資料

論文受付
2011年6月28日論文受理
2011年9月27日

Code No. 251

CT 造影製剤特性が造影効果に及ぼす影響

寺澤和晶^{1, 2)}・八町 淳¹⁾・奥田逸子^{2, 3)}

1) 長野赤十字病院中央放射線部

2) 鈴鹿医療科学大学大学院医療科学研究科

3) 国際医療福祉大学三田病院放射線診断センター

緒言

画素値[CT 値: hounsfield unit(HU)]のダイナミックレンジ(dynamic range)が広い CT 装置ではあるが、体内の軟部組織は狭い吸収値領域に密集して分布しており、現在の装置では何らかの薬剤負荷を与えなければ血液の循環動態を画像化することは不可能である。この欠点を補うためヨード造影剤を使用するが、multi-slice CT(MSCT)の急速な開発によって、撮像時間(s)の短縮、thin-slice による広範囲の撮影が可能になったため、CT 造影検査において、高い CT

値を得るために時間濃度曲線(time-density curve; TDC)^{1, 2)}のピークを高く、ピーク幅を狭くするような急速静注が行われるようになってきた。この手法は、装置性能に組み合わせ、ヨード使用量(mgI)の低減を目的に応用する技術として発展的な側面をもっている。しかしながら、臓器を十分に濃染させる質的診断検査においては、最適なヨード使用量、撮像タイミングに関して装置間に性能差があっても大きく変化しない普遍的な側面もつ³⁾。

CT 画像は、ウィンドウ幅(window width; WW),

Effects of Computed Tomography Contrast Medium Factors on Contrast Enhancement

Kazuaki Terasawa,^{1, 2)} Atsushi Hatcho,¹⁾ and Itsuko Okuda^{2, 3)}

1) Central Radiology Department, Nagano Red Cross Hospital

2) Suzuka University of Medical Science, Graduate School of Health Science

3) Department of Diagnostic Radiology, International University of Health and Welfare, Mita Hospital

Received June 28, 2011; Revision accepted September 27, 2011; Code No. 251

Summary

The various nonionic iodinated contrast media used in contrast computed tomography (CT) studies differ in terms of their composition, characteristics, and iodine concentration (mgI/ml), as well as the volume injected (ml). Compared with ionic iodinated contrast media, nonionic iodinated contrast media are low-osmolar agents, with different agents having different osmotic pressures. Using a custom-made phantom incorporating a semipermeable membrane, the osmotic flow rate (HU/s) could easily be measured based on the observed increase in CT numbers, and the relationship between the osmotic pressure and the osmotic flow rate could be obtained ($r^2=0.84$). In addition, taking the effects of patient size into consideration, the levels of contrast enhancement in the abdominal aorta (AA) and inferior vena cava (IVC) were compared among four types of CT contrast medium. The results showed differences in contrast enhancement in the IVC during the equilibrium phase depending on the type of contrast medium used. It was found that the factors responsible for the differences observed in enhancement in the IVC were the osmotic flow rate and the volume of the blood flow pathways in the circulatory system. It is therefore considered that the reproducibility of contrast enhancement is likely to be reduced in the examination of parenchymal organs, in which scanning must be performed during the equilibrium phase, even if the amount of iodine injected per unit body weight (mgI/kg) is maintained at a specified level.

Key words: contrast media, contrast enhancement, time density curve (TDC), osmotic pressure, equilibrium phase

別刷資料請求先: 〒380-8582 長野市若里 5-22-1

長野赤十字病院中央放射線部 寺澤和晶 宛

Scout View

Fig. 1 Phantom with the iodine dilution factor maintained at a specified level in the each contrast media.

WW の中心になるウィンドウ値(window level; WL)によりウィンドウ設定され、濃度階調によって目に見えるコントラスト差となって表示される。日常、CT 画像の読影の際に造影効果が一定でない場合、その都度、WW や WL を詳細に設定する必要性が生じる。このため、被検者間の比較や経時的変化の観察などにおいて再現性が重要になってくる。そのうえ、臓器および病変によって TDC 形状が変化する濃染強度パターン⁴⁾もあるため、ヨード使用量を規格化する必要性がある。また、造影剤投与は、被ばく同様に身体的負担であり、適正なヨード使用量で有益なデータを得るのみならず、リスクを抑えることが求められる。したがって、検査部位に応じて目標の CT 値を定め、安定した造影効果、高い再現性を得ることが必要になる。一方で、撮像線量、画像表示方法が規定されなければ、投与するヨード量を規格化することも難しく、統合的に CT 検査を標準化することに関しては現在模索の範囲といわざるを得ない面もある。

そのなかで、単位体重当たりのヨード使用量(mgI/kg)を一定にすることで、再現性の向上がはかれること⁵⁾が一般的になってきた。ただ、最近では線質硬化による X 線実効エネルギーの変化によるヨードの CT 値変動^{6,7)}などが報告され、補正要因として研究され始めた。このため、被検者間の造影効果を比較する場合、体格を考慮する必要がある。さらに、CT 造影検査用にヨード含有の検査薬として販売されている非イオン性ヨード造影剤(以下、造影剤)は、製剤間の差別化をはかるため組成・性状やヨード含有量(mgI/ml)、容量(ml)が異なっている。イオン性に比べ低浸透圧性になっていることもその一つであるが、各製剤における浸透圧の違いはさまざまである。このため、ヨード使用量が同一でも、製剤間に差異が認

められる可能性がある。当施設でも、検査目的によって体重(kg)を基準に用法・ヨード使用量を使い分けているため、4 種類の製剤を使用している。しかし、浸透圧および体格差によるエネルギーの影響を踏まえ、製剤間における造影効果の定量を行った経験はなかった。同じように、そのような報告も狭義にない。そこで、今回、CT 造影剤特性が造影効果に及ぼす影響を腹部における大動脈および大静脈において比較し検討を行ったので報告する。

1. 使用機器および製剤・材料

CT 装置は、東芝メディカルシステムズ社製 Aquilion64、自動注入器は、根本杏林堂社製 Dual Shot-GX を使用した。造影剤はヨード含有量が異なる A : iopamidol 370, B : iomeprol 350, C : iohexol 300, D : iohexol 240 の 4 種類で、加温器にて 37°C に加温した。なお、臨床において穿刺用の留置針はテルモ社製 20 G(内径 : 0.8 mm, カテーテル長 : 32 mm)を用い、トップ社製インジェクタ用エクステンションチューブ(耐圧性能 : 1.47 MPa)100 cm にて接続した。

2. 方法

2-1 ファントムによる基礎的検討

2-1-1 ヨード使用量と上昇 CT 値

各製剤(A~D)において総ヨード使用量を一定にして①、②の CT 値を測定した。撮像条件は管電圧 120 kV、管電流 150 mA、管球回転速度 0.5 秒で、スライス厚は 2 mm とした。また、有効視野(field of view; FOV)240 mm で、calibration data は large(L)にて収集した。

①循環濃度測定ファントム⁸⁾における TDC の変化。循環水量は 5.8 l で循環量 5.4 l/min、ヨード使用量は

Fig. 2 The custom-made phantom incorporating a semipermeable membrane.

Fig. 3 CT image every elapsed time.

34 gI で 35 秒注入.

②円筒ファントム($\phi 28$ mm)にヨード濃度(mgI/ml)を一定にした希釈溶液を密封. 希釈には生理食塩水(以下, 生食)を使用. Fig. 1 のようにすべてガントリ中心になるよう直列に配置し, 5 mm 間隔で 10 点($\phi 80\%$ の領域を計測).

2-1-2 浸透圧の影響

セロファン(セルロース)の半透膜シートを仕切りにした Fig. 2(a)の自作ファントムを用い, 造影剤と生食間に起こる浸透現象を利用して CT 値変化による簡易的なヨード通過速度(HU/s)を観測することとした.

測定は半透膜面を中心にして造影剤側から 5 mm 外側を 30 秒間隔で撮像し, ピクセル値による CT 値を求めた. Fig. 2(b)はその模式図である. 計測位置および時系列における計測断面を Fig. 3 に示す. A~D 製剤のヨード濃度は, A から順に 370, 350, 300, 240 mgI/ml の原液である. 実験はすべての材料を室温 27°C の室内に 24 時間保管し, 同室温にて行った.

2-2 対象

腹部造影検査において動脈相と平衡相を有する 130 症例であった. その内訳を Table 1 に表記した.

Table 1 Data of the number of patients in each group and age and the weight (Mean±SD)

ANOVA				
Group	Contrast medium	n	Age (yr)	Weight (Kg)
A	Iopamidol 370	31	67.2±12*	53.2±7.5**
B	Iomeprol 350	28	69.6±8.4*	52.9±7**
C	Iohexol 300	36	64.7±12.6*	51.7±6.1**
D	Iohexol 240	35	68.4±11.2*	49.9±2**

*p=0.34, **p=0.11

そして、A～Dの造影剤を用いた被検者の体重については、体格がほぼ一定になるように高体重および低体重の対象を除外したデータを取得し、グループ分けをした(グループA, B, C, D)。グループ間の体重および年齢の差は有意水準0.05で一元配置分散分析法(One-way factorial analysis of variance; ANOVA)を使って検定した。

なお、本研究は以上の症例を非ランダム化して比較するとともに当施設における倫理委員会の承認を受けている。ちなみに、製剤の規格上、一部対象は診断群分類包括評価(diagnosis procedure combination; DPC)における場合にて応じ適切な被検者負担としている。また、造影剤による副作用の報告もない。

2-3 撮像方法および造影剤注入方法

臨床における撮像条件は、管電圧120 kV、スライス厚0.5 mmで、自動露出機構(auto exposure control; AEC)を用い、単純(plain; P)の画像ノイズ(standard deviation; SD)は13、造影(contrast enhancement; CE)は10に設定した。Pitch factor(PF)は0.83で管球回転速度は0.6秒とした。また、ヨード使用量は450 mgI/kgとし、可変定数0.3にて35秒一定で可変注入した⁹⁾。撮像タイミングは、当施設の検査プロトコルにおける撮像開始時間である動脈相が30秒で平衡相が180秒である⁹⁾。

2-4 撮像部位(評価部位)および評価法

評価部位は、腹部大動脈(abdominal aorta; AA)および下大静脈(inferior vena cava; IVC)とした。測定は3点(心窩部、腎門部、分岐部)とし(Fig. 4)、その平均値を求めた。なお、計測する関心領域(region of interest; ROI)のサイズは血管径のφ80%程度とした。評価は、CEからPを減じた上昇値[enhancement unit; EU(HU)]を求め、Dunn法による多重比較検定を用い、有意水準0.05にて検定を行う方法とした。

Fig. 4 Measurement position of CT numbers in the abdominal aorta (AA) and inferior vena cava (IVC).

3. 結果

3-1 ファントムによるTDCおよび浸透現象による上昇CT値速度(HU/s)

Fig. 5に各製剤のTDCを示す。ヨード使用量が一定の場合、動脈系および静脈系の上昇CT値に大きな変化はなかった。また、円筒ファントムでも、Fig. 6のようにヨード希釈量を一定にした溶液は製剤によらずCT値は一定になった(p=0.25)。

Fig. 7に各製剤の浸透現象によるCT値変化となる経過時間(s)と最大CT値の関係を示す。Fig. 8は浸透現象による上昇CT値速度(HU/s)、いわゆる傾きの変化であるが、ピークに達するまでの傾きが異なった。その関係は最大でD: 1.89 < B: 2.13 < C: 2.52 < A: 2.53(HU/s)であった。

Fig. 5 Relationship between the increase in CT numbers in a TDC phantom and the type of contrast medium (with the amount of iodine injected maintained at a specified level).

Fig. 6 CT numbers (air) in the phantom with the iodine dilution factor maintained at a specified level.

Fig. 7 Measurements of each contrast media in a Phantom (incorporating a semipermeable membrane).

Fig. 8 Relations of elapsed time (s) and the osmotic flow rate (HU/s).

Table 2 Increase in CT numbers (HU) of every group in each measurement position (Mean $\pm$ SD)

Measurement point	Dunn			
	Group A	Group B	Group C	Group D
	Iopamidol 370 (HU)	Iomeprol 350 (HU)	Iohexol 300 (HU)	Iohexol 240 (HU)
AA (30 s)	247.2 $\pm$ 38.6	242.9 $\pm$ 50	245.3 $\pm$ 46.7	231.7 $\pm$ 30.5
AA (180 s)	73 $\pm$ 12.2	75.6 $\pm$ 8.8	73.5 $\pm$ 11.9	74.5 $\pm$ 13.5
IVC (180 s)	63.3 $\pm$ 8.5	69.5 $\pm$ 7.4*	65.3 $\pm$ 7.5	68.9 $\pm$ 9.2*

*p<0.05 vs iopamidol 370

Fig. 9 Increase in CT numbers (HU) of the abdominal aorta (AA) in the arterial phase.

Fig. 10 Increase in CT numbers (HU) of the abdominal aorta (AA) and inferior vena cava (IVC) in the equilibrium phase.

3-2 各グループにおける被検者データ

体重(p=0.11)および年齢(p=0.34)に有意な差はなかった。ただ、性差¹⁰⁾について詳細な検討は行っていない。Table 2に評価部位の全データを表記した。また、Fig. 9, 10は各評価部位のデータである。臨床データにおいては動脈相・平衡相のAAにおいて差異はないものの、IVCにおいてグループAとB、グループAとDに有意な差があった(p<0.05)。

4. 考 察

4-1 生体における影響

Fig. 5から循環する環境において各製剤のTDCは

ほぼ同様になった。また、Fig. 6から円筒ファントムにおいても希釈造影剤のCT値に違いは見られなかった。よって、ヨード使用量が一定の場合、状態にかかわらずファントムにおいては、製剤の組成・性状の影響は受けないことが検証できた。これは、ファントムが樹脂で閉鎖された環境であるためと考えられる。したがって、被検者の体格がほぼ一定の場合において造影効果に差異が生じたとすると、心機能など生体因子¹¹⁾のほかに、製剤の性状が影響すると仮定できる。

造影剤の性状で大きな因子に浸透圧と粘稠度がある。Gallottiら¹²⁾は正確な浸透圧(Osmol/kg $\cdot$ H₂O)や粘

稠度(mPa・s)を求めている。これによると、製剤 A～D の浸透圧は $D: 0.52 < B: 0.62 < C: 0.68 < A: 0.8$ (Osmol/kg・H₂O at 37°C)とされている。Fig. 11 は、それを改変引用したファントム実験による上昇 CT 値速度の最大値と浸透圧の関係である。このことから、浸透圧値とピークまでの傾きに密接な関係があることがわかる($r^2=0.84$)。また、Fig. 8 から、60～90 秒程度の時間で傾きが最大となることから、ファーストパスとなる肺(小)循環系において浸透圧の影響は相対的に小さくなると推察され、その影響は動脈相以降に生じてくると考えられる。

また、各製剤の粘稠度は、 $D: 3.3 < C: 6.0 < B: 7.5 < A: 9.4$ (mPa・s at 37°C)とされている¹²⁾。今回、粘稠度の検討は行っていないが、循環ファントムではないものの実験上、造影剤のファーストパスにおいて最大 CT 値の変化は伴わないが、粘稠度が高いほど造影剤の滞在時間が若干長くなり、TDC の形状に影響を与えるとの報告¹³⁾がある。これによると、粘稠度は平衡相に影響しないと判断できる。また、3-1 が示すように、ヨード使用量が一定の場合、製剤間に差がないことから、粘稠度は平衡相に影響を与える因子ではないと推察できる。そもそも、粘稠度の影響は通過抵抗¹⁴⁾が主となる。したがって、粘稠度は温度によって変化するため適切な加温と温度管理が重要と考える。ただ、自動注入器を用いた注入の時間を管理することが可能であるため、留置針およびシリンジの耐圧性能の確保によってほぼ解消され则认为る。

これらから、生体はヨード使用量を一定にしても、浸透圧および粘稠度の影響を生じるといえるが、特に浸透圧の違う造影剤を用いた場合、平衡相においてその影響を大きく受ける可能性があると考えられた。

4-2 各時相における大動脈と大静脈の造影効果

問題となるのが動脈相における造影効果のバラつきである。動脈相は、単位体重あたりヨード量および注入時間を一定としても TDC が一定とならない場合がある。これは心拍出量[cardiac output(l/min); CO]の影響を受け、TDC の造影剤検出時間(s)、最大 CT 値到達時間(s)に個体差があるためである¹⁵⁾。このため、撮像タイミングを固定した検査プロトコルでは造影効果に差異が生ずることがある。しかし、今回、Fig. 9 に示すように動脈相におけるグループ間の造影効果に有意差を認めないことから、特異な被検者のデータはないと判断した。また、体格の影響も体重および年齢に有意な差がないことから同様に判断した。ここで、動脈相の AA に造影効果に CO 以外の因子は影響しているかということになるが、4-1 より浸透圧の影響は平衡相になるため、その影響は小さいと

Fig. 11 Relations of the osmotic pressure (Osmol/kg) and the osmotic flow rate (HU/s).

考えられた。

一方、平衡相であるが、Itoh ら¹⁶⁾は上腹部における脾臓の質的診断検査において、高齢者は CO および血液量が減少しているため造影効果の低下を抑えている。加えて、CO の低下は造影剤の排泄をより遅延させ、平衡相における造影効果の増強において有利に働くと考察している。さらに、山口ら¹⁷⁾は肝臓の質的診断検査において、高齢の被検者群は腎機能の低下によって、高齢者を除いた被検者群より平衡相の造影効果が高いと考察している。これは排泄されるヨードの薬物動態が原因ということになる。したがって、血清クレアチニン(Cr)値が検査適応で、年齢に差異がなければ影響は少ないと考え評価した。そこで、平衡相の AA および IVC の造影効果ということになるが、IVC において Fig. 10 に示すように、有意な差が認められたことから、循環系の循環回路から原因を考えた。循環回路すなわち血流路は器官をセグメントとすると、いずれも動脈から細動脈－毛細血管－細静脈－静脈の順序で、血流が分配されている。その分配比率は、セグメントにより異なるが、それぞれは直列につながっている。このため、細胞外液の内部環境は動脈系と静脈系による二つの大きな容器で表すことができる。その容量は体重により異なるが、静脈系は動脈系の 5 倍¹⁸⁾ほどある。そのため、浸透圧の影響を単位面積(cm²)当たりの物理要因で考えると IVC において有意差が生じてもおかしくない。つまり、血液より浸透圧の高い造影剤¹⁹⁾が血管内に大量に注入されると、血管外から血管内へ水分が移行し、一過性に血漿量が増加すると考えられる。また、動脈系の 5 倍である静脈系は接触面積が大きい分、物質の交換効率も上昇すると推察でき

る。しかし、造影剤のファーストパスにおける肺循環においては一部造影剤の原液が循環している。また、動脈系にも濃度が高い造影剤が循環する。このとき副作用として熱感や稀に血管痛が発生する²⁰⁾。これは注入速度(ml/s)によって感じ方に違いはあるが、高浸透圧性²¹⁾が原因で細胞外液の平衡がとれないことによって起きている。また、造影剤誘発性腎症(radiocontrast-induced nephropathy; RCIN)も高浸透圧性をリスク原因²²⁾とする報告もあることから、浸透現象による水分の移行速度は製剤によって違いがある。このことから、動脈相と平衡相では造影剤の分布容積(cm³)に違いがあるということになるが、この点においては接触および通過時間の影響が大きいと考えられた。結果的に、有意な個体差はなく、肺循環および

上腹部の動脈相における造影剤のファーストパスは注入時間程度²³⁾と短いため、その影響は小さかったと考えられる。

以上から、造影剤の特性は平衡相を要する実質臓器系の検査において、造影効果に影響を及ぼす一因子であるといえる。

5. 結 語

平衡相における IVC においてヨード使用量を一定にしても、浸透圧値の違いにより造影能に差異を生じさせることが明らかになった。

検査目的に合わせ最適な造影検査を行うためには造影製剤特性を理解することが必要である。

参考文献

- 1) 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* 1998; 206(2): 455-464.
- 2) Ono S, Akaizawa T, Gotou R, et al. Analysis of time-density curves of contrast media for improvement of chest dynamic incremental CT. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23(5): 753-757.
- 3) Kanematsu M, Goshima S, Kondo H, et al. Optimizing scan delays of fixed duration contrast injection in contrast-enhanced biphasic multidetector-row CT for the liver and the detection of hypervascular hepatocellular carcinoma. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29(2): 195-201.
- 4) 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.
- 5) 八町 淳, 輪湖 正. 螺旋走査型 CT における最適造影検査方法の検討. *日獨医報* 1995; 40(2): 109-124.
- 6) 井田義宏. 高体重患者へのヨード量設定 - CT の X 線エネルギー変化と造影効果について. MDCT 至適造影法を語る会第 4 回学術集会, 64 列(以上)の肝臓ダイナミック CT. 2010: 12-14.
- 7) 辻岡勝美. 腹部 CT に必要な基礎知識. *Innervision* 2010; 25(10): 5-9.
- 8) Awai K, Hatcho A, Nakayama Y, et al. Simulation of aortic peak enhancement on MDCT using a contrast material flow phantom: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186(2): 379-385.
- 9) 寺澤和晶. マルチスライス CT における肝臓領域の造影検査法. *Innervision* 2010; 25(10): 10-15.
- 10) Kim MJ, Choi JY, Lim JS, et al. Optimal scan window for detection of hypervascular hepatocellular carcinomas during MDCT examination. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187(1): 198-206.
- 11) 寺澤和晶. TDC から考える 3D-CTA の造影法. *Innervision* 2008; 23(11): 25-29.
- 12) Gallotti A, Uggeri F, Favilla A, et al. The chemistry of iomeprol and physico-chemical properties of its aqueous solutions and pharmaceutical formulations. *Eur J Radiol* 1994; 18 (Suppl 1): S1-S12.
- 13) 菊元力也. SDCT おけるルーチンワークの現状と工夫 - 洛和会音羽病院の実験. *アールティ* 2003; 18: 11-14.
- 14) Corsico N. Topic pulmonary edema in the rat after intravenous injection of B 16880-comparison with iopamidol and iothexol. *Progress in Medicine* 1994; 14 (Suppl 1): 63-66.
- 15) 井田正博 監. X 線 CT 撮影における標準化「ガイドライン GuLACTIC」. 放射線医療技術学叢書 2010: 8-16.
- 16) Itoh S, Ikeda M, Satake H, et al. The effect of patient age on contrast enhancement during ct of the pancreatobiliary region. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187(2): 505-510.
- 17) 山口 功, 森本 章, 庄賀一彦, 他. 造影剤増強効果に影響を与える被検者因子および造影剤因子について. *日放技学誌* 2002; 58(4): 517-523.
- 18) 本郷利憲, 廣重 力, 豊田順一 監. 標準生理学 第 6 版. 医学書院, 東京, 2005: 512-515.
- 19) Sakuma I, Sakuma K, Fukao M, et al. Effects of intravenously administered nonionic contrast media on circulating plasma volume-comparison between iomeprol and iopamidol. *Progress in Medicine* 1992; 12 (Suppl 1): 5-9.
- 20) Cipolla P, Tirone P, Luzzani F, et al. Pharmacodynamic effects of iomeprol for injection in experimental animals. *Eur J Radiol* 1994; 18 (Suppl 1): S32-S42.
- 21) 曾我忠司, 前田正幸, 光森通英, 他. 非イオン性低浸透圧造影剤による排泄性尿路造影 - 前処置としての水分制限の必要性に関する臨床的検討 -. *臨床放射線* 1989; 34: 233-236.
- 22) Pannu N, Wiebe N, Tonelli M. Prophylaxis strategies for contrast-induced nephropathy. *JAMA* 2006; 295(23): 2765-2779.
- 23) 市川智章 編. CT 造影理論 第一版. 東京, 医学書院, 2004: 117-184.

図表の説明

- Fig. 1 各種製剤におけるヨード希釈量を一定にしたファントム
Fig. 2 浸透現象測定ファントム
Fig. 3 経過時間ごとの CT 画像
Fig. 4 腹部大動脈(AA)および下大静脈(IVC)における CT 値の測定位置
Fig. 5 TDC ファントムにおける造影剤別上昇 CT 値の関係(ヨード使用量一定)
Fig. 6 ヨード希釈量を一定にしたファントムの CT 値(air)
Fig. 7 浸透現象測定ファントムにおける経過時間(s)と最大 CT 値の関係
Fig. 8 経過時間(s)と浸透速度(HU/s)の関係
Fig. 9 動脈相における腹部大動脈の上昇 CT 値(HU)
Fig. 10 平衡相における腹部大動脈および下大静脈の上昇 CT 値(HU)
Fig. 11 浸透圧(Osmol/kg)と浸透速度(HU/s)の関係

Table 1 各グループにおける被検者数および年齢と体重(平均値 $\pm$ SD)のデータ

Table 2 各測定部位におけるグループごとの上昇 CT 値(平均値 $\pm$ SD)