

ホフマン 3D 脳ファントムの個体差に関する検証 — 個体差は存在するのか? —

伊藤 逸生¹⁾ 早川 光哉²⁾ 松友 紀和^{1, 2)}
深見 光葉¹⁾ 山本 智朗^{1, 2)}

1) 杏林大学保健学部診療放射線技術学科

2) 杏林大学大学院保健学研究科診療放射線分野

Verification of Individual Difference in Hoffman 3D Brain Phantoms: Myth or Reality?

Itsuki ITO¹⁾, Koya HAYAKAWA²⁾, Norikazu MATSUTOMO^{1, 2)},
Mitsuha FUKAMI¹⁾ and Tomoaki YAMAMOTO^{1, 2)}

1) Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University

2) Graduate School of Health Sciences, Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences,
Kyorin University

(article received : Oct 10, 2024)

Key words : Brain phantom, Brain perfusion SPECT, FDG-PET, amyloid-PET

1. 緒言 (はじめに)

人体を模擬したファントムは、画質や入出力信号の精度を客観的に評価できるため、さまざまなモダリティで幅広く使用されている¹⁻³⁾。ホフマン 3D 脳ファントム (ホフマンファントム) は、positron emission tomography (PET) の画質評価⁴⁾や 脳 single photon emission computed tomography (SPECT) の標準化ガイドライン⁵⁾に採用されている核医学用の標準的な脳ファントムで、円筒形の外容器と脳実質を模擬した19枚のプレートで構成されている⁶⁾。このプレートは、厚さ 0.76 mm のスライス 2 枚と厚さ 1.52 mm のスライス 3 枚で構成されており、放射性水溶液でファントムを満たすことで白質と灰白質の集積比が 1 : 4 となるように作られている。

ホフマンファントムの脳実質部は、正常ボランティアの magnetic resonance imaging (T1強調画像) をベースにデザインされており、脳実質部は非常に複雑な構造となっている。そのため、従来からホフマンファントムには個体差があると

して、ファントム試験が行われてきた^{4, 7)}。しかし、ホフマンファントムの個体差を系統的に検証した報告はこれまでにない。Tsuboi らは心臓ファントムでは肺材質の違いが画質評価に影響すると報告しており⁸⁾、ホフマンファントムを用いたファントム試験の精度や再現性を向上させるためには、個体差がどの程度存在するのかを検証する必要がある。

本研究の目的は、国内でファントム試験に使用されているホフマンファントムの個体差を明らかにすることである。我々は、入手可能な 11 体のホフマンファントムに対して X 線 computed tomography (CT) を用いて、その個体差を検証した。

2. 方 法

2-1. 使用機器

X 線 CT 装置は Aquilion Prime SP (キヤノンメディカルシステムズ) で、画像解析に Fiji (Wayne Rasband) と 3 次元医用画像解析ワークステーション AZE Virtual Place (キヤノンメディカル

システムズ）を使用した。本研究では11体の Data Spectrum 社製ホフマンファントム（杏林大学所有：1 体，PDR ファーマ社所有：6 体，日本メジフィジックス社所有：4 体）を検証対象とした。ホフマンファントムの個体情報を表 1 に、外観を図 1 に示す。タイプ A は，カバープレート
を固定するネジがカバープレート内部にあるの
に対して，タイプ B では外容器部分に固定ネジ
が配置されている。

2-2. ファントム撮影

ホフマンファントムを脱気水などの水溶液を
封入しない状態でヘッドレストに設置して，CT
撮影を行った。CT 撮影条件は，管電圧120 kV，
管電流 Volume EC（SD2.5），field of view（FOV）
320 mm，ピクセルサイズ 0.62 mm×0.62 mm，ビー
ム幅 40 mm（0.5 mm×80列），ピッチファクタ

0.637，スキャン速度 1.0 sec とした。画像再構成
法は逐次近似応用画像再構成法（Adaptive iterative
dose reduction 3D）で，強度は enhance Mild，画
像再構成関数は頭部用の FC26 とした。類似度を
評価するための CT 画像のスライス厚は，ホフマ
ンファントムのプレート厚が約 6.1 mm であるこ
とを考慮して 2.0 mm とし，ファントム長の評価
では，スライス厚 0.5 mm とした。

2-3. 類似度の評価

各ホフマンファントムの CT 画像に対して，
ヘッドレストなどのファントム像以外の要素をマ
スク処理により除去し，杏林大学が所有するホフ
マンファントムを基準として各ファントム画像
の位置合わせを行った。位置合わせ後，客観的
に類似度を評価するための指標として，ピーク
信号対雑音比（peak signal-to-noise ratio：PSNR）

表 1 評価したホフマンファントムの個体情報

ファントム	所有	購入年	カバープレート 固定ネジ	製造メーカー
A	杏林大学	2016年	タイプ A	Data Spectrum
B	PDR	2002年	タイプ B	
C	PDR	2003年	タイプ B	
D	PDR	2003年	タイプ B	
E	PDR	2003年	タイプ B	
F	PDR	2006年	タイプ B	
G	PDR	2016年	タイプ A	
H	NMP	2007年	タイプ B	
I	NMP	1996年	タイプ B	
J	NMP	2003年	タイプ B	
K	NMP	2006年	タイプ B	

PDR：PDR ファーマ，NMP：日本メジフィジックス

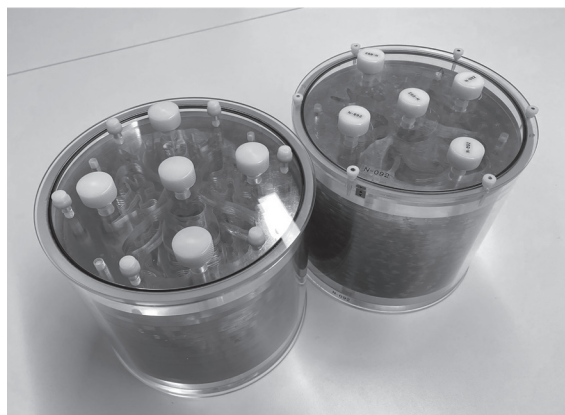


図 1 ホフマンファントムの外観（手前：タイプ A，奥：タイプ B）

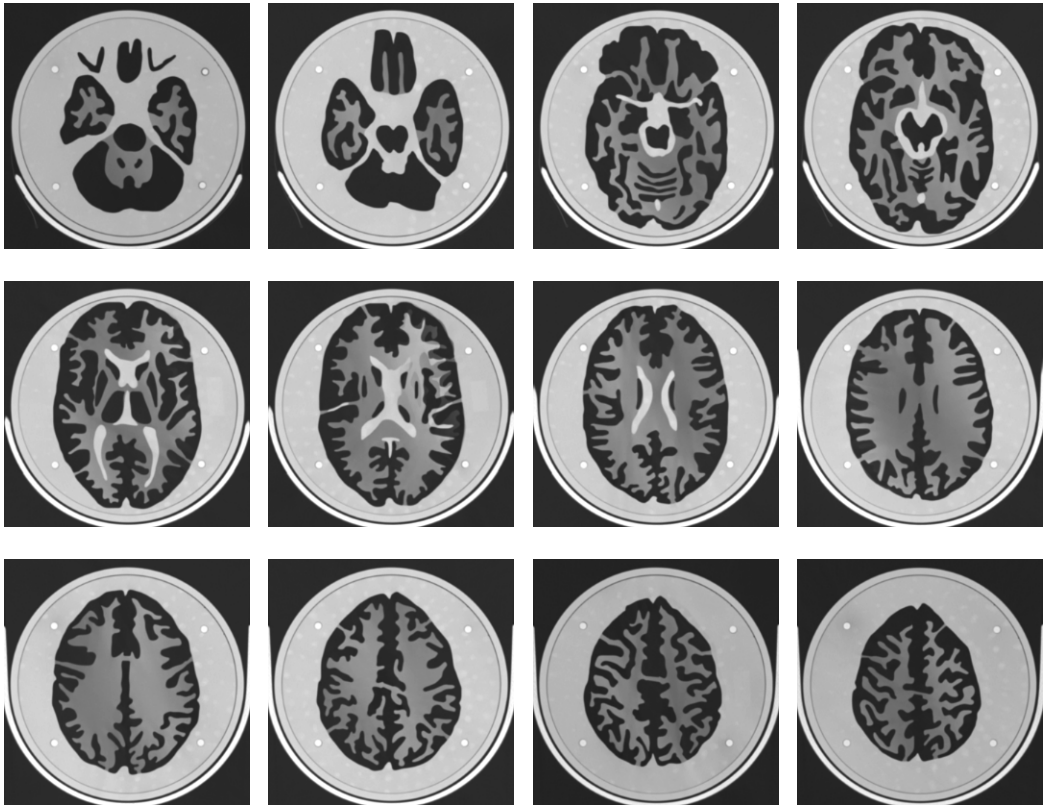


図2 評価対象スライス

および構造類似度指数 (structural similarity index measure : SSIM) を式1 および式2 から算出した。対象スライスは、アミロイド PET ファントム試験手順書⁴⁾ に示されている %コントラスト算出のための関心領域配置を参考に設定し、基底核を含む 12 スライスとした (図2)。

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{MAX^2}{MSE} \right) \dots\dots\dots \text{式 1}$$

$$SSIM = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \dots\dots \text{式 2}$$

ここで、MSE は平均二乗誤差、MAX は画像の画素値がとり得る最大値である。また、x、y は参照画像とテスト画像で、 μ_x 、 μ_y は平均輝度値、 σ_x 、 σ_y は画素値の分散、 σ_{xy} は画素値の共分散、 C_1 、 C_2 はゼロ除算を防ぐための定数である。

2-4. ファントム長の評価

各ファントムの体軸方向の差異を測定するために、基準とするホフマンファントム A との相互

情報量処理による位置合わせ処理を行い、ホフマンファントム A の正中線に対して矢状断像を作成した (図3)。次に診療放射線技師 2 名 (うち 1 名は核医学専門技師) で、ファントム上端から下端までの長さ (ファントム長) を測定した。ファントム長の測定は、評価対象のホフマンファントムをオーバーレイ表示させた状態で行い、測定点はオーバーレイ表示の境界とした (図3b)。各ファントム長の平均値と標準偏差を算出後、ホフマンファントム A を基準とし、絶対値で差を求めてファントム間の比較を行った。

2-5. 統計解析

PSNR と SSIM の統計解析は、一元配置分散分析で行い、有意水準は 5% とした。また、解析ソフトウェアには、株式会社 社会情報サービスのエクセル統計バージョン 4.07 (BellCurve for Excel, Social Survey Research Information Co., Ltd.) を使用した。

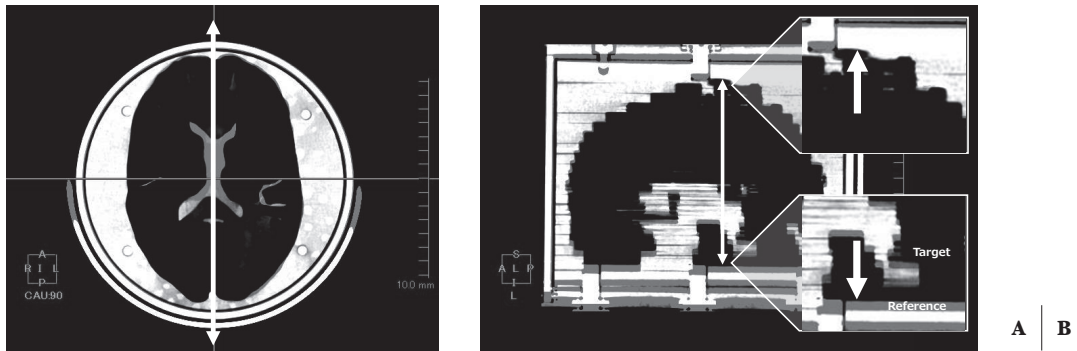


図 3 ファントム長の測定方法。A：Fusion 画像（横断像），B：矢状断像。矢状断像に評価対象ファントムをオーバーレイさせて測定した。

表 2 PSNR と SSIM

ファントム	PSNR [dB]	SSIM
B	27.9 ± 0.72	0.95 ± 0.012
C	27.9 ± 0.75	0.97 ± 0.010
D	27.8 ± 0.99	0.95 ± 0.011
E	27.5 ± 0.79	0.95 ± 0.014
F	27.4 ± 0.78	0.95 ± 0.015
G	27.7 ± 0.57	0.96 ± 0.006
H	27.1 ± 0.89	0.95 ± 0.012
I	27.5 ± 0.53	0.95 ± 0.007
J	28.2 ± 0.94	0.96 ± 0.012
K	27.6 ± 0.77	0.95 ± 0.013
平均 ± 標準偏差	27.6 ± 0.32	0.95 ± 0.005
変動係数 [%]	1.14	0.49

* $p < 0.05$, 一元配置分散分析

3. 結 果

3-1. PSNR と SSIM

表 2 に各ホフマンファントムの PSNR と SSIM を示す。全ファントムの平均値と標準偏差は、PSNR で 27.6 ± 0.32 dB, SSIM で 0.95 ± 0.005 となり、ファントム間で有意差は認められなかった。また、ファントム間の変動係数（標準偏差／平均値 × 100%）は、PSNR と SSIM でそれぞれ 1.16%, 0.52% となり、いずれも大きなばらつきは認められなかった。図 4 に各ホフマンファントムの CT 画像（基底核レベル）を示す。なお、脳実質部を比較するため、同一断面が表示されるようスライス位置を調整した。小脳から頭頂までのスライスを含めた観察の結果、視覚的にもホフマンファン

トム間の個体差は確認されなかった。

3-2. ファントム長

表 3 に各ホフマンファントムのファントム長と差（絶対値）を示す。ファントム長の平均値と標準偏差は、 121.4 ± 2.30 mm で、差の平均値と標準偏差は 4.6 ± 1.90 mm となった。また、ファントム長の変動係数（標準偏差／平均値 × 100%）は 1.89% であり、ファントム長の最小差は 1.6 mm, 最大差は 6.8 mm であった。

4. 考 察

本研究では、ホフマンファントムの個体差について、CT 画像および類似度指標を用いて評価した。国内でファントム試験に使用されている 11 体のホフマンファントムにおいては内部構造に高い

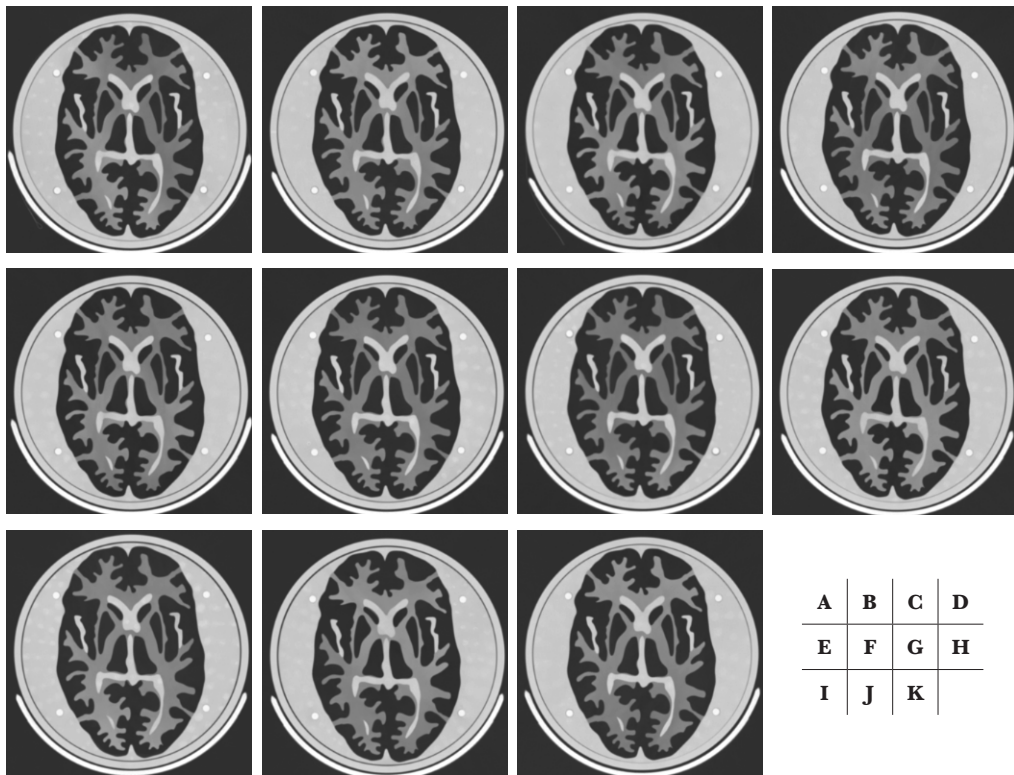


図4 各ホフマンファントムのCT画像。A：杏林大学，B-G：PDRファーマ，H-K：日本メジフィジックス

表3 ファントム長と誤差

ファントム	ファントム長 [mm]	ファントム A との差 [mm]
A	125.6 ± 0.40	—
B	124.1 ± 0.15	1.6 ± 0.55
C	119.3 ± 0.20	6.3 ± 0.60
D	118.8 ± 0.20	6.8 ± 0.60
E	119.7 ± 0.60	5.9 ± 0.20
F	121.7 ± 0.15	4.0 ± 0.25
G	123.0 ± 0.00	2.6 ± 0.40
H	119.4 ± 0.30	6.2 ± 0.10
I	122.1 ± 0.20	3.5 ± 0.20
J	119.3 ± 0.20	6.3 ± 0.60
K	122.4 ± 0.70	3.2 ± 1.10
平均 ± 標準偏差	121.4 ± 2.30	4.6 ± 1.90

類似性が確認され、これによりホフマンファントムの個体差がSPECTやPETのファントム試験結果に影響を与える可能性は低いことが示唆された。

各ファントムのPSNRは高い値を示し、SSIMも1.0に近い値を示した。PSNRが高いほど、またSSIMが1.0に近いほど類似度が高いとされている⁹⁾。今回の結果から、ファントム間の類似度

は非常に高く、ホフマンファントム間に個体差はないと言える。Iidaらの多施設共同研究では、直径16 cmの単純な円柱ファントムを使用しても、コリメータや収集処理条件によりSPECT画像に差異が生じることが示されている¹⁰⁾。すなわち、SPECT画像やPET画像の差異は、ファントムの個体差よりも、装置や収集処理条件による影響が

大きいと考えられ、本研究の結果からもホフマンファントムの個体差が SPECT 画像や PET 画像に与える影響は極めて少ないと考える。

ファントム長について、ファントム間の差は平均 4.6 mm であり PET 画像や SPECT 画像の空間分解能を考慮すると、類似性の評価と併せて SPECT 画像や PET 画像への影響はわずかであると考えられる。しかし、タイプ A の差が 2.6 mm に対して、タイプ B では 4.9 mm と大きくなり、製造年が古い場合にその傾向がより認められた。ホフマンファントムを用いたファントム試験では、矢状断面像や冠状断面像の画質評価をする場合は少なく、視野断面像の評価が主となる。そのため、ファントム長の差が問題となることは少ないと考えられる。しかし、本研究で認められた最大差は、6.8 mm とホフマンファントムのプレート 1 枚分に相当する。そのため、経時的に同一断面を評価する際や矢状断面像、冠状断面像を評価する際には、レジストレーション機能などを使用し、さらに使用したホフマンファントムを識別番号で管理することで、より正確な評価が可能になると考える。

本研究は単一施設で行われた評価であり、対象のホフマンファントムも 11 体と限定されている。また今回の評価では、ホフマンファントムの構造的な個体差のみに注目しており、脱気水など水溶液を封入した際の差異については評価していない。ホフマンファントムの構造に個体差はないものの、ホフマンファントムに水溶液を封入する際の手法や個人差の影響について今後明らかにする必要がある。

5. 結 論

ホフマンファントムの個体差について、CT 画像および類似性指標を用いて検証した。ファントム長には差があるものの、ホフマンファントムの内部構造に顕著な個体差は認められず、ファントム試験の結果に影響を及ぼす可能性は低いことが示唆された。

本研究に関して開示すべき利益相反はない。

引用文献 (references)

- 1) 瓜倉厚志. 教育講座—放射線技術学におけるファントムスタディー— CT 編 1. CT 用ファントムの概要. 日放技学誌 2021; **77**(1):82-86
- 2) 高津安男. 教育講座—放射線技術学におけるファントムスタディー— MRI 編 1. MRI 用ファントムの概要. 日放技学誌 2021; **77**(6):622-623
- 3) 田辺悦章. 教育講座—放射線技術学におけるファントムスタディー— 放射線治療編 1. 放射線治療のファントム概要. 日放技学誌 2022; **78**(10):1205-1209
- 4) 日本核医学会・核医学委員会. ^{18}F -FDG とアミロイドイメージング剤を用いた脳 PET 撮像のためのファントム試験手順書第 6 版. 2024.
https://jsnm.org/wp_jsnm/wp-content/uploads/2024/07/Dementia_PhantomTest_20240612.pdf (2024年11月25日現在)
- 5) 山永隆史, 長谷川聖二, 井元 晃, 他. 脳血流 SPECT 撮像の標準化に関するガイドライン 1.0. 核医学技術 2017; **37**:505-516
- 6) Hoffman EJ, Cutler PD, Guerrero TM, et al. Assessment of accuracy of PET utilizing a 3-D phantom to simulate the activity distribution of [^{18}F] fluorodeoxyglucose uptake in the human brain. J Cereb Blood Flow Metab 1991; **11**(Suppl 1): A17-A25
- 7) QIBA Profile. ^{18}F -labeled PET tracers targeting Amyloid as an Imaging Biomarker Version PUBLIC COMMENT 15 June 2017.
https://qibawiki.rsna.org/images/9/97/QIBA_AmyloidPET_15June2017.pdf. (2024年11月25日現在)
- 8) Tsuboi K, Onoguchi M, Shibutani T, et al. Effect of Different Lung Material in One-Design Cardiac Phantom on Myocardial SPECT Images. Jpn J Nucl Med Technol 2022; **42**: 163-170
- 9) Ndajah P, Kikuchi H, Yukawa M, et al. SSIM image quality metric for denoised images. In Proc. 3rd WSEAS Int. Conf. on Visualization, Imaging and Simulation 2010: 53-58.
- 10) Iida H, Nakagawara J, Hayashida K, et al. Multicenter Evaluation of a Standardized Protocol for Rest and Acetazolamide Cerebral Blood Flow Assessment Using a Quantitative SPECT Reconstruction Program and Split-Dose ^{123}I -Iodoamphetamine. Journal of Nuclear Medicine 2010; **51**(10): 1624-1631