原 著

白色光再生マルチプレックスホログラフィーによる核医学画像の立体表示

春 藤 英 雄・宮 地 利 明・竹 内 憲 彦
石 原 正 司・柴 田 靖 彦・岩 田 宏 道
*松 尾 導 昌・**長 縄 治 郎・藤 田 卓 造
***原 滋

名古屋市立大学病院中央放射線部

*名古屋市立大学医学部放射線医学教室

**名古屋市立東市民病院放射線科

***成田記念病院 RI 検査室

(論文受理 1987年1月5日)

(最終論文受理 1987年10月23日)

(Code No. 520, 620)

Key words: Holographic display, Multiplex Holography, 3-D display, Nuclear images

THREE-DIMENTIONAL DISPLAY OF NUCLEAR IMAGES
USING MULTIPLEX HOLOGRAPHY

HIDEO SHUNDO, TOSHIAKI MIYACHI, NORIHIKO TAKEUCHI
MASASHI ISHIHARA, YASUHIKO SHIBATA, HIROMICHI IWATA
*MICHIMASA MATSUO, **JIRO NAGANAWA, TAKUZO FUJITA
and ***SHIGERU HARA

Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

*Department of Radiology, Nagoya City University

**Department of Radiology, Higashi Municipal Hospital

***RI Examination Room, Narita Memorial Hospital

(Article received ; Jan., 5, 1987)

Summary

Using multiplex holography (MH), we tried to show a three-dimentional display of nuclear images. There were no level-down of resolution when composed to hologram.

A clinical problem, existed in which some images had distortion at their edges.

We examined the resolution using a SPECT phantom. In MH by planar image, both legions (hot and cold) were 17.9 mm ϕ , in MH by RCT data and three-dimentional display on the CRT, both legions were 22.4 mm ϕ .

Three-dimentional display by MH using planar image takes a long time for data collection, but there was no level-down of resolution.

We used digital filters for further improvement of the quality of the original image. Band pass and Wiener filters are available, but I think it is necessary to develop the most suitable filter for each internal organ.

In the results, three-dimentional display by MH is the most available method regarding education and clinical medicine.

1. 緒 言

ホログラフィーは、1948年イギリスの D. Gabor によって発見された理論である^{1,2)}。マルチプレックス社の L. Cross が考案した円筒型マルチプレックスホログラムを、医学の分野に適した動くホログラフィーとして考え応用してきた^{3,4)}。

現在松尾・池田・辻内らによって頭蓋骨、脊柱、循環器造影像、喉頭および気管支造影像等のホログラムによる三次元立体表示が試みられている^{5,6,7,8,9,10)}。

今回われわれは、核医学診断のシンチグラムによる三次元立体表示を試みたので、基礎的検討を加え報告する。

2. 方 法

1. 原画の作成

一般用ガンマカメラ (Gamma view-F) およびデータ処理装置 (HARP RP-100) を用い目的部位に検出器の回転中心を合わせ、右側方から左側方へ 1° ごと +30° ~ -30° 検出器を移動させプラナ像 (datamatrix 256×256) を得る (Fig. 1)。

Fig. 1 Method of data collection.

ECT ガンマカメラ (Gamma view-T) およびデータ処理装置 (Harp RP-100) で 64 step/360° または 180° のデータ (datamatrix 64×64) を収集する。ECT での体軸横断像 (再構成には Shepp and Logan のフィルタを

用いた。) のデータをもとに 1° ごとの projection 像 (datamatrix 64×64) を得る。

1° ごとの projection 像を得るには、Fig. 2 に示すごとく

Fig. 2 Method to produce a projection image from transaxial data of ECT.

- (1) 64枚の体軸横断像の i 行目のデータを取り出す。
 - (2) このデータを基準角 (0°) に対し θ° (1°) 回転させる。
 - (3) 基準角 (0°) に対する j 列目のデータを取りだし合計する。
 - (4) この合計値を θ° (1°) の projection 像の i 行・ j 列目のデータとして入力する。
- (A) これを 64 列分くりかえす。
- (B) さらに 64 枚の体軸横断像の残り 63 枚をくりかえす。こうして 1 枚の projection 像を作成する。これらの像を CRT 上に表示し 35 mm シネカメラ (Mitchel) で撮影した、ネオパン F フィルムを使用しシネ自現機 (ナガセ NX-2A) にて処理をし原画像を得た。

白色光再生マルチプレックスホログラフィーによる核医学画像の立体表示 (春藤・他)

2. マルチプレックスホログラム (以下 MH と略す.)

の合成および再生

He-Ne レーザで、この原画フィルムの一コマコマを投影レンズ、視野レンズ、シリンドリカルレンズなどを用いて一枚の短冊状のホログラムとし、銀塩フィルムに記録する (Fig. 3 (a)). このホログラムを円筒型ホログラム再生装置にかけ、回転中心部より 62.5 cm 離れた距離から立体像を観察する (Fig. 3 (b)).

Fig. 3 Composition (a) and reproduction (b) of multiplex hologram (quotation from 「display hologram」).

3. 基礎的検討

- a) 自家製ファントム (Hot spot 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30 mmφ・5, 10, 15, 20, 25 mm 凹および Cold spot 5, 8, 12, 15, 18, 20 mmφ・5, 10, 15, 20, 25, 30 mm 凸) (Fig. 4) と VICTREEN 社製

Fig. 4 Phantom (hot and cold spot).

Fig. 5 Cube phantom and reproduction image.

SPECT ファントムを用いて、ファントム像における MH の検出能を調べた。

- b) hot spot を 5 cm 間隔に立体的に配置したファントムを用い MH の歪を調べた (Fig. 5).
 c) 原画像の計数密度 (information density, 以下 ID と略す.) を 0.5~5.0 kcts/cm² と変化させて、検出能について視覚的評価をした。
 d) さらに、より良い原画像を作成するためにデジタルフィルタ処理として wiener filter, band pass filter: $f_c=0.05, 0.25$ cycle/pixel, differentiator, low pass filter: $f_c=0.1, 0.2, 0.3$ cycle/pixel を用い視覚的評価をした^{11,12,13}。
 4. 臨床的には、甲状腺、肝臓、骨、腫瘍シンチグラムの MH の三次元表示像を観察し、プラナ像および SPECT 像を元に臨床応用の可否について視覚的評価をした。

3. 結 果

- 1) ファントムにおける MH の検出能 視覚的評価により三次元立体表示上確認できたものを (+), 確認できるか否かを (±), 確認できないものを (-) とした。
 a) SPECT ファントムを用いたプラナ像による MH の三次元立体表示の検出能は, hot legion 22.4 mmφ (+), 17.9 mmφ (±), 14.3 mmφ (-), Cold legion 17.9 mmφ (+), 14.3 mmφ (-) であった。
 b) SPECT データの projection 像による MH および CRT ディスプレイ装置による三次元立体表示の検出能は, hot legion 22.4 mmφ (+), 17.9 mmφ (-), cold legion 22.4 mmφ (+), 17.9 mmφ (-) であった。
 c) 自家製 hot spot ファントムによる MH での検出能は, 15 mmφ・10 mm 凹 (+), 20 mmφ・5 mm 凹 (+), 15 mmφ・5 mm 凹 (±), 10 mmφ・5 mm 凹 (-), 10 mmφ・10 mm 凹~20 mm 凹 (-) であった。

Table 1 Ability to detection with a phantom.

MH by planar image with SPECT phantom	[Hot legion]	22.4 mm ϕ (+) •	17.9 mm ϕ ($\pm$) •	14.3 mm ϕ (-)
	[Cold legion]	17.9 mm ϕ (+) •	14.3 mm ϕ (-)	
MH by projection image of reconstruction data with SPECT phantom	[Hot legion]	22.4 mm ϕ (+) •	17.9 mm ϕ (-)	
	[Cold legion]	22.4 mm ϕ (+) •	17.9 mm ϕ (-)	
MH by planar image with Hot spot phantom		15.0 mm ϕ	15.0 mm ϕ	10.0 mm ϕ
		10.0 mm 凹 (+) •	5.0 mm 凹 ($\pm$) •	10.0 mm 凹 (-)
MH by planar image with Cold spot phantom		12.0 mm ϕ	8.0 mm ϕ	8.0 mm ϕ
		15.0 mm 凸 (+) •	25.0 mm 凸 ($\pm$) •	20.0 mm 凸 (-)
3D display on CRT by projection image of reconstruction data with SPECT phantom	[Hot legion]	22.4 mm ϕ (+) •	17.9 mm ϕ (-)	
	[Cold legion]	22.4 mm ϕ (+) •	17.9 mm ϕ (-)	
Transaxial image of reconstruction data with SPECT phantom	[Hot legion]	22.4 mm ϕ (+) •	17.9 mm ϕ ($\pm$) •	14.3 mm ϕ (-)
	[Cold legion]	17.9 mm ϕ (+) •	14.3 mm ϕ ($\pm$) •	11.4 mm ϕ (-)
Planar image with Hot spot phantom		15.0 mm ϕ	15.0 mm ϕ	10.0 mm ϕ
		10.0 mm 凹 (+) •	5.0 mm 凹 ($\pm$) •	10.0 mm 凹 (-)
Planar image with Cold spot phantom		12.0 mm ϕ	8.0 mm ϕ	8.0 mm ϕ
		15.0 mm 凸 (+) •	25.0 mm 凸 ($\pm$) •	20.0 mm 凸 (-)

た. cold spot ファントムでは, 12 mm ϕ • 15 mm 凸 (+), 15 mm ϕ • 15 mm 凸 (+), 8 mm ϕ • 25 mm 凸 ($\pm$), 18 mm ϕ • 10 mm 凸 ($\pm$), 8 mm ϕ • 20 mm 凸 (-), 15 mm ϕ • 10 mm 凸 (-) であった (Table 1).

2) MH 再生による像の歪は, 立方体のファントムを用いホログラムを作成し観察した. 中心部ほど小さく辺縁にいくにしたがって歪は大きくなった.

3) 原画像の収集条件については, プラナ像にて計数

Fig. 6 Original pictures by the difference in information density.

白色光再生マルチプレックスホログラフィーによる核医学画像の立体表示 (春藤・他)

Table 2 Comparison of original pictures by the difference in information density.

ID	Hot legion			Cold legion		
	Appraisal	Max. Counts/pixel	Total counts	Appraisal	Max. Counts/pixel	Total counts
0.5	(-)	36	86 K	(-)	21	188 K
0.75	(-)	46	128 K	(-)	35	292 K
1.0	(-)	58	173 K	(-)	37	406 K
1.5	(±)	88	258 K	(-)	49	625 K
2.0	(+)	107	342 K	(-)	61	823 K
3.0	(+)	159	515 K	(±)	87	1263 K
4.0				(+)	119	1700 K
5.0				(+)	135	2136 K

密度を変化させて検出能を検討した (Fig. 6). 評価としてもっとも良い検出能を示したものを(+), 悪かったものを(-), その中間を(±)とした (Table 2). hot legion では ID 2.0 kcts/cm², cold legion では ID 4.0 kcts/cm² 以上において良い原画像が得られた. SPECT ファントムによるプラナ像 (datamatrix 256×256および64×64) と SPECT データからの projection 像 (datamatrix 64×64, データ収集360°と180°)を視覚的評価した. プラ

ナ像 (datamatrix 256×256) がもっとも良い原画像であった (Fig. 7).

4) さらにより良い原画像を作成するための画像処理については, hot および cold spot のプラナ像を六種のデジタルフィルタを用いて処理をおこなった. MH の原画の条件の一つにコントラストが良いことがあげられるため, 像の濃度分布からコントラストを調べた (Fig. 8). hot spot 像ではほぼ同程度であったが, cold spot 像では処理によって大差が見られた. さらに臨床像により視覚的評価 (歪, ボケ, 検出能等) を行った. ボケの補正や画像の復元に用いる wiener filter や band pass filter および高周波雑音の軽減に用いる low pass filter などが適していることがわかった (Table 3). 例としてプラナ像と projection 像での骨・肝臓シンチグラムを示した (Fig. 9(a)(b)). これらの像をホログラム再生装置 (Fig. 10) により再生したマルチプレックスホログラムの実例を Fig. 11(a)(b)に示す.

4. 考 察

核医学診断におけるシンチグラムによる三次元立体表示は, 矢状画像・前額画像・体軸横断面像をもとに頭の中での立体構築および CRT 上への立体表示である.

この核医学画像によるマルチプレックス・ホログラフィーは, 生体が持つ立体構造を手がけるに多人数が一度に観察できる表示方法であり, 教育用の教材として有用であると考ええる.

ホログラムに合成することによる検出能の低下はみられなかった. 本田らの報告にもあるように辺縁にいくにしたがい歪がみられるが, 歪の少ない中心部を利用すれ

Fig. 7 Compare data collecting condition using SPECT phantom.

Fig. 8 Density range of image treated with a digital filter using a hot and cold spot phantom.

Table 3 Appraisal of image treated with a digital filter.

Digital filter	SPECT phantom	Hot spot phantom	Cold spot phantom	Bone (Head)	Liver	Thyroid	Tumor (Ga)
Wiener	○	○	○	○	○	○	○
Band pass	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎
Differntiator							
Low pass(fc=0.1)							
Low pass(fc=0.1)	△	△		△	△	○	△
Low pass(fc=0.1)	△	△	△	○	○		△

(Appraisal very good : ◎, good : ○, average : △)

ば臨床上問題ないと考える。

高いコントラスト (cold spot 像より hot spot 像) の画像ほどより良い三次元立体表示像が再生できた。cold spot 像のコントラスト (S/N 比) をあげるフィルタの考案が必要であると考え。

ECT データを用いる場合は、デジタルフィルタ (wiener filter, band pass filter, low pass filter など) を用いることにより画質の改善がなされた。ファントム

像によるデジタルフィルタ処理の濃度分布 (像のコントラスト) を見てもわかるように、目的部位もしくは検査ごとのデータ収集や画像処理方法をさらに検討する必要があると考える。

ファントム像による分解能の結果から、ECT データによる三次元立体表示ではデータ処理機能の関係から少なくとも 180° または 360° の収集が必要で、さらに収集および処理フォーマット (datamatrix 64×64) に左右され

白色光再生マルチプレックスホログラフィーによる核医学画像の立体表示 (春藤・他)

Fig. 9 Bone and liver scintigram seen through a digital filter.

(a)planar image (b)projection image

る。しかも画像再構成 (180° 収集では吸収補正なし) や projection 時の分解能の低下が見られたのではないかと考える。プラナ像 (datamatrix 256×256) による三次元立体表示ではデータ収集時間がやや長くなる (60~90 sec./枚 * 撮影枚数) が、検出能の低下は見られなかった。

30, 60, 180, 360° それぞれの三次元立体表示像を観察した結果, 30° では奥行の表示にかけるが, 1° ごと60枚以上のプラナ像を用いた MH では十分な三次元立体表示

Fig. 10 Multiplex hologram reproduction unit.

像が観察できた。

精度のよい三次元立体像を再生するには, 鈴木・斎藤⁹⁾の報告にもある MH の原画撮影の条件を満たす 1° に最低 4 枚の原画像が必要である。今回 1° に 2 枚の原画像での三次元立体表示を試みたが, 検出器の回転制御にバラツキが生じ良い結果が得られなかった。さらに動きのある臓器では像に歪が生じ, 分解能が低下することがわかった。検出器の回転機構の精度をあげるのも必要であるが, 今後の課題として全体 (データ処理装置の機能アップを中心に) のシステム化を考えざるを得ないと思う。

5. 結 語

今回われわれは, 核医学診断のシンチグラムによるマルチプレックス・ホログラムを用いた三次元立体表示を試みたので, 基礎的検討を加え以下の結果を得た。

- 1) ホログラムに合成することによる検出能の低下はみられなかったが, 辺縁にいくにしたがい歪がみられた。
- 2) 高いコントラスト (cold spot 像より hot spot 像) の画像ほどより良い三次元立体表示像が再生できた。
- 3) 原画像の収集条件については, プラナ像にて計数密度を変化させて検出能を検討した。hot legion では ID 2.0 kcts/cm², cold legion では ID 4.0 kcts/cm² 以上において良い原画像が得られた。

Fig. 11 Three-dimensional reproduction images.
(a) Bone scintigram (b) Liver scintigram

4) より良い原画像を作成するための画像処理では、ボケの補正や画像の復元に用いる wiener filter や band pass filter および高周波雑音の軽減に用いる low pass filter などが適していた。

5) この核医学画像によるマルチプレックス・ホログラフィーは、生体が持つ立体構造を手がるに多人数が一度に観察できる三次元立体表示方法であった。稿をおえるにあたり、御指導いただきました医用ホログラフィック・ディスプレイ研究会ならびに富士写真光機㈱の皆様へ深謝いたします。

なお、本論文の要旨は、第42回日本放射線技術学会総会(東京)で発表した。

文 献

- 1) Dennis Gabor, Winston E. Kock, George W. Stroke: Holography; SCIENCE, Number 3991, Vol. 173, 2 July, (1971).
- 2) Dennis Gabor: Holography, 1948 - 1971; SCIENCE, Number 4046, Vol. 177, 28 July, (1972).
- 3) Doubleday Australia Pty. Limited: A Holograph and Laser Spectacular; SPACE-LIGHT, (1982).
- 4) Itsuo Sakane: "Fantasy of Holography" Exhibition; The Seibu Museum of Art, (1976).
- 5) 辻内順平: ホログラフィック・ディスプレイ概論; 映像情報, 11(18), 1138-1139, (1979).
- 6) 鈴木正根, 他: ホログラフィック・ディスプレイの応用; 電子通信学会講演予稿集, 11, 21-26, (1979).
- 7) 斎藤隆行, 他: 良いレインボー・ホログラムを作るために; 光学, 8(6), 222-227, (1979).
- 8) Sugimura K, Matsuo M, Ikeda S: Clinical application of the multiplex hologram; Proceeding of SPIE 370, (1982).
- 9) 池田茂人, 辻内順平, 本多提夫, 他: ホログラフィーによる医学画像の立体視; 映像情報 (M), 15(5), 237-259, (1983).
- 10) 松尾導昌, 他: 頭部 CT 画像三次元立体表示システムの開発; CT 研究, 3, 1, (1981).
- 11) Matsuo M: Computer Processing of the Scintigraphic Image using Digital Filtering Tech-

白色光再生マルチプレックスホログラフィーによる核医学画像の立体表示（春藤・他）

- niques, Nippon Acta Radiol, **36**, 159-177, (1976). 用化：日医放会誌, **37**, 9, 5, 9-65, (1977).
- 12) 松尾導昌, 他：Low Pass Infinite Impulse Response 13) 村瀬研也, 他：核医学に於けるデジタルフィルタ
(IIR) Digital Filter の放射線医学情報処理への実 の応用：MEDIX16, (1986).