

《技術報告》

新しい核医学用三次元的頭部固定装置の作製と評価

後藤 了以* 川島 隆太* 吉岡 清郎* 小野 修一*
 伊藤 浩* 佐藤 和則* 赤井沢 隆* 小山 真道*
 福田 寛*

要旨 脳機能研究のために、1) 検査中に被験者の頭部を安定に固定すること、2) X線 CT や磁気共鳴画像 (MRI) といった異なるモダリティの装置との間で、同一被験者の脳画像を同じ断面で再現性よく撮像することを目的として、新しい頭部固定装置を作製した。本装置はアクリル性の枠組みの上に発泡スチロールの小球を満たした枕を載せ、被験者の顔面上に放射線治療用の熱可塑性のマスクを被せる方式で、噛み合わせ固定法を採用している。本装置により、長時間の安定な固定を得ることが可能で、位置の再現性も良好に保たれていた。本装置は、ポジトロン CT (PET) による脳賦活研究に対して必要な機能を備えるものと考察された。

(核医学 32: 689-694, 1995)

I. 緒 言

PET 等による脳機能研究には、1) 被験者の頭部のスキャン中の動きを制限し (“固定の安定性”), 2) 複数の異なるモダリティの装置間で撮像位置が再現される (“再現性”) 頭部固定装置が必要とされる。前者は、例えば課題遂行に伴う無意識的な運動の抑制に関わってくる。後者は、解剖学的位置を同定するために、MRI 等の形態画像と機能画像との間の空間的一致を図る際に問題となってくる。近年この目的のための頭部固定装置の開発研究がいろいろな施設から報告されている¹⁻⁶⁾が、固定の精度・被験者の快適性・作製の簡便性という条件のすべてに応えることは難しい。今回われわれは、放射線治療用の熱可塑性樹脂性のマ

スクに噛み合わせ固定法を併用することにより、上記条件を実用上満足する固定装置を開発した。

II. 方 法

1. 頭部固定装置の製作

装置の枠組みとして、アクリル樹脂性の台座を作製し、その上にヘッドレスト (東京衛材研究所製: polycast-EX) を固定した (Fig. 1)。ヘッドレストの上に、直径 2 mm の発泡スチロール 500 ml を詰めた 20×20 cm の布製の枕を置いた。枕の内容物は、自由に動くようになっており、ヘッドレストに載せた後、表面が水平になるように揃えた。

マスクは、ORFIT INDUSTRY 社製の放射線治療用頭部固定システムを用い、あらかじめ口にあたる部分に噛み合わせのためのブリッジを設けた (Fig. 2)。この加工作業は、通常の工作用カッターナイフで可能である。次に、この平板状のマスクを温水にて約 80°C まで加熱し、軟化させた。成型の際、マスクが被験者の顔面・頭髮に直接触れないように被験者の頭部に筒状の布を

* 東北大学加齢医学研究所機能画像医学研究分野
 受付: 7 年 2 月 28 日
 最終稿受付: 7 年 5 月 17 日
 別刷請求先: 仙台市青葉区星陵町 4-1 (☎ 980-77)
 東北大学加齢医学研究所
 機能画像医学研究分野

後 藤 了 以

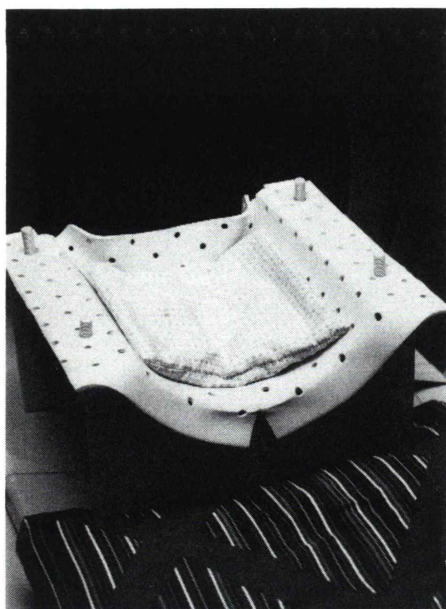


Fig. 1 An overall view of the head fixation device.

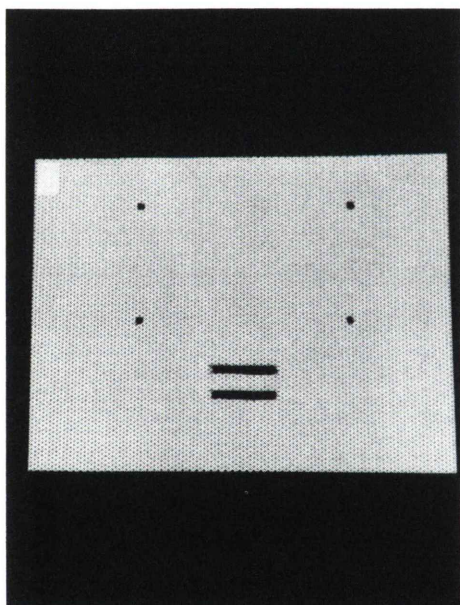


Fig. 2 A face mask before moulding. The mouth orifice has a bridge upon which the subject can bite to achieve fixation.

被せた。加熱軟化したマスクを被験者の顔に合わせ引き伸ばし、両側を樹脂性のビス・ネジによ



Fig. 3 A subject immobilized with the head holder and a moulded face mask.

Table 1 MRI scan parameters

Pulse Sequence SPGR	
TR 50 msec	
TE 12 msec	
Flip Angle	45°
voxel size	X : Y : Z = 1 : 1 : 2 (mm)
matrix size	X × Y × Z = 250 × 250 × 60
scan time	12 min 48 sec

り固定した。筒状の布には口の部分に穴が開いており、マスクの口部を横断する部分を被験者に噛ませ、歯型を成形することにより噛み合わせ固定を行った。マスクの樹脂の硬化後(数分間)、マスク作製の作業を終了した。マスクを装着すると、Fig. 3 のようになる。

2. 固定性能の評価

6名の健常男性(平均年齢 32.5 歳)を被験者とした。固定装置の性能評価は、MRI(横河メディカル、ベクトラ 0.5 T)にて行い、Table 1 に示す条件で撮像した。撮像には、固定装置が head coil 内に収まらないため、Body coil を用いた。

MRI は以下のようなプロトコルにて撮像し

た (Fig. 4). 被験者に頭部固定装置を装着し、固定装置のマスク上に MRI 装置の三次元レーザービームに沿って基準線 (外眼角—外耳道線) を直接描いた。まず、1 回目のスキャンと 2 回目のス

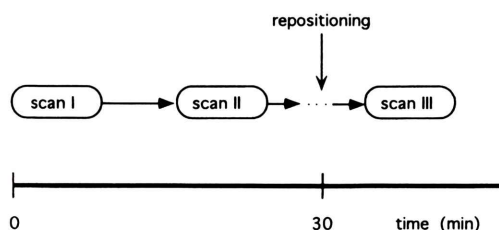


Fig. 4 Schematic diagram of the MRI scan protocol. Each subject underwent three MRI scans. Scan II was subsequent to scan I. Between scan II and scan III, each subject was removed from MRI apparatus. Misregistration between scan I and scan II, and scan I and scan III was measured with the purpose of estimating head motion during the scan, and the reproducibility of head position achieved with the device, respectively.

キャンを連続して行った。この二つのスキャンの比較により、“固定の安定性”を見た。

続いて、被験者を MRI 装置から出していったん頭部固定装置をはずし、再び装着した。そして、1 回目の時に書いたマスク上の外眼角—外耳道線に MRI の位置決め用のビームを合わせてスキャン位置を決めた後、3 回目のスキャンを行った。1 回目と 3 回目のスキャンの比較により、“再現性”を評価した。

得られた MRI は、当施設の画像処理システム⁸⁾を用いて水平・矢状・冠状の各々の 1 mm 厚スライスの断面図に変換し、解析した。

固定性能の評価は、各々のスキャンについて、脳の解剖学的構造の座標を求め、その差を見ることにより行った (Fig. 5)。各点について、1 回目のスキャンでの座標位置を中心とした 2 回目および 3 回目のスキャンにおける座標位置の三次元的な変化を求めた。座標軸は Talairach の標準座標

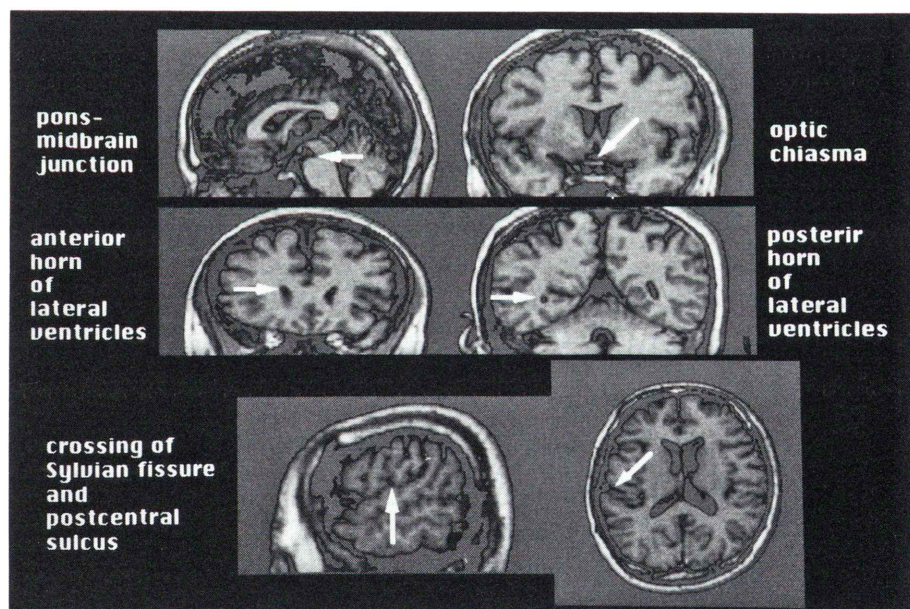


Fig. 5 Stereotaxic coordinates of the following anatomical structures (arrows) were measured for each subject's MRI with purpose of estimating spatial misregistration between MR scans (see Fig. 4): right and left posterior horns of lateral ventricles, right and left anterior horns of lateral ventricles, optic chiasma, median junction of pons and mid-brain, right and left crossing points of Sylvian fissure and postcentral sulcus.

Table 2 Spatial misregistrations between MRI scans

		scan II-I	scan III-I
optic chiasma	x	0.3±0.5	0.3±0.8
	y	0.0±0.0	0.5±1.2
	z	0.2±0.4	-1.7±1.5
rt post horn	x	0.3±0.5	0.3±2.1
	y	-0.2±1.2	0.2±1.5
	z	0.7±0.5	-0.7±1.7
lt post horn	x	0.3±0.8	0.7±1.8
	y	0.0±0.6	0.7±1.4
	z	0.8±0.8	-0.5±1.2
rt ant horn	x	0.3±0.5	-0.2±1.0
	y	0.0±0.6	0.2±1.4
	z	-0.2±1.0	-1.0±1.4
lt ant horn	x	0.3±0.5	0.0±1.1
	y	0.2±0.4	0.5±1.4
	z	0.3±0.5	-0.8±1.0
pons-midbrain	x	0.3±0.5	0.3±1.5
	y	-0.2±1.0	-0.3±1.0
	z	1.0±0.0	-0.8±0.4
rt Slpsct-SII	x	0.3±0.5	0.3±1.4
	y	-0.2±0.4	-0.5±2.4
	z	0.3±0.5	-0.8±1.5
lt Slpsct-SII	x	0.0±0.6	0.0±1.4
	y	-0.2±0.4	0.5±1.6
	z	0.5±0.8	-0.7±0.5

All values are mean±SD in mm.

x, y and z indicate right-left, anterior-posterior and superior-inferior coordinates in a standard stereotaxic space⁹⁾. Post horn, ant horn, Slpsct and SII indicate posterior horn, anterior horn, sulcus postcentralis and sulcus lateralis (Sylvian fissure), respectively.

系⁹⁾に準じた。また、2 回目引く 1 回目、3 回目引く 1 回目の Subtraction 画像を作成して、評価の目安とした。

III. 結 果

各々の測定点に関する座標のずれを Table 2 に示す。1 回目と 2 回目のスキャン間の座標の差は、実測値では x, y, z 軸方向について各々最大で 1 mm, 2 mm, 2 mm であった。各軸方向のずれの大きさに差異があるかどうかを調べるため、各々の測定点について x, y, z の各軸毎のずれの平均値の一元配置分散分析を行った。1% の確率水準で軸毎のずれの平均値に有意な差は見られず、特定方向のずれは示唆されなかった。そこ

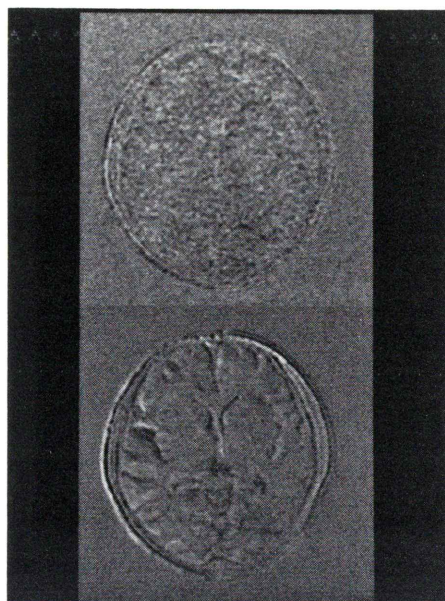


Fig. 6 An example of subtraction imaging. (Upper) A subtraction image of scan I from scan II. This image shows noise which indicates there was almost no head motion between the two scans. (Lower) A subtraction image of scan I from scan III. This image shows a high intensity bundle along the contour of the brain indicating a few single pixel shifts between scans.

で、すべての測定点で三つの軸についてのずれの絶対値を平均すると 1.0 mm で、その標準偏差は 0.6 mm であった。一方、1 回目と 3 回目のスキャンについては、x, y, z 各軸方向で各々最大 4 mm の実測値のずれが生じた。ここでも各々の測定点について x, y, z の各軸毎のずれの平均値の一元配置分散分析を行ったが、同様に 1% の確率水準で軸毎のずれの平均値に有意な差は見られず、特定方向のずれは示唆されなかった。ここで、すべての軸についてずれの絶対値を平均すると 2.2 mm, その標準偏差は 1.1 mm という結果が得られた。各画像間の Subtraction 画像は Fig. 6 のようになり、1 回目と 2 回目のスキャンの差に関しては画像はほとんどノイズであった。一方、1 回目と 3 回目のスキャンの間では輪郭の描出が認められた。

IV. 考 察

脳機能研究に際して、信頼性の高い画像情報を得るために必要とされる頭部固定装置の開発研究は、すでにいろいろな施設でなされてきている。例えば、Karolinska 研究所の方法¹⁾は、glass fiber mesh を被験者の頭部に合わせて硬化・成型させ、金属製の治具を用いて金属製の base plate を接続して一体化し、これをさらに各種画像装置に固定した台座に連結する確実なものである。しかし、この方法は、作製の手順が煩雑であり、簡便に作製できるとは言い難い。化学反応で発泡樹脂を頭部に合わせて型取りし、ヘッドレストとして用いる方法²⁾は、頭部の一点に重量が集中しないため被験者にとって快適であるが、頭部の動きを許容する。顔面を部分的に覆うような face mask を使用した場合⁴⁾、MRI または PET で撮像可能なマスク上のマーカーによる位置合わせが必要になってくることが多い。また、Karolinska 研究所以外の方法は、頭部矢状面内の回転を許容すると考えられる。

固定の精度を満足させた上で被験者に苦痛を与えず、しかも実際の製作や固定が簡便である、というすべての条件を満たす固定装置は現在のところ開発されていない。

われわれが開発した頭部固定装置は、上述したように“固定の安定性”に関しては各軸について測定に用いた MRI 画像の 1 pixel 程度の誤差を許容した。噛み合わせ固定を併用したフェイスマスクに point source を付け、経時的变化を追った研究⁷⁾でも、同程度の変化が報告されている。“固定の再現性”は、“固定の安定性”に比し数値的に劣るが、各軸毎の変化は最大でも PET の空間解像度(通常 5~8 mm)の範囲に収まっており、PET による解析には大きな影響を及ぼさないことが考えられる。また、Karolinska の確実な装置でも再装着に際して 3 mm 程度のずれが生じる⁸⁾とされており、簡便さを目指したことによる大きな損失はないと考えられる。今回の測定では計測系の系統的な誤差を示唆するような結果は得られなかつ

たが、被験者を乗せた台の出し入れに伴う機械的なずれが、“固定の再現性”に影響している可能性も考えられる。これについては、phantom で評価が可能と思われる。なお、この測定では body coil を使用したが、そのことによる画像の劣化は特に問題とならなかった。

以上、この頭部固定装置により、長時間の安定な固定が得られ、位置の再現性も実用上保たれているものと考えられた。本装置は、画像撮影装置の測定台面に対しヘッドレストの高さを一定にした複数の台座を作製することにより、異なるモダリティの装置に簡単に対応可能である。この汎用性により、PET 測定にも応用でき、特に比較的長時間の固定と課題遂行作業を伴う脳賦活研究に適していると考えられた。現在われわれの施設では、本装置を用いて PET の activation study を行っている。発声を伴う賦活研究については、本装置装着下でも下顎の運動は自由であり、被験者の発語は可能であるので、流暢な会話を必要とする課題を除き大きな問題はない。また、頭部・額部・上顎を固定しているので、スキャン中の頭部の固定性能には、発語中の下顎運動は大きく影響しないと考えられる。

謝辞：本研究は、文部省科学研究費補助金一般研究(B)課題番号 05454297 の援助を受けた。また、当教室の佐藤多智雄氏、菅原康博氏、渡辺朱美さん、保坂美和さんの、本研究に関するご協力に感謝します。

文 献

- 1) Bergström M, Boëthius J, Eriksson L, Greitz T, Ribbe T, Widén L: Head fixation device for reproducible position alignment in transmission CT and positron emission tomography. *J Comput Assist Tomogr* 5: 136-141, 1981
- 2) Kearfott KJ, Rotteberg DA, Knowles RJR: A new headholder for PET, CT, and NMR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 8: 1217-1220, 1984
- 3) Miura S, Kanno I, Iida H, Murakami M, Takahashi K, Sasaki H, et al: Anatomical adjustments in brain positron emission tomography using CT images. *J Comput Assist Tomogr* 12: 363-367, 1988
- 4) Meltzer CC, Bryan RN, Holcomb HH, Kimball AW, Mayberg HS, Sadzot B, et al: Anatomical localization

- for PET using MRI imaging. *J Comput Assist Tomogr* **14**: 418–426, 1990
- 5) Bettinardi V, Scardaoni R, Gilardi MC, Rizzo G, Perani D, Paulesu E, et al: Head holder for PET, CT, and MRI studies. *J Comput Assist Tomogr* **15**: 886–892, 1991
- 6) 須原哲也, 古川重男, 穴戸文男, 福田 寛: ポジトロン CT 頭部固定装置の試作. *核医学* **30**: 1241–1244, 1993
- 7) Green MV, Seidel J, Stein SD, Tedder TE, Kempner KM, Kertzman C, et al: Head Movement in Normal Subjects During Simulated PET, Brain Imaging with and without Head Restraint. *J Nucl Med* **35** (9): 1538–1546, 1994
- 8) Roland PE, Graufelds CJ, Wåhlin J, Ingelman L, Andersson M, Ledberg A, et al: Human Brain Atlas: For high-resolution functional and anatomical mapping. *Human Brain Mapping* **1**: 173–184, 1994
- 9) Talairach J, Tournoux P: Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain—3-Dimensional Proportional System: An Approach to Cerebral Imaging, Georg Thieme Verlag, New York, 1988

Summary

A New 3-Dimensional Head Fixation Device for Brain Imaging

Ryoi GOTO, Ryuta KAWASHIMA, Seiro YOSHIOKA, Shuichi ONO, Hiroshi ITO,
Kazunori SATO, Takashi AKAIZAWA, Masamichi KOYAMA
and Hiroshi FUKUDA

Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University

We have developed a new head fixation device for studies of brain function. This device was designed to immobilize subject's heads during image scanning and to precisely reproduce the head position for two different imaging modalities such as MRI and PET. The device consists of a plastic frame, a pillow filled with beads of styrene foam, and a face mask of thermoplastic resin which was originally intended for application in radiotherapy. A bridge for biting was

incorporated into the mask for stable fixation.

The device enables immobilization of subject's heads with good reproducibility of position at the practical level. Our results indicate that this head fixation system is useful for fixation of head during activation studies using PET.

Key words: Head fixation system, Face mask, Thermoplastic resin, Styrene foam pillow, PET.