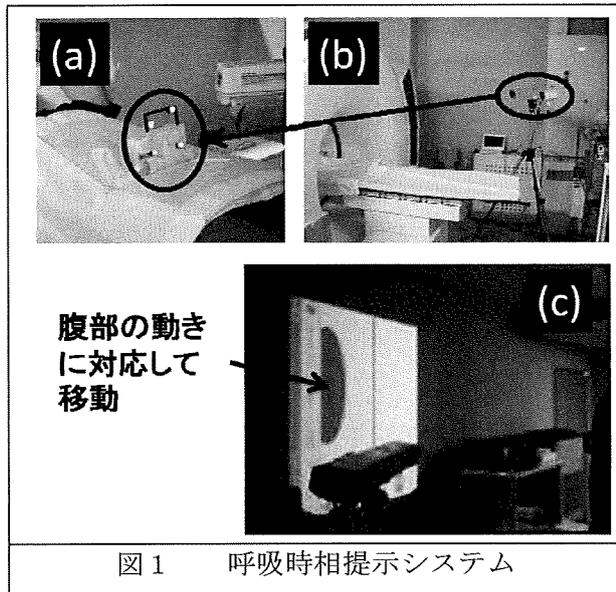


図3は、CT画像において計測した横隔膜凸部の中間期の座標値を基準とした変位である。X方向における中間期と最大吸期の組み合わせを除いた、各方向の呼吸時相間の変位において有意な差が認められた。図4には、被検者ごとにCT画像において計測した横隔膜凸部の、中間期の座標値を基準とした変位を示した。



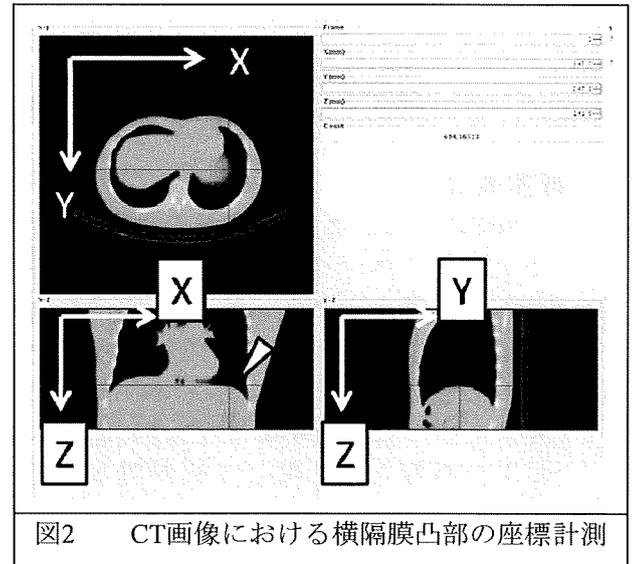
D. 考察

CT画像を用いた解析から、X方向における中間期と最大吸期の組み合わせを除いた、各方向の呼吸時相間の変位において有意な差が認められた。これは、本システムが提示する情報を利用して被検者が3種類の異なる呼吸時相を実現したと考えられる。X方向における中間期と最大吸期において有意な差が認められなかった原因としては、呼吸による体幹部および横隔膜の変位は、YおよびZ方向に関して大きく、X方向には少ないことが考えられる。図4はこれを被検者に依らない傾向として示唆するものと考えられる。

E. 結論

本研究では、SPECT画像の減弱補正に適したCT撮像時の呼吸時相を決定するための呼吸時相提示システムを開発した。最大呼期、最大吸期、中間期におけるCT画像の横隔膜の変位の比較から、本システムが提示する情報を基にして、被検者が3種類の異なる呼吸時相を実現可能であることが示唆された。今後は、本システムを用いて撮像したCT画像を用いて、SPECT画像の

減弱補正を行い、心筋血流定量の観点から、最適な呼吸時相に関する検証を行う。



F. 研究発表

1. 論文発表

1. Koshino K, Watabe H, Hasegawa S, Hayashi T, Hatazawa J, Iida H. Development of motion correction technique for cardiac ^{15}O -water PET study using an optical motion tracking system. *Ann Nucl Med*;24:1-11, 2010
2. Kudomi N, Hayashi T, Watabe H, Teramoto N, Piao R, Ose T, Koshino K, Ohta Y, Iida H. A physiological model for recirculation water correction in CMRO₂ assessment with $^{15}\text{O}_2$ inhalation PET. *J Cereb Blood Flow Metab*;**29**:355-64, 2009
3. 飯田秀博, 銭谷勉, 越野一博, 平野祥之. 核医学的測定法の進歩. *分子脳血管病*;9:44-50, 2010

2. 学会発表

1. Iida H, Fukushima K, Koshino K, et al. Absolute quantification of regional myocardial blood flow using a commercial CT/SPECT system – a feasibility study in normal subjects. SNM2010 Salt Lake City

G. 知的所有権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

三次元光学式モーショントラッキング装置を用いた呼吸時相提示システム (予定)

3. その他
なし

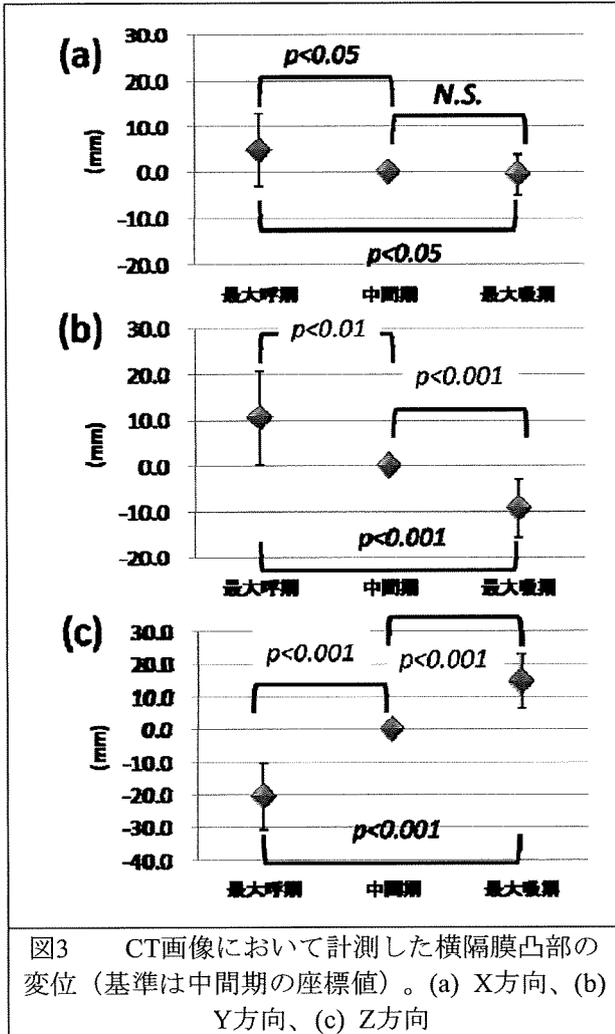


図3 CT画像において計測した横隔膜凸部の変位 (基準は中間期の座標値)。(a) X方向、(b) Y方向、(c) Z方向

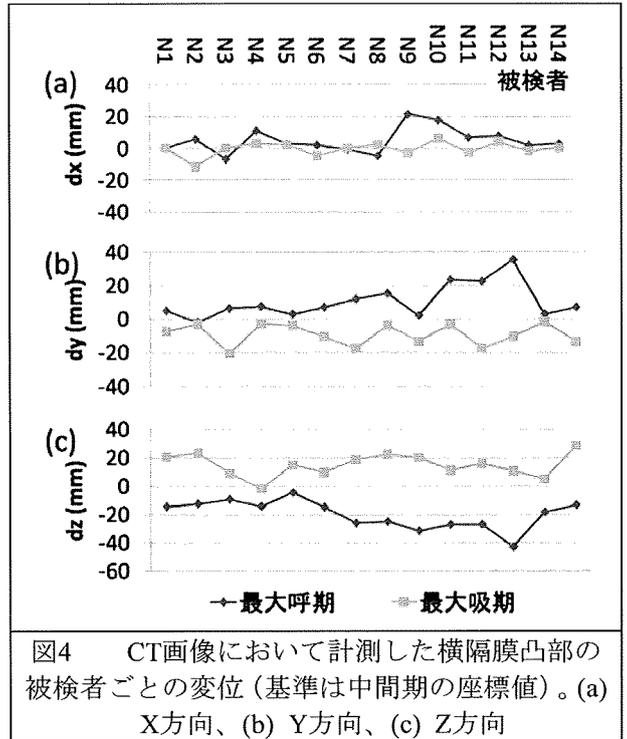


図4 CT画像において計測した横隔膜凸部の被検者ごとの変位 (基準は中間期の座標値)。(a) X方向、(b) Y方向、(c) Z方向

細小血管障害例における血管反応性、酸素摂取率に基づく病態解析

分担研究者 横田 千晶 国立循環器病センター内科脳血管部門医長

研究要旨

主幹動脈に高度狭窄性病変を有しないラクナ梗塞例を対象に、白質病変の重症度別（軽症Fazekas 0,1：6例、重症Fazekas 2,3：12例）に危険因子（糖尿病、高血圧、脂質異常、虚血性心疾患の既往）、認知機能（Mini Mental State Examination、Frontal Assessment Battery）、脳血管反応性を含めた脳循環代謝諸量との関連について比較検討した。脳血管反応性評価には、Dual Table ARG法によるアセタゾラミド負荷QSPECTを用いた。軽度白質病変群（軽症群：5例）と重症白質病変群（重症群：6例）には、¹⁵Oガスをを用いたpositron emission tomography(PET)を行った。白質病変の重症度による2群間で、年齢、高血圧、糖尿病、脂質異常症、脳卒中の既往歴に違いはなかった。認知機能、24時間血圧測定値にも両群で有意な差は見られなかった。QSPECTの結果より、軽症群と重症群での脳深部白質の脳血管反応性に有意差はなく（軽症群 1.48 ± 0.13 、重症群 1.52 ± 0.24 ）、PETを行った11例の解析では、脳血流量、脳酸素代謝量はいずれも重症群で低く（ $39.6 \pm 15.7/3.1 \pm 0.6$ vs $23.7 \pm 6.2/2.2 \pm 0.4$ ml/100g/min、 $p < 0.05$ ）、酸素摂取率には有意差はなかった（ 0.45 ± 0.04 vs 0.54 ± 0.09 、 $p = 0.07$ ）

A. 研究目的

脳細小血管障害を主病態とするラクナ梗塞は、長期的に再発を繰り返し、日常生活自立度や認知機能低下が見られる例がある。われわれは、白質病変の進行には、細小血管障害の進行に伴う深部白質における貧困灌流状態が関連しているのではないかと考えた。従って、白質病変が軽微もしくは見られない例に比較して、重症白質病変例では深部白質における脳血管反応性が障害され、酸素摂取率(OEF)の上昇が見られる可能性がある。本研究目的は、主幹動脈に高度狭窄性病変を有しないラクナ梗塞例で、白質病変の重症度と脳深部白質の脳血管反応性やOEFを含めた脳循環代謝諸量、認知機能、危険因子との関連を検討し、白質病変の進行に貧困灌流状態が寄与するのかを明らかにすることである。

B. 研究方法

対象は、頭蓋内外の主幹動脈に高度狭窄性病変（MRAまたは脳血管造影にて径50%以下）を有しない発症1ヶ月以上5年以内のラクナ梗塞例である。頭部MRI(FLAIR)画像にて白質病変を重症度別に2群に分類した。軽症群はFazekas0,1を示す6例、重症群はFazekas 2,3例を示す12例である。危険因子として、性、年齢、喫煙、既往脳卒中、

高血圧症、糖尿病、脂質異常症を調べた。全例に24時間自由行動下血圧測定、認知機能（Mini Mental State Examination、Frontal Assessment Battery）を調べた。脳循環代謝評価に関しては、Dual Table ARG法によるアセタゾラミド負荷 QSPECTを行った。軽度白質病変群（5例）と重症白質病変群（6例）には、QSPECTに加えて¹⁵O₂ガスをを用いたpositron emission tomography(PET)を行った。PET施行例に対しては、白質病変の体積は統計ソフト(Dr. View)を用いて、脳萎縮はcerebrai atrophy score¹⁾を用いて、各々計測した。危険因子、認知機能、脳血管反応性を含めた脳循環代謝諸量との関連について白質病変の重症度（軽症/重症）別に比較検討した。（倫理面への配慮）

本研究計画は研究委員会（倫理委員会）による承認が得られており、全ての研究協力は十分なインフォームド・コンセントに基づいてのみおこなわれ、心身への負担・侵襲・危険性に対しては、最大限軽減ないし回避する努力と工夫がなされた。

C. 研究結果

患者背景として、年齢、高血圧、糖尿病、脂質異常症、脳卒中の既往歴には両群間の違いはなかった。認知機能に有意差はなかった（表1）。24時間血圧測定値では、日中、夜間とも平均血圧

には両群間に有意差はなかった。

表1 患者背景

	軽症群	重症群
男性	5(83)	9(75)
年齢 (平均±SD)	71±5	75±5
高血圧	6(100)	10(83)
糖尿病	2(33)	5(42)
脂質異常症	3(50)	6(50)
脳卒中の既往	1(17)	6(50)
MMSE中央値 (範囲)	27(23-30)	26(12-30)
FAB中央値 (範囲)	16(11-17)	14(2-16)

() : %

QSPECTを用いた脳深部白質 (放線冠) の脳血流量、脳血管反応性は、いずれも両群間に有意差はなかった (表2)。

表2 : 脳深部白質 (放線冠) における脳循環代謝諸量 : QSPECT

	軽症群	重症群
CBF(rest)	32.0±10.6	29.6±4.1
CBF(ACZ)	46.5±12.6	45.0±8.3
脳血管反応性	1.48±0.13	1.52±0.24

CBF:脳血流量(ml/100g/min)

ACZ: アセタゾラミド負荷

PETを行った11例の白質体積は、軽症群(n=5)では2.6±1.8cm³、重症群(n=6)では64.4±50.1 cm³、cerebral atrophy scoreは軽症群では16.2±3.0cm³、重症群では23.3±6.4 cm³であり、いずれも重症群で有意に高かった(p<0.05)。PETの脳循環代謝諸量に関しては、脳深部白質 (半卵円中心) において脳血流量、脳酸素代謝量はいずれも重症群で低く、酸素摂取率には有意差はなかった。(表3)。

表3 : 脳深部白質 (半卵円中心) における脳循環代謝諸量 : ¹⁵O₂ガスPET

	軽症群	重症群	p
CBF	39.6±15.7	23.7±6.2	0.047
CBV	1.8±0.5	1.4±0.5	0.255
CMRO2	3.1±0.6	2.2±0.4	0.022
OEF	0.45±0.04	0.54±0.09	0.07

CBF:脳血流量(ml/100g/min)、CBV:脳血液量 (ml/100g)、CMRO2:脳酸素代謝量(ml/100g/min)、OEF:酸素摂取率

D. 考察

本研究より、主幹脳動脈に高度狭窄性病変のないラクナ梗塞慢性期例において、重症白質病変例と軽症白質病変例の深部白質での脳血管反応性および酸素摂取率保たれており、有意な酸素摂取率の上昇は見られなかった。本研究対象例では、重症白質病変例は軽症白質病変例に比べて有意に脳が萎縮していたが、認知機能には差がなかった。すなわち、重症白質病変例であっても、明らかな認知機能障害のない例では、深部白質病変での明らかな貧困灌流状態はみられなかった。

重症深部白質病変例では、脳自動調節能の障害が見られたと報告されている²⁾。MRIを用いた研究でも、白質病変例での安静時脳血流量は有意に低く、アセタゾラミド負荷後の脳血流量増加が有意に低かった³⁾。Yaoら⁴⁾によると、重症白質病変を伴う高血圧例において、認知機能障害が見られる例では、深部白質での脳血流量、酸素摂取率はいずれも低下しているが、認知機能障害がない例では、脳血流量の低下は軽度であり、逆に酸素摂取率は上昇していた。われわれの研究では、軽症群と有意な認知機能の差が見られなかった重症群において、脳血流量と酸素代謝量の低下は明らかであったが、酸素摂取率の上昇は有意ではなかった。両者の研究結果の違いには、認知機能障害の程度の差や、白質病変の重症度の差の可能性はある。但し、Yaoらの研究では、白質病変の体積は計測されていない。

本研究では、QSPECTとPETのROI設定が一致していない問題点はあるが、白質病変重症度別の脳循環予備力障害に差がなかったことは、PETの結果と矛盾しなかった。本結果より、重症白質病変

例の脳深部白質では、白質病変進行に伴う脳血流低下と酸素代謝低下がほぼ一致して生じている可能性が示された。

今後、症例数を増やし、PETとSPECTのROIを同一の部位に設定し、白質病変体積と認知機能、脳循環代謝諸量との関連を明らかにしたい。

引用文献

- 1) Pasquier F, et al.:Eur Neurol 36:268, 1996
- 2) Matsushita K, et al:Hypertension 23:565,1994
- 3) Marstrand JR, et al.:Stroke 33:972, 2002
- 4) Yao H, et al.: Stroke 23:1673,1992

E. 結論

本研究より、主幹脳動脈に高度狭窄性病変のないラクナ梗塞慢性期例において、明らかな認知機能障害が見られない、重症白質病変例では、アセタゾラミド負荷SPECTで測定した脳血管反応性およびガスPETでの酸素摂取率は保たれており、有意な酸素摂取率の上昇は見られなかった。重症白質病変例の脳深部白質では、白質病変進行に伴う脳血流低下と酸素代謝低下がほぼ一致して生じている可能性が考えられた。

F. 研究発表

1. 論文発表：

- 1.Yokota C, Minematsu K, Ito A, Toyoda K, Nagasawa H, Yamaguchi T: Albuminuria, but not metabolic syndrome, is a significant predictor of stroke recurrence in ischemic stroke. J Neurol Sci, 277: 50-53, 2009.
- 2.Yokota C, Minematsu K, Tomii Y, Naganuma M, Ito A, Nagasawa H, Yamaguchi T: Low levels of plasma soluble receptor for advanced glycation end products are associated with severe leukoaraiosis in acute stroke patients. J Neurol Sci, 287: 41-44, 2009.

2. 学会発表

1. 富井康宏, 横田千昌, 福島和人, 飯田秀博, 峰松一夫: ラクナ梗塞における大脳白質病変の血圧日内変動、脳血管反応性に及ぼす影響. 第20回日本脳循環代謝学会総会. 東京, 2008年11月6-7日

G. 知的所有権の出願・登録状況

なし

CT/SPECT一体装置を使った精度評価に関する研究

分担研究者 山田 章吾 東北大学病院がんセンター長

研究要旨

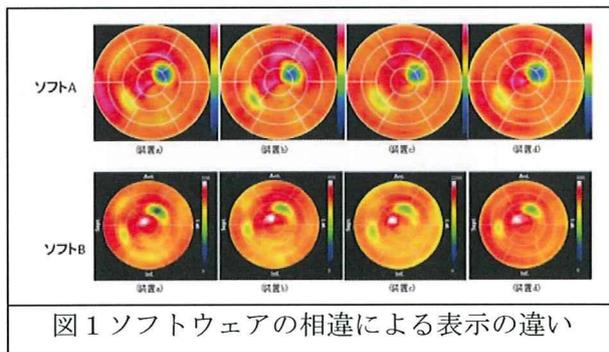
本研究はSPECT装置の精度向上と標準化を目的とした基礎研究の一環として、心筋SPECT測定時のPolar mapの相違を異なる装置にて測定することで、表示系、%uptakeなどがどの程度異なるかを把握することとした。結果は、同一のファントムを測定したにもかかわらず、メーカーや表示系が異なると視覚的に大きく異なる結果となった。また、表示系を同一のソフトウェアにて統一して表示しても、測定装置の相違により%uptakeの分布が異なり、さらに、ソフトウェアが異なると同一のデータでも分布が異なる結果となった。標準化を行う場合には、第一に少なくとも同一の解析ソフトウェアを使用して解析する必要があると、本班研究におけるソフトウェアの統一は大変重要であると考えられる。

A. 研究目的

本研究は同一のファントムを異なる装置で測定し、それぞれの装置に付随したワークステーションで標準的に解析したデータと、薬剤メーカー提供のソフトウェアにて解析したデータをPolar mapにて観察し、相違を検討することを目的とした。

B. 研究方法

収集条件を出来る限り統一した上で心筋ファントムRH-2型を使用し相違を検討した。



本研究はファントムstudyであるため倫理的な問題は発生しない。

C. 研究結果

同一データをソフトウェアを換えて表示したPolar mapを図1に示した。ソフトウェアが異なると同一のデータでも%uptakeの分布が異なる結果となった。

D. 考察

標準化を考慮する場合には出来るだけ統一された環境で同一のソフトウェアを使用して解析することが望ましく、本班研究における統一したソフトウェアの提供が望まれる。

E. 結論

SPECTの精度向上と標準化を目的としてファントムスタディを行い、同一データでも表示系が異なると視覚的に異なる印象となってしまうため、標準化された環境で同一のソフトウェアを使用して解析することが望まれる。

F. 研究発表

1. 論文発表
特記なし
2. 学会発表
特記なし

G. 知的所有権の出願・登録状況（予定を含む。）

1. 特許取得
特記なし
2. 実用新案登録
特記なし
3. その他
特記なし

脳SPECT検査の精度評価

分担研究者 高橋 正昭 医療法人医仁会中村記念病院放射線部副科長

研究要旨

多施設間における脳PET/SPECT臨床研究を精度良く試行する為には、異なる装置及び処理条件などの施設間差を最小限にすることが必要となる。コリメータを起因とする散乱・吸収の影響が画像劣化の主な原因となっているが、これを改善する画像処理方法や評価する為のファントムが求められている。多施設間で対応できるように開発されたQSPECTは散乱・吸収補正効果に優れ脳血流定量解析ソフトウェアとして使用されている。この精度を評価するために開発された人脳に模倣されて開発された3D Realistic Brain Phantomを使用し、多施設による脳血流定量精度を評価した。このファントムを使用することで散乱減弱補正効果を可視化し、適正な画像処理条件を設定することが可能となった。装置間差が問題となる多施設間の臨床研究においてSPECT画像の標準化に寄与する。

A. 研究目的

多施設間における脳PET/SPECT臨床研究を精度良く試行する為には、異なる装置及び処理条件などの施設間差を最小限にすることが必要となる。特にコリメータを起因とする散乱・吸収の影響が画像劣化の主な原因となっている。先にこれを改善する画像解析ソフトウェアとして多装置対応のQSPECTが開発され臨床応用されている。同時に、装置特有の物理的特性を評価するために人体に限りなく等価なファントムが求められていた。飯田ら（国立循環器病センター）は光硬化樹脂によるレーザーモデル技術を使用し、骨吸収のある微細な灰白質構造（皮質、線条体、視床、小脳、脳幹部を含む）を再現するような3D Realistic Brain Phantomを開発した。この3D-RBPを用いて、多施設間において収集されたSPECT画像をQSPECT及び自施設の処理条件において画像再構成を行い、両者における画像処理の精度を視覚的に比較評価する。

B. 研究方法

本研究において開発された3D Realistic Brain Phantomの概要は、以下のとおりである。

1. 人脳のMRI画像より脳解剖図を抽出し、灰白質、白質、髄液、頭蓋骨をモデル化した。（撮像条件：スライス厚4mm スライス数59、マトリックスサイズ：

256×256）

2. 組織間構造の補間を行い、連結性を保持した。
3. 光硬化樹脂(Transparent TSR0829 (1.07 g/mL) をレーザー光によるCADシステムで構造化した（図1）。

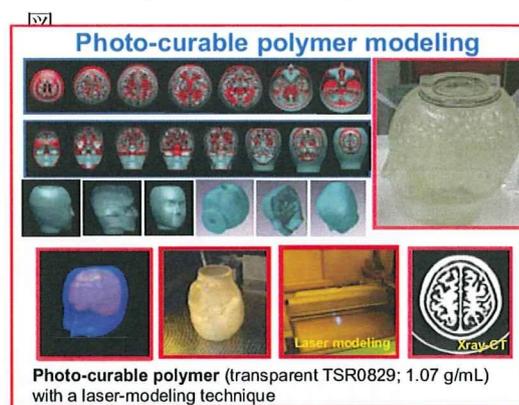


図1 3D Realistic Brain Phantomの概要

4. 灰白質部容積は556 mL 頭蓋骨部容積: 301mL

ファントムの調整方法

ファントムに入る容量は550nlで脳への集積が投与量222MBqの10%と考え、I-123BMIPPを22.2MBqを封入した。また、骨領域にはK2HPO4溶液を注入した。

上記の仕様で、5施設で3D Realistic Brain Phantomを撮像し、自施設条件による画像処理及

びQSPECT画像処理を行った。

(倫理面への配慮)

本研究における研究計画は中村記念病院 研究委員会 (倫理委員会) に事前承認された。本研究における被験者の検査行為は行われていない。

C. 研究結果

本研究における結果を以下に示す。

1. 従来のファントムIB-20, Hoffman と形状比較したところ3D Realistic Brain PhantomはIB-20に対し脳構造描出に優れ、Hoffmanに対し脳形状が是正された (図2)。

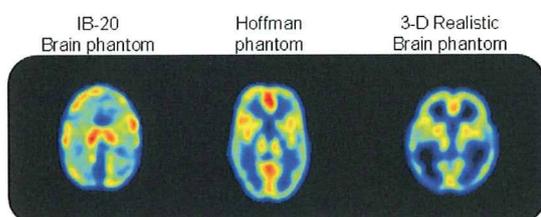


図2 ファントムの形状比較

2. 脳構造の減弱係数を比較したところ、人体で全脳平均:0.166,灰白質部:0.155,頭蓋骨部:0.197に対し、0.17,0.161,0.206であった。
3. 5施設間の画像比較に3D Realistic Brain Phantomを使用した。5施設の平均画像及び標準偏差において、QSPECTによる処理画像は自施設処理条件よりもコントラストが高く、標準偏差の低い画像となった (図3)。

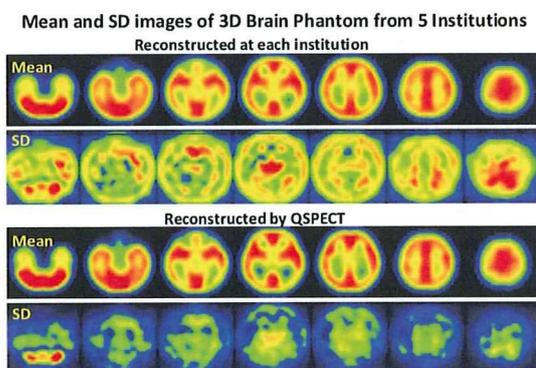


図3 多施設間の異なる処理条件別平均画像及び標準偏差画像

D. 考察

これまでに装置の性能 (均一性、解像度、感度、濃度直線性、散乱線評価) や画像再構成条件の確認を行うためにJ-Jack phantom, Brain phantom, Digital phantomなどのファントムが開発され、使用されている。又、最近では人体脳構造に模倣されたHoffman phantomが画像描出の比較に利用されている。しかしながら、多施設間で行われる臨床研究において重要なことは、異なる装置や処理条件の施設間差をできる限り小さくすることが重要である。3D Realistic Brain Phantomはこれらの問題点を表現可能なファントムと考えられた。

E. 結論

3D Realistic Brain Phantomは人脳に模倣したファントムとして開発された。このファントムの特徴は日本人脳の形状に近似し、擬似頭蓋骨の構造モデルを有していることである。このファントムを使用することで散乱減弱補正効果を可視化し、適正な画像処理条件を設定することが可能となった。装置間差が問題となる多施設間の臨床研究においてSPECT画像の標準化に寄与すると思われる。

F. 研究発表

1. 論文発表
なし

2. 学会発表

高橋正昭, 脳血流量SPECT検査の標準化, 第49回日本核医学会学術総会及び第29回日本核医学技術学会総会学術大会 合同シンポジウム (旭川), 2009年10月1日

高橋正昭, Realistic 3-dimensional brain phantomを使用した脳SPECT定量評価の検討, 第18回北海道脳PET・SPECT研究会 (札幌), 2009年11月7日

G. 知的所有権の出願・登録状況 (予定を含む。)

1. 特許取得
なし
2. 実用新案登録
なし
3. その他
なし

SPECTの定量化と標準化にかかる工学的要素技術の開発と評価

分担研究者 寺田泰陽
シーメンス旭メディテック株式会社 マーケティング本部 アプリケーション部

研究要旨

現在2000を超える装置が稼働しているSPECTにおいて、画像のクオリティコントロールの標準化を確立する。必要な要素技術の開発を行い妥当性と臨床的意義を確認する。

A. 研究目的

核医学画像診断分野においてSPECT装置が長年使用され、現在では2000を超える装置が稼働している。様々な放射線医薬品を使用することによる多彩な機能画像が得られ、臨床上の応用範囲が極めて広いことがこれまでの普及の要因と考えられる。

一方、医用画像診断装置の中でも極めて信号強度が低いという課題を解消するべく、当該装置の開発メーカー各社で画像撮像法および画像再構成法に工夫を施し、画質向上に貢献してきた。しかしながら、減弱補正など、補正範囲の設定アルゴリズムは装置毎に方法が異なる上、同一装置であってもユーザー間で利用する再構成や補正パラメータの設定が異なることにより、解析結果に影響を与える事態を招くこととなった。これらの状況が、未だSPECT画像に対する標準的な性能評価法が確立されていない要因ともなっていると考えられる。

このような状況の下、近年、国立循環器病センター研究所 先進医工学センター 放射線医学部でQSPECT (Quantitative Single-Photon Emission Computed Tomography) ¹⁾が開発され、装置に依存することなく、同一の再構成処理が可能となり、メーカー間、ユーザー間での画質の差異を最小限に抑えることが可能となった。

本研究では、QSPECTで得られる標準的な再構成断層画像を用いて、その断面内均一性を定量的に評価し、SPECT画像の標準化の一助を担うことを目的とする。

B. 研究方法

QSPECT DTARG (Dual Table Auto

Radiography)法検査を導入した21施設を対象に、I-123均一円筒ファントムを用いたDTARG法検査用クロスキャリブレーションと同等の画像データを収集した。ファントム線源は、内径16cm、長さ15cm、体積3016mLの円筒形容器に、収集の前日正午検定のI-123 111MBqを充填したものを使用し、臨床検査時の脳の放射能濃度を想定した評価を可能とした。

使用装置は、シーメンス社製E.CAMまたはSymbiaTシリーズを使用した。

撮像は、上記ファントムを臨床検査と同様にヘッドレスト上、且つSPECT回転中心に設置し、検出器の回転半径15cmにて実施した。

撮像条件は、Dynamic SPECT収集で、180度対向、回転角度180度、収集エネルギーウィンドウ 159keV±10%、64 x 64マトリックス、収集拡大率を1.45、150秒 x 2サイクル/リピート x 7リピート、90ビュー（4度ステップ）、連続収集(Continuous)モードを使用した。

再構成処理は、7リピートのDynamic SPECT投影画像データセットを全加算後、QSPECTを使用した。OSEM (Ordered Subset ML-EM) 法を用い、繰り返し計算回数を3、サブセットを5、Gaussian空間スムージングフィルタ 半値幅7mmにて実施した。再構成処理内でTDCS (Transmission Dependent Convolution Subtraction)法による散乱補正およびエミッション画像の輪郭抽出法による吸収補正を適用した。

解析は、得られた再構成断層画像をシーメンス社製 syngo MI Workplace の syngo MI Applicationsソフトにおいて、PET装置性能評価

で利用されるNEMA NU-2 1994 Section 7²⁾にある画像均一性評価方法をSPECTに応用し、評価を行った。断層画像の各スライスに12cm直径の範囲内にピクセルサイズに相当する矩形ROIを設定し、断面内均一性（下記項目参照）を算出することで、QSPECT画質評価試験実施日と装置メンテナンス（固有均一性補正データ取得；Intrinsic Flood Calibration、図1）実施頻度の関連性について評価した。

ここで、固有均一性について述べると、SPECT装置では、検出器クリスタルとして使用されているNaIシンチレータの経年劣化により、検出器平板の固有均一性が変化する（図2, 3）。これは、シンチレータの物理的特性によるもので固有均一性補正データを再取得することで補正することが可能である。均一性の許容値については各メーカーへの確認を願いたい。シーメンス社では月1度の頻度で補正データを更新することが推奨されている。また、装置環境の変化やシンチレータの経年劣化の進行状況により、上記の補正で不十分な場合が考えられるが、装置メーカーによって、検出器（電氣的及び光学的な構成部分）のエネルギー補正、および空間直線性補正データの再作成（Reburn；シーメンス名称）作業により画質改善が可能な場合もある。

解析時の評価項目として、下記のとおり変動係数（coefficient of variation, CoV）および不均一性の尺度（Percent Nonuniformity）としてスライス*i*における断面内不均一性 NU_i 、システム内不均一性 NU_{sys} 、容積内不均一性 NU_{vol} を定義する。

断面内最小不均一性（Minimum Relative Deviation）および断面内最大不均一性（Maximum Relative Deviation）

$$NU_i = \left(\begin{array}{l} +100 \frac{Max(C_k) - Ave(C_k)}{Ave(C_k)} \% \\ -100 \frac{Ave(C_k) - Min(C_k)}{Ave(C_k)} \% \end{array} \right)$$

ここで、スライス*i*における矩形ROI_kのカウントC_kに対して、

$Max(C_k) = ROI_k$ の最大値

$Ave(C_k) = ROI_k$ の平均値

$Min(C_k) = ROI_k$ の最小値

断面内変動係数（Relative Standard Deviation）

$$SD_i = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{k=1}^k (C_k - Ave(C_k))^2}$$

$$CoV_i = \frac{100SD_i}{Ave(C_k)} \%$$

ここで、Kはスライス*i*におけるROI数を示す。

容積内最小不均一性（Minimum Volume Relative Deviation）および容積内最大不均一性（Maximum Volume Relative Deviation）

$$NU_{vol} = \left(\begin{array}{l} +100 \frac{Max(C_j) - Ave(C_j)}{Ave(C_j)} \% \\ -100 \frac{Ave(C_j) - Min(C_j)}{Ave(C_j)} \% \end{array} \right)$$

ここで、全スライスにおける矩形ROI_jのカウントC_jに対して、

$Max(C_j) = ROI_j$ の最大値

$Ave(C_j) = ROI_j$ の平均値

$Min(C_j) = ROI_j$ の最小値

容積内変動係数（Measured Volume RMS Variation）

$$SD_{vol} = \sqrt{\frac{1}{J-1} \sum_{j=1}^J (C_j - Ave(C_j))^2}$$

$$CoV_{vol} = \frac{100SD_{vol}}{Ave(C_j)} \%$$

ここで、Jは容積内のROI数を示す。

システム内最小不均一性 (Minimum System Relative Deviation) およびシステム内最大不均一性 (Maximum System Relative Deviation)

$$NU_{sys} = \left(\begin{array}{c} +100 \frac{Max(C_i) - Ave(C_i)}{Ave(C_i)} \% \\ -100 \frac{Ave(C_i) - Min(C_i)}{Ave(C_i)} \% \end{array} \right)$$

ここで、各スライス*i*における平均値 $Ave(C_i)$ に対して、

$$Max(C_i) = \text{全スライス最大値 } Max(Ave(C_k))$$

$$Ave(C_i) = \text{全スライス平均値 } Ave(Ave(C_k))$$

$$Min(C_i) = \text{全スライス最小値 } Min(Ave(C_k))$$

システム内変動係数 (Measured System RMS Variation)

$$SD_{sys} = \sqrt{\frac{1}{I-1} \sum_{i=1}^I (C_i - Ave(C_i))^2}$$

$$CoV_{sys} = \frac{100SD_{sys}}{Ave(C_i)} \%$$

ここで、*I*は再構成スライス数を示す。

C. 研究結果

まず、LEHR (Low energy high resolution ; 低エネルギー高分解能) コリメータを用いて同一施設で2006年8月から2008年8月に撮像した断層画像を示す (図4)。2007年8月以降で視覚的にも画質が改善された印象が得られた。

さらに、2006年QSPECT開始当初から2008年の測定まで、容積内変動係数 CoV_{vol} はほとんど変化が見られなかったが、容積内最大不均一性 NU_{vol+} は減少し、容積内最小不均一性 NU_{vol-} は増加傾向を示した (図8)。システム内変動係数 CoV_{sys} 、システム内最大不均一性 NU_{sys+} 、システム内最小不均一性 NU_{sys-} は有意な相関は見られなかった (図9)。加えて、QSPECT開始当時と最近の断層画像を比較したところ、開始当時より断面内均一性が改善されたことが示唆された (図5, 6, 7)。

同様に、LMEGP (Low medium energy general

purpose ; 低中エネルギー汎用型) コリメータについても評価した。

2006年QSPECT開始当初から2008年の測定まで、容積内変動係数 CoV_{vol} 、容積内最大不均一性 NU_{vol+} が減少し、容積内最小不均一性 NU_{vol-} は増加傾向を示した (図13)。システム内変動係数 CoV_{sys} 、システム内最大不均一性 NU_{sys+} が減少し、システム内最小不均一性 NU_{sys-} は増加傾向を示した (図14)。加えて、QSPECT開始当時と最近の断層画像を比較したところ、開始当時より断面内均一性が改善されたことが示唆された (図10, 11, 12)。

次に、LEHRコリメータを用いて、装置メンテナンス (固有均一性補正データ取得 ; Intrinsic Flood Calibration) からQSPECT画質評価試験を実施するまでの期間 (日) を横軸とし、断面内均一性の変化を確認した。固有均一性補正データの取得前後では、図15のように視覚的变化が見られ、容積内変動係数 CoV_{vol} はほとんど変化が見られなかったが、横軸の当該期間が長くなるに従い、容積内最大不均一性 NU_{vol+} は増加し、容積内最小不均一性 NU_{vol-} は減少した (図16)。これにより、固有均一性補正データの取得が滞ることで、均一性が低下することが示唆された。システム内変動係数 CoV_{sys} 、システム内最大不均一性 NU_{sys+} 、システム内最小不均一性 NU_{sys-} は有意な相関は見られなかった (図17)。

同様に、LMEGPについても評価した。固有均一性補正データの取得前後では、図18のように視覚的变化が見られ、容積内変動係数 CoV_{vol} 、容積内最大不均一性 NU_{vol+} はほとんど変化が見られなかったが、横軸の当該期間が長くなるに従い、容積内最小不均一性 NU_{vol-} は減少した (図19)。また、システム内変動係数 CoV_{sys} 、システム内最大不均一性 NU_{sys+} が増加した (図20)。

D. 考察

本研究により、国内におけるQSPECT導入開始から近年、画質が改善されたことが示唆された。これは、QSPECT導入によりSPECT画像に対し、装置に依存することなく、同一の再構成処理が可能となり、より正確にSPECTの画質を評価できるようになったこと、さらに施設間の画質差異とその原因を明らかにし、QSPECT導入施設には、QSPECT画質評価試験までに固有

均一性補正の実施を促したことが一因と考えられる。

さらに、1ヶ月に一度の固有均一性補正データ取得を含む装置メンテナンスの重要性についても再認識することができた。固有均一性補正データの更新により均一性を改善できない場合は、装置メーカーによっては、専門技術員によるリバーン作業により画質を改善が可能な場合もある。しかしながら、数日間の作業時間と保守契約状況によっては有償コストを要するため、ユーザー側は検出器の物理的特性とメンテナンスの重要性を理解するとともに、メーカー側では、最適な保守契約内容の提案を検討していくべきと考えられる。

また、本研究内でPETの断面内均一性評価方法を応用することで、SPECT断面内均一性を定量的に評価できる可能性が示唆された。

E. 結論

QSPECTによる標準的な再構成断層画像を用いて、SPECT画質の評価方法を提案し、その断面内均一性を定量的に評価することで、各施設の装置メンテナンスの重要性を明らかにすることができた。

F. 参考文献

1. “QSPECTパッケージ IMP Dual Table ARG法バージョン ハンドブック”, Dual Table ARG法研究会、国立循環器病センター研究所 先進医工学センター 放射線医学部 日本メジフィジックス株式会社
2. “NEMA Standards Publication NU 2-1994 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs - Section 7, Uniformity Measurements”, National Electrical Manufacturers Association

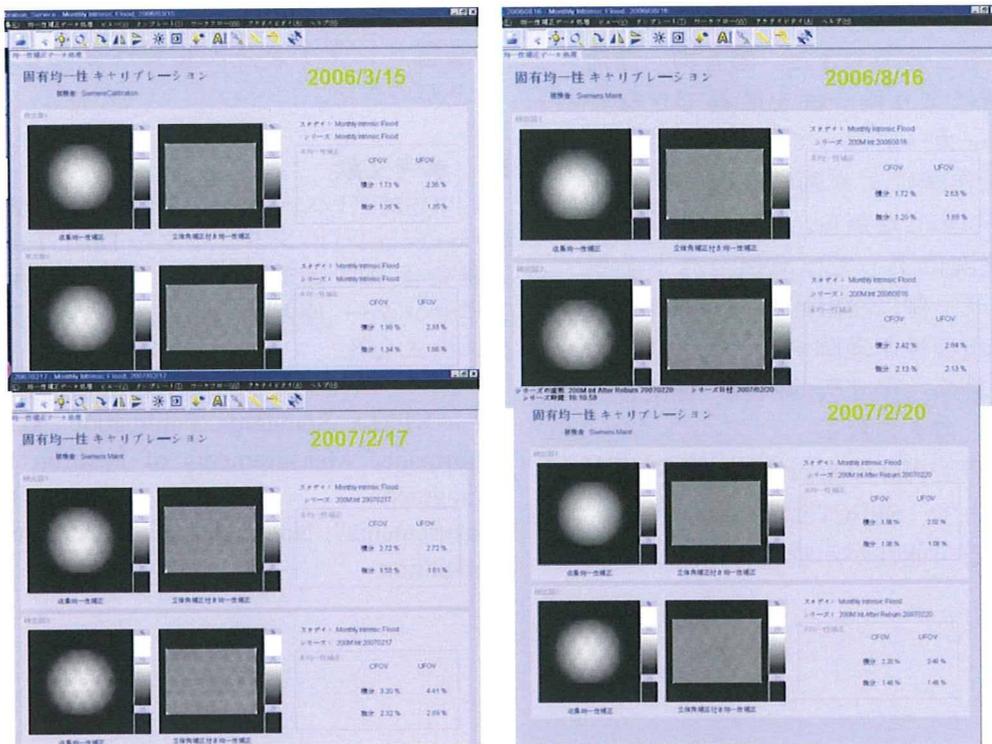


図1. 固有均一性補正画像

検出器ごとの微分固有均一性の変遷

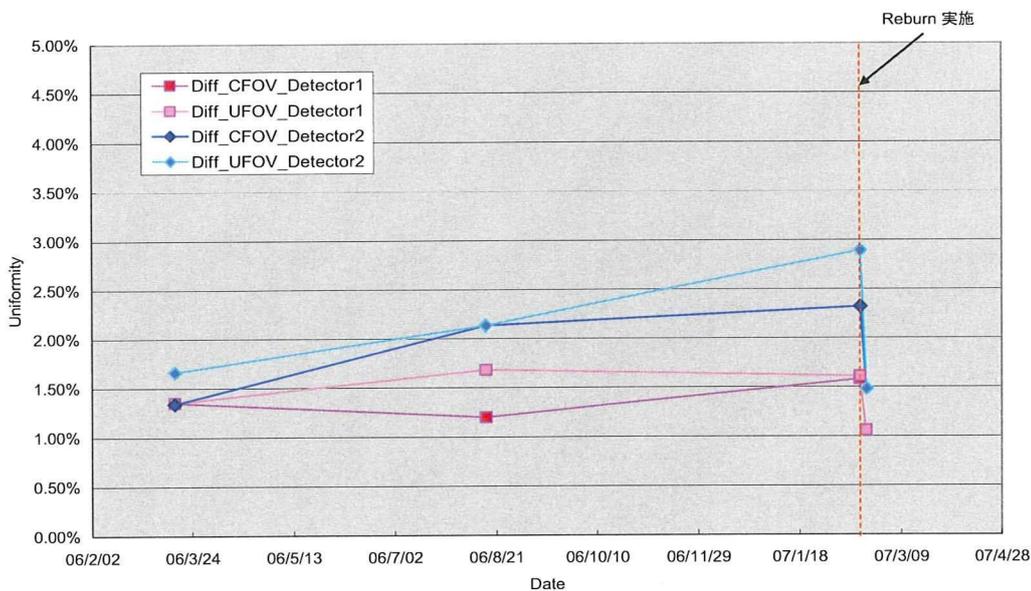


図2. リバーン実施を含む画質変化 (微分固有均一性)

検出器ごとの積分固有均一性の変遷

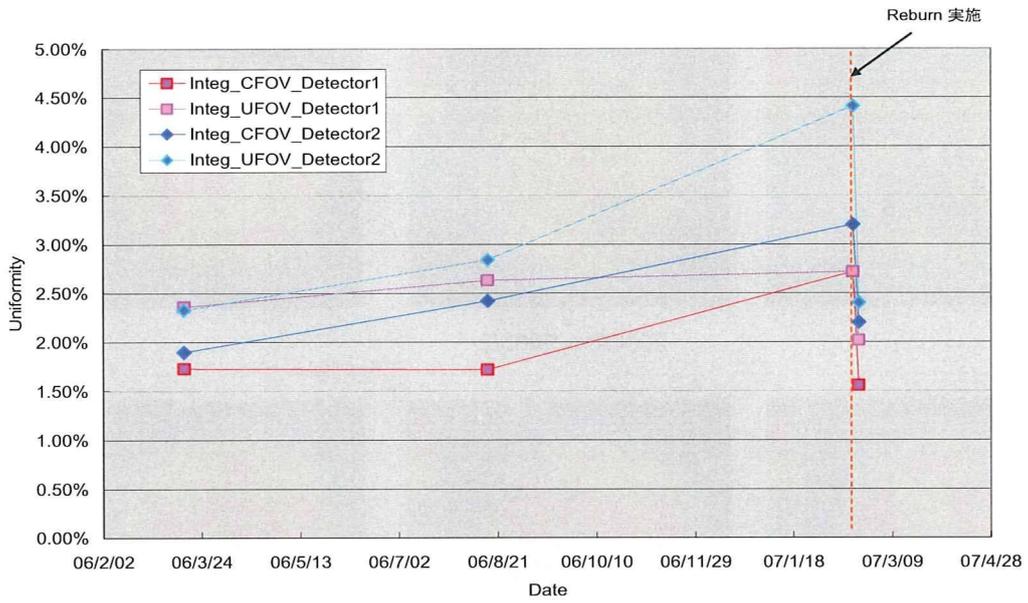


図3. リバーン実施を含む画質変化 (積分固有均一性)

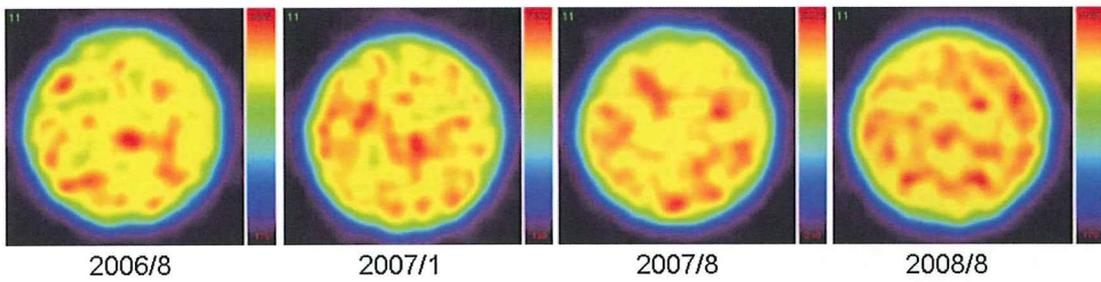


図4. 同一施設におけるSPECT画質変化

LEHR

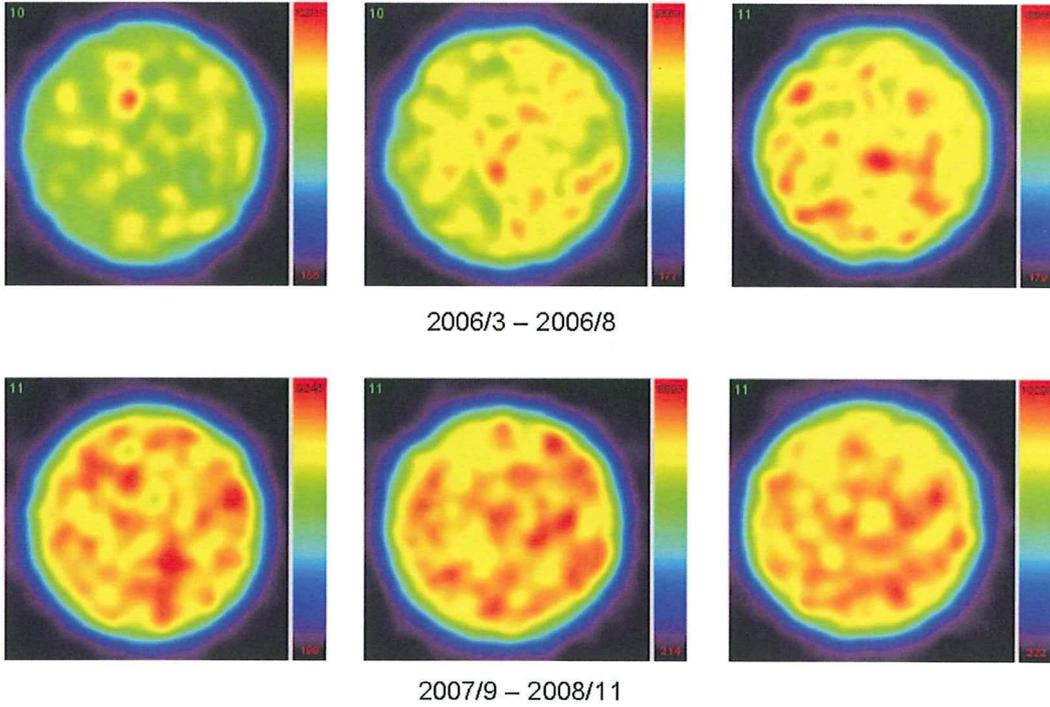


図5. QSPECT開始以降の画質変化1 (LEHR ; 2006 - 2008)

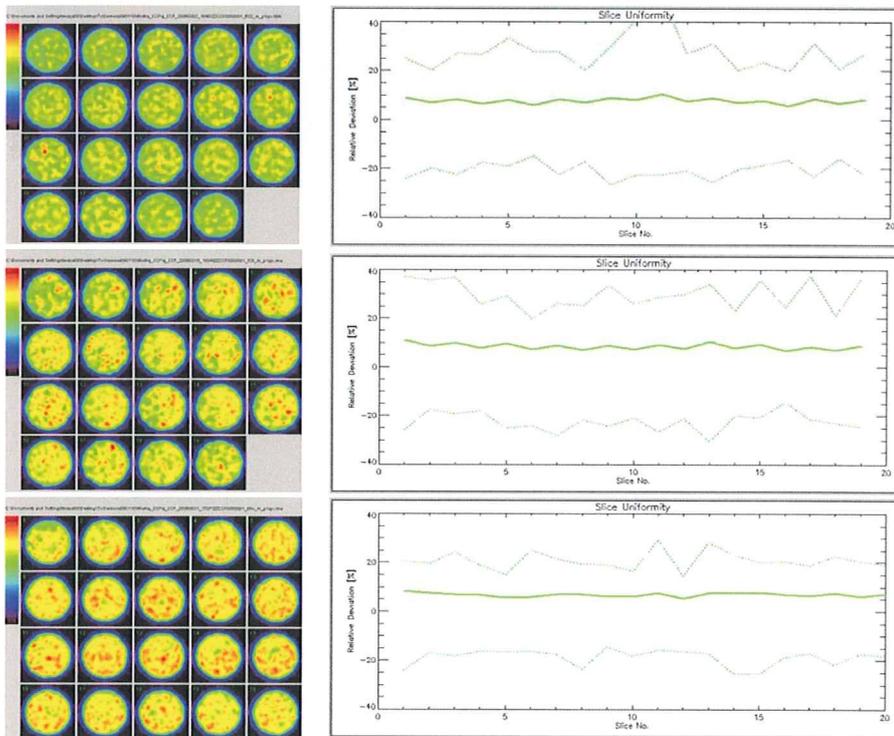


図6. QSPECT開始以降の画質変化2 (LEHR ; 2006, 2007)

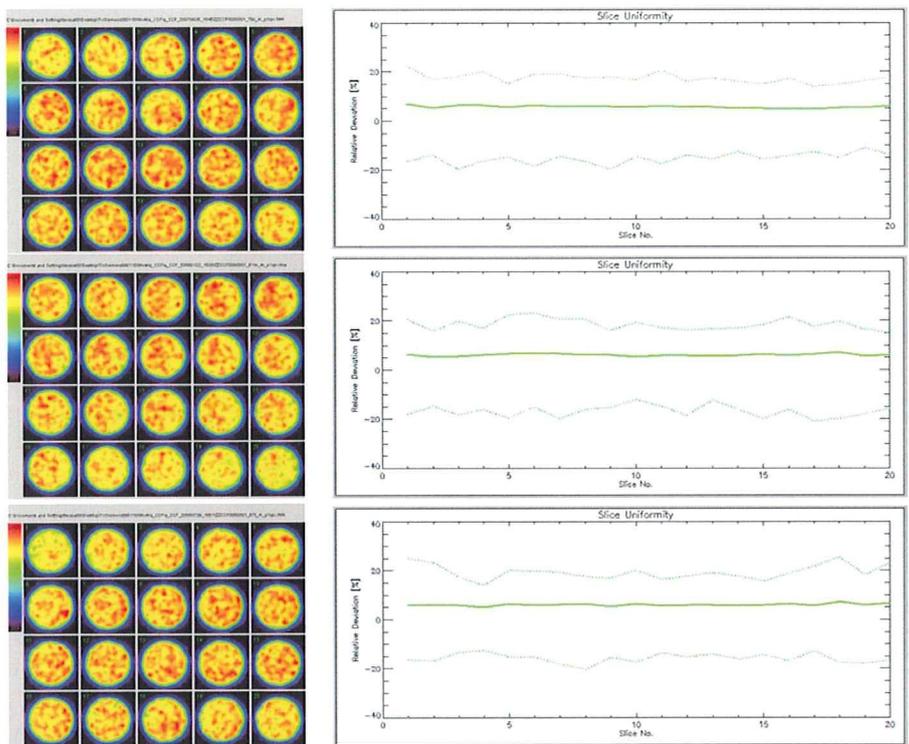


図7. QSPECT開始以降の画質変化 3 (LEHR ; 2008)

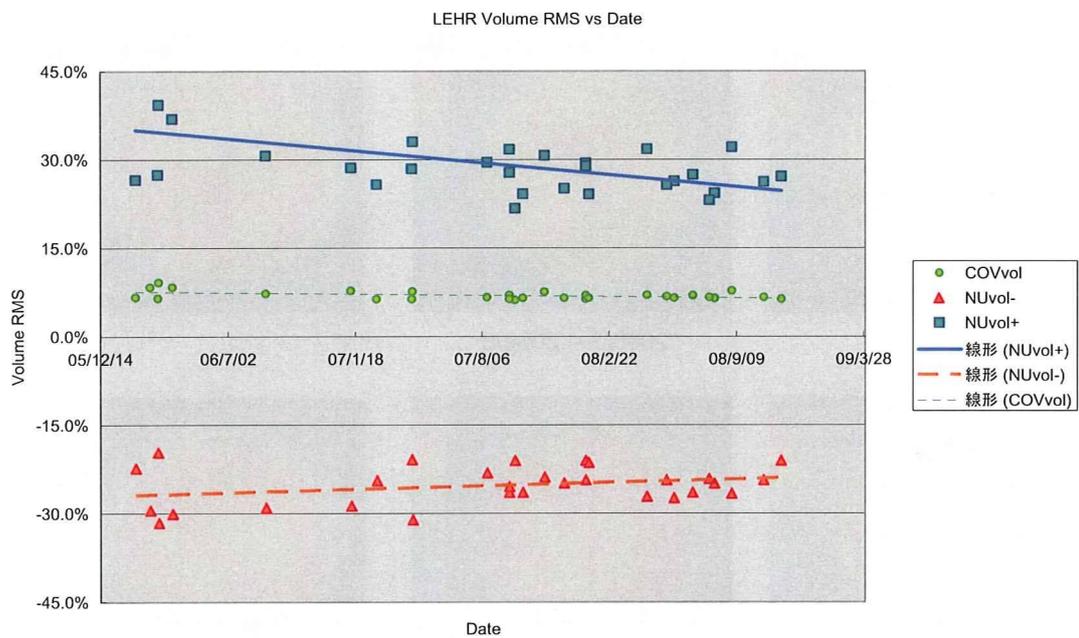


図8. QSPECT画質評価試験実施日と断面内均一性 (容積内均一性、LEHRコリメータ)

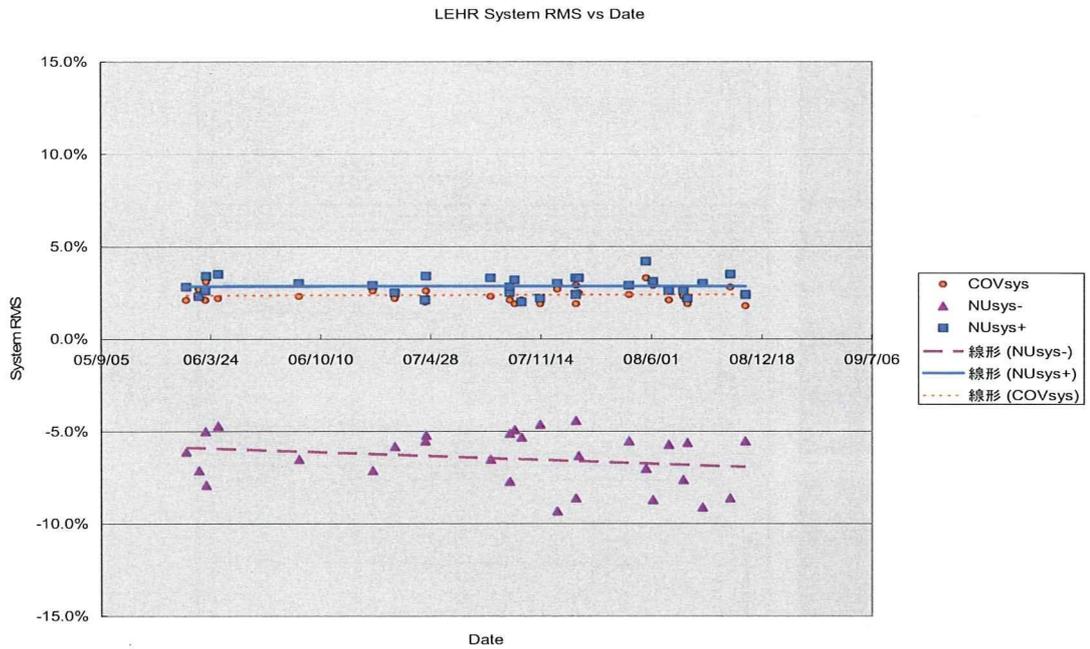


図9. QSPECT画質評価試験実施日と断面内均一性（システム内均一性、LEHRコリメータ）

LMEGP

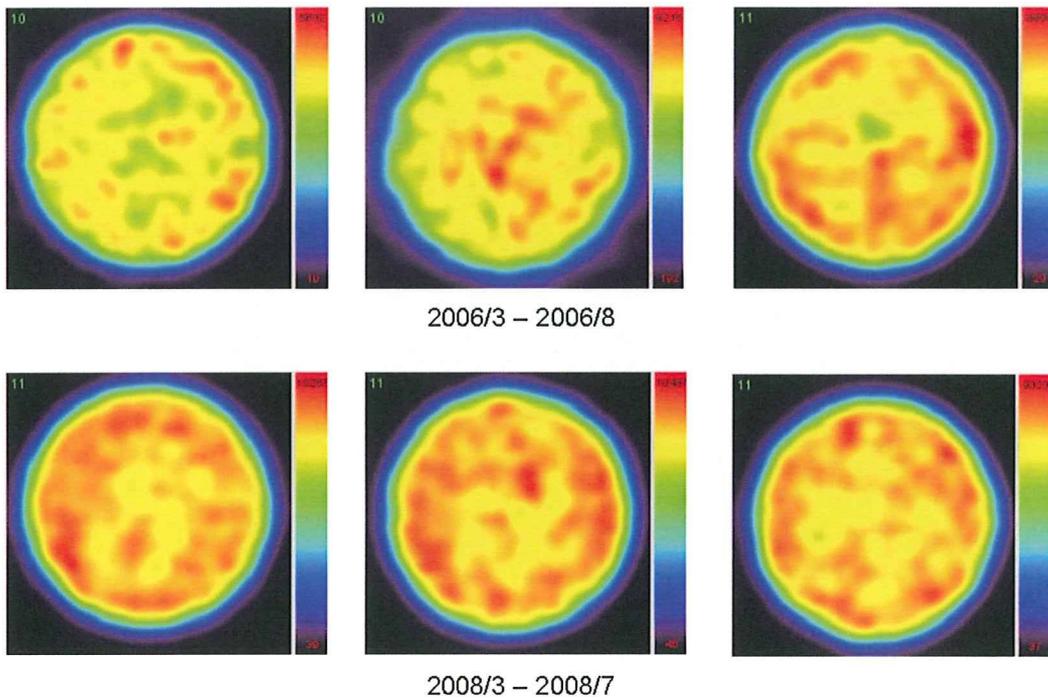


図10. QSPECT開始以降の画質変化1（LMEGP；2006 - 2008）

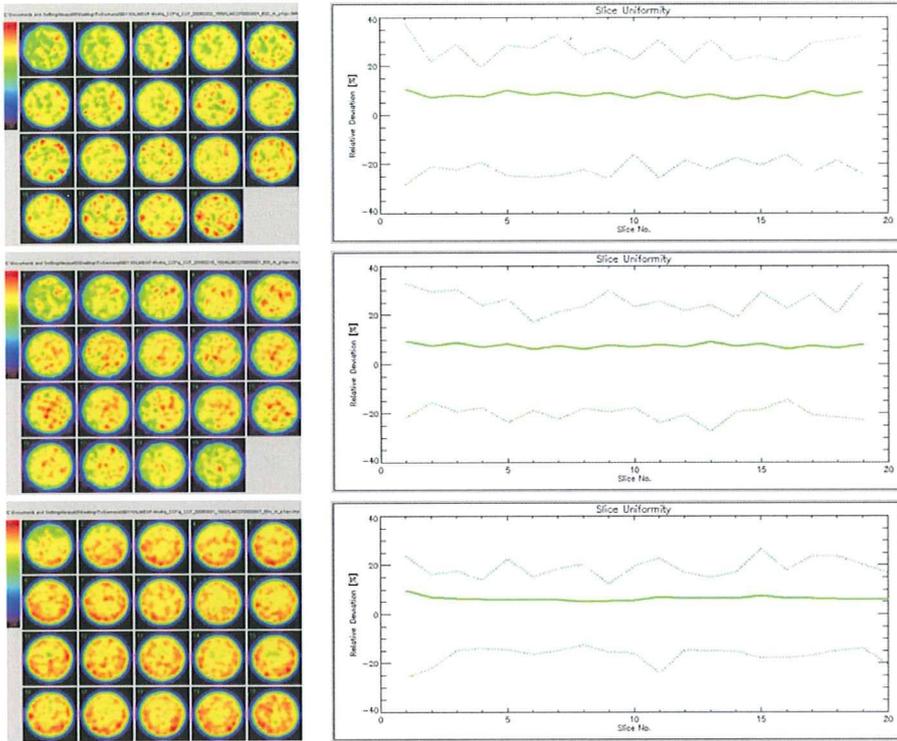


図11. QSPECT開始以降の画質変化 2 (LMEGP ; 2006)

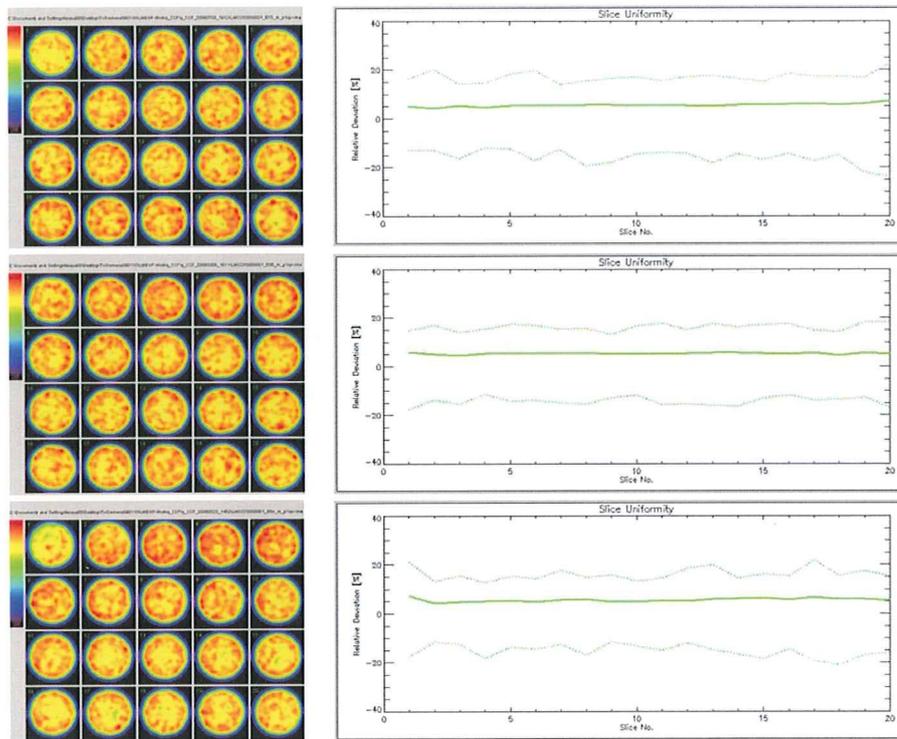


図12. QSPECT開始以降の画質変化 3 (LMEGP ; 2008)

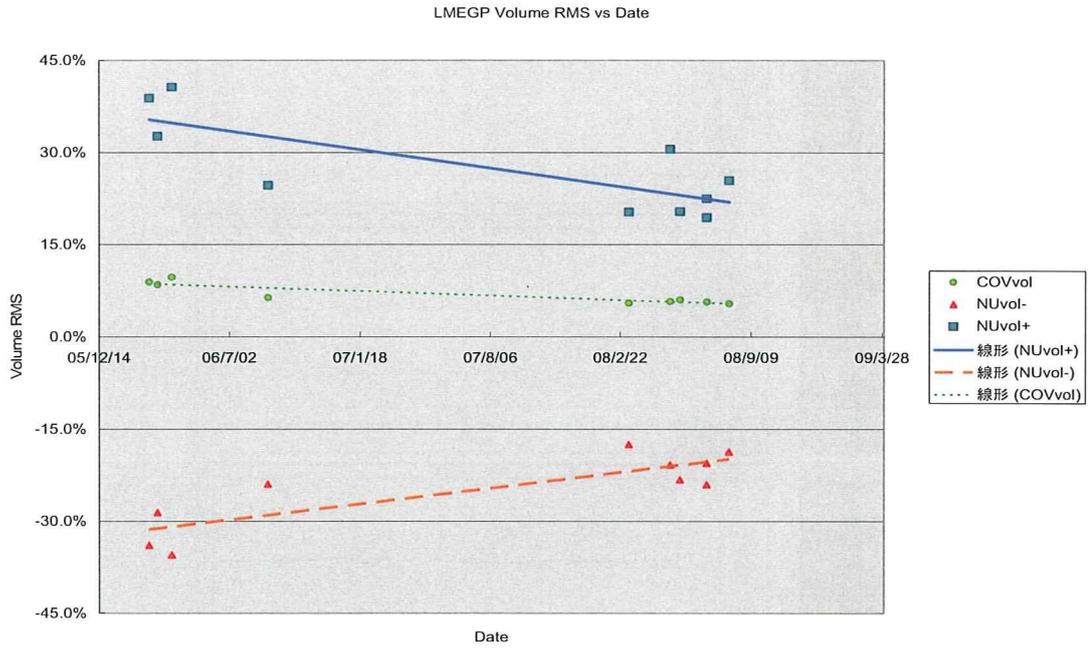


図13. QSPECT画質評価試験実施日と断面内均一性（容積内均一性、LMEGPコリメータ）

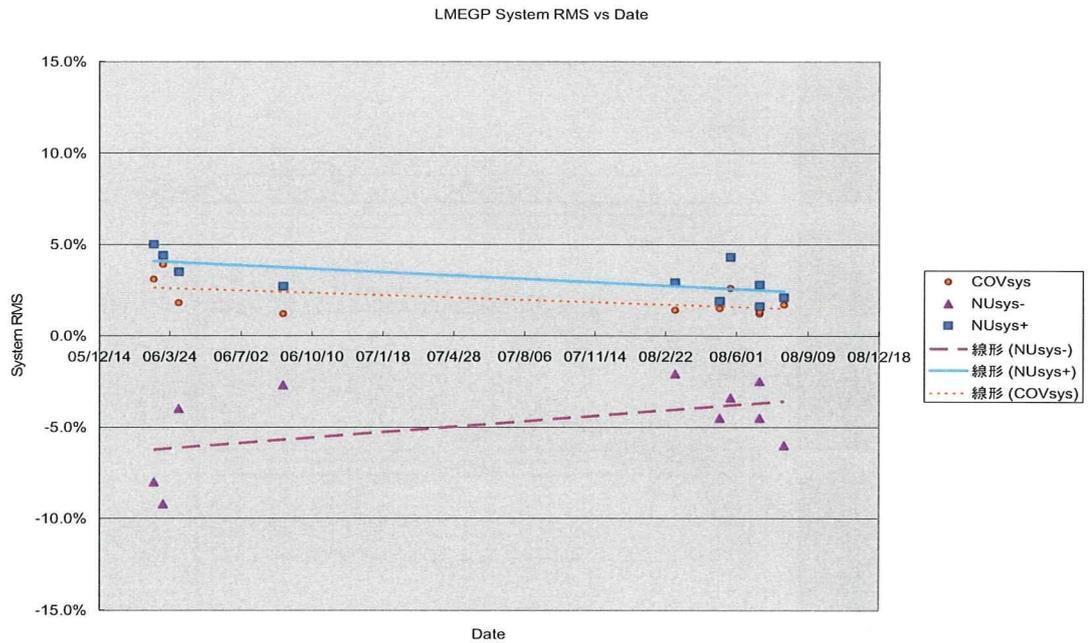


図14. QSPECT画質評価試験実施日と断面内均一性（システム内均一性、LMEGPコリメータ）

LEHR

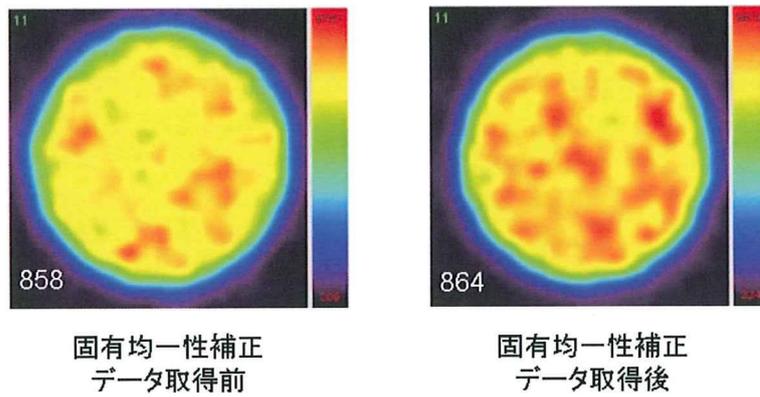


図15. 固有均一性補正データ取得前後のSPECT断層画像（LEHR）

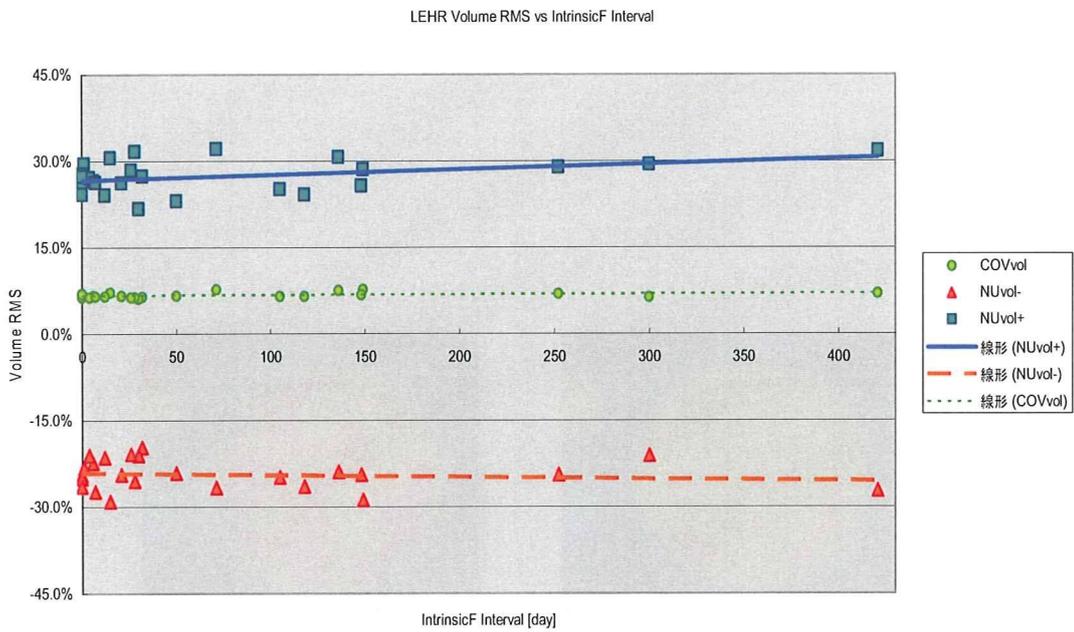


図16. 固有均一性補正実施日と断面内均一性（容積内均一性、LEHRコリメータ）