原 著

3D-DSA を応用した肝動脈からの 2 相 cone beam computed tomography の検討と臨床応用

高尾由範 垣見明彦 片山 豊 佐々木将平
則政季代 出田真一朗 肥本大輔 市田隆雄

大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部

論文受付
2016 年 6 月 2 日
論文受理
2016 年 9 月 29 日
Code No. 500

緒 言

血管撮影下 computed tomography (CT) による肝細胞がんの検出能は極めて高く、肝動脈化学塞栓術 (transcatheter arterial chemoembolization: TACE) の術中には血管撮影下 CT を行い結節の局在、個数および性状などを確認することが推奨されている^{1,2)}。特に腫瘍の動脈血流の変化を鋭敏に反映する肝動脈撮影下 CT (CT during hepatic arteriography: CTHA) は、術中情報として有用であり、2 相撮影の後期相で観察

される結節周囲に生じる門脈や静脈への染み出し (コロナ様濃染) 像は、古典的肝細胞がんの鑑別に有用とされている³⁾。CTHA の 2 相撮影は、造影剤注入後 5~10 秒後から早期相を撮影し、早期相の終了 (造影剤の注入停止) 後、20~40 秒程度の時間をおいて後期相の撮影が行われることが一般的である^{4,5)}。近年、このような血管撮影下 CT は、血管撮影装置を用いて CT 様の画像を得る cone beam computed tomography (CBCT) を用いて行われることが増えており、CBCT

Clinical Experience of Dual-phase Cone Beam Computed Tomography during Hepatic Arteriography to Apply 3D-DSA

Yoshinori Takao,* Akihiko Kakimi, Yutaka Katayama, Shohei Sasaki, Toshiyo Norimasa, Shinichiro Izuta, Daisuke Himoto, and Takao Ichida

Department of Central Radiology, Osaka City University Hospital

Received June 2, 2016; Revision accepted September 29, 2016
Code No. 500

Summary

We report on the methods and experiences of the dual-phase cone beam computed tomography during hepatic arteriography (CBCTHA) to apply the 3D-DSA. A total of 32 ml contrast medium (150 mgI/ml) was injected at the rate of 2.0 ml/s for 16 s. The early phase scan was initiated 10 s after the start of contrast media injection. The delayed phase scan was started 40 s after that (24 s after the end of CM injection). When using the dual phase CBCTHA, it was able to obtain the classical hepatocellular carcinoma (HCC) images same as computed tomography during hepatic arteriography (CTHA). In the early phase, the tumor can be highly enhanced against the liver parenchyma. In delayed phase, corona enhancement was clearly appeared at the liver parenchyma. Of 58 cases of acquisitions, we experienced six cases with miss breath holding and 14 cases with over the field of view (FOV) due to hepatomegaly. We evaluated the tumor contrast in 18 cases because the other 40 cases were not applied to our criteria. The pixel values of ROIs on the tumor, coronal enhancement, and liver parenchyma were measured, respectively. Then, we calculated tumor-parenchyma contrast (T-P contrast), corona-tumor contrast (C-T contrast), and corona-parenchyma contrast (C-P contrast). The T-P contrast was 358 ± 112 , the C-T contrast was 132 ± 51 , and the C-P contrast was 168 ± 66 . The contrast was clearly visualized among them. The dual-phase CBCTHA that applies the 3D-DSA is a simple and useful technique for hepatocellular carcinoma treatment.

Key words: cone beam computed tomography during hepatic arteriography (CBCTHA), cone beam computed tomography (CBCT), hepatocellular carcinoma (HCC), coronal enhancement, contrast enhancement

*Proceeding author

Table 1 Patients background

Examinations	64
Patients	58
Male/Female	33/25
Height (cm)*	159.8±9.1
Weight (kg)*	62.0±15.1
Age*	70.2±12.3

*Mean±standard deviation (SD)

を用いた CTHA (CBCTHA) に関する報告も散見される⁶⁻¹¹⁾。しかしながら、CBCT は血管撮影装置のアプリケーションの一つであるため、CT と比較して性能や汎用性に劣る。特に field of view (FOV) が狭い、低コントラスト検出能や時間分解能に劣る、複数時相の撮影が難しい、プロトコルの汎用性が乏しいなどの点は使用における問題とされる⁵⁾。そのため、CBCTHA に関する報告は単相の撮影が中心であり^{6, 7, 9)}、複数時相の撮影に関する報告は複数時相の撮影が容易な一部の装置に限られる^{8, 10, 11)}。

本稿では、血管撮影装置における一般的な撮影技術である 3D-DSA の撮影手法を応用した CBCTHA の 2 相撮影 (2 相 CBCTHA) の手法と経験について報告する。

1. 方 法

1-1 倫理的配慮および対象

本研究は、本学の倫理委員会で承認された計画書に基づき実施し、臨床画像の使用に関しては、すべて匿名化している (承認番号 2615)。

対象は、2013 年 5 月 1 日から 11 月 30 日の期間に肝がんを対象として実施した interventional radiology (IVR) の術中に 2 相 CBCTHA を施行した 64 撮影 (58 症例) である (Table 1)。対象者は男性 33 例、女性 25 例、年齢 70.2±12.3 歳、身長 159.8±9.1 cm、体重 62.0±

15.1 kg であった。

1-2 使用機器

血管撮影装置は Artis Zee BA Twin (シーメンスヘルスケア・ジャパン株式会社) を使用した。本装置は、154 μm のピクセルサイズを有する CsI の flat panel detector (FPD) を備えた床置き式の正面アームと天井懸垂式の側面アームを有する血管撮影装置である。CBCT 撮影は、頭方向から C アームを挿入し、プロペラ回転で実施する。自動注入器は、Press Duo (株式会社根本杏林堂) を使用した。本装置は 2 筒式であるため、それぞれの注入条件を独立、あるいは連動して制御できる。

1-3 CBCTHA の撮影

1-3-1 撮影パラメータの選択

今回使用した撮影および再構成条件の概要を示す (Table 2)。本撮影条件は、装置にプリセットされた撮影条件の中で最も低コントラスト検出能のよい画像を高速に取得できる条件である。元画像は 29.6×38.2 cm の FPD で、480×616 マトリクスで取得され、6 秒の撮影時間において 200° 回転し、368 枚の画像を取得する。管電圧は 90 kV、パルス幅は 5 ms、1 フレームあたりの検出器入射線量は 0.36 μGy である。撮影条件は、入射線量のモニタリングにより 1 フレームごとに変化し、管電流、パルス幅、管電圧の順に変化し、必要な検出器入射線量を保つ。回転データは付属のワークステーション (syngo X-Workplace VB21C) に転送され再構成される。

1-3-2 2 相撮影の手法

本装置で行うことができる 2 相撮影の手法には、単独の CBCT 撮影を 2 回実施する手法と 3D-DSA で使用される 2 相撮影プログラムを応用する手法がある。血管撮影装置の C アームを回転させて投影データを

Table 2 Imaging and reconstruction conditions

Scan		Reconstruction	
Voltage (kV)	90	Matrix	512×512
Pulse width (ms)	5	Kernel	HU
Detector dose (μGy/frame)	0.360	Image characteristics	Normal
Rotation angle (°)	200	Reconstruction	Nat Fill
Projections (views)	368	WC	250
Scan time (s)	6	WW	650
Image matrix (pixels)	480×616		
Processing mode	DSA Sub		
3D type	DSA		
3D control	Manual		

収集する CBCT では、被験者の安全確認を目的とした test run を撮影前に実施しなくてはならない。CT 装置のような多時相撮影が行える仕様を有していない装置も多いため、撮影プログラムの選択ごとに test run を行う必要がある。この操作には 20 秒程度を要するため、単独の撮影を 2 回行う場合には、プログラム選択や C アームの操作に並行して被験者に対する呼吸停止の指示を行う必要がある。一方、3D-DSA で使用している 2 相撮影プログラムを応用する場合には、これらの操作は一連のプロトコルに含まれ、撮影前のプログラムの選択と test run は不要となる。更に、C アームは自動的かつ速やかに撮影開始位置にスタンバイされるため、操作者は十分な時間的余裕のもと被験者に呼吸停止の指示を行うことができる。今回使用した装置における 1 相目の撮影終了から 2 相目の撮影開始までの最短時間は 7 秒程度である。本稿では 3D-DSA を応用した 2 相 CBCTHA を検討し臨床に応用した。

1-3-3 3D-DSA の応用

3D-DSA では、造影剤を注入しない単純撮影相(mask phase)の撮影を行った後、血管内に造影剤が充満した造影相(contrast phase)の撮影を行う。撮影後、contrast phase から mask phase をサブトラクション

Fig. 1 Hand switch for use in the examinations.

することで、造影剤が満たされた血管造影像を容易に取得できる。今回、mask phase と contrast phase をそれぞれ、早期相および後期相画像として再構成することで、CBCT を用いた 2 相撮影を実現した。また、任意の撮影タイミングでの 2 相撮影を実施するためにマニュアル DSA モードを使用した。

本撮影モードは、手動操作ではあるが任意の撮影タイミングで 2 相の撮影を行うことができる撮影モードである。ハンドスイッチ上部に設けられたボタン(トップボタン)に加えて側面に備えられたボタン(サイドボタン)も使用する(Fig. 1)。撮影時は、トップボタンを押した状態を保ちながら、サイドボタンを押すことにより任意のタイミングで撮影を開始できる。トップボタンは、C アームの動き(回転)にも連動するため、撮影のすべてが終了するまでその状態を保つ。

1-3-4 インジェクタの設定

インジェクタと連動させて 3D-DSA を行う場合、造影剤の注入は mask phase ではなく、contrast phase に対して連動する。CTHA では、1 相目の撮影に先行して造影剤を注入する必要があるため、血管撮影装置とインジェクタが連動しない IVR-CT モードを使用した。

2 筒式のインジェクタの一方に造影剤(オムニパーク 300 mgI/ml: イオヘキソール, 第一三共株式会社), もう一方に生理食塩水(大塚製薬株式会社)を充填し、同時注入によりスパイラルチューブ(株式会社根本杏林堂)内で両者を 1 対 1 で混合し希釈(150 mgI/ml)した後、カテーテルを介して血管内に注入するように設定した。

1-3-5 CBCTHA の撮影

CBCTHA の目的は CTHA と同様に肝細胞がんの血行動態を画像として描出することであり、早期相では腫瘍や栄養血管、後期相ではコロナ様濃染像の描出などを目的に施行される。CTHA における肝細胞がんの至適撮影タイミングは血行動態の解析などから明らかとなっており^{3,4)}。CBCTHA の撮影時間 6 秒は CTHA の撮影時間とほぼ同等である。そのため、早期相ならびに後期相の撮影開始時間や造影剤注入条件は CTHA に準じた(Fig. 2)。造影は、総肝動脈あるいは

Fig. 2 Examination of the Dual-phase CBCTHA.

は固有肝動脈に留置したカテーテルから行った。造影剤 32 ml (150 mgI/ml) を 2.0 ml/s, 16 秒注入するプロトコルを基本とし, 右肝動脈-上腸間膜動脈起始など血管床の減少を伴う破格を有する症例では, 注入レートのみを減じた。早期相は, 肝細胞がんが十分に造影される造影剤注入開始から 10 秒に手動で撮影を開始した。後期相は, コロナ様濃染像が明瞭に描出される造影剤注入停止から 24 秒 (造影剤注入開始から 40 秒) に手動で撮影を開始した。造影剤の注入停止は, 早期相の撮影終了時間と一致させた。

撮影は, 血管撮影に準じて呼吸停止下で行った。入室時および CBCTHA 施行直前に十分な呼吸停止練習を行い, 撮影直前には, 造影剤注入時に生じる腹部の熱感についても十分に説明を行った。

1-4 造影効果の検証

造影効果の検証の対象は, 治療の 1 カ月以内に実施したダイナミック CT あるいは dynamic magnetic resonance image (ダイナミック MRI) の早期相で濃染する結節を有する症例で, かつ除外項目 (体重 40 kg 未満, 体重 80 kg 以上, 内部に壊死を伴う結節, 混合型肝細胞がんの症例) に該当しない 18 症例 (19 撮影) とした。対象とする結節は, 早期相で濃染され後期相でコロナ様濃染を認める 10~30 mm ϕ (CBCTHA の早期相で計測) の 31 結節とした。破格を有さない 15 症例 (15 撮影) の造影剤注入レートは, 2.0 ml/s であり, 右肝動脈-上腸間膜動脈起始の 3 例のうち, 左葉の治療が不要であった 2 症例 (2 撮影) は, 右肝動脈より 1.5 および 1.7 ml/s で造影剤を注入し, 左葉の治療を要した 1 症例 (2 撮影) は右肝動脈より 1.5 ml/s, 左肝動脈より 1.2 ml/s で造影剤を注入し撮影を行った。

計測は血管撮影装置に備えられたワークステーションで実施した。横断像にて早期相ならびに後期相の各部に region of interest (ROI) を設定し, ピクセル値を計測した。本装置で計測されるピクセル値は CT 値に近似した装置固有の値である。早期相では肝動脈近位部 (肝動脈), 腫瘍, 腫瘍近傍の肝実質 (肝実質) に約 2 mm ϕ , 約 10 mm ϕ , 約 15 mm ϕ の ROI を設定した。また, 計測した値を用いて腫瘍と肝実質のピクセル値差 (tumor-parenchyma contrast: T-P コントラスト) を算出した (式 1)。後期相では, 腫瘍, コロナ様濃染部, 腫瘍近傍の肝実質に約 10 mm ϕ , 約 1.5 mm ϕ , 約 15 mm ϕ の ROI を設定した。また, 計測した値を用いてコロナ様濃染部と腫瘍のピクセル値差 (corona-tumor contrast: C-T コントラスト) およびコロナ様濃染部と腫瘍近傍の肝実質のピクセル値差 (corona-

Table 3 Result of the Dual-phase CBCTHA

Cather position	CHA	49
	LHA	5
	RHA (Replaced RHA)	8 (7)
	MHA	1
Over the FOV	X-Y-Z	4*
	X-Y	7
	Z	3*
Breath hold miss	Early phase	6
	Delayed phase	1

* Include a case of huge HCC (over 100 mm ϕ)

parenchyma contrast: C-P コントラスト) を算出した (式 2, 3)。

$$T-P \text{ contrast} = ROI_t - ROI_p \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$C-T \text{ contrast} = ROI_c - ROI_t \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$C-P \text{ contrast} = ROI_c - ROI_p \quad \dots\dots\dots (3)$$

ROI_t : Pixel value of the tumor area

ROI_p : Pixel value of the parenchyma area

ROI_c : Pixel value of the corona enhancement area

各 ROI の計測は同一断面で 2 回実施し, 2 回の平均値を結節のピクセル値として評価した。また 1 症例で複数の結節を有する症例については, すべての結節の平均値を症例の代表値として取り扱った。

2. 結 果

2-1 撮影の結果

64 撮影 (58 症例) の 2 相 CBCTHA の結果を示す (Table 3)。総肝動脈造影が 49 撮影, 左肝動脈造影が 5 撮影, 右肝動脈造影が 8 撮影 (右肝動脈-上腸間膜動脈起始 7 例を含む), 中肝動脈造影が 1 撮影であった。FOV に全肝を含めて撮影できなかった症例は 14 症例であった。X-Y 平面および Z 軸方向 (X-Y-Z) で全肝を含めて撮影できなかった症例は 4 症例 (100 mm ϕ 超える巨大肝腫瘍 1 症例を含む), X-Y 平面のみ (X-Y) は 7 症例, Z 軸方向のみ (Z) は 3 症例 (100 mm ϕ を超える巨大肝腫瘍症例 1 症例を含む) であった。呼吸停止不良は早期相 6 撮影, 後期相 1 撮影で認めた。後期相で呼吸停止不良であった症例は, 早期相でも呼吸停止不良であった。

Fig. 3 Dual-phase CBCTHA images.
(a) Early phase image
(b) Delayed phase image
(c) MIP image (Early phase)

Fig. 4 Dual-phase CBCTHA images (small HCCs).
(a) Early phase image
(b) Delayed phase image

Fig. 5 Artifacts on the Dual-phase CBCTHA images.
(a) Early phase: Show the streak artifacts due to the hepatic artery motion and under sampling
(b) Delayed phase: The streak artifacts are not shown, however artifact at the surrounding ribs are remained.

2-2 画像の例示

古典的肝細胞がんの結節は、早期相で濃染され、後期相でコロナ様濃染を示した。早期相から作成した minimum intensity projection (MIP) では細かな血管も描出することができた (Fig. 3)。小肝腫瘍においても同様に結節の血行動態を反映した造影効果を認めた (Fig. 4)。また、早期相では、造影血管の拍動に起因するストリークアーチファクトを血管の周囲に生じた

Table 4 Contrast enhancement effect in Dual-phase CBCTHA images

	Measured points	Pixel value mean $\pm$ SD
Early phase	Hepatic artery	1222 $\pm$ 320
	Tumor	524 $\pm$ 139
	Parenchyma	166 $\pm$ 41
	T-P contrast	358 $\pm$ 112
Delayed phase	Tumor	165 $\pm$ 59
	Corona	297 $\pm$ 95
	Parenchyma	135 $\pm$ 35
	C-T contrast	132 $\pm$ 51
	C-P contrast	168 $\pm$ 66

n=18, 31 lesions, Tumor diameter: 16.6 $\pm$ 7.1 mm

が、後期相では消失した (Fig. 5)。ビームハードニングやトランケーションアーチファクトに起因する肋骨の周囲の線状陰影は多くの画像で観察された。

2-3 各部の造影効果

各部の造影効果を示す (Table 4)。早期相の画像に設定した ROI における平均ピクセル値と標準偏差は、肝動脈 1222 $\pm$ 320、腫瘍 524 $\pm$ 139、肝実質 166 $\pm$ 41 であった。また、T-P コントラストは 358 $\pm$ 112 であった。後期相の画像に設定した ROI の平均ピクセル値と標準偏差は、腫瘍 165 $\pm$ 59、コロナ様濃染部 297 $\pm$ 95、肝実質 135 $\pm$ 35 であった。また、C-T コントラストは 132 $\pm$ 51、C-P コントラストは 168 $\pm$ 66 であった。

3. 考 察

3-1 造影効果の妥当性

本法を用いた場合の結節のピクセル値差は T-P コントラスト 358 $\pm$ 112、C-T コントラスト 132 $\pm$ 51、C-P コントラスト 168 $\pm$ 66 であった。これはダイナミック CT おける結節と肝実質の CT 値差 (35 HU 程度) と比

較しても十分なピクセル値の差を有している¹²⁾。そのため、ダイナミック CT やダイナミック MRI を用いて検出される結節は確実に描出できると考える。

3-2 空間分解能が高いことによる有意

詳細な検討は行えていないが今回経験した 58 症例では、5 mm 程度の結節におけるコロナ様濃染や栄養動脈などの細血管も描出されていた。これは、CBCT が有する高い空間分解能が微細な構造の描出に寄与したものである¹³⁾。近年の TACE の主流はマイクロカテーテルを用いて区域あるいは、亜区域枝レベルの血管を選択して行う選択的 TACE である。しかし一方で、更に末梢の血管を選択して結節のみを選択的に治療する超選択的 TACE も積極的に行われるようになってきている^{6, 14, 15)}。末梢血管の描出能に優れる CBCT を使用することで、超選択的 TACE で求められる栄養血管の描出や小肝腫瘍の描出も容易と考える。

3-3 プロトコルの汎用性と CBCT の使用で生じる問題点の解決

本法で使用した撮影タイミングや造影法は、異なる装置や 3D-DSA を応用しない撮影手法においても応用することができる。

結節のコントラストは、低コントラスト検出能に優れる装置では造影剤濃度を低く設定し、劣る装置では造影剤濃度を高く設定することで調整できる。撮影を開始する時間は、肝細胞がんの血行動態に依存するため撮影装置で変化しない。早期相は、結節が濃染する 5~10 秒程度の時間を設けた後に撮影を開始し、早期相の終了時まで造影剤の注入を持続し、後期相は、コロナ様濃染が出現する造影剤の注入停止後 20~40 秒後に撮影することで CBCT を用いても CTHA に類似した画像を取得できる。後期相の撮影を一連のプロトコルとして実施できない場合には、撮影開始時間の 20~40 秒前に造影剤の注入を停止することでコロナ様濃染像の描出が可能である¹⁶⁾。

CBCT を使用することでさまざまな問題が生じるが、その多くは撮影時の工夫で解決できる^{5, 13)}。FOV が狭い(X-Y 平面で 270 mm, Z 軸方向で 150 mm 程度)ため、肝腫大を呈することが多い肝がん症例のすべてで全肝を FOV に含めて撮影することは難しく、今回の検討でも 14 症例で撮影できていない。この問題は撮影の目的あるいは撮影部位を明確にして撮影を行うことで解決できると考える。

CBCTHA の撮影は十分な呼吸停止練習の後に実施したが、数例で呼吸停止不良に起因するアーチファクトを生じた。また、呼吸停止不良は早期相に集中して発生しており、造影剤注入時の熱感に起因する呼吸停止不良と考えられた。CBCT は CT と比較してわずかな動きや呼吸の乱れがアーチファクトとして検出される可能性が高い。呼吸停止不良の多くは、被験者に対するインフォームド・コンセントの充足により解決できると考える。

早期相で生じる血管の拍動に起因するストリークアーチファクトの抜本的な改善は、現段階においては難しいと考える。しかし、金属アーチファクト低減処理をはじめとする種々の補正処理により改善できる可能性は高いと考える¹⁷⁾。

本稿は、2 相 CBCTCTHA の撮影手法に関する報告であり、CBCTHA の検出能を評価した報告ではない。今後、CBCTHA を使用した結節の検出能についても検証が必要と考える。最新の血管撮影装置は CBCT 機能を備えることが一般的となっているが、複数時相の撮影を一連のプロトコルとして行える装置は限られている。CBCT の活用を進めるためには、装置の自由度の向上が不可欠と考える。

4. 結 語

本稿では、3D-DSA の撮影手法を応用した 2 相 CBCTHA の手法と経験について報告した。簡便に施行できる本法は、肝細胞がんの IVR に有用な撮影技術である。

謝 辞

2 相 CBCTHA の導入にあたりご指導、ご協力を賜りました元大阪市立大学大学院医学研究科放射線診断学・IVR 学の西田典史様、堺 幸正様、大阪市立大学大学院医学研究科放射線診断学・IVR 学の羽室雅夫様、濱本晋一様ならびに医師の皆様、シーメンスヘルスケア株式会社の新井田紀光様、福田 毅様、大里肇様、小嶋 巖様、シヘブ・ダマニ様、大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部の皆様に深く感謝申し上げます。

なお、本報告の要旨は、第 41 回日本放射線技術学会秋季学術大会(2013 年、福岡)ならびに第 70 回日本放射線技術学会 総会学術大会(2014 年、横浜)にて報告した。

参考文献

- 1) 日本肝臓学会編. 科学的根拠に基づく肝臓診療ガイドライン 2013 年版. 東京: 金原出版. 2013.
- 2) 日本肝臓学会編. 肝臓診療マニュアル第 3 版. 東京: 医学書院. 2015.
- 3) Ueda K, Matsui O, Kawamori Y, et al. Hypervascular hepatocellular carcinoma: evaluation of hemodynamics with dynamic CT during hepatic arteriography. *Radiology* 1998; 206(1): 161-166.
- 4) 南 哲弥, 小林 聡, 香田 渉, 他. 早期肝臓の診断における CTHA/CTAP の意義—肝臓診療ガイドラインにおける位置づけ—. *肝胆膵画像* 2009; 11(1): 17-23.
- 5) 日本放射線技術学会. 放射線医療技術学叢書 (34) *Interventional Radiologic Technology*. 日本放射線技術学会, 京都, 2015: 93-109.
- 6) Miyayama S, Yamashiro M, Okuda M, et al. Usefulness of cone-beam computed tomography during ultraselective transcatheter arterial chemoembolization for small hepatocellular carcinomas that cannot be demonstrated on angiography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2009; 32(2): 255-264.
- 7) Syha R, Grözinger G, Grosse U, et al. C-arm computed tomography parenchymal blood volume measurement in evaluation of hepatocellular carcinoma before transarterial chemoembolization with drug eluting beads. *Cancer Imaging* 2015; 15: 22.
- 8) Miyayama S, Yamashiro M, Okuda M, et al. Detection of corona enhancement of hypervascular hepatocellular carcinoma by C-arm dual-phase cone-beam CT during hepatic arteriography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2011; 34(1): 81-86.
- 9) Miyayama S, Yamashiro M, Hashimoto M, et al. Comparison of local control in transcatheter arterial chemoembolization of hepatocellular carcinoma ≤ 6 cm with or without intraprocedural monitoring of the embolized area using cone-beam computed tomography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2014; 37(2): 388-395.
- 10) Pellerin O, Lin M, Bhagat N, et al. Can C-arm cone-beam CT detect a micro-embolic effect after TheraSphere radioembolization of neuroendocrine and carcinoid liver metastasis? *Cancer Biother Radiopharm* 2013; 28(6): 459-465.
- 11) Scherthaner RE, Lin M, Duran R, et al. Delayed-Phase Cone-Beam CT Improves Detectability of Intrahepatic Cholangiocarcinoma During Conventional Transarterial Chemoembolization. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2015; 38(4): 929-936.
- 12) 吉川秀司, 岡田真広, 近藤浩史, 他. 多施設共同研究による肝細胞癌診断のための Bolus Tracking を使用した CT 検査における動脈優位相撮影の造影方法および設定値の検討. *日放技学誌* 2014; 70(8): 805-813.
- 13) 日本放射線技術学会. 放射線医療技術学叢書 (34) *Interventional Radiologic Technology*. 日本放射線技術学会, 京都, 2015: 120-131.
- 14) Shimohira M, Ogino H, Kawai T, et al. Use of the triaxial microcatheter method in super-selective transcatheter arterial chemoembolisation for hepatocellular carcinoma. *Br J Radiol* 2011; 84(998): 184-187.
- 15) Imai N, Ishigami M, Ishizu Y, et al. Transarterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma: A review of techniques. *World J Hepatol* 2014; 6(12): 844-850.
- 16) 芦田信示, 岡田光正. 肝細胞がんの血管造影診断における先進的取り組み—肝細胞がん IVR 治療の現状と展望—. *Innervision* 2008; 23: 25-29.
- 17) Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med* 2012; 4(2): 229-240.

問合せ先

〒545-8586 大阪市阿倍野区旭町 1-5-7
 大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部 高尾由範