

◆ミニシンポジウムA◆

看護実践にいかすテクノロジー

VTRを用いた食行動の分析

千葉大学看護学部

齋藤 やよい

はじめに

食事指導場面では過食や消化吸収の問題から、「早食い」の修正がしばしば取り上げられます¹⁾。しかし、「早食い」行動をアセスメントするためには、通常用いられる主観的感覚や食事摂取所要時間では十分とはいえ、修正すべき点を明確にできないまま、一般的な指導を行っているのが現状です。

私は日常気軽に手にしているビデオレコーダーを「テクノロジー」とし、人の基本的欲求である食行動をいかに観察、評価できるかについて考えてみました。

VTRで食行動の何を記録できるか

食行動には単に栄養を摂取するための咀嚼、嚥下の視点のみならず、それを捕獲することや、摂取しようとする心理的・身体的準備、さらにそれを摂取し、満足するというさまざまな要因が含まれます。しかし、VTRによってこれらすべてを記録することは不可能であり、何をどのように記録できるかを、まず考えておかなければなりません。今回は摂取行動にのみポイントをおき、定量的に観察できるものは何かについて考えてみました。

摂取しようとしている食物の硬さ、味、食べる早さ、口へ運ぶ量、嚥む力などを確認したり、予知したりする段階はVTRによって正確に記録することはできません。また、食塊が口腔から咽頭へ移送され、咽頭を経て食道へ入る段階も記録することはできません。

しかし、食べ物を口腔内に取り込み、咀嚼によって細かく粉碎、臼磨し、一回で飲み込めるかたまり（食塊）にするまでの動作は、回数や量によって客観的に記録することが可能です。

以下に、これらの観察ポイントによって早食い行動を評価し、アセスメント方法について考察した研究結果^{2) 3) 4) 5)}を紹介します。

方法

対象は都内企業に働く成人男子ボランティア166名(42.7±9.3歳)とし、職員食堂内の3テーブル、6席で同一の食事(757Kcal, 重量580g, 飲み物200ml)を摂取している場面をホームビデオレコーダーで録画しました(図1)。なお、ビデオカメラの位置は口唇、下顎オトガイ結部、および下顎角が撮影できるように、前方と両側の3方向と床上120cmに準備し、撮影による心理的影響を避けるために、着席位置から4m離し、観葉植物を設置しました。また、この環境は慣れの効果を期待して、実験以外の時にも同様としました。

摂取行動は、(1)総摂取量、(2)摂取時間、(3)口に運んだ回数、(4)咀嚼回数、(5)休止時間、(6)摂取量の推移をビデオ記録し、再生したデータは2名の観察者が同時に分析しました。

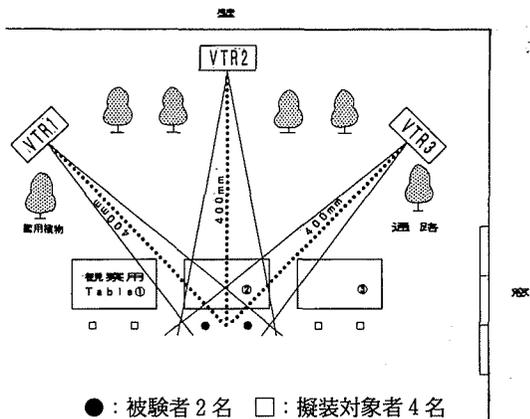


図1 ビデオカメラ設置位置

結果および考察

対象者の平均食事摂取時間は7.3±2.5分であり、食事を28.2±7.9回口に運び、382.5±68.3回咀嚼しました(表1)。さらにこれを最大摂取率、摂取ピークの

VTRを用いた食行動の分析

時期（前半、中盤、後半）、ピークの数の3つの点から分析し、異なった特徴をもつ6つの食事摂取スタイルを分類しました（図2、表2）。

表1 観察項目の平均値

| 食事摂取スタイル | | mean±SD |
|----------|-------|------------|
| 被検者名 | 名 | 166 |
| 総摂取重量 | (g) | 559.0±32.2 |
| 摂取所要時間 | (min) | 7.3±2.5 |
| 運び回数 | (回) | 28.2±7.9 |
| 咀嚼回数 | (回) | 382.5±68.3 |
| 休止時間 | (min) | 0.9±0.6 |

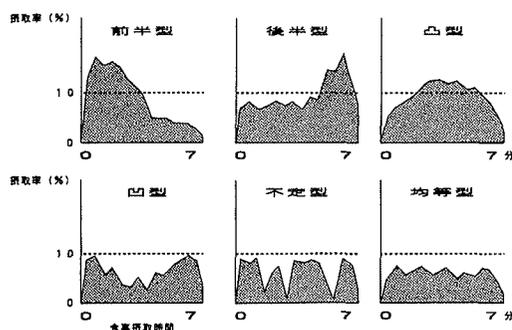


図2 食事摂取率の推移と食事摂取スタイル分類

30秒間の最大摂取率が10%を越えたもののうち、ピーク時間が開始直後にあるものは43名（25.9%）、後半にあるものは25名（15.1%）あり、明らかなピークを持つことから、それぞれ「前半型」「後半型」と命名しました。

また、最大摂取率が10%を越えない型は3スタイルあり、ピークが中央に1つある「凸型」（66名、39.8%）と開始直後と終了直前の2つの時期にピークがあ

る「凹字型」（15名、9.0%）、さらに10%を越えないピークが3つ以上あり、かつ15秒以上の休止時間が複数ある「不定型」（1名、0.6%）が分類されました。6つ目は明らかなピークを持たず、ほぼ一定の摂取量で推移する「均等型」であり16名（9.6%）が該当しました。

なお、この6つのスタイル間には平均年齢、食前の空腹感・口渇感、自覚症状、睡眠時間、嗜好、通常の食量には差はありませんでした。このうち「早食い」を代表する食べ方は「前半型」であり、同じ時間でも最も身体への負荷が大きい事が明らかでした。

研究成果の臨床への応用

このようにしてみると、VTRによって「早食い」の原因が咀嚼にあるのか、口への運びにあるのか、1口量なのか、など修正すべきポイントを具体的に提示することが可能となります。前半型では食べ初めの3分間だけ「ゆっくり」食べることを意識させることで、より負荷の少ないスタイルに変化させることも可能でした。また、ビデオ観察法によって得られた食事摂取スタイルの分類は、食行動の定量的な分析のみならず、食べるスピードに影響を及ぼす外的要因（食物温度⁴⁾、同席者の属性⁴⁾、音楽、皿の数³⁾など）を検討する尺度として応用することが可能です。たとえば皿の数では、「前半型」を修正するためには5皿が最も有効という結果を得たが、これを活用すれば同じ食事でも5つに小分けすることだけ実行するよう指導することによって、無理なく「早食い」の修正を期待できます。

また、VTRで自分の食べる姿をみることで、自己の客観視を促すこともできます。食べ方の善し悪しではなく、自分がどれだけ余裕を持って、楽しみながら食事ができているのかを評価するのです。

表2 食事摂取行動を構成する要因の比較（分類別）

| 食事摂取スタイル | | 前半型 | 後半型 | 凸型 | 凹型 | 不定型 | 均等型 |
|----------|-------|--------------|------------|------------|------------|---------|------------|
| 頻度 | 名(%) | 43 (25.9) | 25 (15.1) | 66 (39.8) | 15 (9.0) | 1 (0.6) | 16 (9.6) |
| 総摂取重量 | (g) | 560.0±20.5 | 562.8±18.6 | 554.4±28.8 | 568.3±15.6 | 580.0 | 571.1±9.5 |
| 摂取所要時間 | (min) | 7.0±2.4 | 6.8±0.8 | 7.3±1.2 | 7.5±1.3 | 7.4 | 7.7±0.7 |
| 運び回数 | (回) | 22.6±4.0** | 25.3±2.2 | 31.4±5.2 | 29.2±5.3 | 23 | 28.5±1.3 |
| 咀嚼回数 | (回) | 411.5±66.3** | 385.5±41.6 | 370.1±22.6 | 338.5±59.1 | 359 | 406.2±17.9 |
| 休止時間 | (min) | 2.2±0.6** | 1.0±0.3 | 0.7±0.3 | 1.3±0.6 | 2.8 | 0.6±0.2 |

* p < 0.05 ** p < 0.01

これは食事介助者についても同様であり、介助者のスピードが速いために起こる高齢者の誤嚥も指摘されていますが、「患者にあったペースで」というフェーズで難しい表現より、画面をみながら自分がどんなスピードで介助しているのかを知ることは、患者の食への満足度を高めるために重要です。

VTR 観察をするための条件

さて、ここで改めて VTR 観察法について考えてみます。

人の行動を意図的な操作を加えない自然観察法は、直接観察法と間接観察法に分類されます。このうち直接観察法は、観察者と被観察者の間になんら計画的装置がなく、観察に続いて記録される方法です。ここでは人間の五感が測定尺度となり、その精度の質の保証と統一が観察の質を左右します。また、人の目に見つめられた時の、心理的影響も無視できません。さらに再生できないことは最大の欠点です。

これに対して間接観察法の VTR 観察法は、計画的装置を介し、まず記録し、のちにそれを観察、分析する方法です。再生できるメリットはありますが、場の雰囲気や表情を記録できず、画面の精度や範囲の制限のために微妙な表情の変化や相互関係を写し出すことは困難です。したがって、VTR では観察すべきポイントを明確にすることが重要であり、人の五感のすべてを代用できると考えることは非常に危険です。

看護場面で VTR を用いる時には、道具としての妥当性と情報の信頼性を確認しなければなりません。いくらビデオで詳細に観察しても、場面の雰囲気や気持ち、ここでいう満腹感や満足感を観察する道具としては妥当ではありません。観察できる項目も、定量的に表現できなければ VTR 測定が妥当であるとは言えないでしょう。

たとえば、今回用いた咀嚼回数はあくまでも画面上の推定です。事実と一致していないかもしれません。筋電図で測定した回数との一致率を確認し、観察が可能であるか否かを判定して初めて、咀嚼回数を観察項目に入れることができます。この研究では筋電図からみた咀嚼回数と画面から観察した回数が平均88.1%一

致したことを確認しました。

そして2つ目は情報の信頼性の問題です。その場に同席しない画面をみるわけですから、観察者によって評価基準が異なることもあります。そのために観察者間の一致率、および観察者内での再現率を見ておきます。一般には80%以上に高めておくことが望ましいとされていますが、今回は練習用ビデオによる訓練によって観察者間84.7%、観察者内92.7%まで高めることができました。

身近にあるホームビデオも限界を知り、観察ポイントを明確にし、事前の調整を行うことで看護場面の行動観察に大いに活用できると思います。

おわりに

私たちの五感の実態をみることでは VTR よりはるかに優れています。しかし、見るべき対象は私たちの情報処理能力をこえて膨大な情報を放ち続けています。VTR の限界を認識しながら活用することは、情報量を確保し、看護アセスメントの質を向上させるばかりでなく、実施した看護の評価にも活用できます。また、VTR に記録できない私たちの五感による観察の確かさを証明することにもつながるでしょう。今後も VTR の活用法について検討していきたいと思っています。

引用文献

- 1) 斎藤やよい, 平井 昭他: 食事摂取スタイルが循環系に及ぼす影響について, 日看研雑誌, 15(2), 15-22, 1992
- 2) 斎藤やよい: ビデオ観察法による食行動に関する研究, 民族衛生 61(5), 276-284, 1995
- 3) 斎藤やよい: 虚血性心疾患患者の食事摂取スタイル(その3), 食器の数が及ぼす影響について, 日看科会誌, 15(3), 25, 1995
- 4) 斎藤やよい: 虚血性心疾患患者の食事摂取スタイル(その2), 食事摂取スタイルに影響を及ぼす要因, 日看科会誌, 14(3), 220-221, 1994
- 5) 斎藤やよい: 虚血性心疾患患者の食事摂取スタイル(その1), 日看科会誌, 13(3), 126-127, 1993

◆ミニシンポジウムA◆

看護実践にいかすテクノロジー

圧力測定を用いたタッチの熟達性の評価

東京女子医科大学看護短期大学

澤井映美

1. はじめに

東京女子医科大学看護短期大学基礎看護学では、人間工学の視点で看護をみていくということを積極的に行っている。現在、勉強会と看護技術に関する研究の主に2つの活動を行っている。本シンポジウムの座長である愛知みずほ大学人間科学部斎藤真先生はじめ、工学系の先生方や他の看護系大学の方々との交流と支援を戴きながら長年これらの活動をすすめている。勉強会の方は「看護と人間工学研究会」と称し、この領域に関心のある方々とオープンな形で毎年学習を重ねている。また、研究活動としては、現在「血圧測定技術」と「看護者による機能的で快適なタッチ」の2つを研究テーマとしてすすめている。

本シンポジウムでは、足掛け4年取り組んでいる「看護者による機能的で快適なタッチ」の研究の方を紹介し、看護実践にいかすテクノロジーの話題提供としたい。

本研究は、「看護行為を行う際の機能的で快適なタッチ」に着目し、看護行為を達成しつつ、やさしく快適なタッチの解明を最終的な目的としたものである。看護実践では、「手」で患者の身体に触れることが非常に多いが、機能的で、やさしく、快適に触れる熟練看護者の技を、科学的に解明できないかと考えた。熟練看護者の持つ技が科学的に解明され、教育にも活用されれば、初学者でも熟練看護者の技に早く近づくことができ、臨床看護の質の向上に役立つ。まず、その第一段階として、熟練看護者の手の圧力測定の実験を行い、タッチの熟達性の評価を行った。

2. 研究の方法

実験で取り上げた動作は、看護者が患者の下腿を挙上→保持→降下する動作とした。圧力測定用具は、安価で簡便なことから富士フィルムの圧力測定システム

プレスケールの超低圧用を使用した。プレスケールは、圧力が加わり発色剤層が壊れると顕色剤層に赤い発色点となって出現するもので、発色点の大きさを圧力値に換算できるものである。

被検者は、熟練看護者9名と初学者（看護学生1年）10名の2群である。被検者はベッドの右サイドに立ち、臥床した患者役の右下肢を挙上する動作を行う。左手は患者役の膝関節後面付近、右手はアキレス腱付近に真横から差し込み、両手で25cmの高さ迄挙上し5秒間水平位を保持した後、降下する（図1）。この動作を素手で2回、圧力測定用具を装着して2回行い、素手の時には患者役の主観によるタッチの感触を記録した。

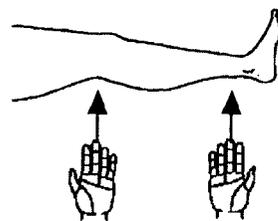
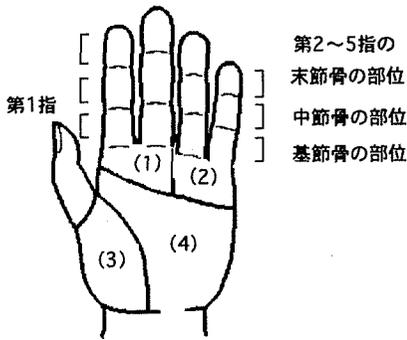


図1 下肢挙上時の手の位置

最も効果的で効率よく働かせる手のポイントを推定することと、測定用具自体の適用の限界から、部位別の順位を算出し分析に用いた。解析方法は、フィルムに出現したプレスケールの発色点の大きさを圧力値に換算し、部位別に合計する。被験者毎に、圧力値の合計が大きかった順に部位に順位を付け、被験者全員の順位から部位別に平均値を算出する。この方法で算出した数値を「平均順位」と称することにした。順位であるから、数値が小さいほど「平均順位が高い」、数値が大きいくほど「平均順位が低い」ということになる。

3. 研究の結果及び考察

手全体を8つの部位に分け、平均順位をみた。8つの部位の分け方は図2のごとくである。第2～5指の分け方については、指骨別の横の区切りで見た。左手は熟練者は手掌(4)が1番平均順位が高く、初学者では末節骨の部位であった。初学者は、左手も右手も平均順位の2～3番目は指掌面で、手掌ではなかった(図3)。



(指掌面4区分)
(手掌面4区分) 8区分
図2 手全体の区分

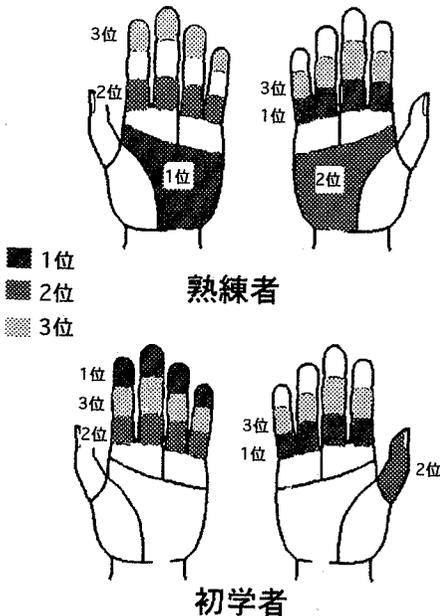


図3 平均順位1～3位の結果

次に手掌部の区域内、第2～5指の区域内は図4のように区分した。各区域内の結果は図5に示す。

手掌部は、熟練者は平均順位が1番高かった部位は左右同一であったが、初学者では異なった(図5)。

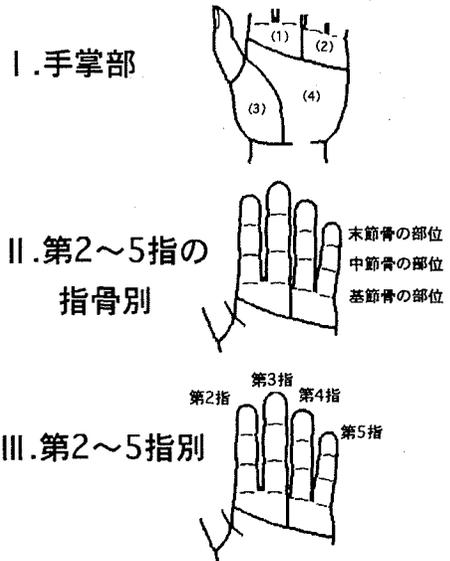


図4 部分での手の区分

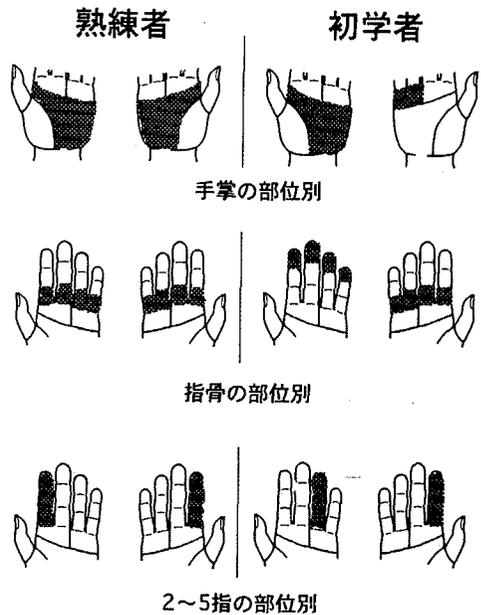


図5 平均順位1位の部位

第2～5指を指骨の別でみると、熟練者は基節骨の部位で同一部位であるのに対し、初学者では左手は末節骨の部位、右手が基節骨の部位と異なっていた。

第2～5指を指別でみると、熟練者はいずれも第2指で同一部位であるのに対し、初学者は、左手は第4指、右手は第2指で左右異なった部位であった。

以上の結果からひとつ考えられることは、特に左手の場合、熟練者の左手は指の付け根をよく使い、初学者は指先をよく使っていた。我々は経験上、看護学生は指先に力を込めて、体位交換などを行っていることを感じているが、左手に関してはこれを裏付ける形となった。指先に力を入れる支え方は、対象物を掴んで挙上する形になり、指の付け根で支えて挙上するのでは、手のみならず姿勢や筋肉の使い方、身体のバランスの取り方も異なってくるところである。また掴んで持つ支え方は、患者にとって心地よくないタッチであるともいえる。

熟練者では、左右の手で平均順位1位の一致が多かったが、初学者は、左右で1位が一致しない。また熟練者と初学者の右手同士では違いが少なく、左手同士は違いが多かった。これらの結果については、支持面の重さや形態が影響していると思われる。初学者は、軽く細い足首の部位は優しく支えることは熟練者と同じように挙上、保持することが可能でも、重く面積が広い膝下の部位は、患者の快適さよりも自分の持ち易さを優先させ、支持面を掴んで挙上するやり方になってしまうと考えられる。一方、熟練者は、支持面の重さや形態が異なっても、手の使い方を調整し、患者にとって快適な持ち方を工夫しようとしたと考えられる。

初学者との比較により、このような熟練者の手の使い方があきらかになった。

この後、同じ動作を、右下肢でなく左下肢を挙上する実験も行っているが、今回の発表では割愛する。

4. 看護実践に生かすテクノロジーの観点から

圧力測定からみた看護評価の話題に戻る。

機能的で、やさしく、快適に触れる熟練看護師の技を、科学的に解明したい、というのがこの研究の最初の動機である。一方、そのような「看護の技」というべきものは、従来経験的に体得するものであった。また、看護師が素手で患者にふれるということ、これは看護が将来どんなに機械化がすすんでも、看護の原点

として大事にされていく部分である。人が人に触れていく、このようなデリケートな部分を解明しようとすることは容易なことではない。「看護師による機能的で快適なタッチ」の研究についても多種多様な要因が絡んでいる。患者—看護師の人間関係の側面、看護師の看護観の側面、患者の心理的側面、ケアを提供する場の問題等があげられ多角的なアプローチが必要であり、当然テクノロジーのみで解明できるものではない。

現状では大所高所からの看護技術論は多いが、科学的な看護技術の解明は端緒についたばかりである。筆者らはテクノロジーを使っての、具体的、系統的な分析も必要であり、意義あることと考え、研究をすすめている。このようなテーマは、一見テクノロジーからは遠い部分のように見えるが、それを使って解明される部分があるのではないかと考えている。

当初は実験方法一つ考えるのにも、全く手探りの状態ではじめたが、幸いにも斎藤真先生のお力をお借りし、研究デザインを形づくることができた。我々看護系の間人だけでは、研究テーマを実験に持って行くまでには、能力的にも知識量でも限界がある。テクノロジーを使っていくためには、人的資源も必要であることを痛感したが、工学の専門家というだけでなく、看護を理解している人的資源であることが重要である。

我々の研究テーマでは、タッチする方される方、両者とも人間である。それでは圧力測定をするには、双方とも実験条件に不確実な要素が多すぎるので、第一段階としては、どちらかを物体に変えて、片方の条件を固定したらどうかとアドバイスされた。工学の専門家からみれば、実験の基本であろうが、筆者ら看護の立場からみれば、人が人にタッチすることを重要視し、たとえ実験であってもその前提で行うことにした。しかしなるべく条件を固定するようにし、患者役を固定したり、環境や場の条件を一定にしたりの工夫をした。

本研究では、それまでの「看護と人間工学」の勉強会活動や研究を通して、看護の側も人間工学を理解し、人間工学の専門家であられる先生も看護を理解され、ということがあったからこそ、看護の側でやりたい研究をかたちづくることができたと思っている。

「看護師による機能的で快適なタッチ」も最初の実験から、第二段階の実験へ進めたいと考えている。その一番大きな理由は、測定用具であるプレスケールを

圧力測定を用いたタッチの熟達性の評価

このような圧力測定に用いることの限界からである。プレスケールは、安価で簡便であることから、まず第一段階の実験で用いたが、本来は工業分野の接触圧、圧縮圧などを測定するもので、双方とも柔らかい生体の圧力を正確に測定するには不向きな面がある。プレスケールによる圧力測定で、熟練者の手の使い方のお

おまかな傾向を知ることができたが、「機能的で快適なタッチ」の解明には、さらに信頼性の高い測定用具で測定しなくてはならない。そのために現在測定用具を考案している。このような器械器具の開発や作成にも、工学の専門家の支援が必要とされる場所である。

力測定を用いた看護動作の分析

—立位から座位介助時の重心の軌跡—

自治医科大学看護短期大学

大久保 祐子

私たち看護者は、患者にさまざまな看護を提供しています。看護を動作という視点でとらえてみますと、患者看護者ともに身体の動きを必要としない精神的な支えや教育活動もありますし、目的を果たすためには必ず動きが必要となる清拭のような看護、体の動きそのものが目的となる体位変換や移乗などに分けて考えることができます。動きを伴う看護行為の中には、大きな力を必要とする動作や、不自然な姿勢であったり、一定の時間同じ体位を続ける必要のある行為も含まれています。援助者に腰痛などの身体問題を引き起こす危険な看護動作に対する解決策を見いだすことは、私たちの課題であるといえます。しかし全ての身体問題を引き起こす看護動作の分析は容易ではありません。それぞれのケースの変数は多めで、要因が複雑に絡み合っていることは容易に想像できます。変数となりうる因子は、患者の健康障害の種類、健康の段階、身長・体重などの身体の特徴、動作への積極性や協力を引き出す心理的因子など。また、看護者側のボディ・メカニクスの活用、身長・体重・筋肉の付き方や力の強さなどを含めた身体の特徴、動作に専念できる状況であるかに関連した心理的因子、持病の有無・持っている力を十分に活用できる状況であるかに関連する健康状態、勤務時間などの身体的・精神的疲労の原因となったり、一人で行為をするのか複数でするのかの制約条件ともなったりする労働条件。動作をする周辺の環境や動作時に使用できる有効な器具・機械の存在など。このように多くの因子が関連しているのです。その動作一つ一つの測定を行い、積み上げていくことが必要になっていくと考えられます。

患者の動作への援助は、看護職以外にも多くの職種がかかわる分野であり、作業療法・理学療法・介護な

どの分野でも、研究が進められています。中でも理学療法は患者の基本的運動能力の回復を目的としているので、動作分析を盛んに行っています。看護職は、重症度が高く日常生活動作の全面的介助が必要な対象から、退院間近の人や健康な人まで対象とする職種ですから、動作の解明を目指す他の職種と共に、患者の動作や援助者の動作を考えていく必要があると考えます。また、測定・計測機器の専門家としての機械工学・計測工学・電子工学など、さらに動作の明確かにより得られた問題を反映し解決していくために看護管理・病院管理など様々な分野の専門家をも巻き込んでいくことが、必要になってくると考えます。

動作を分析していく上で近年のテクノロジーの進歩、特にコンピュータ技術の発達是我々に強く味方し、様々な動作分析機器が開発されています。

動作分析の測定方法には様々なものがあります。一例を用いて紹介しますと、ビデオなどの画像による時間・動作回数因子の分析・接触点にかかる力を直接的に測定する力学的因子の分析、変位・加速度・角速度など身体各部の位置とそれらの変化を計測する運動学的因子の分析、筋電図などによる生理的因子の分析、酸素消費などから運動効率を判定する代謝学的因子の分析、力学的データと運動学的データを計算しモデルの動きをシミュレートする数学モデル解析、これらの方法を連動させた総合的な分析、があります。

私が東京電機大学の小川教授との共同研究で使用している力測定の原理は、ゆがみゲージというセンサーを用いて、金属が押されることによりごくわずかにたわむのを、電流の変化として計測し、それを力に換算することのできるものです。

力測定を用いた看護動作の分析

力測定を利用してさまざまな力を測定することができます。どのようなことが測れるのかわかりやすい例として、足浴の後片付けで床の上の15kgの水の入ったバケツを持ち上げ、降ろすという動きで紹介します¹⁾。(図1)

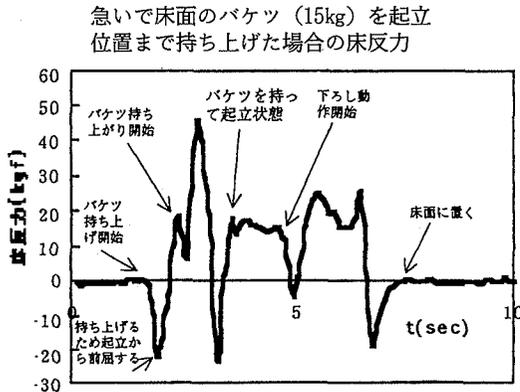


図1 バケツ持ち上げ時の床反力

立位の静止状態からバケツを取るために下に動き始める時に下向きの加速が生じます。丁度良い位置に上体が止まるためには減速して停止します。バケツの取っ手を持つと、次にバケツを持ち上げるために、今度は上向きに加速を付け持ち上げます。また止まるために減速します。15kgの物を持って直立していれば、15kgの床反力が得られます。降ろすときも加速減速をし、元の姿勢に戻るときも加速減速をします。

このように床反力の測定により動作が重力に対しどのような行われているのかを知ることができます。この床反力に測定位置を合成していくと、測定対象の重心位置がわかります。

このような、ゆがみゲージによる力測定機器フォースシューズ、フォースプレート（いずれも東京電機大学製）を用いて、東京電機大学の小川鑑一教授と、共同研究を重ねています。今回は、立位から座位介助の動作のデータを収集し分析したので、その一部分を紹介し、テクノロジーを用いた研究が看護実践をより良いものとしていく道筋がどのようなものになるのかを考えてみたいと思います。

<研究のはじめに>

看護動作の中で腰痛の発生した場面を調査した結果、抱き上げる・立たせる等の持ち上げる動作に次いで、患者を座らせるという動作があった²⁾。車椅子に患者

を降ろすという動作が困難である原因を、基底面と重心の関係にあると考え、立位からの座位の動作介助時に患者の重心が基底面上にあるように介助した時、より安定した動作となるのではないかと考え、力測定を用いて重心の動きを分析した。

<研究方法>

対象：模擬患者・模擬看護者6組の被験者。

方法：被験者はフォースシューズを着用する。フォースシューズにより左右の足で爪先と踵の、1人4カ所の床反力を測定する。フォースプレートを取り付けてある4脚椅子に模擬患者を着席させる。座位への介助は、A. 動きを指定せず介助する方法、B. 模擬患者が着席時に前傾姿勢をとり患者自身の基底面上に重心があるように意識して着席させる方法の2通りで行った。それぞれの動作は数回練習した後で、3回計測した。ABの動作が指定通り出来たか検証するため、模擬患者の爪先の真横から4mの所にビデオを設置し、全動作を録画した。椅子の患者背部側中心点を(0, 0)座標として、動作時の各センサーの設置点を測定し、加重と座標から重心位置を算出した。(図2)

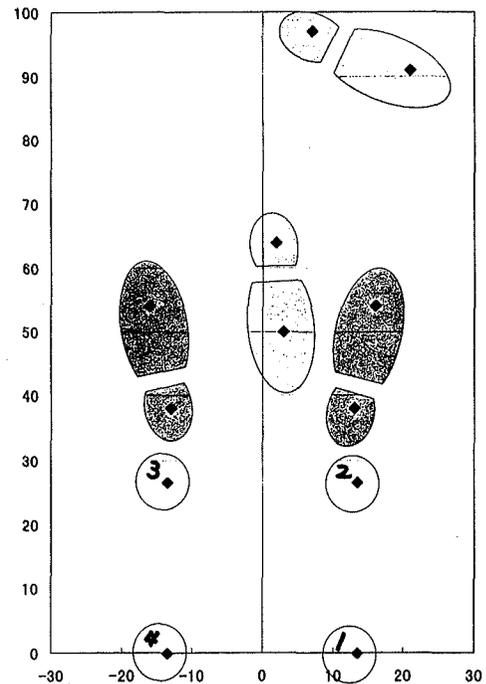


図2 測定点の一例

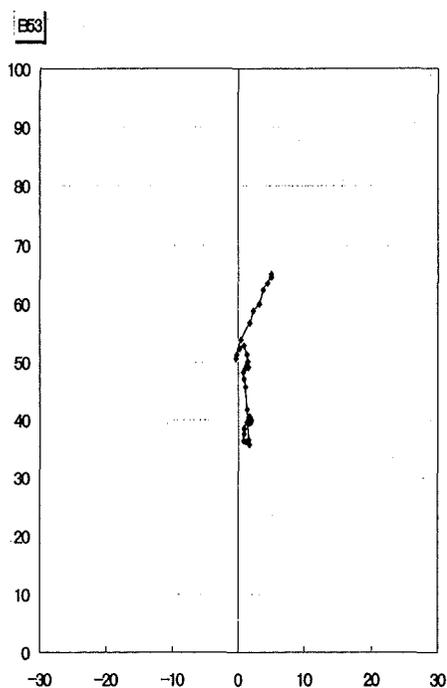


図3 方法Aの典型例

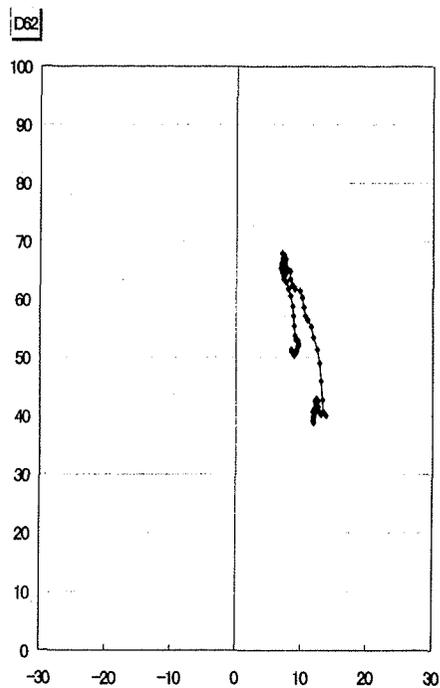


図4 方法B 重心の“もどり”が最大となったデータ

<結果>

模擬患者・模擬看護者・椅子の全加重の重心では、Aでは左下がりが、Bでは右下がりであった。動作開始から着席完了までの重心の移動距離はX軸（左右）は4cm～18cm、Y軸（前後）は15cm～45cmで、A・B間に差はなかった。また時間を追うと、Aでは、始め素早く重心が移動し患者をしゃがませている時と着席する時に集積箇所があった（図3）。Bでは、患者の重心位置を下げている時と着席する時に集積箇所があり、その2カ所の間ではすみやかに移動していた。また、Bでは、6組18データ中4組7データで重心位置を下げている時にあたる集積箇所に5cm以上のプラス方向への重心のもどりがあり、最大18cmであった（図4）。

<考察>

A・Bの結果が左下がりが・右下がりとなったことは、模擬患者・模擬看護者の立ち位置が大きな原因であったと考えられるが、その変動の大きさは模擬患者・模擬看護婦の体重のバランス、ボディ・メカニクスの活用状態などの影響を受けていると考えられる。重心の

前後移動が大きいことが、この動作の難しさといえよう。Bで、重心が動作始めの立ち位置よりも18cm Y軸のプラス方向に移動してから着席したデータをビデオ画像と照合すると、模擬患者が脱力し模擬患者に明らかによりかかっている状態で得られたデータであることがわかった。このことから、Bの着席介助動作を自力立位が十分取れない全面介助が必要な患者に用いるには、訓練が必要であることが示唆された。

<本研究の問題点>

このようにフォースシューズを使用した力測定により左右の爪先・踵にかかる力を測定することができます。フォースシューズでは、工学的手法により動作を客観的に測定することのできる機械であり、測定機械は信頼性再現性の高いものです。一方で、フォースシューズを履いて実験的に動作をシミュレートするとき、患者の設定・ロールプレイが結果に大きく影響します。今回紹介した研究では、模擬看護者が2種類の異なった動作で模擬患者を着席させた時の重心の軌跡の違い

を明らかにすることにより、患者の基底面上に重心を保つように行う動作がより安定していることを明らかにできるのではないかと考えてデータ収集をしました。重心位置が援助者の基底面から遠い位置に移動して2段階の動作をしているAの方法に比べ、1段階目で立位の時と離れない位置に重心があり、2段階目の時に重心が離れているBの方法では、Aの方が援助者の前傾時間が多いので、腰背部問題を引き起こす可能性が大きくなると考えられます。しかし、だらりと脱力して援助者に完全によりかかっている模擬患者との関係で得られたデータでは、自分で立ち座りが問題なくできる健康な姿に近い模擬患者との関係で得られたデータが、1段階目の集積箇所のデータの示す意味が違う性質のものと考えられました。今回は、重心座標の時間との関連で考えましたが、綿密な動作条件の検証が必要であったと、考えます。はじめにも変数となりうる因子をあげましたが、実験の再現性を高めるために

は、細かな規定が必要になります。今回の実験では、患者の状態、脚力を含めたリハビリテーションの段階を細かく規定せず、援助者の動きによりデータを収集したため、本来同一に扱うことに違和感のあるデータも同一に処理したことに考察過程で気付くという結果になりました。私たちは、知りたい事実を最も的確に表わしてくれる測定方法を選び、それにより事実を明らかにしていくとき、データ収集の条件を細かく整理し規定した中で述べていかなければ、そこで得られた結果は真に看護実践に活かせるものとはならないことをこの研究を通して再確認しました。

参考文献

- 1) 小川鑛一：バケツ持ち上げ時の床反力について、看護人間工学会、1996。
- 2) 大久保祐子、小長谷百絵、小川鑛一：看護労働に関するアンケート調査。日本看護研究学会、1995。

生体指標を用いた快適性評価

信州大学医療技術短期大学部看護学科

楊 箸 隆 哉

患者の快適な療養環境を確保することは看護者にとって最も基本的でかつ重要な看護ケアの1つであり^{1), 2)}、長期臥床を強いられている慢性期の患者ばかりでなく、たとえ検査目的で入院をしている短期の患者に対しても、看護者は少しでも快適に生活できるよう常に療養環境を整えなければならない。しかしながら、今まで患者がどの程度快適な療養環境にあるのかという点に関しては、アンケートなどにより患者の訴えを直接聞くか、ないしは例えば体圧などの物理的性質を測定して、その結果から看護者が主観的判断を与えるしか方法がなかった。この方法では、例えば口数が少ないとか我慢強いという患者の性格に大きく左右されたり、また看護者の感受性の強さや患者-看護婦関係という2次的要因によって大きく影響され、正しい評価ができにくい。このように快適性を評価する方法論が限られている原因の1つは、看護学の領域において、快適性というものがそもそも患者の主観的感じ方に依存するものであるため、客観的評価ができなくてもやむをえないものと理解されてきたことによると思われる。しかしながら、他の周辺領域における研究成果を振り返ってみると、最近の特に脳科学の発展はめざましく、脳波・心電図などの生理学的指標を用いて、大きな情動的变化のみならず、微妙な「快-不快」の感情も定量できるような解析方法も開発されつつある^{3), 4), 5)}。ここでは、このような看護学および周辺領域の研究背景を踏まえ、脳波・心電図の新しい解析方法として注目されている変動解析法を応用した快適性の評価方法⁶⁾について述べる。

心理学と生理学の学際的学問として、「心理生理学」という学問がある。この学問は精神機能と身体機能との相互作用や生理的反応と行動との関連性を追求することを目的とし⁷⁾、究極的には我々の「こころ」を理解することに最終目標があると考えられる。しかし、

他人の「こころ」を外側から直接捕らえることは不可能であるので、心と生理反応や行動との関連性を調べることによって、心の見えない部分を理解していこうというわけである。この分野で使われる主な指標としては、脳波・事象関連電位など中枢神経系を表現する指標、心拍数・血圧・皮膚電気活動・瞳孔反応など自律神経系の指標、筋電図・眼電図など運動系の指標等がある。これまでの多くの研究結果から、気持ちや感情が大きく変化する時、これら各指標の代表値（平均値・中央値等）は、確かにその感情と共に変化することが確かめられているが、気分や軽度な緊張感など「こころ」の変化が微妙である時には必ずしもその「こころ」を反映できないでいた。変動解析という解析方法はこのような微妙な情動変化を捕らえることができる可能性のある新しい解析方法として急速に注目されている。

変動解析とはその名前のとおり、現象（情報）のもつ「ばらつき」を解析して行く方法である。図1に示すように、すべての現象には確定的な部分と不確定的な部分とがある。これは、「代表値」と「ばらつき」のようなもので、情報理論的に考えれば、「信号」と「ノイズ」に相当する^{8), 9)}。今までの我々の解析方法

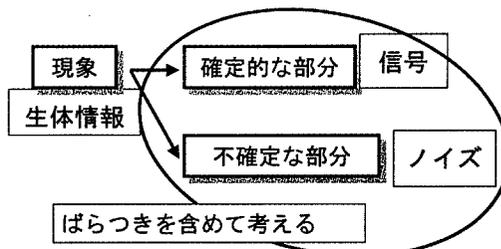


図1. 変動解析の概念図

変動解析とは、現象（情報）の持つばらつきを解析するものである

は確定的な部分である代表値のみに「信号」としての意味を認めてそれ以外の不確定要素は「ノイズ」として切り捨てていわけであるが、変動解析ではその両方、あるいはむしろ「ノイズ」の方に焦点を当て、大きな意味を見いだしているわけである。そもそも自然界の事象はさまざまな「ゆらぎ」(変動)を持って存在している^{10), 11)}。例えば大木の年輪にみられる微妙な幅の違いや、川の流れ、海のさざ波、そよ風の揺らめき等がそれである。我々はそのような「ゆらぎ」を持った自然に接する時にふと心休まり、規則的な人工物にはない安らかな感覚を覚える。このようなことが「ゆらぎ」と快適感を結び付ける糸口になっていると思われる。

さて、代表的な変動解析に心拍変動解析(Heart Rate Variability, HRV)と脳波 α 波のゆらぎ解析がある。これらはそれぞれ、心拍数や脳波の時間的変化の特徴を解析するものである。心拍数は通常「1分間にいくつ」という値で表されているが、実際のR-R間隔は測定している1分間一定なわけではなく、常に変動している。その変動の方に注目したのが、心拍変動解析である。

心拍変動解析法の1つとして、心拍の変動係数(Coefficient Variability; CV値)を求める方法がある^{6), 12), 13)}。これは、通常、心電図R-R間隔100個分の平均値と標準偏差を求め、標準偏差を平均値で割って100倍するという計算により算出する。ごく簡単な統計計算を行うだけであるので簡便で使いやすく、広く用いられている方法である。

さて、心拍変動解析の別な解析方法として周波数解析を用いる方法がある^{6), 12), 14), 15)}。周波数解析というのは、時々刻々変化する波形をいくつもの周波数成分に分解し、各周波数の大きさを成分ごとに計算する方法である。一般的に、横軸に各周波数成分をヘルツ(Hz)で、縦軸にその大きさをパワー(power)で表すヒストグラムを作成して波の性質を表現する(これを「周波数スペクトル」という)。心拍変動の時系列データは1つの波としてとらえられるので、この心拍変動の周波数スペクトルを表現すると、通常0.1Hz付近と0.25Hz付近にパワー値の大きいピークがみられる。前者はlow frequency (LF) componentと呼ばれ、また後者はhigh frequency (HF) componentと呼ばれている。これまでの研究結果から、HFは副交感神経活動の指標を、またLF/HFは交感神経活動の指標を反映していると言われている^{6), 14), 15)}。筆者の研究室では脳波と心拍数の両方の解析を中心に、入浴・足浴・音楽鑑賞・軽運動・睡眠・精神作業等、日常生活活動中の脳波・心電図・呼吸・筋電図の解析を行っているが、心拍変動解析の結果は筆者らの原著¹⁶⁾を見ていただくこととし、今回は脳波のゆらぎ解析を中心に話を進めることにする。

脳波のゆらぎを解析する方法には、 α 波の $1/f$ ゆらぎ解析^{17), 18)}やカオス解析^{19), 20), 21)}などがあるが、筆者は主として $1/f$ ゆらぎ解析を用いている。この解析方法はやや複雑な処理がいくつか含まれるのであるが、簡単に説明すると、図2のようになる。

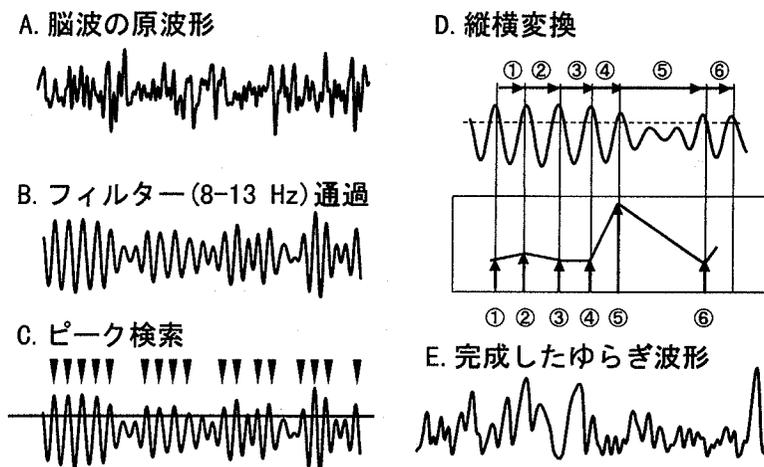


図2. ゆらぎ解析の方法(1)

脳波成分は一般的に周波数により、 δ 波（4 Hz未満）、 θ 波（4-8 Hz）、 α 波（8-13 Hz）、 β 波（13-30 Hz）等に分けられるが²³⁾、まず、脳波の原波形を8-13 Hz（ α 波に相当する）のデジタル・フィルターを通して α 波のみを抽出する。次に、抽出された α 波を横軸に平行な直線で斬って山（peak）を検出し、1つの山と次の山との間隔（peak-to-peak）を測定する。そして、各間隔値を縦軸にとり、時系列上に並べる。これらの点を結ぶとゆらぎ波形が完成するのだが、このままでは時系列が不規則なため不等間隔データになってしまうので、高速フーリエ変換（FFT）等を行って周波数解析することができない。そのためこの波形を何らかの方法で20 Hz 間隔の等間隔データに近似して周波数解析を行う。解析結果は横軸が周波数、縦軸がパワー（波の大きさを表す単位）のパワースペクトルグラフに表示するが、このスペクトルは一般的にはほぼ双曲線に近いグラフになるので、このままでは定量しにくい。そこで、両軸とも対数目盛りで表現し、直線に近似させる（図3）。完全な双曲線ならば、両対数変換により直線になるはずであるが、実際には1 Hz 付近で大きく折れ曲がっているため、1 Hz 以下の領域で直線復帰し、その復帰直線の勾配を求めて定量化する。こうして求めた直線の勾配を「ゆらぎ勾配」として快適性の指標にするのである。このような解析を行うためにはA/D変換ボードの付属

したコンピュータと波形解析処理ソフトウェアが必要である。筆者はコンピュータとして、PC-9801 パーソナル・コンピュータ（NEC社製）を、また波形解析処理ソフトウェアとして、BIMUTAS Ver. E 2.15（キッセイコムテック社製）を用いている。

図4は入浴中における脳波を測定した実験結果から得られたゆらぎ勾配の1例を示している。この実験では、乾電池によって駆動する携帯型脳波計（NEC三栄社製）を用いて脳波を計測し、デジタル・オーディオ・テープ・レコーダー（RT-135E, TEAC社製）を用いて結果を記録した。脳波は10-20法によりFz, Cz, Pz, Ozから導出した。脳波の測定にあわせて主観評価も行った。主観評価は、10cmのVisual Analog Scale^{23), 24)}を用い、覚醒度・快適度の2つに分けた。覚醒度は「最も眠い」を0、「最も覚醒」を10とし、快適度は「非常に不快」を0、「非常に快適」を10として、被験者自身のその時の主観を前後と比較せずに記入してもらった。入浴条件は左から順に空風呂（control）、35°C（Cool）、44-42°C（Hot）の入浴（実際には被験者の好みの温度に設定したら、結果的に41-42°Cであった）である。もちろん入浴順序による偏りを防ぐため、3条件の順序は無作為化した。

結果はこの図のように、Control, Cool条件に比べてHot条件の方が勾配の大きくなる例が多く、8例の結果では統計学的に有意差が認められた。また

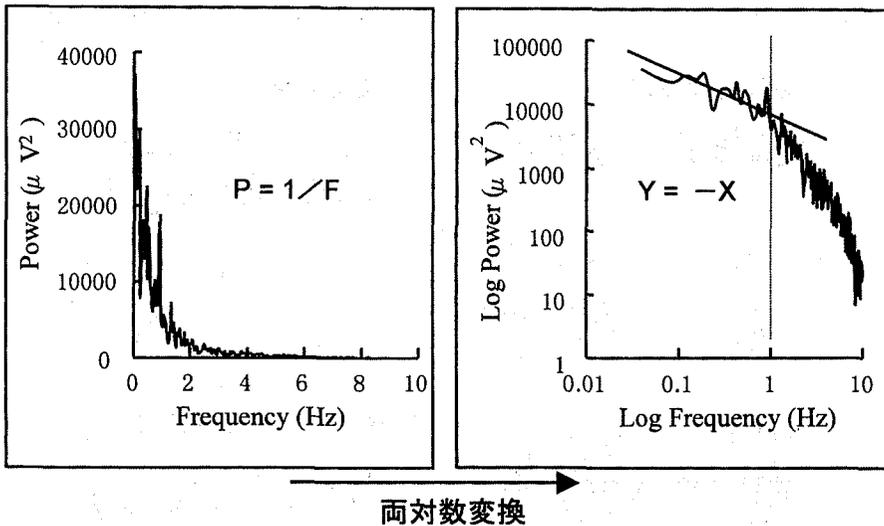


図3. ゆらぎ解析の方法 (2)

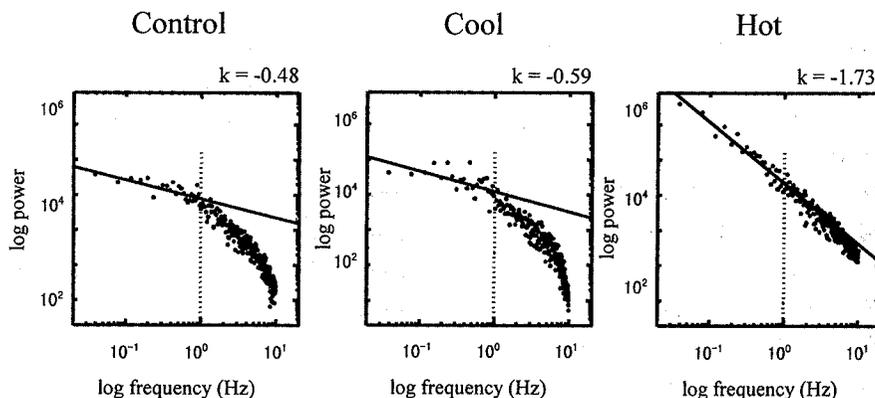


図4. 入浴時の α 波ゆらぎ勾配

Visual Analog Scale を用いた主観評価においても Control 条件に比べて Hot 条件では有意に快適感が高いことが明らかになった。この研究の詳細は原著^{25), 26)}を読んでいただきたい。

以上のような研究結果から、ゆらぎ解析では、ゆらぎ勾配は快適感とある程度対応しており、脳波という生理学的指標から快適性のようなヒトの主観を測定することが可能であるということが明らかになった。これらの結果は、吉田の研究結果^{27), 28)}と矛盾しない。しかしながら、この研究はまだ始められたばかりであり、様々な課題が残されている。今後研究を進展させるためには、少なくとも以下のような課題について取り組んでいかねばならない。

1. データの再現性・ばらつき
2. 主観評価との対応関係
3. α 波ゆらぎの脳内メカニズムと生理学的意味の検討
4. 解析方法の簡略化

1 番目はデータとしての信頼性の検討に、そして 2 および 3 番目は妥当性の検討に是非とも必要であろう。また、4 番目は実用化していく意味で重要であると考えられる。これらの課題は、決して容易に解決できるものではない。しかし、その他の指標と併せて検討すれば、課題解決に向けて研究を進めていく中で、脳波のゆらぎ解析をアメニティ追求や環境改善を目的とした評価ツールの 1 つとして応用してゆけるのではないかと考えている。

なお、この研究は一部平成 7 年度文部省科学研究費

(No.07672521) の助成によるものであることを付記する。最後になったが、今回発表の機会を与えてくださった座長の東京女子医科大学看護短期大学 村本淳子女士と愛知みずほ大学 斉藤 真氏に改めて感謝する。

参考文献

- 1) フロレンス・ナイチンゲール著、湯楨ます他訳：「看護覚え書」第 4 版，現代社，東京，1983.
- 2) ヴァージニア・ヘンダーソン著、湯楨ます他訳：「看護の基本となるもの」改訂版，日本看護協会出版会，東京，1985.
- 3) Roscoe A.: Assessing pilot workload. Why measure heart rate, HRV and respiration? Biol Psychol 34: 259-287, 1992.
- 4) 吉田倫幸：気分感情の生理計測法，センサ技術，11(7), 39-44, 1991.
- 5) 篠原昭他編著：「感性工学への招待」感性から暮らしを考える，森北出版，東京，1996.
- 6) 日本生理人類学会計測研究部会編：「人間科学計測ハンドブック」，技報堂出版，東京，1996.
- 7) J. L. アンドレアッシ著，辻敬一郎他訳：「心理生理学」ヒトの行動と生理的反応，ナカニシヤ出版，京都，1985.
- 8) 砂原善文：「確率システム理論」第 4 版，電子情報通信学会，東京，1989.
- 9) 鈴木良次他編：「生体信号」—計測と解析の実際—，コロナ社，東京，1989
- 10) 武者利光：「ゆらぎの発想」，NHK出版，東京，

- 1994.
- 11) 武者利光編著：「ゆらぎの科学3」森北出版，東京，1993.
 - 12) 大塚邦明：心拍変動の評価法，呼吸と循環，42(2)，125-132，1994.
 - 13) 平田幸一他：心電図のR-R間隔検査，日本自律神経学会編：「自律神経機能検査」第2版，pp. 48-56，文光堂，東京，1995.
 - 14) 早野順一郎：心電図のR-R間隔のスペクトル解析，日本自律神経学会編：「自律神経機能検査」第2版，pp.57-64，文光堂，東京，1995.
 - 15) 矢永尚士，西村敏博：心拍スペクトル解析，臨床検査，35(6)，585-590，1991.
 - 16) Yanagihashi, R., et al : Physiological and psychological assessment of sound, International Journal of Biometeorology, 40, 157-161, 1997.
 - 17) 武者利光：1/fゆらぎと快適性，日本音響学会誌，50(6)，485-488，1994.
 - 18) Yoshida, T., et al : 1/f frequency-fluctuation of human EEG and emotional changes, in Noise in Physical Systems and 1/f Fluctuations, Edited by T. Musha, et al, pp.719-722, Ohmsha, Tokyo, 1991.
 - 19) Gallez, D., et al : Predictability of human EEG : a dynamical approach, Biological Cybernetics, 64, 381-391, 1991.
 - 20) 津田一郎：「カオスの脳観」，サイエンス社，東京，1992.
 - 21) 合原一幸：「カオス」まったく新しい創造の波，講談社，東京，1993.
 - 22) 島村宗夫他編：「臨床神経生理学」，真興交易医書出版部，東京，1991.
 - 23) Freyd, M. : The graphic rating scale, J. Educ. Psychol., 14, 83-102, 1923.
 - 24) Scott, J. et al. : Graphic representation of pain, 2, 175-184, 1976.
 - 25) 楊箬隆哉，藤原孝之：入浴が及ぼす生理・心理作用 I. 脳波の周波数解析 日本看護研究学会雑誌，19(2)，43-50，1996.
 - 26) 楊箬隆哉，藤原孝之，井出久美子：入浴が及ぼす生理・心理作用 II. 脳波 α 波のゆらぎ解析 日本看護研究学会雑誌，19(3)，7-12，1996.
 - 27) 吉田倫幸：脳波のゆらぎ計測と快適評価，日本音響学会誌，46(11)，914-919，1990.
 - 28) 吉田倫幸：“におい”とゆらぎ—感情計測法の新たな展開—，FRAGRANCE JOURNAL, 1990-9, 42-48, 1990.