

原 著：秋田大学医短紀要 6(2)：131-139, 1998.

感性生体情報による在宅介護福祉機器の評価システムの構築

河 村 鴻 允*	大 友 和 夫*	湯 浅 孝 男**
野 村 誠 子***	長谷部 真木子***	宮 越 不二子***
佐 竹 将 宏****	樋 口 重 和*****	相 澤 里 香*****
志 贺 令 明*****		

Constructing Evaluation System for Welfare Technomachine for Home Health Care Using Information on Sensory Event-Related Physiological Changes

Koin KAWAMURA* Kazuo OHTOMO* Takao YUASA**
 Seiko NOMURA*** Makiko HASEBE*** Fujiko MIYAKOSHI***
 Masahiro SATAKE**** Shigekazu HIGUCHI***** Rika AIZAWA*****
 Noriaki SHIGA*****

ABSTRACT:

The purpose of this investigation was to construct the evaluation system for the welfare technomachine of home health care using the information data with the sensory event-related physiological changes (SERPCs).

In this paper, the construction of this system was mainly going to be clearly illustrated with the explanation of the functions analyzing the mental stress of the subject. And in this paper, the occupancy rate of α wave was defined as the standard of evaluation for the welfare technomachine for home health care, and the authors also discussed the effective use on the proposed system.

秋田大学医療技術短期大学部

*総合基礎教育

**作業療法学科

***看護学科

****理学療法学科

*****秋田大学医学部医学科公衆衛生学講座

*****日本赤十字秋田短期大学看護学科

*****福島県立医科大学看護学科

Key Words: welfare technomachine,
 home health care, sensory
 event-related physiological
 changes (SERPCs), EEG
 activity

The proposed system was composed of a brain machine interface, a heart rate monitor and a 8 mm video camera recorder with a charge couple device (CCD) type. In these machines, the brain machine interface and the heart rate monitor were used for measuring devices that measured the SERPCs such as electroencephalogram (EEG) activity and a heart rate.

In conclusion, the proof examination results by means of the proposed system suggest that the data of the SERPCs were useful in evaluating of seven kinds of the welfare technomachine for the health care at home.

1. まえがき

筆者らが先に報告した¹⁾ように、在宅介護福祉機器の総合的な調査研究が秋田ウェルテクノハウス研究会で2年前から実施されている。その中でも特に、在宅介護福祉機器についての利用者（以後、被験者と記す）側に立った評価方法の確立が、本研究会での重要な研究テーマの一つになっている。各種の在宅介護福祉機器についてその構造機能、安全性、保守管理、操作性、利便性、快適性、心理的受け入れなどの観点から被験者に評価してもらう場合、被験者との対話形式による情報収集や質問紙調査による方法を実施するのが一般的である。しかしこれらの方法は、評定者からの一方的な叙述で実施される場合が多く、被験者からの正しい回答が得られるかどうか疑問が残る。また利用者の在宅介護福祉機器に対する意識や居住地域の生活習慣の違いによっても左右され、更に評定者が特別な意図を持っているときには、正しい情報を獲得することが難しい。

そこで筆者らは、在宅介護福祉機器を実使用した際の利用者の感性および感情などの心理学的な面からの評価を行うために、筆者らの一人が先に提案した感性生体情報を収集するシステム²⁾の一部導入とデジタル画像処理を加味した評価システムの構築を図ることにした。

本論文では、ウェルテクノハウス秋田鷹巣に設置してある7種類の在宅介護福祉機器を用い、それらの機器使用時における被験者の感性生体情報および画像情報などのデータの収集が可能なシステムの構築とその機能について述べる。更に本システムによる在宅介護福祉機器の評価の方法について述べると共に、構築された本シ

ステムによる実証試験の一部を紹介し、得られた結果に対する考察および今後の課題について述べる。

2. 本システムの構成と機能

被験者の精神状態を把握するためには、脳波、筋電図、手掌の温度および手掌の微振動（以後、マイクロバイブレーションと記す）、心拍数などの感性生体情報の把握³⁾が必要である。筆者らは感性生体情報の収集を行うための計測機器として、2種類の簡易脳波計測装置（能力開発研究所、Mind Sensor Ver.1.1, Brain Builder/Mind Sensor II Ver.3.1）とハートレートモニタ（Polar, バンテージNV）を用意した。更に、計測の状況、経過および被験者の表情などを撮影するために8 mmビデオカメラレコーダ（SONY, Video Hi8 Handycam）が用いられた。

Mind Sensor Ver.1型の簡易脳波計測装置は、電極、センサボックスおよびノート型パーソナルコンピュータ（以後、パソコンと記す）で構成されている。電極端子はセンサボックスの入力端子に接続され、センサボックスの出力ケーブルはノート型パソコンのRS-232C用コネクタに接続されている。計測時にはセンサバンドに保持された一対の電極が被験者の額に装着され、イヤークリップ型の基準電極を耳介に挟んだ状態で、脳波と筋電図が検出される。手掌の温度と手掌マイクロバイブレーションは、センサボックス上に設置してあるそれぞれ個別のセンサによって検出される。この型の簡易脳波計測装置の分析ソフトウェアとして、DOSベース版とWindows版の2種類のソフトウェアが用意されている。特にDOSベース版の場合には、脳

波、脳波のスペクトル、筋電図、温度、圧力、ハムノイズおよび経過時間による周波数-脳波強度特性を表した3-Dグラフの7種類のデータが時系列で一画面表示をするスペシャル機能がある。一方、Builder/Mind Sensor III Ver.3.1型の簡易脳波装置は、左右専用センサバンドに保持された2枚の電極、イヤークリップ型の基準電極、センサボックス、データ分配装置およびパソコンで構成されている。この型の簡易脳波計測装置の分析ソフトウェアは、Windows 3.1あるいはWindows 95上で動作する。測定および再生時には、左側および右側の2チャンネルか、あるいは左側、右側のどちらか一方のチャンネルかの選択ができるようになっている。なお実証試験時には、長さ10 mのRS-232Cケーブルが使用された。

ハートレートモニタは、心拍検出用電極、送信機および時計型受信で構成されている。計測時には心拍検出用電極を持つ送信機がベルトで被験者の胸部に装着され、心拍信号が無線送信

によって時計型受信機に送信される。時計型受信機の心拍データは、トランスミッタを介してパソコンに取り込まれる。

8 mmビデオカメラレコーダは電荷結合素子を有し、撮像素子の総画素数は47万画素である。フォーカスは、インナーフォーカスTTL方式のオート/手動リニアマツハAF機能を持ち、近づいて大きく撮るマクロ機能を備えている。またレンズで8倍にズームした画像を、更にデジタル処理して最高20倍までのズームができる。このビデオカメラレコーダに収録された時系列の画像は、ビデオキャプチャボードを備えたパソコン(NEC, PC-9821 V13)あるいはマッキントッシュパソコン(Apple, Power Macintosh 8600/200)に取り込まれ、それぞれの画像処理アプリケーションソフトウェアによって処理される。

写真1に簡易脳波計装置およびハートレートモニタの信号検出用電極が被験者に装着された様子を示す。被験者にこれらの電極を装着する



写真1. 簡易脳波計装置およびハートレートモニタの信号検出用電極の装着状況

(4) 感性生体情報による在宅介護福祉機器の評価システムの構築

際には、電極の接触を良くするために脳波用電極ペースト（日本光電，エレフィックス）が用いられた。

3. 本システムによる実証試験方法および評価方法

筆者らは、ウェルフェアテクノハウス秋田鷹巣に設置してある各種の在宅介護福祉機器の実証試験を行うため、本ワーキンググループの委員の一人を被験者（48歳，男性）とした在宅介護福祉機器使用時の感性生体情報および画像情報のデータ収集を行った。実証試験は、簡易脳波計装置およびハートレートモニタの信号検

出用電極が被験者に装着した状態（写真1）で、しかも被験者が各種の在宅介護福祉機器を実使用している状態で実施された。この実証試験で使用した在宅介護福祉機器は、電動介護ベット（写真2）、天井走行リフター（写真3）、現状走行リフター（写真4）、階段昇降機（写真5）、電動車椅子（写真6）、リクライニング椅子（写真7）および立ち上がり椅子（写真8）など7種類である。写真2から写真8にそれぞれ、これらの在宅介護福祉機器を用いた場合の実証試験状況を示す。

今回実施した実証試験の手順として、どの在宅介護福祉機器においても次の3段階の過程を



写真 2. 電動介護ベット使用時の実証試験状況



写真 3. 天井走行リフター使用時の実証試験状況

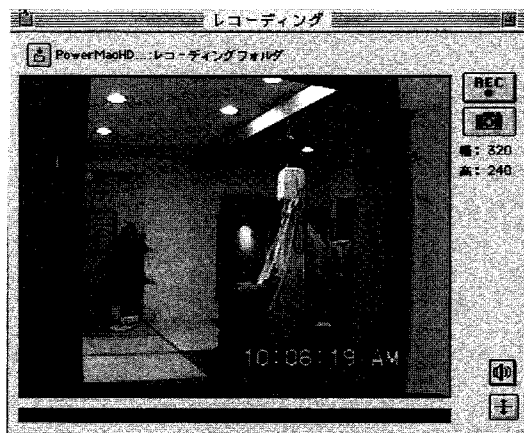


写真 4. 現状走行リフター使用時の実証試験状況



写真 5. 階段昇降機使用時の実証試験状況

たどるようにした。すなわち、先ず実験開始から1分間は在宅介護福祉機器を停止し、被験者を静止した状態での感性生体情報データが計測された。この段階を第1ステージと呼ぶ。次の第2ステージでは、在宅介護福祉機器を作動した状態で感性生体情報データの計測が行われた。このステージでの7種類の在宅福祉機器の作動時間は、みなまちまちである。最終段階である第3ステージでは、ステージ1と同様に1分間在宅介護福祉機器を停止し、被験者を静止した状態での感性生体情報データが計測された。

ここで、本システムによって計測される感性生体情報のデータによる在宅介護福祉機器の評価方法について述べる。筆者らは、簡易脳波計測装置で計測され、パソコンの画面上に表示される7種類のデータの内、特に表1に示す脳波の種類とそのスペクトル周波数に着目した。これらのスペクトルは、1 Hzから24 Hzまでのス

ペクトルを種類別に色分けした棒グラフで表示される。これらの周波数スペクトルの内、1 Hzから3 Hzのスペクトルも計測されるが、これらのスペクトルは多くの場合ノイズと考えら



写真 6. 電動車椅子使用時の実証試験状況

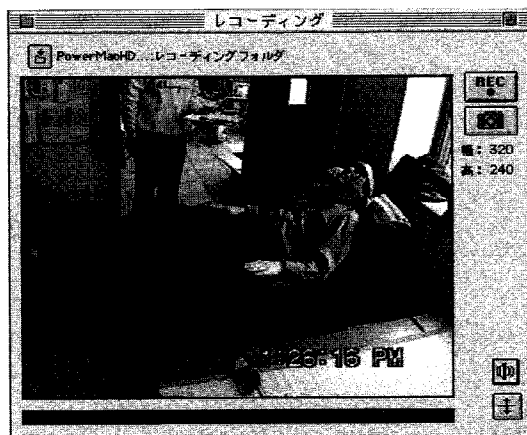


写真 7. リクライニング椅子使用時の実証試験状況



写真 8. 立ち上がり椅子使用時の実証試験状況

表 1. 脳波スペクトルの種類とその周波数

脳波スペクトルの種類	スペクトル周波数 (Hz)
θ 波	4, 5, 6, 7
α 波	8, 9, 10, 11, 12, 13
β 波	14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23 24

れるものである。4 Hzから24 Hzのスペクトルの中で、各被験者が在宅介護福祉機器の使用に満足している場合には、8 Hzから13 Hzの周波数範囲にある α 波スペクトルの出現する機会が多くなる⁴⁾と予想される。今回の研究では、脳波の導出にあたって前頭極部導出法が用いられた。この方法では、被験者の意識集中時および能力発揮時に α 波が優勢となる前頭葉からの脳波が検出できる。すなわち、 α 波周波数帯域のパワースペクトルの増減はより直接的な覚醒レベルの変化を反映しているものと考えられる。

そこで筆者らは、4 Hzから24 Hzまでのスペクトルの内、下記の数式に示す α 波の出現率の大小による在宅介護福祉機器の評価方法を採用することにした。

$$\alpha \text{ 波出現率} = \frac{\sum \alpha_i}{(\sum \alpha_i + \sum \theta_i + \sum \beta_i)}$$

ここで、 α_i は実証試験時間帯での表示回数 i の8 Hzから13 Hzまでの α 波スペクトルの合計、 θ_i は同じく4 Hzから7 Hzまでの θ 波スペクトルの合計および β_i は同じく14 Hzから24 Hzまでの β 波スペクトルの合計である。なお、表示回数1回当たりの時間は2秒である。また、 $\sum \alpha_i$ 、 $\sum \theta_i$ 、 $\sum \beta_i$ はそれぞれ、実証試験時間帯における α 波、 θ 波および β 波の各スペクトルの総計を表すことになる。

4. 実証試験結果および考察

本章では、健常被験者による実証試験結果について述べる。

図1に簡易脳波計装置によって得られるパソコン表示による脳波、脳波のパワースペクトル、筋電図、温度、圧力、ハムノイズおよび経過時間による周波数-脳波強度特性を表した3-Dグラフの一例を示す。また、表2にパソコンにサンプリングされた脳波のパワースペクトル、筋電図、温度、圧力およびハムノイズの数値データをMicrosoft Excelで読み込んだものの一例を示す。この表中で、周波数が1 Hzから24 Hzまでのパワースペクトルの数値は、脳波波形を高速フーリエ変換によって求められたものである。各周波数のパワースペクトルの強度に注目し、7種類の在宅介護福祉機器を用いた場合の各ステージにおける α 波出現率を示したものが表3である。これによると、今回用いた7種類の在宅介護機器いずれの場合も、 α 波出現率の大きい順に、第1ステージ>第3ステージ>第2ステージとなる。第2ステージ α 波出現率が最小となるのは、在宅介護福祉機器を作動した際には、多少なりとも被験者に精神的負担がかかることによるものと思われる。また、第3ステージの α 波出現率が第1ステージのそれに比べて小さくなるのは、被験者に在宅介護福祉機

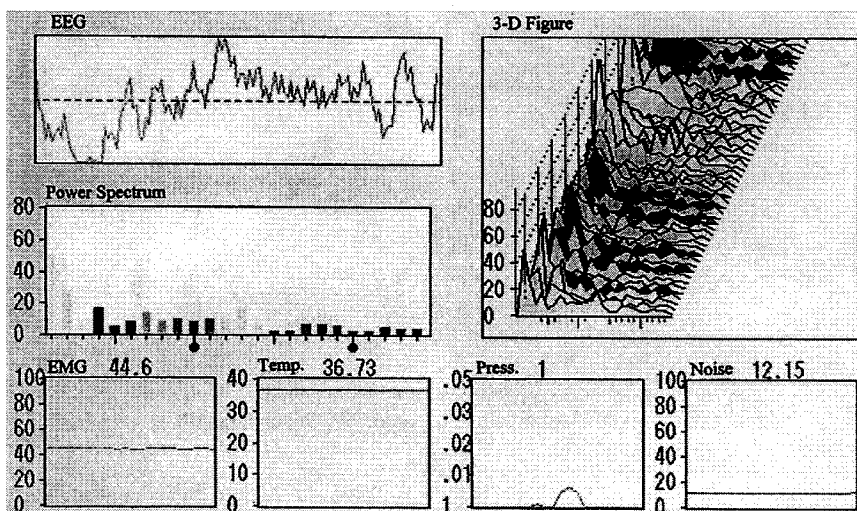


図1. 簡易脳波計装置による計測結果の一例

表2. 簡易脳波計装置で計測されたデータのマイクロソフトエクセル処理による数値表示の一例

経過 時間	脳波数 (Hz)																								EMG, 温度, 圧力	ハム	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24			
"15:26:52"	.6	.21	.20	.4	.15	.16	.15	.13	.12	.9	.3	.10	.1	.4	.6	.8	.2	.1	.3	.5	.5	.3	.0	.1	10.93,35.29,1	.1,171	
"15:26:54"	.24	.33	.18	.43	.8	.20	.16	.8	.6	.8	.5	.6	.8	.11	.0	.2	.8	.4	.5	.3	.2	.1	.4	.3	10.96,35.29,1	.1,562	
"15:26:56"	.9	.13	.3	.10	.14	.11	.8	.6	.3	.4	.9	.4	.10	.8	.5	.2	.5	.3	.4	.5	.2	.1	.4	.3	10.69,35.29,1	.1,171	
"15:26:58"	.30	.26	.19	.26	.30	.9	.16	.10	.5	.11	.8	.3	.4	.9	.6	.3	.8	.4	.3	.2	.6	.2	.3	.3	10.93,35.29,1	.1,171	
"15:27:00"	.14	.31	.27	.24	.17	.15	.13	.11	.10	.2	.6	.8	.6	.4	.3	.3	.6	.2	.5	.2	.4	.2	.3	.1	10.93,35.29,1	.1,171	
"15:27:02"	.12	.27	.24	.18	.20	.17	.14	.12	.10	.3	.10	.11	.6	.6	.7	.3	.6	.6	.1	0.4	.3	.2	.3	.1	11.08,35.29,1	.1,171	
"15:27:04"	.30	.35	.37	.41	.24	.17	.23	.7	.18	.10	.4	.9	.5	.4	.6	.9	.2	.3	.3	.7	.2	.1	.5	.1	11.08,35.29,1	.1,367	
"15:27:06"	.12	.25	.26	.20	.17	.11	.13	.9	.8	.3	.9	.9	.7	.8	.2	.1	.6	.4	.2	.4	.4	.1	.6	.2	11.32,35.33,1	.1,171	
"15:27:08"	.15	.23	.12	.13	.14	.4	.8	.7	.3	.6	.6	.1	.4	.3	.3	.5	.2	.4	.4	.4	.3	.1	.2	.2	11.03,35.33,1	.1,171	
"15:27:10"	.3	.1	2	.6	.8	.8	.1	.4	.4	.14	.6	.9	.8	.2	.8	.3	.8	.7	.6	.3	.2	.1	.1	.1	10.93,35.33,1	.1,171	
"15:27:12"	.20	.13	.6	.3	.13	.2	.8	.1	.11	.2	.9	.13	.10	.10	.9	.3	.4	.4	.3	.2	.1	.1	.2	.3	10.93,35.33,1	.1,171	
"15:27:14"	.14	.23	.16	.21	.14	.15	.10	.9	.6	.3	.8	.5	.14	.3	.5	.4	.8	.1	.5	.3	.5	.4	.4	.1	10.88,35.33,1	.8545	
"15:27:16"	.29	.15	.26	.32	.16	.11	.13	.15	.6	.10	.6	.11	.6	.8	.4	.1	.4	.1	.8	.9	.4	.4	.3	.1	11.3	.35,33,1	.1,269
"15:27:18"	.10	.21	.29	.19	.23	.17	.12	.9	.9	.8	.5	.7	.2	.8	.10	.9	.3	.1	.1	.7	.3	.1	.3	.1	10.69,35.33,1	.1,171	
"15:27:20"	.19	.3	.19	.28	.13	.2	.20	.28	.13	.13	.8	.8	.4	.6	.3	.3	.5	.4	.3	.3	.1	.1	.3	.2	11.01,35.33,1	.1,171	
"15:27:22"	.12	.25	.15	.4	.17	.39	.26	.27	.10	.6	.6	.2	.6	.1	.12	.8	.8	.7	.7	.8	.7	.5	.3	.4	11.23,35.36,1	.1,098	
"15:27:24"	.22	.45	.24	.6	.19	.12	.13	.8	.5	.3	.7	.6	.2	.3	.9	.4	.2	.1	.6	.4	.2	.0	.1	.1	13.18,35.37,1	.2,417	
"15:27:26"	.8	.14	.17	.17	.19	.15	.17	.10	.11	.5	.7	.2	.3	.5	.3	.2	.3	.4	.5	.2	.2	.4	.2	.1	11.57,35.37,1	.1,171	
"15:27:28"	.9	.27	.40	.29	.8	.7	.20	.5	.4	.12	.4	.3	.5	.9	.3	.2	.7	.4	.1	.1	.2	.4	.1	.4	11.32,35.37,1	.1,171	
"15:27:30"	.11	.16	.24	.17	.14	.18	.8	.15	.9	.9	.6	.9	.2	.6	.2	.3	.4	.4	.5	.2	.1	.4	.4	.2	11.01,35.37,1.051	.1,171	
"15:27:32"	.30	.34	.45	.18	.15	.14	.11	.7	.9	.10	.8	.9	.1	.5	.10	.4	.1	.3	.7	.6	.2	.1	.1	.2	12.37,35.37,1.042	.1,269	
"15:27:34"	.9	.30	.26	.11	.17	.14	.11	.2	.7	.3	.2	.8	.6	.9	.12	.6	.2	.3	.3	.3	.0	.1	.3	.2	51.93,35.37,1	.1,733	
"15:27:36"	.10	.23	.32	.39	.33	.14	.9	.2	.3	.9	.7	.12	.7	.5	.1	.2	.5	.5	.3	.4	.0	.1	.2	.2	33.69,35.37,1.005	.1,293	
"15:27:38"	.9	.5	.12	.1	.9	.13	.12	.8	.4	.6	.13	.7	.17	.13	.4	.2	.7	.5	.2	.3	.6	.1	.1	.4	22.63,35.37,1.019	.1,245	
"15:27:40"	.48	.39	.23	.16	.16	.7	.1	.4	.4	.7	.3	.6	.8	.6	.1	.13	.1	.1	.1	.1	.5	.3	.3	.3	17.11,35.4	.1,015	.3,298
"15:27:42"	.2	.5	.5	.5	.2	.4	.4	.1	.4	.5	.3	.5	.9	.7	.2	.4	.1	.5	.1	.2	.1	.3	.1	.2	15.89,35.41,1.012	.1,342	
"15:27:44"	.8	.21	.19	.22	.17	.20	.12	.18	.6	.5	.4	.7	.9	.3	.5	.4	.4	.5	.2	.1	.2	.4	.1	.1	15.21,35.41,1.005	.1,171	
"15:27:46"	.9	.31	.20	.24	.18	.13	.31	.19	.3	.14	.10	.6	.4	.11	.4	.5	.5	.2	.1	.2	.5	.1	.1	.3	15.28,35.41,1.003	.1,318	
"15:27:48"	.19	.21	.10	.18	.16	.13	.18	.15	.8	.11	.11	.2	.1	.4	.3	.2	.6	.4	.5	.6	.3	.1	.1	.2	15.6	.35,41,1	.1,171
"15:27:50"	.26	.28	.16	.10	.10	.12	.19	.19	.9	.13	.12	.12	.4	.7	.4	.7	.3	.1	.4	.1	.5	.2	.1	.5	15.3	.35,41,1	.1,464
"15:27:52"	.6	.55	.19	.42	.18	.21	.17	.17	.9	.14	.8	.10	.9	.2	.2	.5	.3	.3	.4	.8	.3	.1	.3	.2	15.23,35.41,1	.1,44	
"15:27:54"	.9	.14	.27	.21	.22	.16	.15	.16	.5	.6	.9	.11	.3	.6	.5	.4	.2	.7	.5	.8	.4	.3	.6	.1	16.04,35.41,1	.1,171	
"15:27:56"	.21	.31	.20	.27	.16	.13	.3	.7	.8	.15	.4	.3	.2	.8	.6	.2	.5	.5	.5	.2	.4	.1	.4	.6	15.4	.35,41,1	.1,22
"15:27:58"	.23	.5	.13	.19	.19	.13	.3	.8	.13	.8	.12	.12	.6	.12	.8	.3	.3	.6	.3	.8	.1	.2	.6	.1	15.18,35.41,1	.1,171	
"15:28:00"	.26	.28	.21	.20	.1	.10	.14	.8	.12	.7	.6	.14	.9	.6	.2	.4	.1	.3	.2	.8	.6	.3	.6	.2	14.94,35.41,1	.1,171	
"15:28:02"	.37	.5	.38	.38	.8	.19	.25	.14	.11	.5	.7	.10	.6	.12	.11	.2	.2	.7	.1	0.7	.5	.4	.4	.3	14.99,35.41,1	.1,269	

表3. 各種在宅介護福祉機器使用時の各ステージにおけるα波出現率

在宅介護福祉機器名	第1ステージ	第2ステージ	第3ステージ
電動介護ベット	0.36	0.34	0.35
天井走行リフター	0.34	0.24	0.26
現状走行リフター	0.33	0.24	0.30
階段昇降機	上昇	0.33	0.24
	下降	0.34	0.20
電動車椅子	0.34	0.31	0.32
リクライニング椅子	0.33	0.31	0.32
立ち上がり椅子	0.33	0.31	0.32

器使用時の疲労感が残るためと考えられる。次に、在宅介護福祉機器の種別による第2ステージの α 波出現率に着目すると、 α 波出現率が0.31から0.34までのグループと、 α 波出現率が0.20から0.24までのグループとに区別されることが分かる。これは、機器の作動時間が長いものほど、上下左右に作動するものほど被験者に精神的負担をかけていることによるものと思われる。特筆すべきは、電動介護ベット、電動車椅子、リクライニング椅子および立ち上がり椅子において、各ステージにおけるそれらの α 波出現率の差違がほとんど見られないことである。これは、在宅介護福祉機器メーカーが、被験者に身体的負担をあまりかけないよう配慮して設計を行っているためと考えられる。これに対して、特に階段昇降機のケースでは、第2ステージと第1ステージ、第2ステージと第3ステージの α 波出現率の差が他の機器のケースに比べて大きい。これは、作動している階段昇降機に機乗している被験者が多少の不安感と恐怖感を持っていることによるものと思われる。しかも下降時の不安感と恐怖感が、上昇時に比べて大きいことも分かる。表4は階段昇降機使用時の被験者の心拍数変動範囲を示したものであるが、第2ステージの下降の際の心拍数変動範囲(55 bpm~79 bpm)が上昇の際の心拍数変動範囲(60 bpm~76 bpm)に比べて大きいことから、下降の際に被験者が精神的不安感を持っていることが証明される。

今回の研究で得られた評価は、健常被験者の一例のものであり、定常状態での評価の再現性が問題となる。この再現性については、同一被験者で同一実証試験の回数を重ねた上で検証し

なければならないが、表4の第1ステージのデータを見る限りにおいては再現性が良いと筆者らは考えている。本システムでは、在宅介護福祉機器の作動過程での細部にわたるリアルタイム解析もできる。これについては現在データの整理と検討を行っている最中であり、別の機会に報告したいと考えている。また、感性生体情報による在宅介護福祉機器の評価に関する研究は始まったばかりであり、電磁環境放射ノイズの感性生体データへの影響、生体データの近距離無線送信技術の開発の問題など解決しなければならない問題も沢山抱えている。被験者がメーカー側に手軽で使い易い在宅介護福祉機器への改良を促す意味で、被験者側の立場に立った評価方法の確立に向けて研究努力していく所存である。

5. あとがき

本論文では、被験者の感性生体情報による在宅介護福祉機器の評価を行う目的で、感性生体情報を収集するシステム導入とデジタル画像処理を加味した評価システムの構築が行われた。本システムの基本構成は、簡易脳波計装置、ハートレートモニターおよび8 mmビデオカメラレコーダから成る。更に筆者らは、構築されたシステムを用いて、ウェルテクノハウス秋田鷹巣に設置されている7種類の在宅介護福祉機器を用い、健常被験者の感性生体情報データの計測と基礎データの収集を行った。また筆者らは、得られた感性生体情報データの内の脳波スペクトルに着目し、 α 波出現率による在宅介護福祉機器の評価方法を提案した。この α 波出現率による7種類の在宅介護福祉機器の評価では、在

表4. 階段昇降機使用時の心拍数変動範囲

ステージ名	心拍数の変動範囲 (bpm)	
第1ステージ	58 ~ 62	
第2ステージ	下降	55 ~ 79
	上昇	60 ~ 76
第3ステージ	60 ~ 72	

宅介護福祉機器の作動時間が長く、上下左右に作動するものほど α 波出現率が小さいことが分かった。特に階段昇降機のケースでは、第2ステージと第1ステージないしは第2ステージと第3ステージの α 波出現率の差が他の機器のケースに比べて大きく、しかも下降時の方が上昇時に比べて、 α 波出現率が小さいことが判明した。今回使用した7種類の在宅介護福祉機器の中では、電動介護ベット、電動車椅子、リクライニング椅子および立ち上がり椅子が各ステージ間の α 波出現率の差違はなく、利用者はこれらの機器を快適に使用できるものであることが証明された。

今後の課題として筆者らは、健常者のデータの積み重ねの他に、高齢者および障害者を被験者とした実証試験の実施、計測システムのノイズ対策、感性生体情報データの送・受信に関する近距離無線技術開発などの必要性を強く感じており、新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)医療福祉機器開発室に予算請求をしている。

終わりに臨み、ウェルフェアテクノハウス秋田鷹巣へ私共ワーキンググループの委員と同行

して下さり、貴重なご意見、励ましとアドバイスをしていただきました秋田大学および八戸工業大学名誉教授 能登文敏先生に深謝する。

6. 参考文献

- 1) 河村鴻允, 志賀令明, 大友和夫, 佐竹将宏 他; 地域医療情報を考慮したビジュアル遠隔医療ネットワークシステムの構築, 秋田大学医療技術短期大学部紀要, 5-1: 27-37, 1998.
- 2) Koin Kawamura, Noriaki Shiga; Study on Supporting System for Musicotherapy Using Computer Processing, Bull. Coll., Allied Med. Sci., Akita Univ., 4-1, 33-42, 1996.
- 3) 河村鴻允, 志賀令明, 福島峰子, 能登文敏; 感性生体情報のコンピュータ処理による新音楽療法システムの構築, 第16回医療情報学連合大会, 1-E-5-1: 314-315, 1996.
- 4) 桜井靖久; 医用工学MEの基礎と応用, pp.97, 共立出版, 東京, 1989.