

さらに、本構築システムを利用することによって、データ管理が簡便化され、任意の場所からでも記録書内容の閲覧が可能となった。

## I-IV 結 論

### I-IV-1 運動療法支援システムを中心とした在宅糖尿病患者の健康管理システムの構築

携帯電話を用いて外出先からでも簡便に運動療法を行うことができる治療支援システムを構築することができた。

治療対象者の大多数が利用していると推測される携帯電話を用いて糖尿病治療の支援を行うことにより、糖尿病患者が外出先からでも簡便に運動療法に参加することができるため、患者に運動習慣が身につく。また、携帯電話を用いることで、運動が終わった直後でも消費エネルギーや運動強度を見ることが可能なため、患者が積極的に運動療法に参加できることから、本システムは糖尿病治療に有用であるといえる。

本システムでは、糖尿病患者が行った運動内容と運動時間を入力し、消費エネルギーを算出しているが、今後はより患者が運動療法を簡便に行えるように、患者が消費したいエネルギーを入力することで、運動内容と運動時間の候補を提供できると良いと考える。その際、患者がよく行う運動から順に表示されるように、システムに学習機能を持たせることが必要であると考えられる。

### I-IV-2 訪問看護支援システムの構築

本研究によって訪問看護における記録書作成システムを構築した。書類へ手書き入力する従来の方法と比較し、本構築システムを利用することで下記する利点が挙げられるように訪問看護師の負担軽減が図られた。

1. 記録書作成にかかる負担の軽減
2. 毎回の訪問時に作成する記録書作成時間の短縮
3. データ管理の簡便化
4. 任意の場所から記録書内容の閲覧、記録書作成が可能

今後の課題としては、システム操作に慣れが必要になること、訪問時に PC を持ち歩くことは荷物になり大変だという意見が得られた。前者については、システムを使用していく中で、徐々になれることができると思う。一方、後者については、現在、携帯電話や PHS からでも PC サイトが閲覧できるものがあるので、これらを PC の代わりに利用することも検討する必要がある。

## Ⅱ 分担研究報告

### Ⅱ-Ⅰ システム構築に関する研究

梅田 徳男、原内 一

#### Ⅱ-Ⅰ-1 研究要旨

本研究ではこれまで、在宅患者側システム、訪問看護ステーション側システム、医療機関側システムの構築を行ってきた。これらを統合することで、訪問看護支援システムの構築が図れる。

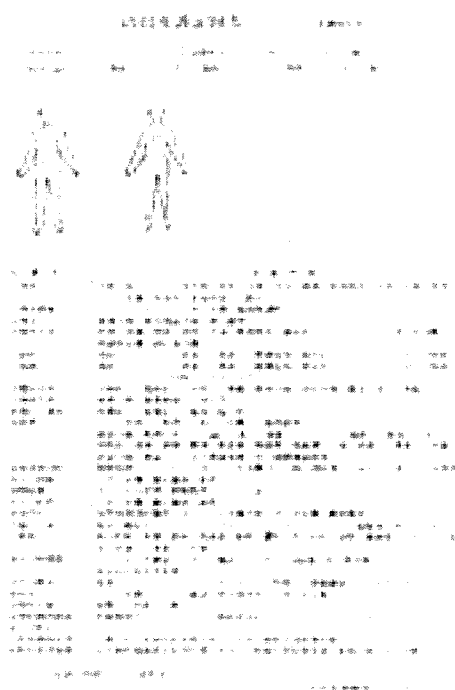
本年度はフィールドテストに向け、相模原医師会訪問看護ステーションの既存の訪問看護記録書をベースとした記録書作成システムを構築した。また、既存の同様なシステム(Wincare)の検証を行う。

#### Ⅱ-Ⅰ-2 研究目的

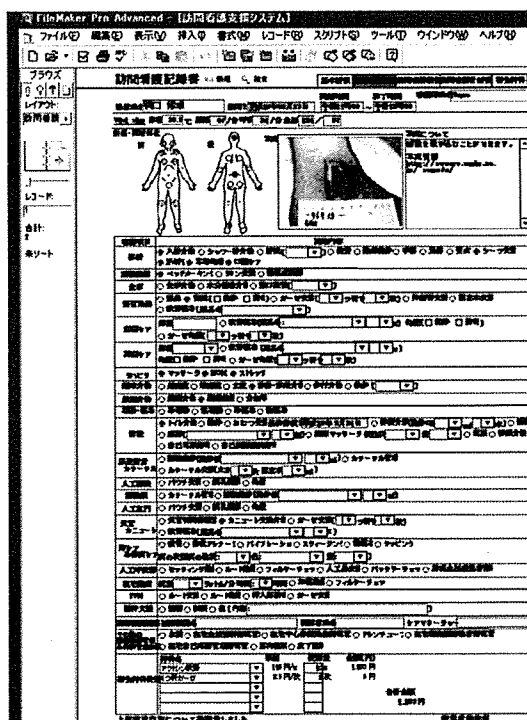
本年度は訪問看護師の負担軽減を図るために、訪問前、訪問中、訪問後の記録書作成システムの構築を行う。

#### Ⅱ-Ⅰ-3 研究方法・結果

図Ⅱ-1に示すように、訪問看護師は訪問前、訪問中、訪問後に多くの記録作成を要求される。それらの記録を図Ⅱ-2に示すように電子化し、相模原医師会訪問看護ステーションにてデモし、評価を受けた。また、現在上記ステーションにて利用されているWincareシステムのデモを受け、システムに関する意見交換を行った。今後、構築システムの設計変更を行うとともに、意見交換時に提案されたハードウェアの小型化を検討する。



図Ⅱ-1 紙面による記録書



図Ⅱ-2 システム構築後の記録書例

## II- II 訪問看護支援システムの構築に関する研究

池田 俊昭

### II- II-1 研究要旨

昨年度は、相模原市医師会訪問看護ステーションで看ている患者の疾患および看護内容を調査し、その結果より本システムに付加すべきバイタルサインの項目を洗い出した。また、この調査結果より訪問看護で看ている患者の半数以上が神経疾患による長期臥床患者であることも判った。このため今年度は長期臥床患者で問題となる褥瘡に着目し、本システムに適した褥瘡の分類法を検討した。

### II- II-2 研究目的

褥瘡は高齢の長期臥床患者では比較的多い合併症である。褥瘡では適切な体位変換や体圧分散寝具の使用などによる予防が最も重要なことではあるが、褥瘡を完全に予防することはできない。褥瘡が発生した後には適切な治療が必要であり、そのためには褥瘡の適切な評価が必要である。褥瘡の分類には古くから様々な分類法が試みられているが、このなかで本システムに適した褥瘡の分類法を検討する。

### II- II-3 研究方法

褥瘡の分類は急性期・慢性期、深達度およびポケットの有無等による多くの方法がある。これらの分類法の利点欠点を調べることにより本システムに適した褥瘡の分類法を検討した。

### II- II-4 研究結果

瘡の深達度による分類は古くから試みられ、代表的なものとしては Shea 分類、IAET分類、NP UAP分類などが挙げられる。1998年の褥瘡の予防・治療ガイドライン(厚生省老人保健福祉局老人保健課監修)ではIAET分類を元にした分類が採用されている。この分類法は褥瘡の重症度の評価には適しているが、治療方法を決定するには十分ではない。このためⅢ度、Ⅳ度の褥瘡に対しては創面の色調による分類も加えられている。色調による分類は専門家でなくとも利用できる簡便な方法であり、またカメラ機能を持つ本システムには適している。しかしこの分類は慢性期の深い褥瘡に対する分類であるため、急性期の褥瘡や浅い褥瘡には対応できないという欠点がある。また日本褥瘡学会学術教育委員会が2001年に作成した DESIGN 分類は優れた分類法ではあるが、項目が多く専門家以外が用いるにはやや煩雑であり、治療効果判定にもやや問題がある。

### II- II-5 考察

現在用いられている褥瘡の代表的分類を検討したが、褥瘡の専門家以外が用いる場合には煩雑であり、今後さらなる検討が必要である。

また褥瘡では予防が最も重要であり、褥瘡発生の予測も必要である。褥瘡予防発生スケールにはブレードンスケールまたはK式スケール、OHスケールなど数種類あり、この有用性に関する検討も必要である。

## Ⅱ－Ⅱ－6 結 論

褥瘡に関しては古くから専門家による研究が多く行われている。しかし専門家以外が用いるには煩雑なものが多くさらなる検討が必要である。

また褥瘡を予防するうえで、褥瘡発生の予測も必要である。

## II-III 構築システムの医学的設計および医学的評価に関する研究

山本 晴章

### II-III-1 研究要旨

在宅患者の状態を、テレビカメラ等の双方向通信手段を使って状態観察やデータの把握を行い、また中核となる病院等の医療機関のデータベースを共有化することによって、総合的に判断する材料とする。知りたい情報、知るべき情報をいつでもどこでも閲覧することができ、在宅患者と、訪問看護師、主治医等が密接に情報を取り合うシステムを作ることが目的である。

この梅田らが構築したシステムを実際の在宅患者で利用し、開業医と訪問看護との連携を例にとり、その有用性や問題点を洗い出し実用化を図るための基礎を構築する。専門的な立場から、医学的評価をする役割を担う。

### II-III-2 研究目的

在宅医療を受けている患者の状態把握と治療援助を遠隔的に行うと共に、在宅患者や介護者の常に患者を中心としたケアがなされている事への安心感を増大させるために、さらに病状の観察や情報の収集や療養指導・相談を医療機関内においても実用的に利用することができるか、またそれにより得られた情報を患者や訪問看護師等の在宅現場にフィードバックすることができるかを実証する。

### II-III-3 研究方法

分担者は、主研究者らが構築中のシステムをより実用化するために必要な情報を、現場から得る立場にある。訪問看護ステーションでの在宅訪問看護時に於ける、患者の疾患や栄養状態および看護内容を把握し、より多様な患者にあわせた対応ができるようシステムを発展させる。

### II-III-4 研究結果

主治医が在宅医療を実施し、看護師が訪問看護を施行している患者を分析し、その情報をシステム構築の資料として提供した。患者(協力者)宅のベッドサイドに上記装置を設置し、その有用性について検討した。また、その遠隔的に得られた情報が、素早くかつ的確に受けた側に伝えられ、実際の現場での情報とどの程度の誤差があるかについても検討を加えた。

相模原市医師会訪問看護ステーションは、市の医師会が運営する全市に広範囲に活動するステーションで、訪問看護師数や取り扱い患者数でも市内で最も大きい。また、一医療機関での設置ではないため、病診を問わず幅広い医療機関からの紹介がえられている。

取り扱い患者は別紙の通り、2003年度で147名であり、その疾患の内訳は脳梗塞と脳出血で約25%をしめ、続いて神経難病を含めたその他の脳神経疾患であった。また糖尿病も7.5%で、在宅でのインスリン注射を含めた管理の必要性を感じた。

今回のモデルとして、もっとも患者が多かった、糖尿病、高血圧症を基礎疾患として、脳血管疾患の後遺症により寝たきりである患者を想定して、患者の状態を把握するために必要な情報が何かという点を分析し、またそれが本システムで可能かどうかについて主研究者に問題提起をおこなった。

共同研究者である池田らが、提案したデータベースの項目を最大公約数的項目とし、これを患

者や疾患にあわせた形でフレキシブルに増減、改良するものとした。訪問看護の現場においてカルテの記載はその場で行うことがベターであるが、実際の業務上 1 日のノルマをこなすために、現場ではメモ程度の記載とし、センターに帰所してからのカルテへの記載が一般的となっている。しかし、チェック形式の記録用紙を採用している施設も多く、観察漏れを防ぐためにもなるべく迅速に記載ができる方式を考案し、かつコンピュータ端末での記載が即座にセンターや主治医へ送られることができれば大変有用であろう。

通常 1 人で行われる訪問看護は、現場からの情報がほぼリアルタイムで得られることは、より早い対応が可能となるばかりでなく、ミスやチェック漏れを防ぐ手段ともなりうる。

### II-III-5 考察

より多くの情報が得られるためには、より多くの情報を現場から提供する必要性があり、煩雑ともなりかねない操作や入力等の手間が最小限となりかつ、治療上のキーとなる情報から優位に表現されることが、治療やケアの優先順位を含めた的確かつ迅速な対応をチームとして行う上で重要なことであると考えた。

本システムは、テレビカメラやデジタルカメラ等、多くの患者のプライバシーを現場にいない医療者を含めた関わる者が得ることができる一方、患者やその介護者の意志にそぐわない管理がなされたり、覗かれたりしないような配慮する必要性を担保する必要がある。

倫理面での配慮は、人間としての尊厳を維持し、プライバシーをも考慮したシステムである必要があり、本システムはこの点でもきわめて画期的に配慮されたシステムであることが証明された。今後は、訪問看護に必要な各種疾患に対応できるシステムの構築が計画される。

### II-III-6 結論

在宅医療を受けている患者の状態把握と治療援助を遠隔的に行い、在宅患者や介護者の常に患者を中心としたケアがなされている事への安心感を増大させ、病状の観察や情報の収集や療養指導・相談を医療機関内においても実用的に利用するためのツールを、試作した。今後実際の医療現場での実用化を目指す。

### II-IV-1 研究要旨

双方向システムが可能になったことで、患者宅と施設とがつながった。患者宅では日々のバイタルデータを測定し送信するなど、セルフケアを支援できることから、セルフケア能力を高めることができる。カメラボイスシステムを用いての表情を観ながらの会話や不安なことなどを相談できることから、在宅で療養する利用者とその家族の不安の軽減につながる。また訪問看護師も訪問看護時に不明な点や治療に関する医師の指示が必要な時など、施設と連絡をとりリアルタイムに相談・指示を受けることができる。施設と患者宅間による遠隔看護支援システムは、直接対話ができ、相談できるカメラ・ボイスシステムとしている。しかし、相談したことがデータとして蓄積できない。データを蓄積することにより、継続的な看護援助に結びつきケアの質の向上につながると考えられる。

### II-IV-2 研究目的

相談した内容をデータとして蓄積できるシステム構築する。

### II-IV-3 研究方法

相談したデータを蓄積する方法として、看護師の記録負担の軽減を図るため、音声認識装置を用いて、相談内容をPCに取り込む。また、指導した内容について対象者の理解を把握するため、指導内容についてボタン式で回答(図 II-3 参照)する。

### II-IV-4 研究結果

指導内容項目にボタン式で簡易的に回答することができるようになった。入力した回答をデータとして取り扱うことでカテゴリー化し、指導内容をデータ化することができる。指導内容がデータ化することにより、継続的な指導が可能となる。また、データが蓄積することにより、看護記録の代用となり、看護師の記録記入の負担軽減につながる。

### II-IV-5 考察

これまでは、在宅と施設とがつながることで対象者や、その家族の不安を軽減したり、安心感を与えるという心理面に関した双方向システムの構築であった。今回は、その双方向システムを活用し、指導内容をデータ化したことにより、看護記録としても活用できるシステムとなった。したがって、訪問看護師が看護記録に費やしていた時間の軽減ができ、さらに、継続看護にもつながり、看護援助の質の向上にもつながると考えられる。

### II-IV-6 結論

相談・指導内容をデータとして蓄積できるシステムを構築した。そして、データ化したことにより、訪問看護記録用紙としても活用ができ、訪問看護師の看護記録用紙記入に費やす時間の軽減につながった。

名古屋市立大学 大川研究室 - Microsoft Internet Explorer

ファイル(F) 編集(E) 表示(V) お気に入り(A) ツール(T) ヘルプ(H)

戻る 検索 お気に入り

アドレス http://localhost:8080/opeinfo/select.jsp

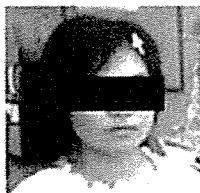
Google ウェブ検索 国語 英和 Norton AntiVirus

## 日帰り手術システム

---

大腸ポリープ手術(一週間前)

こんにちは山田花子さんの手術は2006/8/28(月)です。  
日帰り手術コーディネーターをしております



小林順子 　　です。

メール  
電話 : 03-333-2222  
よろしくお願いたします。

---

血液を止まりにくくする薬を止めます  
(小児用パファリン) 8月21日から止めてください  
何か気がかりな事はありますか？

---

血液を止まりにくくする薬は、既に止めていますか？  
はい いいえ

仕事や運動は特に制限無く普通に過ごされていますか？  
はい いいえ

食事や入浴は特に制限無く行っていますか？  
はい いいえ

---

名古屋市立大学 大川研究室

ページが表示されました イントラネット

図 II -3 相談・指導内容に対する回答画面



### Ⅲ 研究成果の刊行に関する一覧表

#### 書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ

#### 雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
A. Takemura, M.Suzuki, H.Harauchi, Y.Okumura	Tracking Technique of a Micro Guide Wire in Sequential Fluorograms	日本放射線技術学会誌	61(12)	1623-1631	2005
A. Takemura, K. R. Hoffman, M.Suzuki, Z Wang, H.S.Rangwala, H.Harauchi, S.Rudin, T.Umeda	Microcatheter Tip Enhancement in Fluoroscopy: A Comparison of Techniques	Journal of Digital Imaging		1-6	2006
大川明子、梅田徳男、山本晴章	日帰り手術における遠隔看護支援システムの構築	日本看護研究学会	28(3)	163	2006
梅田徳男、大川明子、山本晴章	在宅患者を対象とした訪問看護支援システムの構築	日本看護研究学会	28(3)	191	2006
Hide Nobu Tachibana, Masahiko Omatsu, Ko Higuchi, and Tokuo Umeda	Design and development of a secure DICOM-Network Attached Server	Computer Methods and Programs in Biomedicine	81(3)	197-202	2006
橘英伸、大松将彦、樋口江、梅田徳男	セキュアで低容量、低コスト化を可能とする画像配信サーバ DICOM-Network Attached Server (DICOM-NAS) の設計と開発	日本放射線技術学会雑誌	62(4)	529-538	2006

Umeda T., Okawa A., Ikeda T., Yamamoto H. and Harauchi H.	Visit Nursing Station System with Secured Internet Communication using Watermarking Technique : Tele-nursing System Experiments	14th International Conference on Cancer Nursing	81 (3)	196- 197	2006.9. 27-10.1 (in Toronto)
Okawa A., Umeda T., Onishi K.	Development of the Remote Nursing Support System in an Outpatient's Chemotherapy	14th International Conference on Cancer Nursing		197	2006
橋口修卓、梅田徳 男、大川明子、山 本晴章	訪問看護支援システムの構築 －訪問看護記録書作成システ ムを中心として－	第 11 回日本看 護研究学会東海 地方会		21	2006

#### IV 知的財産の出願・登録状況

なし

## 研究成果の刊行物・別刷

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
A. Takemura, M.Suzuki, H.Harauchi, Y.Okumura	Tracking Technique of a Micro Guide Wire in Sequential Fluorograms	日本放射線技術 学会誌	61(12)	1623- 1631	2005
A. Takemura, K. R. Hoffman, M.Suzuki, Z Wang, H.S.Rangwala, H.Harauchi, S.Rudin, T.Umeda	Microcatheter Tip Enhancement in Fluoroscopy: A Comparison of Techniques	Journal of Digital Imaging		1-6	2006
大川明子、梅田徳 男、山本晴章	日帰り手術における遠隔看護 支援システムの構築	日本看護研究学 会	28(3)	163	2006
梅田徳男、大川明 子、山本晴章	在宅患者を対象とした訪問看護 支援システムの構築	日本看護研究学 会	28(3)	191	2006
Hidenobu Tachibana, Masahiko Omatsu, Ko Higuchi, and Tokuo Umeda	Design and development of a secure DICOM-Network Attached Server	Computer Methods and Programs in Biomedicine	81 (3)	197- 202	2006
橘 英伸、大松将 彦、樋口 江、梅 田徳男	セキュアで低容量、低コス ト化を可能とする画像配信 サーバ DICOM-Network Attached Server ( DICOM-NAS) の設計と開 発	日本放射線技 術学会雑誌	62 (4)	529- 538	2006
Umeda T., Okawa A., Ikeda T., Yamamoto H. and Harauchi H.	Visit Nursing Station System with Secured Internet Communication using Watermarking Technique : Tele-nursing System Experiments	14th International Conference on Cancer Nursing	81 (3)	196- 197	2006.9. 27-10.1 (in Toronto)
Okawa A., Umeda T., Onishi K.	Development of the Remote Nursing Support System in an Outpatient's Chemotherapy	14th International Conference on Cancer Nursing		197	2006
樋口修卓、梅田徳 男、大川明子、山 本晴章	訪問看護支援システムの構築 ー訪問看護記録書作成システ ムを中心としてー	第11回日本看 護研究学会東海 地方会		21	2006

**Original****Tracking Technique of a Micro Guide Wire in Sequential Fluorograms**AKIHIRO TAKEMURA, MASAYUKI SUZUKI, HAJIME HARAUCHI<sup>1)</sup>  
and YUSUKE OKUMURA<sup>2)</sup>Received  
July 8, 2005Revision accepted  
Oct. 18, 2005

Code No. 532

Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science,  
Kanazawa University1) Department of Radiological Technology, Kawasaki College of  
Allied Health Professions

2) Department of Radiology, Ishikawa Saiseikai Kanazawa Hospital

**Introduction**

Three-dimensional (3D) information is useful in medical situations. Multislice-computed tomography systems have made it possible to acquire long-range volume data and/or isotropic volume data, and many angiography systems can now build 3D images from rotational angiography.<sup>1)</sup>

In vascular intervention (IVR), devices such as guide wires, catheters, and coils are used. 3D positional information of these devices can help radiologists to facilitate IVR,<sup>2)</sup> especially IVR of cerebral artery diseases like aneurysms and arteriovenous malformations (AVMs) because of the complex artery tree structure and the risks of critical side effects from incorrect catheterizations.

Several image-based techniques have been proposed.

Some of them produce the 3D positional information of guide wires from a single plane image or biplane images,<sup>3-5)</sup> while another is a technique for micro catheters combined with preoperative magnetic resonance angiography volume data.<sup>6)</sup> However, all of these techniques require manual interaction to indicate such devices.

In the IVR of cerebral arteries, an automatic tracking technique for micro guide wires should be required because micro guide wires are used to lead a micro catheter into aneurysms or AVMs. Several studies of automatic tracking techniques for guide wires in fluorograms have been published,<sup>7-10)</sup> but they may apply only to guide wires and not to micro guide wires.

A tracking technique for micro guide wires can also enhance them in fluoroscopy for display. Micro guide

**Summary**

In this paper, we propose a tracking technique for a micro guide wire in a sequence of fluorograms. A technique in which the region-growing technique was embedded was developed. It gives the center line of a micro guide wire. A sequence of 1,024×1,024×16 bit fluorograms (111 frames) with a carotid phantom and head phantom was obtained with a CAS-8000V (Toshiba America Medical Systems, Inc., CA, USA) C-arm angiography system and a Hi-Torque Standard micro guide wire (Advanced Cardiovascular Systems, Inc., CA, USA). To evaluate the technique, we manually traced the guide wire in each sequence frame three times, and a "true" single-width micro guide wire was created from them. The number of pixels on the true guide wire and inside the two-pixel tolerance of the center line was counted in each fluorogram, and the percentage of that count based on the number of all pixels on the true guide wire was calculated as true positive (TP). In addition, the number of pixels on the center line and outside the two-pixel tolerance of the true guide wire was counted in each frame as false positive (FP). The tracking technique has a mean TP of 94.8% and a mean FP of 5.1 pixels/frame. Several frames have low TP and high FP, but the technique could continue to track the micro guide wire until the end of the sequence. We therefore concluded that we had developed an accurate automatic tracking technique for micro guide wires in fluoroscopic sequences.

**Key words:** Guide wire tracking, Fluorography, Micro guide wire, Vascular intervention, Region growing

別刷資料請求先：〒920-0942 石川県金沢市小立野5-11-80  
金沢大学医学系研究科保健学専攻量子医療技術学講座 武村哲浩 宛

wires in fluoroscopic images are not easily identified because fluoroscopic images are usually noisy and the micro guide wires in these images are thin.

In this paper we propose a tracking technique for a micro guide wire in sequential fluorograms.

## 1. Methods

A schema of the tracking technique we developed is shown in Fig. 1. It requires only the initial position of the micro guide wire in the first frame to start tracking. First, a fluorogram is filtered by a  $3 \times 3$  average filter to reduce image noise, and the region-growing technique then extracts rough guide wire regions. The double-ring tracking proceeds to trace the curvature of regions by using the two profiles on the rings and represents some of the tree structures along the regions. Unwanted branches in the tree structures, e.g., those produced by bone edges, are killed, and the longest polygonal line is chosen. It is interpolated by the spline interpolation, and the spline curvature is then created. It is taken as the center line of a micro guide wire. If the sequence has subsequent frames, the positions of the pixels on the curvature are used as start points for the region-growing process in the next frame.

A sequence of 111 fluorograms ( $1,024 \times 1,024 \times 16$  bits) was obtained using a CAS-8000V (Toshiba America Medical Systems Inc., CA, USA) C-arm angiography system as a Hi-Torque Standard (Advanced Cardiovascular Systems, Inc., CA, USA) micro guide wire was passed through a carotid phantom, which was on top of a head phantom. The sequence was acquired at 30 frames/sec using pulsed fluoroscopy at 94 kV and 50 mA (pulse width=3.2 msec). This exposure condition was automatically determined by the angiography system. It enabled us to obtain the same quality images as clinical images. The 7-inch image-intensifier mode was used (pixel size=0.174 mm). The source-to-image distance was 100 cm, and the magnification was 1.35 times at the table-top (Fig. 2a). The carotid phantom was a silicone cylinder containing a simulated vessel with the shape and curvatures of the internal carotid artery from just above the carotid bifurcation up to the circle of Willis (Fig. 2b). The vessel in the carotid phantom was filled with a glycerin-water solution. The head phantom (Fig. 2c) consisted of a human skull, and tissue-equivalent material and was used to provide the bony background in the fluorographic images. After acquisition, the sequence was transferred to the computer for analysis. The mean standard deviation

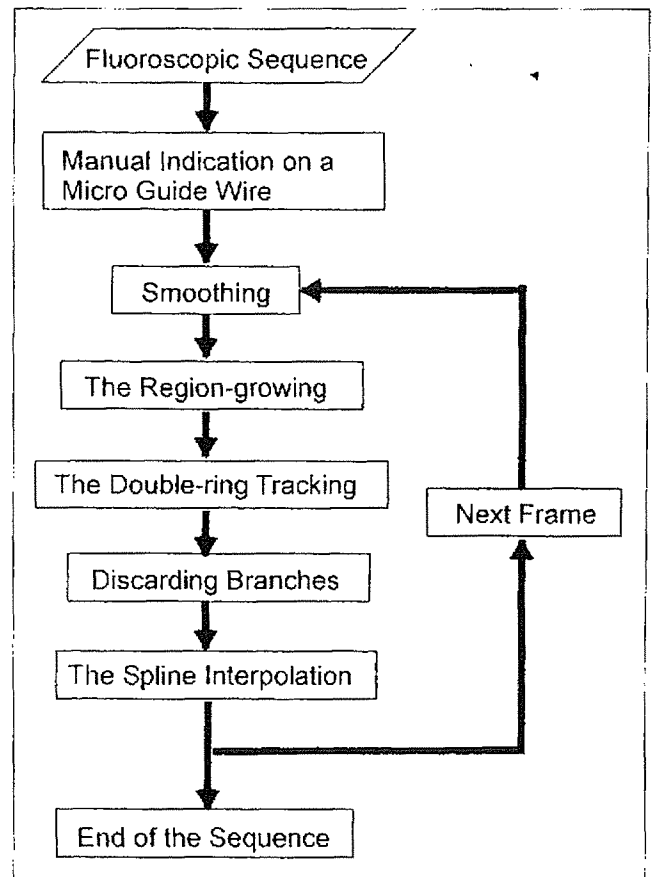


Fig. 1 Schema of the micro guide wire tracking method.

tion (SD) of pixel intensity of the background around the micro guide wire tip in the fluorograms was 60.1, and its mean signal-to-noise ratio was 1.67. It was used for the development of this technique and for evaluation.

### 1-1 Initial extraction by the region-growing technique

The region-growing technique is an extraction method in which a measure is calculated from neighbor pixels around a focused pixel, and its process is spread from the focused pixel to its neighbors.<sup>11-14)</sup> The initial focused points (seed points) are usually indicated manually. The variance and mean of intensities of the focused pixel and its neighbors are frequently used to calculate a measure, or either of them is itself a measure.

Micro guide wires in fluorograms have almost the same signal intensity as the bony background, and variance of the intensities of the pixel on the micro guide wire and its neighbors is just slightly higher than that of the background. Thus these values are not suitable for the measure in our region-growing process. The difference between micro guide wires and the bony background should be only that the micro guide wires have

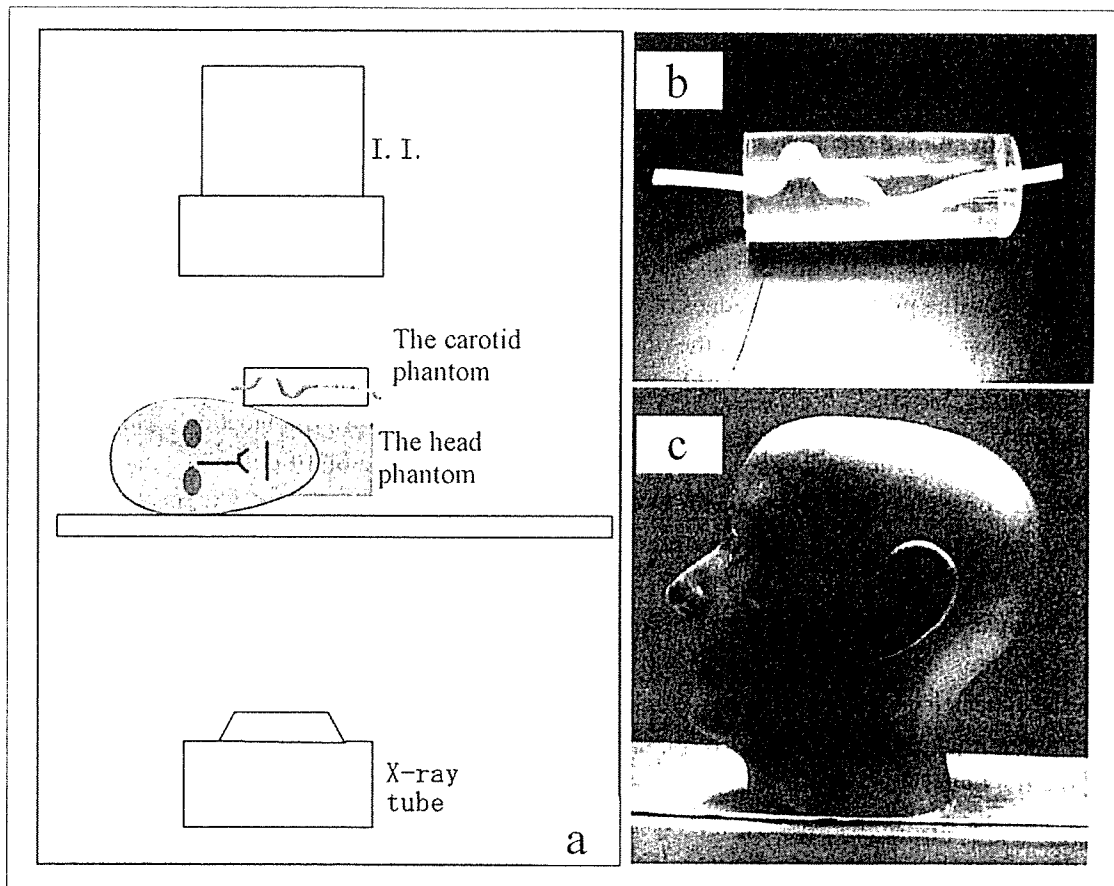


Fig. 2 Phantoms and settings for acquisition of the fluorographic images. Image (a) illustrates the configuration of the locations of the head phantom, tube phantom, image-intensifier (I.I.), and X-ray tube in the experiment. Image (b) is the tube phantom, which was a simulated curvature of a typical carotid artery and was fixed in a silicone cylinder. Image (c) is the head phantom that was used with the intention of adding bony background to the fluorographic images.

uniform width curvatures.

For these reasons, we employed a measure obtained from the convolution of a second derivative filter and the same size region in the original images centered on the focused pixel. The filter kernel is defined as

$$K_{m \times m}(u, v) = \begin{cases} 1 & \text{when } u = 0, u = m-1, v = 0, \text{ or } v = m-1 \\ -4(m-1) & \text{when the center of kernel} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots \dots \dots (1)$$

where,  $K_{m \times m}(u, v)$  means an  $m \times m$  filter kernel, and  $u$  and  $v$  are coordinates in the kernel.

And the measure value  $C(x, y)$  is calculated as

$$C(x, y) = \sum_{y=0}^{m-1} \sum_{x=0}^{m-1} K_{m \times m}(u, v) \cdot R_{m \times m}(x + u - \frac{1}{2}, y + v - \frac{m}{2}) \quad \dots \dots \dots (2)$$

where  $R_{m \times m}(x, y)$  means an  $m \times m$  region centered on a focused pixel  $(x, y)$  in the fluorogram. According to the change in  $m$  dependent on the width of the micro guide wires, it could adapt to any guide wire size. To get the best size  $m$  for our micro guide wires, we tried  $5 \times 5$  to

$13 \times 13$  kernel sizes and found that the  $9 \times 9$  kernel was the best for the micro guide wires in our fluorograms.

A seed point must be indicated manually only in the initial frame, and in the subsequent frame the pixels of the curvature of a guide wire center line determined in the previous frame is taken as seed points.

Once the seed point is indicated, the threshold value for  $C$ , which judges the extraction of the pixel, is calculated. The mean and SD of the measure values  $C$  for all pixels in the  $41 \times 41$  region centered on the seed point are calculated, and the threshold for  $C$  is then determined along the mean value plus twice the SD. If  $C$  for a focused pixel is larger than the threshold value, the pixel will be extracted. At this point, a binary image of the extracted guide wire is obtained.

The mean plus twice the SD was chosen by means of the results for the mean plus the SD to the mean plus three times the SD. The  $41 \times 41$  region was the minimum size needed to produce almost the same mean and variance as the background.



## 1-2 Double-ring tracking

This process traces the regions extracted by the region-growing process at a constant interval and provides nodes of a tree structure for the following processes "discarding branches and the spline interpolation." Profiles on double rings are used to determine the direction of the next position. Hoffmann et al.<sup>15)</sup> proposed a vessel-tracking technique by using profiles on the edges of two boxes. The yield of that tracking depends on the direction of the vessels, i.e., if they are perpendicular to the box edges, the yield is half the edge length, but if they slant, the yield is the square root of 2 times that length at the maximum. A constant yielding is needed for our technique to kill unwanted branches in a tree structure (see next section). For that reason, we used two rings. It yields a distance equal to the radius of the outside circle.

The following steps are performed in this process: first, a pixel of the extracted binary guide wire is searched by using raster scanning. When a guide wire pixel is encountered, the tracking of an extracted region starts at that position i.e., the first node.

The profiles of pixel intensities on the two different radius rings centered on the first node position are obtained (Fig. 3). They show pixel values as a function of angles and have only two values, 0 (background) or 1 (extracted region), since the image after the region-growing process is a binary image. The coordinate system of the profiles is matched to that of the image in the case of the first node. In the other cases, the Y-axis of the coordinate system is set to a vector from the current node to the previous one, and the X-axis is orthogonal to the vector.

The two binary profiles are performed logical AND operation each other, and the resultant profile is obtained. Ranges of angle that have the value 1 (i.e., extracted region) are searched for in the profile. The two widest-angle ranges are selected if three or more ranges are available. The angle at the midpoint of the angle range is a direction toward the next node, which is located on the intersection of the direction and the outside ring. After determination of the next node(s) at the current position, the inside of the inner ring is filled with 0 (background) to prevent trace-back. If there is only one angle range, that means that the current tracking position is on the body of the guide wire; if there are two ranges, it is on the bifurcation; and if there is no range, it is on the terminal.

When a series of region tracking reaches the end,

raster scanning is continued to find another remaining extracted region. The end of raster scanning is the end of this process.

The use of double-ring profiles prevents region tracking from jumping into another branch. In other words, it has the effect of correctly finding bifurcation points. The best diameters of two rings depend upon the widths of micro guide wires in fluoroscopic images. We tried combinations of the diameters of 7 to 13 pixels for the inner ring and of 15 to 27 pixels for the outer ring. As a result, we chose a combination of an inner ring of 9 pixels and outer ring of 19 pixels.

## 1-3 Discarding branches and the spline interpolation

The discrete nodes given from the double-ring tracking process could be a tree structure having branches; thus, unwanted branches produced by background, such as bone edges, must be killed.

This process follows the nodes of a tree structure from all terminals and chooses two longer branches to a bifurcation point. In the images from which the guide wires were extracted, the unwanted branches would be sufficiently shorter than the main branch (the guide wire). In the case of a tree structure produced from a region in Fig. 3, for example, it has three terminals and one bifurcation. The number of nodes from each terminal to the bifurcation node is counted, the shortest branch is killed, and one polygonal line will ultimately be obtained.

The nodes of the polygonal line are interpolated by the spline interpolation. The spline curvature is a center line of the micro guide wire.

## 1-4 Evaluation

To evaluate the technique, we created the "true" single-pixel-width micro guide wire. The guide wire in each image of the sequence was manually traced three times by single-pixel-width curvature, and three binary images of the micro guide wire were obtained. The "true" micro guide wire image was created from the three binary micro guide wire images by the following logical operations as

$$\left. \begin{aligned} G_{1and2} &= G_1 \text{ AND } G_2 \\ G_{1or2} &= G_1 \text{ OR } G_2 \\ G_{1or2and3} &= G_{1or2} \text{ AND } G_3 \\ G_{truth} &= G_{1or2and3} \text{ OR } G_{1and2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (3)$$

where  $G_1$ ,  $G_2$ , and  $G_3$  are the manually traced images and  $G_{truth}$  is the true image. The guide wire in  $G_{truth}$  was sometimes separated into two or more segments of curvatures

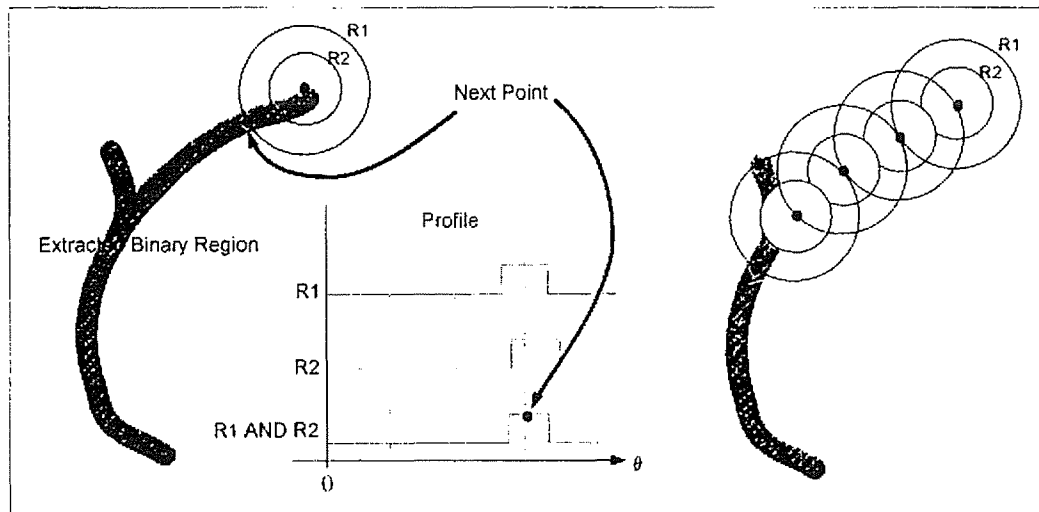


Fig. 3 Double-ring tracking.

Two profiles that are functions of angles on the two rings are obtained, and the next position(s) will be determined according to the profiles resulted by the AND operation of the two profiles. After that the inner ring area is filled with 0 (background).

after the logical operations. The separated segments were connected manually to each other.

We calculated true and false positives by using the true micro guide wires to evaluate the accuracy of our technique. The number of pixels on the true guide wire and inside the two-pixel tolerance of the center line obtained by our technique was counted in each fluorogram, and then the percentage of that count based on the number of all pixels on the true guide wire was calculated as true positive (TP) (Fig. 4a). Also, the number of pixels on the center line and outside the two-pixel tolerance of the true guide wire was counted in each frame as false positive (FP) (Fig. 4b). Two-pixel-width tolerance was chosen because the width of the micro guide wires in the fluorograms was almost five pixels.

Studies about segmentation, such as the paper written by Hayashi et al.,<sup>16)</sup> have used correct and wrong percentages based on the area of both true and segmented regions to evaluate precision. In the end, our technique gives a single-pixel-width curvature, not a region. Thus, that percentage value could not correctly evaluate the accuracy of our technique. Our respective definitions of TP and FP are the number of signals our technique obtained correctly and the number of wrong pixels it took, like in a basic 2x2 decision matrix of receiver operating characteristic (ROC) analysis.

## 2. Results

The TP and FP in each frame are shown in Fig. 5. Mean TP and mean FP were 94.8% and 5.1 pixels per

frame, respectively. The higher FPs and lower TPs were obtained at about frame 30 through frame 40. However, the tracking continued to follow the motion of the micro guide wire until the sequence ended.

The number of frames in which the tracking technique resulted in TPs larger than 90% was 92 (82.9%) frames. The number of frames in which the tracking technique resulted in FPs with fewer than 15 pixels was 100 (90.1%) frames. The true micro guide wire in each frame was constant at about 150 pixels.

Three frames of the original images on which the resultant curvatures were superimposed are shown in Fig. 6 as examples of the resultant images. These images are frames in the beginning, middle, and end of the sequence.

## 3. Discussion

We can say that these results are good: a mean TP of 94.8%; mean FP of 5.1 pixels per frame; 92 frames (82.9%) with TP more than 90%; and 100 frames (90.1%) with FPs fewer than 15 pixels per frame. A TP of about 95% means that only seven or eight pixels of the true guide wire were left, and they were equal to about 1.4 mm in length in the image. An FP of 5 pixels per frame also means that 0.87 mm of the full length of an identified guide wire was wrong. Additionally, it is important that the tracking technique could follow the guide wire until the end of the sequence.

The FPs for frames 30 through 40 were higher than those for the other frames, and the highest was 40 pixels per frame. These FPs were caused by overidenti-

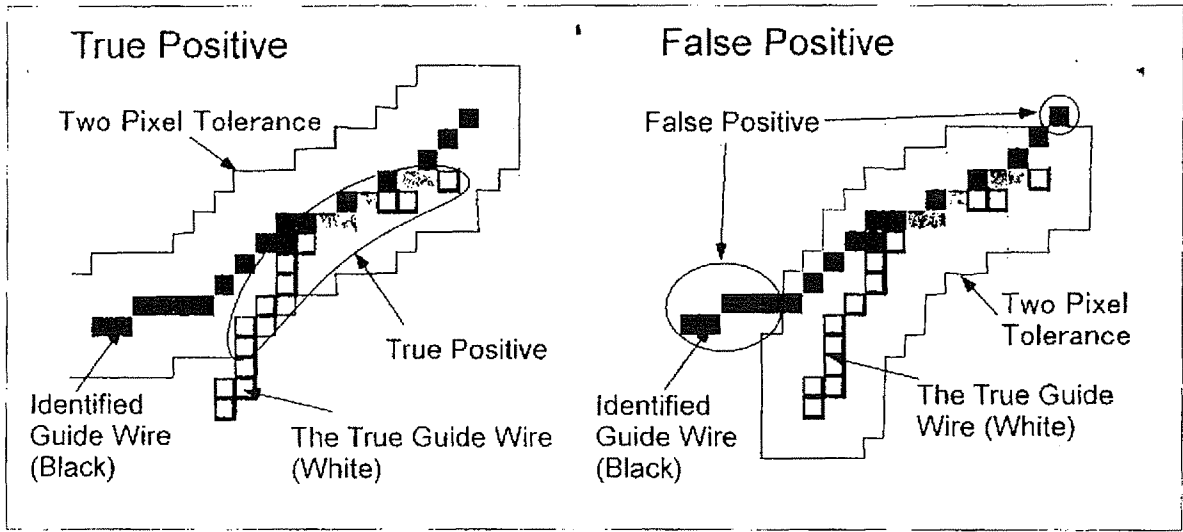


Fig. 4 True positive and false positive. Image (a) illustrates true positive (TP), and image (b) illustrates false positive (FP). TP is the percentage of pixels of true micro guide wire inside the two-pixel tolerance of an identified micro guide wire based on the number of all pixels of the true micro guide wire. FP is the number of pixels outside the two-pixel tolerance of true micro guide wire.

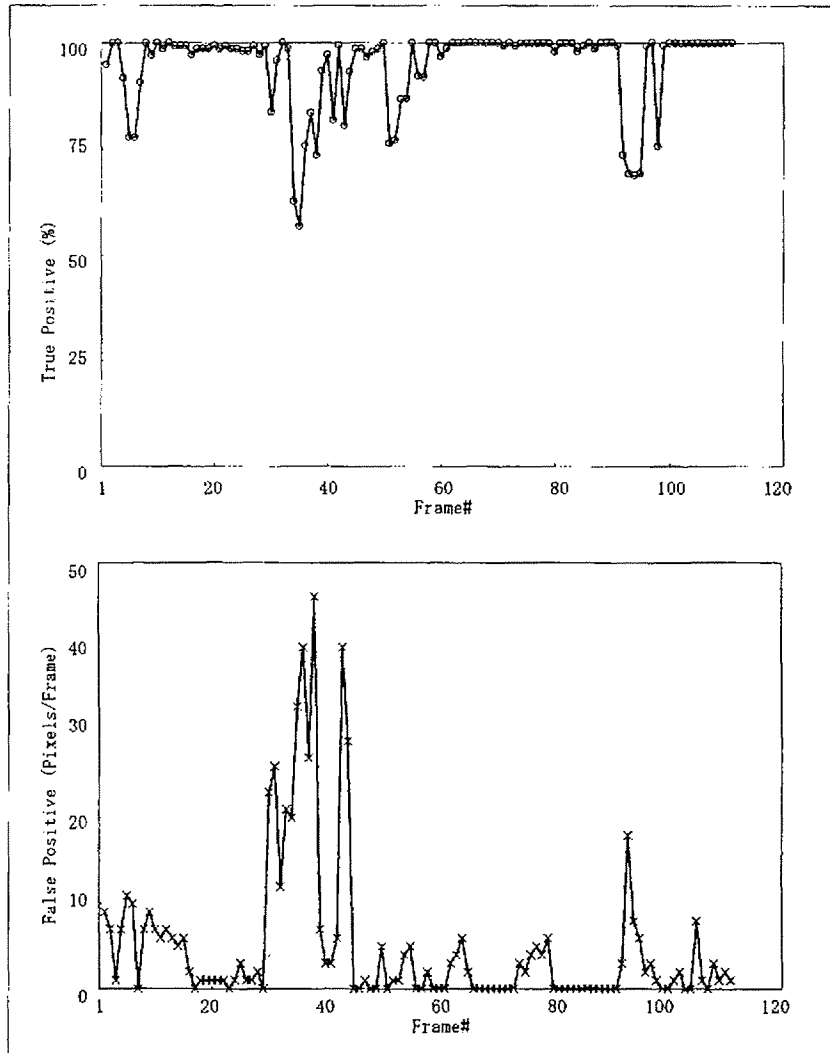


Fig. 5 Results of true positive and false positive in each frame. The graph (a) shows the true positive values as a function of frame number, and the graph (b) shows the false positive values as a function of frame number.

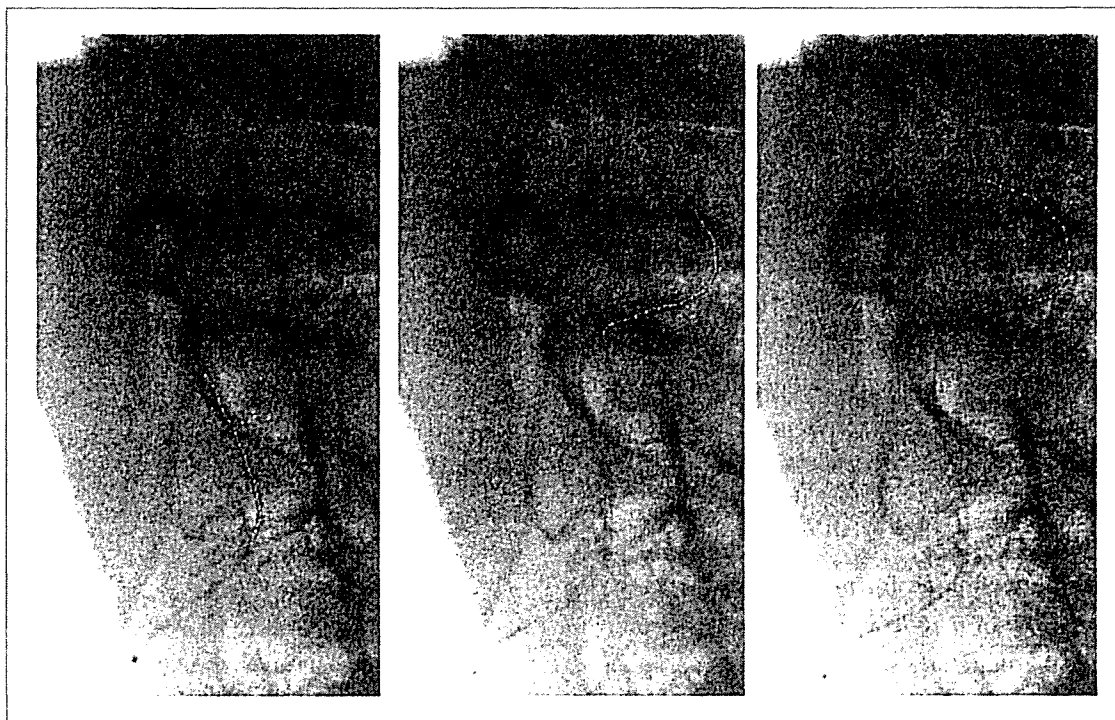


Fig. 6 Examples of the resultant micro guide wires that were superimposed onto a part of the original fluoroscopic images. The white dots in these images are nodes of the tree structures that resulted from the double-ring tracking. The gray curvatures are the final identified micro guide wires.

fication of the micro guide wire lead part. Micro guide wires have a radio-opaque part at the distal end following the section of lead wire. The lead wire part is usually less radio-opaque than the radio-opaque distal part, but it is a part of the micro guide wire. Our tracking technique identified the lead part of the guide wire in those frames; thus the FP values worsened. However, although it had a mean FP of 5 pixels per frame, that means that only about 3% of the identified micro guide wire was wrong, which is not a bad result. An example of the frames is shown in Fig. 7.

Images of  $1,024 \times 1,024$  are required for this technique. The width of the micro guide wire in this sequence was about 5 pixels. This means that  $512 \times 512$  images will show a guide wire width of 2.5 pixels. If thinner guide wires are represented under lower magnifications, they can hardly be detected and tracked in  $512 \times 512$  images.

Sequential fluorograms of four seconds were used to evaluate this technique. This does not mean that our technique can process only four-second fluorography. The technique can deal with any duration of fluorography.

This technique should be improved for real-time execution since the technique took about 42 seconds with a personal computer (CPU: Pentium4 2.4 GHz) to track

a micro guide wire in the 111 images. The reason is not only the algorithm but also transferring the image data to an external hard disk. Each image had to be read one by one from the hard disk, a process that took time. Our eventual aim is that image data will be transferred directly to the computer's memory from the angiography system, without having to go through a hard disk.

We used the fluoroscopic images of the phantom experiment because it is difficult to obtain sequences of clinical fluoroscopic images. Many angiography systems can store a fluoroscopic sequence temporarily, but they cannot store it on a hard disk drive. This means that it is necessary to interrupt the IVR operation to obtain clinical fluoroscopic images.

We think our tracking technique has the potential to be used in clinical situations. The difference between clinical fluoroscopic images and the fluoroscopic images of the phantom experiment likely would be minor. The fluoroscopic images we obtained have the same bony background as clinical images. Although we used a carotid phantom, the phantom would increase in quantum noise to the region of the image. In other words, it would make the identification of guide wires more difficult, but our technique was able to provide accurate tracking.

A limitation of our study design is that only phan-