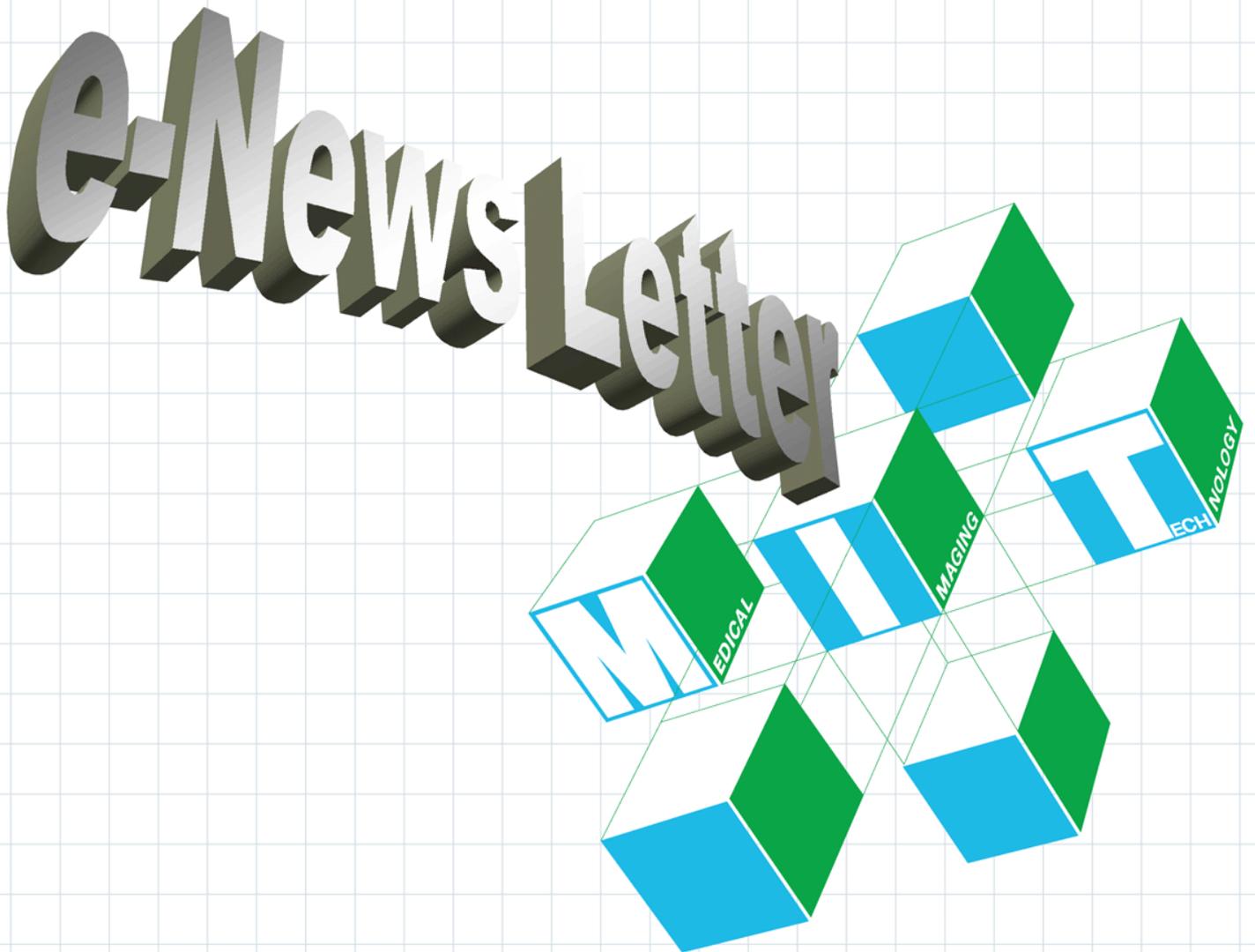


JAMIT

The Japanese Society of Medical Imaging Technology



日本医用画像工学会

2012.7 e-ニュースレター NO.12 (通算66)

目 次

特 集

私の放射線計測研究の事始め－福島原発事故の1周年に当って

飯沼 武 (放射線医学総合研究所名誉研究員) ……3

JAMIIT のあゆみ

JAMIT への関わり, そして JAMIT の 2004 年からの歩み

赤塚 孝雄 (山形大学名誉教授) ……6

技術交流の輪① イメージング

最先端研究開発が切り拓く新しい PET イメージング

山谷 泰賀 (独立行政法人放射線医学総合研究所分子イメージング研究センター) ……12

技術交流の輪② 統計モデル

臓器位置合わせのための統計形状モデルについて

本谷 秀堅 (名古屋工業大学情報工学科) ……14

JAMIIT のひろば

大腸疾患における早期発見・早期治療に向けて～CT 撮影から画像診断まで～

山口 理絵 (GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 CT 戦略マーケティング) ……16

お知らせ

CAD コンテストの案内

北坂 孝幸 (愛知工業大学情報科学部) ……19

お知らせ

医用画像データベース

清水 昭伸 (東京農工大学大学院共生科学技術研究院) ……20

私の放射線計測研究の事始め—福島原発事故の1周年に当って

飯沼 武*

1. はじめに

JAMITのNews Letter編集部よりご依頼があり、福島原発の事故の1周年に当たり、何か書いてくれないと言われました。実は、私自身は1958年に放医研に入りましたが、最初は物理研究部で放射線計測、とくに人体内の放射能の計測の研究をやっておりました。それがヒューマンカウンタを用いたセシウム(Cs)137の測定であります。今回の原発事故で、このCs137が注目されていることは皆様、ご承知の通りです。

そこで、今回のエッセイではその当時の私の研究をご紹介します、若い方々と知識を共有したいとお引き受けしました。私自身の話を中心にしますが、お読みください。

2. ヒューマンカウンタと人体内のCs137の計測

私は1958年(昭和33年)に放射線医学総合研究所に入り、物理研究部に配属されました。当時の物理研究部長は故伊藤岳朗先生、私の直接の上司であった第一研究室長は田中栄一先生でした。田中先生は現在も、ご指導を頂いている長いお付き合いであります。

その頃、放医研では日本で最初のヒューマンカウンタを作ることを計画しており、田中先生を中心に設計されておりました。私は折角、放医研に入ったのですから、ヒューマンカウンタを使う研究をやらせてもらいたいとお願ひしました。また、その2年後の1960年には英国のLeeds大学医学部医学物理学科に留学し、ヒューマンカウンタの

研究をやって参りました。その研究の成果が下記の二つの論文です。

- 1) P.R.J. Burch, D. Hughes, F.W. Spiers, T.A. Iinuma et al: The three-unit plastic scintillator whole body counter. Whole Body Counting. p.59, 1962 IAEA
- 2) T.A. Iinuma, P.R.J. Burch: The γ -ray performance of a large volume plastic scintillator. Nuclear Instruments Methods 1962; 16: 247-261

文献1)はIAEAで開催されましたWhole Body CountingシンポジウムにLeeds大学から出された論文です。2)はBurch先生と共著で出した原著論文で留学中の私の研究のまとめです。なお、放医研のヒューマンカウンタは私の留学中に完成し、同じIAEAのシンポジウムに下記の論文として発表されています。

- 3) H. Eto, H. Watanabe, E. Tanaka, T. Hiramoto: Whole Body Counting. p.211, 1962 IAEA

私は1962年の8月に2年半の留学を終えて帰国し、完成していたヒューマンカウンタの責任者となりました。

実は、その頃は米国とソ連の大気圏の水爆実験が盛んに行われていまして、日本全国に放射性降下物、死の灰が降り始めました。代表的なものはストロンチウム(Sr)90とセシウム(Cs)137の2種です。私はヒューマンカウンタで測定可能なCs137の人体内の計測を担当することになり、仲間の研究者たちはSr90を調べました。

多くの研究成果を発表しましたが、代表的な二

*放射線医学総合研究所名誉研究員(医学物理士)

つの論文を紹介します。

4) T.A. Iinuma, M. Uchiyama, T. Nagai, T. Ishihara, M. Saiki, N. Yamagata: Body Burden of Caesium-137 in Japan. Nature 1967; 214(5084): 133-135

5) T.A. Iinuma, T. Ishihara, S. Yashiro, T. Nagai: Accumulation of Fallout Caesium-137 in Newborn Infants. Nature 1969; 222(5192): 478-480

まず、文献4)は日本初のCs137の体内計測の結果です。1963年から1965年にわたって放医研の職員10名程度を月に一度、定期的に測定しました。とくに、1964年から、死の灰の降下量が増えましたので、同じ5名程度を継続的に測りました。その結果を図1に示します。1963年末から体内量が急増し、1964年10月にはピークとなり、平均で20nCi、740Bqに達しました。最も多い人では1000Bq近くになっていました。その後、水爆実験が中止されたため、少しずつ下がってきましたが、これは日本全体に及んでいましたので、現在の福島とは桁違いであることがわかりますね。図1には文献4)のFig.1を示します。そこでは、1963年1月から1965年4月のCs137の体内量がnCi(ナノ・キュリー)単位で描かれております。1nCiは37Bq(ベクレル)です。1964年10月のピークには20nCi近くに達しております。

次に、文献5)では、10名の乳幼児にCs137が含まれた粉ミルクを飲んでもらい、その体内の動態をヒューマンカウンタで測定し、乳幼児のCs137の生物学的半減期を測定した結果です。この当時は全ての食品にCs137が含まれており、粉ミルクも同じでした。そこで、このような実験を行いました。求められた生物学的半減期は13日で、成人の100日に比べて短いことがわかりました。しかし、体重1kg当たりのCs137量は成人より多いことがわかりました。

その他、Cs137とSr90に関して、多くの人体実験を行い、沢山の論文を発表しました。共同研究者の石原、内山、永井、渡利、八代、山縣先生に感謝します。

3. シーベルト(Sievert)先生に会ったこと

もう一つのトピックスをお話しします。シーベ

ルトと言えば、福島原発後のキーワードの一つになりましたね。私も驚いております。

実は、私自身は1962年の4月にストックホルムのカロリンスカ病院物理学研究所に当時、所長であったシーベルト先生を訪問したことがあるのです。何と、50年も前のことで、私はまだ、英国に留学中でした。是非、帰国の前にヨーロッパの放射線関連の研究施設を見学してみたいと、Leeds 大学医学物理学科のSpiers 教授にお尋ねしたところ、是非、シーベルト先生を訪ねるようにと勧めて下さいました。Spiers 先生とシーベルト先生はとても仲が良く、家族ぐるみのお付き合いをしておりました。

そんなことで、1962年の4月7日にノールウェイのOslo から列車でStockholm に入り、9日にKarolinka HospitalのRadiophysika Institutionen(放射線物理研究所)にシーベルト先生を訪ねました。Karorinska 病院は大きく、しかも当時は新しい病院でびっくりしたことを覚えております。最初にあったのが、Bo Lindell 先生でした。この方も後に、ICRPの委員長をやられた有名な医学物理学者です。その時は、私と同じ、ヒューマンカウンタの研究をやっておられました。

シーベルト先生はとても親切で、大歓迎して下さいました。Spiers 先生からお手紙が届いていたことも関係していたのでしょう。シーベルト先生はその時から、LNT 仮説に関して、Overestimate

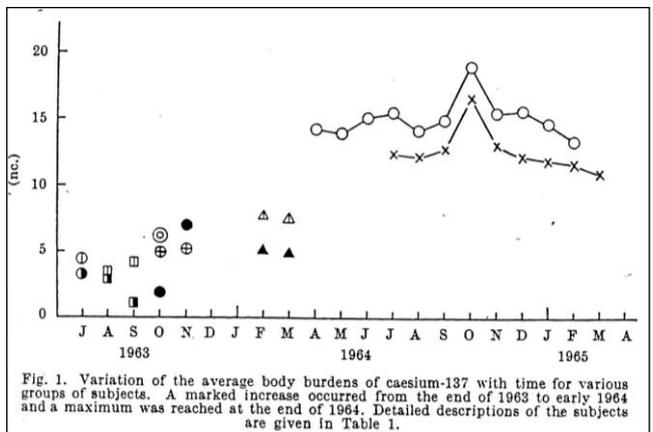


図1 1963年1月から1965年4月にいたるCs137の体内量の時間変動。
1964年4月から1965年4月は同じ対象を測定。
ピークは1964年10月にあり、平均20nCi, 740Bq

ではないかといっておられました。今、考えてみると、ICRPの委員長であったシーベルト先生がそのような主張をなさっていたことに驚きます。彼は放射線生物学と放射線物理学の連携を深め、この問題に当たる必要を強調されました。この問題は現在も、論争になっていることはご承知の通りですが、シーベルト先生がこのようなお考えをもっていたことは注目すべきであると思います。その時、私はまだ、若く、彼の言っていることが完全には理解できなかったと感じます。

図2には、シーベルト先生の漫画を示します。この絵は下記の本から引用しました。

Hans Winberger 著 山崎岐男訳：放射線防護の父シーベルトの生涯。考古堂書店、1942年。この本はシーベルトの伝記として大変に興味深いです。是非、お読みください。

シーベルト先生は1966年に70歳で帰天されていますので、私がお会いしたのは66歳で晩年の頃でした。今、日本でこれほど有名になるとは、天国で驚いていることでしょう。また、日本人で生前のシーベルト先生を知っている人も数少ないのではないのでしょうか？

4. 終わりにー福島原発事故のこれから

最後に、福島原発後の放射線の健康影響につき、私見を述べさせていただきます。私は放射線の健康影響に関する専門家ではありませんが、上記の



図2 Sievert先生の横顔 山崎先生の訳書より。

ように人体の放射能計測に関わってきた人間として、福島県民の今後の健康について強い関心を持っております。

この事故の後、多くの専門家が発言をしてきましたが、低線量の放射線影響に関しては、100mSv以下の線量におけるLNT仮説をどう見るかにかかっていると思います。

これに関しては、世界の専門家の間でも意見は一致しておりません。厳密のLNTを採用する人、LNTはとくに、20mSv以下では過大評価であるとする人(フランスの主張)、さらには、低線量におけるホルミシス(益がある)をとる人など、様々ですね。

しかし、現時点ではICRPはLNT仮説を公式な見解としてとっており、専門家の大部分はこれを支持しており、科学的なエビデンスもあると考えてよいのではないのでしょうか？

私自身はどうかというと、LNT仮説は過大評価ではないかと思っております。数値的には20mSvを上限とし、これ以下では発癌の影響は出ないと考えます。従って、福島の場合も20mSvを目安として除染を行い、早期に帰宅を促す処置をとるのが望ましいと思います。

LNT仮説についてはこれからも議論が続くことでしょう。研究を進める必要があることは勿論ですが、一般の人たちにも、放射線とは人類が誕生以来、関わってきていること、我々のまわりにもカリウム40をはじめとする自然放射能が存在することなど、リスクコミュニケーションをしっかりと伝えましょう。

しかし、我々、医療関係者は放射線を最も多く利用しており、医学利用には線量限度も設けられていないことはご承知の通りです。そのため、放射線防護の正当化については、LNT仮説に基づく計算により利益がリスクを上回ることをきちんと説明する必要があります。とくに、日本は世界で最も医療被曝が多い国であるだけに、責任は重いと言えます。

JAMITへの関わり, そして JAMIT の 2004 年からの歩み

赤塚 孝雄*

JAMIT の歩みを書くように要請され, 少し私的な観点を交えてお応えしたいと思いながら, 1年経過してしまっ。私の JAMIT への歩みから始めて, 現状, これからの歩みへの期待を述べてみたい。

JAMIT に会おうまで

制御技術から臨床医学に転向した大先輩, 熊谷頼明先生がよく研究室に課題を持って見えていて, 1965 年頃から, 研究室の S 先輩と国立がんセンターの高谷治先生の許に出入りするようになった。脈波計, 硬さ計, 打診音解析, 体温分布計測, 脳波信号処理, さらにがん登録情報の解析といった話題であった。

時系列信号を空間パターンに変換して識別するなどの試みをやっていたこともあって, 同センターの市川平三郎先生から, 撮像方法と最終診断とが分かったデータから, 最適な撮像法選択を設定するといった課題を与えられたりした。この課題例では, データ数が少なく, すでによく整理されてしまっていることもあって, ほとんど論理的に最適な手順が見えてしまった。データを増やして最適手順を議論するということには至らなかった。

高谷先生は, がん登録情報の統計的な解析も進められていた。センターのメインコンピュータを操作させてもらい, 解析プログラムなどを用意して病気と生活背景の関連分析なども試み, 梅垣先生のがん研究会で報告の一部にされた。胃がんの集団検診画像の判読を考えるようになって, 画像の取り込みが容易でなかったことから, 輪郭の追跡を考えていた。梅垣先生が, 放射線治療計画に使うためフライング

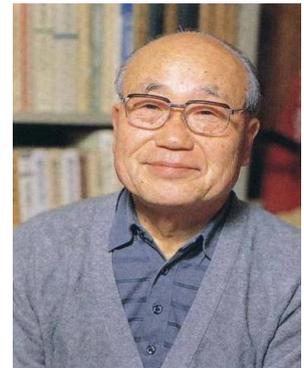
スポットスキャナー (FSS) を導入されるとお聞きし, 設計図などを見せていただいて, 対象画像を追跡するハードを大学の小野雄三技官の助力を得て自作し, これに結ばせていただいた。動作確認で輝度を上げ過ぎて壊してしまい, ブラウン管交換だけで済んだものの [1], それから残光性のできる

だけ低いブラウン管を探してきて, FSS を自作して, 丁度学科に導入した PDP12 に接続して使うことにしたのは 1969 年頃である。たくさんの画像はあるが, 基準データにはなっていなかった。

こんな失態の後に, 放射線像処理をテーマに研究班に加えていただけたのはとても有難いことであった。研究班は, 飯沼武先生が幹事を務めておられ, 鳥脇純一郎先生が情報科学からの画像認識処理で活発な報告をされていた。

最近, 飯沼先生からいただいた「癌研特別セミナー: 2008 年度長与賞受賞講演」のスライドを通して, 梅垣先生の描く世界と先端的な取り組みの素晴らしさに改めて感嘆させられた。JAMIT に期待されていたことの大きさに我々も再度思いを重ねたいと思う。

音声言語施設の藤村靖先生が, 発話時の舌の動きを X 線で追跡する装置を PDP15 に接続した電子ビーム制御装置で実現したとお聞きし, 1974 年頃同施



<梅垣洋一郎先生>

課題を持ってふっとお話しかけられるようだ。飯沼先生提供の梅垣記念講演スライドより。

* 山形大学名誉教授 自宅: 〒992-0045 米沢市中央 4-8-8

設の伊藤憲治さんをお願いして、がんセンタでお借りした胃のファントムを持ち込んだ実験をやらせていただいたが、このとき同装置で取ったデータなどを使って、安藤繁さんと、データの並べ替えをやらないCT再構成演算法の検討(情報処理, 1978)などもやってみた。飯沼先生や館野先生が電子走査式CTを考えておられたとお聞きした。1975年頃、別な学会誌の編集委員をしていて、田中、飯沼両先生をお願いして、CT技術を展望していただいた(SICE, 1976)。

余談だが、この少し前、坂井利夫先生の研究室を見学した。FSSを導入されたところで、坂井先生は、情報配線を建物に通したことも、これからの必須要件として説明下さり、筑波に戻って、建築中の付属病院に情報配線用配管がないことを確認、急遽文部省をお願いして追加してもらった。

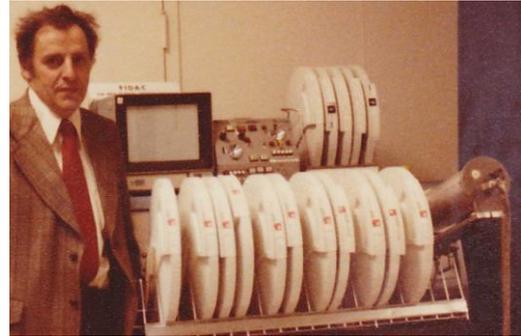
筑波では、秋貞雅祥、高良良武先生方が主導していた、放射光イメージング、プロトンイメージング、治療計画のプロジェクトに関与させていただいた。放射光イメージングの研究は、卒業後の武田徹先生が中心になってその後精力的に推し進めてきた。

1978年から1年間在外研究員としてUCIに滞在したが、J.Sklanskyの研究室では、医学部放射線や循環器の研究室と定期的に持っている打ち合わせ会合、学費を稼いで大学院に戻った若者がどんどん昇進していく姿などに感心させられたが、交流の雰囲気は、筆者の育った環境にもあり[3]、山形に移って「観る、見る、診る、看る、ための科学技術」を標榜した研究室を作って交流を心がけたが、大きな成果にまでは至らなかった。

桑原道義先生のお勧めもあり、Sklanskyの紹介でジョージタウン大学のLedley研究室を見学させていただいた折、研究室のツアーを共同研究者の技師がしてくれて、Full-body CT やかつて論文でお目にかかった、FSSにも遭遇した(写真参照)。

JAMIT の場

CTの展開に呼応して創設された学会である。画像として対象をとらえ、その情報を理解して実践の場に活用してゆくことに関連した科学技術を追求する場がJAMITであろう。医学・工学の領域を融合して展開



<R.S.Ledley 研究室, 1979年4月筆者撮影>

上: Full-body CT の開発機がまだ残されていた..
下: FSS の装置は廃棄寸前、MT の山に隠れていた。

する医用画像工学研究の中心的な活動の場として、医学者、科学技術者、さらには臨床の場やその周辺にいろいろな形で関係される方々が集まった、交流の場、研鑽の場として期待され、その役割を果たしてきた。特に、臨床家と技術研究開発者との緊密な連携の下での展開が強く期待されている。

より人間的な医療技術の展開を目指すとき、MIT誌創刊号巻頭言での梅垣先生の言葉は今でも我々の立場を的確に表してくれる。総合画像診断が重要で、画像の収集、蓄積、処理などのシステム化が医療の場の基本となること、精密な診断と生理病理学的情報を疾病の治療、予防に役立てる研究が必要で、その実現への期待と責任とを我々は持つことを指摘されている。

これにこたえる活動の中で、会誌と大会との役割が大きい。実際、JAMITの5年ごとの活動の様子をサンプリングして表示したものを参照いただきたい[2, 4]。

ここには表示されてはいないが、いくつかの研究會活動などがあつた。筆者も、秋貞先生を手伝って

PACS 専門研究会に関与したり、川上憲司先生らとシンポジウムに参画したりし、さらには飯沼先生の紹介で大会運営に関連した委員会で、新たな人たちを知った。表にある 1985 年度会誌の特集は、セミナーで少し広く医用画像を考えて取り上げたものの一部を採録いただいたものである。大会運営も毎回企業会員の方々からの大きな助力で運営していたが、1994 年の国立がんセンターでの大会には、大学院生たちに講演運営を手伝ってもらい、彼らも得難い経験ができた。

大会の企画、外国人講演者の招聘等に関わり世界が広がっていった。幹事会では機動性がないからか、少人数の常任幹事会で学会が運ばれるようになって、筆者らには学会の動きが見えにくくなってきた。また、関連した領域の学会でよく顔を合わせる方々からは、これら学研究会をもっと一緒にできないのかという声も聞かれ、同感もした。

前記の学会誌編集委員を務めていたころ、他学会長に「学会へ寄せて」という巻頭言をお願いする企画があって、東大工学部長室で南雲仁一 ME 学会長と兵藤申一応物学会長との対談の採録・編集を担当したことがあった(SICE, 1982)。規模の大小はあれ、学

会の抱えている課題で共通するものが少なくない。そのとき、学会誌のあり方で電子化の話題が出て、30 年を経て今確実にその方向に進んでいるが、これはこれから一層加速されることだろう。

近年の大学院の充実などで若い人たちの発表、交流の場のニーズが増える一方、新たな学会、研究会も増え、参加移動の手段は増えているものの時間と経済環境は難しくなっている。これに臨む人たちの様々な思いに対応していくのが課題であろう。他方、情報システムなどの便利な交流手段は急速に発展している。このとき JAMIT はよい切っ掛けの場が設定でき、それからの新たな展開のプラットフォームともなっていくべきであろう。

医用画像関連の新たな活動も始まって、分子イメージング等の学会や研究プロジェクトなども発足し、大きな学会に医用画像の研究会が走り出してしている。

また、大型研究施設を用いた先端的な研究開発や、科学研究費などの大型研究プロジェクトも進められている。例えば、小畑秀文先生を代表とする特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」(2003-2007)や、新学術領域研究「医用画像に基づく計算解剖学の創成と診断・治療支援の高度

<JAMIT の 5 年ごとの活動の様子>

年度	1985	1990	1995	2000	2005	2010	
会員数	490	479	470	510	608	618	
年会費(円)	5000	5000	8000	8000	8000	8000	
学 会 誌	号数/年	2	4	5	5	5	
	総論文数/年	16	39	59	51	47	48
	研究論文比率(%)	44	38	32	37	47	42
	研究論文中の技術系話題比率(%)	71	53	79	68	68	85
	特集	・高速画像処理と画像診断	・MR3 次元画像 ・画像認識 ・画像再構成 ・健康管理システム	・X 線百年 ・CT 応用技術 ・生体放射 ・温度イメージング ・3 次元画像処理	・SPECT/PET ・ソフトコンピューティング ・肺生理画像化 ・モニタ診断 ・Sensible human project	・イメージング ・放射光画像 ・3D/4D イメージング ・標準化医療情報システム	・認知症診断最前線 ・乳がん新診断 ・医用ビジョン技術 ・医用動画像
大 会	学会予算の大会予算率(%)	60	47	36	20	29	29
	一般演題数	41	76	113	76	87	92
	会期(日)	2	3	2	2	2	2

化」(2009-2014)などであり、関与されている多くの方々が JAMIT 会員である。

2004 年度からの歩み

2002 年頃、常任幹事会に参加して学会運営に関わるように社内先生からのお話があつて、あらためて、JAMIT の位置づけを考えさせられた。研究開発、その実践上の課題解決などに関連した交流のためには、学会誌、学術大会が重要であり、加えて研究会などの活動を活発にし、そこに会員誰でもが容易に参加できる環境の整備充実が望まれる。

JAMIT は当初から産業界、臨床家と研究技術者との協調が強く意識されていたこともあつて、運営面でも産業界からの様々な支援が多かった。しかし、最近の社会的な情勢は、企業からの支援は大変難しくなっている。

関連学会との連携を深める呼び掛けも、社内会長のころから試みられていたが、JAMIT Frontier を電子情報通信学会の MI 研究会などとの共催で、年 1 回のイメージング連合フォーラムとして続けている。これは、アジアの数カ国との国際フォーラムの開催にも展開していて、近年は、羽石秀昭常任幹事が積極的に担当してきた。今後ともこれら活動のプラットフォームとしての役目を JAMIT が担えるよう期待したい。

財政的基盤も課題であつた。ここ 7 年の JAMIT の概況を最後の表に示す。前の表とも関連付けながら見ていただきたい。後の表の会員数は、各年度ごとの会費納入者数で示してあり、前表では登録会員数で示している。

当初、大会の占める役割が JAMIT の大半であつたものが、学会活動の多様化により、学会誌関連の比重が増している。近年の経済状況を反映して、会誌出版経費軽減と同時に積極的な電子メディアの利用を考慮して、Web 出版で進めることになって、研究会活動への支援費が多少捻出できるようになってきた。

学会創設当初、法人化を目指した蓄積などがあつて、運営にも少しの余裕があつたが、2003 年頃には先を見通した検討と対策が進められた。近年の経済状況の悪化から、これだけでは不十分との認識で、

2009 年には全会員へのアンケート結果を踏まえて、会費をそのままに会誌を Web 出版とすることになった。2005 年度に尾川編集委員長の企画で JAMIT が取得した科学研究費により実現した MIT 誌論文公開システムを踏襲することも考えられたが、周藤編集委員長らの努力下、J-STAGE を利用したシステムが 2010 年より軌道に乗った。紙文化に馴染んだ人々への対応ということで、冊子体有料配布サービスも片山常任昭宏幹事の協力で実現している。幸い、図書館員も電子化に協力的であつた。JAMIT の活動に身近でアクセスできるよう、会員諸氏の近くの図書館で購読されるようお勧めいただきたい。

会誌機能の維持は学会の生命線でもある。2003 年頃から経費の検討を始めて、尾川浩一編集委員長らの努力下整備されてきたが、2006 年編集出版作業を委託していたデジタルプレス閉鎖に伴い、美津濃印刷にお願いすることになった。幸いなことに、同じ編集作業担当者が移籍して引き続いて担当下さつたこともあつて、円滑に移行できた。厳しい経済状況下、さらに 2011 年には美津濃印刷の廃業に伴い、橋本治子氏に直接委託することにし、事務局のクァンタム社の厚意で、社内での作業で対応できた。その後、工藤博幸編集委員長らの努力下、学術新報社で編集作業をに引き受けていただけることになり、しばらくは同社で橋本氏が引き続いて担当して下さることとなった。

Web 出版に移行する前から、高精細画像や動画画像を論文の中に生かした出版の可能性が検討していた。Web 出版でこれらを付録としてリンクすることも容易になったことから、さらに 3D 画像などを含めた活用を編集委員会では推進いただいているが、今後の活用に期待したい。

2002 年度から、申請のあつた大会発表論文の会誌論文への投稿査読を早めるための査読付き論文制度がスタートしていた。そのほかにも良い論文を集める努力が、編集委員を中心に進められているが、関連国際会議などの投稿を欧文論文にまとめられる場を提供できることも JAMIT にふさわしい役割であろう。欧文論文誌の機能を何らかの形で実現することも併せて今後の検討に期待したい。

JAMIT に集う方々の思いの一つに、データベースの活用がある。安藤裕広報担当常任幹事が 2002 年頃から精細画像 DB の構築研究を学会として科学研究費を取得する申請を続けていただいた。このための学術 DB 取扱規定などの整備も 2004 年には終わっていたが、採択には至らず、前述の 2005 年の学術論文 DB のみ採択された。その後の CADM との融合により、CADM 活動とこれらの思いを融合してを引き継ぐ形の新たな展開を期待している。

仁木登大会長の発意を受けて、2005 年から施設見学情報交換会を始めた。その様子を各回ごとに JAMIT のホームページに掲載し、全会員に見えるようにしている。第 1 回は福井大学で、分子イメージングプロジェクトの発足の様子を伺い、第 2 回は縄野先生のお世話のもと国立がんセンタ東病院で通常得られない体験のできた見学ができた。また、武田大会長設定の筑波大会前日の高エネルギー加速器研究機構の見学も好評であった。2011 年には企業技術者以外に限っての参加ということで、東芝那須工場の見学会が大会前日に行われた。

大会の連携開催などの誘いを他学会から受けたこともあるが、各々に積み重ねがあつてなかなかうまく合わない。そんな中、筑波の大会の折の関係者との話から方向を確認し、会員が相互にかなり重複していたこともあつて、融合の準備作業が加速され、長谷川純一先生を副会長に加えて合併に至った[2]。CADM での特徴ある活動を継承すべく、CAD 委員会を発足させ、画像データベースの頒布活動も続けている。

信頼性、安全性を確保しながら開発結果を実践に移してゆくとき、DB の活用は重要である。放射線科の先生方は、よく教育用データベース画像を用意されていた。研究上、教育上の活用に信頼性の高い標準的なデータを揃えていく努力は今後とも期待される場所である。

会員システムの電子化は、2003 年ごろクエンタム社の努力で構築されていた。学会のホームページも広報委員会と事務局との協力で整備維持されている。安藤広報委員長の努力で、了解が得られた大会の特別講演などのストリーミング配信も専用のサーバー

を用意して実現している。

学会内外のコミュニケーションの維持を、迅速に、信頼性高く続けていく工夫は今後とも不可欠であろう。また、学会活動で、誰もそれなりの倫理基準を持って行動をしているとはいえ、これを明文化しておくことは学会の責務であろう。そこで、学会の倫理規定を制定することにし、尾川幹事に起案いただき、編集委員会で用意された投稿ガイドラインとともに制定したのは、2007 年である。

役員規定で定年制が導入されているが、2012 年度からは最大 2 期で交代いただく厳格規定とし、常に新たな方が交代で学会運営に携わることになった。現役員の周りの人だけでなく、思いを持って加わりたい方の参加が容易なように、役員の公募(自薦、他薦)も開始した。運用の工夫で、新たな人の参加が容易になり、多様な活動を進め易くしていただけるであろう。

新たな活動のたびに用意してきたこともあつて、規則などが必ずしも体系化できていないところがあるので、これは常に整備しておくべきことと思う。

新たな活動の導入、停滞した連携の復活を目指した試みもいくつか試みた。企業会員の積極的な参加を促すべく、常任幹事会の定員を増やし企業技術者に参加いただいた。会員の活動に関連した委員会として、前記 CAD 委員会に加えて、佐藤嘉伸先生を委員長に縄野繁担当常任幹事が協力した教育委員会を発足させ、CAD 勉強会やチュートリアル講演会(2011 年)、その DVD 販売などを開始した。

新たな活動の枠組みについて、早くから本間一弘常任幹事を中心に検討を進め、予算補助金を確保して年に 1, 2 の研究会の公募ができるようになった。2011 年度には、小畑先生からの応募があつて、森山紀之先生を会長に「医療 IT イノベーション推進研究会」が発足、2012 年 8 月の大会で森健策幹事から活動報告があつた。

法政大学小金井キャンパスでの大会や中京大での大会の際に、若手研究者からの学会への提言という会がもたれた。このような話題、提言は、日ごろ議論している内容に近くても新たな視点が含まれ、意義深い。そのような場で発想した活動も、研究会を結成し

て実施し、これを会員に発信し、その輪を広げていくといったことが実施できる環境が少しはできたことになった。

2008年、尾川常任幹事から提案があった医用画像工学ハンドブックの改訂版発刊は、編集委員会を結成して進められていたが、2012年9月には刊行されることになった。

終わりに

JAMITが主題としている分野は、これからも益々重要な役割を担って行くであろう。種々の活動へのアクセスは容易になってゆく中で、JAMITならではの場をどう形成してゆくかが課題である。

新たな活動への積極的な思いを持った会員が、その実現に向けて、近い志の人たちと集まって議論を深め、新たな仲間に出会う機会を増やし、次々に夢を新たにしていける場がJAMITでありたい。

日ごろ顔を合わせている仲間だけでなく、新たな人との交流が実現でき、その活動がほかの皆に可視化されていて、その交わりの輪が容易に広げられる、そんな人たちの積極的で多様な活動が育まれることを期待している。

- [1] 赤塚:イメージング技術の目指すところ. JIRA 会報 2003.7: 28-29, 2003
- [2] 赤塚:イメージングとCAD 融合によるJAMITの飛躍. Med Imag Tech 26(5): 300-304, 2008
- [3] 赤塚:生体画像計測, 記念出版そして学科創設整備. 生体医工学 49(2): 328-331, 2011
- [4] 赤塚: JAMIT News Letter 発刊に際して. JAMIT News Letter No.1: 2-4, 2008

<JAMITの近況>

年度	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011
収入	(対総収入比)						
会費	16.0%	16.4%	23.2%	23.6%	29.7%	22.2%	22.8%
広告	7.4%	9.9%	8.0%	6.7%	3.1%	0.6%	0.0%
別刷り	22.4%	27.7%	29.8%	15.7%	18.9%	12.8%	16.1%
大会事業	27.4%	33.6%	31.5%	22.9%	23.6%	45.2%	39.7%
大会残	2.9%	4.0%	3.5%	0.0%	-2.6%	7.3%	2.3%
会場	東大	京大	筑波	法政大	中京大	東海大	国際医療大
総収入	1754.2万円	1689.5万	1802.2万	1482.2万	1142.4万	1236.6万	1156.2万
(会費納入)							
正会員数	350	343	512	425	422	340	327
学生会員数	102	101	114	118	111	87	100
支出	(対総支出比)						
会誌発行	51.0%	56.0%	49.4%	51.6%	56.7%	40.0%	34.0%
情報・広報	0.4%	0.4%	9.7%	10.5%	5.0%	5.7%	8.0%
大会事業	24.9%	30.4%	28.8%	22.7%	22.4%	39.7%	35.1%
総支出	1731.7万	1641.9万	1753.2万	1490.6万	1338.8万	1179.4万	1225.2万
収支	1.3%	2.9%	2.8%	-0.6%	-14.7%	4.8%	-5.6%
備考	科研費190万含む					J-stage利用	委員会活動

最先端研究開発が切り拓く新しい PET イメージング

山谷 泰賀*

Positron Emission Tomography (PET) は、がん診断など臨床現場で活躍するほか、分子イメージング研究を推進する手段としても有望視されています。生体透過性に優れる放射線を使って体内情報を得る核医学イメージングにおいて、PET は原理的に感度および定量性に優れる方法です。PET/CT 装置の実用化や FDG-PET の保険適用によって、国内の臨床 PET 装置の台数は、この 10 年間で 50 台から 500 台近くにまで急増しましたが、未だその潜在能力を十分に活かしきれていません。具体的には、解像度や感度、さらにはコストに課題が残され、次世代 PET 装置の研究開発は世界的な競争下にあります。私たちは、がんや脳の疾患で困ることのない未来をなるべく早く実現するために、次世代の PET 装置および要素技術の研究開発を推進しています。本稿では、現在注力している 2 つの研究を紹介します。

OpenPET

PET のもつ可能性を大きく広げる研究です。1970 年代に、X 線 CT 装置に続いて PET 装置が登場して以来、高解像度化、高感度化、マルチモダリティ化など、PET 装置の性能改善に多くの英知が注がれてきましたが、PET 装置の開放化については誰も考えてきませんでした。対向型カメラによるポジトロンイメージングについては先行例がありますが¹⁾³⁾、3 次元イメージングは容易ではありません。OpenPET は、私たちが 2008 年に発表した、フルリングでありながらも、物理的に開放された空間を 3 次元画像化できる、世界初の開放型 PET 装置です⁴⁾。

具体的には、図 1(a)に示すように、体軸方向に 2 分割した検出器リングを離して配置することで、解像度や感度を犠牲にすることなく、物理的に開放された視野領域を実現できます。これにより、検出器を間引くことで、比較的成本を抑えながら全身を覆うような「フルカバー PET」が実現でき、これまで脳や特定臓器に限定されていた局所イメージングから「全身分子イメージング」に一気に広げることができるでしょう。

現在、もうひとつの応用を検討しています。それは、診断・治療融合です。開放空間を利用して放射線治療などを施すことができますので、全く新しい PET ガイド下のがん治療が実現できるでしょう。がんの 3 次元位置を確認しながらの治療や、粒子線治療ではさらに患者体内の線量分布をその場で確認しながら行う治療など、安心・確実な未来の放射線がん治療の実現が期待できます。

これまでに、OpenPET の小型機を試作し、アクリルファントムに照射した重粒子線ビームの停止位置をその場で可視化すること成功しています(図 1(b))⁵⁾。通常の重粒子線ビームは安定核の炭素ですが、今回は、陽電子放

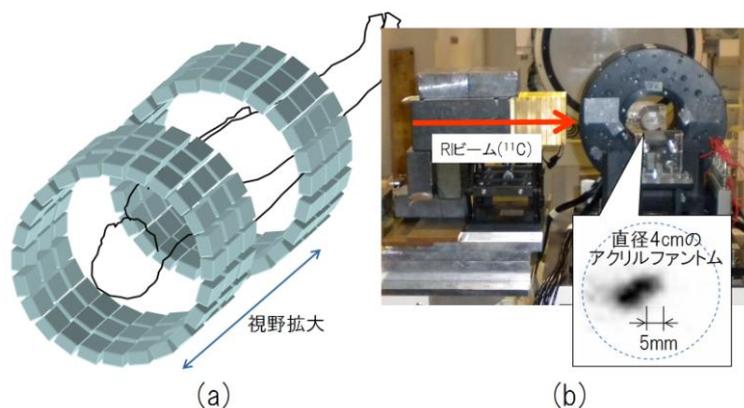


図 1 OpenPET の概念図(a)と、重粒子線治療の照射野画像化を実証した小型試作機(b)。

* 独立行政法人放射線医学総合研究所分子イメージング研究センター 〒263-8555 千葉市稲毛区穴川 4-9-1

出核種である ^{11}C をビームとしている点もポイントです。

クリスタルキューブ検出器

これは、私たちが開発した次世代の PET 検出器です⁶⁾。PET 検出器は、放射線を微弱な光に変換するシンチレータと、光を電気信号に変換する受光素子から構成されますが、放射線を高い感度で検出するためには、PET 用に開発された高性能シンチレータでも 2cm 程度の厚さが必要です。しかし、シンチレータ自体の厚みによって、斜めに入射する放射線位置を正確に検出することができず、理論限界まで解像度を高めることができませんでした。そこで、シンチレータ内部の放射線位置を 3 次元的に特定できるようにしたのがクリスタルキューブ検出器です。

受光素子として光電子増倍管を使った従来検出器では、受光素子の大きさから、シンチレータブロックの 1 面からしか光を検出できませんでした(図 2(a))。これに対して、開発検出器では、新型の半導体受光素子である Multi Pixel Photon Counter (MPPC) をシンチレータブロックの 6 面すべてに貼り付けて、放射線の痕跡である光を取り逃がさないようにしました(図 2(b))。

また、シンチレータブロック内部の 3 次元位置を正しく計算できるように、シンチレータ内部にすりガラス状の面を 3 次元的な格子状に入れるようにしました。これは、四角い塊のシンチレータに外部からレーザー光を絞って照射するという、高度な技術を駆使して、実現できました。

クリスタルキューブ検出器は、独立行政法人科学技

術振興機構 (JST) 先端計測分析技術・機器開発プログラムの支援を受けて、千葉大学、東京大学、浜松ホトニクスとの共同で開発したものです。2 年半の開発期間の最後となる今年 3 月に、やっと、縦・横・深さともに 1mm の解像度を達成することができました(図 2(c))。これは、PET 用検出器としては究極的な性能と言えます。次のステップとして、クリスタルキューブ検出器を応用した新しい PET 装置の開発を計画しています。

参考文献

- 1) Pawelke J, et al: In-beam PET imaging for the control of heavy-ion tumour therapy. IEEE Trans. Nucl. Sci. 44: 1492-8, 1997
- 2) Iseki Y, et al: Positron camera for range verification of heavy-ion radiotherapy. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 515: 840-9, 2003
- 3) Nishio T, et al: Dose-volume delivery guided proton therapy using beam ON-LINE PET system. Med. Phys. 33: 4190-7, 2006
- 4) Yamaya T, et al: A proposal of an open PET geometry. Phys. Med. Biol. 53: 757-73, 2008
- 5) Yamaya T, et al: Development of a small prototype for a proof-of-concept of OpenPET imaging. Phys. Med. Biol. 56: 1123-37, 2011
- 6) Yamaya, T. et al: SiPM-based isotropic-3D PET detector X'tal cube with a three-dimensional array of 1 mm³ crystals. Phys. Med. Biol. 56: 6793-807, 2011

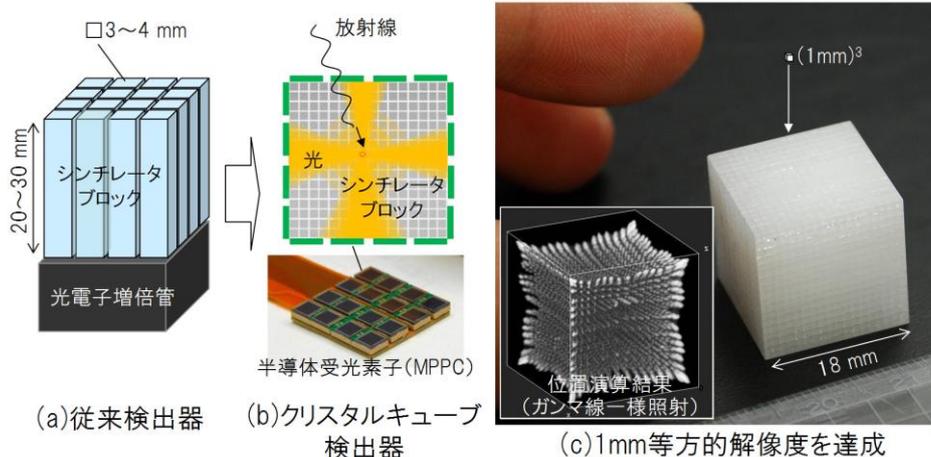


図 2 従来検出器(a)とクリスタルキューブ検出器(b)の比較。新型の半導体受光素子で微細格子を内部に加工したシンチレータブロックを取り囲むことで、究極とも言える縦・横・深さともに 1mm の位置弁別を実現した(c)。

臓器位置合わせのための統計形状モデルについて

本谷 秀堅*

Point Distribution Model (PDM)の統計形状モデルについて記したいと思います。

PDMの統計形状モデル

与えられた画像に対して臓器モデルを位置合わせすることにより、画像中の対象臓器をセグメンテーションすることができます。PDMは臓器表面に配置した多数の点により臓器を表現するモデルであり、これら多数の点それぞれの3次元座標を推定することにより、画像へと位置合わせすることができます。臓器表面をN点で表現するならば、推定すべき変数は3N個です。患者の違いによる対象臓器の形状の多様性を表現するモデルが、統計形状モデル (Statistical Shape Model (SSM)) です。多くの場合SSMは、複数の患者の臓器形状から学習により構築します。

先に述べたとおり、臓器表面は3N個の変数で表現されます。つまり、各臓器の形状は3N次元の空間の1点で表されます。例えば肝臓のSSMを構築するために患者M人分の肝臓を用意したとします。このとき、3N次元空間中のM個のサンプルを得ることができます。これらサンプルに基づき、もとの確率密度分布を推定します。推定された確率密度分布が、肝臓のSSMとなります。以下、SSMの構築に関連して、解決済みと呼ぶことの難しい幾つかの問題点を幾つか記します。

学習時の対応点生成法について

先に述べたとおり、PDMの統計形状モデル(SSM)を構築するためには、学習用に集めたM個の学習用

臓器から、3N次元空間中のM個のサンプル点を得る必要があります。このとき、M個の臓器表面にN点ずつ対応点を生成しなければなりません。学習用の臓器M症例が同一であっても、生成した対応点が異なれば、異なるSSMが構築されます。SSMが異なれば、位置合わせの性能も変化します。位置合わせの性能のより良いモデルを構築するためには、どのようにして対応点を生成すればよいのか。このことについては、議論の余地が大いに残されています。

位置合わせの精度は、実験しないと評価できません。対応点をそれぞれの臓器表面上に配置する過程で、位置合わせの精度を考慮することは困難です。このため、位置合わせの性能とは別の評価基準により対応点を生成せざるを得ず、その対応点に基づき構築したSSMの位置合わせの性能に一喜一憂するしか仕方ありません。

位置合わせの性能とは別のSSMの善し悪しの指標として、(1)generalization ability、(2)specificity、(3)compactnessの3項目が広く採用されています。これら3項目についても実験的に評価せざるを得ず、対応点生成の過程で考慮することは困難です。そこで、幾つもの既存法のうちの一つを採用することになります。しかし残念ながら、採用する手法の選択に有用な規準が現状では欠けています。

既存法の多くは幾何や統計に基づき異なる曲面間に対応点を生成する手法でした。ところで臓器には、解剖学の観点から対応関係を決定できるランドマークが存在します。対応点生成の際に解剖学上のランドマークにも配慮すべきかどうか。この判定も、自

* 名古屋工業大学情報工学科 〒466-8555 名古屋市昭和区御器所町

明ではない問題であるように思います。

SSM は常に本当に必要か

臓器セグメンテーションに際して、臓器の統計形状モデル(SSM)は広く利用されています。ところで、画像中に対象臓器しか写っていないければ、画素値の違いのみを手掛かりにセグメンテーションができるはずなので、SSM は不要です。対象臓器以外の様々なテクスチャが存在しているときでも、エッジの追跡のみで境界を決定できるのであれば、SSM はおそらく不要です。SSM は、臓器表面に対応するエッジが欠落したり、臓器表面以外のエッジが多数存在したりする場合に、エッジの欠落部を補間したり、多数のエッジから適切なエッジを選択したりする際にはじめて必要となるものです。エッジの補間や選択がどの程度切実に必要であるかは、臓器ごとに異なるだけではなく、臓器の部位ごとにも異なります。例えば肝臓であれば左葉側のほうが右葉と比べて、エッジの欠落が頻繁に発生する上に、肝臓ではないエッジが多数存在する傾向にあります。つまり、肝臓のうち右葉側と比べると、左葉側のセグメンテーションに、より切実に SSM が必要となります。右葉側のセグメンテーションは、SSM を用いずとも、滑らかな曲面のモデルのみで事足りるかもしれません。滑らかさのみを表現するモデルは、先に述べた3項目のうち、specificity が不足している反面、generalization ability は高いです。先の3項目によるSSM の善し悪しの評価は、画像中での対象臓器の写りに依存して、その妥当性が変化するように思います。そして、その妥当性に関する議論は、十分にはなされていないように思います。

線形 SSM のグラフィカルモデル表現について

PDM の SSM は、Active Shape Model (ASM)のように部分空間により表現される場合と、Markov Random Field (MRF)により表現される場合が多いです。いずれのモデルも、各点の位置と、2点間の相対位置関係の組み合わせにより、全体形状の統計を表現しています。各統計が正規分布で表現されているならば、いずれも線形モデルです。双方のモデルで違うのは、グラフィカルモデル表現したときのグラフの構造のみです。

MRFでは画像中で近接する2点間でのみ相対位置関係が表現されていますが、ASMでは多くの場合全ての2点間の関係が表現されています。一般には、より多くの2点間の関係を表現するほど、そのモデルの specificity は向上しますが、その反面 generalization ability が低下します。統計学的には、条件付き独立な2点間の関係は表現すべきではなく、学習データに基づいて条件付き独立性を評価してモデルを構築するのが良いはずですが、ただし、SSM の善し悪しの評価には、先に述べたとおり、画像中での対象臓器の写り方も検討すべきであり、学習用臓器データより導出される統計だけでは、最適な SSM を構築できない可能性があります。

線形モデルは、SSM の中で最もシンプルなモデルのはずです。しかし、線形モデルの構築法ひとつ取り上げても、グラフィカルモデルの構造決定法などについて、まだまだ数多くの議論をしなければならないように思います。

大腸疾患における早期発見・早期治療に向けて ～CT 撮影から画像診断まで～

山口 理絵*

はじめに

国内の大腸がん患者はここ数年増加の一途をたどっており、同がんによる死亡者数は男性で第3位、女性は第1位¹⁾と、他国と比べても高い死亡率を記録しています。この原因の1つとして指摘されているのが検診率の低さで、2007年の検診受診率は米国の52.1%、韓国の34.1%に対し、わずか24.9%にとどまります²⁾。厚生労働省は平成23年度から大腸がん検診キットの直接配布に対する支援を新たに行うことにより、働き盛りの世代を中心に影響が大きい大腸がんに対する予防対策を強化推進し、がんによる死亡リスクの大幅な軽減を図っています³⁾。

大腸がん検診にて陽性だった場合、大腸内視鏡検査に移行するケースが大半ですが、大腸がん検査の新たな試みとして有望視されているのがCT Colonography (以下CTC)です。CTCは大腸内視鏡検査と比べ、苦痛の少ない検査であり、大腸穿孔や出血などの危険性が稀な受容性の高い検査といえます。しかし、組織検査が出来ない、平坦型病変は見逃す可能性があるなどの短所もあります。また、1)患者被ばくの低減、2)高度な読影支援、3)患者負担の軽減といった点での課題もあります。その課題への取り組みとして、現在、短時間で高精細なボリュームデータを撮影可能なマルチスライスCT、トレードオフにある高画質と低被ばくを両立させる新たな画像再構成技術、読影支援機能を有する専用解析ソフトなど、検査前の処置から実際の撮影、撮影後の画像再構成、読影

支援まで、効率的で患者に優しい高精度なCTC検査につながるソリューションを開発・提供しております。

1)画像再構成技術 ASiR の搭載で患者被ばく低減へ

CTCに活かされる低被ばくへの試みとして、今までのFBP法とは異なる逐次近似法 (Iterative Reconstruction:IR)を応用した新たな画像再構成法であるASiR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction)を開発しました。

CTCは仰臥位と腹臥位の二体位での撮影が必要な為、検査目的と被検者の体格などを考慮し線量を決定します。CTCの適用は、1)便潜血陽性、血便などの下部消化管症状を有する患者への精査、2)下部消化管内視鏡検査で大腸癌と確定されている患者の治療前精査適用、3)検診を目的とした低被ばく撮影が挙げられます。1)と2)の検査は病変の存在診断と質的量的(深達度)診断や他臓器・リンパ節転移の有無を診断する為、線量を下げる事は診断能の低下に直結し、被ばく低減は難しいとされてきました。しかし、ASiRを用いる事により、診断能を犠牲にする事無く被ばく低減が望めるようになりました。

欧米では低被ばく撮影の試みが盛んであり、腸管と空気のコントラスト差を利用した仮想内視鏡画像(3D)での形態評価が主流でしたが⁴⁾、ASiRを搭載することにより弊社推奨のCT Colonography スキャンプロトコルの1/4まで線量を低減し、2Dでの画像評価を行っています。国内では検診を目的としたプロトコルの評価基準が明確化されていませんが、ASiRを用いる事で更なる被ばく低減への試みが期待できます⁵⁾。

*GEヘルスケア・ジャパン株式会社 CT戦略マーケティング 〒191-8503東京都日野市旭が丘4-7-127

2)画像解析用ソフト「Colon VCAR EC」で高度な読影支援を実現

高度な読影支援を実現するのが大腸検査専用解析ソフト「Colon VCAR EC (コロン・ブイカー・イーシー)」です。Colon VCAR ECはCT装置から画像が転送されると、大腸内の空気(炭酸ガス)の連続性と解剖学的位置から、自動で大腸のみの仮想注腸像(Air Image)と仮想標本像(Lumen Image)が表示されます。

横断像、仮想内視鏡像、仮想標本像、仮想注腸像が同時に表示可能であり、仰臥位と腹臥位をリンクしながらの観察も可能です。同ソフトの主要機能は次の2つです。

●Digital Contrast Agent 機能

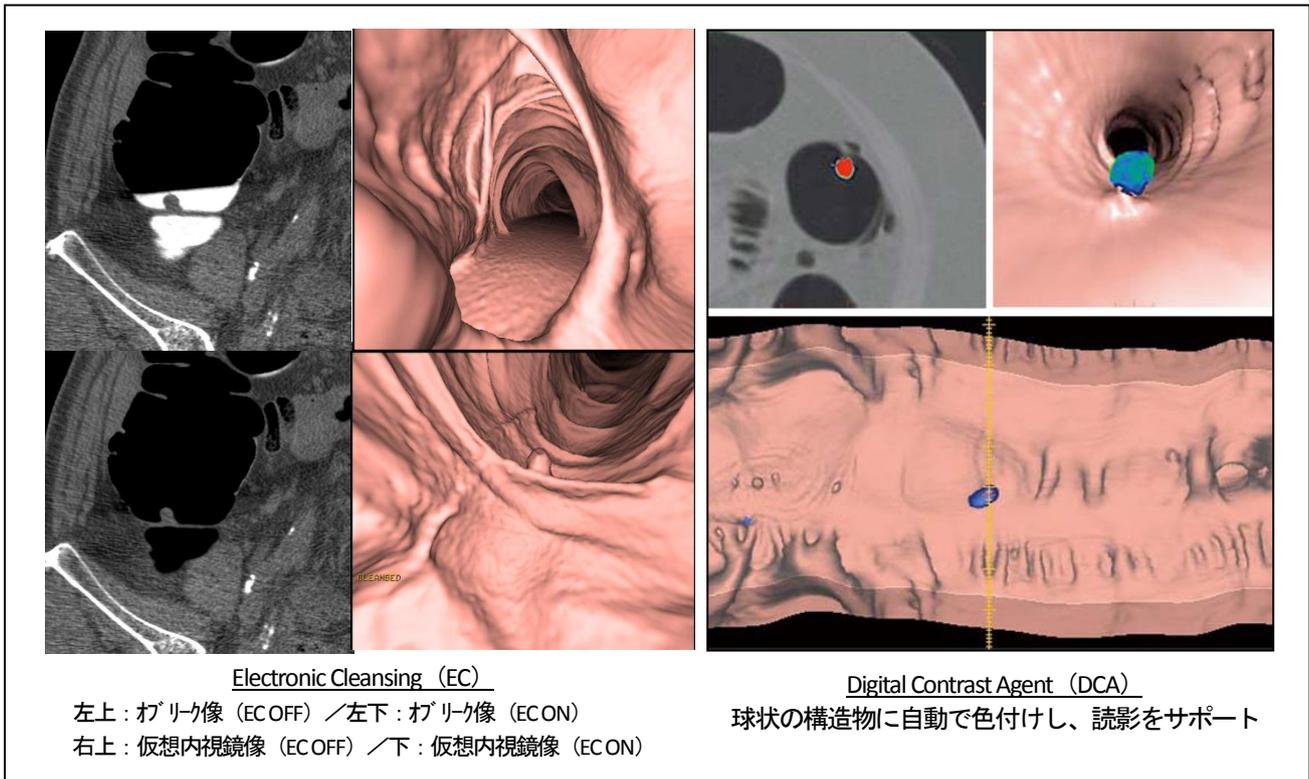
CTCでは病変と残渣、大腸壁を見分けながら、病変のみを的確に把握するのが難しく、検出率と読影時間は医師の経験値によって左右される傾向がありました。撮影画像のなかで球状の構造物を認識し、自動的に色付けをするのが「Digital Contrast Agent (デジタル・コントラスト・エージェント:DCA)」機能です。読影医に注意を促しポリープ検出をサポートすることが可能です。

●Electronic Cleansing 機能

検査の際に腸管内に残便や残渣が残っていると病変部描出の妨げとなるため、CTC検査の前には前処置を行い、腸管内をきれいにする必要があります。バリウム⁶⁾やガストログラフィンなどの造影剤を経口服用して腸管内の残便や残液を高濃度にする事で、CT値の差を利用して残便や残液を抽出・削除するのが「Electronic Cleansing (エレクトロニック・クレンジング:EC)」機能で、被検者の負担が少なく、術前の煩雑さも解消できます。

3)炭酸ガス自動注入器使用により、腸管拡張時の患者負担を軽減

大腸は通常、腹部内では内圧に押されて潰れており、その状態でCTC検査を施しても腸管内の病変部を正しく描出できないため、腸管を広げる必要があります。今年4月より当社でも取扱うことになった炭酸ガス自動注入器⁷⁾は腸管内の病変部をより正確に抽出するための腸管拡張用装置です。空気の代わりに腸で吸収されやすい炭酸ガスを一定圧のもとに自動注入する装置で、同製品を使用することで安定した大腸の拡張と大幅な患者の負担軽減につながります。



Electronic Cleansing (EC)

左上: 捫りク像 (ECOFF) / 左下: 捫りク像 (ECON)
 右上: 仮想内視鏡像 (ECOFF) / 下: 仮想内視鏡像 (ECON)

Digital Contrast Agent (DCA)

球状の構造物に自動で色付けし、読影をサポート

参考文献

- 1) 国立がんセンターがん対策情報センター：日本の最新がん統計まとめ（2009）
- 2) 日本 Japan: 2007 年国民生活基礎調査 Comprehensive Survey of Living Conditions (2007)
韓国 Republic of Korea: CancerFacts & Figures 2008 in Korea
米国 USA: CA: A Cancer Journal for Clinicians 57: 90-104, 2007
- 3) 厚生労働省：働く世代への大腸がん検診推進事業
- 4) Kristina T.Flicek: Reducing the Radiation Dose for CT Colonography Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction: A Pilot Study. Am.J.Roentgen., 195: 126-131, 2010
- 5) Amy K.Hara: Iterative Reconstruction Technique for Reducing Body Radiation Dose at CT: Feasibility Study Am.J.Roentgen., 193: 764-771, 2009
- 6) CT Colonography 専用バリウムは現在、国内での販売は行っておりません。
- 7) エーディア製炭酸ガス送気装置「プロト CO2L」と炭酸ガス送気用チューブ「プロト CO2L カテーテルセット」
概要

1. プロト CO2L（管理医療機器、特定保守管理医療機器、設置管理医療機器）

寸	法	266 x 254 x 140 (mm)		
重	量	約 4.4 kg		
電	源	電	圧	100V~240V
周	波	数	50/60 Hz	
消	費	電	力	25W
製造販売元：エーディア株式会社、販売提携：エーザイ株式会社				

* 専用の設置台（プロト CO2L カート）

寸	法	430 x 480 x 870 (mm)
重	量	約 27.5 kg

2. プロト CO2L カテーテルセット（管理医療機器）

包	装	容	量	24 本/箱
製造販売元：エーディア株式会社、販売提携：エーザイ株式会社				

アドバンテージワークステーション：医療機器薬事認証番号 20600BZY00483000

AW サーバー：医療機器薬事認証番号 22200BZX00295000

CAD コンテストの案内

北坂 孝幸*

1. はじめに

CAD コンテスト関係各氏および参加者のみなさまのお蔭をもちまして、第4回 JAMIT CAD コンテストを開催する運びとなりました。本年度は前回と同じテーマで4時相腹部 CT 像からの肝血管腫の検出です。コンテストの詳細を以下にお知らせいたします。

2. CAD コンテスト 2012

本年度のテーマは、「肝血管腫の検出」です。これは、原発性肝細胞がん、転移性肝腫瘍とこれまで扱ってきた疾病と並ぶ肝臓の代表的な異常です。今回もテスト画像とともに肝臓領域を配布します。この肝臓領域は東京農工大清水研ご提供の肝臓領域抽出プログラム 2010 年度版[1]により抽出される領域です（正解領域ではありません）。本コンテストは腫瘍の検出が主目的でありますので、スタートラインを**肝臓領域抽出後**に統一致します。ただし、自前の肝臓領域抽出アルゴリズムの使用を認めない、という制限ではありません。以下、CAD コンテスト 2012 の概要です。

開催日：2012 年 8 月 3 日（金）

開催場所：札幌厚生病院

テーマ：肝血管腫の自動検出

配布画像：単純、早期、門脈、晩期相の4時相で撮影された腹部 CT 像 3 例（1 画素 2 バイトのリトルエンディアン）と門脈相における肝臓領域

提出物：門脈相 CT 像における、肝血管腫領域を値 1（のう胞などのその他の領域も検出している場合は 1 以外の値、例えば 2）とした unsigned char 型の画像配列

（注）計算機は各チームが持参。当日のプログラムの改変は認めない。

また、JAMIT 大会初日（8 月 4 日（土））に公開審査を本年も開催いたします。臨床医 3 名に加えて工学系研究者 1 名により評価をいただきます。今回は得点の途中経過を随時発表しながら審査いたします。また、同日の懇親会にて優勝チームを発表、表彰するとともに、上位 3 チームの施設名を発表します。今回も多くの方にご来場いただけますと幸いです。

本コンテストのエントリーは 7 月 12 日（木）までです。世話人の北坂（kitasaka@aitech.ac.jp）宛に、「CAD コンテスト 2012 エントリー」という題名で、所属施設名、代表者氏名、連絡先 email を明記の上 email にてご登録ください。

参考文献

[1] 成平拓也, 清水昭伸, 小畑秀文, 縄野繁, 篠崎賢治: ブースティングによる 3 次元造影 CT 像からの転移性肝腫瘍抽出処理, 信学技報, vol. 108, no. 385, MI2008-97, pp. 175-180, 2009

* 愛知工業大学情報科学部 〒470-0392 愛知県豊田市八草町八千草 1247

医用画像データベース

清水 昭伸*

JAMIT の正会員や賛助会員を対象に、以下の医用画像データベースを販売しています。確定診断や重要な画像所見以外にも、一部には解剖構造や疾患領域をマークしたデジタルデータも添付され、CAD や CAS の研究に最適です。また、このデータベースは CAD コンテストや CAD 勉強会などの CAD 委員会の活動 (<http://www.jamit.jp/cad-committe/outline>) とも深く関係し、今後は臓器の確率アトラスなどの統計アトラスの配布も予定されています。この機会に是非ともお求め下さい。

1. マンモグラフィデータベース
解説書とスケッチつき 価格 : 20,000 円 画像数 : 40
2. 胃 X 線二重造影データベース
解説書とスケッチつき 価格 : 20,000 円 画像数 : 76
3. 間接撮影胸部 X 線像データベース
解説書とスケッチつき 価格 : 10,000 円 画像数 : 50
4. 胸部 CT 像データベース
簡単な説明書つき 価格 : 20,000 円 画像数 : 82
5. 腹部 CT 像データベース
簡単な説明書つき 価格 : 30,000 円 CAD コンテスト参加者は 5,000 円
画像数 : 60, 症例数 : 15
各症例 4 時相 (造影なし, 早期相, 門脈相, 晩期相) の画像を含む

※お申し込みは以下の HP から可能です。なお、上記の価格や仕様は 2012 年 4 月時点のもので
す。最新情報は必ず HP でご確認下さい。

<http://www.jamit.jp/cad-committe/caddbinfo>

JAMIT e-News Letter No.12(通算66 ※)

発行日 平成24年7月15日

編集兼発行人 安藤 裕

発行所 **JAMIT** 日本医用画像工学会

The Japanese Society of Medical Imaging Technology

<http://www.jamit.jp/>

〒113-0033 東京都文京区本郷 6-2-9

モンテベルデ第二東大前 504 (有)クァンタム内 日本医用画像工学会事務局

TEL: 03(5684)1636 FAX: 03(5684)1650 E-mail: office@jamit.jp

※本誌の前身であるCADM News Letterからの通算号数です。