臨床技術

下肢動脈完全閉塞の PPI に対する
仮想血管表示の有用性について論文受付
2013 年 10 月 9 日論文受理
2014 年 8 月 22 日

Code No. 112

橘高大介¹ 佐藤久弥² 中井雄一¹ 加藤京一² 中澤靖夫²¹ 昭和大学病院放射線室² 昭和大学大学院保健医療学研究科

緒言

近年、生活習慣の欧米化と超高齢社会¹⁾に伴って、末梢動脈閉塞性疾患(peripheral arterial disease: PDA)は増加の一途を辿っている。また、PDAは、四肢の末梢血管が閉塞し、四肢に十分な血流が供給されないために起こる閉塞性血栓性血管炎(Buerger病)より、閉塞性動脈硬化症(atherosclerotic obliterans: ASO)が主体になり、quality of life(QOL)の低下につながっている²⁾。現在、画像診断の進歩によって、PDAに対する診断は、

血管超音波法や multi slice computed tomography (MSCT)による CT-angiography (CTA)、核磁気共鳴装置(magnetic resonance imaging system: MRI)による MR angiography (MRA)などで行われ²⁾、病変に対して治療が必要と診断された症例の一部は、カテーテルによる血行再建術(endovascular therapy: EVT)が行われる。日本では、2007年にPDAの新たな診断・治療のガイドラインとして、TASC II (Inter-Society Consensus Document on Management of Peripheral Arterial Disease)

Usefulness of Virtual Vessel Images in PPI for Treatment of Complete Obstruction of Leg Arteries

Daisuke Kittaka,^{1*} Hisaya Sato,² Yuichi Nakai,¹ Kyoichi Kato,² and Yasuo Nakazawa²¹Department of Radiological Technology, Showa University Hospital²Graduate School of Nursing and Rehabilitation Sciences, Showa University

Received October 9, 2013; Revision accepted August 22, 2014

Code No. 112

Summary

Following recent rapid advances in devices and treatment technology, indications for percutaneous peripheral intervention (PPI) have been expanded to include complex lesions (long-segment lesions, completely obstructed chronic lesions, etc.) and even lesions of the superficial femoral artery and arteries distal to the popliteal artery. However, when PPI is used for treatment of complete obstruction, treatment can take a long time or its outcome can be less satisfactory for reasons such as difficulty in assessing the vascular distribution/arrangement or the direction of calcification in the obstructed area or excessively long lesions. In the present study, we conducted three-dimensional image processing of CT data from leg arteries conventionally used for preoperative diagnosis. Using this processing technique, we created virtual images of the blood vessels of the completely obstructed area and mapped these virtual vessel images onto the fluoroscopic monitor image during catheter treatment. The usefulness of this technique for PPI was then evaluated. We succeeded in creating virtual vessel images of the completely obstructed parts of leg arteries with the use of preoperative CT images of leg arteries that we then mapped onto the fluoroscopic monitor images during treatment. We were successful in mapping virtual images onto the abdominal aorta in 96.8% of cases and in 95.7% with the common iliac artery. This technique is thus able to supply reliable information on vascular distribution/arrangement, suggesting that it can enable the surgeon to advance the treatment device precisely along the vessels, making it useful for treatment with PPI. The study additionally showed that differences in the angle of imaging affect the manual mapping of the CT images onto angiograms.

Key words: percutaneous peripheral intervention, virtual vessel images, fusion images

*Proceeding author

Lesion type	Description	TASC A
A	Single stenosis of CIA or EIA <3 cm long (unilateral or bilateral)	TASC B
B	Single stenosis 3-10 cm long, not extending into CFA Two stenoses of CIA or EIA <5 cm long, not involving CFA Unilateral CIA occlusion	
C	Bilateral stenosis of CIA and/or EIA 5-10 cm long, not involving CFA Unilateral EIA occlusion not involving CFA Unilateral EIA stenosis extending into CFA Bilateral CIA occlusion	TASC C
D	Diffuse stenosis of the entire CIA, EIA, and CFA >10 cm long Unilateral occlusion of CIA and EIA Bilateral EIA occlusion Iliac stenosis adjacent to aortic or iliac aneurysm	TASC D
CIA: common iliac artery; EIA: external iliac artery; CFA: common femoral artery		

Fig. 1 The TASC II classification in a main artery-iliac artery domain.

が発表され³⁾, これによると大動脈腸骨動脈病変を A~D の 4 型に分類し, 治療成績の検討から A, B 型病変に対しては血管内治療を, C, D 型病変に対しては外科的血行再建術を推奨している (Fig. 1). つまり, 腸骨動脈領域の病変では血管内治療が第一選択とされ, 大腿膝窩動脈領域の閉塞性病変には外科的治療が第一選択とされている^{4~6)}. しかし, 近年, 目覚ましいデバイスや治療技術の進歩によって, 長区域病変や慢性完全閉塞病変といった複雑病変, さらに, 浅大腿動脈から膝窩動脈以降にまで経皮的末梢血管インターベンション (percutaneous peripheral intervention: PPI) の適応は拡大傾向にある⁷⁾. 蜂谷らは, 血行再建例を追跡調査し, ASO 血行再建群の 5 年生存率は 91.0%と, 保存療法群の 72.2%に比べ有意に優れていると報告し⁸⁾, ASO に対し積極的な PPI を含めた血行再建術を推奨している. また, 安静時痛や虚血性潰瘍・壊死を呈する重症下肢虚血 (critical limb ischemia: CLI) の予後は不良で, 1 年後の死亡率 25%, 肢切断率 30%と報告され, 生命予後の改善と肢切断の回避が PPI に求められている. Dorros らによれば 215 例の頸骨動脈領域への PPI の 5 年救肢率は 91%であった. またステントを膝下病変に行った 1 年後の救肢率は 49 肢中 47 肢 (96%), 浅大腿動脈へのステント 145 肢の 3 年救肢率は 67%と報告がある^{9~11)}. しかし, 完全閉塞症例に対する PPI は, 閉塞部の血管走行や石灰化の方向が把握しにくいこと, 病変長が長いことが原因で治療時間が長時間化する状況や治療成績の低下がみられる.

そこで, われわれは術前の診断に行われている下肢動脈 CT のデータを用い三次元画像処理を行い, 完全閉塞部の仮想血管を構築するとともに, 構築した仮想

Fig. 2 Simulated blood vessel phantom (WALL STENT™ RP).

血管をカテーテル治療中の透視モニタに重ね合わせ, PPI に対する有用性を検討した. また, 撮影角度の違いが CT 装置と血管撮影装置の重ね合わせにどれだけ影響するか検証したので報告する.

1. 方法

模擬血管ファントム (WALL STENT Phantom RP: Boston Boston Scientific 社製) を用いて, CT 装置 (SOMATOM Definition AS+: SIEMENS 社製) と血管撮影装置 (Allura Xper F/D 10/10: PHILIPS 社製) の幾何学的拡大率を検証した. 次に, 血管撮影装置での撮影角度の違いが, CT 装置と血管撮影装置の重ね合わせにどの程度影響するか模擬血管ファントムを用いて検証した. 模擬血管ファントムの材質は, プラスチック製であり, 腹部大動脈は 19 mm, 総腸骨動脈は 6.0 mm である (Fig. 2). 実験に際して, 血管外壁をわかりや

Fig. 3 Measurement of the geometric magnifying power in CT.
(a) Center, (b) off Center

a | b

すくするため、模擬血管内に造影剤を注入せず実験を行った。

術前の下肢動脈 CT データを用いて、仮想血管を作成し、血管撮影装置と拡大率を一致させ、透視モニタに仮想血管を重ね合わせた。

PPI において、仮想血管表示の使用前後における検査時間と装置表示線量を比較した。なお、装置表示線量値はインターベンショナル基準点位置での空気カーマ値を表示している。

1-1 CT 装置の幾何学的拡大率の検証

CT 装置に模擬血管ファントムとキャリブレーション用の 50 mm 球を配置し、撮影中心を模擬血管ファントムの中心に合わせて撮影を行った。次に寝台の高さは不変で撮影中心を 5.0 cm～20 cm まで 5.0 cm ずつ横方向にずらしオフセンタで撮影し拡大率を検証した (Fig. 3)。得られた画像の window level/window width (WL/WW) を固定し、任意多断面再構成 (multi planar reconstruction: MPR) の coronal 画像からマニュアルにて腹部大動脈および総腸骨動脈の血管外縁の径の計測を行った (Fig. 4)。血管外縁の径の計測は 5 回計測しその平均とした。

1-2 血管撮影装置の拡大率の検証

血管撮影装置に模擬血管ファントム、キャリブレーション用の 50 mm 球を配置し、寝台の高さを 90～110 cm まで変化させ撮影した。Flat panel detector (FPD) の距離は寝台の高さごとに 100～120 cm と 5.0 cm ずつ変化させ撮影を行った (Fig. 5)。得られた画像から、マニュアルにて腹部大動脈および総腸骨動脈の血管外縁の径の計測を行った (Fig. 6)。血管外縁の径の計測

Fig. 4 The measuring point of an abdominal aorta and a common iliac artery in an MPR.

は 5 回計測しその平均とした。

1-3 血管撮影装置における撮影角度の違いによる CT 装置と血管撮影装置の重ね合わせの影響

CT 装置に模擬血管ファントムとキャリブレーション用の 50 mm 球を配置し、撮影中心を模擬血管ファントムの中心に合わせて撮影を行った。得られた画像をワークステーション上で volume rendering (VR) 処理を行い、right anterior oblique (RAO) 60°～left anterior oblique (LAO) 60°まで 5.0°ずつ角度を変化させ、マニュアルにて腹部大動脈と総腸骨動脈の血管外縁の径の計測を行った。また、cranial (Cra) 30°～caudal (Caud) 30°まで同様に角度を変化させ血管外縁の径の計測を行った (Fig. 7)。次に、血管撮影装置に模擬血管ファントムとキャリブレーション用の 50 mm 球を配置し、

Fig. 5 Measurement of magnifying power in an angiograph.

Fig. 6 The measuring point of an abdominal aorta and a common iliac artery in an angiograph.

寝台の高さ 100 cm, FPD の距離を 100 cm に固定した。CT 装置での計測と同様に RAO 60°~LAO 60°まで 5.0° ずつ角度を変化させ撮影し、マニュアルにて腹部大動脈と総腸骨動脈の血管外縁の径の計測を行った。また Cra 30°~Caud 30° まで角度を変化させ撮影し、同様に血管外縁の径の計測を行った (Fig. 8)。血管外縁の径の計測は 5 回計測しその平均とした。

1-4 CT 検査および血管造影検査における下肢の固定方法

CT 検査および血管造影検査における下肢の固定方法は、膝関節上方で固定用バンドを用いて固定し検査を行った。また、下肢の外旋は、左右の踵が重ならない程度で固定を行った。

1-5 透視モニタへの仮想血管表示法と評価法

PPI 施行予定の患者で下肢動脈 CT 撮影を行っている患者データを用いて仮想血管を作成した。また、対象症例は、総腸骨動脈の完全閉塞症例とした。なお、下肢動脈 CT の患者データを使用することは当院の医学部医の倫理審査会の承認を得ている。仮想血管の作成方法は、術前の下肢動脈 CT の Axial 画像を用いて、完全閉塞部の血管を 1 スライスごと (0.75 mm) に血管外縁をマーキングし仮想血管の作成を行った。透視モニタへの仮想血管表示法は、治療の際、ワーキングアングルにて、コントロールの digital subtraction angiography (DSA) 撮影を行い、その DSA 画像を骨付き画像にし、腸骨隆、椎体、総腸骨動脈、外腸骨動脈、内腸骨動脈を透視モニタに貼り付けたアクリル板にトレースを行った。次に、透視モニタのアクリル板をはずし、画像処理装置 (ZIO ワークステーション: アミン社製: 以下ワークステーション) のモニタにアクリル板を貼り付け、トレースを行った腸骨隆、椎体、総腸骨動脈、外腸骨動脈、内腸骨動脈の拡大率がワークステーション上で作成した仮想血管付きの three dimensional (3D) 画像と一致するように拡大率を手動で合わせた。拡大率を一致させた後、仮想血管をアクリル板にトレースし、再度、透視モニタにアクリル板を貼り付け治療を行った。トレースは、拡大率を手動で一致させたワークステーション上にアクリル板を貼り、1.0 mm の太さのマーカを用いて血管に沿ってアクリル板にトレースを行った。さらに造影されている部分は赤色、仮想血管の部分は青色でトレースを行った。

一致率の算出方法は、腹部大動脈と総腸骨動脈において、カテーテルキャリブレーションを行った DSA 画像での血管径を真値とし、モニタ上に重ね合わせた血管径の比率より算出した。一致率は、仮想血管表示

Fig. 7 Measurement by the difference in the angle in CT.
(a) 0°, (b) RAO 60°, (c) Caud 30°

a | b | c

Fig. 8 Measurement by the difference in angle in an angiograph.
(a) 0°, (b) RAO 60°, (c) Caud 30°

a | b | c

を用いて治療を行った6症例の平均値を算出した。治療後に3名の医師(心臓カテーテル検査経験年数A医師22年目、B医師12年目、C医師7年目)にアンケート調査を行い、仮想血管表示の有用性を評価した。なお、アンケート調査の結果を本論文で公表することについて、3名の医師の同意を得ている。アンケート調査の内容は、血管走行、石灰化の方向、側枝との関係、仮想血管の信頼性、ガイドワイヤの操作方向、治療戦略の簡易化について行った。評価法は、5点を最高点とした1～5段階評価で行った。更に、仮想血管表示を用いて治療を行った6症例において、透視モニタに重ね合わせた仮想血管と治療後のDSA画像から、腹部大動脈および総腸骨動脈のマーキング誤差を計測した(Fig. 9)。

1-6 仮想血管表示の使用前後における検査時間と装置表示線量の比較

完全閉塞症例におけるPPI 86症例の検査時間と装置表示線量の散布図を作成し、86症例中仮想血管表示

を用いて治療を行った6症例の検査時間と装置表示線量を比較した。

2. 結果

2-1 CT装置の幾何学的拡大率の検証

CT装置のセンタ、オフセンタでの幾何学的拡大率は、腹部大動脈で1.02～1.06倍、総腸骨動脈で1.08～1.22倍であった(Fig. 10)。拡大率はセンタから離れると大きくなり、総腸骨動脈は、腹部大動脈と比べて拡大率が大きくなった。

2-2 血管撮影装置の拡大率の検証

血管撮影装置の幾何学的拡大率は、腹部大動脈で1.01～1.06倍、総腸骨動脈で1.03～1.28倍であった(Fig. 11, 12)。寝台の高さを下げるほど、また、FPDの距離を離すほど拡大率は大きくなった。

Fig. 9 Measurement of the marking error.
 (a) Measurement point of the abdominal aorta
 (b) Measurement of the marking error of the fusion in the abdominal aorta
 (c) Virtual blood vessel display to a fluoroscopy monitor
 (d) Measurement after the treatment

Fig. 10 Geometric magnifying power in CT.

Fig. 11 Geometric magnifying power of the abdominal aorta in an angiograph.

Fig. 12 Geometric magnifying power of the common iliac artery in an angiograph.

Fig. 13 Influence of superposition of a CT and angiography of difference in exposure angle.

- (a) Influence of superposition of the RAO-LAO direction in the abdominal aorta
 (b) Influence of superposition of the Cra-Caud direction in the abdominal aorta
 (c) Influence of superposition of the RAO-LAO direction in the common iliac artery
 (d) Influence of superposition of the Cra-Caud direction in the common iliac artery

a	b
c	d

2-3 血管撮影装置における撮影角度の違いによる CT装置と血管撮影装置の重ね合わせの影響

今回の検証では、CT装置と血管撮影装置で拡大率に1.0 mm以上の差が生じたときに重ね合わせに影響が生じると判断した¹²⁻¹⁴⁾。腹部大動脈におけるCT装置と血管撮影装置の拡大率の違いは、RAO-LAO方向ではRAO 40°、LAO 50°以上で1.0 mm以上の誤差が生

じた。また、撮影角度の振り角を大きくすることで、CT装置より血管撮影装置の方が大きく拡大した(Fig. 13a)。Cra-Caud方向では、Cra 20°、Caud 20°以上で重ね合わせに1.0 mm以上の誤差が生じた。撮影角度において、RAO-LAO方向よりCra-Caud方向が、重ね合わせに影響が生じる結果となった(Fig. 13b)。次に、総腸骨動脈におけるCT装置と血管撮影装置の拡大率

a	b
c	d

Fig. 14 Virtual vessel indication method.

- (a) Complete occlusion of the left common iliac artery in CT
 (b) Virtual vessel display in CT
 (c) Virtual blood vessel display to a fluoroscopy monitor before the contrasting
 (d) Virtual blood vessel display to a fluoroscopy monitor after the contrasting

の違いは、RAO-LAO 方向では RAO 30°, LAO 35° 以上で 1.0 mm 以上の誤差が生じた。また、血管撮影装置において、腹部大動脈より総腸骨動脈の方が撮影角度を大きくすることによって、CT 装置より拡大する結果となった (Fig. 13c)。Cra-Caud 方向では、Cra 15°, Caud 15° 以上で 1.0 mm 以上の誤差が生じた (Fig. 13d)。

2-4 透視モニタへの仮想血管表示と評価法

術前下肢動脈 CT の Axial 画像を用いて仮想血管を作成し、ワークステーション上で血管撮影装置と拡大率を一致させ、透視モニタに貼り付けることができた。6 症例における一致率は、腹部大動脈で 96.8%、総腸骨動脈で 95.7% の重ね合わせに成功した (Fig. 14)。また、治療後に 3 名の医師 (心臓カテーテル検査経験年数 22, 12, 7 年目) にアンケート調査を行ったところ、どの評価項目に関しても高い評価が得られた (Table 1)。その他、アンケート調査を行った 3 名の医師の意見として、仮想血管表示はあったほうがよい。特に合併症のリスクの高い総腸骨動脈などは有用性が高いと思われる。下肢動脈 CT の仮想血管通りだった。しかし、ガイドワイヤを通過させたときに血管が伸び蛇行が解除されたときは、仮想血管と血管造影画像に誤差が生じた。石灰化の方向や病変長がわかるのは非常によい。ガイドワイヤをどの方向に向かってすすめればよいかイメージできる。外腸骨動脈と内腸骨

動脈の分岐角度や治療角度がすぐにわかるのでよいなどという意見が得られた。

仮想血管を用いて治療を行った 6 症例において、透視モニタに重ね合わせた仮想血管と治療後の DSA 画像における腹部大動脈のマーキング誤差は、 2.0 ± 0.4 mm であった。また、総腸骨動脈のマーキング誤差は、 2.4 ± 0.3 mm であった (Table 2)。

2-5 仮想血管表示の使用前後における検査時間と装置表示線量の比較

完全閉塞症例における PPI において仮想血管表示の使用前後の検査時間と装置表示線量の関係を示す (Fig. 15)。86 症例中、仮想血管表示を用いて治療を行ったのは 6 症例であったが、6 症例すべて近似曲線より下方にあり、検査時間の短時間化と装置表示線量の低減につながった。

3. 考 察

3-1 CT 装置と血管撮影装置における拡大率の検証

CT 装置のセンタ、オフセンタでの幾何学的拡大率は、腹部大動脈で 1.02~1.06 倍、総腸骨動脈で 1.08~1.22 倍であり、腹部大動脈に比べ、総腸骨動脈の方が幾何学的拡大率は大きくなった。これは、総腸骨動脈は腹部大動脈に比べ血管径が小さく、計測誤差が大きくなったことが考えられる。また、走査方向に対して

Table 1 Questionnaire result

	Were you able to be treated in peace?							Other opinions
	Run of the blood vessel	Direction of the calcification	Relations with the lateral branch	Lesion length	Reliability of the virtual blood vessel	Operation direction of Gide wire	Simplification of treatment strategy	
doctor A	4	5	4	4	4	5	4	There should be the virtual blood vessel. Usefulness is thought to be high in the common iliac artery that is at increased risk of complications in particular.
doctor B	5	4	4	4	4	4	4	It was a virtual blood vessel street of the lower limbs artery CT. But, when cross did Gide wire, When blood vessel elongation, and meandering was released, the gap occurred to the virtual blood vessel and angio image.
doctor C	4	4	4	4	5	5	4	It is very good to understand a direction of the calcification and the lesion length. I can image it which direction I should recommend gide wire towards. A divergence angle and the treatment angle of the internal iliac artery and external iliac artery are identified.

1 point: bad 2 point: poor 3 point: normally 4 point: good 5 point: excellent

Table 2 Marking error in abdominal aorta and common iliac artery

	Abdominal aorta	Common iliac artery
case1	1.5	2.4
case2	2.3	2.2
case3	1.8	1.9
case4	1.6	2.6
case5	2.4	2.3
case6	2.2	2.9
Ave±SD	2.0±0.4	2.4±0.3

Unit: mm

総腸骨動脈は斜めに走行しているため、腹部大動脈に比べ、拡大したと考えられる。血管撮影装置の幾何学的拡大率は、腹部大動脈で 1.01～1.06 倍、総腸骨動脈で 1.03～1.28 倍であり、計測の際に、寝台の高さや、FPD の距離の違いはあるが、CT 装置の幾何学的拡大率と同等の結果が得られたため、ワークステーション上で手動での重ね合わせができると考えられた。

3-2 血管撮影装置における撮影角度の違いによる CT 装置と血管撮影装置の重ね合わせの影響

腹部大動脈および総腸骨動脈において、一定の撮影角度以上で、CT 装置と血管撮影装置の重ね合わせに 1.0 mm 以上の誤差が生じた。特に Cra-Caud 方向では RAO-LAO 方向に比べ、拡大率に差が生じやすく、重

ね合わせに影響した。理由として、血管撮影装置では屈曲した血管に対して拡大率が大きくなったためと考えられる。しかし、1.0 mm 以上の誤差が生じる角度で治療する際に、1.0 mm 以上の誤差が生じることを十分把握し、閉塞部の距離や石灰化の方向などの情報を提供することが重要であると考ええる。今後の課題として、撮影角度を RAO-LAO 方向または Cra-Caud 方向に振ったとき、三次元の血管構造を二次元表示の透視モニタに重ね合わせたときの精度を考えなければならない。

3-3 透視モニタへの仮想血管表示と評価法

一致率は、腹部大動脈で 96.8%，総腸骨動脈で 95.7%であったが、誤差が生じる問題点として、血管の辺縁をガイドワイヤが通過したとき、仮想血管を信頼して通過させると偽腔に入ってしまうことが懸念される。数%合致しない理由として、三次元の血管構造を二次元の透視モニタに重ね合わせたときに血管の短縮や拡張が生じるため、数%の誤差が生じると考えられる。特に総腸骨動脈領域では、背側から腹側に血管が走行しており、下肢動脈 CT の三次元画像処理による仮想血管表示を二次元の透視モニタに重ね合わせたときに血管が短縮したと考えられる。また、下肢動脈 CT の三次元画像表示法である volume rendering (VR) 画像において、threshold の加減が影響し、誤差が生じたと考えられる。仮想血管を用いて治療を行った 6 症

Fig. 15 Relationship between inspection time and the Indication dose for use or nonuse of the virtual blood vessel indication in PPI.

例において、透視モニタに重ね合わせた仮想血管と治療後のDSA画像における腹部大動脈および総腸骨動脈のマーキング誤差は、腹部大動脈で 2.0 ± 0.35 mm, 総腸骨動脈で 2.4 ± 0.31 mm と過大評価していた。この結果から、ガイドワイヤを進める際は、マーキングした線より約 3.0 mm 内側へガイドワイヤを進めるよう提案すれば、血管穿孔は生じないと考えられる。

アンケート結果から、術前の下肢動脈CT画像を用いて仮想血管を表示させることはPPIにおいて、病変長や血管走行、石灰化の有無、位置、大きさ、ガイドワイヤの操作方向などが把握でき、治療の際に有用な治療支援画像になると考えられる。また、治療における合併症のリスクを軽減させ、更に治療の短時間化、ひいては装置表示線量の低減につながると考えられる。

3-4 仮想血管表示の使用前後における検査時間と装置表示線量の比較

完全閉塞症例におけるPPIにおいて86症例中わずかに6症例であったが仮想血管表示を用いて治療を行った症例群は、仮想血管表示を用いないで治療を行った症例群に対して、検査時間と装置表示線量が低下した (Fig. 15)。これは、前述したように、完全閉塞部の仮想血管を表示することで、完全閉塞部の血管の走行や石灰化の方向がイメージできるため、完全閉塞部を穿通しやすくなったためと考えられる。しかし、検査時間は顕著に短縮されたが、装置表示線量は検査時間の

短縮ほど減少しない症例もあった。これは、下肢動脈CTの三次元画像処理による仮想血管を透視モニタに重ね合わせるために、DSA撮影の回数が増加したことが原因と考えられる。また、治療角度が変更になった場合、再度、重ね合わせのためにDSA撮影を行ったためと考えられる。

4. 結 語

下肢動脈CT画像を用いて、下肢動脈完全閉塞部の仮想血管を作成し、治療中の透視モニタに重ね合わせることは、根拠ある血管走行の情報を提供することであり、施行医師が治療デバイスを血管に沿って安心して進めることができPPI治療に対し有用であることが示唆された。また、撮影角度の違いがCT装置と血管撮影装置の手動での重ね合わせに影響することが検証された。

謝 辞

画像評価、データ収集等に協力していただき、貴重な意見を賜りました昭和大学病院放射線部技師室諸氏に深く感謝いたします。また、模擬血管ファントムを提供していただいたBoston Scientific Japan株式会社に深く感謝いたします。

本論文の要旨は、日本放射線技術学会第39回秋季学術大会(2012年10月、船堀)にて発表した。また、学会(座長)から論文投稿の推薦を受けた。

参考文献

- 1) 内閣府. 平成 24 年度 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況: 平成 25 年度版 高齢社会白書 第 1 章 高齢化の状況. 2013; 2.
- 2) 知久正明, 本江純子. 新しい臨床血管学: その現状と問題点, 末梢動脈疾患の画像診断. 成人病と生活習慣病 2009; 39(2): 153-158.
- 3) 日本脈管学会 編. 下肢閉塞性動脈硬化症の診断・治療指針 II. メディカルトリビューン, 東京, 2007.
- 4) 中村正人. TASC II 末梢動脈疾患の血行再建. 日本下肢救済・足病学会誌 2011; 3(1): 1-6.
- 5) 飯田 修, 南都伸介. 間歇性跛行に対するカテーテル治療. 心臓 2010; 42(3): 295-301.
- 6) Murphy TP, Ariaratnam NS, Carney WI, et al. Aortoiliac insufficiency: long-term experience with stent placement for treatment. Radiology 2004; 231(1): 243-249.
- 7) 横井良明. 末梢動脈疾患に対するカテーテル治療－最新の進歩－. Annual Review 循環器 III 2005; 312-317.
- 8) 蜂谷 貴, 阪口周吉, 金子 寛, 他. 間歇性跛行の治療法選択に関する研究. 日本心臓血管外科学会雑誌 1995; 24(5): 290-298.
- 9) Dorros G, Jaff MR, Dorros AM, et al. Tibioperoneal (outflow lesion) angioplasty can be used as primary treatment in 235 patients with critical limb ischemia: five-year follow-up. Circulation 2001; 104(17): 2057-2062.
- 10) Feiring AJ, Wesolowski AA, Lade S. Primary stent-supported angioplasty for treatment of below-knee critical limb ischemia and severe claudication: early and one-year outcomes. J Am Coll Cardiol 2004; 44(12): 2307-2314.
- 11) Surowiec SM, Davies MG, Eberly SW, et al. Percutaneous angioplasty and stenting of the superficial femoral artery. J Vasc Surg 2005; 41(2): 269-278.
- 12) 出田貴裕, 中村 敦, 大瀬俊一, 他. 下肢動脈 Subtraction CT-Angio における血管内径計測－IVUS との比較検討－. 日本放射線技術学会近畿部会雑誌 2012; 16(1): 87.
- 13) 鈴木 滋, 神長達郎, 山内禎祐, 他. CT ワークステーション上の自動計測ソフトを用いた血管モデルの計測精度－画像再構成関数による計測精度の違い－. NIPPION ACTA RADIOLOGICA 2004; 64: 51-53.
- 14) 松本一宏, 陣崎雅弘, 佐藤浩三, 他. マルチスライス CT による非侵襲的血管計測－ファントム実験による基礎的研究－. 脈管学 2003; 43(2): 35-39.

問合先

〒 142-8666 品川区旗の台 1-5-8
昭和大学病院放射線室 橘高大介