

# 「医用画像を処理してみませんか？」

CT 像を対象とした画像認識・理解・生成を中心として

著者 ■北坂孝幸(愛知工業大学) ■森 健策(名古屋大学) ■末永康仁(愛知工業大学)

## ■ 医用画像処理の歴史

読者の方々は医用画像と聞いて何を思い浮かべるだろうか？ X線写真，CT，MRI，PET，超音波画像といった名前を耳にしたことのある読者も多いと思う。これらは体外からエネルギーを与えてその反応を計測，記録するものであり，非侵襲的に(切り開くことなく)体内の構造情報を取得できる<sup>1)</sup>。このような画像の中で最も早く臨床の場に登場し，現在も使われているものがX線写真であり，20世紀初頭にすでに実用化されている。当時，体内の様子を画像化すること自体が画期的であり，画像診断という新しい診断法は急速に発展・普及していった。これが診断の第1のパラダイムシフトである。驚くことに，1895年のレントゲンによるX線発見の翌年には日本にX線発生装置が輸入されている。その数年後には国産装置も登場している<sup>2)</sup>。X線の発見がいかにインパクトの大きい出来事であったかが窺い知れる。その後も開発・改良が加えられ，1930年代には我が国においてX線写真の集団検診が始まっている<sup>2)</sup>。

画像工学にとってもう1つの重要な出来事は，20世紀に登場した電子計算機(コンピュータ)との出会いであり，これが診断の第2のパラダイムシフトを生む。すなわち，1967年にG. Hounsfield博士によって発明されたコンピュータ断層撮影(Computed Tomography)，いわゆるCTの登場である。CTは，X線管と検出器の対を人体周りで1回転させ，計測された投影データから，フーリエ変換に基づいて人体輪切り断面像を再構成する技術である<sup>☆1)</sup>。この再構成には膨大な量の演算を要するが，その処理をコンピュータが担うことで実現された技術である。これまでの2次元投影像では，臓器の重なり等により，肋骨や背骨，横隔膜，心臓といった陰影の陰に隠れた異常陰影の検出は原理的に困難であった。CTではそのような重なりの影響はなく，人体内部情報を再構成でき，非侵襲的に人体内部を観察，診断できるようになった。また，これまでのアナログ画像ではなく，デジタル画像が生成されることも，計算機による画像処理においては重要な点である。CT装置は1972年にEMI

社より商用化され，1973年春には日本にも導入された。ここでも国産化は早く，同年秋には国産第1号機(日立製)が藤田保健衛生大学に設置された<sup>2)</sup>。

その後，1990年代に入ってヘリカルスキャン(寝台を移動させることによる螺旋型スキャン)による高速撮影法が確立され，512×512画素からなる断面を2～5mm間隔で再構成できるようになった(それまでは10mm間隔であった)。しかし，撮像時間はまだ長く，1回の息止めで胸部全般を撮影することはできなかった。1998年に登場した多列検出器CT(Multi Detector-row CT: MDCT，マルチスライスCTとも呼ばれる)はX線検出器を複数配置し，1回転で従来よりも広範囲を撮像することが可能になった<sup>3)</sup>。これにより，一度の息止めで胸部全体を撮影可能となった。現在ではさらなる多列化が進められ，体幹部全体(肺から下腹部まで)の撮像はもちろん，寝台を固定して連続的にスキャンして得られる4次元画像(空間3軸+時間軸)が生成されるに至っている。心疾患などの動態解析が必須な疾患への診断・治療の足がかりとなることは疑いない。このように，医用画像処理，とりわけ医用画像工学分野は日進月歩の勢いで向上している。

一方，計算機による画像診断の支援に関する研究は1960年代後半から名古屋大学の鳥脇純一郎博士により世界に先駆けて開始されている<sup>4)</sup>。この頃はまだCTはなく，単純X線写真の画像解析であった。X線写真(のごく一部)をスキャナで計算機に取り込み，肋骨陰影の認識や異常陰影の認識に関する研究が行われた。このようなX線写真の自動解析に関する研究が1970年代から80年代にかけて盛んに行われた<sup>5)～9)</sup>。この頃までは2次元画像を扱っていたが，これと時期を同じくして，3次元画像処理に関する検討が始まり<sup>10)～14)</sup>，1990年代のヘリカルスキャン法の確立により，3次元画像処理が実用されるようになった。それ以前のCT像は断面内の画素サイズは0.6mm程度であったのに対し，断面

☆1 これに遡ること10数年，1953年にラドン変換に基づく(アナログ)CT装置が日本の高橋信次博士(名古屋大学)により提案されている。当時は計算機がなかったのでアナログ仕様であった。

## 「医用画像を処理してみませんか？」

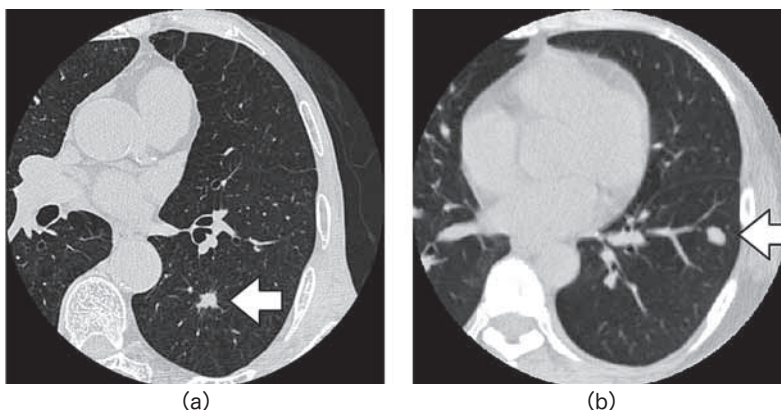


図-1 悪性陰影(a)と良性陰影(b)の例。矢印部分に異常陰影がある。

像の間隔が 10mm と比較的大きかったため、2次元処理が主流であったが、体軸方向の解像度の向上により3次元的に解析する意義が出てきた。さらに MDCT の登場により、3次元画像処理は必須のものとなった。MDCT が医療、特に医用画像処理に与えたインパクトは、解像度の等方化である。X、Y、Z 軸どの方向にも等しい解像度を有する画像を生成できるため、真の3次元画像処理が可能となった。医用画像の高解像度化に伴い、画像解析分野も盛んに研究されており、応用としての診断支援や外科手術支援も期待され、臨床で活躍し始めている。

本稿では、医用画像処理の中でも CT 像を対象とした画像認識・理解・生成を中心に現在の取り組みと課題を紹介していく。以降、医用画像処理に基づく診断支援について、次に、外科手術支援について詳しく解説し、続いて、新規参入者向けのガイダンスと現状のトピックを整理する。最後に第3のパラダイムシフトへ向けた新たな学際的取り組み「予防医工学」を紹介しながら本稿を結ぶ。

### ■ 計算機による医用画像支援診断

前章では医用画像処理の歴史を振り返った。本章では、実際に臨床の場にどのように応用されているのか、その具体例を画像の診断支援に焦点を当てて紹介する。

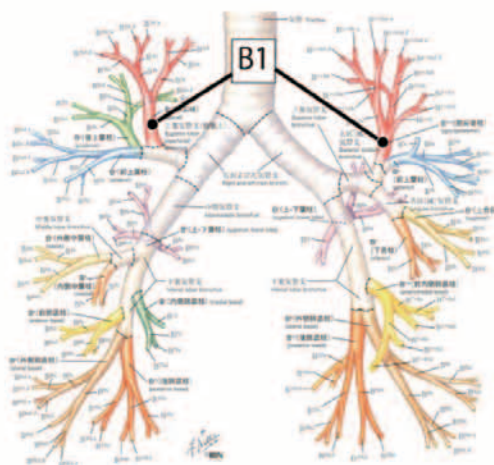
前章で述べたように、MDCT の登場により臨床の場で得られる画質が飛躍的に向上した。その一方で、撮影される断層像（スライス）は患者1人当たり数百枚から千枚にもなり、医師はこれを1日に数十人分診断しなければならない。これは人間が扱える情報量を大幅に上回っており、「画像の洪水」状態となっている<sup>15)</sup>。医師の負担を軽減するには、異常を疑う陰影をつぶさに検出し、その物理的・病理的特徴を提示して医師の思考を補助・増

強することが考えられる。そのためには、正常とは何であるかを明らかにし、異常らしさを客観的な数値指標に落とす必要がある。このとき、画像のどこに注目し、観察される所見からどのように判断するか、という医師の診断ロジックの解析とアルゴリズムへの翻訳が重要となる。たとえば、肺癌などの悪性陰影は形状が「とげとげ」「いびつ」、内部濃度値は「不均一」等の所見があり、一方、良性陰影は形状が「類円形」、内部濃度値は「均一」等の所見があると説明されている(図-1)。また、これらの所見の程度、組合せにより診断結果が異なるため、いかに有効な特徴量を設計するか、ロバストかつ高精度な良悪性判定を行うかが重要である。したがって、CADには以下の基本機能、(1)正常構造の認識、(2)異常陰影候補の検出、(3)計測した特徴量の可視化が求められる。以下、人体の各部位における具体的な例を紹介する。

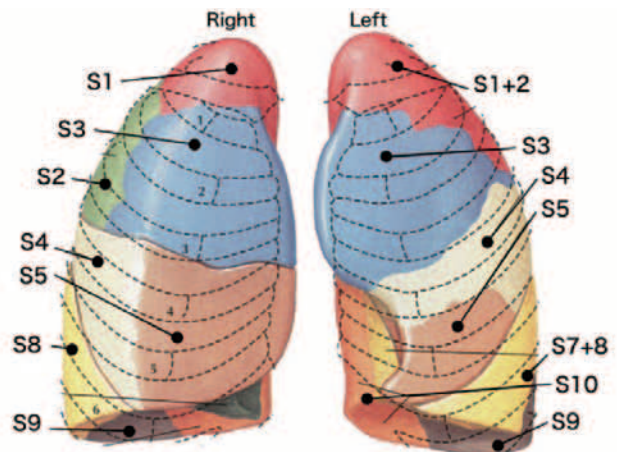
#### ● 胸部の CAD<sup>16)</sup> ~ 22)

胸部の代表的な疾病の1つに肺癌がある。肺癌は日本の悪性新生物(いわゆる、がん<sup>☆2)</sup>)による死者数第1位の疾病である。胸部の CAD において、異常陰影を正確に検出することはもちろんであるが、陰影の診断のあとは治療が待ち受けていることを考えると、診断時に異常陰影が「どこ」にあるかを正確に把握することも重要になる。ここで、「どこ」とは単なる座標ではなく、肺の解剖学に基づいた「住所」である。肺の住所は、気管支の木構造をベースに「区域」という領域に分割されている。気管支枝にはそれぞれ固有の名前が付けられており、区域はその名前を基に同定される。たとえば、気管支枝の1番(B1)が支配する領域には「S1」という番地が付いて

☆2 「がん」と「癌」は厳密には異なるものを指す。「がん」は悪性新生物全般(癌腫や肉腫、白血病、悪性リンパ腫など)を示し、「癌」は癌腫と同じ意味で肺癌や胃癌などを指す(白血病や悪性リンパ腫を含まない)。

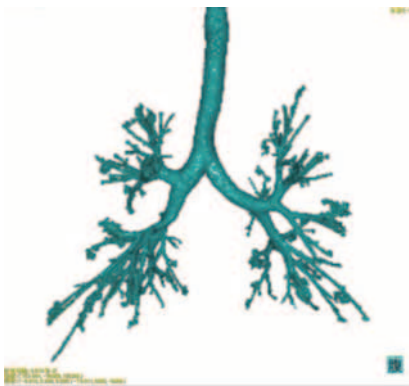


(a)

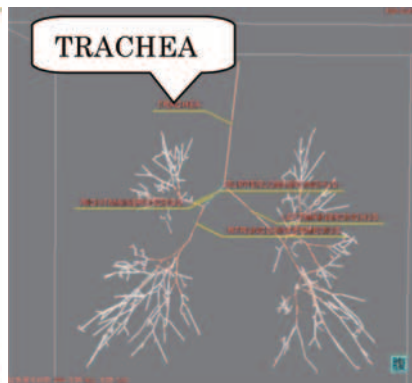


(b)

図-2 気管支(a)と肺区域(b)の解剖概略図<sup>23)</sup>



(a)



(b)

図-3 文献 61) のシステムによる気管支領域抽出結果 (a) および気管支の解剖学的構造解析結果の例 (b). (b) 中の赤い線と白い線は、(a) の領域から抽出した各気管支の中心線であり、親子関係を解析した木構造で表現される. 赤い線は気管から区域支までの枝として認識したことを、白線はそれ以降の枝として認識したことを示す. 任意の 1 本をクリックするとその枝の名前に加えて、親枝と子枝の名前が吹き出しで表示される.

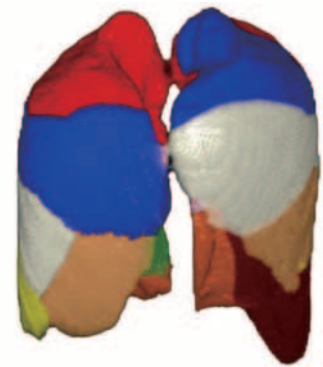


図-4 肺区域認識結果

いる (図-2). 医師はこの番地を基に異常の位置を認識しており、診断レポートにもこの番地が記される. そのため、これら一連の行為を知的に支援するには、異常だけでなく、気管支や肺血管などの正常構造も認識する必要がある. 図-3 に気管支領域の抽出結果<sup>17)</sup>、木構造解析結果<sup>17)</sup>、解剖学的前名付け結果<sup>20)</sup>をそれぞれ示す. この解析結果に基づいて、肺を区域に分割した結果<sup>18), 19)</sup>が図-4である.

肺癌を疑う診断では、一度の検査で確定に至ることは稀である. たいていは、経過観察を行って異常陰影の変化を観察する. また、治療効果の確認においても経過観察は行われる. 転移性の肺癌の場合、その数は数個から数十個にもなるため、経過観察においてどの癌がどう変化したのかを追跡するのも一苦勞である. そこで、計算機で自動検出した肺癌の経時画像間の対応付けに関

する研究も行われている. これにより、癌がどれくらい大きく (小さく) なったのか、何個増えた (減った) のか、といった治療効果を定量的に評価することが可能となる<sup>16), 21), 22)</sup>. 対応付け結果の例を図-5に示す.

### ● 腹部の CAD<sup>24), 26), 27)</sup>

腹部における診断支援として、大腸癌 CAD の例を挙げる. 大腸癌は欧米で多く発生し、もともと日本では少ない疾病であったが、食生活の変化に伴い近年増加傾向にある. 現在、悪性新生物死亡者の中で大腸癌による死亡者数は胃癌を抜いて第2位となっており、もはや国民病となりつつある. 大腸癌はその前段階のポリープと呼ばれる状態で発見・治療すれば 100% 治る疾病である. 早期発見を目的として現在広く使われているのが、便の中に潜む微量の血液を検出する便潜血反応検査である.

「医用画像を処理してみませんか？」

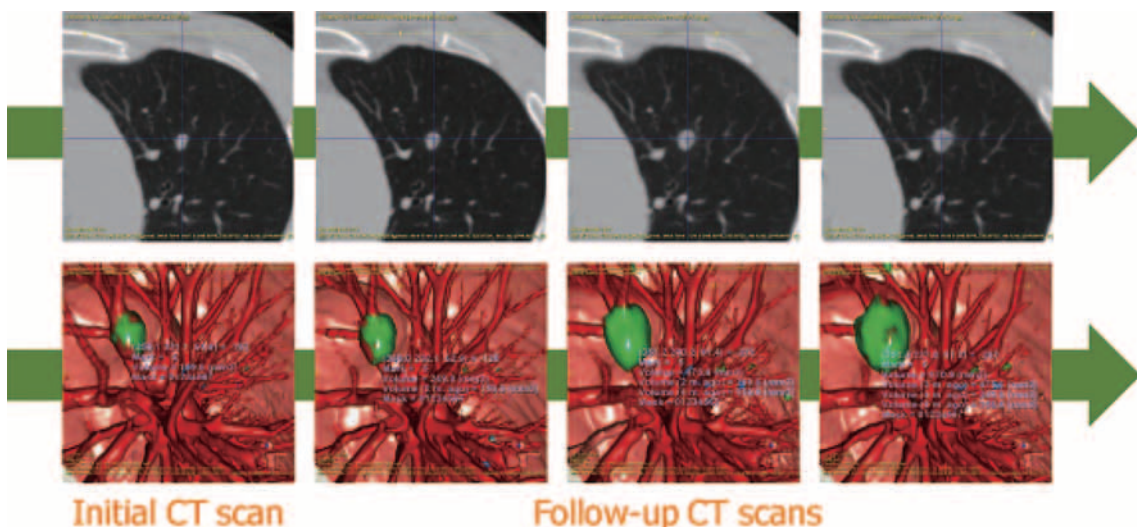


図-5 経時画像間の結節対応付け例。左から右へ撮影時期の異なる同一結節部位を表示している。上段はある結節の経時CTスライス、下段は対応する結節の3次元表示である。対応する結節の位置合わせと体積の計測が自動で行われる。

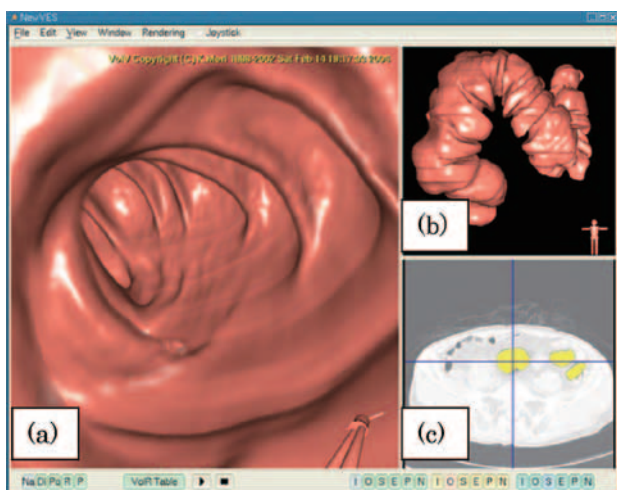


図-6 CT コロノグラフィ。(a)仮想化大腸鏡像、(b)大腸外観、(c)視点位置に対応するCTスライス。

肉眼で血便を発見するよりもかなり前の段階で微量の出血を検出できる。便潜血反応検査は身体的な負担のない、簡便かつ有用な検査方法であり、この検査を受ける人は自分で極少量の便を専用の容器にとり、検査機関に提出するだけでよい。ただ、便潜血反応検査だけで癌を直接にかつ完璧に発見できるわけではなく、潜血が発見された場合には、大腸内視鏡などを用いた精密な検査を行い、潜血の原因を調べることとなる。より精度の高い早期発見のために、近年では人間ドック等の検診において大腸内視鏡検査がオプションとして付いている。ただ残念ながら、大腸内視鏡検査は肉体的・精神的苦痛を伴うため、検査を希望する人が少ないのが現状である。これに対して、腹部のCT像を撮ってその画像を計算機に取り込み、計算機内の仮想世界の中で自分の分身の検査を行う仮想

化大腸鏡検査（CT コロノグラフィ）が世界的に注目されている（図-6）。

大腸ポリープは大腸内側に向かってこぶ状に突起することが多い（図-7）。そのため、自動抽出した大腸内の空気領域の表面（＝大腸表面）形状を解析することにより大腸ポリープを検出できる。具体的には、大腸表面の曲率を調べ、凸状を呈する部分をポリープ候補として抽出する<sup>26)</sup>。大腸癌 CAD の例を図-8 に示す。さらに、大腸を仮想的に切り開いて観察する機能も開発されている<sup>27)</sup>。大腸は長く曲がりくねった臓器であるため、内視鏡検査を正確にトレースするように観察すると、カメラの位置と方向を頻繁に変えなければならない、逆に手間のかかる検査となりかねない。そこで、内視鏡的に観察するのではなく、認識した大腸を切り開いて大腸内壁を一度に表示する方法が有用である。仮想的に切り開いた例を図-9 に示す。

● アトラスに基づく CAD<sup>28), 29)</sup>

これまでに、所見の定量化とその学習方法、異常・正常の分類方法が重要であると述べてきた。しかし、ここでいくつかの問題点がある。(1) 医師は画像を見ればどこにどの臓器があるか瞬時に判断できるが計算機はまだそうはいかない、(2) 画像所見は医師によりばらつく、したがって(3) 診断結果が医師間でばらつく、という問題である。所見・診断のばらつきは、個人差による臓器構造および形状のばらつきと疾病の形状および濃度値構造のばらつきに起因していると考えられる。つまり、画像上の見た目が患者と疾病によりばらつく。そのため、そのようなばらつきも表現可能な臓器モデルや疾

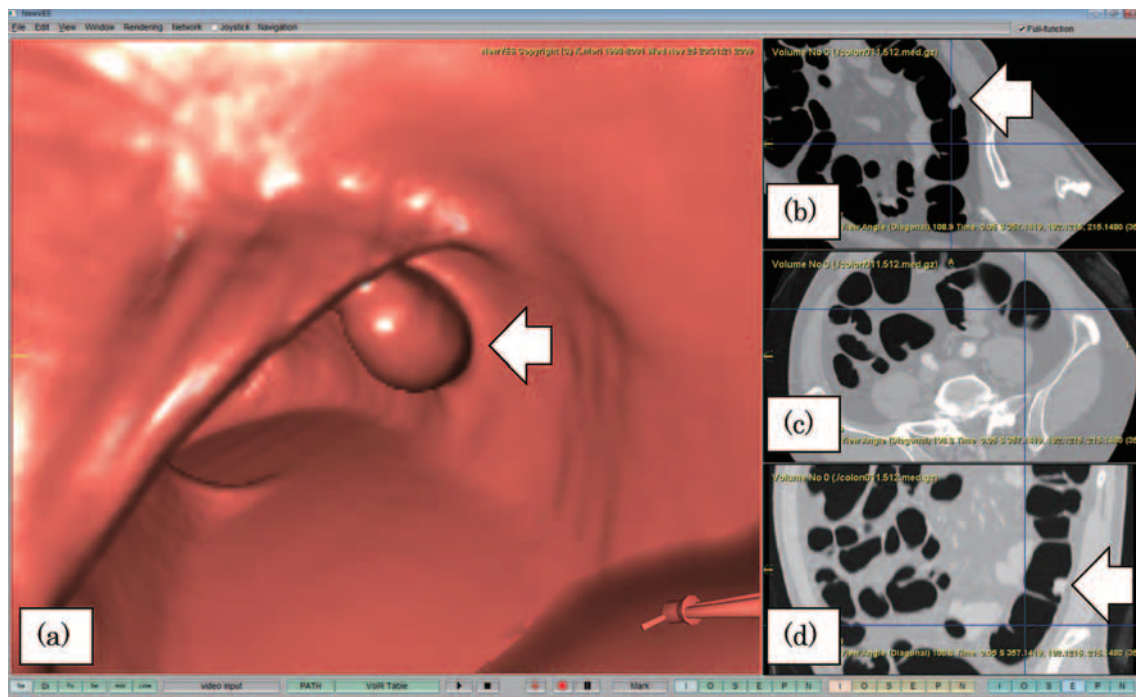
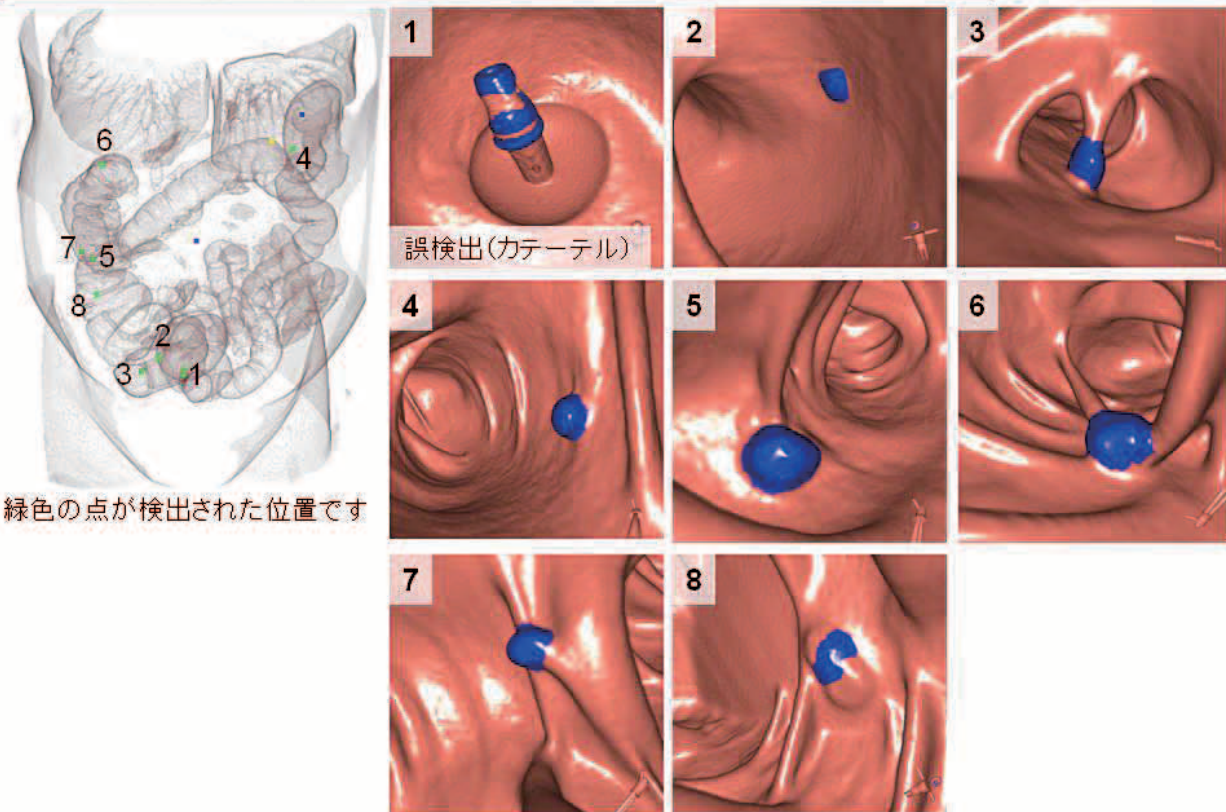


図-7 大腸ポリープの例。(a)は仮想化大腸鏡像、(b)～(d)は観察位置に基づく任意断面像。矢印部分にポリープがある。

64列 colon polyps 症例① 腹臥位 Hesse行列を使った検出法の結果



緑色の点が検出された位置です

図-8 大腸癌 CAD の例。大腸外観像上に CAD が指摘したポリープ候補の番号が記され、対応する候補画像を右に列挙してある。

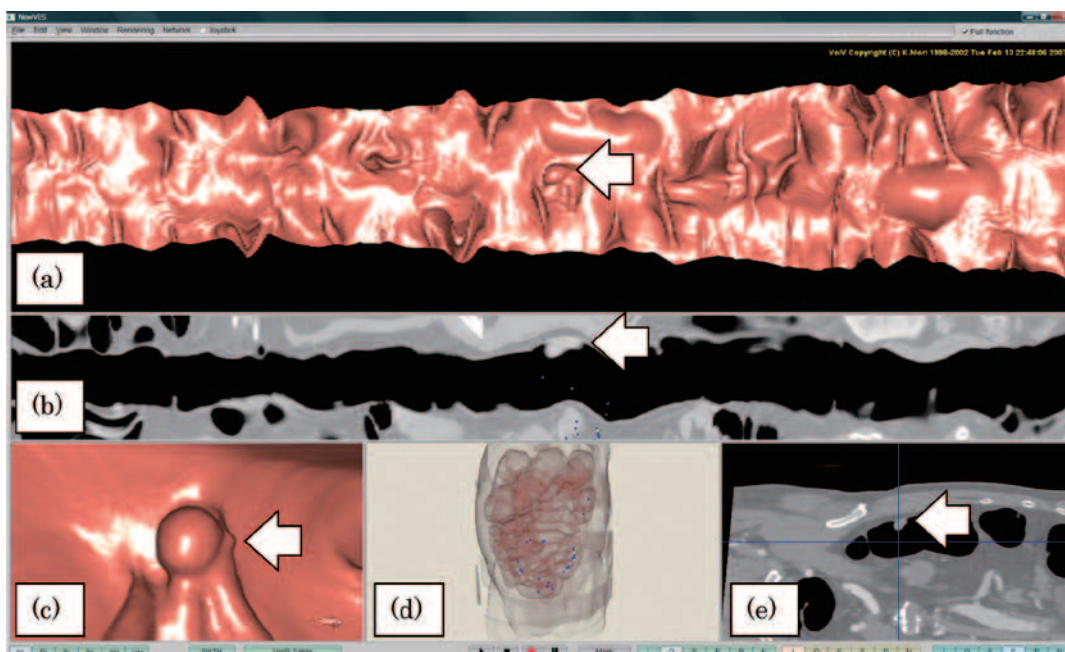


図-9 大腸の仮想展開像の例。展開像上(a)で見つけた異常らしい箇所を仮想化内視鏡像(c)、任意断面像(e)、CPR像(b)にて同期して確認できる。また、(d)に示す大腸外観像により体外から見たおおよその位置を確認できる。

病モデル(アトラスと呼ばれる)が必要となる。近年ではアトラスに基づく臓器認識、異常検出に関する研究が始められている。我が国では、平成15年度～平成19年度に文部科学省特定領域研究「多次元医用画像の知的診断支援」<sup>28)</sup>にて人体アトラス構築に向けた取り組みが開始され、その第一歩が踏み出された。その後を受けて、平成21年度から文部科学省新学術領域研究「計算解剖学」<sup>29)</sup>がスタートした。これは臓器や疾病のモデルを含む人体解剖を数理的に表現し、新たな学問として確立しようという取り組みである。いわば、人体の数式化である。アトラスに関する研究は始まったばかりであり、ヒトゲノム解析のように、人体や疾病の仕組みの解明を目指す壮大なプロジェクトである。

## ■ 計算機による医用画像支援外科 (Computer Assisted Surgery : CAS)

ロボット外科に代表されるCASに関する研究においても、画像認識技術による支援が期待されている。近年の外科手術は、切開などの傷をなるべく小さく必要最小限にする低侵襲外科が主流である。代表的な手技として、内視鏡検査・手術が挙げられる。低侵襲外科のメリットは、傷の治りが早いため入院日数が大幅に短縮できること、およびこれによる医療費軽減、傷が小さいため美容に優れるといったQOLの向上がある。しかし、内視鏡検査・手術時に得られる情報は、細長い管の先端

に取り付けられたカメラから得られる映像のみである。この映像は奥行き感に乏しく、歪みも大きい(図-10)。そのため内視鏡像から3次元的な構造を把握するには熟練した技術と経験が求められ、施術する医師にとっては負担の大きい手技である。そのため、術前に撮影したCT像から対象臓器と関連する構造物(血管など)を認識し、どこからアクセスすれば安全で効率的か手術計画を立てている。これまではCTスライスを観察し、医師の頭の中で臓器や血管を3次元再構成していたが、これを計算機による自動認識とその3次元表示に置き換えることで手術計画立案の支援ができる。その例を図-11に示す。図-11はCT像から生成した仮想化気管支鏡像<sup>24)</sup>の例を示している。CG技術を利用して、あたかも実際に人体内部を検査しているかのような画像を生成することができ、術前のシミュレーションとしても有用である。しかし実際の気管支鏡手術では、気管支が複雑な樹状構造をしているため、現在位置を見失いやすいという問題がある。

そこで、カーナビのように、術前に撮影したCT像を地図として利用して術中の気管支鏡をナビゲーションする手術支援に関する研究が行われている<sup>30)～32)</sup>。ここで必要となる要素技術は、地図作成機能と3次元測位機能、地図と人体の位置合わせ機能である。人体地図の作成は前章で述べた臓器認識により実現される。また、3次元測位は磁気式位置センサ等により実現できる。残る位置合わせ機能、すなわち実際の患者と画像内

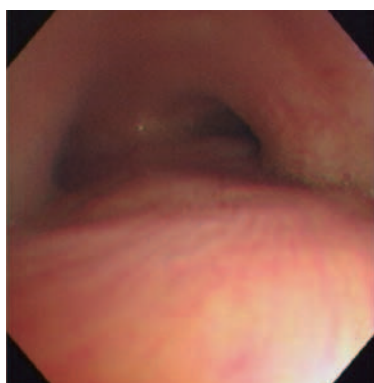


図-10 内視鏡像の例。気管から左右主気管支の分岐部を観察。

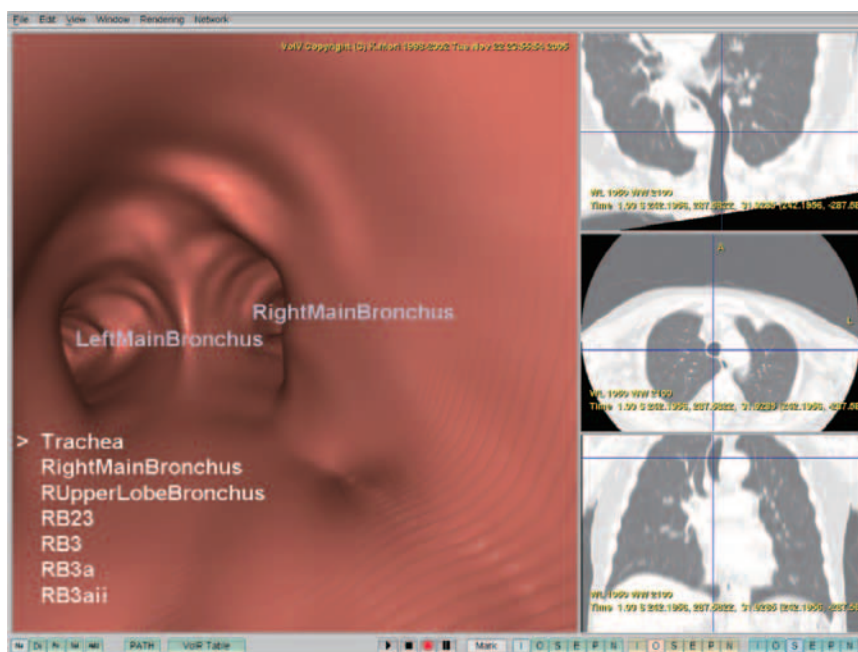


図-11 仮想気管支鏡像の例。図-10に対応するCT像上の位置を描写。気管支の解剖認識結果を利用して目的部位までのルートを表示<sup>25)</sup>。

の患者との位置合わせ(レジストレーション)が最大の課題である。レジストレーションは3つの方法が開発されている。1つ目はセンサベースの方法であり、人体にマーカを複数個取り付けて画像を撮影し、画像中のマーカと対応する人体上のマーカを位置センサでセンシングし、対応点の関係を基に座標系の位置合わせを行う方法である。2つ目は画像ベースの手法であり、入力された内視鏡像と類似する仮想化内視鏡像を生成するパラメータ(カメラの位置と方向)をCT像の中から探し出す方法である<sup>30), 31)</sup>。最後の3つ目はセンサベースと画像ベースのハイブリッド方式である<sup>32)</sup>。画像ベースの気管支鏡トラッキングの例を図-12に示す。人体地図には臓器のみではなく周辺の血管等の情報も含まれているので、穿刺しても安全な個所や角度が画像から判断できるという利点がある。

このほか、胆のうや胃がん摘出の腹腔鏡ナビゲーション<sup>33)</sup>や整形外科における大腿骨インプラントナビゲーション<sup>34)</sup>、脳神経外科における顕微鏡ナビゲーション<sup>35)</sup>など、多くの研究がなされている。気管支鏡や腹腔鏡といった胸腹部の内視鏡手術では、呼吸や心臓の拍動による人体の非線形な動きにいかに対処するかが、臨床応用へ向けた課題である。

## ■ 医用画像処理のすすめ

これまでに実際の研究例を見てきた。本章は、この分野に興味を持った読者や新規参入を考えておられる読者の方のための医用画像処理分野へのガイダンスである。まず、国内外のコミュニティや国際会議を紹介し、この分野に参入するうえで必読の文献や導入としてお手頃な文献に触れる。そして、医用画像処理分野の現状のトピックを紹介する。また、この分野特有の難しさについても触れておく。

### ● 国内外のコミュニティ

国内では、日本医用画像工学会(JAMIT)<sup>36)</sup>、日本コンピュータ外科学会(JSCAS)<sup>37)</sup>、生体医工学会<sup>38)</sup>、電子情報通信学会医用画像研究会<sup>39)</sup>、医療画像情報学会<sup>40)</sup>などの学会がある。海外では、Medical Imaging<sup>41)</sup>、Biomedical Imaging<sup>42)</sup>、Molecular Imaging<sup>43)</sup>、MICCAI(Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention)<sup>44)</sup>などのソサイエティが数多くあり、雑誌もIEEE Trans. on Medical Imaging<sup>41)</sup>、Medical Image Analysis<sup>45)</sup>、IJCARs<sup>46)</sup>など多数ある。国際会議はCARS<sup>47)</sup>、MICCAI<sup>44)</sup>、ICPR<sup>48)</sup>、RSNA<sup>49)</sup>、SPIE Medical Imaging<sup>50)</sup>と工学系の学会から医学系の学会まで幅広く開催されている。この分野に参入するうえでの必読文献として文献51)~56)を挙げておく。これらは、CADやCAS研究のサーベイ、人体アトラスに関するものなど

「医用画像を処理してみませんか？」

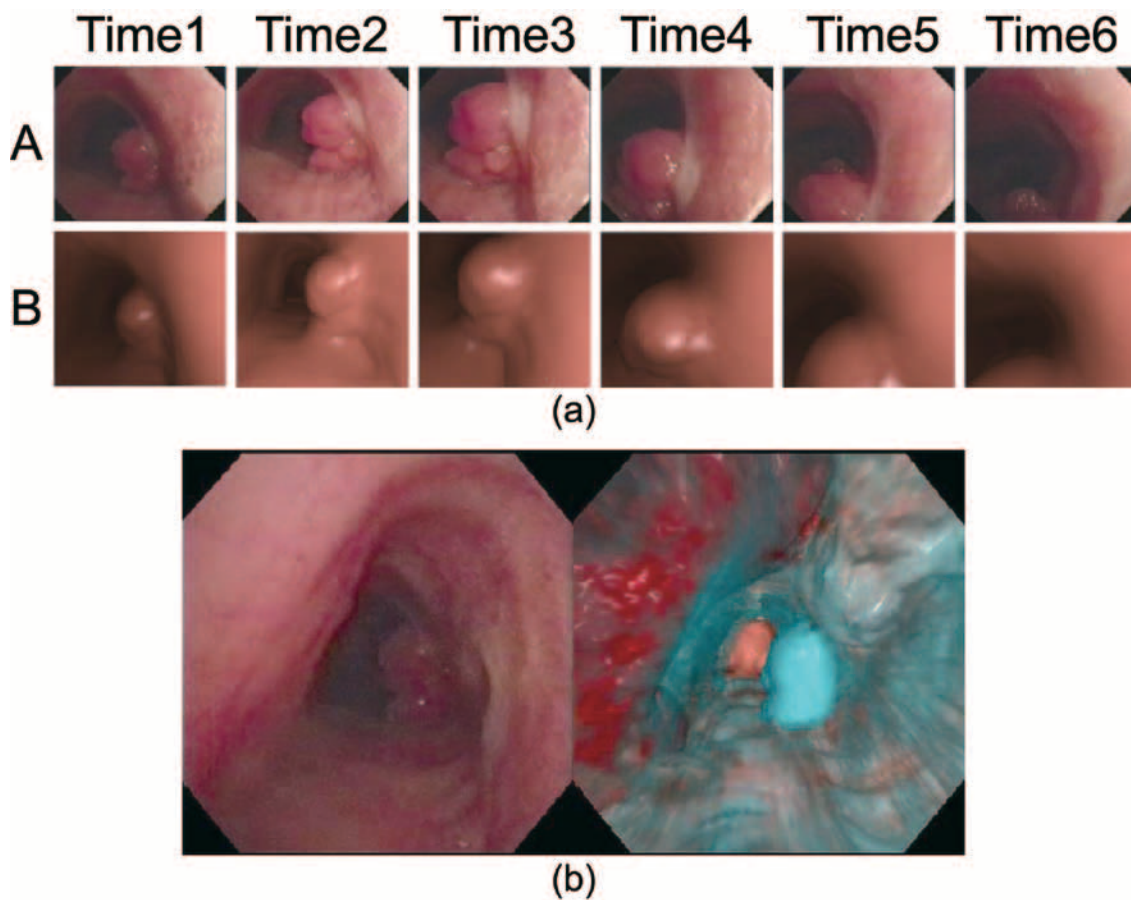


図-12 気管支鏡追跡の例。(a) 実内視鏡像と対応する仮想内視鏡像。(b) 気管支壁を半透明にすることで奥にある大血管等を視認できる。

を含んでいる。また、線形代数やコンピュータビジョン、パターン認識の教科書も押さえておきたい。医学的な知識は、はじめのうちはそれほど要求されないで、理科で習った程度でよいと思われる。

上記 JAMIT では毎年 CAD アルゴリズムコンテストを実施している<sup>57)</sup>。各回で定められた課題に対する勉強会も開催されている。勉強会では、学習用のデータが配布され、医師による解説が加えられる。また、コンテスト 2 カ月前には中間結果を持ち寄って討論会が開かれ、コンテスト終了後には感想戦を行っている。アルゴリズム開発に興味のある先生、医用画像処理には興味があったが医師とのコネクションがない（画像収集・結果評価ルートがない）という先生方は参加をご検討いただければ幸いである。医用画像解析の基本となるツールキットは無料公開されており、画像の入出力等の基本関数を作る煩わしさはなくなってきている。たとえば、ITK<sup>58)</sup>、VTK<sup>59)</sup>、MIST<sup>60)</sup>、PLUTO<sup>61), 62)</sup> などをお勧めする。医用画像独特の形式である DICOM ファイルを読み込むソフトも提供可能である。

● 医用画像処理分野の現状のトピック

本分野のトピックは多岐にわたる。まず、CAD に関して、先の章で紹介した「計算解剖学」がホットなトピックである。人体をいかに数的に表現し、診断ロジックをいかにアルゴリズムに翻訳するか、興味深いテーマである。また、CAD システムの形態に関しても新たな取り組みが始まっている。たとえば Web ベースの CAD である。ネットワーク上に CAD サーバを配置し、ユーザは端末からクエリを投げて処理結果を受け取る方式である。必要なときに必要な支援を受けられるユビキタス CAD への展開が期待される。また、オンライン学習機能型の CAD も実用化においては重要な課題であろう。CAS に関して、内視鏡検査・手術分野では、呼吸動や心臓の拍動といった動きのモデル化によるナビゲーションの高性能化、安定化に関する話題が挙げられる。また、腹腔鏡手術支援では、現在市販されている手術シミュレーションシステムは汎用人体モデルであるため、患者本人の人体に基づく本当の意味でのシミュレーションはできていない。CT 像内の仮想化人体に正確な物理特性を付加しリアルタイムに変形計算を行うことができる高度な手術シミュレーションシステムが求められている。整



形外科分野では統計的形状モデルを利用した、より正確な、より個人にフィットした手術のための支援がホットな話題である。

最後に、医用画像処理特有の課題、個人情報保護とデータベースについて触れておく。医用画像は実際の患者の個人情報である。個人情報である画像データをいかに収集しデータベース化するかという課題がある。現状では患者の同意を得たデータのみを、個人を特定できる情報(たとえば、名前、生年月日など)を削除して使用している。また、多くのデータは異常である(異常を疑うがゆえに画像を撮る)ためサンプルが著しく偏るという問題もある。ロバストな認識・識別を行うためには正常サンプルも大量に必要である。しかしながらCTにおいては被曝の問題があるため、健常者のデータは得にくい。このように、セキュリティや規格化に関する課題も多々ある。

## ■ 今後の展開

以上、医用画像処理の中でCT像を対象とした画像認識・理解・生成を中心に現在の取り組みと課題を紹介した。医用画像の処理技術は数多く、またどれもきわめて重要なものである。しかし、これらも医療技術全体から見渡せば、ほんの一部の技術に過ぎない。医療に必要な各々の技術を結び付けてきわめて大きな効果を生み出す上で情報処理技術は大活躍する。さらに、さまざまな医療技術の進歩は、診断と治療から構成される医療の形態そのものにも新しい息吹を与えつつある。医学と工学の緊密な協力によって、従来の意味での「発症」よりもはるかに前の段階における異常検出と適切な事前処置を可能とする「予防医工学」の重要性が一層強く認識されはじめてきている。さまざまな技術の進歩とともに、微妙な身体内部の変化を非常に早い段階で見つけることの重要性が次第に広く認識されるようになってきている。

たとえば、すべてのがんはたった1個の異常細胞の誕生から始まるが、それががんの病巣として数ミリの大きさにまで発達するまでに通常数年という長い期間が必要となる(この期間はがんの種類によって異なる)。もしも、本当に限局性の小さな病巣であるうちにそれを見つけ、完全に除去することができれば、がんは完治する。発見が遅れて病巣が大きくなるにつれ、次第に転移する確率が高まっていく。病巣が複数となりそれらの除去自体が簡単ではなくなってくる。もちろん、その場合でも放射線や薬などさまざまな手段によってがんを戦う方法が存在するが、早期発見できた場合との差は色々な意味で非

常に大きいのが現実である。

この早期発見を徹底的に追及し、早期の適切な処置を可能とするのが予防医工学である。医用画像取得装置の高性能化は、より早期の、より微小な病変を検出する道を広げつつある。今後一層の医用画像撮影装置の高性能化が進めば、細胞1つ1つを高い精度で判別することすら可能となろう。また尿、血液、組織等に含まれる微量の物質を検出する技術も異常の兆候を検出するための手掛かりとして重要である。すでに腫瘍マーカーとして実用化されているものが多数あり、体の中に起こっているさまざまな病気の診断に用いられている。できるだけ、がんが小さな種であるうちに発見し、それを何らかの方法で死滅させることが望まれる。さらに、事前に一人ひとり異なる身体のDNAを解析することによってその人のがんの発生を抑えるように、通常生活段階での予防措置を講じる道も開ける。

理想的な予防医工学の実現は簡単ではないがその社会的意義はきわめて大きい。そのための先進的な研究がすでに色々な形で進められている。たとえば、科学技術振興調整費「先端融合領域イノベーション創出拠点の形成」において、名古屋大学の拠点「分析・診断医工学による予防早期医療の創成」は平成18年度に採択となり、「手のひらに名医・大病院」の標語のもとで、医用画像処理と生体センサおよび情報処理を組み合わせた新時代の医療を目指す研究が進められた<sup>63)</sup>。ここでは名古屋大学を中心とする工学系と医学系の研究者および企業の緊密な連携が行われ、インテリジェントナビゲーション内視鏡で病根を見逃さない技術、内視鏡のインテリジェント化と次世代診断治療の開発、最先端ナノバイオ研究で異常な細胞や感染症など病原菌を超高速で特定する技術、細胞分析装置と生体分子微量高感度分析装置の開発、遺伝子レベルと生活習慣とを統合解析して、疾病の発症予測と安心な対策を提供する技術、予防・早期医療のための生物情報処理手法の開発、インテリジェントバーチャルホスピタルによる安全・安心な医療の迅速な提供、に関して鋭意研究開発が進められた。科学技術振興調整費の第一期は終了しているがこの重要な研究自体は医学・工学両分野の研究者と企業の協力により着実に継続されており、着々と次の新しい展開に備えている段階である。

我々は明らかな体の異常を感じてから(多くの場合、病気になってしまってから)医者のところに行く(または担ぎ込まれる)ということがまだまだ多い。車でいえば、故障したら修理工場に行くことに相当する。車は、冷却水、オイル類や、タイヤの空気圧等に日常少し注意する

## 「医用画像を処理してみませんか？」

だけでも故障が大幅に減り長持ちする。本当は車と違って簡単に部品交換ができない人間こそ日常の注意が大切である。しかも我々は、「医療」は医療関係者によってなされるものであるという概念を持っており、いわば、人まかせになってしまっていることが多い。しかし、実際病気や怪我をしてみると分かる通り、最も大切なのは本人自身の体が自分で自分を治す力である。薬にせよ手術にせよ、いかに高度な最新の医療技術といえども、本人が自分で治ろうとするのを助ける技術であるということをも再認識する必要がある。

体温計は古くから家庭に浸透しており、現在でもまず人が体調を判断する際の最も手軽かつ重要な手段である。加えて家庭用血圧計も簡便で良い性能を持つものが製造され、広く家庭に浸透しつつある。また、家庭で簡単に検査結果を見ることができるよう尿の簡易検査キットや血糖値計測キットが市販されているほか、郵送等を併用してより詳しい検査を可能にするようなキットもある。将来は、たとえば汗や血の一滴を利用して、現在の家庭用血糖値計測キット程度の手軽さで計測を行い、情報を解析し、本人にとって健康上、予防上必要な情報を的確に提供できるようになることが望まれる。今後、さまざまなセンサの実現により、血液、唾液、尿、便、皮膚、爪、髪などから現在以上に多様で正確な情報を手軽に得ることができるようになるはずである。究極の予防医工学は医療関係者のものではなく、患者となるはるかに前の段階の人々自身との協力によって初めて大きな成果を生み出し得る。

各人が「医療は人任せ」という概念を自然に改めて、自分で積極的に自分の医療の一部を担当する状況になっていくことが望まれる。そのためには手軽に自分の状態を見る(診る)ことができるようにする手段を実現することが必要である。毎朝、鏡で顔や歯を見るのと同様の手軽さで自分の体の正確な実態を見られるようになれば、本人は良くする方向に努力する。個人の小さな努力の積分は社会全体としては非常に大きなものとなるはずである。

### 参考文献

#### 【解説】

- 1) 鳥脇純一郎：総論—イメージング技術の展開、映像情報メディア学会誌, Vol.55, No.5, pp.590-594 (2001).
- 2) 辻岡勝美：X線CT装置の歴史 一過去、現在、そして未来一、放射線技術学会誌, Vol.58, No.1, pp.67-71 (2002).
- 3) 辻岡勝美：マルチスライスCTの原理、放射線技術学会誌, Vol.56, No.12, pp.1391-1396 (2000).
- 4) 鳥脇純一郎、横井茂樹：3次元デジタル画像処理アルゴリズムの基礎、電子通信学会論文誌, D, J68-D, 4, pp.426-432 (1985).
- 5) 縄野 繁：造影フィルムが津波のように押し寄せてくる、CADM News Letter, No.28, pp.12-13, コンピュータ支援画像診断学会 (2001).
- 23) ネッター著、相磯貞和翻訳：ネッター解剖学図譜—第2版—, 丸善 (2001).

- 51) 鳥脇純一郎：資料：X線像の計算機支援診断の40年、コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.5, No.6, pp.1-12 (2001).
- 52) 村木 茂、喜多泰代：3次元画像解析とグラフィックス技術の医学応用に関するサーベイ、電子情報通信学会論文誌, D-II, Vol.J87-D-II, No.10, pp.1887-1920 (2004).
- 53) 特集/多次元医用画像の知的診断支援、MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY (日本医用画像工学会 JAMIT), Vol.24, No.3 (2006).
- 54) Heimann, T. and Meinzer, H. P.: Statistical Shape Models for 3D Medical Image Segmentation: A Review, Medical Image Analysis, Vol.13, No.4, pp.543-563 (2009).
- 55) Maintz, J. B. A. and Viergever, M. A.: A Survey of Medical Image Registration, Medical Image Analysis, Vol.2, No.1, pp.1-36 (1998).
- 56) 末永康仁、森 健策：新しい医療のための画像処理技術、電子情報通信学会誌, Vol.90, No.8, pp.642-650 (2007).

#### 【X線写真CAD】

- 4) 鳥脇純一郎、福村晃夫、小池和夫、高木良雄：胸部X線写真の濃度分布の性質と肋骨境界の自動識別、医用電子と生体工学, Vol.5, No.3, pp.182-191 (1967).
- 5) 鳥脇純一郎、福村晃夫、小池和夫、高木良雄：胸部X線写真自動診断システムのシミュレーション、医用電子と生体工学, Vol.8, No.3, pp.220-228 (1970).
- 6) 末永康仁、根来俊夫、鳥脇純一郎、福村晃夫、小池和夫、高木良雄：間接撮影胸部X線写真の自動読影のためのソフトウェアシステム AISCR-V2 について、医用電子と生体工学, Vol.12, No.1, pp.8-15 (1974).
- 7) Kosimizu, H., Toriwaki, J. and Fukumura, T.: MINISCR-V2 - the Software System for Automated Interpretation of Chest Photofluorograms, Digital Processing of Biomedical Images, Plenum Press, pp.357-384 (1976).
- 8) 長谷川純一、鳥脇純一郎、福村晃夫：間接撮影胸部X線写真の自動スクリーニングのためのソフトウェアシステム AISCR-V3 について、電子通信学会論文誌, D, J66-D, 10, pp.1145-1152 (1983).
- 9) 長谷川純一、久保田浩明、鳥脇純一郎：サンプル図形提示方式による画像処理エキスパートシステム IMPRESS、電子通信学会論文誌, D, J70-D, 11, pp.2147-2153 (1987).

#### 【胸部CAD】

- 16) 早瀬陽介、目加田慶人、森健策、長谷川純一、鳥脇純一郎、森 雅樹、名取 博：3次元胸部CT像からの多発性小結節検出手法、電子情報通信学会論文誌, Vol. J87-D-II, No.1, pp.219-227 (2004).
- 17) Kitasaka, T., Mori, K., Hasegawa, J. and Toriwaki, J.: A Method for Extraction of Bronchus Regions from 3D Chest X-ray CT Images by Analyzing Structural Features of the Bronchus, FORMA, Vol.17, No.4, pp.321-338 (2002).
- 18) 中田有一、北坂孝幸、森 健策、末永康仁、高島博嗣、森 雅樹、名取 博：3次元胸部CT像から抽出された肺野領域の葉分割手法とその気管支葉分類手法への適用、MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.25, No.2, pp.111-120 (2007).
- 19) 北坂孝幸、中田有一、森 健策、末永康仁、高島博嗣、森 雅樹、名取 博：3次元胸部CT像からの肺葉分割手法の改善、電子情報通信学会技術研究報告, MI2007-5, pp.23-28, (2007).
- 20) Mori, K., Hasegawa, J., Suenaga, Y. and Toriwaki, J.: Automated Anatomical Labeling of the Bronchial Branch and its Application to the Virtual Bronchoscopy System, IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.19, No.2, pp.103-114 (2000).
- 21) 内藤英智、陳 斌、森 健策、末永康仁、北坂孝幸、高島博嗣、森 雅樹、名取 博：非剛体レジストレーションを利用した3次元胸部CT像の位置合わせと多発性小結節の経過観察支援への応用、電子情報通信学会技術研究報告パターン認識・メディア理解研究会 (PRMU), PRMU2008-287, pp.313-318 (2009).
- 22) Nimura, Y., Nakamura, Y., Kitasaka, T., Mori, K., Takabatake, H., Mori, M. and Natori, H.: Dynamic CAD: A CAD System Based on Dynamic Volume-rendering for Assessing Chemotherapeutic Effects on Follow-up 3D Chest CT Scans RSNA (Radiological Society of North America) Scientific Assembly and Annual Meeting Program 2009, p.930 (2009).
- 24) 森 健策、長谷川純一、鳥脇純一郎、安野泰史、片田和廣：3次元胸部CT像に基づく気管支内視鏡シミュレーションシステム (仮想気管支内視鏡システム)、医用電子と生体工学, Vol.33, No.4, pp.43-51 (1995).
- 25) Mori, K., Ema, S., Kitasaka, T., Mekada, Y., Ide, I., Murase, H., Suenaga, Y., Takabatake, H., Mori, M. and Natori, H.: Automated Nomenclature

of Bronchial Branches Extracted from CT Images and Its Application to Biopsy Path Planning in Virtual Bronchoscopy, 8th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI 2005), Proceedings, Part II, LNCS 3750, pp.854-861 (2005).

#### 【腹部 CAD】

- 26) 小田昌宏, 北坂孝幸, 森 健策, 末永康仁, 高山哲治, 高島博嗣, 森 雅樹, 名取 博, 縄野 繁: デジタル残渣除去の不要な腸内残渣造影 CT 像からの大腸ポリープ検出手法, 電子情報通信学会論文誌, D, Vol. J91-D, No.7, pp.1904-1913 (2008).
- 27) 小田昌宏, 林雄一郎, 北坂孝幸, 森 健策, 末永康仁: 大腸仮想展開像生成における歪み軽減手法に関する検討, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.24, No.5, pp.419-428 (2006).

#### 【手術支援】

- 30) Mori, K., Deguchi, D., Sugiyama, J., Suenaga, Y., Toriwaki, J., Maurer, C. R. Jr., Takabatake, H. and Natori, H.: Tracking of a Bronchoscope using Epipolar Geometry Analysis and Intensity-based Image Registration of Real and Virtual Endoscopic Images, Medical Image Analysis, 6, pp.321-336 (2002).
- 31) Deguchi, D., Mori, K., Feuerstein, M., Kitasaka, T., Maurer, C. R. Jr., Suenaga, Y., Takabatake, H., Mori, M. and Natori, H.: Selective Image Similarity Measure for Bronchoscope Tracking Based on Image Registration, Medical Image Analysis, Vol.13, No.4, pp. 621-633 (2009).
- 32) Deguchi, D., Akiyama, K., Mori, K., Kitasaka, T., Suenaga, Y. C., Maurer, R. Jr., Takabatake, H., Mori, M. and Natori, H.: A Method for Bronchoscope Tracking by Combining a Position Sensor and Image Registration, Computer Aided Surgery, Vol.11, No.3, pp.109-117 (2006).
- 33) 鬼頭正和, チウンチュンズン, 森 健策, 北坂孝幸, 末永康仁, 三澤一成, 藤原道隆: 手術計画支援のための3次元 CT 像に基づく腹腔鏡手術シミュレータの構築, 電子情報通信学会技術研究報告, MI2008-28, pp.47-52 (2008).
- 34) 鍵山善之, 菅野伸彦, 高尾正樹, 中本将彦, 佐藤嘉伸, 吉川秀樹, 赤澤堅造, 多田幸生: 人工股関節手術計画における3次元骨盤形状に基づくカップ自動設置計画法, 生体医工学, 46 (4) (2008).
- 35) 伊関 洋, 村垣善浩, 中村亮一, 堀 智勝, 倉 公朋, 谷口拓樹, 白川 洋: インテリジェントオペ室・MRI 誘導手術対応システム, MEDIX, Vol.39, pp.11-17 (2003).

#### 【Web】

- 29) 計算解剖学 Web ページ <http://www.comp-anatomy.org>
- 36) JAMIT Web ページ <http://www.jamit.jp>
- 37) JSCAS Web ページ <http://www.jscas.org>
- 38) 生体医工学学会 Web ページ <http://www.asas.or.jp/jsmbc>
- 39) 電子情報通信学会医用画像研究会 Web ページ <http://www.ieice.org/iss/mi>
- 40) 医療画像情報学会 Web ページ <http://www.mii-sci.jp>
- 41) IEEE Trans. on Medical Imaging Web ページ <http://www.ieee-tmi.org>
- 42) IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Web ページ <http://www.embs.org>
- 43) Molecular Imaging Web ページ <http://www.molecularimaging.org>
- 44) MICCAI Web ページ <http://www.miccai.org>

- 45) Medical Image Analysis Web ページ <http://www.elsevier.com/locate/media>
- 46) IJCARS Web ページ <http://www.springer.com/medicine/radiology/journal/11548>
- 47) CARS Web ページ <http://www.cars-int.org>
- 48) IAPR Web ページ <http://www.iapr.org>
- 49) Radiological Society of North America Web ページ <http://www.rsna.org>
- 50) SPIE Medical Imaging Web ページ <http://spie.org/x12166.xml>
- 57) JAMIT CAD コンテスト Web ページ <http://www.jamit.jp/node/117>
- 58) ITK Web ページ <http://www.itk.org>
- 59) VTK Web ページ <http://www.vtk.org>
- 60) MIST Web ページ <http://mist.suenaga.mis.nagoya-u.ac.jp>
- 62) PLUTO Web ページ <http://pluto.newwes.org>
- 63) 予防早期医療創成センター Web ページ <http://www.pme.coe.nagoya-u.ac.jp>

#### 【その他】

- 10) 米倉達広, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 福村晃夫: 三次元デジタル空間における図形の連結性とオイラー数, 電子通信学会論文誌, D, J65-D, 1, pp. 80-87 (1982).
- 11) 米倉達広, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 福村晃夫: 三次元デジタル画像における連結数と消去可能性について, 電子通信学会論文誌, D, J65-D, 5, pp.652-659 (1982).
- 12) 岡部直木, 鳥脇純一郎, 福村晃夫: 3次元デジタル画像上の距離関数の基礎的性質, 電子通信学会論文誌, D, J66-D, 3, pp.259-266 (1983).
- 13) 松本哲也, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 福村晃夫: 3次元デジタル2値画像の境界追跡について, 電子通信学会論文誌, J67-D, 10, pp.1250-1257 (1984).
- 28) 多次元医用画像の知的診断支援, 第4回シンポジウム論文集(2007).
- 61) 二村幸孝, 出口大輔, 北坂孝幸, 末永康仁, 森 健策: 計算機支援医用画像診断のための共通基盤システムの開発, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol.26, No.5, pp. 327-337 (2008).

(平成 22 年 3 月 8 日受付)

#### 北坂孝幸 ■ [kitasaka@aitech.ac.jp](mailto:kitasaka@aitech.ac.jp)

平成 9 年名古屋大学情報工学科卒業。平成 14 年同博士課程修了。平成 15 年名古屋大学工学部助手。平成 20 年愛知工業大学講師, 現在に至る。博士 (工学)。人体のパターン認識に関する研究に従事。

#### 森 健策 (正会員) ■ [kensaku@is.nagoya-u.ac.jp](mailto:kensaku@is.nagoya-u.ac.jp)

平成 4 年名古屋大学電子工学科卒業。平成 8 年同大博士課程修了。平成 9 年同大助手。平成 6 ~ 8 年日本学術振興会特別研究員。平成 13 ~ 14 年米国スタンフォード大学客員助教授。平成 21 年名古屋大学教授。工博。

#### 末永康仁 (正会員) ■ [suenaga@aitech.ac.jp](mailto:suenaga@aitech.ac.jp)

昭和 43 年名古屋大学電気科卒業。昭和 48 年同博士課程修了。同年 NTT 研究所に入社し画像処理の研究に従事。昭和 60 ~ 61 年 MIT 客員研究員。平成 9 年名古屋大学教授。平成 14 ~ 19 年名古屋大学情報系 COE リーダ。平成 21 年現職。電子情報通信学会フェロー, 工博。

