

Fig.6 Network configurations for measuring the downloading time

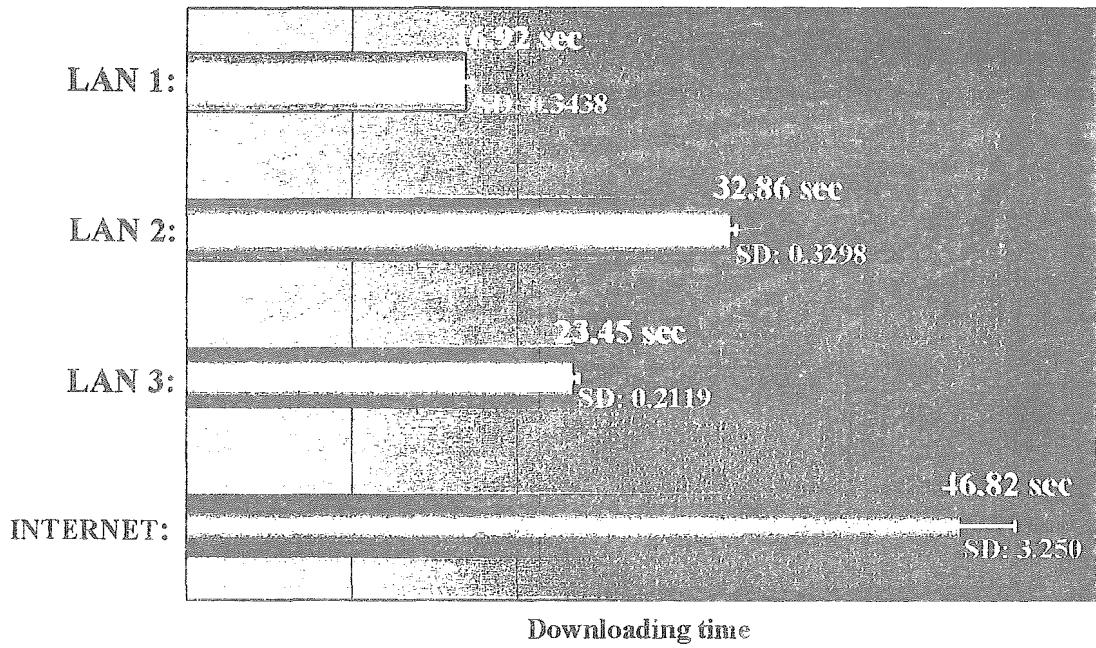
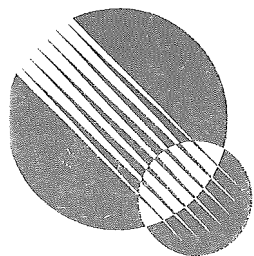


Fig.7 Total downloading time on four kinds of network configurations



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

VOL.61 NO.1 JANUARY 2005
日本放射線技術学会雑誌

社団法人 **日本放射線技術学会**

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>

電子メールアドレス office@jsrt.or.jp

JAPANESE JOURNAL OF

RADIOLOGICAL TECHNOLOGY



CONTENTS

原
著

- 血管走行の違いによる定量的冠動脈造影法の計測精度
景山真洋 他(71)
- X線透視画像を用いた人工膝関節の三次元動態解析システムの開発
山崎隆治 他(79)
- SPIO-MRIにおけるFRFSE法の有用性
尾崎正則 他(88)
- リニアック室迷路散乱X線の鉛遮蔽材に対する空気カーマ透過率
加藤秀起(96)
- MRIにおける繰り返し時間による信号対雑音比調整の試み
鈴木 保 他(104)
- 体幹部Three-dimensional CT Angiographyにおける可変
注入法の検討
室賀浩二 他(110)
- 呼吸補正法を併用した2D-TOF下肢MR Venographyの有用性と、
撮像体位の違いによる下腿部深部静脈描出能の検討
秦 博文 他(118)
- 頭部3D-CTAにおける可変注入による造影法の検討
寺沢和晶 他(126)

臨
床
技
術

学術大会
開催案内

第61回総会学術大会
2005年(平成17年)4月8日(金)～4月10日(日) 横浜市
第33回秋季学術大会
2005年(平成17年)10月20日(木)～10月22日(土) 高松市

日放技学誌 Vol.61 No.1
Jpn.J.Radiol.Technol.

臨床技術

MRIにおける繰り返し時間による信号対雑音比調整の試み

鈴木 保・池田俊昭¹⁾・桜井清子¹⁾論文受付
2002年12月27日論文受理
2004年10月8日

Code No. 261

北里大学大学院医療系研究科
1)北里大学医療衛生学部

1. 序 論

臨床におけるMRI撮像では、対象とする部位の像が読影することのできる分解能と信号対雑音比(signal-to-noise ratio : SNR)を有することが要求される¹⁾。SNRと撮像条件の関係式によれば、分解能を上げるとSNRは低下し、それを補うために通常は信号加算回数(number of excitations : NEX)を増やして対応する。NEXと撮像時間は比例関係にあり、長時間に及ぶ撮像には临床上の限度がある。一方、繰り返し時間(repetition time : TR)は信号強度と関係している²⁾ためSNRに影響を与えることが以前から知られており、SNRの調整に使うことが考えられたが、装置や受信コイルによって変化の度合いが異なる³⁾とともに、コン

トラストに影響を与えるため実際には使われていない。また、TRは撮像時間に影響を与える因子でもある。TRとSNRの関係が明らかになれば、TRがSNRの調整に使えるだけでなく、分解能を上げたいときのSNRの補償には、NEXとTRのどちらを変えるのが時間的に有利か判断するためにも使うことができる。本研究では頭部用受信コイルにおけるTRとSNRとコントラストの関係を調べ、以前から知られているSNRとNEXを含む関係式に組み込み、コントラストに影響を与えない範囲でのTRを含めたSNRの関係式を導出することによって、撮像条件変更によるSNRの補償を臨床の場において平易かつ迅速に行えるようにすることを目的とした。

Trial of Signal-to-noise Ratio Adjustment by Repetition Time in Magnetic Resonance Imaging

TAMOTSU SUZUKI, TOSIAKI IKEDA,¹⁾ and KIYOKO SAKURAI¹⁾Department of Medical Science, Kitasato University Graduate School
1) School of Allied Health Sciences, Kitasato University

Received Dec. 27, 2002; Revision accepted Oct. 8, 2004; Code No. 261

Summary

The purpose of this study was to find an equation between signal-to-noise ratio (SNR) and repetition time (TR) in order to adjust SNR by changing TR in magnetic resonance imaging (MRI) examinations. Using a phantom for SNR measurement, according to NEMA MS 1-1988, measurement of SNR was performed by spin-echo pulse sequences for various TR values. An equation of SNR and scanning parameters including TR were obtained from these results. In order to determine the range of TR where the images showed contrast suitable for diagnosis, the contrast-to-noise ratio (CNR) was measured for various TR values. CNR measurement was performed by scanning a brain phantom, and CNR was defined as the contrast of white matter and gray matter divided by noise. Scanning of a resolution phantom was carried out with various scanning parameters, and the usefulness of the equation obtained was determined by whether or not pins in the phantom were visible. The reliability of the equation was confirmed from this verification. Results showed that TR can be used for the adjustment of SNR using the equation obtained in this study.

Key words: Magnetic resonance imaging, Signal-to-noise ratio, Repetition time

別刷資料請求先：〒228-8555 神奈川県相模原市北里1-15-1
北里大学大学院医療系研究科 鈴木 保 宛

2. 使用機器

2-1 MRI装置

撮像には、MRP7000(磁場強度0.3T, 日立メディコ社製)に頭部用受信コイルを組み合わせて用いた。

2-2 SNR測定用ファントム

SNR測定用ファントムとしては、頭部に見立てた内径141mmの円筒形プラスチック容器にイオン交換水を封入したものを使用した(Fig. 1)。ファントムの T_1 値は1767ms, T_2 値は286msであった。

2-3 分解能ファントム

分解能ファントムとしては、79-908 AAPM規格MRIファントム(ビクトリン/ニュークリア・アソシエーツ社製)にイオン交換水を封入したものを使用した。このファントムには四つのサイズ(2, 1, 0.75, 0.5mm)のピンがあり、ファントムを撮像した画像において、このピンが確認できるか否かで分解能を調べることができる(Fig. 2)。

2-4 脳ファントム

脳ファントムとしては、頭部に見立てた内径147mmの円筒形プラスチック容器に脳脊髄液に見立てた生理食塩水を入れ、そのなかに灰白質、白質に見立てた0.1mM, 0.2mMの塩化マンガンをビニール袋に封入したものを入れて使用した。0.1mM, 0.2mMの塩化マンガンの T_1 値はそれぞれ483ms, 238ms, T_2 値はそれぞれ132ms, 89msであった。組織間のコントラストを調べることが目的であるから解剖学的な脳の構造とは異なっている(Fig. 3)。

3. TRに対するSNRの変化

3-1 SNRの測定

3-1-1 撮像条件

臨床での頭部撮像には、主にスピネコー法とファーストスピネコー法が用いられる。ファーストスピネコー法は撮像時間は短いですが、画像中に複数のエコー時間(echo time: TE)が混在する。TEはSNRに影響を与えるファクターであるから今回の実験ではスピネコー法を用いた。撮像条件はTE 20ms, マトリックスサイズ256×256, 撮像範囲(field of view: FOV) 260mm, NEX 2, スライス厚 7mmとし, TRは7種類(100, 300, 400, 500, 700, 900, 1100ms)でSNR測定用ファントムを撮像した。

3-1-2 測定方法

SNRの測定は、これまでの報告⁴⁻⁸⁾のうち最も精度が高いと思われるNEMAのMS1-1988(NEMA基準書)⁹⁾に従って行った。SNR測定の際にファントム内の

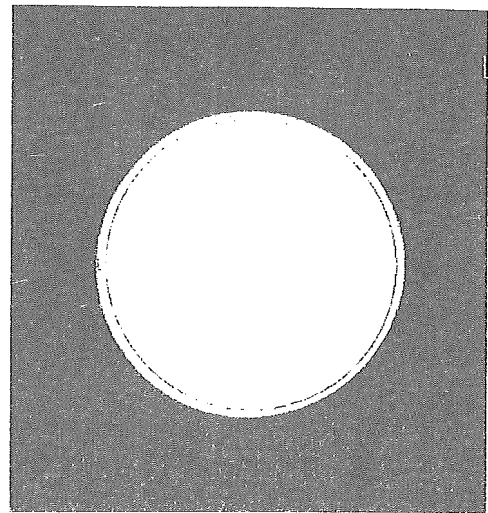


Fig. 1 Image of phantom for SNR measurement acquired using MRI.

ROIはFig. 1のように円形に設定し, ROIの面積は140cm²とした。測定用ファントムの撮像は、精度を高めるため、各TRごとに5回行った。SNRは温度による影響を受けることが報告されている⁹⁾ので実験中だけでなく、実験期間中常にエアコンを稼働させファントムも撮影室内に保管して、温度を26°Cに保った。補間、フィルタリング等画像表示に対する修正はSNRに影響を与えるので、すべてをOFFにした。本研究に使用した装置ではレーザーゲインを表示できないので、TRが400msのときを基準にサービスモードから固定する作業を行った。

3-2 TRとSNRの関係

SNRの測定結果をFig. 4~6に示す。Fig. 6より、TRに対するSNRの変化は直線的であり、最小二乗法により関係式

$$SNR=0.0512TR+1.35 \quad (100ms \leq TR \leq 1100ms) \quad \dots(1)$$

を得た。相関係数は0.991であった。

4. TRに対するコントラスト対雑音比(CNR)の変化

4-1 CNRの測定

TRは画像のコントラストに影響を与える因子である。高いSNRを得ても組織間にコントラストがつかなければ臨床に用いることはできない。そこでTRに対するcontrast-to-noise ratio(CNR)の変化を測定し、撮像に使うことのできるTRの範囲を調べた。

本研究では頭部の撮像を前提としているので脳ファントムを撮像した。撮像条件は3-1-1と同様にし、TRは8種類(100, 300, 500, 700, 800, 900, 1000, 1100ms)により撮像を行った。画像上で白質と灰白質

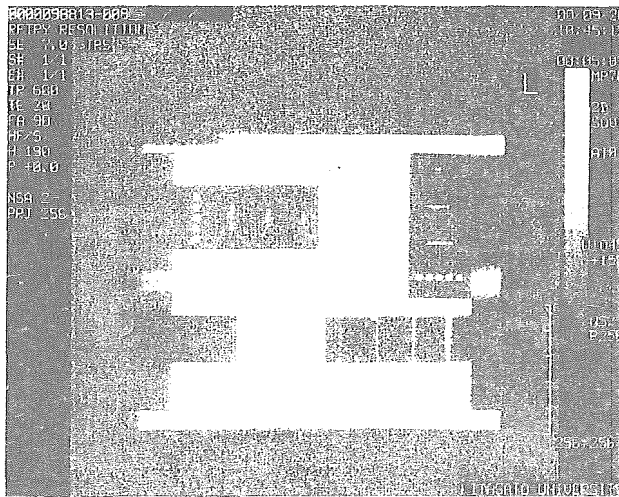


Fig. 2 Image of phantom for resolution measurement acquired using MRI.

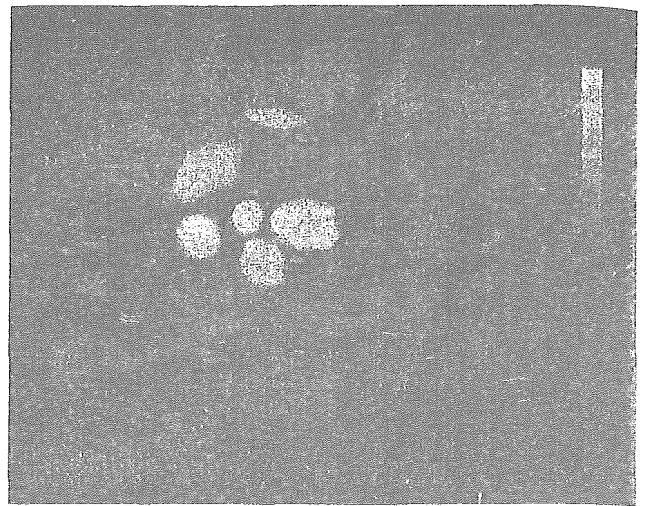


Fig. 3 Image of brain phantom acquired using MRI.

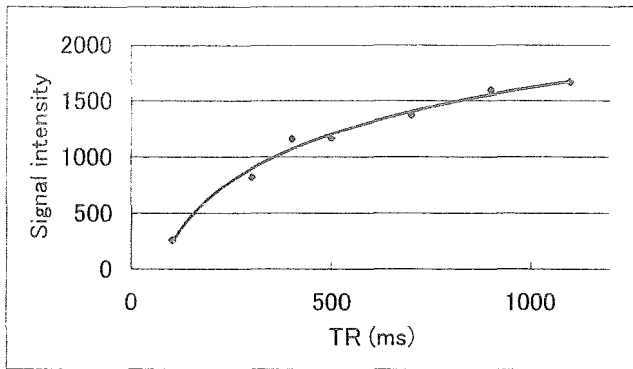


Fig. 4 Signal intensity as a function of TR.

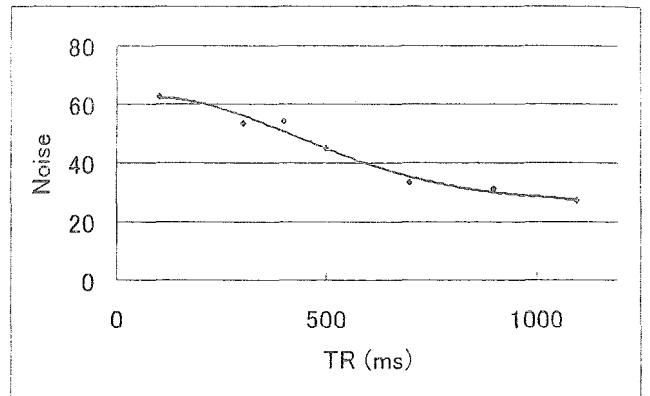


Fig. 5 Noise as a function of TR.

に見立てた部分の信号強度(それぞれWM, GM)と、ファントムの外側の部分の標準偏差(SD)を測定し、次式によりCNRを求めた。

$$CNR = \frac{WM - GM}{SD} \dots\dots\dots (2)$$

4-2 測定結果

Fig. 7はTRとCNRの関係を示したグラフである。グラフはTRが長くなるに従い、CNRが高くなった後低下する山型をしていた。TR1100msの画像は白質と灰白質の間のコントラストが低くなっているが二つを識別することができた。一方、TR100msの画像はノイズが多く識別し難い。そこでTR1100msのときのCNR30.2が識別可能な最低値と考え、白質と灰白質を識別することのできるTRの範囲は200msから1100msとした。

5. TRを含めた撮像条件とSNRの関係式の導出

従来知られているSNRと撮像パラメータの関係式は、

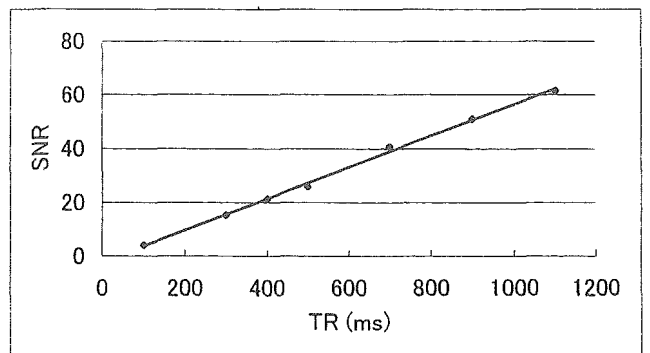


Fig. 6 SNR as a function of TR.

$$SNR = k \times \frac{FOV_R}{matrix_R} \times \frac{FOV_P}{matrix_P} \times thickness \times \sqrt{NEX \times \frac{1}{BW} \times matrix_P} \dots\dots\dots (3)$$

である¹⁾。matrixはマトリックスサイズ、thicknessはスライス厚、添え字のPは位相方向、同じくRは周波

数方向を示している。BWは受信周波数帯域幅である。kは比例定数であるが、(3)式に含まれるパラメータ以外のSNRに影響を与えるファクターがすべて含まれている。本研究ではTE、温度等のSNRに影響を与えるファクターを一定にしているの、kはTRのみの変数と考え

$$SNR = k(TR) \times \frac{FOV_R}{matrix_R} \times \frac{FOV_P}{matrix_P} \times thickness \times \sqrt{NEX \times \frac{1}{BW} \times matrix_P} \quad \dots\dots\dots (4)$$

とした。本研究で使用した装置では FOV_R と FOV_P は同じ値しか設定できないので、 $FOV_R=FOV_P=FOV$ と置いて(4)式を書き直す

$$SNR = k(TR) \times FOV^2 \times \sqrt{NEX} \times thickness \times \frac{1}{matrix_R \times \sqrt{matrix_P}} \times \frac{1}{\sqrt{BW}} \quad \dots\dots\dots (5)$$

となる。この(5)式を変形すると

$$\frac{k(TR)}{\sqrt{BW}} = \frac{SNR}{FOV^2 \times \sqrt{NEX} \times thickness} \times matrix_R \times \sqrt{matrix_P} \quad \dots\dots\dots (6)$$

と表され、実験で用いた数値を代入すると

$$\frac{k(TR)}{\sqrt{BW}} = \frac{0.0512TR + 1.35}{0.26^2 \times \sqrt{2} \times 7 \times 10^{-3}} \times 4096 = (31.3TR + 826) \times 10^4 \quad \dots\dots\dots (7)$$

となり、(5)式に(7)式を代入して

$$SNR = (31.3TR + 826) \times 10^4 \times FOV^2 \times \sqrt{NEX} \times thickness \times \frac{1}{matrix_R \times \sqrt{matrix_P}} \quad (200ms \leq TR \leq 1100ms) \quad \dots\dots\dots (8)$$

という関係式を得た。本研究で使用した装置は $matrix_R$ と $matrix_P$ が256に固定されているので、(8)式の $matrix_R$ と $matrix_P$ に256を代入し

$$SNR = (76.5TR + 2020) \times FOV^2 \times \sqrt{NEX} \times thickness \quad (200ms \leq TR \leq 1100ms) \quad \dots\dots\dots (9)$$

が導出された。ここでTRの単位はms、FOVおよびスライス厚の単位はmである。以後、これを統合式と呼ぶ。

6. 統合式の検証

6-1 検証方法

5.で得られた統合式の有用性を検証するために以下のような実験を行った。あらかじめ、検証のための基

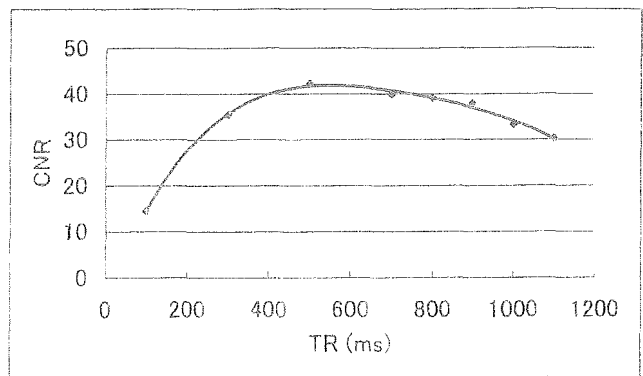


Fig. 7 CNR as a function of TR.

準となる画像を決め、基準画像に対して臨床の場合では必要となる撮像条件の変更を想定した。その変更に伴い得られる画像のSNRが、基準画像と同一のSNRになるような撮像条件を統合式から求め、その条件で分解能ファントムを撮像し、画像中の目的とするサイズのピンが確認できるかどうかで評価を行った。この際、信号強度、コントラストの補正は行わなかった。また基準画像よりSNRを下げた撮像条件で同様に分解能ファントムを撮像し、ピンが確認できるかどうかを評価した。ピンの確認法は、五つのピンの信号強度の平均値と、ピンのない部分の信号強度のコントラストを(10)式を用いて求めて評価した。

$$C = \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \times 100 (\%) \quad \dots\dots\dots (10)$$

6-2 基準画像の撮像条件の決定

基準画像は、 T_1 強調画像をベースに分解能ファントムを撮像し、0.5mmのピンが確認できる分解能を有する画像のなかでSNRが最低となる撮像条件の画像とした。その結果、TE 20ms、マトリックスサイズ256×256、FOV 190mm、NEX 2、スライス厚 7mm、TR 400msのときの画像を基準画像と決定した。

6-3 臨床における撮像条件変更の想定

臨床で起こり得る撮像条件の変更としては

1. 患者が動く等の理由で検査時間を短縮するためNEXを2から1にする場合
 2. 空間分解能を上げるためスライス厚を7mmから3mmにする場合
 3. 撮像範囲を広げるためFOVを190mmから250mmにする場合
- を想定した。

6-4 検証実験の結果

Tableは検証実験の撮像条件および検証結果である。

Table Scanning parameters of MRI at the time of verifying the unified equation, and the results of verification.

TR (ms)	FOV (mm)	Slice thickness (mm)	NEX	SNR	Contrast value (%)
400	190	7	2	11.68	15.5
400	190	7	1	8.26	8.5
580	190	7	1	11.74	12.0
550	190	7	1	11.16	8.0
400	190	3	2	5.01	1.5
950	190	3	2	11.45	15.2
900	190	3	2	10.87	9.6
400	190	3	10	11.97	17.1
400	190	3	9	10.62	8.7
400	250	7	2	20.22	43.7
220	250	7	2	11.71	19.6
180	250	7	2	9.81	7.1

6-4-1 NEXを変えたときのSNRの補償

基準画像のNEXを2から1にした画像では、SNRが下がるとともにコントラストが8.5%となり、0.75mmのピンを確認できなかった。NEXの減少により低下したSNRを基準画像と同一にするために統合式を用いて計算し、TRを580msにして撮像した画像はコントラストが12.0%となり、基準画像と同様に0.75mmのピンを確認できた。またTRを550msにした画像はSNRが下がったためコントラストが8.0%となり、0.75mmのピンは確認できなかった。

6-4-2 スライス厚を変えたときのSNRの補償

基準画像のスライス厚を7mmから3mmに変更して撮像したファントムの画像では、0.75mmのピンは確認できなかったが(コントラストは1.5%)、基準画像と同一のSNRにするためTRを400msから950msにした画像では0.75mmのピンを確認できた(コントラストは15.2%)。また、SNRを下げるためTRを900msにした画像では0.75mmのピンは確認できなかった(コントラストは9.6%)。基準画像と同一のSNRにするためNEXを2から10にした画像では0.75mmのピンを確認できたが、NEXを9にした画像では0.75mmのピンは確認できなかった(コントラストはそれぞれ17.1%、8.7%)。計算上基準画像と同一のSNRとなるようにTRを950msにして補償した画像と、同じくNEXを10にして補償した画像の撮像時間は、それぞれ8分6秒、17分4秒であった。

6-4-3 FOVを変えたときのSNRの補償

基準画像のFOVを190mmから250mmに広げることを想定してファントムを撮像した画像では、分解能が0.74mmから0.98mmに下がっているため、0.75mmのピンはぼやけてしまうが、1mmのピンは確認できた

(コントラストは43.7%)。基準画像と同一のSNRにするためTRを400msから220msにした画像では、1mmのピンを確認できたが、SNRを下げるためTRを180msにした画像では1mmのピンは確認できなかった(コントラストはそれぞれ19.6%、7.1%)。

7. 考 察

7-1 TRに対するSNRの関係式の導出

今回測定したTR100msから1100msの範囲では、SNRはTRに対して直線的に増加した(Fig. 6)。これは、TRの増加とともに信号強度は増加したが(Fig. 4)、雑音はTRの増加とともに減少したためと考えられる(Fig. 5)。相関係数は0.991で、TRに対するSNRの関係式は信頼性が高いといえる。

7-2 TRに対するCNRの変化

CNRはTRが長くなるにつれて一度高くなった後に低下した。これは、TRが短いときは雑音が大きく(Fig. 5)、TRが長くなるとプロトン密度強調画像に近くなり、コントラストが低くなったためと考えられる。

7-3 統合式の検証

統合式で求めた基準画像と同一のSNRとなる撮像条件で撮像された分解能ファントムの画像では、すべての画像において目的とするサイズのピンが確認でき、SNRを下げた撮像条件で撮像された画像では確認できなかった。すなわち基準画像と同じSNRになるように計算された条件で撮像された画像と基準画像とは、視覚的にはほぼ同一のSNRの画像が得られていたと考えてよい。また、スライス厚を薄くしたときのSNRの補償のためにTRを長くした画像とNEXを増やした画像

とを撮像したが、二つの撮像時間の間には2倍以上の違いがあった。したがって、SNRを上げる場合はTRで調整するのが時間的に有利であることが示された。SNRを下げる場合は、NEXで調整するのが時間的に有利であるが、NEXではSNRが下がり過ぎてしまう場合には、TRで調整するほうが良いと考えられた。

CNRの測定から、TRが200msから1100msまでの間で、白質と灰白質の間に十分なコントラストが得られることが示され、通常の臨床でのT₁強調画像で用いられるおよそ200msから600msの範囲では、問題なく使用できることが分かった。これらのことにより統合式は、臨床のT₁強調画像で十分利用可能であると考えられた。

8. 結 語

今回導出した統合式により、撮像条件の変更の際にTRをSNRの調整に使えることが示された。また、同一のSNRとなる撮像条件をいくつか求め、それらを比較することにより撮像時間が短縮できる可能性を示した。

謝 辞

本研究での撮像にあたっては、日立メディコ社の幾島弘司氏に測定のための装置の取り扱いについて助言をいただきました。ここに深く感謝の念を表します。

参考文献

- 1) 土井 司：より良いMR画像を得るために考えること—頭部MRI撮像法を例に—。日放技学誌，55(8)，752-758，(1999)。
- 2) Bloch F: Nuclear induction. Physical Review, 70(7,8), 460-474, (1946)。
- 3) 須網恵臣，小倉明夫，志垣隆一，他：MR画像による性能評価—第7報 施設間，装置間の比較 SNR，均一性—。日放技学誌，54(9)，1139，(1998)。
- 4) Price RR, Axel L, Morgan T, et al.: Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1. Medical Physics, 17(2), 287-295, (1990)。
- 5) Firbank MJ, Coulthard A, Harrison RM, et al.: A comparison of two methods for measuring the signal to noise ratio on MR images. Physics in Medicine and Biology, 44(12), N261-264, (1999)。
- 6) 日本磁気共鳴医学会 有効性評価委員会：NEMA基準書MS1-1988 「診断用MRIにおける信号・雑音比(SNR)の決定法」に対する解説およびコメント 日本磁気共鳴医学会，13(1)，82-85，(1993)。
- 7) Murphy BW, Carson PL, Ellis JH, et al.: Signal-to-noise measures for magnetic resonance images. Magnetic Resonance Imaging, 11(3), 425-428, (1993)。
- 8) National electrical manufacturers association: MS-1. Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic resonance imaging. NEMA, Washington, D.C. (1988)。
- 9) 若槻貴志，宇野康隆，小林正人，他：MRシステムにおける温度がSNRに及ぼす影響。日放技学誌，53(8)，1182，(1997)。

図表の説明

- Fig. 1 MRIを用いて得られたSNR測定のためのファントムの画像
 Fig. 2 MRIを用いて得られた分解能測定のためのファントムの画像
 Fig. 3 MRIを用いて得られた脳ファントムの画像
 Fig. 4 TRと信号強度の関係
 Fig. 5 TRと雑音の関係
 Fig. 6 TRとSNRの関係
 Fig. 7 TRとCNRの関係

Table 統合式検証の際の撮像条件と検証の結果

Volume 28 Number 3 June 2005
ISSN 0285-9262

Journal of Japanese Society of Nursing Research

日本看護研究学会雑誌

第31回日本看護研究学会学術集会
—プログラム及び内容要旨—

平成17年度日本看護研究学会総会
—議事事項—

Japanese Society of Nursing Research

日本看護研究学会

28巻3号

2.2) 在宅看護支援遠隔システムの構築

梅田徳男（北里大学医療衛生学部）

大川明子（名古屋市立大学看護学部）

【目的】

在宅患者の看護援助を行うとともに、在宅患者の安心感を増大させるため、病状観察・情報収集や本人・家族からの療養指導・相談が遠隔地から行える在宅看護支援実験システムを構築する。

【方法】

実験システムは在宅患者側システム、訪問看護ステーションシステムを含む医療機関側システムとする。システムのソフトウェアの管理はそのメンテナンスも考慮してすべて医療機関側で行う。在宅患者情報のプライバシー、情報の秘匿性・安全性・真正性の確保には電子透かし技術を利用する。在宅患者宅で構築システムに訪問看護師などの医療従事者がLoginする際、医療機関側での利用と同じ操作で当該患者の全情報が閲覧でき、情報入力も可能とする。この際、Login資格を患者、看護・介護者、医師の3段階とする。また、地域内での医療従事者の生涯教育システムとしての機能も持たせ、地域医療センターを中心として、患者の状況、対処法などの情報を、登録している医療従事者に配信できるようにする。さらに患者やその家族、訪問看護師の負担を軽減するためにデータ入力操作は簡便となるように配慮する。

【結果・考察】

1. 在宅患者システム：家族や患者自身が収集した血圧等のバイタルデータ、糖尿病患者などの慢性患者、退院予後患者の疾病管理情報を、医療機関側システムに電話回線を利用して自動伝送した。また、伝送データの経時変化をグラフ化して閲覧できるようにした。さらに、操作画面をタッチパネルとすることで、システム操作性がより簡便となった。2. 医療機関側システム：在宅患者から伝送されてくる毎日の医療情報を受け取り、訪問看護師が経時的な変化を観察できるように自動的にチャート化した。そのチャートを在宅患者にも返送できるようにした。また、これらのデータと医療機関内での在宅患者の医用画像や検査情報とを一連化し、画像診断所見までを添付できるようにした。3. 双方の共通システム：カメラ、マイク・スピーカーを利用したテレビ会議システムで、疑似対面相談可能なシステムとした。以上のシステム開発時にはダミーデータを利用するため、倫理面における新たな問題は発生しない。このため、倫理面での配慮は行っていない。

【まとめ】

患者はカメラシステムを通じ、医療従事者と疑似面談を行えるため、在宅患者の安心感が増加した。また、電子透かし技術を利用しているため、高い秘匿性を有する医療情報の安全な伝送を可能とした。さらに、患者データ入力が簡便なので、患者や訪問看護師の負担を軽減できた。今後はフィールドテストの実施を行う予定である最後に本研究の一部は厚労科研（H16-医療-021）、文科省科研（課題番号15209022）の補助を受けた。

Volume 28 Number 3 June 2005
ISSN 0285-9262

Journal of Japanese Society of Nursing Research

日本看護研究学会雑誌

第31回日本看護研究学会学術集会

—プログラム及び内容要旨—

平成17年度日本看護研究学会総会

—議 事 事 項—

Japanese Society of Nursing Research

日本看護研究学会

28巻3号

29) 外来がん患者の化学療法における遠隔看護支援教育システムの構築

大川明子 (名古屋市立大学看護学部)

梅田徳男 (北里大学医療衛生学部)

【目的】

外来化学療法が増加傾向にある中、その看護援助には患者やその家族を含めて、セルフケア能力を高めるような教育指導が必要となる。そこで本研究では外来化学療法を受けている患者とその家族が安心して快適に在宅生活を送ることができるための遠隔看護教育システムを構築した。

【方法】

既構築実験システムにデジタル自動血圧計を装備し、最高血圧値と最低血圧値、脈拍数を測定し、それと同時にシステムへ伝送・表示されるよう連結する。外来化学療法を受けている在宅患者への教育指導システムに必要な項目を選定し、システム設計にそれら項目を反映する。教育指導システムに必要な項目は先行研究文献を参考に、1. 化学療法に関する知識、2. 症状コントロール、3. 家族への支援、4. 社会資源活用に関する情報を取り上げ、システムの設計・構築を行う。直接被験者を介した研究ではなく、在宅患者側と医療機関側とを想定したシステム間をデジタル模擬回線で接続し、研究者間の実験としたことから本研究における倫理的な配慮についての検討はしなかった。

【結果】

デジタル自動血圧計を装備し、測定と同時に測定値をシステムへ自動入力できた。この結果、入力の手間や入力ミスを避けることができた。次に、1. 化学療法に関する知識については、治療を開始するための基礎的な知識について治療の流れや、治療に伴う副作用について解説し、理解できたらチェックするようにした。不明な点については直接質問・説明できるようカメラ・ボイスシステムを装備した。2. 症状コントロールについては、副作用対策の工夫について解説し、症状が出現した時、該当する項目を選択し活用する。また患者の苦痛の程度を把握するため、苦痛症状スケール SDS (Symptom Distress Scale) 13項目を適用し、帰宅後に回答できるようにした。3. 家族への支援については、自由に質問ができるよう相談画面を作成した。4. 社会資源の活用については、活用できる社会資源項目と連絡先を追加した。

【考察】

在宅と医療機関とを結ぶ遠隔看護支援教育システムは、必要な情報提供や治療に伴う副作用の対策ができ、外来で化学療法を受けている対象のセルフケアを高めることができると考えられる。今後、患者やその家族が安心して快適に社会生活を過ごすことができるように、治療別や症状別システムなど個別性を明らかにする必要がある。またこのシステムを地域間の連携システムの構築へと拡充する必要がある。

最後に本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金 (No. 16791382) の補助を受けた。

jans

第25回

日本看護科学学会学術集会

講 演 集

会長 新道幸恵

会期 2005年11月18日-19日
会場 青森市文化会館
ホテル青森

○梅田徳男¹⁾, 大川明子²⁾

1) 北里大学 医療衛生学部/大学院医療系研究科,

2) 名古屋市立大学 看護学部

【はじめに】在宅医療支援システムの多くが、高齢者や在宅患者を主な対象としているにもかかわらず、バイタルデータ入力の手入力である等、システムの操作性に多くの問題を持っている。また、バイタルデータ測定機器は、測定データの書式が測定機器ごとに異なり、各バイタルデータを一元管理できない。そこで本研究では、異なるバイタルデータ測定機器を選択でき、それからのデータを統合できるアプリケーションソフトウェアを作成して在宅看護支援システムを構築する。

【構築システムの概要】構築システムは患者宅システムと訪問看護ステーションシステムとで構成した。患者宅におけるバイタルデータ測定機器は、血圧・脈拍計、血糖値測定器、体重・体脂肪計、体温計とした。さらにPCをシステム本体とし、ネットワークや電話回線を利用して1回/1日バイタルデータを訪問看護ステーションに伝送でき、連携個人病院内の当該患者の既存情報に自動連結できるようにした。伝送時には電子透かし技術を利用して患者情報の秘匿性を確保した。患者宅システムでは操作性を向上させるためにキーボード入力をなくし、指紋認証によるLogin、タッチパネルによるバイタルデータの入力を行えるようにした。さらに各患者入力バイタルデータを各患者用データベースに統合する変換ソフトウェアも作成した。

【結果と考察】患者の罹患状況によってバイタルデータ測定機器を選択して、患者個々のバイタルデータの取得が可能となった。また、これらの表示時には、バイタルデータを自動的にチャート表示させたため経時変化を一見できた。さらに日々のバイタルデータが正常範囲か異常範囲かの評価も一見できた。連携個人病院の主治医がこれらの情報を利用して患者のバイタルデータに関する評価・検討を行い、その結果を患者に伝えることで、主治医と患者とで患者の健康管理が在宅しながら行えるようになった。

以上、ダミーデータを利用したシステム開発後のシステム試行に際しては、患者の人権およびプライバシーに十分配慮し同意を得た上で行う。

【結論】本システムはシステム操作性の向上が図られ、患者個人の疾患に応じたバイタルデータ測定機器の選択を自由に行うことができるシステムとした。また、秘匿性を確保した安価な構築システムとした。最後に本研究の一部は厚労科研(H16-医療-021)、文科省科研(課題番号15209022)の補助を受けた。

在宅患者を対象とした訪問看護支援システムの構築

梅田徳男 北里大学医療衛生学部

大川明子 名古屋市立大学看護学部

山本晴章 やまもとクリニック

【はじめに】患者の多くは、できるだけ地域・家庭において日常生活を送ることを望んでいる。また、60歳以上の半数が自宅での療養を希望しているため、訪問看護の需要が高まっている。

【目的】本研究では訪問看護を支援する実験システムを構築する。システム構築に当たり、在宅患者に安心感を与えられるシステムとすること、操作が簡便であること、とする。また、訪問看護師などの医療スタッフにはシステム操作性の利便性と共に作業負担の軽減を目指したシステムとする。

【方法】実験システムは在宅患者側システム、訪問看護システムを含む医療機関側システムとする。システムのソフトウェアの管理はそのメンテナンスも含めて全て医療機関側で行う。構築システムへの Login には在宅患者、看護・介護者、医師の3段階の資格を設け、閲覧・入力可能な医療情報を区別する。また、カメラ・ボイスシステムをシステムに装備することで、在宅患者の褥瘡状態を医療機関側に伝送し、その場で相談できるようにする。さらに、在宅患者やその家族の負担を軽減するためにデータ入力操作は簡便となるような配慮や訪問看護師の報告書作成の支援をも行う。

【結果・考察】Login 資格を3段階にすることで、在宅患者宅でも構築システムを利用して訪問看護師などの医療従事者は、医療機関側でのシステム利用と同じ操作で当該在宅患者の全情報が閲覧でき、情報入力も可能となった。また、カメラ・ボイスシステムを装備したことで、在宅患者は①訪問看護師と疑似対面相談が可能となったこと、訪問看護師は②患者宅を訪問することなく相談に対応可能となったこと、③在宅患者の状態が把握できるようになったこと、訪問看護師が患者宅を訪問した場合には、④褥瘡の様子を写真撮影し、担当医とその場で相談できるようになった。これらにより、在宅患者の安心感が増加すると予想され、訪問看護師も担当医と相談することでセカンドオピニオンが得られるようになった。さらに、⑤報告書作成に際してもこれら在宅患者の医療情報が報告書に転用できるために、在宅患者に向き合う時間が増加した。

以上のシステム開発時にはダミーデータを利用するため、倫理面における新たな問題は発生しないが、システム試行に際しては在宅患者の人権およびプライバシーに十分配慮し同意を得て行う。

【まとめ】在宅患者は医療従事者と疑似面談を行えるため、また訪問看護師はいつでも担当医と相談できるため、安心感が増した。また、在宅患者データ入力が簡便なので、在宅患者や訪問看護師の負担を軽減できた。今後はフィールドテストの実施を行う予定である。

最後に本研究の一部は厚労科研(H16-医療-021)、文科省科研(課題番号 15209022)の補助を受けた。

日帰り手術における遠隔看護支援システムの構築

大川明子 名古屋市立大学看護学部

梅田徳男 北里大学医療衛生学部

山本晴章 やまもとクリニック

【目的】日帰り手術は医療技術の進歩や医療費削減、また患者にとって入院することなく手術を受けられることから、日常生活への影響が少なく、治療費も安くなるなどの利点があるため希望者が増加している。しかしこれまでの術前・術後の管理については患者や家族に委ねられる部分が多い。術前・術後の説明はコーディネーターが電話相談にて対応をしているのが現状である。

そこで本研究では在宅と病院施設とをインターネットで結んだ遠隔看護システムを構築し、安全・安心して手術を受けることができ、在宅で療養することができるシステムを構築する。

【方法】在宅側 PC と施設側 PC とをインターネット回線で繋いだ双方向実験システムを構築する。システムの内容は、術前と術後とに在宅で、患者または家族が必要とする準備やセルフケア内容に関すること、術前用には日帰り手術計画画面を作成し、手術内容を理解できるようにする。その際、手術室の案内や手術担当者の紹介をビデオや写真画像に取り込み、映像で見られるようにした。また患者の理解度を把握するため、尺度を作成し回答項目を設定する。次に、手術当日に関する内容画面を作成し、手術計画画面と同様に理解度を把握する尺度を作成し回答項目を設定する。術後は、合併症起こすことなく早期に回復できるための日常生活の留意事項に関する画面を作成する。また電話相談に替わるものとして、カメラ・ボイスシステムをシステムに装備する。

直接被験者を介した研究ではなく、在宅側と施設側とを想定したシステム間をデジタル模擬回線で接続し、研究者間の実験としたことから本研究における倫理的な配慮についての検討はしなかった。

【結果】双方向実験システムであることから、綿密な確認と把握をすることができ術前・術後の管理支援システムとなった。また映像を用いて案内・説明したことにより、視覚から患者自身や家族がなすべきことを把握できたので、術前説明や手術当日、術後説明をイメージしやすく手術に対する安心感が増加した。

【考察】これまで周手術期において看護介入を行っていた部分の大半は、在宅での自己管理となっている。日帰り手術は低侵襲であるが手術を受ける患者や家族にとっては不安であり、自己判断が必要な場面が多い。本構築遠隔看護支援システムは、必要なときに情報を得ることができ、相談することができることから患者や家族の精神的援助にもつながると考えられる。今後はフィールドテストを行い、患者の利用評価を調査していく必要がある。