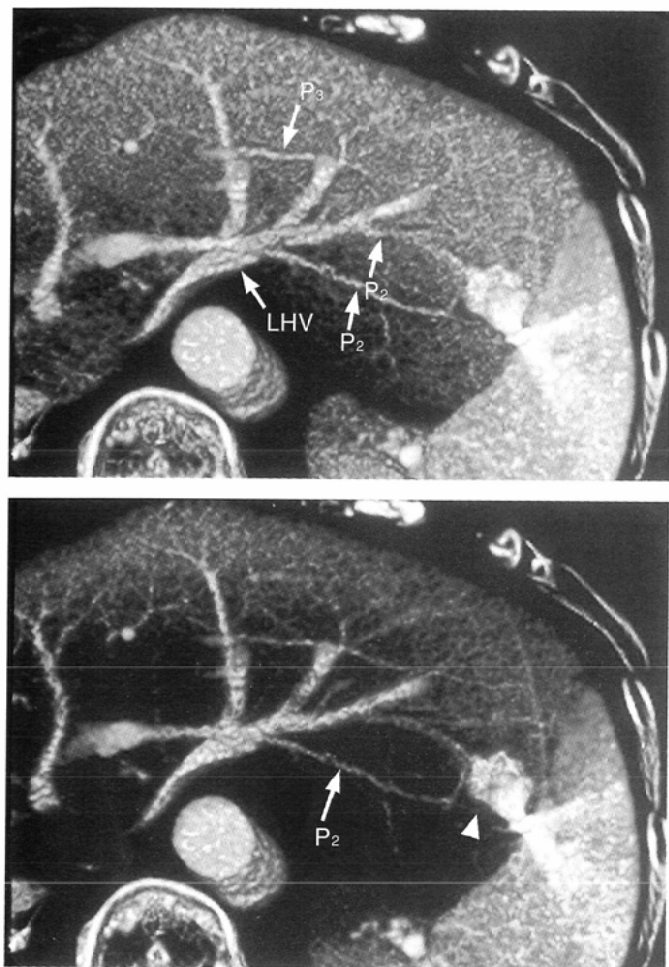


Fig.2 Three-dimensional CT images in a patient with a cholangiocellular carcinoma (patient No.2 64-year-old female)
A: Three-dimensional CT image with a threshold of 115 HU (caudo-cranial view) Anterior and posterior branches of P2 are well depicted, while distal portion of P3 is obscure. LHV = left hepatic vein.

B: Optimal three-dimensional CT image with a threshold of 125 HU. P3 branch as well as anterior and posterior branches of P2 are well demonstrated.

C: Three-dimensional CT image with a threshold of 135 HU. A distal portion of the posterior P2 (arrowhead) is obscure.

が低い画像では肝実質が描出されすぎることによって病変部の把握が不十分となったり、血管の連続性が不明瞭となるものが認められた。

考 察

高速らせんCTの体軸方向に良好な連続性を有する容積データを利用した3次元CT血管造影法の臨床応用により、大血管、末梢血管の3次元CT画像が容易に得られることになり、スクリーニングから確定診断、術後のフォローアップに利用することで低侵襲的な血管病変の3次元画像診断が可能となった^{1),2)}。

3次元CT画像は、高速らせんCTから得られた多くの2次元CT横断像の中からその目的に応じて情報を取捨選択し、画像再構成の対象となる臓器や関心領域を写實的で現実感のある2次元画像として表示することから得られる。この画像処理の過程で、最終的な3次元CT画像に最も大きな影響を及ぼすものの一つとして閾値の設定が挙げられる。閾値は情報の取捨選択を直接的に指示する因子であり、不適切な閾値の設定により期待された3次元画像と大きく異なる画像が再構築されたり、さらには不十分な情報しか含まれていない3次元画像が再構成されることで誤診に結びつく恐れもある^{3),4)}。

3次元画像表示法には従来よりshaded surface display法やmaximum intensity projection法が用いられてきたが、近年ではvoxel transmission法⁵⁾やperspective volume rendering法⁶⁾などの新しい画像表示法の臨床応用が進み、これに伴い3次元画像化の対象は血管病変のみならず、実質臓器や比較的CT値の低い軟部組織、筋肉さらには造影効果の乏しい腫瘍にも適応が拡大されつつある⁷⁾。この結果、3次元CTは従来に増し、外科手術あるいは血管内治療の支援画像として有用であることが判明しつつあるものの、3次元CTの作成はより高度で複雑なものとなり、臨床的に有用な3次元画像を作成するには十分な時間と経験が必要となった。

3次元CTの作成手法には、いまだ常道ともいべき作成基準(手順)が確立されておらず、その作成は個人、施設レベルで様々であるのが現状である。閾値処理を必要とする再構成法を用いて3次元画像を再構成する際の閾値の決定法として広く知られている手法の一つに最小ウインド法^{8),9)}がある。これは2次元CT画像の表示ウインド幅を1とし、ウインドレベルのみを変化させて病変部が十分に抽出されるウインドレベルを決定し、これを閾値とする方法である。しかし、設定した閾値から再構築される3次元画像をイメージすることが可能となるまでには経験が必要であり、経験を積んでもなお、イメージすることが困難な場合も少なくない。さらにこのイメージを共用することは不可

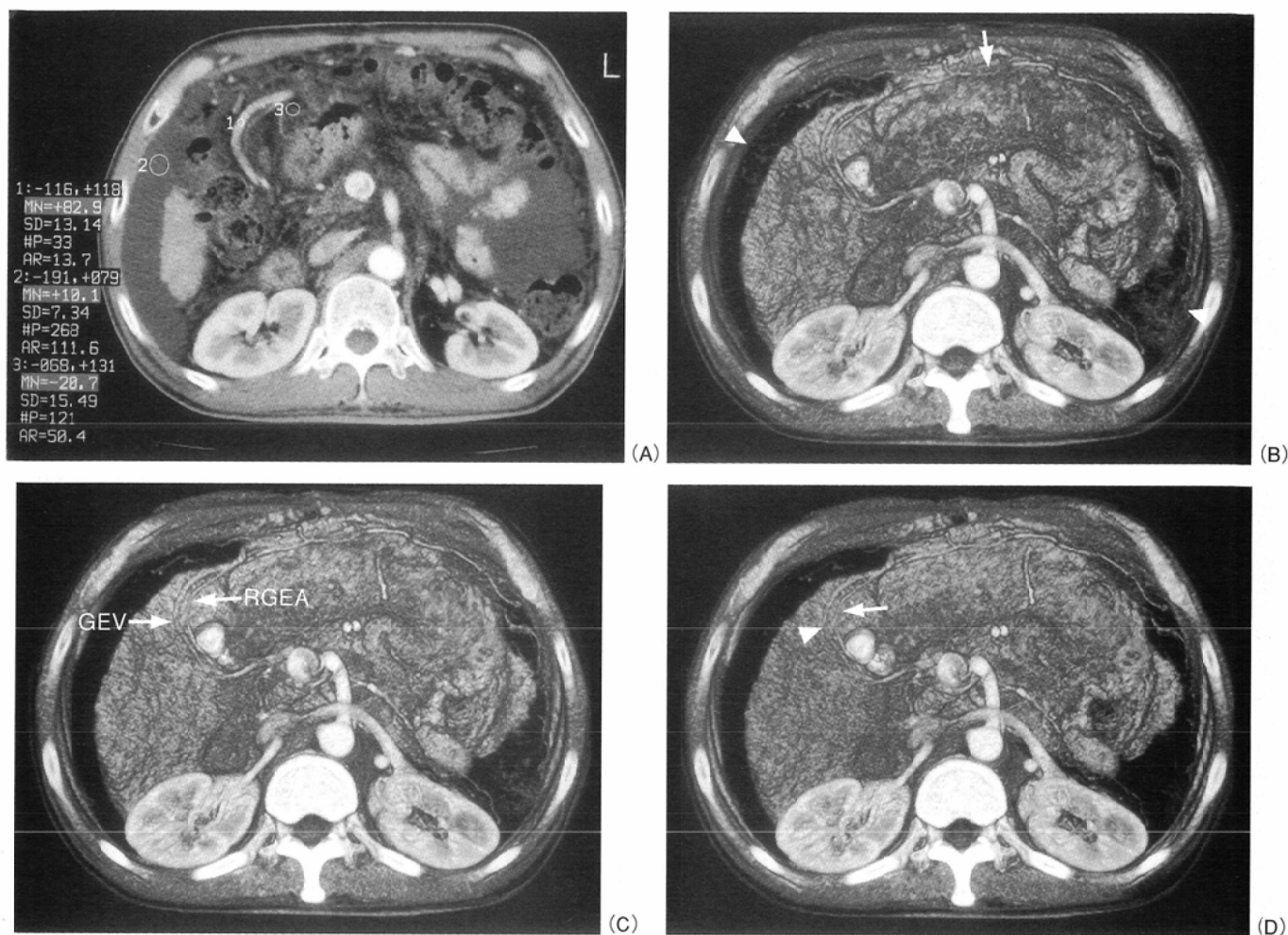


Fig.3 Axial and three-dimensional CT images in a patient with liver cirrhosis (patient No.7 48-year-old male)

A: Axial CT image with calculations of CT attenuation values. ROI 1: gastroepiploic vein; 83 HU, ROI 2: ascites; 10 HU, ROI 3: mesenteric fat; 21 HU.

B: Three-dimensional CT image with a threshold of 15 HU (caudo-cranial view) Threshold is slightly lower, and a part of the gastroepiploic vein (arrow) is not clearly visualized. Background noise is evident (arrowheads)

C: Optimal three-dimensional CT image with a threshold of 25 HU. The gastroepiploic vein (GEV) and right gastroepiploic artery (RGEA) are well demonstrated.

D: Three-dimensional CT image with a threshold of 35 HU. Parts of GEV (arrowhead) and RGEA (arrow) are vague.

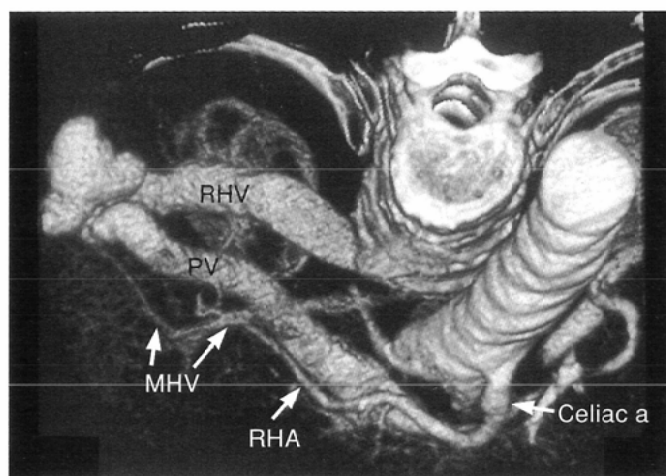
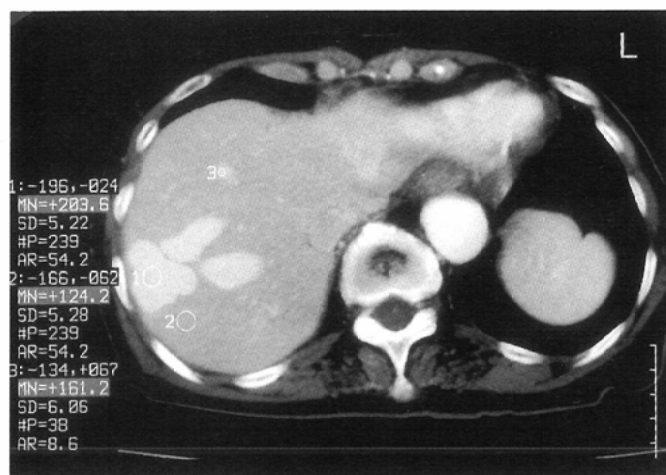
能であり、あくまでも画像作成者個人の恣意的処理過程であるとも考えられる。このため一般的には閾値を入力して3次元画像を構築する作業を繰り返し、この試行錯誤のなかから最適と判断される閾値を決定し、ようやく臨床的に有用な3次元CT画像が得られることとなる¹⁰⁾。このような現状から、閾値の決定が簡便かつ合目的となれば、臨床的に有用な3次元画像が容易に、そして客観的な処理過程から得られるものと期待される。

そこで今回、3次元画像再構成における閾値の決定を合目的で、より簡便なものとするべく、2次元CT画像における病変部とその周囲のbackgroundとのCT値を参考に予め複数の閾値を入力し、再構築された3次元CTの中から目的に合致する3次元CT画像を選択して任意の角度から表示、観察することが可能な最適閾値設定法(OPT Plan)を開発し、肝腫瘍および肝実質病変の3次元CT作成において臨床応用を試みた。

OPT Planによる一症例あたりの3次元CT作成枚数は平均

13枚であり、その作成時間は平均2分49秒であった。3次元CTの作成枚数はOPT Planでの再構成閾値の範囲に直接的に関連して増減したが、作成時間は3次元CTの作成枚数に加え、2次元CT元画像の枚数、3次元再構成の領域の大きさ、再構成閾値の範囲などにより左右された。なかでも閾値の下限の値が低く上限の値との格差が広がるにつれ、作成時間は長くなる傾向にあったものの、临床上、許容される範囲内と考えられた。OPT Planを利用して作成した全例にて、3次元再構成の目的に合致する3次元CT画像が得られ、この際、2名の診断医間で最適閾値と判断された3次元画像は同一の閾値の画像であった。また今回の検討例中には、手動にて閾値を再設定する必要のあった症例は認められず、肝腫瘍ならびに肝実質病変の3次元CTを得る際の閾値変化を5 H.Uに設定することは臨床的に妥当であると考えられた。

OPT Planによる閾値の下限の値から上限の値までのCT値格差を100%とした場合、最適閾値と判断された画像は0%



A	B
C	D

Fig.4 Axial and three-dimensional CT images in a patient with a portal vein-hepatic vein shunt (patient No.10 74-year-old female)

A: Axial CT image with calculations of CT attenuation values. ROI 1: nidus; 204 HU, ROI 2: hepatic parenchyma; 124 HU, ROI 3: middle hepatic vein; 161 HU.

B: Three-dimensional CT image with a threshold of 125 HU (near cranio-caudal view) Threshold is slightly lower, and a part of the middle hepatic vein (arrow) is not clearly visualized.

C: Optimal three-dimensional CT image with a threshold of 130 HU. Continuity of the middle hepatic vein (MHV) from the nidus is clearly depicted. RHV = right hepatic vein, PV = portal vein, RHA = right hepatic artery, Celiac a. = celiac axis.

D: Three-dimensional CT image with a threshold of 135 HU. Continuity of the middle hepatic vein is slightly vague (arrow)

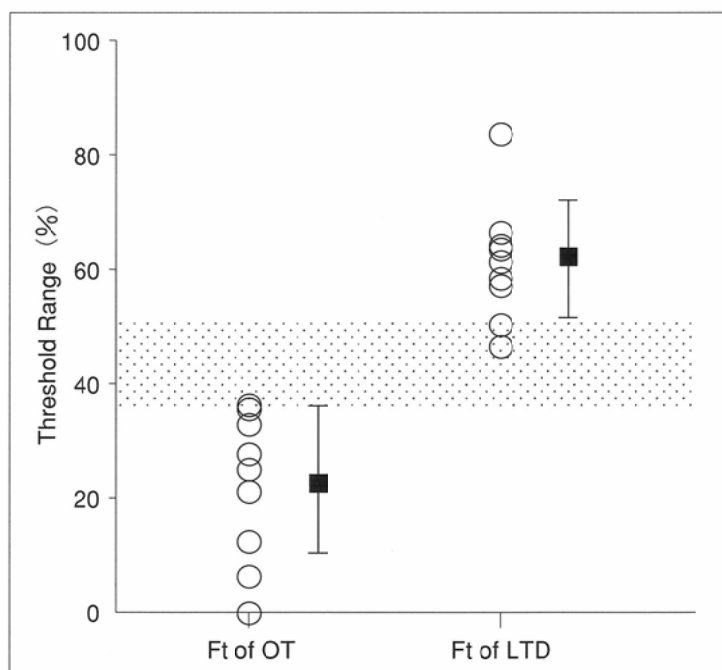


Fig.5 Scatter plots of Fr of OT and Fr of LTD in hepatic tumors and hepatic parenchymal disease. Contrary to Fr of OT, Fr of LTD showed a significantly higher threshold range ($P < .001$, t-test). Solid square and error bars demonstrate mean $\pm$ SD. Stippled area indicates threshold range from mean + SD of Fr of OT to mean - SD of Fr of LTD. Fr = fraction over range of threshold, OT = optimal threshold, LTD = lower threshold of dispensable range, SD = standard deviation.

から36%まで平均 23 ± 13 (SD)%であった。ところで、今回の検討にて設定された閾値が高すぎるために有用な情報が含まれておらず、臨床的に不必要であると判断された3次元CTが、かなりの割合で認められた。この不必要と考えられた閾値の範囲が最も大きかったpatient No.10ではbackgroundのCT値より47%以上の高い閾値の3次元画像がこれに相当し、平均すると下限の値より 62 ± 10 (mean $\pm$ SD)%以上の高い閾値の画像が3次元再構成する意義に乏しいものと判断された。検討症例が少なく結論には至らないが、Fig.5に示すごとく不必要と判断された3次元画像の閾値の下限の値は、最適な閾値の範囲に比較して統計的に有意に高い値を示し、この結果を参考にするとOPT Planを用いて肝腫瘍ならびに肝実質病変の3次元CTを作成する際には、backgroundのCT値から50%程度高いCT値までの3次元画像を作成するように予め閾値の範囲を設定しておくことで、より短時間で臨床的に有用な3次元画像が得られるものと考えられた。またOPT Planを利用することで最小ウインド法から決定される最適な閾値より低い閾値の3次元画像も同時に計算されることで、症例によっては細径血管の描出が明瞭となり、腫瘍と周囲脈管あるいは門脈と肝静脈との関係の理解が良好であった。さらにbackgroundとなる肝実質を抽出した閾値の3次元画像からは、肝表面の脈管構造の認識が容易となり、肝内より肝外へと連続する側副路の把握や肝外の脈管走行の評価に有用であった。

ここでOPT Planを利用して画像再構成を施行する際の留意点として、得られた3次元画像の定量性に関する問題が挙げられる。現時点での3次元CT画像の役割は、周囲臓器を含めた正常解剖と病変部との3次元関係の把握を初めとして定性的な画像評価が主目的であると考えられる¹¹⁾。従って再構築された3次元画像の定量性について問題となることは比較的少ないものと考えられるが、3次元CTを用い

て血管病変の狭窄率を算出しカテーテルを用いた血管造影像と比較検討する試みもなされており¹²⁾、定量的評価を主目的とする際にはその画像解釈に十分な注意が必要であると考えられた¹³⁾。

ま と め

- ① 3次元画像再構成の閾値決定を合目的かつ簡便化するため、2次元CT画像の病変部とその周囲のbackgroundとのCT値を参考に予め複数の閾値を入力しておき、再構築された3次元CTの中から目的に合致する3次元画像を選択し、任意の角度から表示・観察することが可能な最適閾値設定法(OPT Plan)を開発し、肝腫瘍および肝実質病変の3次元CT作成に応用したため、その初期臨床経験を報告した。
- ② OPT Planにより一回の操作で短時間に3次元画像再構成の目的に合致した3次元CT画像が簡便に得られ、一症例あたりの3次元画像の作成枚数は平均13枚、作成時間は平均2分49秒であった。
- ③ backgroundから病変部のCT値までの格差を100%とした場合、最適な閾値の範囲は0%から36%まで平均 23 ± 13 (SD)%であった。一方、閾値の下限の値より平均 62 ± 10 (SD)%より高い閾値の3次元画像には臨床的に有用な情報に乏しいものが多く、予めOPT Planの再構成閾値の範囲をbackgroundのCT値から50%程度高い値までに設定しておくことで、さらに短時間で臨床的に有用な3次元画像が得られるものと考えられた。
- ④ OPT Planは閾値の異なる複数の3次元画像から最適な閾値の画像を選択し診断に利用していくため、定性的画像評価が主目的となる場合に用いるべきであり、定量的評価が必要となる際には画像解釈に注意が必要であると考えられた。

文 献

- 1) 小林尚志, 林 宏光, 高木 亮, 他: 3次元CT診断法の実際. 隈崎達夫, 小林尚志(編著): 新世代3次元CT診断, 26-166, 1995, 南江堂, 東京
- 2) 林 宏光, 高木 亮, 川俣博志, 他: 高速らせんCTによる血管性病変の診断—検査法の実際から3次元CTの現状まで—. 画像診断 16: 1336-1347, 1996
- 3) 橋本直人: CTにおける3次元画像の基礎知識. 臨床画像 11: 13-20, 1995
- 4) 松迫正樹: CT気管支内視法—基礎的検討と臨床応用. 画像診断 16: 1355-1365, 1996
- 5) 小林尚志, 片田和廣: 3次元画像診断に関する基本事項と臨床的意義. 臨床放射線 41: 1193-1200, 1996
- 6) Rubin GD, Beaulieu CF, Argiro V, et al: Perspective volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic imaging. Radiology 199: 321-330, 1996
- 7) 林 宏光, 小林尚志, 高木 亮, 他: らせんCT: その基礎から最新の3次元画像まで. 臨床画像 14: 181-193, 1996
- 8) 青木 誠, 山田公治, 生駒英明, 他: 3次元CT画像の画像診断への応用—螺旋状スキャン方式X線CT装置—. 日放技会誌 40: 1357-1364, 1993
- 9) 小林泰之: 第5章. 撮像法と3次元再構成法の実際. 永井 純, 安達秀雄(編著): 3次元CT血管造影法. 65-77, 1994, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京
- 10) 橋本直人, 木村和衛: 肺野腫瘍性病変の3DCT. 木村和衛, 古賀佑彦(監修): ヘリカルスキャンの基礎と臨床, 99-108, 1993, 医療科学社, 東京
- 11) 木原朝彦: 第4章. 3次元画像の構築・表示法. 永井 純, 安達秀雄(編著): 3次元CT血管造影法, 37-64, 1994, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京
- 12) 林 宏光, 小林尚志, 若林洋行, 他: 骨盤・下肢血管性病変の3次元CT血管造影法. 臨床放射線 41: 1365-1376, 1996
- 13) 青木裕子, 高木 博, 小林尚志, 他: 血管径測定におよぼす3次元画像再構成法の影響. 日放技学誌 52: 1324, 1996