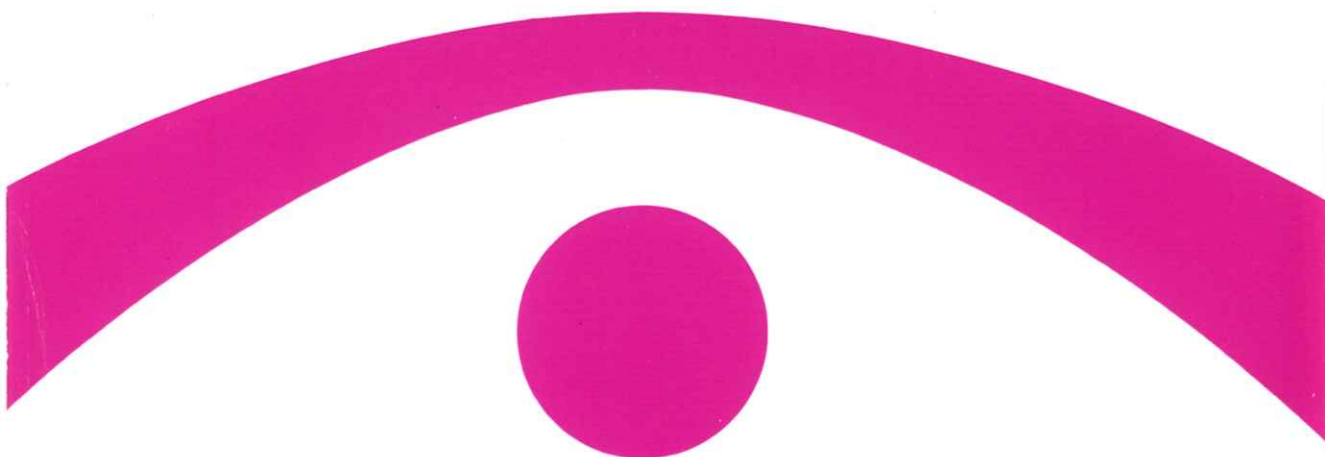


医用画像情報学会雑誌

放射線像研究 改称 通巻109号

Medical Imaging and Information Sciences

Vol.12 No. 1 January 1995



医用画像情報(MII)学会

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

医用画像情報学会雑誌

第12巻第1号 1995年1月

目 次

会 告

第111回研究会のご案内	会告	1
第112回研究会予定および演題伺い	会告	2
内田論文賞候補論文の公募について — 国際交流講演会	会告	2

特別講演資料

学会30年を思う	内田 勝	1
核医学における画像診断 — 特に中枢神経領域の臨床的検査について — 星 博昭		12

論 文

異常領域の抽出	樋口 清伯	19
モンテカルロ法による散乱X線の解析 — 照射面積と一次線含有率 — 小縣裕二, 松本光弘, 佐藤和彦, 滝川 厚, 中森伸行, 金森仁志		26
最小値投影にもとづくサブトラクションを用いたシネX線画像からの 下顎頭運動軌跡の追跡	福島重廣, 西田知広, 大庭 健	35

会 報

設立30周年記念講演会・式典および祝賀会の報告	44
研究会記事	46
理事会議事録 — 新入会員	48
会員移動 — 賛助会員名簿	49

複写をされる方に

本誌(書)に掲載された著作物は、政令が指定した図書館で行うコピーサービスや、教育機関で教授者が講義に利用する複写をする場合を除き、著作権者に無断で複写すると違法になります。そこで、本著作物を合法的に複写するには、著作権者から複写に関する権利の委託を受けている次の団体と、複写をする人またはその人が所属する企業・団体等との間で、包括的な許諾契約を結ぶようにして下さい。

学協会著作権協議会内日本複写権センター支部
〒107 東京都港区赤坂9-6-42-704
Phone 03-3475-4621・5618. Fax 03-3403-1738

Medical Imaging and Information Sciences

Vol. 12 No.1 January 1995

Contents

Invited Lectures

- Thoughts of Thirty-Years Society
..... Suguru UCHIDA 1
- Diagnostic Imaging in Nuclear Medicine
— With Special Reference to Clinical Imaging of Central Nervous System —
..... Hiroaki HOSHI 12

Original Papers

- Extraction of Heterogeneous Region from Image Data
..... Seihaku HIGUCHI 19
- Analysis of Scattered X-rays Using Monte Carlo Method
— Primary Fraction vs Area of Irradiation Field —
..... Yuji OGATA, Mitsuhiro MATSUMOTO, Kazuhiko SATOH,
Atsushi TAKIGAWA, Nobuyuki NAKAMORI, and Hitoshi KANAMORI 26
- Tracing the Mandibular Head Motion from a Cine Radiogram
by Using Subtraction Based on Least Intensity Projection
..... Shigehiro FUKUSHIMA, Tomohiro NISHIDA, and Takeshi OHBA 35

(Med. Imag. Inform. Sci. Vol. 12 No. 1)

Japan Society of Medical Imaging and Information Sciences

Kyoto Institute of Technology

Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606

Notice about photocopying

In the U.S.A., authorization to photocopy items for internal or personal use, or the internal or personal use of specific clients, is granted by [copyright owners' name], provided that designated fees are paid directly to Copyright Clearance Center. For those organizations that have been granted a photocopy license by CCC, separate system of payment has arranged.

Copyright Clearance Center, Inc.

27 Congress St.

Salem, MA 01970

Phone (508) 774-3350, Fax (508) 741-2318

会 告

第111回研究会のご案内

月 日 平成7年1月28日(土)
場 所 電気通信大学
調布市調布ヶ丘1-5-1

時 間

特別講演 10:30~11:30 第1会議室
「この眼で確かめる」は確か?
—3次元錯視現象と新しい型の視覚効果—
電通大 出澤 正徳 教授

見 学 11:30~12:00 同上研究室
研究発表 13:00~16:30 西-2号館 513室
懇 親 会 17:00~19:00 渝園(ユエン)

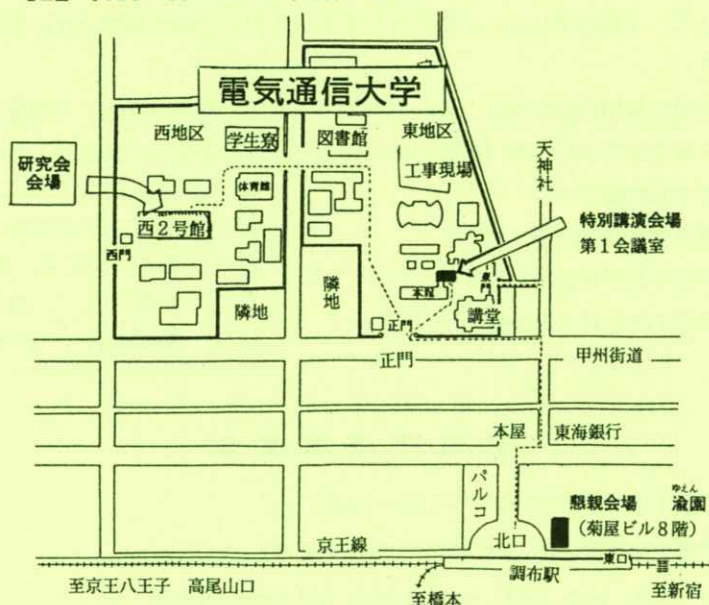
(調布駅北口、菊屋ビル8階 0424-85-4982)

長谷川先生が3月に電通大を定年退官されますので、祝賀会を兼ねて懇親会を行います。
多数御出席下さい。

会費6,000円(予定)

出席予定者は1月24日迄に事務局に Fax (075-724-7400) をお送り下さい。

問い合わせ先 電気通信大学 長谷川 伸 先生
TEL 0424-83-2161 (内線3421)



交通機関

新宿駅より京王線 特急16分 急行20分
調布駅下車 北口より電通大正門まで徒歩5分
正門より 第一会議室:直ぐ/西2号館:徒歩5分
新宿発 特急(八王子 橋本行交互) 10分毎
急行(高尾山口行) 20分毎

第 112 回研究会演題伺い

第112回研究会を次のように開催しますので、演題を多数お寄せ下さい。

日 時 平成 7 年 6 月 17 日
場 所 島津製作所（京都市中京区西ノ京桑原町）
特別講演 X線発見と明治の日本
— X線発見 100 年を記念して — 大阪大学医学部保健学科 稲本一夫教授
見 学 会 島津製作所創業記念館（X線装置の変遷）
申込締切 平成 7 年 4 月 16 日
〒606 京都市左京区松ヶ崎
京都工芸繊維大学電子情報工学科内 医用画像情報学会
TEL 075-724-7436（中森），7412（金森，松下）
FAX 075-724-7400（学科共通）
（なるべく文書または FAX でお願いします。）

—— 内田論文賞候補論文の公募について ——

昨年に引き続いて、本年は第10回の表彰を行います。下記の要項で候補論文の公募を行いますので、応募して下さい。

対 象 医用画像情報学会雑誌 Vol. 11. No. 1 ~ Vol. 11. No. 3（3冊）に掲載された論文
応募要項 下記の事項を B 5 版（縦長）に記入して、事務局宛にてお送り下さい。自薦でも他薦でも結構です。
選 考 選考委員会で行う。
締 切 日 平成 7 年 1 月 13 日
表 彰 平成 7 年 6 月 17 日の総会で行う。

内田論文賞の推薦について

1. 著者，論文名，巻，号，頁
2. 推薦理由 300 字以内
3. 推薦者名 捺印

国 際 交 流 講 演 会

日 時 平成 7 年 4 月 17 日（月） 13 時 ~ 15 時
場 所 京都工芸繊維大学 大学会館 3 階研修室 I
題 目 45 years with x-ray interactions and applications
演 者 Dr. John H. Hubbel

National Institute of Standards and Technology, U.S.A.

日時、場所が変るかもしれませんので、参加者は、事務局に問い合わせして下さい。

学会 30 年を思う

会長 内 田 勝



学会創立30周年記念が本年10月宮崎の地で行われた。その時の筆者の演題が“学会30年を思う”である。その概要は別刷り“学会30年のあゆみ”に

まとめてあるが、ここにはこれを核として30年の歴史を追ってみたい。会員諸氏には“学会30年のあゆみ”の中の演題目録を参考にしながら読んで戴きたい。文中、氏名は敬称略、順不同。

筆者の半世紀に亙る膨大な日誌の中からRII・MIIの記事を1回、1回と110回繰ってみた。殆ど出席しているが、止む無く欠席した研究会も多い。RII研究会創立当時の詳細は金森総務理事による“RII研究会設立当時の回想”本会誌789(1990)に明らかであるので省略する。この様に難産といえ難産であったが、立入教授始め医学界の主導者方への理解と援助のお陰で誕生したと今でも感謝を忘れない。第1回から第9回までをまとめた“放射線像の研究”第1巻レスポンス関数には序として立入・足立・宮川・高橋各教授の賛意と激励を載している。第10から第19回までをまとめた“放射線像の研究”第2巻

解析と評価にも同様に序として高橋・足立・宮川各教授から更なる努力と激励をいただいている。これを見ても本研究会が医学界からいかに積極的な研究の推進と成果を期待されていたか分かるであろう。第1巻の“まえがき”にはRII創立当初の国内外の状況とShannonによる本来の情報理論の導入の必要性が述べられている。編集後記には医学と工学の境界領域を開拓する困難性を吟味している。第2巻の編集後記にはRIIの賛助会員へのフィードバックと考えられるこの研究成果がサッパリ取り上げられていない事に対する残念さが述べられている。オリジナルな研究を求めるあまり、落ち穂拾いがされてないことにたいする不満である。第23回まで関西で事務局を担当した。この間に前述の“放射線像の研究”第1巻・第2巻の刊行の外に、放射線像の研究白書をRII研究会として日医放学会誌第29巻第10号昭45に、“STUDIES ON RADIOLOGIC IMAGES”として応用物理第39巻第6号P610(1970)に発表した。この時期の毎回の研究会記事の編集後記には、その時代、時代を反映した問題意識があらわれているので2~3紹介しておこう。

研究会記事 編集後記

第14回 昭和42年9月9日

研究会終了後、当日会員の地方の青年からつぎのような質問を受けた。“この研究会は医学と関係があるのですか” 私は十分な説明をしたつもりであったが、帰途新幹線車中で、今別れた青年の納得の行かない怪訝な顔付きを思い浮かべていいような不安に苦しめられた。応用物理の巻頭言に“応用物理とは何か”に付いて再三再四論議されているくらいであるから、本会の将来の方向について、いろいろな疑問が起こるのも無理はあるまい。しかし、1人の朴訥な青年を納得させ得なかったということは、はたして自分自身が明らかなのであろうかと内心忸怩たるものがあった。

今回は研究会記事の外に、“国語問題についての小論”を掲載した。私事で恐れ入るが、医学関係の投稿で無修正掲載に慣れていた筆者は、初めて応物に投稿してみてビックリした。投稿後しばらくしてハネ返ってきた原稿は見るも無残に真っ赤という印象を受けた。新かなづかいによる訂正である。外国文ならいざ知らず日本人が日本語を訂正されるほど恥ずかしいことはない。それこそ人に見せられない。1人ソッと開いては赤インクより赤くなったのではないと思われる程カッカとくる。JJAPの英文投稿の方がはるかにましときは戦前派には正に脅威である。この小論を一読して感じた事は確かに日本語の混乱である。そのような意味で、大方の読者には必要ないかも知れないが、迷える一匹の子羊の為に敢えて貴重な頁数を割かせていただいた。

第16回 昭和43年2月24日

今回も熱心な研究発表および討議が行われ、ことに会長の医学からみた質疑応答にはいつものことながら教えられるところ多く有り難かった。われわれがもっとも飢えているのは医学において何が欲せられているのか、医学者はわれわれ理工学者に何を求めているのかという問題点である。放射線像の研究第1巻をご覧戴ければ分かるように、それらの研究はほとんど理工学者の目からみた問題点であるように思える。医学者は理工学者に問題点を提示し、理工学者がそれらについて研究した結果を医学者は臨床面に適用する。この分業が成り立ってはじめて本研究会も創立の意味があるというものである。現状のように、理工学者が各々の専門分野で勝手に問題点を提起し、その研究結果の発表のし放しではその専門分野で優れた意味をもっている医学への貢献に関しては、風が吹けば桶屋がもうかる式の寄与はあっても、本質的直接的の寄与をするものではないと思われる。ただし以上は編集子の一私見である。さてそれならば具体的にどうすればよいかと開き直られると編集子も両手を上げざるを得ない。

第17回 昭和43年7月20日

最近、パスカルのパンセの極く一部分を精読する機会に恵まれた。神の存在について、カケの考え方で無神論者を説得する件である。フェルマ及びホイヘンスと共に確率論の先駆者の一人である彼が確率という言葉を用いなくて説明を試みている。私なりの解釈によれば次のようである。“神の存在にカケようではないか。得られるものは無限の生命であり、また失われたとしてもささいな

ものである。”この結論に到達するまでに確率の考え方を導入していろんな場合について証明している。後世の多くの学者がこの件をつつきまわしている。問題が問題だけに無理からぬとも思うが、宗教家であり、哲学者であり、物理学者、数学者でもあった大天才パスカルである。その彼が少なくとも及びもつかない連中（失礼？）によって、たまさか程度を落とした説明で論理を展開したために、クソミソにやっつけられているのは見るに忍びない。私でさえどうかと思う説明である。“たった100円の投資であれば400万円である。カケに損してもしれている。カケないやつはバカだ”というのである。あたる確率から期待値を計算すれば買うバカはいなくなる。彼がこのことを知らなかった筈はないと思う。相手まで程度を落として分かりやすく説明しようとしたが為の誤謬であろう。パスカルも後世でこれほどさわがれるとは思わなかったにちがいない。まして研究論文の種になるなどとは。また、私ごとき門外漢にまで引っ張り出されてパスカルも迷惑なことであろう。地下で苦笑しているに違いない。

今われわれは教科書を編集しようとしている。われわれはパスカルどころかヒラクラスである。従って1世紀どころか今後4分の1世紀もつかどうかあやしい限りである。しかしながらパスカルの教訓は執筆にあたり肝に銘じておくべきであろう。分かりやすく書くために、たとえば電気の説明に水を、また確率の説明にサイコロをよく用いる。一見分かりやすいようであるが、入門時にこのようなアナロジーで頭に入ると、その枠内でしか物事を考えられないで、あと伸びないし、またとんでもない誤りを犯すことがある。例え、入り

にくくてもそのものズバリで解説するべきであろう。また、読者も文章にたとえアナロジーが出て来ても、すぐその中に入りこまないで一段高い所から見るようにして戴ければ、教科書もきっと正しくその目的を達するであろう。

第18回 昭和43年9月28日

前略。人々が何らかのeventを批判するとき、その人々の判断はその人々が今までに得て来た情報を基礎としてその上にくみだてられた思考から発想するものであろう。従って、その人の思考形式は過去から今までに得てきた主な情報源の性質に影響されるところが大きい。筆者の年代の者は戦時中の帝国主義教育を受け軍国主義マスコミによって勇んで死地に赴いた。敗戦における呆然自失、そして決心したことは、もう決して二度と騙されないぞということであった。世界情勢においても、国内情勢でも、異なった情報源からの異なった批判勢力の情報を公平に得て判断するべきであろう。もし一つしか得られないときは自分の判断を正しいと確信するべきではない。ソ連・チェコ問題にしても、学長の機動隊学内導入を批判した目でいま一度考えてみるのも面白いだろう。

われわれは非常に幸福な分野に住んでいる。それは、何処の国に行ってもフーリエ解析は認められるし、数学的な正しさは洋の東西を問わず共通しているということである。一つの仮定されたruleにしたがった発想が認められる世界だからである。これを理性だといった人がいる。 後略。

第19回 昭和43年12月14日

前略。ふとパスカルの言葉を思い出す。“人は

効き目のあるように戒めその人が間違っていることを示してやりたいと思うならば、その人がどんな方面から事柄を見ているかを観察する必要がある。なぜなら、普通その方面においては事柄は正しいものである。そうしてその正しいことを認めてやり、どの方面において事柄は誤るかをも示してやる必要がある。人はそれで満足する。なぜなら人は自分の誤っていなかったことを知り、また、ただすべての方面を見ることは怠っていたことを知る。ところで人というものは総てを見ないことを遺憾には思わないけれども誤っていたとはいわれたくないものである。多分その訳は、人間は本来総てを見るということはできないものであるからであり、また彼を見るがわにおいては、例えば与えられた感覚そのものは常に真であるように、本来誤る事はないからである。 後略。

第20回 昭和44年2月15日

前略。最近、心象的な話をきいた。それはある会社の課長の話である。多年胃病に悩まされX線テレビ装置を設備している大病院で診察を受け、胃カメラも併用して胃痛であると診断された。課長はその後他の大病院2ヶ所でX線テレビによる透視および写真でさらに精密な検査を受け、やはり胃痛であることが確認された。課長は最後にわらをもつかむ思いで、消化器診断では名医と評判の某医師を訪れた。その病院ではX線テレビどころか未だ約10年前のX線装置を設備しているとのことである。2時間半に亘る診察、30枚に及ぶ写真によって診断の結果、神経性の胃炎であることが判明した。課長は喜びのあまり、その写真をもって今まで診察を受けた医師に再診を乞うた。3ヶ所の

医師は異口同音に“この診断は正しい。これだけの診断能力に敬服する。”と云ったという。

この名医が最新のX線テレビ装置で同じ診断が下せたかどうか、意見の別れる所であるが、要は医師が全人格をもって診断するか否かにかかっていることである。決してテレビが悪いのではない。X線に患者と同様にさらされて、真っ暗な中で自分の命を削って診察している環境は全人格の投入を必然的にし、一方放射線に対して安全な明るい隔壁内での便利な作業は冗長度を増すに違いない。

ここに金原教授の“Esprit cartésien”を見ることができし、また湯川教授の“人間が独自の自然認識あるいは自己認識の能力を備えているという特質が軽視されると、機械の側だけがとめどもなく精密化し、巨大化して人間の存在を矮小化してしまうのを防げないだろう。機械が人間よりある点で優位に立つということはあっても、人間には何処まで行っても“すべてを根底から疑う”という貴重な能力が残されているのを誇りとすべきである。”を今更のように認識した。 後略。

第24回から事務局は関東に移り、竹中・長谷川両委員によって運営された。記憶によれば、関西における赤字を引き継いで、非常なご苦労をおかけした。大変申し訳なく思っている次第である。関西事務局時代のR I Iの研究テーマの殆どは画像の鮮鋭度と粒状性の評価を中心に発展してきたが、その後はその反動といおうか、次ぎの新しいテーマを見つけるべく雑多なテーマの試行が続く。R O C・I I・C T・M R I・C R・エントロピー・自動診断など。通巻29号から誌名を研究会記事から放射線研究に変更した。関東事務局時代の主な編集後記を参考に跡をたどってみる。

放射線像研究 編集後記

VOL. 3. No. 2. (通巻 35 号) 1973 (昭 48) ・ 5

前略。研究発表も 6 件あって盛会でした。題目を見ますと 2 ～ 3 年前迄多かった MTF は昨年からは殆ど無く、画像雑音に関するものがここ 1 ～ 2 年の間にふえ、また計算機を用いた何等かの処理に関するものが増えているのが目につきます。後略。

VOL. 4. No. 3. (通巻 40 号) 1974 (昭 49) ・ 9

前略。今回のプログラムには MTF 関係のものがなく、5 年前に幹事を引き受けた当時はあらかじめ MTF 関係の演題であったこととくらべ、一抹の淋しさ、今昔の感に打たれます。ある意味では R I I 設立当時の使命は終わったことを示すわけです。一方画像処理関係の講演の多い程参会者が多く討論が活発に行われる近況で、特別講演も当分このような傾向でお願いするつもりであります。放射線医学と工学の接点として、会の今後についてご意見をお寄せ下さい。

VOL. 4. No. 4. (通巻 41 号) 1974 (昭 49) ・ 12

前略。R I I 研究会をシカゴで開催する件については、高橋会長の司会で全参会者で討論をいたし、時期、場所を設定して会員各位に参加、演題の希望の有無をアンケートすることといたしました。アンケートは 1 月実施し発送 179 (米国在住者除く) 回収 69, 内訳、参加 7, 予定 6, 未定 4 (予定、未定は旅費、他の学会との時期関係などの理由) 不参加 52, 演題予定 8 件でした。これをロマン教授に伝え、先方の判断にまづことといたしました。後略。

VOL. 5. No. 1. (通巻 42 号) 1975 (昭 50) ・ 3

前略。R I I 研究会も 11 年を終わり、雑誌を

並べてみると演題の変化に今昔を感じます。第 1 回研究会の 39 年 2 月と云えば X 線テレビは一部の大病院のみに使われ、R I や超音波は殆ど実用になっていなかったと思われます。研究会の往復は市内電車、駅では S L が待っていました。工学では I C は未開発、レーザーも未実用、計算機は今日のミニコン程度のものが大型ともてはやされた時代でした。こうした背景の移り変わりに従い、総合学問である医用画像工学も中身が変わり、我々の関心も R I I の使命も移って行くものと思われます。後略。

VOL. 7. No. 3. (通巻 52 号) 1977 (昭 52) ・ 9

前略。午後の研究発表には今回はお申し込みが特に少なく、大部分の講演は演題締め切り後に幹事から無理に発表をお願いしたものです。発表者にはご迷惑かとも思いますが、そのような事情だけになまなましい話題が多く会は活発に運ばれました。もともと本会はインフォーマルな相談会として出発し、実験上の困った点などを気軽に相談し合う会でした。普段演題に疎遠な方のご発表を期待しております。

VOL. 10. No. 4. (通巻 65 号) 1980 (昭 55) ・ 11

前略。当会も誕生以来 18 年目となります。この間診断装置も X 線から各種放射線、超音波、NMR 等と間口を広げました。当会も会名を変えて時代に対応したら……との声もあります。

後略。

VOL. 11. No. 3. (通巻 68 号) 1981 (昭 56) ・ 8

前略。当会も創立 18 年を迎え、正会員 340 名で漸増の傾向にあり、この種の研究会としては異例の息の長い集団となっています。これも一重に創設の方々のご方針、会員の方々のご協力の賜

物です。最近はこのグループなどから合併してはどうかなどの話も聞かれるようになりました。

後略。

第75回から再び事務局は関西に移った。

第76回から高橋会長の後を継いで内田が会長となった。研究テーマは続いてDR・X線スペクトル・フラッシュX線装置・コンピューター支援診断等、またファジィ推論なども顔を出し、超音波画像、歯科領域にまでその間口を広げた。そろそろ内部的に分化統合の時期が来ているのかも知れない。第79回から学会に名称を変更した。続いて巻頭言・編集後記などで歴史を綴く。

放射線像研究

VOL.13. No.3. (通巻76号) 1983(昭58)・11
(巻頭言) 分化と統合

本研究会は来年3月で創立満20年を迎えようとしている。早いものだとつくづく思う。しかしよくふた昔も続いたものである。途中で何度も演題切れの度に、もうこの研究会の使命は終わったのではないかと、解消して新しく出発しなおすべきではないかと自問自答し提案したものである。最近に至っては、他の同種の研究団体から合同新発足の誘いかけもあったが、これも辞退して相変わらずのRIIはgoing my wayである。

何がこの500名足らずの研究団体をこのように維持させているのか、考えることしきりの昨今である。会の維持については、歴代の役員諸氏の努力もさることながら、賛助会員の奉仕の援助によるところが大である。この場をかりて厚くお礼を申し上げると共に今後も変わらない賛助をお願いする次第である。

他方、本質的な研究の維持については、会発足当初から幾多の変遷を経て現在に至っているものである。X線管焦点のフーリエ解析が会誕生の発端となったことはそれこそ二昔前のことであるが、この領域は増感紙・フィルムなどの光学からの延長として発展して来た分野と共に一度に開花したのである。このように華やかな時代は精々10年ほどであったろうか、その後は放射線関係の演題は激減し毎回の発表演題にこと欠く有様、その後の役員諸氏の努力は見るも気の毒であったと記憶している。従ってその後の演題も、本来の目的である放射線を手段とする像情報からはなれて、周辺の機器とか像が多くならざるを得ない状態になってきている。それも役員が毎回かけずりまわって寄せ集め、会の面目を保ってきた有様である。この様な現状をふまえると、それなら前にも再々考えたようにこの研究会は解散した方がいいのではないかという思案が出て来る。しかしながら、それはとんでもない考え違いであることに今更のように気が付くのである。

そもそも、RII研究会は当初、放射線による像を情報理論によって解析することを目的として発足した。従って、画像だけでなく、線量像についての情報理論による解析もその主な領域として存在していたのである。ところが、科学は限りなく分化と統合をくりかえして発展するという例にもれず、測定関係はその影を潜め、画像の解析がだんだん主となって来た。また、その画像も現在ではNMRに代表されるように、放射線を手段とするという制限を解放しつつある。すなわち、像は画像を哲学として共有する各分野がその発表の場を求めている現状である。以上をまとめるとつ

ぎの2点になると考えられる。

その第1は、医療総合画像診断の言葉に見られるように、現在の画像は多様化してきているということである。放射線だけが孤塁を守るときではない。正に総合画像情報としてとらえる時代である。研究団体として医療画像を旗印にかかげるならば、その中に放射線分科会、断層分化学会、超音波分科会、……………等の分科会がそれぞれの専門領域として権威をもつべきであろう。すなわちその研究団体は、画像を専門として共通する、手段の異なる分科会から構成されることが望ましい。

その第2は、医療画像情報に関する論文の審査をどこの学会が主としてとり上げ権威をもって行ってくれるかである。筆者を含むまわりの人々は自己の論文の権威のために学会誌を選ぶが、権威ある学会で主としてとりあげ審査してくれるところはない。精々“その他”の項で扱われるくらいである。したがってそのレフリーも専門の権威者であるとは限らない。それはレフリーからのレスポンスをみて“おぬしできるのう”とは考えられないからである。ここまで考えれば“それならR I Iが一肌ぬいで男になろうじゃないか”というところであろう。そのためにはこのままでは無理である。やはり学会形式をとり権威あるレフリー制をしいて、小粒でもピリッとからい存在となる必要がある。

まだ外にもいろいろ気付くことがあるが、この2点だけでもこの際R I Iが脱皮して新しく生まれ変わることが、R I I研究会をこれまで続けてきたことに対するわれわれの一つの責めであると痛感するものである。勿論、学会に対する欠点もある。会費が高くなる、いままでのフリートーチ

ングのようなリラックスした雰囲気が失われる、会誌に気楽に掲載されなくなる等々。またこの逆が研究会の利点でもあるのだが。どちらをとるか、創立20年のこのときに真剣に考えていただきたいし、考えたいものである。

いま筆者の机の上に日本学術会議からとり寄せた学協会登録申請書が置いてある。資格は総てととのっている。署名捺印するかどうか、これは会員諸氏にきめていただくことである。

本学会誌

VOL. 1. No. 1. (通巻 78 号) 1984 (昭 59) ・ 9
(巻頭言) 権威ある専門学会

常任委員会・委員会・総会の議を経て今年度から放射線イメージ・インフォメーション研究会(R I I)は医用画像情報学会に衣替えした。

“学会になっておめでとう”と何人かの人々から喜ばれた。そのお祝いの言葉には心から嬉しく感謝する一方、冷水をあびせられる思いもするのである。それは顧問立入先生がよくいっておられた“めでたいか、めでたくないかはそれが終わる時に分かるのだよ”という言葉である。“終わりよければすべてよし”という言葉に一脈相通ずるものがあると思うが、その通りである。“おめでとう”といわれたわれわれは多大の債務を背負わされたような気持である。

研究の歴史も長く、学問の基礎もでき、将来の展望も開けているこの学術団体が万が一にも衰微するようなことがあっては大変である。本学術団体は当初から職能的な色彩の一切ない純学問的な団体として進んできた。学術団体としては当然そうあるべきであって、それが20年の歴史を示し

ているのである。

しかし、いままでいつも執行部を脅かして来た大きなネックは経済的な問題であった。経済力の豊かな職能的学術団体と異なり、学問の同好の士というつながりだけでは、その経済力は貧弱であってもやむを得ないのである。しかもこの貧困な経済的基盤の上に立って、この学会はR I I研究会を引き継いで誕生した。前途多難であると覚悟せねばならない。

この困難な中であっても、年3～4回の会誌は珠玉のような論文で紙面を満たし、充実した学問的記事で余白を埋めたいと考えている。たとえば年発行回数が少なくても、頁数が少なくても、そのうちにはちきれんばかりの頁数と月刊でも足りないほどの時代が来ることを夢みている。いまは超ミニ学会であるが、将来は世界的にも認められた権威ある専門学会として発展したいと願っているわれわれなのである。

“自然は急変を嫌う”という。R I I研究会の内容は徐々に徐々にと医用画像情報学会へ変身する筈である。常務理事会・理事会などで本学会の将来の在り方を真剣に検討しながら、本学会の目的に徐々に収束していきたいと考えている。

学会員諸氏の絶大なご協力とご後援をお願いする次第である。

(編集後記)

前略。表紙について。周知のとおり、最初の医用放射線画像はRöntgen(1895)が夫人の手を制動放射X線で撮影したものである。制動放射を前期量子論で説明したKramers(1923)の歴史的な論文に従って、表紙の図案を作ってみた。

表紙の円と曲線は、電子が原子核の近傍を通るときに減速される様子を図案化したものである。

後略。

本学会誌

VOL. 2. No. 1. (通巻79号) 1985(昭60)・1
(巻頭言) 学会発足にあたって

顧問 立 入 弘

昭和39年3月21日に、大阪大学医学部付属病院の小じんまりした会議室で31人の人々が集まって、ささやかな研究集会が催されました。工学、理学、医学、放射線技術などの、年齢や階層を問わない異なった領域からの人達でした。こうした会合のはじめにはいつもみられるように、研究の意気に燃えるもの、“イメージ・インフォーメーション”というその当時としては耳に新しかった言葉に戸惑う人、あるいは新進の研究者の中に入って学識の若返りを願う年配者らが、意欲と好奇心をもって基礎的な真理の探求を志しました。その日の報告は、“X線撮影系の光学的考察”・“レンズを含んだ像伝達系の一評価法”・“最大情報量撮影”・“ γ 線スペクトルの超分解”などでありました。画像情報ではあっても、その中心が臨床医学のX線写真におかれていたのがわかります。

新しい医用画像情報学会雑誌の第1巻、第1号では“放射線領域における濃度-露光量変換曲線とマイクロ黒度特性”・“画像の系列依存性による評価”・“定量性を保有したSPECT用の新しいデータ採集法”となっています。こうしてみると、今回“医用”画像情報学会と“改称”されたのは頷かれます。初めの精神が今もなお受け継が

れているからであり、名前は研究会でも学会でも、本来の主旨から云うと一見ネクタイを締めた位のちがいです。しかしネクタイのあるなしは品格を整えるだけではなくて、心構えも一新されるようになりましょう。問題は会員の精進と研究の成果にあるので、第1号巻頭の内田会長の言葉にもその覚悟のほどが窺われて、うれしい限りであります。

“遠くして光あるものは飾りなり。近づいていよいよ明らかなるは学なり”という言葉があります。会員の皆さんのご健闘と内田会長とそのスタッフの強く正しい指導力とを期待し、徐々にであっても確実な一步一步で、地味な本学会の存在価値を十二分に発揮されるように念願します。

本学会誌

VOL. 2. No. 2. (通巻 80) 1985 (昭 60) ・ 5

顧問 高橋信次先生のご逝去を悼む

弔詞 - “大きな星”

高橋先生が亡くなった。いまこのように追悼のことばを書いていると、在りし日の先生のことがつぎつぎと思い出されて来る。それも浜松医大副学長、愛知がんセンター総長として功成り名遂げられた時代でなく、一教授で R I I 研究会の会長をしておられた若き時代のことである。私は一度先生からコッピドク叱られたことがある。R I I の常任委員会を招集して置きながら、その本人が大遅刻をしたときのことである。重々私が悪いので一言の弁解の言葉もない。会長である先生は他の人々の気持をおさめるために、ひどく面責されたのである。なかなかできることではない。いまだにこの教訓は身にしみて肝に銘じている。

その頃 R I I 研究会にはよく出席された。先生

は医学者であるから、われわれ理工学者の述語もその論理も難解であったに違いないと思うのに、演題の殆どに質問をされた。それも東北弁のタドタドしい特徴ある話振りは耳にこびりついて離れない。中には見当違いのこともあった。しかし岡目八目とっては誠に失礼であるが、すばらしい示唆に富んだ意見が泉のように湧き出てくるさまは、正に驚きに値した。やはり、先生の画像に対する確固とした哲学が然らしめるところであったのだらうといまになって思うのである。

私どもにとって偉大な人々がつぎからつぎへと欠けて行く。今度も大きな星が落ちた。人間の持って生まれた宿命とは知りながらも悲しみに耐えない。後に続く者は先生の遺徳を忍び、遺産を受け継いで、1mmでもいいピラミッドを高めて行きたいと心に期するものがある。

先生、R I I 研究会は M I I 学会になりました。みんなできっと立派な学会にしてみせます。先生安んじて眠って下さい。さようなら。 合掌。

本学会誌

VOL. 6. No. 2. (通巻 92) 1989 (平 1) ・ 5

(巻頭言) 創立 25 周年に思う

総務理事から今年は創立 25 周年ですと聞かされ、ありふれた表現ですが、正に感無量といったところでした。同じことを立入先生に申し上げたら“よく続けましたね”と感慨無量のご様子でした。筆者も全く同じ心境でよく続いたものだと思います。今でも決して楽な運営だとは思われませんが、今まで何度か度々ピンチを切り抜け現在に至っているのは、正に会員諸氏のご理解とご援助の賜物であります。紙上を借りて厚く感謝

申し上げます。

この際に25年前の記録を見るのもと思い、放射線像の研究第1巻・第2巻を開いてみました。自画自賛になりますが、この頃皆一懐かしい人ばかり一本当によく勉強しました。よくこれだけ出来たと、やはり若さの故に可能だったのでしょう。25年の歴史はその当時の人々の上にそれぞれ異なった人生を歩ませました。いまでも厚い交遊の続いている人もあるし、なかなかお目にかかれない人もいます。しかし、殆どの方に共通していることは、それぞれの職場で元気に活躍され指導的な立場におられるということです。

世は正に情報化社会爛熟の真っ只中です。何も彼も情報と名が付けば何かナウイと受けとられる時代です。当たらない代名詞のような天気予報ですら天気情報と衣替えして、当たらないのが不思議でないような気がするから不思議です。わが医用画像情報学会も名称は最尖端のおもむきがあります。しかし内容は必ずしも“医用画像に情報理論を導入する”ばかりではありません。これは“放射線イメージ・インフォメーション研究会”からの脱皮であってみれば、当分は古い表皮がいくらか残っていてもそれは当然といえるでしょう。長い年月かけてこの名称にふさわしい内容に徐々に変化が進むことを期待するものです。わが学会の理想としてこの目標を高く掲げ、次の25年また次の25年と続けて行きたいものです。

“物質とエネルギー以外はすべて情報である”という考え方があります。狭い情報でなく物質とエネルギーを支配する情報として情報理論を考えるならば、医用画像の中に広汎なテーマが対象として見出されるでしょう。“学会の名称にふさわ

しい論文を”を目標にかかげて次の25年、少しでも進歩したいと存じます。この創立25周年に際し、会員諸氏と共に過去を振り返り、現在を見つめ、将来に期待したいと存じます。

(編集後記)

光陰矢のごとく過ぎて、R I I 研究会が発足してから25周年を迎えることになりました。誠に同慶の至りであります。発足当時は、1年か2年で目的とする研究(主として空間周波数解析)は終わるだろうと云われた先生も居られましたが、とんでもないことで、新しい不可解な問題がいくらかでも出て来ています。MTF、ウィナーズペクトルの測定ですら、まだ確立されたとは言えません。情報理論の適用や、画質の総合評価に至っては、まだまだこれからです。一方では、会の名称を変更したように、創立当時の目的から脱皮せねばなりません。 後略。

最近の研究発表のテーマから考えて、筆者なりの希望を交えた将来の展望を述べてみたい。それにしても何時も思い起こされるのは、筆者が約20年前岐大に在籍していた時に医学部のドクターから聞いた言葉である。

“MTF・ウィナーズペクトルなどその他の物理条件がいかによくても、私の望む陰影が出てないフィルムは私にとっては意味がない。逆にいかにそれらの物理条件が悪くても、私の欲するものが出ているフィルムは最高である。”当時X線造影写真で5mmの早期胃癌を発見した名医として喧伝された人物の言葉である。濃度が適当でコントラスト・鮮鋭度・粒状性などその他の評価条件がベストであるような画像を求めている筆者にと

って晴天の霹靂ともいえる言葉であった。当然の言葉であるだけにそれ以来、これは頭から離れず、事ある毎に反省の材料となっている。

名人と云えば放射線技師についても、むかし名人芸といわれるX線技師が多くいた。当時徒弟制度であったため、これらの名人芸にはいろいろな弊害が伴った。そこでこれら名人芸をなくし、学べば誰でも一通りの技術ができるものとするために学校制度ができた。そして今では4年制大学にまで学問として発展したのである。放射線撮影に関して云えば学校教育を受ければ誰でも3点位の写真はとり得るだろうけれども、名医の望む5点の写真をとることができるだろうか、疑問である。理工学者が最も知りたいのは放射線被写体の物理定数は何かということである。ドクターが求めている物理定数は何か。この物理定数が定まらなければ、すなわち、あるドクターは判別がつけばいい、ある者は関心領域がリニアに表れておればいい、形が分かればいい、その他吸収係数・物性・密度・厚さ・体積といういろいろである。これがファジィである限り、これを求める技術者はドクターに対するファジィで望まざるを得ない。50年前のドクターの好みに振り回されていた時代と異なり、現代ではドクターの根拠あるファジィな要求に対し、立派に対応できる技術がある。名医の一つの特性とも考えられる診断のファジィ性を生かすためにも、技術者は従来のデカルト的な画一性・客観性を排し、パスカル的な個別性・主観性を重視してドクターのファジィ性に対応した技術をもって応えるべきである。

ここに最近一連のコンピューター支援診断の台頭がある。機器の開発に伴って研究テーマは変遷

してきている。いままで研究は基礎の問題が主で医学診断に必要な画質を求めるためのもので診断を云々するものではない。コンピューターを情報の手段と考えるならば、コンピューター支援診断は本学会のメインテーマとも考えられる。しかし、診断支援・自動検出にとどまっている間は安心だが、自動診断へ進むとなると問題である。それは人間の神秘性をコンピューターで冒涇しようとするからだからである。ここに厳にハッキリと線を引いて考える必要がある。コンピューター支援診断には医師の参加が必須である。この点からもR I Iの当初からの念願であるドクターの主導が積極的に期待できる。これで医師・技師・理工学者の3者協力のバランスのとれた研究体制がこのテーマに対してとり得ると考えられるからである。聴診器医師の時代には名医がいたが、コンピューター医師の現代に名医はいるのだろうかの問いに対して筆者は“今後、コンピューター支援診断の上に立って名医が誕生する時代が来るのではないだろうか”と答えたい。

他方、R I I当初から続いている画像評価の手法の開発は、新しい医療用装置・関連用品の開発される度に有力な手法として活躍している。更に今後も益々開拓が進められねばならぬ分野である。本学会は今までの研究の歴史を踏まえ、医学に貢献するという本来の目的をしっかりと見定めて、将来へ向け進みたいと念願するものである。将来展望は筆者なりのもので決して本学会の将来を拘束するものではない。しかし、立入顧問の言葉にも窺われるように、この30年という節目に本学会の原点に帰って将来を真剣に考えて戴きたいと思うや切なるものがある。

核医学における画像診断
—特に中枢神経領域の臨床的検査について—
宮崎医科大学放射線医学講座

助教授 星 博 昭

〒889-16 宮崎県清武町大字木原5200

(1994年11月10日 受理)

Diagnostic Imaging in Nuclear Medicine
—With Special Reference to Clinical Imaging of
Central Nervous System—

Hiroaki HOSHI M. D.

Department of Radiology, Miyazaki Medical College,
5200, Kihara, Miyazaki, 889-16, JAPAN
(Received November 10, 1994)

Diagnostic imaging with Nuclear Medicine has been used in examination of various types of cerebrovascular diseases. Recently, measurement of glucose metabolism, oxygen consumption and neurotransmitter function has been developed using PET. Radiopharmaceuticals for SPECT have been formulated after its clinical usefulness has been determined by the PET. The new examination with SPECT includes rCBF and receptor imaging. Clinical SPECT and PET which gives information not only physiological but also biochemical function will eventually play a vital role in patients examination near future. Clinical application of these examinations has been presented in this paper.

1. はじめに

核医学的診断法には種々のものがある。特に、最近検査装置の性能が向上し、多くの新しい放射性医薬品も開発されたため、全く新しい検査法も出現してきた。このため、核医学診断法の検査内容、方法は近年大きく発展してきている。なかでも、中枢神経領域の核医学検査は、心臓とともに多くの新しい放射性医薬品が出現している。

2. 核医学の画像

2.1 画像の種類

核医学の画像には、a) Plannar, b) SPECT, PET, c) Functional image (機能画像) がある。画像の評価法としては分解能、感度、均一性など他の画像診断と同様であるが、上記の画像の種類により大きく異なるため別々に考慮しなくてはならない。すなわち Plannar が画像として一番良く、Functional image は最も悪い。いずれにせよ、CT, MRとは画像の質という点では、比較にはならないが、核医学の特徴は、臓器の機能を反映した診断法であることであり、トレーサの解析といった手法は核医学検査の特徴である。すなわち、画像としては劣るが、Functional image が核医学の本質と考えられる。

なお、このような画像解析には、ハード面のいっそうの充実が望まれており、感度、分解能に優れた撮影装置の実現が期待されている。

2.2 SPECTとPET

SPECT は γ 線を放出する核種で標識した放射性医薬品を用い、断層写真を撮影する。PETは陽電子を放出する ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F などの放射性同位元素で酸素、一酸化炭素、二酸化炭素、アンモニアなどとともに生体内にある物質や、フッ素標識グルコース (FDG) のように生体で使われる物質に近いものを標識して検査されるため、酸素摂取率、グルコース代謝量など生理的な状態を検査することができる。ただ、サイクロトロンを装備した施設が必要で、標識や合成なども各施設で行わなければならない。従って、現在の所、広く普及するには至っていない。しかし、陽電子放出核種のジェネレーターが開発されつつあり、ミルキングで核種が得られるようになれば、サイクロトロンは必要なくなる。また、半減期の比較的長いフッ素 (約110分) などは国内なら各工場から各病院に空輸可能な体制を作ることもできる。このため、いずれは広く行われるような検査となるであろう。

3. 中枢神経領域の核医学診断について

中枢神経領域の核医学は、従来より用いられてきたものを含めると (a) 脳シンチグラフィ, (b) 脳脊髄腔シンチグラフィ, (c) 脳血流シンチグラフィ, (d) 腫瘍シンチグラフィ, (e) 神経伝達機能測定に分類できる。

3.1 脳シンチグラフィ

脳シンチグラフィは、以前は脳の器質的疾患の有無をみる為に行われていた検査で、診断および病変の種類の鑑別に使用されてきた。しかしながら、基本的には脳血管障害や脳腫瘍いずれにも集積がみられることより、これらの鑑別にはあまり役立たない。CT, MRの普及した現在では、ほとんど検査されなくなったのが現状である。

3.2 脳脊髄腔シンチグラフィ

インジウム標識DTPAやテクネチウム標識人血清アルブミンを用いて、脳脊髄液の流れを見ることが出来る検査である。正常では、腰部より注入されたRIは2時間で脳底部に分布し、24時間後には脳表全体に均一な分布を示す。正常圧水頭症では、注入されたRIは、6～24時間後には側脳室内に逆流がみられ、吸収も遅延するので診断は容易である。脊髄漏が疑われるときは、その部位は、RIの漏出として描出される。

3.3 脳血流シンチグラフィ

脳血流シンチグラフィは、中枢神経領域の核医学診断法の中でも広く行われている検査である。RIの種類、方法は様々なものがあり、RIの投与方法も、吸入、静注、動注法がある。一般的なものとしては、キセノンガス吸入法、ヨード標識アンフェタミン類似化合物、テクネチウム標識化合物を用いた医薬品の静注法である。いずれの方法においても、脳血流の分布を通常のCT像と同様に、1～2cm程度のスライス毎の連続した断層像(SPECT像)として描出させた脳血流像を得ることができる。Fig. 1に正常例を示す。脳の血

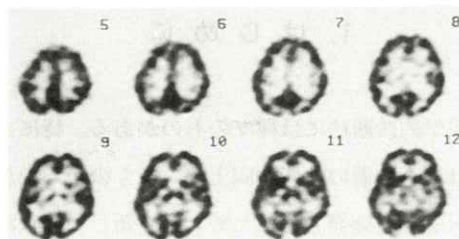


Fig. 1 Transverse slices of ECD SPECTs in a normal volunteer.

流は灰白質が白質より5倍多いため、脳表の灰白質や基底核が強く描出されている。

3.3.1 各種脳血流シンチグラフィの特徴

キセノンガス (^{133}Xe)を用いた脳血流検査は、旧くから行われている方法で、不活性ガスが脳脊髄関門(BBB)を容易に通過する性質を利用する。その原理は、吸入されたキセノンガスの動脈中カウントとSPECTによる脳内カウントとの比較により、Kanno and Lassen¹⁾の考案したモデルを用いて局所脳血流(rCBF)の値を計算しイメージングするものである。吸入されたキセノンガスは、肺より血中に吸収され、肺静脈、左心室、大動脈を経て、脳内に運ばれる。一定時間吸入させると、脳内動脈よりBBBを通過したキセノンガスは脳組織に徐々に取り込まれ、その後一定時間空気を吸入させると、キセノンガスは洗い出される。従って、この時間放射能濃度曲線を解析することにより脳内各部位の局所脳血流値が求まる。この方法はrCBFの絶対値を求める方法としては現在最もスタンダードな方法とされている。

ヨード標識アンフェタミン類似化合物としては、ヨード (^{123}I) 標識IMPが用いられている。IMPは脂溶性物質であるため、BBBを容易に通過し、一回の脳循環で脳内広範に分布する非特異

的レセプターにはほぼ100%移行する。このためその分布はCBFに比例する。脳細胞内に取り込まれたあとは、水溶性物質に変化し、BBBを通過することが出来ずに脳内に留まるため、この間に撮影ができる。

テクネチウム標識化合物の代表としては、HM-PAOとECDがある。この方法はIMPと同様の原理に基づいている。テクネチウムはミルキングという操作で容易に何時でも得られるため、必要なときに直ちに検査可能である。てんかんの症例で発作中に注射し、発作が終わって落ち着いたから脳血流シンチグラフィの撮影を行い、発作中の脳血流分布を測定することもできる。この様に過去の状態の検査が出来るのは、核医学の特徴の一つである。

3.3.2 各種脳血流シンチグラフィの定量法

キセノンによる脳血流検査は、はじめから定量した値をイメージしたものであるが、他の薬剤によるSPECT像は、そのカウント自体は脳血流絶対値ではない。したがって、絶対値が必要な場合は、コンパートメント解析法で行う必要がある。しかし、定量法としては各種の簡便法が検討されており、一回循環で100%脳内に取り込まれると仮定し、動脈採血を行ってCBFを計算するマイクロスフェアモデル、また、静脈採血と早期像、後期像との比較でrCBFを計算するグラフプロット法などがある。さらに簡略法として、ダイナミック撮影を行い、大動脈弓部と大脳半球に関心領域(ROI)を設定し時間放射能曲線を得、グラフを用いて計算することもできる²⁾。この場合、横軸に正規化された大動脈のカウント(積分

した値をその時間での値で除したもの)を取り、縦軸に脳のカウントをその時間の大動脈のカウントで除した値を取る。それぞれの値を一定時間毎に計算しグラフ上にプロットすると、そのグラフの傾きが局所脳血流に相当するという理論に基づく。

3.3.3 脳血流シンチグラフィの臨床

脳血流シンチグラフィの適応となる疾患は、種々のものがあり、虚血性脳血管障害(TIA, RINDO, 脳梗塞, もやもや病), 脳動脈瘤破裂後血管攣縮, 痴呆, 脳死の判定, てんかん, 頭部外傷, 脳炎, 脳膿瘍, 脳腫瘍, パーキンソン病などの変性疾患等が挙げられる。

虚血性脳血管障害では、虚血の診断, すなわち, 病変の有無, 程度, 範囲の判定などの初期診断や, 治療効果の判定に利用することもできる。急性脳梗塞では、発作直後, 数時間以内で脳出血が否定されれば, 脳血流シンチグラフィを行う。その結果, 血流低下領域が中大脳動脈など大きな血管レベルでの狭窄と考えられる時は, 直ちに脳血管造影による診断および経カテーテルによる血栓溶解術や血栓除去術などの処置が可能である。一過性に症状を示すTIAにおいても, 非発作時でも, 広範な軽度の血流低下がみられる症例があり, このような例に, 血管造影を行えば高率に内頸動脈や主幹動脈レベルでの狭窄が見つかり, 手術を行えばTIAの治療のみならず脳梗塞の予防にもなる。手術適応をみるには, ダイアモックス負荷テストも有用である。ダイアモックスは血管拡張作用をもち, ダイアモックスにより正常の領域では脳血管が拡張し, 脳血流は増加する。しかし, 虚

血状態では血管が既に拡張し、ダイアモックスを負荷しても血流は増えない。従って、ダイアモックス負荷前後の脳血流シンチグラフィで相対的血流低下を示す領域は、脳循環予備能が低下しているということがわかる。

痴呆は近年社会問題となってきた中高年の疾患である。アルツハイマー病およびアルツハイマー型老人性痴呆では、側頭葉、頭頂葉の連合野に血流低下がみられるのが特徴的な血流障害パターンで後方型痴呆といわれる。血管性痴呆でこのパターンを示すことは少なく、脳血流シンチグラフィでその診断、鑑別は容易である。さらに、病状が進行するにつれ、脳血流低下領域が大脳半球全体に広範に広がってゆき、その程度も高度になって行く。ピック病、進行性核上麻痺、運動ニューロン疾患を伴う進行性痴呆では、アルツハイマー病と異なり、前頭葉を中心とした血流低下がみられ、前方型痴呆といわれる。

脳死の場合は脳内に血流が全く存在しないため、ダイナミック撮影で内頸動脈の脳底部より上のレベルでR Iの流入がない。スタテック撮影でも脳組織の描出が全くなく、見かけ上頭蓋骨の骨髄や軟部組織などのバックグラウンドのみ描出され、この所見をHollow skullと呼んでいる。

てんかんでは、発作中に投与した後で検査すれば発作中の血流をみることができる(前述)。発作時に測定すると焦点を中心とした広範な高血流域がみられ、発作終了直後では焦点のみの血流増加、発作間欠期には焦点の血流低下がみられる。グルコース代謝率でみても脳血流と同様なパターンを示す。特に側頭葉てんかんでは脳波でも左右が判定困難なことがあり、脳外科的手術適応の場合で

は焦点決定のために脳血流シンチグラフィが必要である。

3.3.4 脳賦活試験

被検者に刺激を与えて脳血流の変化を観察し、脳のどの領域が賦活されるかを検査するものである。もともと、PETで行われていたもので、近年、医薬品の出現とカメラの感度が向上したことで、SPECTでも検査が可能となった。刺激としては、光刺激、痛み、手指の運動、音楽を聴かせるなどの聴覚刺激、本の朗読など様々な方法がある。検査は刺激前と刺激後に計2回脳血流シンチグラフィを行い、刺激後から刺激前の像をサブトラクションし、賦活された領域を見る。さらにMRIによる3次元立体表示とこのSPECT像との合成を行った像でみると解剖学的にどの領域が賦活されたか分かりやすい。Fig. 2は、クリッ

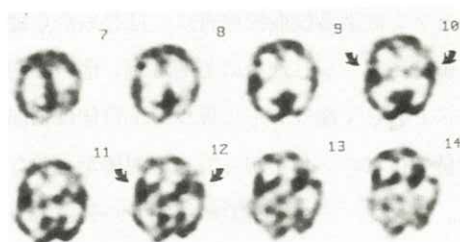


Fig. 2 Audio-activation study of ECD SPECT by click sound.

ク音を聞かせて検査し、刺激前とサブトラクションしたSPECT像で、両側の側頭葉の上側頭回を中心として血流が増加している。脳賦活試験は、未だ研究の段階であるが、臨床的应用としては、脳腫瘍の術前症例で病変が手指の運動中枢の近くにあるときこの賦活試験を行い、あらかじめ中枢と病変との位置関係を明らかにし、術後の麻痺を生じるかあるいはそれを防げるかなどの予測に利

用することもできる。

3.4 腫瘍シンチグラフィ

タリウムをもちいて、脳腫瘍の検出と鑑別診断、治療後の経過観察などに行なわれる。タリウムは正常脳組織にはほとんど取り込まれないが、腫瘍内にはカリウムと同様な機序でナトリウムカリウムポンプにより細胞内に能動的に取り込まれる。タリウムシンチグラフィの目的の一つは、早期像と後期像を撮影し比較することにより、炎症や良性腫瘍と悪性腫瘍との鑑別を行うことである。悪性度の高いものほど後期像でも強い集積がみられる。特に、放射線治療を行った脳腫瘍患者において、治療後の放射線の放射線脳壊死がおこったときに、造影CTでも増強効果があり、腫瘍再発との鑑別が困難である時、タリウムで再発腫瘍の検出を行う。

他に、脳腫瘍がソマトスタチンなど特定のレセプターを持つことから、レセプターイメージングも腫瘍の検出に応用されている。免疫シンチも、腫瘍の抗原抗体反応により、診断、治療を行うものである。

3.5 神経伝達機能測定

PETの出現により臨床応用が可能となった分野で、はじめは実験的に動物などで研究的に利用されてきたリガンドがPETで使えるようになった。さらにその一部の医薬品の類似化合物を、ヨードやインジウムで標識することにより、SPECTに応用される薬剤が作られるようになってきた。

神経伝達機能測定は、a) 神経伝達物質合成能

測定と、b) レセプターイメージングに分けられる。a) 神経伝達物質合成能測定は前シナプスの各種伝達物質の合成能を測定するものであるが、Fで標識された¹⁸F-dopaがその代表例で、ドパミン合成能を測定することができる。ドパミンは、脳内基底核領域の尾状核、被殻に特異的に存在し、その神経終末ではL-dopaから、ドパミンへの合成が行われているが、その合成過程に沿ってF-dopaからF-dopamineが合成され、これはCOMTなどの酵素で代謝を受けず、神経終末に留まる。この放射性フッ素のカウントを測定することによりドパミンの合成能をみることができる。ドーパ集積の著明な低下を示す例としてパーキンソン病が有名である。一方、ドーパ集積の亢進例として黒質線条体変性症、精神分裂病がある。b) レセプターイメージングは、後シナプスに存在する神経レセプターを測定するもので、特定の疾患で特有のレセプターが増減し、薬剤治療によっても大きく変わることは良く知られた事実である。ドパミンのレセプターの場合は、ハンチントン舞蹈病、覚醒剤中毒、長期治療後パーキンソン病ではそのレセプター量が低下する。

現在の所、他に、ベンゾジアゼピン、オピオイド、セロトニン、ニコチン性・ムスカリン性アセチルコリン、ヒスタミン、ソマトスタチンの各レセプターに特異的に集積する医薬品が開発されている。しかし、未だ研究段階のものもあり、これから更に多くの医薬品が出現し、利用されるようになると思われる。

神経伝達機能測定は近年になってSPECTでも検査が可能となってきた。例えば、イオマゼニールはベンゾジアゼピンレセプター、FIDAや

I P Tはドパミンレセプターと合成能を見るリガンドである。イオマゼニールは、全国の施設で現在治験中であり、これらの医薬品が将来発売されると、神経精神疾患の病態の解明や診断と治療効果判定、経過観察などに広く用いられるようになると思われる。その他、アセチルコリン、オピオイドなど種々のS P E C T用のレセプターイメージング薬剤が開発され、臨床応用が期待されている。

ま と め

以上、S P E C T、P E Tによる中枢神経系の核医学検査について述べた。元来、核医学検査は臓器の生理的機能を利用して形態および機能の診断を行ってきた。近年さらにその特徴を生かし、今までの形態、機能診断に加え、各種脳賦活試験やレセプターイメージングなどの生理学的・生化学的な機能測定分野が今後発展してくるものと考えられている。

参 考 文 献

- 1) Kanno and Lassen: J Comp Assist Tomogr
3 71 (1979)
- 2) Hiroshi Matsuda, et al: Eur J Nucl Med 20
391 (1993)

異 常 領 域 の 抽 出

樋 口 清 伯

大阪産業大学工学部情報システム工学科 〒574 大阪府大東市中垣内 3-1-1

(1994年 6 月 4 日, 最終 1994 年 11 月 12 日受理)

Extraction of Heterogeneous Region from Image Data

Seihaku HIGUCHI

Department of Information Systems Engineering, Faculty of Engineering,

Osaka Sangyo University

3-1-1 Nakagaito, Daito-shi, 574 Japan

(Received June 4, 1994, in final form November 12, 1994)

Recently, wavelet analysis is applied in various fields, in place of traditional transient analysis methods such as short time Fourier transform and Gabor transform. In this paper, we investigate the discriminant accuracy of the heterogeneous region from the other normal area. In order to estimate the capability of discriminant, using the non-stationary random field as the image data, we carry out the simulation. The experiment results show the shift within a few pixel from the true boundary. To proceed these realized situations to the practical uses, some important problems to be settled are pointed out.

1. ま え が き

画像の局所的な性質をよく反映する有効な手法の一つとしてウェーブレット変換が知られている。特に画像の領域境界, すなわちエッジ検出には力を発揮する。いま画像を走査して得た連続時間信号についてこの手法と従来のものとを比較してみよう。それはガボール変換¹⁾で, 時間信号 $f(x)$

に窓関数としてガウス関数 $g(x-s)$ を用い, これらの積 $f(x)g(x-s)$ のフーリエ変換 $G_f(\omega, s)$ を求めることにより, 時間領域の変動を周波数領域に移して種々の考察を行うものである。さらにガウス関数の変数項となっている移動パラメータ s を変化させて $f(x)$ の観測位置を変え, 局所性の全体を浮き彫りにしようとするものである。このようにして得たガボール像

$G_f(\omega, s)$ を s について積分すれば $f(x)$ のフーリエ変換 $f(\omega)$ が求められ、この逆変換から元の時間信号が得られる。このように再構成できることはガボール変換の特徴で、このことは情報を損失しないことを意味している。このガボール変換はガウス関数の関数形は変えずに時間軸方向の移動のみで情報を抽出している。一方ウェーブレット変換はこの関数形も変化（ガウス関数を統計学におけるガウス分布関数と考えたとき、分散に相当するパラメータを導入し、これを変化）させるものである。すなわち、注目する時刻近傍の波形に対し、速い変化成分に対しては時間窓を狭く、緩やかな変動成分に対しては広い時間窓を用いているといえる。つまりきめ細かく情報を取り出す特徴を有している²⁻³⁾。そこで本論文では、この特徴を生かし、画像を二つの領域に分割する問題を、ウェーブレット変換された成分をクラスタリングすることによって行った。対象とする各領域は確率的にみたとき、一様で等方性を満たしていると仮定する。医用画像をはじめとして、我々が扱う画像は全体を一挙に処理することは困難で小領域の処理結果を集めて次の処理ステップに進むいわゆるボトムアップ的な場合を考えるとときにはこのような仮定は妥当なものといえる。また、画素は輝度値で表され、負の値を取らないが、平均値を除去し画素のもつ変動成分のみから分割することを考える。もし画像の特定の領域だけレベルが異なっているようなときには微分操作により大きな変化を与えることが出来、画像を三つの領域に分割するものとして定式化すれば本手法が適用できる。これに関しては最後に簡単に触れる。まず、ウェーブレット変換について概略の説明を

行い、ついでクラスタリングに関する説明、そして簡単なシミュレーションとその結果を述べる。

2. ウェーブレット変換の概略¹⁻⁵⁾

一般論は参考文献に譲り、この論文で必要とする範囲内で概略を述べる。また扱う関数はすべて実数値関数とする。関数 $\psi(x)$ は

$$\int |\psi(x)|^2 dx < \infty$$

を満たすものとする。以下断らない限り積分範囲は $-\infty$ から ∞ とする。このとき $\psi_{j,k}(x)$ を次のように定義する。

$$\psi_{j,k}(x) \equiv 2^{-j/2} \psi(2^{-j}x - k) \quad (1)$$

$j, k \in Z$ (整数の集合)

関数の集合 $\{\psi_{j,k}(x): k \in Z\}$ は線形独立で、これらの線形結合で張られる空間を W_j と書く。空間 W_j のどの要素も空間 W_k ($j \neq k$)に属さないとする。この W_j の直和により空間 V_j を以下のように定義する。

$$V_j \equiv \dots + W_{-1} + W_0 + W_1 + \dots + W_{j-1} \quad (2)$$

V_j において $j \rightarrow \infty$ としたとき、式(2)が全空間となるような $\psi(x)$ を基本ウェーブレットという。ここで、基本ウェーブレット $\psi(x)$ から式(1)で定義される $\psi_{j,k}(x)$ をウェーブレット関数とよぶことにする。 $\psi_{j,k}(x)$ が

$$\int \psi_{j,k}(x) \psi_{l,m}(x) dx = \delta_{j,l} \delta_{k,m} \quad (3)$$

を満たすとき直交ウェーブレット関数という。ここに $\delta_{j,k}$ はクロネッカのデルタで

$$\delta_{j,k} = \begin{cases} 1 & j=k \text{ のとき} \\ 0 & j \neq k \text{ のとき} \end{cases}$$

である。式(3)を満たさないが、

$$\int |\phi(x)|^2 dx < \infty$$

となる $\phi(x)$ を用いて $\phi_{j,k}(x)$ を

$$\phi_{j,k}(x) \equiv 2^{-j/2} \phi(2^{-j}x - k)$$

と構成したとき

$$\int \psi_{j,k}(x) \phi_{l,m}(x) dx = \delta_{j,l} \delta_{k,m} \quad (4)$$

が成立すれば、この $\phi_{l,m}(x)$ を双直交ウェーブレット関数という。

いま、

$$\int |f(x)|^2 dx < \infty$$

を満たす $f(x)$ に対して

$$w(k, j) = \int f(x) \psi_{j,k}(x) dx \quad (5)$$

により第 (k, j) 次のウェーブレット展開係数を与えると、直交ウェーブレットでは

$$f(x) = \sum w(k, j) \psi_{j,k}(x)$$

双直交ウェーブレットでは

$$f(x) = \sum w(k, j) \phi_{j,k}(x)$$

となる。ここに k, j に関する和は全整数につい

てとるものとする。このようにウェーブレット展開係数は $f(x)$ に関する情報を、位置に関しては k を、局所周波数に関しては j をパラメータとして保存している。この $w(k, j)$ に対する考察を行い、領域分割法を説明する。

3. 領域分割法

係数 $\{w(k, j) : k=0, 1, 2, \dots\}$ はそれぞれの位置 k での周波数成分 j の値を与えているが、式(1)で与えるウェーブレット関数はシフト不変変換⁶⁾になっていない。つまりある位置 x_1 近傍での $f(x)$ が他の位置 x_2 近傍での $f(x)$ と同じ形をしていても、 $w(k, j)$ は同じ値を与えない。もし x_1 と x_2 の差が $t \cdot 2^j$ (t, j は整数) のように書けるときは同じとなる。このため式(1)を変形しシフト不変性をもたせた $\psi_{j,k}(x)$ を用いる。すなわち、

$$\psi_{j,k}(x) \equiv 2^{-j/2} \psi(2^{-j}(x-k)) \quad (6)$$

とする。これはフレームとも呼ばれている。本論文では $\psi(x)$ として Haar 関数

$$\psi(x) = \begin{cases} 1 & 0 \leq x < 1/2 \\ -1 & 1/2 \leq x < 1 \\ 0 & \text{上記以外} \end{cases} \quad (7)$$

を考えているのでこれを用いて式(1)と式(6)を図示すれば **Fig. 1** となる。この図で位置 0 から始まる時間変化と全く同じ変化が位置 1 (このとき区間 $(0, 1)$ では 0 である) から生じる場合を考えると、式(6)のウェーブレット関数では、位置 0 からのときは ψ_{00} と ψ_{10} を用い、位置 1 からのと

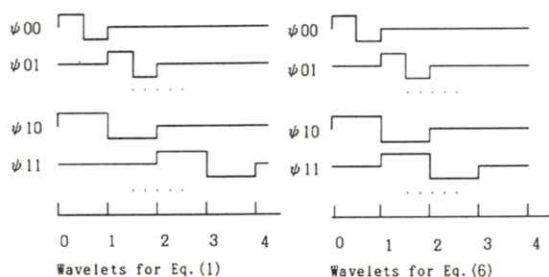


Fig. 1 Illustrative diagram for shift invariance

きは ψ_{01} と ψ_{11} を用いて展開係数計算がなされるから全く同じ値を与える。つまりどの位置で変化が起ころうと対応できる。

一方、式(1)の場合、位置0と位置2で同じ変化が起ころうなら、前者には ψ_{00} と ψ_{10} が、後者には ψ_{03} と ψ_{11} が用いられ同じ係数値が得られる。ところが位置0と位置1で同じ変化が起ころうときは位置0では ψ_{00} と ψ_{10} が、位置1の計算には ψ_{01} と ψ_{10} が用いられその値は異なる。このように式(1)ではシフト不変性がない。これは式(6)のウェーブレット関数系に含まれる関数 ψ_{11} が式(1)のウェーブレット関数系には含まれていないことによって生じる。式(1)の関数系は完全直交系となっているので、式(6)の系は冗長系となっている。従って直交展開したとき一意性をもたないことになる。しかしこのことが展開係数を用いた分割に支障を来すことはない。それは時間窓をシフトしながら周波数解析するとき、シフト幅がちょうど時間窓幅と一致するのと、シフト幅を時間窓幅より狭くとり少し重なり合うようにするのとの違いだからである。この重なり合う部分が冗長性を生んでいる。

次に分割法について述べよう。位置 j における

ウェーブレット展開係数を要素とするベクトル w_j を考える。処理に用いる周波数の総数を N とすると、 N 次元ベクトル（肩のTはベクトル転置を表す）であり、これをウェーブレットベクトルと呼ぶ。

$$w_j = [w(0, j) \quad w(1, j) \quad \dots \quad w(N, j)]^T \quad (8)$$

このベクトルがサンプル位置の個数（これを M とする）だけ存在する。このベクトルをよく知られた手法⁷⁾により代表点を決定し分割する。

決定手順

- (1) 任意に2個のベクトルを選び、 c_1, c_2 とし、代表点ベクトルと呼ぶ。
- (2) $m \leftarrow M$
- (3) m 個の中からランダムに一つウェーブレットベクトルを選ぶ。これを仮に w_k とする。
- (4) (3)で選んだベクトルと代表点ベクトルとの間の距離を計算する。
- (5) (4)の結果において、距離の小さい方の代表点ベクトル（仮に c_1 とする）に対して

$$c_1 \leftarrow \alpha \cdot c_1 + (1 - \alpha) \cdot w_k \quad (9)$$

で代表点ベクトルを修正する。他方の代表点ベクトルは不変とする。

- (6) $m \neq 0$ なら $m \leftarrow m - 1$ として(3)へ
そうでなければ(7)へ

- (7) 代表点の変動があらかじめ決めた値より小さいときはこの手順を終了し、そうでないときは(2)へ行く。

この手順は M 個のベクトルの順序はランダムで

あるが、全部を一度だけ用いて代表点ベクトルを修正する。この操作を必要回繰り返し収束値を得ている。この手順によって求めた代表点ベクトルを用いて、ベクトル c (判別ベクトルとよぶ) を

$$c = c_1 - c_2 \quad (10)$$

とし、各ウェーブレットベクトルをこの c 上へ射影し、その射影成分

$$p_k = w_k^T c / c^T c \quad k = 1, 2, \dots \quad (11)$$

を求める。この p_k を幅 d で量子化し頻度分布を求め、平滑操作を施し、二つのピークとこれらピーク間の谷の値つまり閾値を求める。この閾値 d に従って、

添字集合 $\{k : k > d\}$ と

添字集合 $\{k : k \leq d\}$

に分割し、これらの添字に対応する位置がそれぞれの領域に対応する。

4. シミュレーションとその検討

前章までに述べた手法を適用するため、2次元ランダム場を作成し、シミュレーションを行った。処理結果の1走査線分を Fig. 2 に示す。この図のデータは全て正規化してあり、各ウェーブレット展開係数は絶対値で表示してある。ウェーブレット展開係数は上から順に時間窓が広がっている。周波数領域で言えば、上ほど高い周波数を検出しやすく、下に向かうほど低い周波数に敏感になっている。このグラフを縦方向にみた6個の要素が式(8)のウェーブレットベクトルで、6次元ベクトルである。解析の対象は $f(x)$ で示すグラ

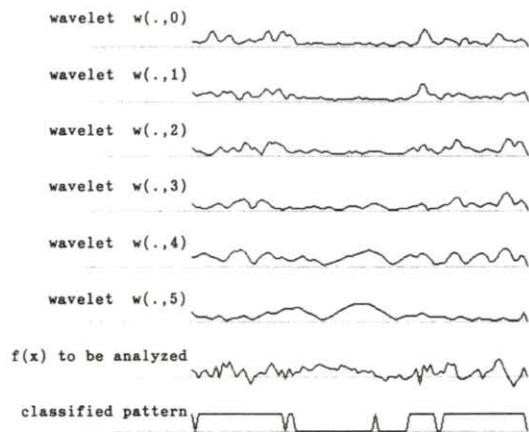


Fig. 2 Wavelet coef. and analyzed result

フで前半 $1/3$ 部分と後半 $1/3$ 部分とは同じ統計的性質をもち、中間 $1/3$ 部分とは異なっている。周波数帯域で言えば、前、後半部を $[-\pi, \pi]$ と正規化すれば中間部は $[-\pi/8, \pi/8]$ である。ウェーブレット展開係数を上から下方向に眺めると、前、後半部では上の方(高周波)が大きく下の方(低周波)が小さくなっていっているが、中間部はその逆になっていることが分かる。そして4次 $w(., 4)$ あたりに同じ程度になるが、このことはこの成分が分割には殆ど寄与しないことになる。実際、代表点ベクトル c_1, c_2 の第5要素がほぼ等しく式(10)の判別ベクトル c の対応する要素がほぼ0となり式(11)の計算に影響を与えない。分割した結果は最下段に1, 0で示してある。正解は前半と後半 $1/3$ 部分が1で中間部分が0である。図では7カ所の位置で1と0が入れ替わっているが、中間部から後半部に変わるところで連続した2位置で0が1となっている所を除いて正しくできる。この2位置は隣のデータを利用しても正すことが出来ず誤りとなる。192×192の小領域の分割であるが2サンプル程度の差異は許

容されると思われる。

1.で述べたように、対象とする画像は平均値成分を抜き去ったものとしてきたが、平均値成分がある場合について考えてみる。ウェーブレット展開係数を計算し、射影成分 p_k を求める段階までは線形操作の範囲内であるので平均値の処理を行った結果を加えればよいのでランダムな変動成分は考えない。そこで Fig. 3 に示す $f(x)$ の場合を調べてみよう。ウェーブレット展開係数は Fig. 2 と同様に絶対値を表している。二つのエッジでは同じ展開係数が期待されるが、少し異なっている。これは基本ウェーブレットとして Haar 関数系を用いたことに起因している。時間窓の一番狭いウェーブレット関数は2サンプルからなり1, -1であり、次に大きいウェーブレット関数は1, 1, -1, -1の4サンプルから成っている。そしてこの場合のシフト幅は2サンプル単位であるため、画像 $f(x)$ が...0, 0, 0, 0, 1, 1, 1, 1,...と続いているとき、係数計算を始める位置によりエッジ部分で1, -1が0, 0と当たり、2サンプリングシフトして1, 1と当たることになり、いずれも内積の式(5)の値は0となり図の左側

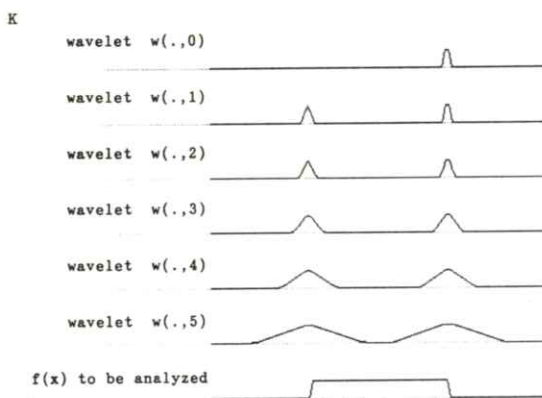


Fig. 3 Wavelet coef. for image with edge

のような形をとる。 $f(x)$ の左端の1を0にすれば右側と同じ形になる。これはシフト不変性の問題ではなく基本ウェーブレットの選択によるものである。上に述べた点を注意して Fig. 2 と Fig. 3 とを加え合わせたものを考えると同一位置にピークがくるという情報でエッジを抽出する手法が考えられる。他にエッジ部分を一つの領域とみて代表点ベクトルを割り当て学習していくことが考えられる。後者の方法では境界部分に対するウェーブレットベクトルの数が少ないから代表点ベクトルを決定する手順をかなり改善しなければならない。

5. あとがき

画像をウェーブレット変換を用いて表現し分割することを試みた。2次元ランダム場を作成し、シミュレーションにより動作特性を調べ、良好な性能をもつことを確認した。今後は実画像に適用すべく工夫しなければならない。その際検討すべき点として、(1)今回は1次元的にウェーブレット変換を行い分割結果を2次元的に処理したが、計算量は膨大になるけれど2次元ウェーブレット変換を行い代表点ベクトルを求めたときの差異の程度；(2)加減算のみで計算できる Haar 関数を用いたが、他の基本ウェーブレット関数を用いたときの良否と、その程度；(3)対象画像と基本ウェーブレットとの関係、さらに進んで最適な基本ウェーブレット関数の設計法へのアプローチ；(4)小さな病変部分を検出するときの限界、つまり分解能；これらの諸点に関する考察、実験的裏付けが考えられる。

6. 参考文献

- 1) C. K. Chui: An Introduction to WAVELETS
(Academic Press 1992)
邦訳 桜井, 新井訳: ウェーブレット入門
(東京電機大学出版局 1993)
- 2) 寅市和男: 電情通学会時限研委 1 (1992)
- 3) 山口昌哉他: 計測と制御 **31** 879 (1992)
- 4) 山口昌哉他: 計測と制御 **31** 1066 (1992)
- 5) 宮崎明雄他: 電情通学会技研報
DSP 94 9 (1994)
- 6) 鄭 旦根他: 電情通誌 **J77-A** 992 (1994)
- 7) N. P. Pal et al: IEEE Trans. on Neural
Networks **4** 549 (1993)

モンテカルロ法による散乱X線の解析

—照射面積と一次線含有率—

小縣 裕二*・松本 光弘*・佐藤 和彦*・滝川 厚**

中森 伸行***・金森 仁志***

*大阪大学医学部附属病院放射線部 〒565 吹田市山田丘 2-15

**大阪大学医学部保健学科 〒560 豊中市待兼山町 1-20

***京都工芸繊維大学工学部電子情報工学科 〒606 京都市左京区松ヶ崎

(1993年10月9日、最終1994年11月15日受理)

Analysis of Scattered X-Rays using Monte Carlo Method

—Primary Fraction vs Area of Irradiation Field—

Yuji OGATA*, Mitsuhiro MATSUMOTO*, Kazuhiko SATOH*, Atsushi TAKIGAWA**,
Nobuyuki NAKAMORI***, and Hitoshi KANAMORI***

*Department of Radiology, Osaka University Hospital
Yamadaoka 2-15, Suita 565, Japan

**School of Allied Health Science, Faculty of Medicine, Osaka University
Machikaneyama-cho 1-20, Toyonaka 560, Japan

***Department of Electronics & Information Science, Kyoto Institute of Technology
Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto 606, Japan

(Received October 9, 1994, in final form November 15, 1994)

We have developed a program to study the interaction between x-ray photons and a phantom, based on the Monte Carlo method. Using the program, we have calculated primary fraction varying the irradiation field size and the phantom thickness for the x-ray tube voltage of 100kV, and compared the calculated results with our experimental data. The results of the simulation and the experiment were in good agreement. We found that a primary fraction was given as a power function of the irradiation field within the limited range of the irradiation field, and that the scattered photon-angle distribution had a peak around 35°.

1. はじめに

W. C. Röntgen がX線を発見して100年になる。
X線は、直接目で見るのでできない内部の情報
を非侵襲的に取り出す事ができるため、今日、医
療の分野で様々な検査に使われている。

X線が患者の身体を通過するとき、X線光子は

人体組織を構成している原子と相互作用を起こし、
吸収または散乱され減弱する。体内で散乱したX
線光子(以下、散乱線)は、放射線画像の画質(解
像力、コントラスト等)を劣化させる大きな要因で
ある。医用X線画像の研究の目的は、画質を向上
させ、かつ、患者の被曝線量を減少させることで

ある。¹⁾ 言い替えれば、いかに少ない線量で多くの情報を引き出すかを研究することである。そのためには、X線光子が人体内部でどのような相互作用を起こして散乱線を発生するのか、その散乱線がX線画像の画質にどのような影響を及ぼすのかを解析することが必要である。発生する散乱線の強度やスペクトルは、人体に入射するX線光子のエネルギー、患者の撮影する部位、体型、および、照射面積などで変化するため、²⁾ 多くの研究者が様々な手法を用いて散乱線の解析を古くから行ってきた。しかし、X線光子と人体組織との相互作用の過程は複雑かつ多重で、その解析は非常に困難であり、いまだに多くの課題が残っている。

散乱線の実験としては、1921年にR. B. Wilseyがファントムを用いて散乱線を測定し、³⁾ 1956年にD. V. Cormack等が種々の散乱角度での散乱線スペクトルを測定し、⁴⁾ 1963年にK. H. Reissが散乱線の量とH-D curve、散乱線とコントラスト、選択度と散乱線の減少などの関係を報告し、⁵⁾ 1981年にL. T. Niklason等が胸部ファントムを用いて各部の散乱線を測定しグリッドやスリット法などを検討した研究⁶⁾、等がある。

また、コンピュータの性能が向上した1970年代中頃から、モンテカルロ法を用いて物理現象をシミュレートする手法が使われるようになってきた。シミュレーションでは、実験では不可能な条件でも計算でき、また、放射線被曝を気にしなくても良いため、医用分野でもX線と物質の相互作用に関する様々な解析に広く利用されてきた。⁷⁻¹⁰⁾ 医療診断分野での散乱線に関するモンテカルロシミュレーションについても、Kalender、¹¹⁾ Chan等、^{12, 13)} Papin等、¹⁴⁾ 上原等¹⁵⁾ など多くの報告がある。

しかし、それらの多くは、被写体にペンシルビーム状のX線を入射するモデルである。我々の知る限りでは、Persliden¹⁶⁾が散乱線含有率のX線の照射面積依存性を計算しているが、広い照射面積に対する散乱線含有率や被写体通過後の散乱線の角度分布を計算した研究は多くない。

今回我々は、X線の照射面積と被写体の厚さを変えた時、被写体通過後のX線光子の中に一次線光子の占める割合(一次線含有率)や散乱光子の角度分布がどう変わるかを解析するため、モンテカルロ法を用いたシミュレーションプログラムを開発した。また、実験でもX線照射面積と被写体の厚さを変えて、一次線と散乱線の強度を測定し、シミュレーションで求めた結果と比較した。

本論文では、管電圧100 kVの連続X線を物質に入射したとき、被写体の厚さと照射面積をパラメータに、一次線含有率および前方向散乱線の散乱角度分布などについて解析した結果を報告する。

2. 方 法

2.1 実 験

JIS規格(Z 4910-1983)¹⁷⁾、ICRU(10f 1962)¹⁸⁾等では、散乱線除去用グリッドの性能試験を行う実験配置を定めている。我々は、その実験配置からグリッドを取り除き、Fig. 1(A)の配置で一次線強度(I_p)を測定し、Fig. 1(B)の配置で散乱線強度(I_s)を測定した。また、散乱線強度を測定する時使用した遮断用の鉛ディスクの測定結果への影響を検討するため、Fig. 1(B)の配置から鉛ディスクを取り除いた配置で、全X線強度(I_t)も測定した。検出器にはCaWO₄増感紙(化成オプトニクス社製、FS)を用いた蛍光量計(Alco Electric Co.Ltd., F-11、有

した。電子対創成は、光子エネルギーが 1.02 MeV 以上で起こるので、本研究ではこの過程を除いた。また今回の計算では、ファントムとして水を用いた。水の原子番号は小さいので、水ファントム内で光電効果を起こし発生する特性X線および二次電子はエネルギーが低く、その特性X線や二次電子が発生する制動放射のほとんどが、光電効果を起こした近傍で吸収される。したがって、プログラムでは、光電効果を起こしたX線光子のエネルギーはすべて水ファントムに吸収されるものとした。

入射X線光子のエネルギーは、Birch と Marshall が計算した連続X線スペクトルのデータ¹⁹⁾に一致するように一様乱数を用いて決定した。その入射X線光子数スペクトルを Fig. 2 に示す。計算に使用した入射X線光子数は、単位面積当たり 2 万個 ($5 \times 5 \text{ cm}^2$:50 万個 $\sim 30 \times 30 \text{ cm}^2$:1800 万個)とし、X線管焦点からファントムの照射面積内に均一にX線光子が入射するようにした。

プログラムでは、個々のX線光子の追跡を、入

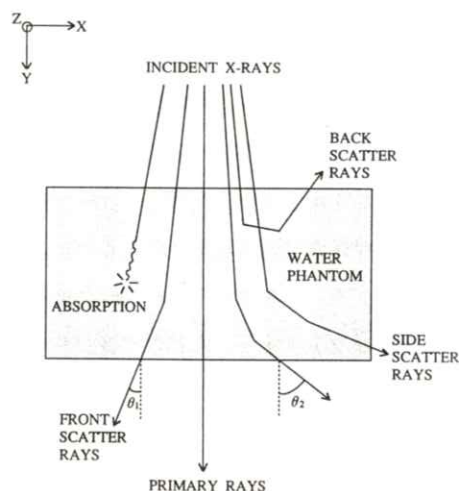


Fig. 3 Schematic diagram illustrating the interaction between x-ray photons and phantom. (θ_1, θ_2 : scattering angle)

射した光子が散乱して水ファントムから外に飛び出すか、光電効果で吸収されるか、あるいは、光子エネルギーが 8 keV 以下になるまで続けた。Fig. 3 に示したように、入射した光子が一度も相互作用を起こさずに水ファントムを通過したものを一次線、一回以上相互作用を起こし水ファントムの外へ飛び出たものを散乱線とした。また、ファントムから散乱X線光子が飛び出す位置を判別し、前方向散乱線、側方向散乱線、後方向散乱線の3種類に分類し、計数した。前方向散乱線については散乱角度分布も求めた。一次線および散乱線の光子数スペクトルは、検出器の有効面積に入ってきた光子をエネルギー 1 keV 間隔で累積して求めた。

モンテカルロ法を用いたシミュレーションは、全X線強度を測定する条件 (Fig. 1(B)) に合わせ行い、一次線強度および散乱線強度を分類して求めた。また、実験と同様、照射面積を 7 種類、水ファントム厚を 10、15、20、および、25 cm と変えて、シミュレーションを行った。

シミュレーションに使用した計算機は、パーソナルコンピュータ PC-9801As (NEC 製)、プログラム作製には C 言語を使用し、1 時間に約 150 万個の光子の追跡が可能であった。

3. 結果と考察

3.1 照射面積と一次線含有率

厚さ 20 cm の水ファントムに対して、一次線強度、散乱線強度、および、全X線強度を照射面積を変えて測定した結果を Table 1 に示す。測定では、一次線強度が今回使用した蛍光量計で 60.0 [F] ([F] は蛍光量計の指示単位) となるように照射X線強度を設定し、同じ照射強度で、散乱線強度および

Table 1 Experimental results of primary, scattered and total fluorescence for a water phantom of 20 cm thickness.

	Irradiation field [cm ²]						
	5 × 5	7 × 7	10 × 10	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30
I_p [F]*	60.0	60.0	60.0	60.0	60.0	60.0	60.0
I_s [F]	39.0	67.0	104.3	164.3	210.0	250.0	280.0
I_t [F]	100.0	129.7	167.0	223.7	272.7	310.0	340.0
$(I_p + I_s)/I_t$	0.99	0.98	0.98	1.00	0.99	1.00	1.00

* [F]:fluorescence value

全X線強度を測定した。**Table 1** から、一次線強度と散乱線強度の和 ($I_p + I_s$) と全X線強度 (I_t) の比は全ての照射面積ではほぼ1であり、一次線強度 (I_p) + 散乱線強度 (I_s) = 全X線強度 (I_t) の関係を満たしている。つまり散乱線強度測定で、鉛ディスクが適切に一次線を遮蔽していること、また、鉛ディスクでの散乱がファントムでの散乱線強度の結果に悪影響を及ぼしていないと言える。

Fig. 4 は、厚さ 20 cm のファントムに対する一次線含有率の照射面積依存性の測定結果と計算結果を比較したものである。一次線含有率の測定結

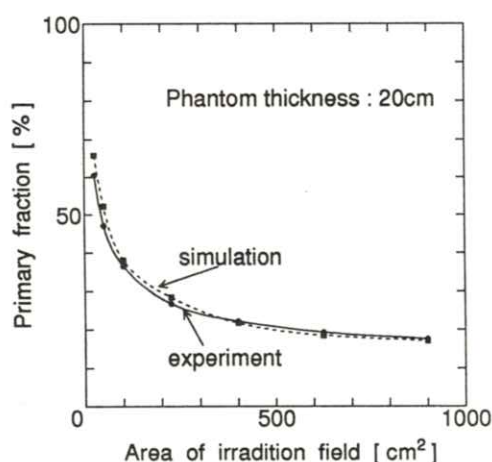


Fig. 4 Comparison between the calculated the measured primary fraction by varying the irradiation field.

果と計算結果は、全ての照射面積でよく一致している。また、他の厚さのファントムに対しても測定結果と計算結果はよく一致した。この結果、今回開発したシミュレーションのプログラムは、水ファントムでのX線光子の散乱過程を解析するのに有用であると言える。**Fig. 4** から、一次線含有率は、照射面積が小さい範囲では急激に減少し、照射面積が大きくなるにしたがって変化率が小さくなり、一定値に近づく。

Fig. 5 は、水ファントムの厚さを 10、15、20、および、25 cm と変えた時、シミュレーションで計算した照射面積と一次線含有率の関係を両対数グラフに示したものである。**Fig. 5** から、同じ照射面積に対して水ファントムの厚さが増すほど、一次線含有率が下がるのが分かる。すなわち、ファントムの厚さを増していった時、一次線が减弱する割合は散乱線が减弱する割合よりも大きいことが分かる。また、一次線含有率と照射面積の関係を両対数グラフで示すと、両者の関係が直線上にのることが分かる。

すなわち、一次線含有率 Y と照射面積 X の関係を

$$Y = aX^{-n} \quad (2)$$

と表すことが出来る。ただし、 a および n は定数

Table 2 Constants and useful range of irradiation field for applying the equation (2).

Phantom thickness [cm]	Constant		Useful range of field [cm ²]
	<i>a</i>	<i>n</i>	
10	180	0.27	25 ~ 300
15	205	0.34	25 ~ 500
20	220	0.39	25 ~ 800
25	230	0.42	25 ~ 900

である。

式 (2) はベキ数関数であり、照射面積を無限大にすると一次線含有率は0になる。しかし、実験では照射面積を大きくしていくと一次線含有率は一定値に近付く。水ファントム厚が25 cmでは照射面積が900 cm²でも近似直線上に一次線含有率の値をプロットできるが、水ファントム厚が10 cmだと照射面積が300 cm²以上で一次線含有率が一定値に近付き、それ以上の照射面積で近似直線と計算値の差が大きくなる。このため式 (2) を適応できる照射面積の範囲は限定され、その適用

範囲はファントムの厚さで異なる。我々は、Fig. 5 に示した計算結果から、式 (2) を適用できる照射面積の範囲と式に含まれる定数 *a*、*n* を、厚さの異なるファントムに対して求め、Table 2 にまとめた。Table 2 に示した照射面積の適応範囲に注意すれば、照射面積と被写体の厚さが分かれば一次線含有率の概略値を速やかに計算できる。

3.2 一次線、散乱線および吸収の割合

厚さ20 cmのファントムに対するシミュレーションの結果から、照射面積を5×5から30×30 cm²まで変えたときの一次線、散乱線、および、ファントムで吸収された光子の割合の変化をFig. 6に示した。散乱線は、前方向散乱、後方向散乱、および、側方向散乱に分類して示した。ファントムの断面積が30×30 cm²で一定のため、側方向散乱は予想されるように照射面積の増加とともに、6.5%から15%に増加している。その結果、ファントムで吸収された光子の割合は65%から57%に、前方向散乱線は4.2%から3.5%に減少している。

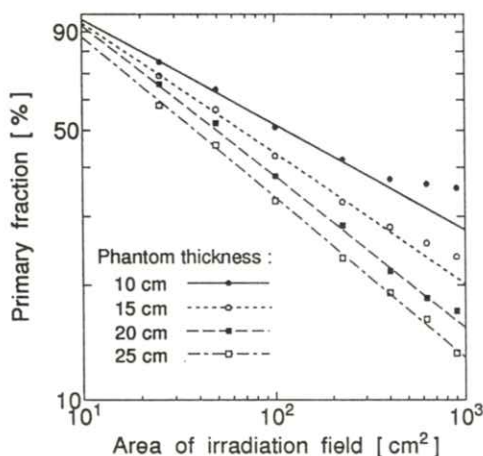


Fig. 5 Plot of the primary fraction as a function of the irradiation field, for various phantom thickness.

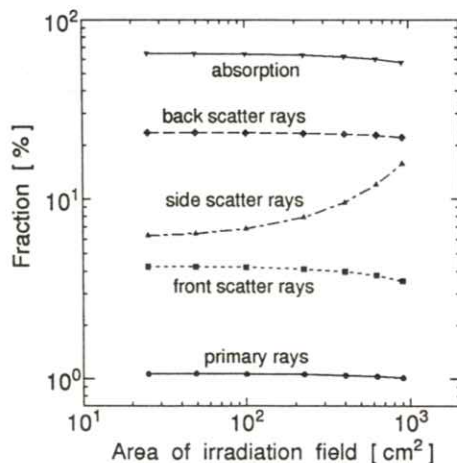


Fig. 6 Dependence of fractions for primary, scattered, and absorbed photons on irradiation field, for the phantom thickness of 20 cm.

一方、一次線および後方向散乱線の割合はほぼ一定で、それぞれ、約 1% および約 24% であった。

Fig. 7 は、照射面積を $15 \times 15 \text{ cm}^2$ に対するシミュレーションの結果から、ファントムの厚さを変えたとき、一次線、散乱線および吸収の割合の変化を示したものである。ファントム厚を厚くしていくと、一次線と前方向散乱線の割合はほぼ指数関数的に減弱し、約 3.2 cm および約 5.6 cm で、それぞれの強度は半分になる。後方向散乱線の割合はファントムの厚さが 10 cm 以上では一定で約 22% である。これはファントム内の深さ 10 cm 以上に到達した X 線光子が後方向散乱する確率はほとんど無いことが分かる。一方、ファントム内で吸収される光子および側方向散乱線の割合は一次線および前方向散乱線の割合の減少に伴って僅かに増加している。

3.3 一次線および前方向散乱線のスペクトル

Fig. 8(A),(B) に照射面積を $7 \times 7 \text{ cm}^2$ 、水ファ

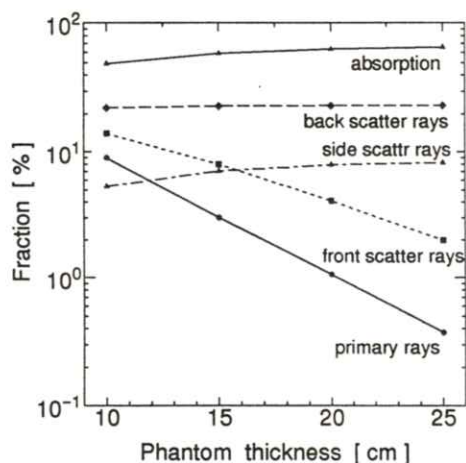
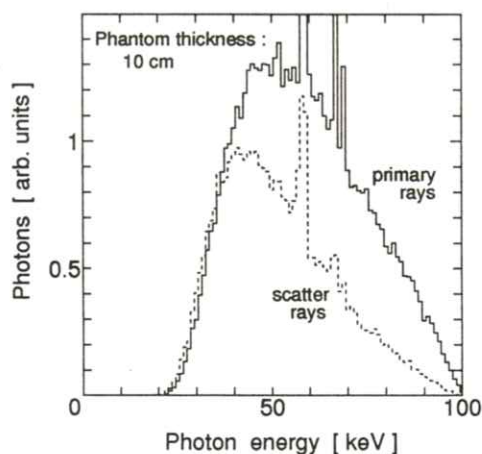
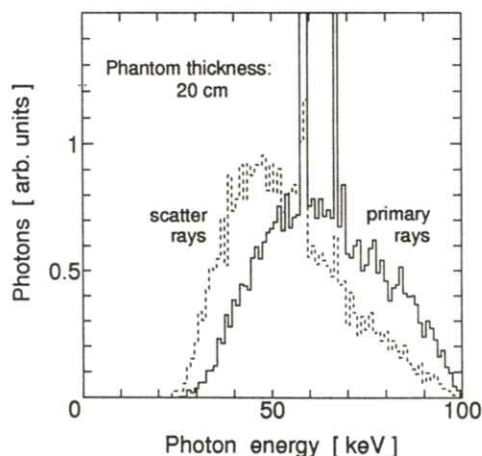


Fig. 7 Dependence of the fractions for primary, scattered, and absorbed photons on phantom thickness for the irradiation field of $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

ントムの厚さをそれぞれ 10 cm および 20 cm として計算した一次線と前方向散乱線の光子数スペクトルを示す。スペクトルは散乱線スペクトルの連続 X 線に対するピーク値で規格化した。Fig. 9 は一次線光子および前方向散乱線光子の平均エネルギー



(A)



(B)

Fig. 8 Spectra of scattered and primary photons for the irradiation field of $7 \times 7 \text{ cm}^2$. Thickness of water phantom: (A) for 10 cm, (B) for 20 cm.

ギーをファントムの厚さをパラメータに示したものである。一次線はファントムの厚さが増すと低いエネルギーの光子が高いエネルギーの光子より大きく減弱するため、Fig. 8 から分かるように、スペクトルは高エネルギー側にシフトしている。また、平均光子エネルギーも Fig. 9 から分かるようにファントムの厚さが増すとともに高くなっている。一方、前方向散乱線の光子数スペクトルの形状は Fig. 8 から分かるように大きな違いはない。また、Fig. 9 から平均光子エネルギーに変化のないことも分かる。前方向散乱線光子も一次線光子と同様、低いエネルギーの光子はファントム内を通過するとき高エネルギーの光子よりも大きく減弱するが、それとともに一次線等から新たな散乱線が生成されるため、全体としてスペクトルの形や平均光子エネルギーが変化しないと考えることができる。

3.4 前方向散乱線の散乱角

照射面積 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ に対して水ファントムの厚

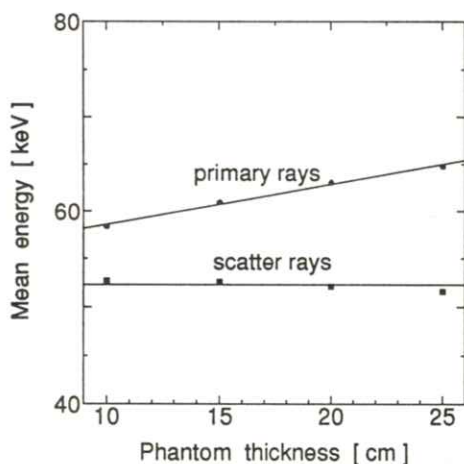


Fig. 9 Variation of the mean energies of primary and scattered photons with phantom thickness for the irradiation field of $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

さをパラメータに検出器の有効面積内に入ってきた前方向散乱線の散乱角度分布を Fig. 10 に示す。散乱角度の分布は、どの水ファントム厚に対しても角度 $30^\circ \sim 40^\circ$ でピークとなり、わずかにファントム厚が増加するとともに小さい角度に移っている。また、X線光子の散乱角度は 0° から 90° までほぼ全域に分布し、その分布もファントムの厚さとともに低い角度にシフトする。この原因は、散乱角度が大きいと前方向散乱でファントムの外に出るまでの距離がファントムの厚さとともにより長くなり、その結果より大きくファントム内で減弱するためと考えることができる。また、散乱角度が大きくなると側方向散乱線として計数されることも分布が低い角度にシフトする原因と考えることができる。

4. まとめ

今回モンテカルロ法を用いて、水ファントム内でのX線光子をシミュレーションし、散乱線を解

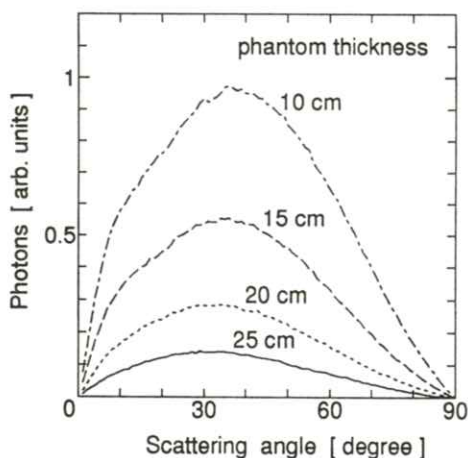


Fig. 10 Angular distribution of scattered photons passed through the phantom with various thickness.

析するプログラムを開発した。このプログラムを用いて、一次線含有率を測定する実験条件に合わせて、シミュレーションを行い実験結果を説明することが出来た。その結果、実用的な照射面積の範囲内で、一次線含有率を照射面積の簡単な関数として表すことができ、照射面積から容易に一次線含有率を推定できることを示した。

水ファントムの厚さを増すと、一次線および前方向散乱線の割合は減少し、側方向散乱線および吸収の割合は増加し、後方向散乱線の割合は変化しないことを定量的に示した。

一次線の線質は、水ファントムの厚さを増すと硬くなるが、前方向散乱線の線質は変化しない。

前方向散乱線の散乱角度分布は角度 $30^{\circ} \sim 40^{\circ}$ でピークとなり、水ファントムの厚さを増すと、わずかに低角度側へ移動することを明らかにした。

謝 辞

本研究に終始助言を下された大阪大学歯学部 速水昭宗博士に心より感謝いたします。また実験、討論等に御協力頂いた大阪大学医学部附属病院放射線部の皆様にお礼申し上げます。

文献

- 1) 金森仁志 : 医画情誌 10 103 (1993)
- 2) 内田 勝、金森仁志、稲津 博 : 放射線画像情報工学 (I)(日本放射線技術学会編) p.297. (通商産業研究社、東京 1980)
- 3) R. B. Wilsey : Am. J. Roentg. 8 328 (1921)
- 4) D. V. Cormack, D. D. Burke and W. E. Davitt : Radiology 70 91 (1958)
- 5) K. H. Reiss : Radiology 80 663 (1963)
- 6) L. T. Niklason, J. A. Sorenson and J. A. Nelson : Med. Phys. 8 677 (1981)
- 7) D. E. Raseside : Phys. Med. Biol. 21 181 (1976)
- 8) J. J. Battista and M. J. Bronskill : Phys. Med. Biol. 23 1 (1978)
- 9) H.-P. Chan, and K. Doi : Phys. Med. Biol. 28 109 (1983)
- 10) P. Andreo : Phys. Med. Biol. 36 861 (1991)
- 11) W. A. Kalender : Radiology. Med. Biol. 26 835 (1981)
- 12) H.-P. Chan and K. Doi : Phys. Med. Biol. 27 785 (1982)
- 13) H.-P. Chan and K. Doi : Med. Phys. 12 152 (1985)
- 14) P. J. Papin and P. S. Rielly : Med. Phys. 15 909 (1988)
- 15) 上原周三 : 九州大学医療技術短期大学部紀要 11 1 (1984)
- 16) J. Persliden : Dr. Thesis, Linköping University, Linköping, Sweden, 1986
- 17) JIS : 散乱 X 線除去用グリッド (Anti-scatter Grids. JIS Handbook) 放射線 (能) Z4910-1983 (1983)
- 18) ICRU : Measurement of the Characteristics of Grid. NBS Handbook 89. " Method of evaluating radiological equipment and materials," p.9. (1963)
- 19) R. Birch, M. Marshall and G. M. Adram : Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-Rays p.29 (The Hospital Physicists' Association, London, 1979)

最小値投影にもとづくサブトラクションを用いた シネ X 線画像からの下顎頭運動軌跡の追跡

福島重廣・西田知広・大庭 健*

九州工業大学情報工学部 〒 820 福岡県飯塚市川津 680-4

*九州歯科大学歯科放射線学教室 〒 803 福岡県北九州市小倉北区真鶴 2-6-1

(1994 年 10 月 8 日, 最終 1994 年 11 月 30 日 受理)

Tracing the Mandibular Head Motion from a Cine Radiogram by Using Subtraction Based on Least Intensity Projection

Shigehiro FUKUSHIMA, Tomohiro NISHIDA, and Takeshi OHBA*

Faculty of Computer Science and Systems Engineering, Kyushu Institute of Technology,
680-4 Kawazu, Iizuka, Fukuoka, 820 Japan

*Department of Dental Radiology, Kyushu Dental College,
2-6-1 Manazuru, Kokura-Kita-Ku, Kitakyushu, Fukuoka, 803 Japan

(Received October 8, 1994, in final form November 30, 1994)

The mandibular head has been extracted from a cine radiographic film digitized through a TV camera system, in order to trace its sagittal motion during an opening and closing period of the mouth automatically. A model is given of subtraction based on the cine-film TV-input. An assumption of the additive property of radiographic images was used to compensate fluctuation of the illuminating light intensity by equalizing the average gray levels among the frames, as well as to estimate the background image by LIP, the least intensity projection. The background was estimated by peeping directly through the moving object at each pixel at an instant when the object did not contribute to the pixel intensity. This means that, for a sequence of images with both moving and unmoving objects, moving objects can be extracted by subtraction, even if it is impossible to take any image of the background separately. The developed method is called LIS, the least intensity subtraction. The mandibular head region was extracted by subsequent application of standard digital image recognition techniques including connected component extraction and erosion-dilation. The motion trajectory was obtained by tracing the top end point of that mandibular head region.

1. まえおき

歯科領域においては、顎関節の機能を Fig. 1 に示すような開口時と閉口時との間における下顎骨頭部（下顎頭）の運動軌跡として定量的にとらえることに従来から関心がもたれ、とくに矢状面内運動について研究されてきている¹⁻⁶⁾。その測定

には、下顎骨に器具を装着する方式がとられている。しかし、そのような方式によるとき、自然な状態における下顎運動に忠実な測定が可能かどうかは実証されてはいない。門歯付近の動きについては磁石の装着によって比較的自然的な状態の測定が可能である⁷⁾。しかし、下顎関節を含む観察はシネ X 線画像によるのが適当と考えられる。すでに

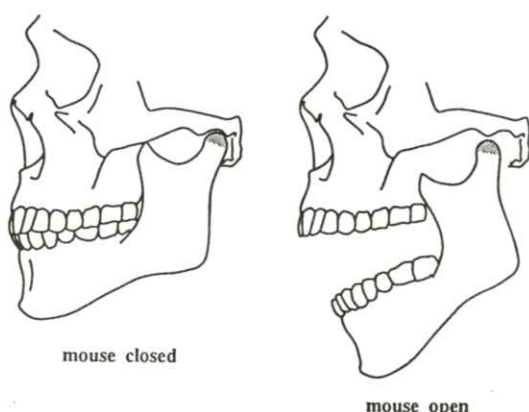


Fig.1 Schematic illustration of the mandibular head motion. The shaded part is the mandibular head.

半世紀以上も前にそのような試みがなされ、その意義が議論されている⁸⁾。しかし、シネX線画像にもとづく定量的な測定方法の開発については、著者らの知るかぎり、報告がない。そういった意味で、本研究は、临床上は、画像認識にもとづく自動追跡の可能性を探る新しい試みである。

この問題へのアプローチで新しいサブトラクション法を開発した。サブトラクションは1930年代半ばに写真技術による方法が開発され、1980年代におけるデジタル技術への展開の過程を経て、心、脳、その他の血管系造影を中心にして発展してきた有用な撮像技術である⁹⁾。そしてさらに、肺、上下肢関節¹⁰⁾、その他への応用が試みられている。歯科領域においては経時的比較による歯周疾患診断への応用が検討されている¹¹⁻¹⁵⁾。サブトラクションの基礎は構造的雑音となる背景画像成分を減算除去して信号成分を抽出することである。しかし、対象成分が常時視野内にある場合、その抽出には工夫が必要である。たとえば心造影においては、心

収縮末期と拡張末期との2フレームの間でサブトラクションを実行すると¹⁶⁾、画素ごとに時間平均¹⁷⁾や自己回帰型の時間フィルタの応答^{18,19)}を求めてマスク画像を作成する方法が提案されている。また、そのようなフィルタの設計方法も提案されている²⁰⁾。最近では、各フレームから拡張末期画像を減算することにより、造影剤を使わずに心壁の動態解析が行われている²¹⁾。これらの方法は心輪郭の強調に有効であるが、背景画像を推定しているわけではない。したがって心陰影それ自体の抽出はできない。

顎関節シネX線画像においても下顎骨が常時視野内にあり、背景画像だけを独立に撮影することができない。しかし、心血管造影と事情を異にする点として、下顎運動時には下顎頭が視野内で時間的に位置を移動し、したがって、画素ごとに見れば背景が直視される瞬間がある。このことから、X線画像における濃淡値の加法性にもとづき、最小値投影によって不動物体のみからなる背景画像を推定することができる。シネ画像の各フレームについて、この背景画像を減算することによって運動物体の陰影が抽出される。これはシネ画像の撮影系列内でサブトラクションをおこなう方法である。この背景画像推定法は、血管造影においてすでに提案されているピークホールド式サブトラクション²²⁾と同じ発想にもとづく。その提案では最大値投影像と最小値投影像との差を求めることによって画質の改善がはかられた。本論文ではシネ画像のすべてのフレームについて最小値投影像との間で減算をおこない、自動認識の前処理として用いている。

本論文では、サブトラクションを含む画像認識

手順を系統的に構成することによって、下顎頭運動軌跡追跡の枠組みを提案している。さらに、テレビカメラを介したシネフィルムのデジタル画像入力にもとづくサブトラクションの原理、および、自動認識に応用するとき必要となる照明光源輝度の変動補正にも言及し、形式的な議論を与えている。これらのことは、シネフィルムのデジタル化にもとづいてサブトラクションを実行する場合に理解しておかなければならない原理的な問題を含んでいるにもかかわらず、従来は明示的な議論がされていなかった。

2. 原 理

2.1 フィルム入力によるサブトラクション

2枚の画像を画像1および画像2とする。それぞれの画像に対してフィルムの後方から照明を当て、透過光をガンマ特性が γ のテレビカメラで撮影したときの画素位置 (x, y) における映像出力電圧をそれぞれ $V_1(x, y)$ および $V_2(x, y)$ とする。画像2には静止した n 個の背景臓器に加えて重畳臓器が含まれるものとする。X線の減弱は重畳則にしたがうと仮定し、重畳臓器の減弱係数を $\mu_{n+1}(x, y)$ 、局所厚を $l_{n+1}(x, y)$ とすれば、減弱分は、

$$\begin{aligned} & \mu_{n+1}(x, y)l_{n+1}(x, y) \\ &= \frac{1}{\alpha\gamma} \{ \ln V_2(x, y) - \ln V_1(x, y) \} \end{aligned} \quad (1)$$

となり、映像出力電圧の対数の差に比例する。ここで、 α はフィルムのHD曲線の直線部分の勾配である。式(1)がテレビカメラ入力によるシネX線フィルム画像のサブトラクションの原理になる。導出の詳細は付録に示す。

2.2 照明光源輝度の変動補正

2枚の画像が同一の重畳成分を含む場合、画像内においてその位置が移動していたとしても、画像領域からの出入りや発生消滅ということがなければ、画像全域にわたる濃淡値の総計は不変でなければならない。このことは、フィルムの照明光源に輝度の変動があっても、その補正が可能なことを意味する。いま、画素位置を (x, y) とし、時刻 t におけるフレーム画像を $f(x, y, t)$ 、重畳成分である運動物体の陰影を $m(x, y, t)$ 、背景画像を $b(x, y)$ とする。X線画像の加加重畳性、

$$f(x, y, t) = b(x, y) + m(x, y, t) \quad (2)$$

を仮定すると、重畳成分 m を画像全域 A にわたって積分した値が変わらないとき、

$$\int_A f(x, y, t) dx dy = \text{const.} \quad (3)$$

となる。すなわち、式(3)が成り立つように補正すればよい。補正後はサブトラクションをするので、この積分値は一定値ならば任意でよい。

2.3 系列内サブトラクション

関心領域内のひとつひとつの画素に注目して時間軸方向での濃淡の変化を見れば、運動物体が寄与している瞬間と寄与していない瞬間とが存在する。したがって、Fig. 2のように、各画素位置において、運動物体が存在しないフレームがありさえすれば、加加重畳性のもとでは時間軸方向に見たときの濃淡の最小値は背景の濃淡値である。すなわち、式(2)において $m(x, y, t) \geq 0$ であるから、おのおの (x, y) について、 $m(x, y, t) = 0$ である

Image Data

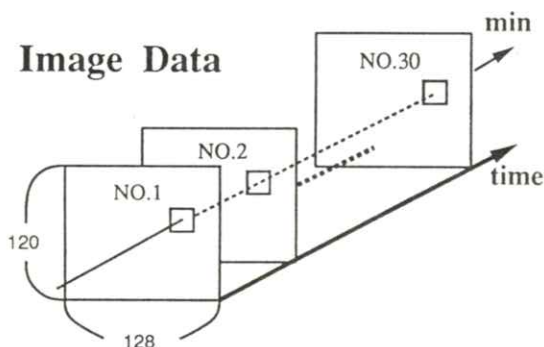


Fig.2 Estimation of the background by LIP, the least intensity projection.

ような t が存在するならば,

$$b(x, y) = \min_t f(x, y; t) \quad (4)$$

となり、不動要素からなる背景画像が求められる。この操作を最小値投影 (LIP: least intensity projection) と呼ぶ。このようにして求めた背景画像をシネ画像の各フレームから差し引くことによって運動物体を抽出することができる。この系列内サブトラクションをLIS (least intensity subtraction) と呼ぶ。

3. 方 法

被験者の頭部を固定しておいて、口を開いてから再び閉じるまでを撮像した一連の矢状面内下顎運動における顎関節部のシネX線撮影像30フレームを、テレビカメラによってガンマ補正付きでコンピュータに入力した。このときの画像サイズは 512×480 であったが、雑音の低減と処理時間の短縮のため、実験は 4×4 画素ごとの平均をとることによって 128×120 に縮小した画像データに

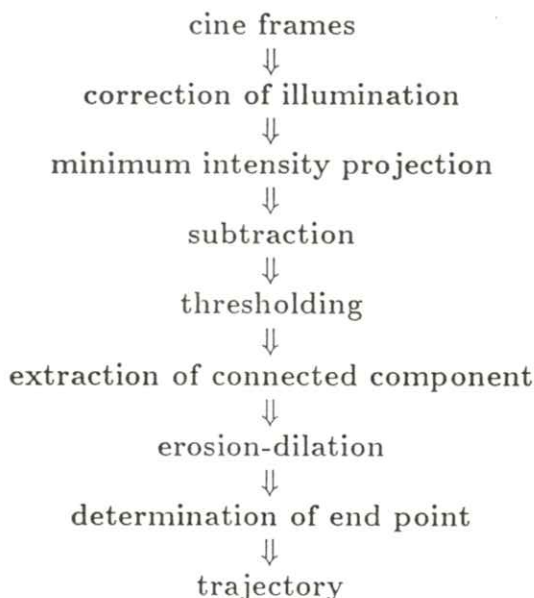


Fig.3 The processing flow.

対しておこなった。各フレームにおける濃淡値はフィルムを照明したときの透過光量を表しており、そのレベル数は256階調(8ビット)である。濃淡値については、式(1)に示したように対数をとるのがサブトラクションの条件であるが、本研究では、5.に述べる理由により、もとの値のままで処理をおこなった。処理の全体的な流れをFig.3に示す。

入力された各フレームはフレーム内の平均濃淡値が変動していた。これは主として画像入力装置の照明光源の輝度変動によるものである。この変動を補正するために式(3)を適用した。すなわち、下顎頭はシネ画像の各フレームにおいて運動をし、位置を変えているが、フレーム内にはほぼ等しく撮像されている。したがって、濃淡の平均値が一定

となるようにオフセットを補正した。

下顎頭の陰影はコントラストがきわめて弱く、フレーム毎の処理によって下顎頭領域を抽出することはきわめて難しい。しかし、下顎頭が開口、閉口の運動をするとき、関心領域内のひとつひとつの画素に注目して時間軸方向での濃淡の変化を見れば、下顎頭が寄与している瞬間と寄与していない瞬間とが存在する。したがって、LISを適用して陰影を抽出した。

運動軌跡を追跡するためには、LISによって求められた画像から下顎頭領域を認識して特徴点を決定する必要がある。これらの画像の濃淡値ヒストグラム分布は急峻な単調減少特性を示したので、モード法による閾値決定は適用できなかった。そこで、実験によって人為的に決めた適当な閾値による2値化をおこなった。そして、連結領域成分の抽出、および、4隣接収縮2回と4隣接膨張2回による整形処理によって雑音を抑圧することにより、下顎頭領域を抽出した。特徴点としては、画像を左上から右下にかけてテレビ走査したときに最初に見つかる下顎頭先端点を求めた。

4. 結 果

Fig. 4に光源変動を補正した原画像系列を示す。Fig. 5は推定された背景画像を、比較のため第1フレーム、および、両者のサブトラクション画像とともに、拡大して示す。ただし、表示上、サブトラクション画像は濃淡値を3倍に強調してある。Fig. 6はLISの結果である。これも濃淡値を同じく3倍に強調してある。また、同図には下顎頭先端点運動軌跡追跡結果も重畳して表示している。

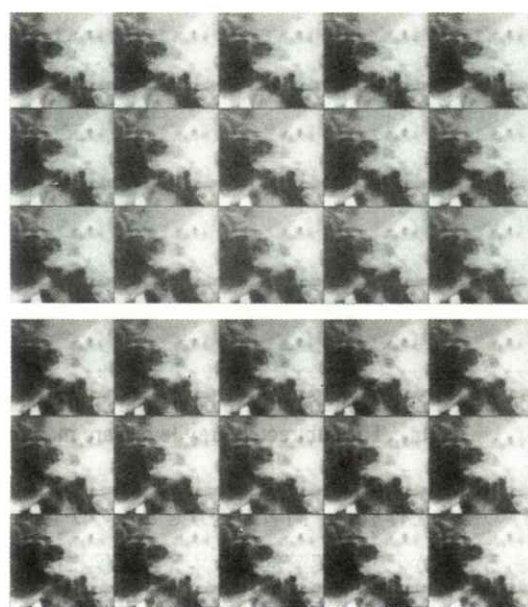


Fig.4 Processed frames displayed in an order from top-left to bottom-right. (This order applies also to display of the frames in other figures.) The top fifteen frames are for the opening period, while the bottom for the closing period. The light source intensity has been compensated.

Fig. 7は下顎頭領域の抽出のために2値化した図形に収縮・膨張をほどこして図形境界の雑音を抑圧した結果である。Fig. 8は運動軌跡の追跡の結果である。

5. 考 察

X線画像には透過X線により複数の臓器が加法的に造影される。このことにもとづき、サブトラクションが診断上重要な技術として多用されている。その際、造影剤を用いたり、あるいは、照射X線のエネルギー差を利用することによって、目的の臓器が造影された画像と造影されない背景だ



Fig.5 Comparison among Frame #1 (left), the background estimated by LIP (center), and the subtraction result (right). The subtracted gray levels are magnified by three for display.

けの画像を作成し、両者の差分をとるのが普通である。しかし、顎関節部のシネX線画像には、どのフレームにも下顎頭が造影され、背景だけの画

像は撮像できない。本論文に提案したL I Sでは、このように目的の臓器が常に造影されていても、画素ごとに見て背景が直視される瞬間があるならば、背景画像の推定ができる。すなわち、そのためには、シネ時間区間全域にわたる最小濃淡値を

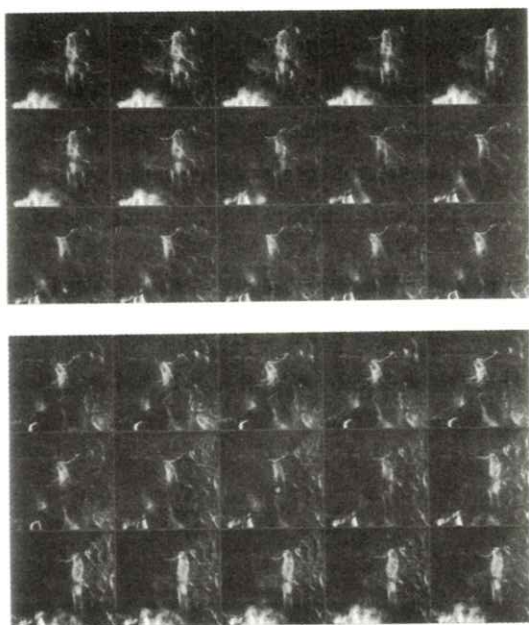


Fig.6 The result of the subtraction with the trajectory superposed. The top fifteen frames show the opening trace, while the bottom fifteen frames show the closing trace. The subtracted gray levels are magnified by three for display.

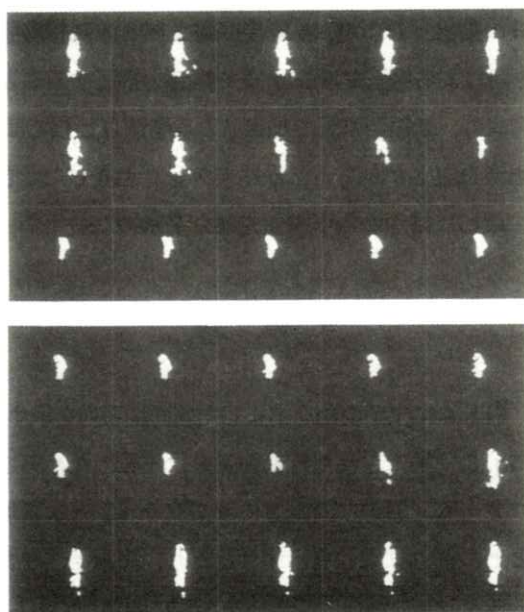


Fig.7 The connected component extracted after thresholding and shaping by erosion-dilation.

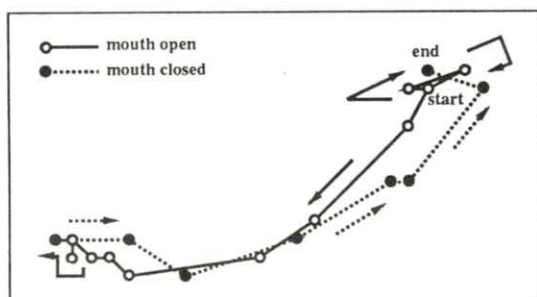


Fig.8 The motion trace.

求めればよい。こうして推定された背景画像を各フレームからサブトラクションすることによって下顎頭陰影を差分として抽出することができた。

濃淡値については、式(1)に示したように対数をとるのがサブトラクションの条件である。このことに関連して、文献には、単色X線の場合には理論上厳密には対数をとるべきであるが⁽²³⁾、実際の画像は多色X線によるので雑音やコントラストも考慮するとあまり意味がないという説や⁽¹⁷⁾、SN比の観点から除算を推奨する理論もある⁽²⁴⁾。本研究では、もとの値のままで処理をおこなった。その理由は、使用したデータはガンマ補正つき入力であるため濃淡値が64程度以下の暗い画素は少ないこと、そして、それより大きい濃淡値については対数変換の特性はほぼ直線的であること、また、対数変換をおこなえば多くの画素の実効濃淡レベル数が2ないし3分の1に縮退するため濃淡の情報が失われること、である。

下顎頭陰影はシネX線画像ではコントラストが弱く、そのため、原画像のフレーム毎にエッジを強調したり、領域を抽出することはきわめて難しい。そこで、本研究においては、下顎頭領域をサブトラクションによって強調し、閾値処理によ

て抽出するという方針をとった。そして、その後、標準的な画像認識手法を用いて構成した系統的な手順によって下顎頭を抽出し、その先端点の検出を各フレームについておこなうことによって、先端点軌跡を求めることができた。

軌跡の追跡結果にはヒステリシス特性が見られるが、このことは従来の器具装着による測定結果とも合う。一方、軌跡の起点と終点が一致せず、上下に1画素分だけずれた。この点については、運動特性と計測誤差との両面から検討する必要がある。ただし、LISはサブトラクションに共通した困難さとしての位置ずれの問題をとともなう。もちろん、頭蓋を基準とする頭部の位置合わせは体部よりもはるかに容易とも考えられる。しかし、本論文では方法論を展開することが主目的であり、誤差論は今後の検討課題としたい。

6. むすび

本論文では、背景画像を独立に撮影することができない場合であっても、対象物体が位置を移動し、したがって画素ごとに見て背景が直視される瞬間がある場合には、LISによってサブトラクションが適用できることを示した。このとき、物体の移動が画像領域内にかざられるときは、シネフィルム入力系の照明変動も補正することができる。さらに、LISと標準的な画像認識手法から系統的な手順を構成することによって、下顎頭運動軌跡の追跡の枠組みを与え、実験結果を示した。

LISおよび本論文の画像認識手順は静止背景の陰影に運動臓器の陰影が重畳したX線画像に適用できる。一方、LIPを必要とするのでディジ

タル処理向きである。

謝 辞

シネX線画像のデジタル化にあたってお世話になった国立循環器病センター研究所放射線医学部の宇山親雄部長に厚く感謝する。本研究の一部は立石科学技術振興財団の研究助成による。

付録 式(1)の導出

画素位置 (x, y) における画像1の写真濃度を $D_1(x, y)$ 、画像2の写真濃度を $D_2(x, y)$ とする。以下、表記上、画素位置 (x, y) は省略する。フィルムの後方から照明を当て、透過光をテレビカメラで撮影するとき、

$$D_2 - D_1 = \frac{1}{\gamma} (\ln V_1 - \ln V_2) \quad (5)$$

となる。一方、フィルム露光量を画像1、画像2についてそれぞれ E_1 、 E_2 とすれば、

$$D_2 - D_1 = \alpha (\ln E_2 - \ln E_1) \quad (6)$$

である。X線の減弱は重畳則、

$$E = E_s \exp\left(-\sum_{i=1}^n \mu_i l_i\right) \quad (7)$$

にしたがうと仮定する。ここに、 E_s は入射線量、 E は露光線量、また、 μ_i は臓器 i の減弱係数、 l_i はその局所厚である。このとき、

$$D_2 - D_1 = \alpha \left(-\sum_{i=1}^{n_2} \mu_{2,i} l_{2,i} + \sum_{i=1}^{n_1} \mu_{1,i} l_{1,i} \right) \quad (8)$$

となる。ただし、 n 、 μ 、 l の添字の 1, 2 はそれぞれ画像1、画像2についての量であることを示す。

被写体が静止した背景のみであれば、 $n_1 = n_2 = n$ 、および、 $\mu_{2,i} l_{2,i} = \mu_{1,i} l_{1,i}$ であるから右辺は消滅する。いま、画像2には静止した背景臓器に加えて重畳臓器が含まれるものとし、これについて $i = n+1$ とおけば、

$$D_2 - D_1 = -\alpha \mu_{n+1} l_{n+1} \quad (9)$$

となる。つまり、重畳成分を含む画像2は画像1にくらべて写真濃度が $\alpha \mu_{n+1} l_{n+1}$ だけ小さい。式(5)と式(9)により、この減弱分を映像出力電圧で表現すれば式(1)が求められる。

文 献

- 1) 石原寿郎, 藍 稔: 歯界展望 31 29 (1968)
- 2) 河野正司: 日本補綴歯科学会雑誌 12 350 (1968)
- 3) 山田建二郎: 九州歯会誌 24 512 (1971)
- 4) 河野正司, 藍 稔: 歯界展望 41 593 (1973)
- 5) 林 豊彦, 飯島泰蔵: 電子情報通信学会論文誌D J70-D 1157 (1987)
- 6) 今井祥二, 石田明允: 医用電子と生体工学 28 18 (1990)
- 7) B. Jankelson, C. W. Swain, P. F. Crane and J. C. Radke: J. Am. Dent. Assoc. 90 834 (1975)
- 8) M. Klatsky: Am. J. Orthod. & Oral Surg. 26 664 (1940)
- 9) G. Hart: Image Technology 71 9 (1989)
- 10) B. K. Fink, J. Schedel, U. Fink, M. Hansen, T. Hilbertz and F. W. Hagena: Electromedica 59 54 (1991)
- 11) R. Webber, U. Ruttiman and H-G. Grondahl:

- J. Periodont. Res. 17 509 (1982)
- 12) M. Rethman, U. Ruttiman, R. O'Neal,
R. Webber, A. Davis, G. Greenstein and
S. Woodyard: J. Periodont. Res. 56 324
(1985)
- 13) L. Ortman, R. Dunford, K. McHenry and
E. Hausmann: J. Periodont. Res. 20 644
(1985)
- 14) U. Bragger: J. Clin. Periodont. 15 551 (1988)
- 15) G. C. Burdea, S. M. Dunn, C. H. Immendorf
and M. Mallik: IEEE Trans. Biomed. Eng.
BME-38 366 (1991)
- 16) E. A. Lebowitz and A. Rosenthal: Radiology
145 206 (1982)
- 17) R. G. Gould, M. J. Lipton, P. Mengers and
R. Dahlberg: Proc. SPIE 314 184 (1981)
- 18) R. Kruger, P. Liu, W. Bateman and
J. Nelson: Proc. SPIE 314 319 (1981)
- 19) C. W. Hardin, R. A. Kruger, F. L. Anderson,
B. E. Bray and J. A. Nelson: Radiology 151
517 (1984)
- 20) R. Kruger: Med. Phys. 8 466 (1981)
- 21) T. Takeda, T. Akatsuka, M. Matsuda,
Y. Sugishita and M. Akisada: Proc. SPIE
767 195 (1987)
- 22) 西岡弘之, 津田元久, 中西 猛: 医用画像情
報学会雑誌 2 41 (1985)
- 23) R. A. Kruger, C. A. Mistretta and
S. J. Riederer: IEEE Trans. Nucl. Sci.
NS-28 205 (1981)
- 24) N. A. Baily, D. Rimkus and O. Nalcioğlu:
Med. Phys. 10 25 (1983)

設立30周年記念講演会・式典および祝賀会の報告

平成6年10月7日午後1時から、宮崎県宮崎市の宮崎観光ホテル東館2階、初雁の間で30周年記念講演会を開催した。講演会終了後、記念式典および祝賀会を行った。宮崎観光ホテルは本学会が放射線イメージ・インフォメーション研究会と称していた昭和46年秋に第30回研究会を開催した場所である。いずれも、内田 勝会長が宮崎に在住していたためと考えるが、2度も30に関係する研究会を宮崎で開催できたことに不思議な因縁を感じる。

記念講演会は午後1時10分から始まった。第1の講演は内田 勝学会長の「学会30年を思う」(写真1)、第2の講演は山川 烈先生の「フェジィ理論の医用画像処理への応用と可能性」(写真2)、第3の講演は星 博昭先生の「核医学における画像診断—基礎および最近の臨床検査について—」(写真3)であった。記念講演会は午後6時に終了した。

記念式典は、講演会場に隣接した大虹の間で午後6時20分から始まった。フルートの妙なる調べが流れる中の入場であった。まず、内田 勝会長の挨拶、続いて来賓の方々(宮崎医科大学 渡邊克司教授、宮崎県放射線技師会 橋元暉人会長)に祝辞をいただいた。乾杯の音頭は山川 烈先生にお願いした。先生には継続は力なり、是非110回ではなく110年続くようにとのお言葉をいただいた。

乾杯の後、祝賀会が始まった。30年間の思い出話に花が咲いたようである(写真4, 5, 6, 7, 8, 9)。また、会員や今回初参加の非会員の方々および来賓の方々との語らいが続いた。宴の半ばには宮崎地方の郷土芸能「日向ひょっとこ踊り」が披露され、そのユーモラスな踊りと仕草を堪能していただいた(写真10)。出席者は総勢47名(内会員20名)であった。最後は本会理事の丹羽先生に閉会の挨拶をお願いし、約2時間にわたる祝賀会は盛会裏に終了した。

(宮崎医科大学 稲津 博)



1 内田会長の講演



2 山川先生の講演



3 星先生の講演



4 祝賀会の様子



5 祝賀会の様子



6 祝賀会の様子



7 祝賀会の様子



8 祝賀会の様子



9 祝賀会の様子



10 日向ひょっとこ踊り

I 30周年記念式典および第110回研究会記事

30周年記念式典および第110回研究会を下記のように開催しました。

日 時 平成6年10月7日(金) 13:00~8日(土) 12:00

場 所 宮崎観光ホテル; 東館2階, 初雁の間

特別講演 7日(金) 13:00~14:00

1) 学会30年を思う (13:00~14:00)

医用画像情報学会会長 内田 勝 先生

2) ファジィ理論の医用画像処理への応用と可能性 (14:20~16:00)

九州工業大学教授 山川 烈 先生

3) 核医学における画像診断 (16:20~18:00)

—基礎および最近の臨床検査について—

宮崎医科大学放射線科助教授 星 博昭 先生

30周年記念式典および懇親会 7日(金) 18:20~20:00

宮崎観光ホテル; 東館2階, 大虹の間

研究発表 8日(土) 8:30~12:00

1) 管電圧脈動率の変化に対する線質の逆転

松本政雄, 窪田英明*, 尾崎吉明**, 金森仁志***

大阪大医, *滋賀大, **京都科捜研, ***京都工繊大

2) 散乱X線と直接線スペクトルの分離測定(2)

窪田英明, 尾崎吉明*, 松本政雄**, 金森仁志***

滋賀大, *京都科捜研, **大阪大医, ***京都工繊大

3) モンテカルロ法による散乱線含有率と散乱角度の解析

小懸裕二, 松本光弘, 滝川 厚*, 中森伸行**, 金森仁志**

大阪大医附病, *大阪大医保, **京都工繊大

4) ステップエッジに対する最適濃度範囲

尾崎吉明, 窪田英明*, 松本政雄**, 金森仁志***

京都科捜研, *滋賀大, **大阪大医, ***京都工繊大

5) ノンスクリーンフィルムの相反則とLSF

丹羽克味, 石井憲一, 山田英彦*, 奥村泰彦*

奥羽大歯学, * 明海大歯学

6) L S F測定に影響するクロスオーバー効果と相反則不軌

大坊元二, 丹羽克味, 奥村泰彦*, 山田英彦*,
奥羽大歯学, * 明海大歯学

7) ウィナースペクトルの測定に関する基礎的研究

—サンプル数および濃度について—

鈴木陽典, 遠藤秀樹, 丹羽克味
奥羽大歯学

8) 高感度増感紙／フィルム系を用いたX線写真粒状のウィナースペクトルの管電圧依存性

井狩武史, 有村秀孝, 岡本光秀, 窪田英明*, 松本政雄**, 滝川 厚**,
中森伸行, 金森仁志
京都工繊大, * 滋賀大, ** 大阪大医

9) ネットワークを用いたデータ圧縮

樋口清伯
大阪産大

10) 顎関節シネX線画像からの下顎頭先端点の運動軌跡の自動トレース

—系列内サブトラクションにもとづく方式の開発—
西田知広, 福島重廣, 大庭 健*
九工大情報工, * 九歯大歯放

11) 超音波長軸断層像からの胎児胃立体形状の推測と計量

—輪郭線の対称性解析にもとづく方法の開発—
福島重廣, 加藤秀明
九工大情報工

12) 乳房X線写真における腫瘤陰影と微小石灰化

—クラスタの自動検出システムの開発—
藤田広志, 遠藤登喜子*, 松原友子, 平子賢一, 原 武史, 上田 斉,
鳥巢泰弘, Nader Riyahi-Alam*, 堀田勝平**, 木戸長一郎***, 石垣武男*
岐阜大工, * 名大医放, ** 愛知がんセ, *** 県立愛知病院

13) 胃X線二重造影像における胃領域の自動認識

—胃輪郭線の試行錯誤探索方式の開発—
上井弘樹, 白石達也, 福島重廣

九工大情報工

14) 胃X線二重造影における脊柱陰影領域の自動認識

—ハフ変換と動的計画法にもとづく方式の開発—

大西康夫, 福島重廣

九工大情報工

なお, 演題申込が多数のため, 5 演題を次回にまわしました。

見 学 8 日 (土) 14:00~17:00

シーガイア・オーシャンドーム造波装置

Ⅱ 理 事 会 報 告

日 時 平成6年10月8日(土) 12:00~13:00

場 所 宮崎観光ホテル

出 席 者 内田, 長谷川, 稲津, 小島, 丹羽, 田中(代理), 松本, 金森

議 題

1. 第112回研究会を平成7年6月に京都で開催することに決定した。
2. 第113回研究会を福島県郡山で開催することに決定し, 準備を丹羽理事に依頼した。
3. 会誌12巻1号で内田論文賞の公募を行うことにした。
4. 約20年前に話題になったシカゴでの研究会開催の可能性について, 内田会長が土井教授に打診することになった。

— 新 入 会 員 —

: No :	氏 名	勤務先および所在地	: 電話・FAX :
463	俵 紀行	東京大学医学部附属病院放射線部 〒113 東京都文京区本郷7丁目3番1号	TEL 03-3815-5411
464	井野 賢司	東京大学医学部附属病院放射線部 〒113 東京都文京区本郷7丁目3番1号	TEL 03-3815-5411

: No :	氏 名	勤務先および所在地	: 電話 : F A X :
465	南部 武幸	厚生中央病院放射線科 〒153 東京都目黒区三田 1-11-7	TEL 03-3713-2141 FAX 03-3713-4963

—— 会 員 移 動 ——

: No :	氏 名	: 変更項目 :	勤務先および所在地	: 電話・F A X :
賛助	GE 横河メ ディカルシ ステム(株)	会 社 名	〒191 東京都日野市旭が丘 4-7-127	TEL 0425-85-5315
368	松月 久穂	勤務先	市立芦屋病院放射線科 〒659 兵庫県芦屋市朝日ヶ丘町 39-1	TEL 0797-31-2156 FAX 0797-22-8822

—— 賛 助 会 員 名 簿 ——

平成6年12月1日現在の本学会員は下記の通りです。本学会，事業に対するご賛助に厚く感謝し，その会員名簿を掲載させていただきます。（五十音順）

化 成 オ プ ト ニ ク ス (株)	ト ム ソ ン - C S F ジ ャ パ ン (株)
コ ニ カ (株)	(株) ナ ッ ク
シーメンス旭メディテック(株)	日 本 コ ダ ッ ク (株)
(株) 島 津 製 作 所	日 本 電 気 (株)
中 央 精 機 (株)	浜 松 ホ ト ニ ク ス (株)
デュボンジャパンリミテッド	(株) 日 立 メ デ ィ コ
(株) 東 芝	富 士 写 真 フ ィ ル ム (株)
東 京 メ デ ィ ッ ク (株)	GE横河メディカルシステム(株)

(計16社)

=====

役 員

=====

- 会 長 内田 勝（静岡理工科大）
- 顧 問 立入 弘
- 総務理事 金森仁志（京都工繊大）
- 常務理事 〔企画担当〕 竹中栄一（関東労災病院），長谷川 伸（電気通信大），
速水昭宗（大阪大）
〔庶務担当〕 田中俊夫（京都工繊大）
〔財務担当〕 松本政雄（大阪大）
- 理 事 〔大学関係〕 稲津 博（宮崎医大），稲本一夫（大阪大），金子昌生（浜松医大），
小島克之（常葉学園浜松大），滝沢正臣（信州大），
丹羽克味（奥羽大），和田卓郎（広島大）
〔会社関係〕 青木雄二（化成オプトニクス），加藤久豊（富士フィルム），
杉本 博（東芝），細羽 実（島津），松井美楯（コニカ），
横内久猛（日立）
- 監 事 津田元久（東京工芸大），樋口清伯（大阪産業大）

----- 編 集 後 記 -----

去る10月に、創立30周年記念の110回研究会を、宮崎観光ホテルで行いました。3件もの特別講演を頂いたのははじめて、懇親会で面白い余興があったのもはじめて、演題が集まりすぎて一部中止になったのもはじめて、とはじめてずくしで、本会の今後の発展を予見した会合でした。「学会30年の歩み」も発行して頂いたので、会に出席されなかった会員の方々に同封しました。内田会長、稲津理事をはじめ、宮崎のスタッフの方々に厚く御礼申し上げます。次回の111回の研究会のあと、約30年にわたって本会の発展につくされた長谷川常務理事の定年御退官記念パーティーを開きます。多数御参加下さい。（K）

編 集 委 員

医 用 画 像 情 報 学 会 雑 誌

平成7（1995）年1月5日発行

金 森 仁 志（京都工繊大）
竹 中 栄 一（関東労災病院）
長谷川 伸（電気通信大）
速 水 昭 宗（大阪大）
山 田 正 良（京都工繊大）

編集兼発行者 金 森 仁 志
発 行 所 医用画像情報学会
〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町
京都工芸繊維大学工芸学部電子情報工学科内
電話 075-724-7412, 7422, 7436
ファックス 075-724-7400（学科共通）
振替 京都 01010-7-32350
印 刷 所 （株）北斗プリント社
〒606 京都市左京区下鴨高木町38-2
電話 075（791）6125（代）

入 会 の 手 続 き

別紙の入会申込書に必要事項をご記入のうえ、下記の年間会費を添えてお申し込みください。

なお、年間会費は4月から翌年3月迄の会費なので、年度途中の入会者には、その年度のバックナンバーをお送りします。

◎ 会員の種別、年間会費

種 別	資 格	年 間 会 費
個 人 会 員	本学会の主旨に賛同し、専門の学識または経験を有する者	4,000円
賛 助 会 員	本学会の目的事業を賛助する団体	1口につき30,000円 (何口でも可)

* 賛助会員の申込書が必要な場合はご請求ください。

◎ 入会申込方法と送金方法

入会希望者は次頁の入会申込書に必要事項を記入し、下記までお送りください。この時、年会費を指定の郵便振替口座に振り込んでください。

入会申込先：〒606 京都市左京区松ヶ崎御所海道町

京都工芸繊維大学 工芸学部 電子情報工学教室内

医用画像情報学会 会員係

電話（075）724-7422（山田）7436（中森）

郵便振替口座：京都1-32350 医用画像情報学会

医用画像情報学会入会申込書

会員番号

年 月 日

1) 氏 名

2) ローマ字綴 (姓, 名の順に)

印

3) 生年月日: 19 年 月 日

4) 性 別 男 女

5) 学 歴 (年度ではなく卒業した年, 月を記入してください。)

学校 科 年 月 (卒, 在, 中退)

大学 学部 学科 年 月 (卒, 在, 中退)

(修士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

(博士) 大学 学研究科 学専攻 年 月 (修, 在, 中退)

6) 学 位

7) 免状, 資格

8) 専門分野

9) 勤務先 名 称
(所属部課まで)

所在地〒

TEL
FAX

10) 自宅住所〒

TEL
FAX

11) 通信先 勤務先 自 宅

(注: 連絡の都合上, なるべく勤務先を通信先として下さい。)

日本医用画像工学会第14回大会

日本医用画像工学会
会 長 辻 内 順 平
大会長 西 谷 弘

- 開催日時 : 1995年7月13日(木)・14日(金)
- 開催場所 : 国立国際医療センター
- 主 催 者 : 日本医用画像工学会
- 詳細問い合わせ先 : 日本医用画像工学会事務連絡先
〒113 東京都千代田区内神田1-7-6
北大手町ビル4F J M C P 内
☎ 03-5281-0456 FAX. 03-5281-0457
- 会合の内容 : 特別講演 (1) 放射線画像100年の歴史と将来展望 (仮題)
(2) 感性画像処理 (仮題)
教育講演 (1) 画像診断と解剖学 (仮題)
研究発表 口頭発表・ポスター展示発表
実物展示・ビデオ展示
- 参加費 : 正会員(2日) : 10,000円 正会員(1日) : 8,000円
非会員 : 15,000円 学生会員 : 5,000円
- 演題申し込み締切日 : 1995年2月28日

第16期最初の総会開催される

平成6年8月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議の第16期が平成6年7月22日(金)からスタートし、7月25日から7月27日までの3日間、第119回総会が開催されました。今回の日本学術会議だよりでは、総会の概要等についてお知らせします。

日本学術会議第119回総会報告

平成6年7月22日から、第16期が開始されましたが、この第16期会員による最初の総会である、日本学術会議第119回総会が、7月25日から27日までの3日間にわたって開催されました。

初日(25日)の午前は、辞令交付式が、総理大臣官邸ホールで行われ、210名の会員のうち海外出張中等の22名を除く188名の会員が出席しました。式は、村山内閣総理大臣、五十嵐内閣官房長官、石原官房副長官、文田総理府次長等の出席を得て行われ、第1部から第7部までの全会員の名前が読み上げられた後、会員を代表して最年長である中田易直第1部会員が、村山内閣総理大臣から辞令を受け取りました。この後、村山内閣総理大臣が「会員の皆様には独創性豊かな学術研究の発展等のため、総合的観点に立って学術研究に係わる諸問題の解決に御尽力いただきたい」とあいさつし、これに応じて、中田易直第1部会員が「微力ながら全力を尽くし、重要な職責を全うし、国民の期待に応えたい」とあいさつしました。午後は、日本学術会議講堂において、総会が開催され、会長、副会長(2名)の互選が行われました。その結果、会長には、伊藤正男第7部会員が、人文科学部門の副会長には、利谷信義第2部会員が、自然科学部門の副会長には、西島安則第4部会員が、それぞれ選出され、伊藤会長及び利谷副会長(西島副会長は海外出張中)からそれぞれ就任のあいさつを行いました。続いて、各部会が開かれ、各部の部長、副部長及び幹事の選出等が行われました。(第16期の役員については、別掲を参照)

2日目(26日)は、午前10時から総会が開催され、近藤前会長が海外出張中のため代理として川田前副会長が第15期の総括的な活動報告を行い、続いて、会員推薦管理会報告として、久保亮五委員長代理として高岡事務総長が、第16期会員の推薦を決定するまでの経過報告を行いました。引き続き、事務総長から第16期会員対して実施した「第16期の日本学術会議が取り組むべき課題について」のアンケートの結果について説明がありました。総会終了後は、各運営審議会附置委員会、各部会、各常置委員会等が開催されました。また、夕方には、総理大臣官邸ホールにおいて、村山内閣総理大臣主催の日本学術会議第16期会員との懇談会が初めて開催されました。懇談会は、村山内閣総理大臣のあいさつで開会し、五十嵐内閣官房長官の発声による乾杯、伊藤会長の答礼のあいさつの後、懇談に入りました。来賓として、与謝野文部大臣、田中科学技術庁長官、吉田農林水産政務次官、藤田日本学士院院長ほか大勢の方が出席され、あふれんばかりの人々で歓談が続き盛会となりました。

3日目(27日)は、午前10時から総会が開会され、会長から「第16期活動計画の作成について」の申合せ案について提案があり、原案どおり可決されました。続いて、第16期の活動計画についての自由討議が行われ、各部長から各部会での意見が披露されるなど活発な発言がありました。総会終了後は、地区会議合同会議、各運営審議会附置委員会、各常置委員会等が行われました。その後、運営審議会が開催され、第16期の活動計画の素案作成のために、運営審議会構成員の中から起草委員を選出し、審議に入りました。

第16期日本学術会議役員

会 長	伊藤 正男 (第7部・生理科学)
	理化学研究所国際 フロンティア研究システム長
副会長	利谷 信義 (第2部・基礎法学)
	お茶の水女子大学 (生活科学) 教授
副会長	西島 安則 (第4部・化学)
	日本ユネスコ国内委員会会長

〔各部役員〕

第1部	部 長	中田 易直 (歴史学)
	副部長	戸川 芳郎 (哲学)
	幹 事	堀尾 輝久 (教育学)
	幹 事	森岡 清美 (社会学)
第2部	部 長	中山 和久 (社会法学)
	副部長	山口 定 (政治学)
	幹 事	兼子 仁 (公法学)
	幹 事	山中永之佑 (基礎法学)
第3部	部 長	柏崎利之輔 (経済政策)
	副部長	岡本 康雄 (経営学)
	幹 事	河野 博忠 (経済政策)
	幹 事	二神 恭一 (経営学)
第4部	部 長	伊達 宗行 (物理科学)
	副部長	竹内 郁夫 (生物科学)
	幹 事	井口 洋夫 (化学)
	幹 事	新藤 静夫 (地質科学)
第5部	部 長	内田 盛也 (応用化学)
	副部長	大橋 秀雄 (機械工学)
	幹 事	増子 昇 (金属工学)
	幹 事	松尾 稔 (土木工学)
第6部	部 長	志村 博康 (農業工学)
	副部長	北村貞太郎 (農業工学)
	幹 事	島田 淳子 (家政学)
	幹 事	平田 照 (農芸化学)
第7部	部 長	渥美 和彦 (内科系科学)
	副部長	金岡 祐一 (薬科学)
	幹 事	入江 實 (内科系科学)
	幹 事	細田 泰弘 (病理科学)

〔常置委員会〕

第1常置	委員長	利谷 信義 (第2部)
第2常置	委員長	中塚 明 (第1部)
第3常置	委員長	村上 英治 (第1部)
第4常置	委員長	増本 健 (第5部)
第5常置	委員長	山中永之佑 (第2部)
第6常置	委員長	鹿取 廣人 (第1部)
第7常置	委員長	井口 洋夫 (第4部)

(注) カッコ内は、所属部・専門

第16期日本学術会議会員の概要について

この度任命された210人の第16期日本学術会議会員の概要を以下に紹介します。(カッコ内は第15期)

1 性別	男性209人	女性1人
2 年齢別	45～49歳 1人	50～54歳 3人
	55～59歳 26人	60～64歳 93人
	65～69歳 72人	70～74歳 12人
	75～79歳 1人	
	最年長 75歳 (74歳)	
	最年少 47歳 (54歳)	
	平均年齢 63.6歳 (63.3歳)	

3 勤務機関及び職名別

(1) 大学関係	国立大学	59人
	公立大学	2人
	私立大学	111人
	公私立短期大学	2人
	計	174人
(2) 国立私立試験研究機関・病院等		9人
(3) その他	法人・団体関係	5人
	民間会社	6人
	無職	14人
	その他	2人
	計	27人

4 その他の分類

(1) 前・元・新別	前会員	82人
	元会員	3人
	新会員	125人
(2) 地域別 (居住地)		
	北海道	3人 (5人)
	東北	9人 (8人)
	関東	136人 (133人)
	中部	14人 (19人)
	近畿	41人 (34人)
	中国・四国	3人 (5人)
	九州・沖縄	4人 (6人)

(注) 詳細については、日本学術会議月報7月号を参照

「日本学術会議だより」について御意見、お問い合わせ等がありましたら、下記までお寄せください。

〒106 東京都港区六本木7-22-34

日本学術会議広報委員会 電話03(3403)6291

第16期活動計画決まる

平成6年11月 日本学術会議広報委員会

日本学術会議は、9月28日から30日までの3日間、第120回総会を開催しました。今回の日本学術会議だよりでは、総会の概要及び第16期活動計画についてお知らせします。

日本学術会議第120回総会報告

日本学術会議第120回総会は、平成6年9月28日から3日間にわたって開催されました。

この中で、①第16期の活動の指針となる「第16期活動計画(申合せ)」を賛成多数で可決しました。その他②第2部世話担当の「環境法学・環境政策学研究会連絡委員会」の設置及び第3部世話担当の「技術革新問題研究連絡委員会」を「技術革新・技術移転問題研究連絡委員会」に名称変更することを内容とした日本学術会議会則の改正、③運営審議会附置将来計画委員会を改組して、移転準備委員会を設置することをいずれも賛成多数で可決しました。

なお、活動計画の内容は、下記のとおりです。

第16期活動計画(申合せ)

今世紀後半、世界は大きく変化し、今や重大な転換期を迎えるに至った。人類は、多くの新たな問題に直面し、21世紀に向けてその生存と繁栄のための新たな世界秩序を模索している。ここにおいて人類の「知」の適切な行使が求められ、学術に対する期待が高まるとともに、学術自体のあり方もまた問いなおされようとしている。このような世界情勢の中で、我が国の諸活動における学術の重要性はますます増大しており、我が国の将来は一に学術の発展にかかっているといっても過言ではない。

本会議は、科学が文化国家の基礎であるという確信に立って、科学者の総意の下に、我が国の平和的復興、人類社会の福祉に貢献し、世界の学界と提携して学術の進歩に寄与することを使命として設立された(日本学術会議法前文)。その後半世紀にわたり、本会議は我が国の科学者の内外に対する代表機関として、学術の進展に貢献してきたが、上記の学術の重要性にかんがみ、本会議の果たすべき役割は、さらに増大しつつある。

本会議は、その役割を遂行するために、以下のとおり第16期における活動計画を定め、人文・社会科学及び自然科学を網羅する我が国唯一の機関であるという特色を生かしつつ、これに即して活動する。

1. 活動の視点

日本学術会議は、第16期の活動において、以下の視点を重視する。

(1) 歴史的転換期における新たな展望の探求

人類の歴史は、今や重大な転換期を迎え、その先行きはきわめて不透明である。人類社会は、21世紀に向けてその未来を切り開くために、学術の発展をますます必要とし、学術の主体性を確立することを求めている。日本学術会議は、学術と社会との深い関わりに思いをいたし、人文・社会科学及び自然科学にわたる我が国の科学者の

総意を結集し、人類社会の新たな展望の探求のために、学術が果たすべき役割を考察する。

(2) 日本の学術研究体制の方向づけ

学術が果たすべき役割からみるとき、日本の学術研究体制の現状には、早急に改善すべき点が多々存在する。特に、その中軸をなす大学、研究機関、学術団体は、研究の進歩に伴う新たな専門分化や、急速に進行しつつある学術の国際化、情報化に早急に対応することを迫られている。また、これらは、研究上の後継者を含む人材育成における深刻な困難に直面し、その克服の方法を模索している。日本学術会議は、日本の学術研究体制が新たな状況に対応し、人類社会の期待に応える研究成果を生み出すことができるように、その方向づけについて協力する。

(3) 国際学術活動への積極的貢献

我が国における学術の国際交流は、従来ややもすると先進諸国の学術を受容することに重点が置かれてきた。しかし、今や我が国には、国際平和の推進や環境問題の解決等、地球的、国際的規模の課題について、自らの研究を充実させつつ、広く世界の学術の発展に積極的に寄与することが求められている。

このため、日本学術会議は、日本の学術が受け身の態勢を脱し、その特色を生かしつつ、世界の学術の発展のためにイニシアティブを発揮することができるように、自らの役割を果たすべきである。

2. 重点課題

日本学術会議が対応すべき学術上の課題としては、(1)各学術分野に共通する学術研究体制上の当面の重要課題、(2)現在、人類社会が直面している重要課題で、人文・社会科学から自然科学にわたる総合的な知見が必要とされているもの、(3)今後重要となると予想される学術的な重要課題のうち、本会議として特に先見性を発揮して研究環境の整備等を訴えるべきもの、が考えられる。

本会議は、これらの中から早急に取り組むべき重点課題を設定し、人文・社会科学から自然科学にわたる全分野の科学者の意見を結集して検討にあたる。

これらのうち、特に緊急な対応を要する課題は、機動的かつ早急に審議を行い、その結果を対外的に発表する。さらに、第16期中に発生するであろう新たな問題についても、遅滞なく対応する。

日本学術会議は、発足して50年近くになるが、本会議そのもののあり方についても常に検討を続ける必要がある。

現時点において取り組むべき重点課題を以下に示す。

(1) 21世紀に向けての新しい学術の動向

「知」の総合化や学術諸分野の再編成など、新しい学術の動向を、とりわけパラダイムの転換を中心に把握し、21世紀に向けての学術のあり方について検討する。

(2) 学術研究体制の整備

① 学術団体の支援・強化方策

さまざまな困難に直面している学術団体の現状を踏まえ、その支援・強化等の方策について検討する。

② 大学・研究機関における研究基盤の改革

大学院重点化やセンター・オブ・エクセレンスの構想等我が国の研究環境の新しい動向を把握し、大学・研究機関における研究基盤の改革について検討する。

③ 優れた研究者の養成・確保と教育

若者が理工系を始めとして長期の学習を要する学術分野を離れる傾向が指摘されていることから、優れた研究者の養成・確保方策について、教育のあり方をも含めて検討する。

(3) 科学者の地位と社会的責任

女性科学者の研究環境の改善について声明を発した第15期に引き続き、学問・思想の自由、科学者の地位と倫理・社会的責任について検討を深める。特に、我が国の若手研究者の研究環境を改善し、研究意欲を向上させるために、科学者の地位・処遇、研究費の配分、業績評価のあり方等について検討する。

(4) 学術情報・資料の充実・整備

① 学術における情報化の推進

今後極めて重要となるデータベースの作成やコンピュータ・ネットワーク・システムの整備など、学術における情報化の推進方策について検討する。

② 公的資料等の保存・施設の整備と公開

公的資料等の保存、その施設・設備の整備と公開手続の確立についてさらに前進させる。

③ 知的財産権

急速な情報技術の進展に伴い、顕在化してきた知的財産権の問題について、専門家の養成の問題をも含めて検討する。

(5) 国際学術交流・協力の推進

① 学術における国際化の推進と国際対応力の強化

学術分野における国際化の推進と国際対応力の強化方策について、いわゆるメガサイエンスにおける国際協力のあり方を含めて検討する。

② 国際的にバランスのとれた学術交流・協力のあり方

欧米諸国との交流に偏っている現状を見直し、バランスのとれた学術交流・協力を実現するために、アジアを始めとする世界の諸地域との学術交流・協力のあり方や交流・協力のための基盤の育成方策について検討する。

③ 学術国際貢献のための新システム

学術分野における国際貢献のために必要とされ、第15期において検討された新たなシステムの構築について、さらに努力する。

(6) 高齢化社会の多面的検討

高齢化の急速な進行に直面しつつも、健やかに老いることのできる社会の実現のため、生き甲斐の問題や小児期からのライフスタイルの改善、雇用・年金・医療・福祉など高齢化社会に伴う経済上、法律上の諸問題、高齢化社会に向けての研究開発体制、高齢化社会に適合する医療とケアのシステムなどについて、老人医学を始めとする諸科学が協力して多面的に検討する。

(7) 生命科学の進展と社会的合意の形成

生命科学とその応用の急速な進展をもたらす倫理的、社会的諸問題について、自然科学と人文・社会科学との協力の下に検討し、これら諸問題の解決方策の検討及びこれに対する社会的合意の形成に資する。

(8) 学術と産業

学術と産業の関わりの実態分析の上に立ち、今日の学術と産業とがそれぞれにとって有する意義と問題点とを明らかにするとともに、企業と大学・研究機関における適切な研究の役割分担や基礎的研究の研究体制など、学

術と産業との関係のあり方を行政の位置づけをも含めて検討する。

(9) 地球環境と人間活動

人類の経済社会活動の拡大等に伴い深刻化している環境問題について、エネルギーや土地の利用などの人間活動との関連や、ライフスタイルのあり方、人口と食糧の問題の検討を含め、持続可能な発展のための方策、及びこれに対する我が国の貢献のあり方について検討する。

(10) 脳の科学とこころの問題

今後の学術研究において重要な学際的課題となることとが予想される脳の科学とこころの問題について、21世紀に向けての学術研究上の課題と展望を明らかにするとともに、今後の研究体制のあり方について検討する。

(11) アジア・太平洋地域における平和と共生

国際的な平和の問題が新たな様相を呈している冷戦後の世界情勢を検討する中で、特にアジア・太平洋地域における平和と安全に関連する諸要因を分析し、貧困の克服と福祉の増進、経済発展と科学技術、文化の相互関係と多様な価値の共存の問題など、平和と共生に寄与するための学術的視点について、アジア・太平洋地域に重点を置いて検討する。

(12) グローバリゼーションと社会構造の変化

世界が、国際化・情報化・市場経済化などを通じてグローバル化に向かって大きく変化している中で、我が国の産業空洞化、日本型経営・雇用慣行の変化、多国籍企業や知的財産権の問題、市民生活・文化へのインパクトなど社会構造に生じている新しい課題を洞察し、これに抜本的に対処するため、学術的視点から検討する。

3. 重点課題の審議

上記の重点課題の審議は、常置委員会及び今期の当初設置する特別委員会(別表2)がこれにあたる。両委員会は、速やかに審議を行い、第16期中(緊急性のあるものについては、1年ないし2年以内)に検討結果を発表する。常置委員会、特別委員会及び研究連絡委員会は、相互の連絡・協力を密にする。

なお、常置委員会及び特別委員会の所掌事項は別表1及び2に示すとおりである。

(別表1及び別表2省略)

※参考

〈常置委員会名〉 (事 項)

第1常置—研究連絡委員会活動活性化の方策及び日本学術会議の組織に関すること。

第2常置—学問・思想の自由並びに科学者の倫理と社会的責任及び地位の向上に関すること。

第3常置—学術の動向の現状分析及び学術の発展の長期的動向に関すること。

第4常置—創造的研究醸成のための学術体制に関すること及び学術関係諸機関との連携に関すること。

第5常置—学術情報・資料に関すること。

第6常置—国際学術交流・協力に関すること(第7常置委員会の事項に属するものを除く)。

第7常置—学術に関する国際団体への対応及びその団体が行う国際学術協力事業・計画への対応に関すること。

〈特別委員会名〉

高齢化社会の多面的検討

生命科学の進展と社会的合意の形成

学術と産業

研究者の養成・確保と教育

地球環境と人間活動

脳の科学とこころの問題

アジア・太平洋地域における平和と共生

グローバリゼーションと社会構造の変化

(注) 特別委の検討事項は「2 重点課題」の関係項に同じ。



安全と健康を願う心から X-ray System

増減紙、蛍光板、防護用品、TLD、テストチャート

化成オプトニクス株式会社

- 東京都港区芝大門二丁目12番7号・秀和第2芝パークビル TEL03(437)5381
- 大阪市東区伏見町5丁目1番地(大阪明治生命館) TEL06(208)4868・4869

Konica

総合医用画像診断の未来に確かな技術でお応えする コニカ医療用製品群

コニカ株式会社

本社・医用機材部 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

東京1課・2課 163 東京都新宿区西新宿1-26-2

関西支社・医用機材部 542 大阪市南区周防町28-1千代田生命御堂筋ビル

名古屋・医用機材課 460 名古屋市中区栄2-3-1名古屋広小路ビル

仙台・医用機材課 980 仙台市一番町2-2-13 仙建ビル

福岡・医用機材グループ 812 福岡市博多区博多駅前4-2-1住友海上福岡ビル

札幌・医用機材グループ 060 札幌市中央区北3条西1-1-1ナショナルビル

広島・医用機材グループ 730 広島市中区中町8-6 フジタビル

高松・医用機材グループ 760 高松市古新町2-3大正海上高松ビル

Siemens-Asahi

放射線機器のパイオニア

シーメンス旭メディテック株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03) 490-2181(代表)

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京 都 211-6161 大 阪 541-9501 福 岡 27-0331

宇 部 21-5486 札 幌 231-8811 仙 台 21623131

鹿児島 22-7087 秋 田 33-7844 松 山 43-3088

放射線事業部 京都市中央区西ノ京桑原町1 (075) 811-1111

東京(03)292-5511

名古屋 563-8111

広 島 43-4311

高 松 31-2726

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



デュポンには、
CRTの主治医がいます。

鮮明な画像は、優れたフィルムと優れた映像技師から。

CTや核医学、超音波の分野でおなじみの、デュポンのメタカルコードインクフィルム、MRF31とMRF32は、CRTイメージングのために、特に研究・開発された製品で、高品質な画像は従来でも高い評価を得ています。さて、このフィルムですが、CRTの微調整によって、さらに鮮明な画像が引き出せることをご存知でしょうか。MRF31とMRF32は、CRT出力の非直線性の影響を最小限にするために、ハイコントラスト仕様になっています。ですから、CRTの画像コントラスト特性を十分に調整するだけで、最高のフィルム画像が得られる訳です。(CRTの調整は、デュポンの映像技師にお任せください。いずれも技術力豊かなスペシャリストが、どんなご要望にも、正確・迅速にお応えします。



MRF-31及びMRF-32は、デュポン製品との併用により、より優れた画質を得られます。
MD : 自動現像機用標準法
XMF : 自動現像機用標準法
●デュポンではCRTイメージングの相談を無料でお受けしています。

デュポン ジャパン リミテッド 放射線製品事業部
(東日本) 〒107 東京都港区赤坂1-1111番39号 第2興和ビル
(西日本) 〒541 大阪府東区高麗橋5番45号 興銀ビル別館

お問い合わせは、
Tel. (03)585-5360

デュポン ジャパン



医療と健康に奉仕する東芝

- 医用放射線機器
- 核医学機器
- CTスキャナー
- 医用電子機器
- 医用システム/コンピュータ

- 関連医療用品
- 外国製品
- プロジェクト営業
- ファイナンスサービス営業
- 保守・保全サービス営業



株式会社 東 芝

東京都文京区本郷3丁目26番5号
TEL 03(815)7211(大代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品：各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ アイヤー管(第四世代管)
- 低照度カメラチューブ
- 送信管
- 大電力管
- TWT
- クライストロン etc.

お問合せ：〒102 東京都千代田区麹町5丁目7番地 TBRビル

トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

nac
ナック

映像システム
株式会社 ナック

本社 東京都港区西麻布1-2-7 第17興和ビル
電話 (03) 404-2321

C&C Computers and Communications

ネパックス

NEC



NEPACS



医用画像管理システム

NEPACS

日本電気株式会社

医療情報システム事業部

〒108 東京都港区芝五丁目7番1号 TEL (03) 454-1111(大代表)

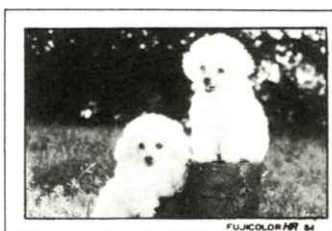
● 医用機器・病院機能の自動化・医療情報システム



総合医療機器の
株式会社 日立メディコ

- 東京都千代田区内神田1-1-14日立鎌倉橋別館
- 郵便番号101 ● 電話(東京)03-292-8111(代表)

Expanding Image Horizons
FUJI FILM



フィルムもプリントも

フジカラーHR

いちばん、テクノロジーにこだわりたい。

GEYMSの医用画像診断装置

- CTスキャナシステム
- MRイメージング装置
- 核医学画像診断装置
- 超音波診断装置
- X線撮影装置



YOKOGAWA

GE横河メディカルシステム

本 社 / 〒191 東京都日野市旭が丘4-7-127 ☎(0425)85-5112代

営業本部 / 〒165 東京都中野区大和町1-4-2 ☎(03)3223-8531代

東日本支社(048)858-1414 西部支社(06)831-7811

東 部 支 社(03)3223-8511 九州支社(092)271-9800

中 部 支 社(052)586-1665

医用画像情報学会雑誌投稿規定

1. 原稿の分類

内容は医用画像等に関するものとし、下記の項目に分類する。

- 1.1 論 文：未発表の内容を含むもの
- 1.2 研究速報：特に急いで発表する価値のある研究報告で、刷り上がり2頁以内
- 1.3 資 料：研究、技術に関する資料・調査報告
- 1.4 製品紹介：賛助会員の会社の製品の紹介で、刷り上がり2頁以内
- 1.5 そ の 他：定例の研究会での特別講演・見学会の資料、国際会議の報告、解説等、編集委員会が必要と認めたもの

2. 著 者

1.1～1.3の著者（連名の場合は1人以上）は本会の会員に限る。

3. 投稿方法

次の2種類とする。

- 3.1 本会の定例研究会で発表し、編集委員会で認めたもの
- 3.2 直接事務局に送付されるもの

4. 原稿の審査

原稿の採否は編集委員会が審査の上決定する。

5. 原稿の執筆方法

本誌執筆要領に従って記入する（執筆要領を事務局に請求すること）。

6. 著 作 権

医用画像情報学会雑誌に掲載された記事・論文の著作権は、医用画像情報学会に帰属する。したがって本学会が必要と認めたときは記事・論文等の複製・転載を行うことができる。また、第三者から記事・論文等の複製あるいは転載等の許諾要請があった場合、本学会で適当と認めたものについて許諾することができる。

