

著者の一人で虚無僧尺八を伝承する中村明一による演奏を超高忠実度で記録するとともに、その超知覚情報構造を明らかにする研究を行った。その結果の中から、ここでは、可聴域を超える高周波成分の存在状態と、マイクロな時間領域における周波数スペクトルの変化——ゆらぎ構造——について報告する。

1. 尺八の響きの高忠実度録音と分析

1.1 録音システムの構築

尺八をはじめとする非西欧伝統楽器の響きの音響的特徴を、知覚領域および超知覚領域にわたって記録するためには、人間の知覚限界とされる 20kHz を大幅に上回る帯域まで平坦な特性を実現した高い忠実度の録音システムを構築する必要がある。しかし、現在実用化されている音楽用の録音システムは、放送や商業音楽スタジオで用いられるプロ用のものであっても、アナログ信号をデジタル信号に変更する際のサンプリング周波数が 48kHz ないし 96kHz のものが殆どであるため、記録可能周波数上限は理論上、それぞれ 24kHz、48kHz にとどまっている。そこで私たちは、早稲田大学山崎芳男教授開発による新しい信号処理方式・高速標本化 1 ビット量子化方式³⁾を用いた 5.6448MHz サンプリングによるオリジナルレコーダーを開発し、計測用マイクロフォンとして超高周波帯域に忠実度の高い応答を示すデンマーク B&K 社 4939 を用いて、100 kHz 以上の帯域まで平坦な周波数特性を実現した超広帯域音響収録システムを構築した。このシステムを用いて、中村による尺八の演奏（虚無僧伝承曲『鶴の巣籠』）を収録した。また、比較対象として、琵琶、箏、長唄、ピアノ、ベルカントの歌声、フルート⁴⁾、ハープ⁵⁾の演奏音を選択し、同じ手法で分析した。

1.2 分析手法の開発

録音したデータについて、持続する音の構造分析において現在最も一般的に使われている高速フーリエ変換法 (FFT) によるスペクトル解析を行った。分析には小野測器 CF-5220 を使い、分析対象周波数の上限は 100kHz とした。

これに加えて、最大エントロピースペクトルアレイ法 (Maximum Entropy Spectrum Array Method) を使って音のもつ高複雑性構造の定量分析⁶⁾を行った。この方法は、知覚限界をこえるマイクロな時間領域のゆらぎを可視化するために私たちがオリジナルに開発したものである。地球物理学で地震の波動解析等のために提案された「最大エントロピー法」を応用したもので、非定常的に変化する短時間の信号から比較的安定した精度の高いスペクトルを求め、その変化を画像として表現することができる。音楽信号の時系列データを高速サンプリングによりアナログ/デジタル変換した後、音信号を 10 ミリ秒ごとの区間に分割し、それぞれの区間の最大エントロピースペクトル (ME スペクトル) を求め、それらを三次元アレイ状に配列して ME スペクトルアレイを描き、マイクロな時間領域でのスペクトル形状の経時的な変化を視覚的に観察できるようにした。

さらに、最大エントロピー法によって可視化したスペクトルの変化を定量的に把握するための指標を開発した。まず、時間の経過にともなうスペクトルの「包括的な変化の総量」、すなわち変化量の積算値を定量化する指標を設定した。そのために、10 ミリ秒ごとに描いた ME スペクトルを時間軸に沿って一階微分し、得られた変化の量を「絶対値」、すなわち変化の方向は問わずに変化の大きさのみの値にしたうえで、解析対象となる時間と周波数帯域を通して積算し、「累積変化量」を求めた。この値を、〈ME ス

ベクトル一階微分累積変化量」とした。

こうして得られる一階微分累積変化量は、音符に対応するマクロな変化から、余韻や立ち上がりのように音符には現れない、複雑でマイクロな変化までを包括的に反映する指標となる。したがって、一方向性の単調な増加や減少、あるいは音符に対応した基音のマクロな変化だけでも大きな値を示す一方で、基音は一定で、倍音成分のみがマイクロな時間領域で複雑に変化しているようなケースには大きな値を示さない可能性もある。そのため、一階微分だけではマイクロな時間領域のゆらぎの評価には十分ではないと考えられる。

そこで、もうひとつの指標として、「“変化”の変化量」、すなわち「スペクトルアレイの起伏の複雑さ」を定量化する指標を設定した。そのために、10ミリ秒ごとに描いたスペクトルを時間軸に沿って二階微分、すなわち、「1階微分により得られた変化の値に対して、次の変化がどれほどの差を持つか」の絶対値を求め、対象となる時間と周波数帯域を通して積算し、累積変化量を得た。この値を〈MEスペクトル二階微分累積変化量〉とした。二階微分の値は、単調増加や単調減少の場合など、速度の遅い変化の場合はゼロに近づく一方で、マイクロな時間領域での起伏が複雑になればなるほど大きくなるという特徴を持つ。このことから、〈MEスペクトル二階微分累積変化量〉は、音符に表現されるかどうかを問わず、複雑で高速・多様な変化を反映した指標とすることができる。

2. 「江戸の音」の音響分析結果

2.1 FFTによる周波数パワースペクトルの分析

開発したシステムを用いて収録した虚無僧尺八の演奏音をはじめとする複数種類の音楽について、まず、FFTにより周波数スペクトルを分析した。その際、同じカテゴリーに属すると考えられる西洋音楽と日本伝統音楽の音源とを組み合わせたいくつかのセットを構成して分析し、両者の違いを抽出することを試みた。

こうして構成したベルカント唱法による声楽と長唄、ハープと箏、ピアノと琵琶、そして、フルートと尺八というセットについて、それぞれのパワースペクトルを図1に示す。今回、比較対象としてとりあげた西洋音楽の周波数成分は、ほとんど20kHz以下の知覚領域におさまる分布をみせている。それに対して、長唄、箏、琵琶の音、そして尺八といった日本伝統音楽には、いずれも50kHzをこえ、特に、琵琶や尺八には、100kHz以上に及ぶ超高周波成分が豊かに含まれていることが見出された。

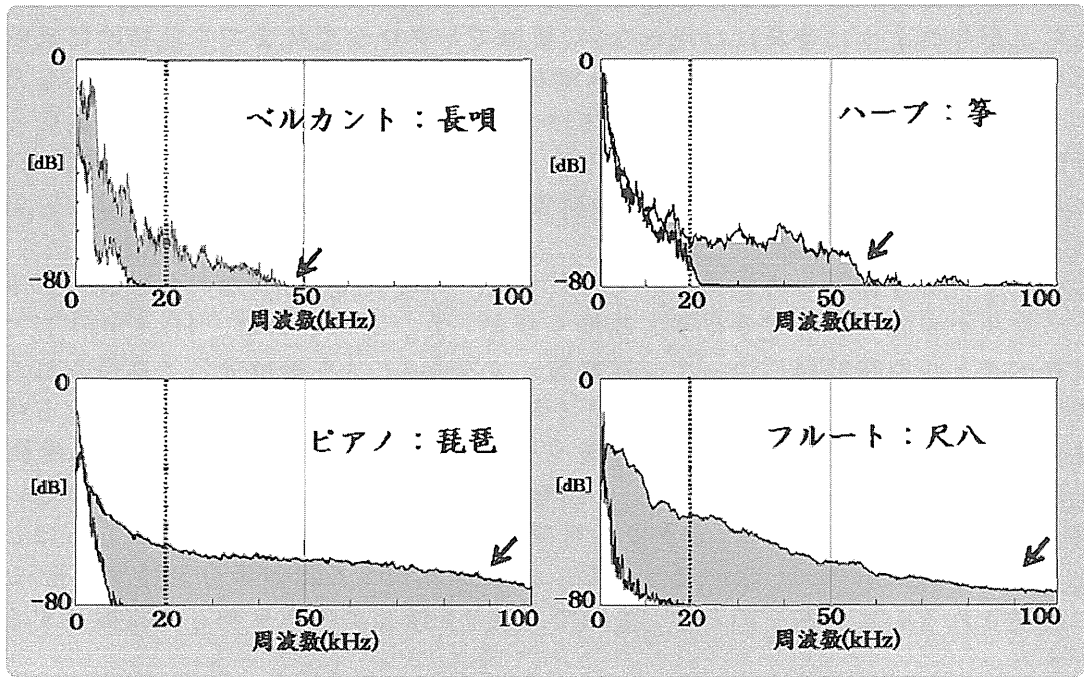


図1 西洋音楽と江戸の音のパワースペクトルの比較

2.2 MESAM によるマイクロな時間領域のゆらぎ構造の分析

次に、最大エントロピースペクトルアレイ法によるマイクロな時間領域のゆらぎ構造を分析した（図2）。

まず、いずれも調律された金属をたたく鍵盤楽器に属する、インドネシア・バリ島のガムランと西洋音楽を代表するピアノという2種類の楽器のセットを対象に解析を行った。この際、両楽器とも、五線譜で記述すると同一の譜面となるひとつの楽曲を演奏した。

その結果、ガムランの音は、50 kHz をこえる超高周波成分を豊富に含むと同時に、音が持続している間は、基音の音程が変化しなくても、超高周波域におよぶスペクトルの複雑で激しい非定常的な変化が10ミリ秒単位で発生していることが見出された。それに対して、ピアノの音の周波数成分はほぼ10 kHz 以下の帯域に限られ、スペクトルの形状は、音符に対応して音程が変化する個所に限って不連続に変化する状態が観察された。

<ME スペクトル一階微分平均値>と<二階微分平均値>は、いずれも、ガムランの音が、ピアノの音よりも高い複雑性をもつことを共通して示した。

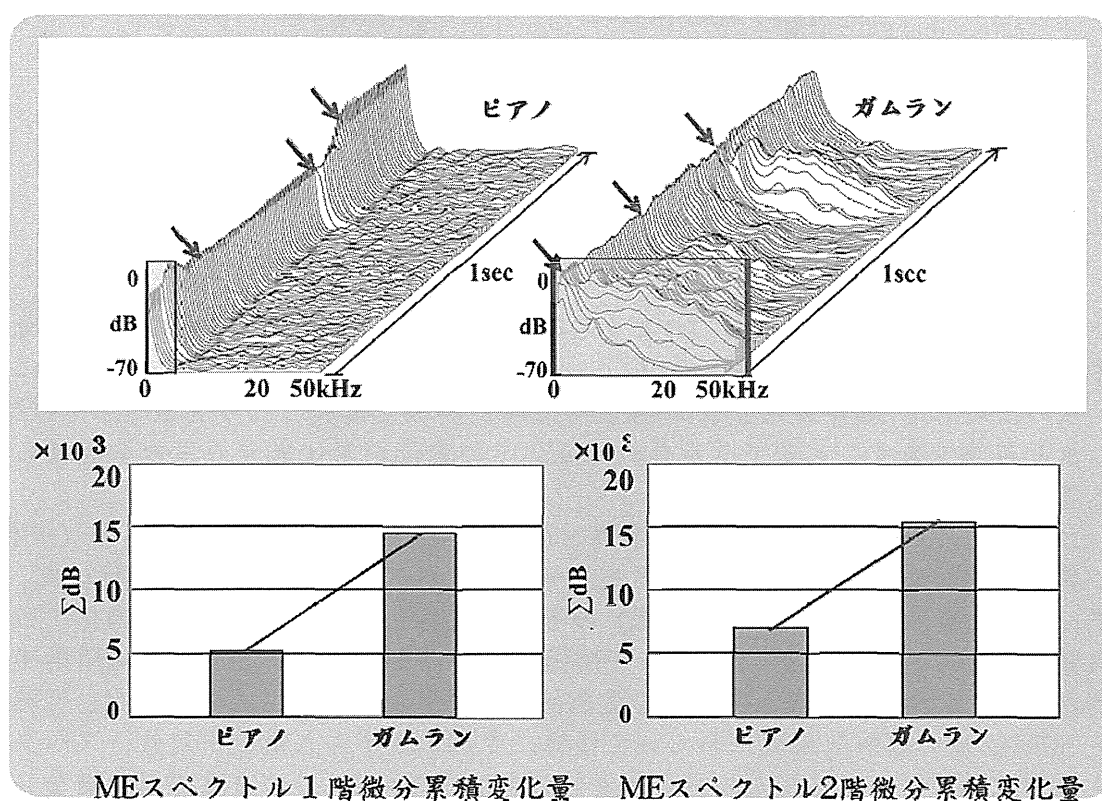


図2 ガムラン音とピアノ音のマイクロなゆらぎ構造とその定量化

次に、同様の比較を、尺八と同じ管楽器に属するフルートとを対象に行った(図3)。

その結果、尺八の音には100 kHzをこえる超高周波成分が豊富に含まれることが、先のFFT解析を裏付ける状態で認められた。さらに、持続する音のあらゆる時点で、ダイナミックで複雑なスペクトルの変化が観察された。

一方、フルートの音の成分は、ピアノの場合と同様にほぼ20 kHz以下の帯域に限られ、スペクトルの顕著な形状変化は基音の音程の変化する個所に限って観察された。MEスペクトルの<一階微分平均値>と<二階微分平均値>は、尺八の音の複雑性がフルートの音よりも高いことを共通して示している。

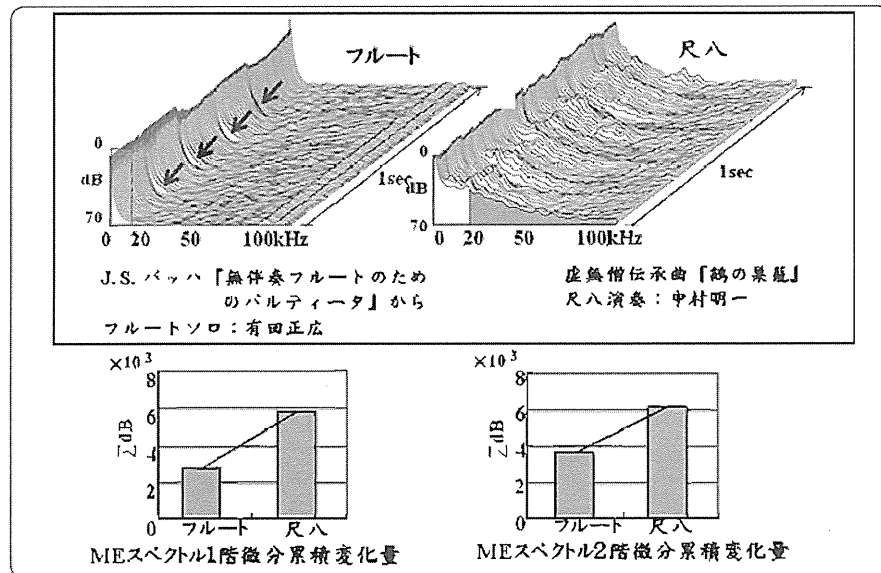


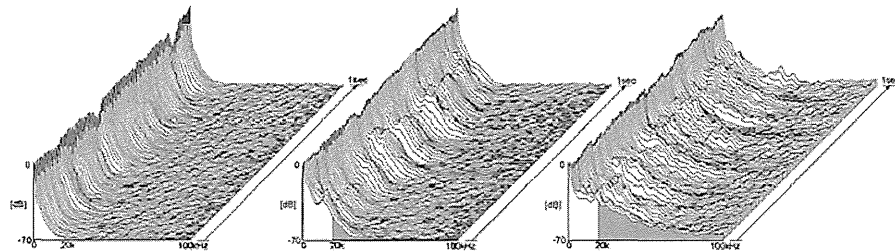
図3 尺八音とフルート音のマイクロなゆらぎ構造とその定量化

以上の結果から、尺八をはじめとする江戸の音は、そうした音符で表せる構造に加えて、ひとつの音符の内部に築かれた「マイクロな時間領域のゆらぎ構造」を高度に具えているのに対して、西洋近代音楽は「マクロな時間領域で構成される明示的な情報構造」、つまり楽譜で表すことができる音の組み立ての変化が変化成分の主力を構成していると考えられる。

さらに、尺八について、同一の楽器を用いて、同一の楽曲を同一の奏者(中村明一)が異なる演奏法で演奏し、演奏法と超知覚情報生成との関係について検討した。その結果、尺八を西洋楽器風(フルート風)の音色で演奏した場合は、その楽器音には高周波成分はほとんど含まれず、マイクロな時間領域における変化も小さく音の時間構造は定常的だった。それに対して、伝統的な虚無僧尺八の奏法で演奏した場合には、可聴域をこえ50kHz近い超知覚領域にわたって複雑に変化するゆらぎ構造が現れ、スペクトルとその変化はフルート風演奏の場合と歴然と異なっている。この自在で大規模なスペクトルの操作が、尺八という楽器の表現力の骨子になっていると考えられる。さらに演奏者独自の技法と解釈により虚無僧尺八の特徴を一層強調して演奏した場合には、100kHzをこえる極めて豊富な超高周波成分が発生すると同時に、そのスペクトルがマイクロな時間領域で劇的に変化する「波乱万丈のゆらぎ構造」を形成していることが見出された(図4)。民族音楽研究の第一人者、小島美子先生が「たった一本の竹で、世界のどんな楽

器も、シンサイザーも、オーケストラも表現できないような音の宇宙が現出されてくる」7) と指摘した中村の演奏の特徴が可視化されたものといえよう。

一本の竹をもって、聴き手に驚異的な感動と衝撃を与える尺八の演奏音が、この「超高周波成分」と「マイクロな時間領域のゆらぎ構造」という、意識で捉えることのできない超知覚構造を自在に制御し、きわめて高密度高複雑性の情報世界を繰り広げていることが注目される。そして、この知覚をこえる情報構造は、超知覚構造をきわだって高度に発達させた日本の江戸の音文化の特異性を浮き彫りにするものと考えられる。



フルート風の演奏 伝統的虚無僧尺八風の演奏 より変化を強調した現代的演奏

図4 尺八の演奏方法によるMEスペクトルアレイの相違

3. 考察—脳科学が明らかにする超知覚音構造の生理的効果

今回分析した箏、尺八、琵琶といった日本の伝統楽器音に共通して、可聴域上限を超える高周波成分の豊富な存在と、知覚限界を超えるマイクロな時間領域での変化が見出された。また、知覚限界を超える超高周波成分の含有やマイクロな時間領域での変化は、演奏法によって大きく異なる場合があることも明らかになった。五線譜に記せばきわめて簡素な構造を示すく江戸の音が、非定常的な周波数構造の複雑な変化を、可聴領域のみならず超知覚領域にもわたって展開していたことは興味深い。これらの結果は、私たちがこれまで蓄積してきた世界諸民族の楽器音等に関する研究成果1)とも高度に整合している。これらの情報構造が人間の脳に及ぼす影響について、先端的な脳科学の知見を踏まえて考察したい。

私たちはこれまで、可聴域上限をこえる高周波成分を豊富に含み非定常に変化する複雑性の音が、その音の受容者のく基幹脳> (視床、視床下部、脳幹を含む基幹的機能を担う深部構造) およびそれに発する神経ネットワークを活性化し2) (図5)、それを反映した領域脳血流値の増大、脳波α波の増強、免疫活性の上昇、ストレス性ホルモンの減少、音のより美しく快い受容の誘起、音をより大きく聴く行動の誘導など多岐にわたる反応を導く現象を見出している。100kHzをこえるほどの超高周波成分を豊かに含む尺八をはじめとする江戸の音は、人の感性脳をとりわけ高度に活性化させ、芸術的感興を高めるとともに、心身の状態を改善・向上に導いていることが推定される。

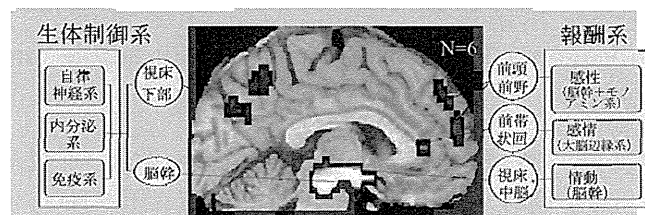


図5 ハイパーソニック・サウンドは基幹脳ネットワークの血流増加を導く

また、「マイクロな時間領域のゆらぎ構造」については、聴覚神経系の仕組から興味深い事実が浮かび上がってくる(8)。人間の耳から入ってきた空気振動は、鼓膜で機械振動となり、内耳にある有毛細胞によってそれが神経インパルスに変換される。そして、蝸牛神経を通過して脳幹、視床にある神経核で何度か中継された後、大脳皮質へと達する。こうした複雑な階層構造をもった聴覚神経系で、音がどのように処理されるかについては多くの研究がなされているが、興味深いことに、日本人の聴覚生理学研究は、歴史的に、一定の音の高さの知覚よりも音の高さが変化する状態を知覚する仕組に対してより高い関心を払ってきた。1980年代に入るとこの関心が世界に広がって音の変化を捉える仕組が急速に解明された。

その結果、一定に保たれた音の構造をちょうど楽譜を読み解くように分析しているのは、内耳の蝸牛にある基底膜の有毛細胞から発信された信号が一次聴覚神経を經由して蝸牛神経核に集められ、そこから下丘を經由して内側膝状体に至る神経回路であることがわかった。つまり、定常構造の分析は、高次脳の手前の内側膝状体まででほぼ完了する。

一方、音の高さの変化やゆらぎなど、音符で表すにはマイクロに過ぎる時間領域での音構造の変容の分析は、おおむね下丘から始まり内側膝状体から本格化する。より上位にある一次聴覚野から聴覚連合野にかけてのいわゆる高次脳領域では、定常的な音に対する応答はかなり弱く、周波数・振幅の連続した変化やゆらぎ構造など非定常構造の分析が主力を占めている。つまり、音楽に反応する高次脳機能は専ら、音の非定常な変化を検出するために働いており、音楽を感じる高次脳すなわち<音楽脳>は変化を検出する脳だ、ということが出来る。このことから考えると、マイクロな時間領域で音の構造がダイナミックに変容することが、音楽が人の心動かす上で重要な条件であろうことは否定できない。

これらの知見を踏まえてみると、江戸の音を特徴づける構造すなわち知覚限界をこえる超高密度高複雑性構造は、基幹脳ネットワークの活性を高めて音をより美しく快く感じさせると同時に、変化を検出する脳すなわち音楽脳を効果的に刺激してより興味を感じさせるといふ、脳科学的にみても合理性、有効性の高い、驚くべき表現戦略の精華といえよう。

今後はこうした知見をより高い普遍性、信頼性のもとに明らかにするために、日本の伝統楽器および西欧文化圏に属する楽器音双方との厳密な比較データの蓄積をはかりたい。そして、江戸の音に含まれる超知覚情報が人間に及ぼす影響を生理・心理学・民族芸術学的総合研究として結実させたいと考えている。

文献および資料

大橋 力、『音と文明』、岩波書店、1993。

- 1) Oohashi T, Nishina E, Honda M, Yonekura Y, Fuwamoto Y, Kawai N, Maekawa T, Nakamura S, Fukuyama H and Shibasaki H, Inaudible high-frequency sounds affect brain activity. A hypersonic effect, Journal of Neurophysiology, 83, 3548-3558, 2000
- 2) 山崎芳男、太田弘毅、西川明成、野間政利、飯塚秀幸、「広帯域音響信号の高速標本化1bit処理」、電子情報通信学会 信学技報、EA93-102、1994。
- 3) 有田正広、『バッハ:フルートソナタ全集』より、J. S. バッハ「無伴奏フルートのためのパルティータ」、DVD-audio、コロムビアミュージックエンタテインメント、COAQ-23、2004。

- 4) 内田奈織、『HEART MIST』より、J. シュトラウス「春の声」、DVD-audio、テイチク TEAD-35001、2004.
- 5) 仁科エミ、森本雅子、八木玲子、福島亜理子、本田 学、前川督雄、河合徳枝、大橋 力、「ハイパーソニック・サウンドの音響構造について（その2）日本伝統楽器音の超知覚構造」、日本音響学会春季研究発表会講演論文集、851-852、2009.
- 6) 中村明一『虚無僧尺八の世界 東北の尺八』（監修：小島美子）、ライナーノート、財団法人日本伝統文化振興財団、VZCG-610、2006.
- 7) 大橋 力、「日本伝統音楽のゆらぎ」、小島美子他編『日本の音の文化』、第一書房、27-60、1994.

以上

糖尿病患者の神経障害は健康関連 QOL とは 独立に抑うつに関連する

吉田寿美子¹⁾, 平井正史²⁾, 鈴木 進³⁾, 粟田主一⁴⁾, 岡 芳知⁵⁾

Sumiko Yoshida, Masashi Hirai, Susumu Suzuki, Shuichi Awata, Yoshitomo Oka

日本人糖尿病患者において、想定できる交絡因子を統制して抑うつに関連する独立因子を特定した。197人の糖尿病外来患者のうち129(タイプ1:24, タイプ2:105)人を対象に、社会人口統計学的指標と健康関連指標に関するアンケート調査を実施した。Zung's Self-Rating Depression Scale (SDS)を用いて抑うつのスクリーニングを行った後に、熟練した精神科医が半構造化面接によるDSM-IV診断を行った。その結果47人(36.4%)の患者に症候学的な抑うつが認められた。SDSにおける40点のカットオフポイントはDSM-IVの大うつ病エピソードの検出に良好な感度(100%)と控えめな特異度(59%)を示した。抑うつを持つ患者は、抑うつを持たない患者に比べて、神経障害・網膜障害・体の痛みを伴いやすく、全般的健康感が低く、社会的支援を欠いていた。しかし、年齢、性別、婚姻状況、糖尿病のタイプ、インスリンの使用、糖尿病罹病期間、HbA1c、腎障害には差異が認められなかった。多変量ロジスティック回帰分析では、体の痛み(OR 3.26, 95% CI 1.31-8.08)と微小血管合併症(糖尿病性神経障害・腎障害・網膜症のうち少なくとも1つ以上ある場合, OR 2.81, 95% CI 1.13-6.98)が独立に抑うつに関連していた。特に糖尿病性神経障害(OR 3.10, 95% CI 1.17-8.22)は年齢、性別、婚姻状況、社会的支援、QOL、糖尿病のタイプ、糖尿病罹病期間、HbA1c、インスリンの使用とは独立に抑うつに関連していた。従来の糖尿病患者に認められる抑うつは糖尿病合併症による二次的なQOL低下に伴って出現するとの見解とは異なり、糖尿病合併症、特に神経障害は、糖尿病患者の抑うつに独立に関連することが明らかになった。今回の結果は糖尿病の抑うつと糖尿病性神経障害の両者に共通する生物学的な基盤を究明する必要性を示唆している。

<索引用語:抑うつ, 糖尿病, メンタルヘルス, 神経障害, QOL>

1. はじめに

欧米諸国では糖尿病患者にうつ病が多いことが知られている。糖尿病患者は非糖尿病患者の2倍以上うつ病になりやすく^{2,7)}、抑うつ的な糖尿病

患者は血糖コントロールが悪く、活動性が低く、より肥満になること^{6,15,19)}が報告されている。以上から、うつ病は糖尿病管理に非常に重要な要因と考えられる。

著者所属: 1) 国立精神・神経医療研究センター病院, 2) 平井内科医院 (前: 東北大学大学院医学系研究科内科病態学講座分子代謝病態学分野), 3) 八田総合病院 (前: 東北大学大学院医学系研究科内科病態学講座分子代謝病態学分野), 4) 東京都健康長寿医療センター研究所, 5) 東北大学大学院医学系研究科内科病態学講座分子代謝病態学分野

Neuropathy is Associated with Depression Independently of Health-related Quality of Life in Japanese Patients with Diabetes

Sumiko Yoshida

Psychiatry and Clinical Neurosciences, Volume 63, Number 1, p. 65-72, 2009

今日まで、①社会人口統計学的要因として女性⁷⁾・若年^{7,24)}・非婚^{7,12,23)}・低い教育歴^{23,24)}・社会的支援の欠如²⁰⁾が、②健康関連要因として低い全般的健康感¹³⁾・体の痛み⁹⁾が、③糖尿病の要因として糖尿病罹患期間²³⁾・不良な血糖コントロール^{12,19)}・糖尿病の治療方法(インスリン注射の有無)・糖尿病合併症^{22,23)}・神経障害^{26,27,28)}・網膜症^{6,20)}がうつに関連していると報告されている。しかし、これらの報告は想定できる交絡因子を十分に統制できていない。抑うつと糖尿病の基盤となる共通の要因はあるのだろうか。

現在までに熟練した精神科医による DSM-IV¹⁾ 診断を用いた日本人糖尿病患者の大うつ病エピソードの出現頻度の報告は見当たらない。さらに日本を含めたアジア諸国でも糖尿病患者における抑うつの関連要因に関する報告は少ない。そこで我々は最初に日本人糖尿病患者に大うつ病エピソード出現頻度が高いことを確認するために、有病率を調べた。次に想定できる交絡因子を統制した後、糖尿病患者の抑うつと関連する可能性のある要因を多変量ロジスティック回帰分析法で検討した。

2. 方法と結果

対象：2003年11月に東北大学病院糖尿病代謝科を受診した197名の患者全てを対象に、社会人口統計学的指標と健康関連指標に関するアンケート調査を面接法で実施した。タイプ1またはタイプ2糖尿病の診断はアメリカ糖尿病学会の診断基準に基づき行われた²⁶⁾。なお、本研究は東北大学倫理委員会の了承のもと、文書による説明を行った後に患者から署名入りの同意を得て行われた。

測度：社会人口統計学的変数として、性別・年齢・婚姻状況・家族の人数・教育年数・社会的支援を調べた。社会的支援として、以前の日本での研究で用いられた5項目^{17,21)}のうち、今回の検討で最も抑うつと相関が高かった1項目(困った時の相談相手の有無)を調べた。健康関連指標に関しては日本語版 Short-Form 36 Health Survey questionnaire^{10,11)}の下位尺度の「体の痛み」と

「全般的健康感」を調べ、得点は日本人の標準値で二分した。

糖尿病のタイプ(タイプ1・2)、罹病期間(10年以上・10年未満)、ボディマス指数(body mass index; BMI)、糖尿病の治療薬、降圧剤の要否、高脂血症治療薬の要否、血圧をカルテ記録から調べた。空腹時血糖、ヘモグロビンA1c(hemoglobin A1c; HbA1c 7%以上・7%未満)、血清脂質(TG・T-cho・HDL・LDL)を血糖コントロールの状態として調べた。

糖尿病性神経障害・腎障害・網膜症のうち少なくとも1つ以上ある場合を微小血管合併症があると定義した。腎障害は持続的なたんぱく尿の存在、神経障害は下肢の両側性の神経症状の存在 and/or 両側性のアキレス腱反射の消失と定義した。網膜症は眼科医によって単純網膜症、増殖前網膜症、増殖網膜症、または問題なしと診断された。

抑うつの判定：Zung's Self-Rating Depression Scale (SDS)²⁹⁾を用いて抑うつのスクリーニングを行った。SDS得点が40点以上の患者を症候学的に「抑うつ」と判定した^{4,30)}。日本語版 SDSのうつ病スクリーニング尺度としての妥当性は福田らによって確認されている⁹⁾。SDS得点が40点以上の患者全てに対し、1カ月以内に大うつ病エピソードの診断のために、熟練した精神科医の DSM-IVに基づく半構造化面接を受けるように促した。SDS得点40点未満の患者についても、ほぼ同数の患者を無作為に抽出して、同様の面接を行った。面接を受けた患者に向精神薬を服用していた者はいなかった。

統計：抑うつを伴う患者と伴わない患者の特性の差異は χ^2 検定またはt検定を用いて比較した。抑うつと想定できる予測因子との関連を推定するために多変量ロジスティック回帰分析を行い、オッズ比(OR)と95%信頼区間(95% CI)を計算した。有意差5%未満を統計学的に有意とした。

結果：197人のうち129人が調査を受けた(反応率65%)。129人中47人(36.4%)に抑うつがあり、47人中31人が熟練した精神科医の半構造化面接を受けた。31人中7人(タイプ1:3人、

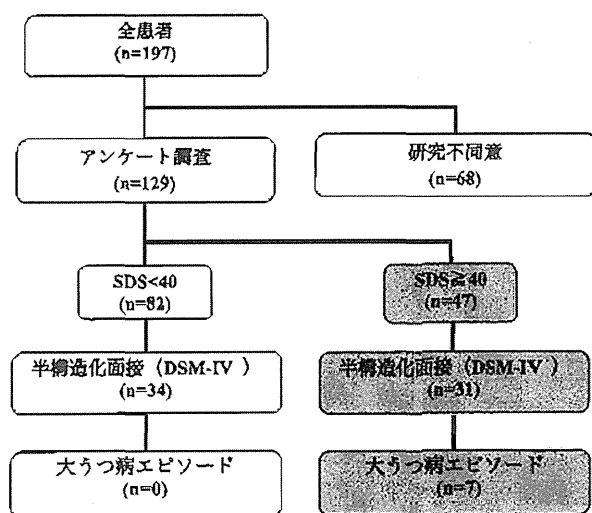


図1 研究デザイン

タイプ2：4人)が大うつ病エピソードと診断された。同じ面接を受けた34人のSDS得点が40点未満の対象には大うつ病エピソードと診断された者はいなかった(図1)。以上から、大うつ病エピソードの1カ月間の期間有病率は7.9%と推定された。糖尿病のタイプ1とタイプ2の間で有病率に有意差はなく(p=0.34)、SDS得点40のカットオフは大うつ病エピソードを抽出するのに良い感度(100%)と特異度(59%)を示した。

抑うつを伴う糖尿病患者と伴わない糖尿病患者の特徴を表1に示す。抑うつを伴う糖尿病患者は抑うつを伴わない糖尿病患者に比較して社会的支援を欠き、体の痛みがあり、全般的健康感が低いと感じ、微小血管合併症の合併率も有意に高かった。一方、年齢、性別、婚姻状況、教育年数、糖尿病のタイプ、糖尿病罹病期間、BMI、インスリンの要否、血圧、降圧剤の要否、空腹時血糖、HbA1c、血清脂質、高脂血症治療薬の要否、腎障害では有意な差はなかった。

多変量ロジスティック回帰分析の結果、体の痛み(OR=3.26, 95%CI=1.31-8.08)と微小血管合併症(OR=2.81, 95%CI=1.13-6.98)が独立に抑うつに関連していた(表2)。微小血管合併症ではなく神経障害に焦点を当てると、神経障害(OR=3.10, 95%CI=1.17-8.22)は年齢、

表1 糖尿病患者の特性

変数	SDS < 40 (n = 82)	SDS ≥ 40 (n = 47)
性別		
女性	35	23
男性	47	24
年齢	54.12 ± 10.31	52.72 ± 10.47
婚姻状況		
既婚	66	32
非婚	16	15
家族の人数	3.13 ± 1.45	3.32 ± 1.80
社会的支援		
+	77	38
-	5	9*
SF 36: 体の痛み	76.72 ± 23.80	63.24 ± 27.00**
SF 36: 全般的健康感	54.82 ± 18.00	40.93 ± 22.91**
教育		
~ 中学	9	4
~ 高校	42	33
~ 専門学校(大学)	31	10
糖尿病のタイプ		
タイプ1	13	11
タイプ2	69	36
糖尿病罹病期間		
< 10年	53	24
≥ 10年	29	23
BMI (kg/m ²)	24.07 ± 4.69	24.07 ± 3.74
インスリン		
+	45	27
-	37	20
降圧剤		
+	25	12
-	57	35
高脂血症治療薬		
+	27	9
-	55	38
血圧 (mmHg)		
収縮期	127.6 ± 15.0	126.3 ± 15.8
拡張期	77.4 ± 10.1	75.0 ± 8.8
空腹時血糖 (mg/dL)	146.61 ± 38.20	154.04 ± 66.90
HbA1c (%)	7.00 ± 1.19	7.12 ± 1.69
TG (mg/dL)	112.76 ± 59.93	118.57 ± 73.70
TC (mg/dL)	193.82 ± 28.90	193.60 ± 35.99
HDL (mg/dL)	56.40 ± 19.84	52.60 ± 17.25
LDL (mg/dL)	113.57 ± 26.10	117.40 ± 30.83
微小血管合併症		
+	28	28**
-	54	19
腎障害		
+	12	5
-	70	42
神経障害		
+	14	18**
-	68	29
膵臓症		
+	19	20*
-	63	27

注釈：数値は平均値±標準偏差または人数。BMI: body mass index, HbA1c: hemoglobin A1c, TG: triglycerides, TC: total cholesterol, HDL: high density lipoprotein cholesterol, LDL: low density lipoprotein cholesterol. SF 36: Short-Form 36 Health Survey questionnaires, 体の痛みがない人は得点が高く、全般的健康感が高い人は得点が高い。*；p < 0.05, **；p < 0.01 by t-test or χ^2 test

表2 糖尿病患者における抑うつに関連因子
微小血管合併症に焦点を当てた場合

要因	OR	95 % CI	p
年齢	0.99	0.95-1.03	0.76
性別	男性	1.00	
	女性	1.10	0.47-2.58
婚姻状況	既婚	1.00	
	非婚	1.55	0.60-4.01
社会的支援	+	1.00	
	-	2.04	0.68-8.55
SF 36: 体の痛み	≥76.2	1.00	
	<76.2	3.26	1.31-8.08
SF 36: 全般的健康感	≥65.0	1.00	
	<65.0	1.34	0.47-3.80
糖尿病のタイプ	タイプ2	1.00	
	タイプ1	2.02	0.68-5.98
糖尿病罹病期間 (年)	<10	1.00	
	≥10	1.75	0.74-3.92
HbA1c (%)	<7.0	1.00	
	≥7.0	0.56	0.23-1.37
インスリン	-	1.00	
	+	0.76	0.28-2.02
微小血管合併症	-	1.00	
	+	2.81	1.13-6.98

注釈: OR: odds ratio, 95 % CI: 95 % confidence intervals, HbA1c: hemoglobin A1c, SF 36: Short-Form 36 Health Survey questionnaire, 76.2: SF 36 体の痛みの日本人標準値 (高得点は痛みがない), 65.0: SF 36 全般的健康感の日本人標準値 (高得点は健康感が高い), *, $p < 0.05$ by multivariate logistic regression analysis

性別, 婚姻状況, 社会的支援, 体の痛み, 全般的健康感, 糖尿病のタイプ, 糖尿病罹病期間, HbA1c, インスリンの要否と独立に抑うつと関連していた (表3)。なお, 腎障害と網膜症は抑うつとは独立に関連していなかった。

3. 苦勞・工夫した点

当時, 私は某私立大に在籍し, 非常勤講師として東北大学精神科に勤務して非定型抗精神病薬の耐糖能への影響を調べたいと考えていた。そこで, 糖尿病・代謝科の岡芳知教授のもとに相談に伺ったところ, 精神的問題を抱えた糖尿病患者の対応を依頼された。その際に糖尿病患者にはうつが多いといわれているが, 日本ではきちんと検証され

ていないことを知り, 今回の研究を行うこととなった。まず, 最初の約半年間は糖尿病・代謝科で週1回の割合で外来と病棟で主治医が精神的な要因で困っている糖尿病患者の精神科日常臨床を行った。お陰さまで, 糖尿病・代謝科の医師からは好評を頂き, 今回の研究に好意的にご協力頂いた。一方で糖尿病・代謝科で精神疾患を発見され, 私に治療を受けている患者が休日や夜間に精神的不調を来たした場合は精神科当直医にお願いしていた。そこで少しでも精神科に貢献できるようにと, 糖尿病・代謝科のリエゾン・コンサルテーション業務を拡大して, 緩和ケア・血液免疫科・腫瘍内科などのリエゾン・コンサルテーションも行い, 精神科のリエゾン・コンサルテーション業務を担

表3 糖尿病患者における抑うつの関連因子
神経障害に焦点を当てた場合

要因	OR	95 % CI	p
年齢	1.00	0.95-1.04	0.83
性別	男性	1.00	
	女性	1.04	0.45-2.43
婚姻状況	既婚	1.00	
	非婚	1.74	0.67-4.51
社会的支援	+	1.00	
	-	2.64	0.76-9.22
SF 36：体の痛み	≥76.2	1.00	
	<76.2	3.53	1.42-8.81
SF 36：全般的健康感	≥65.0	1.00	
	<65.0	1.25	0.44-3.50
糖尿病のタイプ	タイプ2	1.00	
	タイプ1	1.96	0.66-5.77
糖尿病罹病期間（年）	<10	1.71	
	≥10	1.00	0.75-3.93
HbA1c（%）	<7.0	1.00	
	≥7.0	0.57	0.23-1.41
インスリン	-	1.00	
	+	0.78	0.30-2.11
神経障害	-	1.00	
	+	3.10	1.17-8.22

Note: OR: odds ratio, 95 % CI: 95 % confidence intervals, HbA1c: hemoglobin A1c, SF 36: Short-Form 36 Health Survey questionnaire, 76.2: SF 36 体の痛みの日本人標準値（高得点は痛みがない）, 65.0: SF 36 全般的健康感の日本人標準値（高得点は健康感が高い）, *, *; p<0.05 by multivariate logistic regression analysis

った。幸いなことに、精神科リエゾン・コンサルテーション業務は精神科OBの齋藤秀光先生（現東北大学大学院医学系研究科保健学専攻看護学コース家族支援看護学領域精神看護学分野教授）、上埜高志先生（現東北大学大学院教育学研究科教育学部臨床心理学臨床心理研究コース教授）、山崎尚人先生（東北大学大学院医学系研究科医学部病態生理情報学分野准教授）に多大なご支援を頂き、精神科医からも好評を頂いた。工夫した点と
いえば、糖尿病・代謝科と精神科の現場で実際に診療を行っている医師と良好な関係を作るように努力した点であろうか。糖尿病・代謝科では精神的要因を請負い、精神科では精神科リエゾン・コンサルテーション業務の担い手として働いた。こ

の姿勢が良かったのかはわからないが、色々な方にご協力頂き、気持ち良く研究が行えた。また、研究後のフォローアップは研究と同じくらい重要で、研究中にうつ病などの精神科疾患を発見した場合は責任を持って治療を行い、糖尿病・代謝科での精神科診療は私が仙台を去るまでの約4年間継続し、その後適切な医療機関に紹介した。研究が終わったら、後は知らないという態度は厳に戒めるべきだと思う。

4. 本論文の意義と今後の課題と方向性

第一に日本人の糖尿病患者のうつ病有病率を明らかにした意義は大きい。糖尿病患者の36.4%に症候的な抑うつがあり、大うつ病エピソードの

期間有病率は7.9%であった。スクリーニングの段階でうつ病が強く示唆されたものの、精神科医の面接を拒否した患者が少なからずいたことから、実際はもう少し高い有病率だったであろうと推測している。当時までの報告によると、日本人のうつ病有病率は一般人口の1%⁸⁾、労働人口の4%¹⁶⁾とされており、糖尿病患者のうつ病有病率は糖尿病でない人の2倍以上高いことを示した。

第二に、従来の糖尿病患者に認められる抑うつは糖尿病合併症による二次的なQOL低下に伴って出現するとの見解^{14),18)}とは異なり、糖尿病合併症、特に神経障害は、糖尿病患者の抑うつに独立に関連することを明らかにした。今回の結果は糖尿病の抑うつと糖尿病性神経障害の両者に共通する生物学的な基盤を究明する必要性を示唆している。糖尿病性神経障害と感情障害の両者に共通する基盤としてミトコンドリア遺伝子の異常を考えたが、今回の研究では示せる根拠がないことから共著者の岡先生から「妄想」と言われてしまった。しかし今でも懲りずに、機会があれば、両者に共通した基盤としてミトコンドリア遺伝子に着目した遺伝子研究を行ってみたいと考えている。

謝 辞

この研究にご協力頂いた、現東北大学大学院医学系研究科医学部精神神経学分野 松岡洋夫教授、前東北大学大学院医学系研究科医学部精神生物学分野 小原有久先生、現光が丘スベルマン病院 山下元康先生に深謝申し上げます。

文 献

- 1) American Psychiatric Association: Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders, 4th ed. American Psychiatric Association, Washington, D.C., 1994
- 2) Anderson, R.J., Freedland, K.E., Clouse, R.E., et al.: The prevalence of comorbid depression in adults with diabetes: a meta-analysis. *Diabetes Care*, 24; 1069-1078, 2001
- 3) Bair, M.J., Robinson, R.L., Katon, W., et al.: Depression and pain comorbidity: a literature review. *Arch Intern Med*, 163; 2433-2445, 2003

4) Barrett, J., Hurst, M.W., DiScala, C., et al.: Prevalence of depression over a 12-month period in a non patient population. *Arch Gen Psychiatry*, 35; 741-744, 1978

5) Black, S.A.: Increased health burden associated with comorbid depression in older diabetic Mexican Americans. Results from the Hispanic Established Population for the Epidemiologic Study of the Elderly survey. *Diabetes Care*, 22; 56-64, 1999

6) Caruso, L.B., Silliman, R.A., Demissie, S., et al.: What can we do to improve physical function in older persons with type 2 diabetes? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 55; M372-M377, 2000

7) Egede, L.E., Zheng, D., Simpson, K.: Comorbid depression is associated with increased health care use and expenditures in individuals with diabetes. *Diabetes Care*, 25; 464-470, 2002

8) Fujihara, S., Kitamura, T.: Psychiatric epidemiologic research in an area of Kofu city-The prevalence of mild psychiatric disorder using JCM diagnosis-(in Japanese). *Nippon Iji Shinpou*, No. 3618; 47-50, 1992

9) Fukuda, K., Kobayashi, S.: A study on a self-rating depression scale. *Psychiatr Neurol Jpn*, 75; 673-679, 1978

10) Fukuhara, S., Bito, S., Green, J., et al.: Translation, adaptation, and validation of the SF-36 Health Survey for use in Japan. *J Clin Epidemiol*, 51 (11); 1037-1044, 1998

11) Fukuhara, S., Ware, J.E., Jr., Kosinski, M., et al.: Psychometric and clinical tests of validity of the Japanese SF-36 Health Survey. *J Clin Epidemiol*, 51 (11); 1045-1053, 1998

12) Hanninen, J.A., Takala, J.K., Keinanen-Kiukkaanniemi, S.M.: Depression in subjects with type 2 diabetes. Predictive factors and relation to quality of life. *Diabetes Care*, 22; 997-998, 1999

13) Jacobson, A.M., de Groot, M., Samson, J.A.: The effects of psychiatric disorders and symptoms on quality of life in patients with type I and type II diabetes mellitus. *Qual Life Res*, 6; 11-20, 1997

14) Jacobson, A.M., Rand, L.L., Hauscr, S.T.: Psychologic stress and glycemic control: a comparison of patients with and without proliferative diabetic

retinopathy. *Psychosom Med*, 47; 327-381, 1985

15) Katon, W., von Kroff, M., Ciechanowski, P., et al.: Behavioral and clinical factors associated with depression among persons with diabetes. *Diabetes Care*, 27; 914-920, 2004

16) Kawakami, N., Iwata, N., Tanigawa, T., et al.: Prevalence of mood and anxiety disorders in a working population in Japan. *J Occup Environ Med*, 38; 899-905, 1996

17) Koizumi, Y., Awata, S., Seki, T., et al.: Association between social support and depression in the elderly Japanese population (in Japanese with English abstract). *Nippon Ronen Igakkai Zasshi*, 41; 426-433, 2004

18) Littlefield, C.H., Rodin, G.M., Murray, M.A., et al.: Influence of functional impairment and social support on depressive symptoms in persons with diabetes. *Health Psychol*, 9; 737-749, 1990

19) Lustman, P.J., Anderson, R.J., Freedland, K.E., et al.: Depression and poor glycemic control: a meta-analytic review of the literature. *Diabetes Care*, 23; 934-942, 2000

20) Miyaoka, Y., Miyaoka, H., Motomiya, T., et al.: Impact of sociodemographic and diabetes-related characteristics on depressive state among non-insulin-dependent diabetic patients. *Psychiatry Clin Neurosci*, 51; 203-206, 1997

21) Muraoka, Y., Oiji, A., Ihara, K.: The physical, psychological and social background factors of elderly depression in the community (in Japanese). *Jpn J Geriatr Psychiatry*, 7; 397-407, 1996

22) Padgett, D.K.: Sociodemographic and disease-related correlates of depressive morbidity among diabetic patients in Zagreb, Croatia. *J Nerv Ment Dis*, 181; 123-129, 1993

23) Peyrot, M., Rubin, R.R.: Levels and risks of depression and anxiety symptomatology among diabetic adults. *Diabetes Care*, 20; 585-590, 1997

24) Peyrot, M., Rubin, R.R.: Persistence of depressive symptoms in diabetic adults. *Diabetes Care*, 22; 448-452, 1999

25) Takahashi, Y., Hirata, Y.: A follow-up study of painful diabetic neuropathy: physical and psychological aspects. *Tohoku J Exp Med*, 141; 463-471, 1983

26) The expert Committee on the Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. Report of the expert Committee on the Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. *Diabetes Care*, 20; 1183-1197, 1997

27) Viinamäki, H., Niskanen, L., Uusitupa, M.: Mental well-being in people with non-insulin-dependent diabetes. *Acta Psychiatr Scand*, 92; 392-397, 1995

28) Winocour, P.H., Main, C.J., Medlicott, G., et al.: A psychometric evaluation of adult patients with type 1 (insulin-dependent) diabetes mellitus: prevalence of psychological dysfunction and relationship to demographic variables, metabolic control and complications. *Diabetes Res*, 14; 171-176, 1990

29) Zung, W.: A self-rating depression scale. *Arch Gen Psychiatry*, 12; 63-70, 1965

30) Zung, W.W.K.: A cross-cultural survey of symptoms in depression. *Am J Psychiatry*, 126; 116-121, 1969

Development of a Brain PET System, PET-Hat: A Wearable PET System for Brain Research

Seiichi Yamamoto, *Member, IEEE*, Manabu Honda, Tutomu Oohashi, Keiji Shimizu, and Michio Senda

Abstract—Brain functional studies using PET have advantages over fMRI in some areas such as auditory research in part because PET systems produce no acoustic noise during acquisition. However commercially available PET systems are designed for whole body studies and are not optimized for brain functional studies. We developed a low cost, small, wearable brain PET system named PET-Hat dedicated for brain imaging. It employs double counter-balanced systems for mechanical supports of the detector ring while allowing the subject some freedom of motion. The motion enables subject to be measured in the sitting position and move relatively freely with the PET during acquisition. The detector consists of a Gd_2SiO_5 (GSO) block, a tapered light guide and a flat panel photomultiplier tube (FP-PMT). Two types of GSO are used for depth-of-interaction (DOI) separation allowing the use of a small ring diameter without resolution degradation. The tapered light guide allows the use of larger GSO blocks with fewer FP-PMTs. Sixteen detector blocks are arranged in a 280 mm diameter ring. Transaxial and axial field-of-view (FOV) are 20 cm and 4.8 cm, respectively. Energy resolution of the block detectors was $\sim 15\%$ full width at half maximum (FWHM) and timing resolution was ~ 4.6 ns FWHM. Transaxial resolution and axial resolution at the center of the FOV were ~ 4.0 mm FWHM and ~ 3.5 mm FWHM, respectively. Sensitivity was 0.7% at the center of the axial FOV. Scatter fraction was ~ 0.6 . Hoffman brain phantom images were successfully obtained. We conclude that the PET-Hat is a promising, low cost, small, wearable brain PET system for brain functional studies.

Index Terms—Brain, GSO, PET, PSPMT, wearable.

I. INTRODUCTION

IN the early stage of human activation studies, positron emission tomography (PET) was used and many interesting brain functional insights were obtained [1]–[4]. After the introduction of the functional magnetic resonance imaging (fMRI) [5]–[6], most of these brain functional studies were shifted from PET to fMRI because the latter does not require positron

radionuclides and thus does not require injections and has no radiation exposure. Furthermore, the activation sensitivity to the stimulation is generally higher than PET.

One drawback of the fMRI studies is the acoustic noise from the gradient sequence which makes it difficult to use for auditory experiments in human studies. Acoustic noise in MRI is usually more than 100 dB sound pressure level (SPL) requiring headphones or bone conduction speakers for the auditory stimulation for fMRI studies, making it quite different from natural auditory conditions.

Another drawback of the fMRI studies is that subject needs to lie in narrow and deep tunnel of the MRI making most of subjects uneasy, especially for subjects of claustrophobic show difficulty in measuring in MRI [7] and [8].

Brain functional studies using PET have advantages over fMRI in some areas such as auditory research of the brain because recent PET systems basically produce no acoustic noise with acquisition. However commercially available PET systems are designed for whole body studies and are not optimized for brain functional studies. Most of the commercial available PET systems are for imaging human body thus the diameter of the detector ring is large enough to image the human whole body increasing the cost and reducing the sensitivity of the PET system [9]–[12]. In addition, these commercially available PET systems measure subject lying on the bed in the tunnel of the PET. In the case of PET/CT system, the length of the tunnel became longer [9], [11] and the similar drawback to MRI system may be serious for claustrophobic subjects.

In the brain functional studies using delicate auditory stimulation, fMRI may not be a candidate for the imaging modality because of the serious acoustic noises and narrow spaces in the MRI measurements. PET will have an advantage for these applications. Commercially available whole-body PET systems are better, but like the MRI, subjects are measured while lying on the bed in the relatively long tunnel. In addition, the acoustic noise level in the tunnels of PET systems is much smaller than in MRI but relatively high from such as the cooling fans of the electronics in the gantry of the system.

For the measurements of sensitive stimulation such as the detection of hypersonic effect [13], subject must be measured in a silent and relaxed condition where the only target stimulus activates the subject. For the relax condition, it will be better to be measured in the sitting position. And if the detector ring can move with the subject's head, the subject may feel more relaxed during PET measurement while minimizing the head movement.

Some PET systems dedicated for brain measurements have been developed [14]–[18]. However in most of the PET system, subject must be lying on the bed during measurement while one

Manuscript received May 03, 2010; revised August 26, 2010; accepted January 03, 2011. Date of publication April 05, 2011; date of current version June 15, 2011. This work was supported by the Japan Science and Technology Association through Core Research for Evolutional Science and Technology (CREST).

S. Yamamoto is with the Kobe City College of Technology, Nishi-ku, Kobe 651-2194, Japan (e-mail: s-yama@kobe-kosen.ac.jp).

M. Honda is with the National Center of Neurology and Psychiatry, Tokyo 187-8502, Japan (e-mail: honda@ncnp.go.jp).

T. Oohashi is with the Foundation for Advancement of International Science, Ibaraki 305-0062, Japan (e-mail: oohashi@fais.or.jp).

K. Shimizu and M. Senda are with the Institute of Biological Research and Innovation, Kobe, Hyogo 650-0047, Japan (e-mail: Shimizu@ibri.org; senda@ibri.org).

Color versions of one or more of the figures in this paper are available online at <http://ieeexplore.ieee.org>.

Digital Object Identifier 10.1109/TNS.2011.2105502

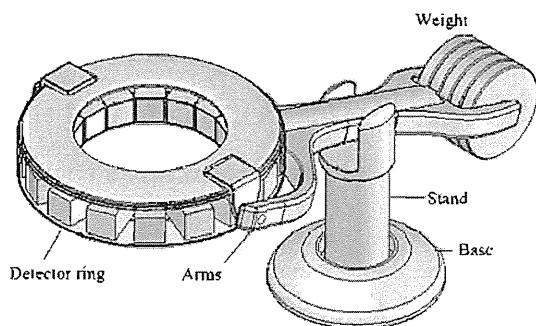


Fig. 1. Conceptual drawing of the PET-Hat.

of the PET systems can measure in the sitting or standing position [18] but subject cannot move freely during measurement with the PET system. If the subject can move relatively freely while measurement, new neurological data that are impossible to measure such as measurements of blood flow changes during body or heads movement may become possible. Trying to satisfy these demands on the PET brain studies, we have developed a low cost, small and wearable PET system named PET-Hat.

II. MATERIALS AND METHODS

A. Conceptual Design of the PET-Hat

Fig. 1 shows the conceptual drawing of the PET-Hat. The PET-Hat employs double counter-balanced systems in the mechanical supports. The detector ring of the PET system is supported by arms around which the detector ring can freely rotate during acquisition because the detector ring is balanced in the arms. The arms are supported by a stand and the detector weight is counterbalanced, which allows free up and down motion. In addition, the stand can freely rotate around the base of the stand. These three motions enable subject to move relatively freely with the PET detector ring during acquisition by softly connecting the detector ring with the subject head.

B. GSO DOI Detector Block of the PET-Hat

The block detector for the PET-Hat consists of a Gd_2SiO_5 (GSO) block, a tapered light guide and a flat panel photomultiplier tube (FP-PMT). GSO was selected for the scintillators because the decay times can be controlled by the Ce concentration. Two types of GSO are stacked in the depth direction to form the depth-of-interaction (DOI) detector [19] and [20]. The DOI detection makes it possible to minimize the ring diameter of the PET system because it can reduce the spatial resolution degradation at off-center of the field of view (FOV). The tapered light guide is used to increase the size of the GSO blocks and reduce the number of FP-PMTs used for the PET-Hat.

The sizes of the GSO scintillators are 4.9 mm \times 5.9 mm \times 7 mm for inner layer (GSO with 1.5 mol% Ce: decay time of 40 ns) and 4.9 mm \times 5.9 mm \times 8 mm for outer layer (GSO with 0.4 mol% Ce: decay time of 80 ns), respectively. The inner layer means the layer closer to subject and the outer closer to the PSPMTs. Light output difference between these two types of GSO were within 5%.

Depth length of these GSO scintillators was reduced to minimize the weight of the block detector for increasing the safety

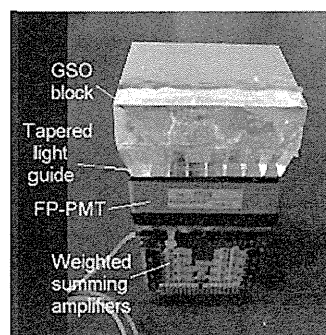


Fig. 2. Photograph of GSO block detector (from the top, GSO block, tapered light guide and FP-PMT) used for the PET-Hat. In photograph, printed boards of weighted summing amplifiers are shown under FP-PMT.

and decreasing the inertia of the PET-Hat. These GSO scintillators are combined into 11 \times 8 matrix to form a block with size 55 mm (transaxial) \times 48 mm (axial). The GSO block is optically coupled to a FP-PMT through the tapered light guide. For the FP-PMTs, Hamamatsu H8500, 2-inches 8 \times 8 multi-anode type [21] were used. The tapered light guide has 48 mm \times 48 mm area in the bottom (near to the FP-PMT) surface and 55 mm \times 48 mm in the top (near to the GSO block) surface and 8 \times 8 tapered cells are combined with multi-layer optical film (ESR: 3M) between them. Fig. 2 shows the assembled GSO block detector with GSO block, tapered light guide and FP-PMT.

C. Configuration of PET-Hat

Sixteen GSO DOI block detector was arranged in a ring with diameter 280 mm. The signals from each GSO block detector is weighted summed and is fed to 100 MHz analog to digital (A-D) converters of the data acquisition system [22] and signals are integrated with two different integration time (120 ns and 320 ns) [23], calculating the position using the Anger principle by field programmable gate array (FPGA). Also coincidences are measured digitally among eight groups (2 block detectors for 1 group) and stored in list mode to the personal computer (PC). The data acquisition system is basically the same as that used for small animal PET systems [22]. Time window was set to 16 ns and lower energy window to 350 keV. The gain of the FP-PMTs was manually tuned to be similar level before acquiring the position map of the block detectors for setting the position boundaries and energy windows. Data for normalization was measured using a 24 cm diameter ring source phantom containing F-18 solution.

Fig. 3 shows the developed PET-Hat system. It consists of a detector ring with double counter balanced arm, reclining chair and a notebook PC. End-shields made of two layers of 2 mm thick tungsten contained rubber were pasted at the lower edge of the detector ring. The end-shield covered scintillator blocks and the length was 2 cm.

The data acquisition system is encased under the detector ring. The control of the PET-Hat as well as data processing including image reconstruction is controlled by the notebook PC by wireless communication with a desk-top PC under the detector ring.

Fig. 4 shows photograph of the PET-Hat with a subject. Subject can sit on the reclining chair and the PET-Hat can be set

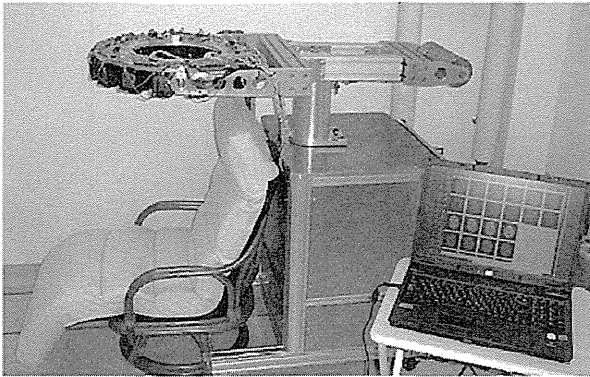


Fig. 3. Developed PET-Hat system.

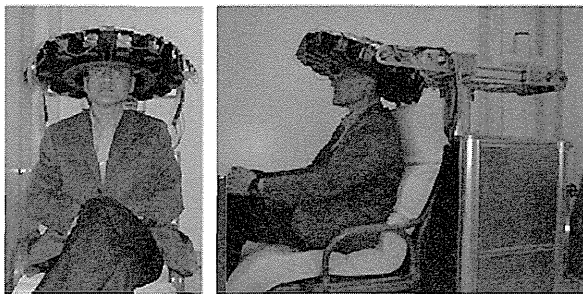


Fig. 4. PET-Hat system with subject; front view (left) and side view (right).

from the top. By softly connecting the subject's head to detector ring using such as a straw hat that is attached at the detector ring of the PET-Hat, the subject can move relatively freely with the detector ring of the PET-Hat during acquisition.

Parts of a movie showing the movement of the PET-Hat with subject are shown in Fig. 5. The horizontal movement of the head and detector ring of the PET-Hat is shown in Fig. 5(a), the vertical movement in Fig. 5(b). The subject and the detector ring were connected with a straw hat that was connected with the detector ring of the PET-Hat.

D. Performance Evaluation of PET-Hat

1) *Spatial Resolution*: Spatial resolution measurements were made using a 1 mm diameter spherical shape Na-22 point source (radioactivity: 300 kBq) positioned at the center, 0 cm, 4 cm, 6 cm and 8 cm from the center of the FOV. Random coincidences were subtracted using the delayed data. At each position, more than 100 k counts were accumulated. List mode data were sorted into sinograms, after single slice rebinning with maximum ring difference of 4 and 2D filtered back-projection with ramp equivalent real space filter was used for reconstruction. Images were made with and without DOI correction.

2) *Axial Resolution*: Axial resolution was measured using the same Na-22 point source (1 mm diameter spherical shape point source, with radioactivity of 300 kBq). Images of the point source were reconstructed using 2D filtered back-projection with ramp equivalent real space filter and coronal images were re-sliced and evaluated.

3) *Sensitivity*: Sensitivity was measured by moving a Na-22 point source (1 mm diameter spherical shape point source, with



Fig. 5. Parts of a movie showing movement of the PET-Hat with subject; horizontal movement (a) and vertical movement (b).

radioactivity of 300 kBq) in the axial direction and true coincidence rates were measured as a function of axial position.

4) *Scatter Fraction*: Scatter fraction was measured using a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 20 diameter, 70 cm long phantom using F-18 solution (radioactivity: ~ 10 MBq) contained in the tube. The phantom was positioned at the center of the FOV. Scatter fraction was evaluated inside the FOV (20 cm). Scatter fraction was evaluated based on the NEMA NU 2001 standard [24].

5) *Count Rate Performance*: Count rate performance was measured using a NEMA standard 20 cm diameter, 70 cm height phantom contained ~ 74 MBq F-18 solution. Following the decay of F-18, prompt, delayed and prompt minus delayed count rate were measured.

Noise equivalent count rate was also evaluated using the following formula with $k = 2$ because we used delayed coincidence for random correction.

$$NECR = \frac{(T \times T)}{(T + kR + S)}$$

where

T	true count rate
R	random rate
k	Delayed coincidence fraction
S	scatter rate

6) *Hoffman Brain Phantom Imaging*: The Hoffman brain phantom [25] contained 20 MBq of F-18 solution was positioned at the center of the FOV of the PET-Hat and measurements were made for 2 hours and total counts of ~ 50 Mc were acquired. Data were reconstructed by 2D filtered back-projection using the normalization data. Analytical correction and single value subtraction were used for attenuation correction and scatter correction, respectively.

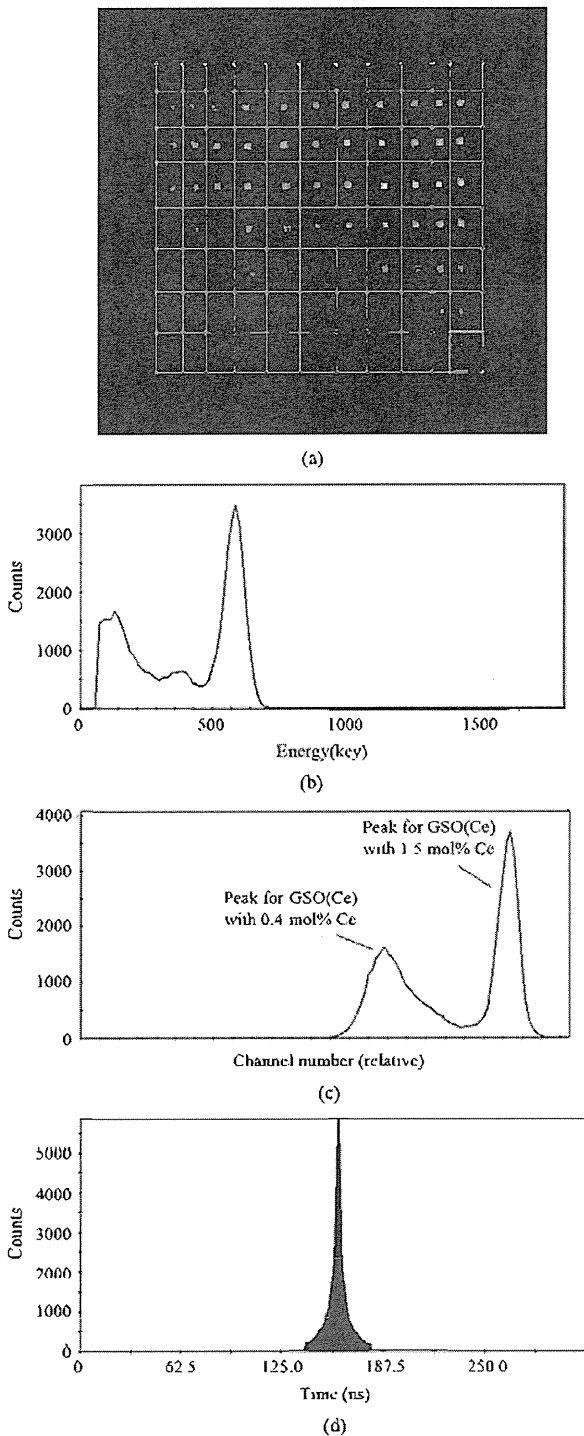


Fig. 6. Position map of the GSO block detector with position boundary (a) energy spectrum (b) pulse shape spectrum (c) and timing spectrum (d) of the GSO DOI block detector.

III. RESULTS

A. Performance of the GSO DOI Block Detector

Fig. 6(a) shows the position map of the GSO block detector. Gamma photons from Cs-137 (661-keV) were irradiated from ~ 5 cm from the top of the GSO DOI block detector. The position map showed clear separation of all the GSO scintillators.

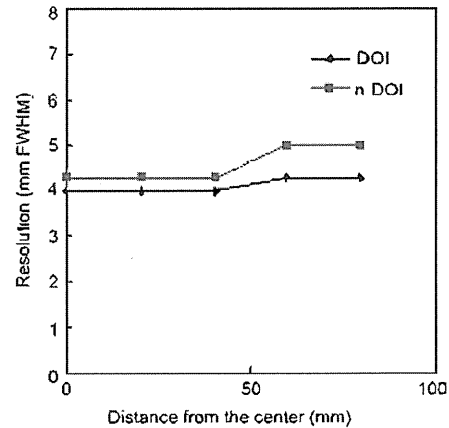


Fig. 7. Transaxial resolution as a function of distance from center.

The separation is good enough to divide each GSO scintillator using square boundaries. Fig. 6(b) shows an energy spectrum for one of the GSO scintillators in the block detector for Cs-137 gamma photons. The spectrum showed a single peak although the GSO scintillators consist of dual layer GSO with different decay times. Energy resolution was 15% full width at half maximum (FWHM).

Fig. 6(c) shows a pulse shape spectrum of one of the GSO scintillators of the block detector for Cs-137 gamma photons. The pulse shape spectrum showed good separation of these two types of GSO with different decay times. The right peak in Fig. 6(c) is the GSO with 1.5 mol % Ce and left is the with 0.4 mol % Ce. The peak to valley (P/V) ratio among these peaks was 14. With this P/V ratio, the percent error in separation of two layers is almost zero. Fig. 6(d) shows the timing spectrum measured using a positron source between GSO block detectors. Timing resolution was 4.6 ns FWHM. The timing spectrum showed wider distribution at the bottom area so time window was set relatively wider (16 ns).

B. Performance of PET-Hat System

1) *Spatial Resolution*: Fig. 7 shows transaxial resolution as a function of distance from the center. Transaxial resolutions at the center of the FOV were 4.0 mm FWHM with DOI correction and 4.3 mm FWHM without DOI correction at the center of the FOV and 4.2 mm FWHM with DOI correction and 5.0 mm FWHM without DOI correction at 8 cm from the center of the FOV.

2) *Axial Resolution*: The axial resolution at the center of the FOV was 3.5 mm FWHM.

3) *Sensitivity*: Sensitivity profile as a function of the axial position is shown in Fig. 8. Sensitivity for point source was 0.72% at the center of the axial FOV. The count rate outside the axial FOV (48 mm) is from the scatter coincidence between detector blocks when the source is outside FOV.

4) *Scatter Fraction*: Scatter fraction as a function of slice number is shown in Fig. 9. Average scatter fraction was 0.6.

5) *Count Rate Performance*: Count rate characteristic is shown in Fig. 10. The maximum prompt minus delayed count rate was ~ 12 kecps and NECR was 0.82 kecps within the measured activity range.

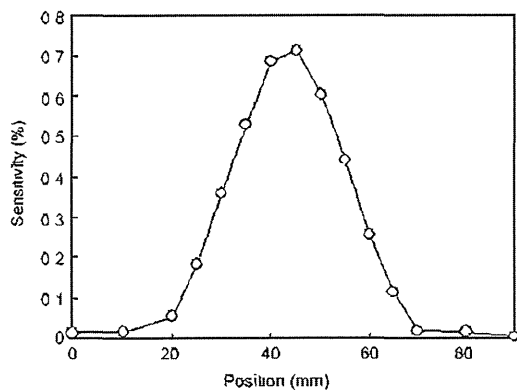


Fig. 8. Sensitivity profile as a function of the axial position.

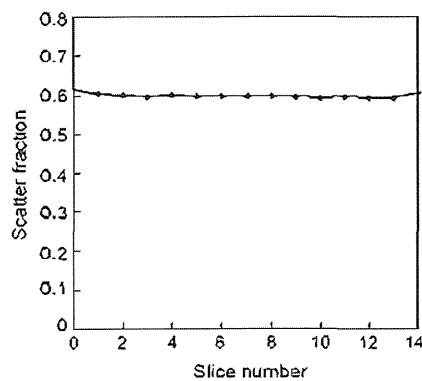


Fig. 9. Scatter fraction as a function of the slice number.

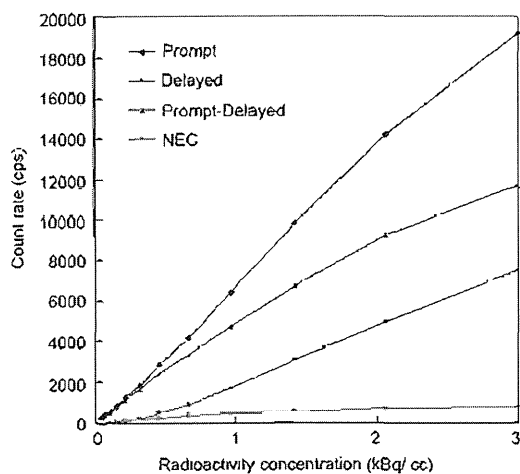


Fig. 10. Count rate characteristic measured using 20 cm diameter, 70 cm height cylindrical phantom.

6) *Images of the Hoffman Brain Phantom:* Images of the Hoffman brain phantom at the central 9 slices are shown in Fig. 11. In the images we can observe the small structures of the gray matter regions of the phantom.

IV. DISCUSSION

We successfully developed a wearable brain PET system. The PET-Hat could move relatively freely with subject movement.

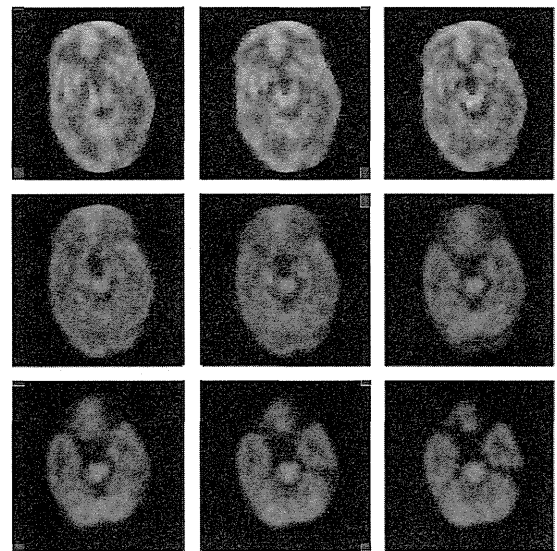


Fig. 11. Hoffman brain phantom images contained F-18.

However the rotation or sideways neck motion produced the shift of position in the straw hat (connecting part of PET-Hat and head) that may produce image degradation from subject movements. For more free movement, rotation of the detector ring with the subject can add one more free movement of the subject with some sacrificing of the increase of the weight of the detector ring. The increase of the weight increases the inertia thus increases force for starting and stopping the movement of the detector ring.

The sensitivity of the system can be increased by several ways; increase the depth of the scintillators, use of the dense, high atomic number scintillators such as LGSO, LYSO, or LSO and increase the axial FOV. These attempts to increase the sensitivity also increase the weight of the detector ring that will require more safety mechanism for the mechanical support such as counter balanced system.

In this PET-Hat system, the effect of DOI detection was not very obvious because the depth of the GSO scintillators were relatively short, 7 mm and 8 mm. If we select GSO scintillators with longer depth, the difference of the spatial resolution with and without DOI detection would be more attractive. However in this case, the weight of the detector ring would be more heavy.

The scatter fraction of the system was relatively high, higher than the whole body PET systems [9]–[12]. The reasons are the end-shield of the detector ring is set only the lower side of the detector ring and its thickness and length are small. For the brain studies, only the scatter from the lower side of the ring will be important because there is no activity on the upper side of the detector ring. Thus the scatter contribution of the human studies will be smaller than that used NEMA phantom. The use of an additional gamma shield from the body such as gamma absorb apron may be useful for the human studies.

The image quality of the Hoffman brain phantom shown in Fig. 11 was not very attractive. One reason is the low sensitivity of the system with the small axial FOV (44 mm) and the short scintillators depth (15 mm). The other reason is the low NECR of the system because of the high scatter fraction and random