

バーチャルリアリティを利用した 運動機能障害検査・リハビリテーション・システムの開発 Development of Neurological Test and Rehabilitation System for Motor Dysfunction using Virtual Reality

吉澤 誠*, 田中 明**, 関 和則***, 阿部健一**, 荻久保正和**, 山田裕介**,
鈴木聡子**, ケンジ・バウ**, 半田康延†

Makoto Yoshizawa*, Akira Tanaka**, Kazunori Seki***, Ken-ichi Abe**, Masakazu Ogikubo**,
Yusuke Yamada**, Satoko Suzuki**, Kenji Baheux**, Yasunobu Handa†

*東北大学 情報シナジーセンター, **東北大学 大学院 工学研究科, ***東北大学大学院
医学系研究科, †東北大学未来科学技術共同研究センター

*Information Synergy Center, Tohoku University, **Graduate School of Engineering, Tohoku
University, *** Graduate School of Medicine, Tohoku University, †New Industry Creation
Hatchery Center, Tohoku University

キーワード: バーチャルリアリティ(virtual reality), 運動機能障害(motor dysfunction), 神経学的検査(neurological test), リハ
ビリテーション(rehabilitation), 運動麻痺(motor paralysis), 高次脳機能障害(abnormalities of higher brain
function), 半側空間無視(hemispatial neglect)

連絡先: 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 05 電気情報館(青 A13) 東北大学 情報シナジーセンター 先端情報技
術研究部 吉澤 誠, Tel.: (022)217-7128, Fax.: (022)263-9488, E-mail: yohizawa@ieee.org

1. はじめに

医学におけるバーチャルリアリティ(virtual reality; VR)の応用は, 新しい高機能のヒューマンインタフェースとして, 特に外科手術や遠隔医療などの分野で進んできた^{1),2)}. しかし, VRは, 3 次元的身体運動を計測して, これに基づいた仮想空間を人間に提示するという特徴があるため, 運動機能障害者の検査・診断・リハビリテーションにも応用することが可能である³⁾. 例えば, 運動失調症検査システム³⁾⁻⁵⁾や下肢のリハビリテーション・システム⁶⁾に関するVRの応用

研究などがこれまで報告されている.

このようなシステムで最も重要なのは, 仮想空間を患者にどのように提示するかということである.

これまでの研究で比較的簡単なものとして, Fig.1 のような, ヘッド・マウンテッド・ディスプレイ(HMD)と手先に付ける 3 次元位置センサの組み合わせを使ったものがある³⁾⁻⁵⁾. しかし, この方法では, 患者が被る HMD の重量や拘束感が問題であり, 力感覚の提示も困難である. また, 通常のコンピュータ・ディスプレイと力感覚提示

装置を組み合わせる方法⁶⁾では、高次脳機能障害の詳細な分析を行うことが困難である。また、運動機能障害の治療手段として有効な機能的電気刺激(functional electrical stimulation; FES)の使用を前提とする提示方法も、これまで考慮されてこなかった。

そこで本研究では、視覚空間と体性感覚空間を融合し、視線入力情報を反映することのできる、FESの使用も考慮した新しい仮想空間提示方法を提案し、そのプロトタイプを作ったので報告する。

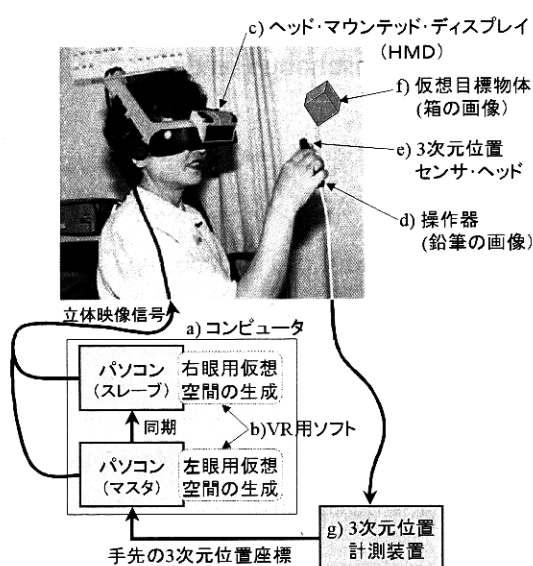


Fig.1 An example of conventional three dimensional motor functional test systems using VR³⁾.

2. 設計方針

2.1 従来の方法の問題点

従来の運動機能検査としては、たとえば、上肢の協調運動検査として代表的な指・鼻・指試験がある⁷⁾。この試験は、検者が指先をランダムに動かしている状態で、被検者の指先を、検者の指先と被検者の指先の間で往復運動させ、その追従動作の巧緻を判断するものである。このような方法では次のような欠点がある。

- 1) 運動計測を行わないため、定量的・統計的記録および解析を行うことが困難である。

- 2) 検査結果は医師の主観で判断され、その表現も定性的である。

- 3) 統一的基準を作りにくく、自動的な診断を行う余地がない。

このような欠点を改善するために、ハンドルやディジタイザを操作器とする手動制御系を使った検査システムなどが開発されてきた^{8)・13)}。しかし、手動制御系を用いたものでは、人間本来の3次元的な運動を計測できなかつたり、半側空間無視のような空間知覚に依存する運動制御の解析が困難であった。

2.2 VR応用の有効性

従来の方法と異なり、運動機能障害者の検査・診断・リハビリテーションにVR技術を応用することが有効であると思われる理由は、次のようなことである。

- 1) VRは、身体の運動を非接触・非拘束の状態に計測し、この計測に基づいて作られる仮想空間に対応する感覚情報を人間に与えることを前提としている。このため、VRは、運動機能障害者の3次元的身体運動を定量化できるとともに、検査・診断に有効と思われる感覚刺激を、目標値や外乱として患者に与えられる。
- 2) VRは仮想的空間を自由に構成できるので、歪んだ空間や矛盾する感覚情報を人為的に作り出せる。このような仮想空間において患者が身体運動を行うとき、その症状がより顕著になったり、新たな特徴を引き出せる可能性がある。
- 3) VRにはゲーム的特性を与えることが容易であり、検査やリハビリに対する患者の意欲向上や達成目標の明確化が図れる。

そこで、本研究で開発するシステムも、VRのこのような特質を十分生かせるようなものでなければならない。

2.3 対象とする疾患と具備すべき機能

本システムでは、主として次のような疾患を対

象とする。

- 1) 脳卒中・脳腫瘍・脳外傷・脊髄損傷等による運動麻痺
- 2) 脊髄小脳変性症などによる運動失調症
- 3) 高次脳機能障害, 特に半側空間無視

ここで, 1)の運動麻痺は, 損傷部位の場所・範囲・程度によってさまざまな症状を呈する. 損傷部位が脳半球の片側に局在した場合には, その反側の身体運動が困難になる片麻痺となる. また, 脊髄損傷では, 損傷部分より下位の脊髄を經由する運動の麻痺が両側に生じる. FESはこのような麻痺した上肢または下肢の筋肉に電気刺激を与えて, これらを動かそうとするものである.

2)の運動失調症は, 小脳の変性や萎縮などによって身体運動の調節機能が全般に失われていく疾患である.

3)は, 1)と同様の原因で生じるが, 主として知覚や認知の障害であり, 損傷部位の違いに対応して,

- a) 半側空間無視
- b) 半側身体失認(身体の認識の障害)
- c) 地誌的障害(場所の認識の障害)
- d) 失認症
- e) 失語症
- f) 記憶障害(健忘症候群)
- g) 失行症(動作と行為の障害)
- h) 注意障害
- i) 遂行機能障害(前頭葉障害)
- j) 行動や情緒の障害

のような障害が生じる場合がある⁷⁾. これらのうち, 特に半側空間無視は, 主に右脳頭頂葉障害で生じ, 注視点の左側の知覚ができないという障害である¹⁴⁾.

このような高次脳機能障害は, それらの症状が様々に複合して現れることが多く, 運動系障害と比較して抽象度が高いため, その検査や診断を定量的に行うことがこれまで困難であった¹⁵⁾.

本研究では, 上記の疾患を対象として,

- 1) 運動機能障害および高次脳機能障害特に半側空間無視の検査
 - 2) FESを用いた上肢リハビリテーションを行うVRを応用したシステムの構築を目指す.
- 診断機能については, 本システムで得られる患者のデータベースが整備された後に実現させる.

3. システム構成

3.1 全体構成

本システムの最終的な構成図を Fig.2 に示す. これは,

- 1) 情報処理・制御・通信装置(パソコン)
- 2) 仮想空間構成装置(画像処理ボードおよびVR用ソフト[SENSE8製WorldToolKit])
- 3) 鏡映型仮想空間表示装置(パソコン用ブラウン管ディスプレイおよびハーフミラー)
- 4) 立体音響提示装置
- 5) 視線追跡装置(ISCAN製4200/C)
- 6) 力感覚提示装置(SensAble製PHANTOM 151AG)
- 7) 実時間運動計測装置(P SOFTHOUSE製RIMS-Re3)
- 8) 機能的電気刺激(FES)装置

から構成される. ただし, これらのうち, 立体音響提示装置と機能的電気刺激(FES)装置は将来的に導入予定のものであり, 現時点では未導入である. 本システムの外観を Fig.3 に示す.

3.1.1 異種感覚空間融合機能

Fig.2における鏡映型仮想空間表示装置と力感覚提示装置は, 視覚空間と体性感覚空間の2つの空間を, 各空間が互いに対応するように融合させて患者に提示するものである. 鏡映型仮想空間表示装置は仮想空間構成装置(VR用ソフトウェア)で作られた映像をハーフミラーで反射させ, その虚像を被検者から見てハーフミラーの向こう側へ投影するものである(Fig.4).

被検者は、赤外線発信器からの信号に同期した液晶シャッター眼鏡を装着することにより、立体視が可能となる。

将来的には立体音響提示装置による聴覚空間も融合させる計画である。これにより、動作訓練および半側空間無視検査に利用するための視覚・体性感覚・聴覚に基づく仮想環境の提示、および、このような仮想環境と患者の上肢との間の相互作用が実現可能となる。

3.1.2 視線追跡機能

視線追跡装置は、ハーフミラーの内側にカメラを取り付け、このカメラが被検者の眼球映像を

捉えることで、その視線座標を計測するものである(Fig.5)。視線追跡装置は、高次脳機能障害、特に半側空間無視の検査で用いられるものである。

半側空間無視は、視空間の片側を見落とす障害であり、見ている領域が移れば、見落とす範囲も変わっていく。また、今まで見ていた領域の中のある部分を見ようとすると、その部分の半側をもまた見落とすような障害であり、注視位置の計測をすることによって、その情報に応じた検査が可能となると思われる。

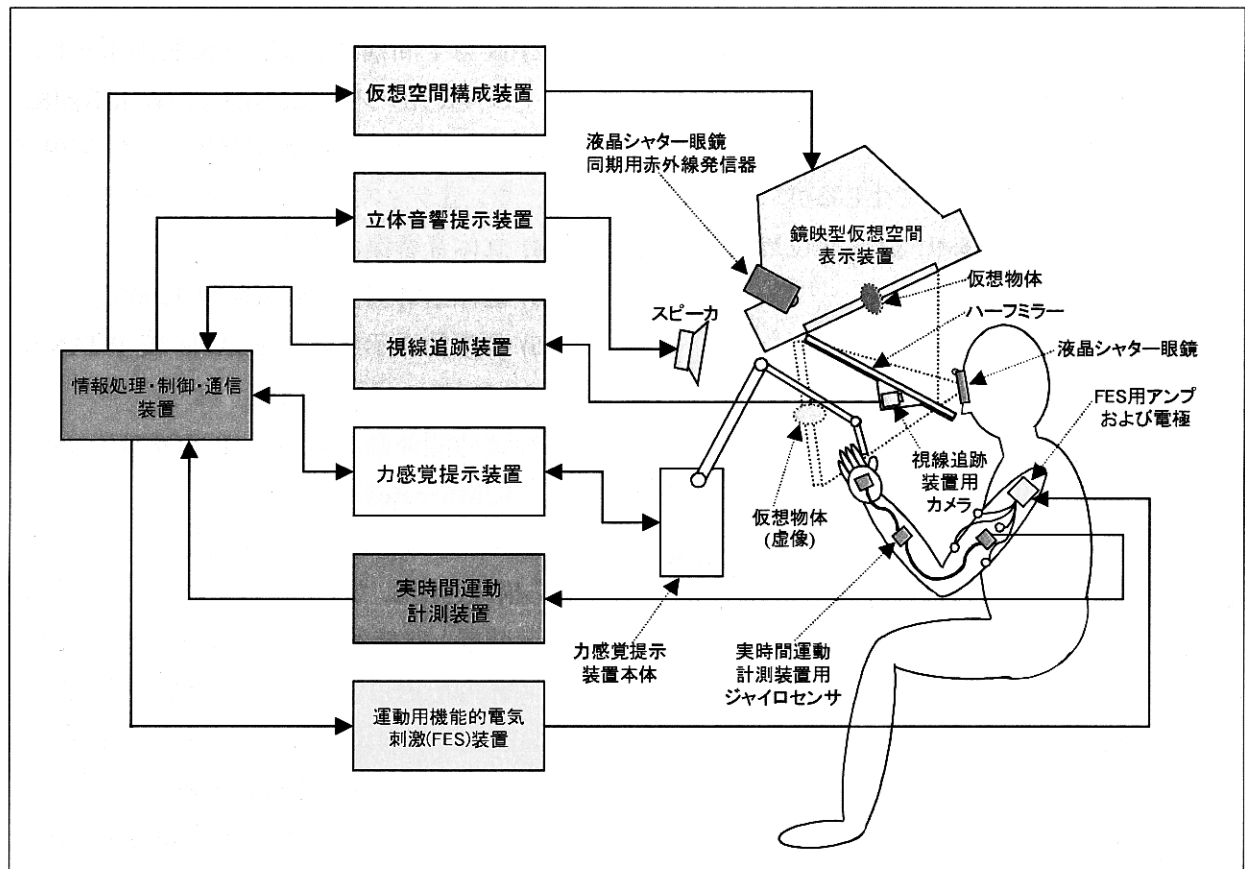


Fig.2 Target structure of our neurological test and rehabilitation system for motor dysfunction using virtual reality

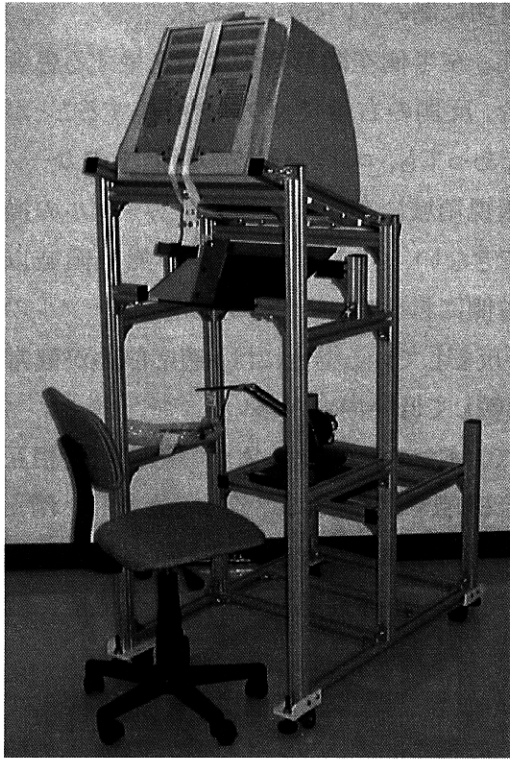


Fig.3 Overview of the proposed system.

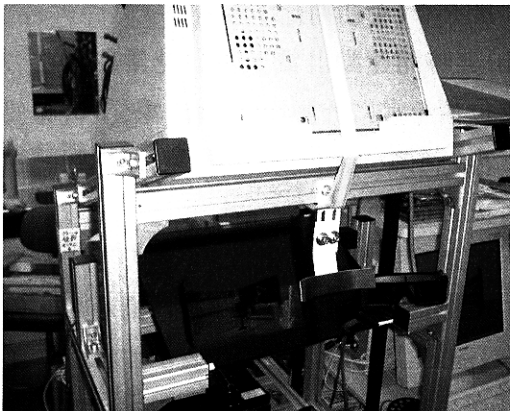


Fig.4 Image of the half mirror.

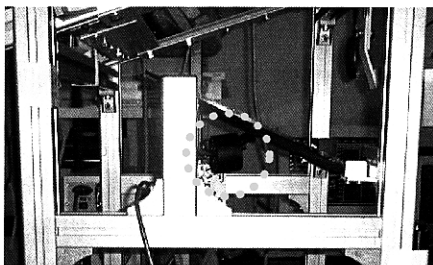


Fig.5 Camera taking the image of the eye ball and an infrared light.

3.1.3 力感覚提示機能

情報処理・制御・通信装置, 構成すべき体性感覚に基づく仮想空間を特徴付けるパラメータを力感覚提示装置へ伝える. 力感覚提示装置はエンドエフェクタを駆動して, 体性感覚に基づく仮想空間に対応した力感覚を被検者の手に提示する. 力感覚として発生するのは対象仮想物体の重力・慣性力・摩擦力・弾性力・外力に対応するものである.

力感覚提示装置のエンドエフェクタ, すなわち被検者の手先の3次元位置座標はリアルタイムにモニタ可能である. しかし, 被検者の肘の位置は腕の幾何学的冗長性により, 一意には定まらない. 実時間運動計測装置は, 3つのジャイロセンサから構成され, 被検者の腕全体の運動を計測することができる.

以上のように, 視覚空間, 体性感覚空間, および聴覚空間がハーフミラーの下方で互いに対応するため, 被検者は, 視覚空間と体性感覚空間が融合した仮想空間を認識することができる. あるいはまた, 故意にこれら相互の関係をずらしたり, 矛盾させたりすることも可能である.



Fig.6 Force feedback device (PHANToM).

3.2 検査機能

3-2-1 視覚空間、体性感覚空間および聴覚空間における無視領域の自動特定機能

本システムには、半側空間無視の症状を呈する患者に対し、視覚空間、体性感覚空間および聴覚空間における無視領域を自動的に特定する機能を具備することにする。

具体的には、次の3つのような検査を実行する。

- ア)視覚空間に関する無視領域検査
- イ)体性感覚空間に関する無視領域検査
- ウ)聴覚空間に関する無視領域検査

たとえば、ア)視覚空間に関する無視領域検査は Fig.7 のようなフローチャートに従って実現される。

3-2-2 視覚空間、体性感覚空間および聴覚空間の統合機能の定量的評価機能

本システムには、半側空間無視の症状を呈する患者に対し、視覚空間、体性感覚空間および聴覚空間の統合機能を定量的に評価する機能を具備することにする。

視覚空間、体性感覚空間および聴覚空間の統合機能とは、脳の高次機能の一つである異種感覚情報の統合機能の一部である。主として大脳の頭頂連合野の損傷によりこの機能が失われると、視覚空間、体性感覚空間および聴覚空間が互いに乖離し、適切な運動制御が実行できなくなる。

例えば、健常者であれば、コンピュータの画面上のカーソルの位置(視覚空間)とその位置を変化させるマウスの位置(体性感覚空間)とが一致せず、互いに異なる位置にあっても、カーソルの位置を適切に操作することが可能である。また、マウスの左右の動きと、コンピュータの画面上のカーソルの左右の動きが反転している場合でも、繰り返し動作をするにつれて、適切な操作を実行できるようになる。このような動作ができる理由は、脳において異種感覚情報の統合機

能が適切に働いているからである。

しかし、左半側空間無視の症状を呈する患者の場合、反側の右手でマウスを操作することが可能であっても、コンピュータの画面上のカーソルが無視領域に存在すれば当然カーソルの操作はできない。さらに、カーソルが無視領域以外の右側にあっても、マウスの動きとカーソルの動きが反転している場合には、適応能力が健常者と比較して低い場合が多い。

そこで、本システムでは、2つの感覚空間相互の統合機能を定量的に評価するために、例えば、次のような検査を実行する。

ア)視覚空間-体性感覚空間の統合機能に関する検査

a)仮想空間構成装置は、目標物体として仮想空間内のランダムな位置に1つの物体を作り、鏡映型仮想空間表示装置はこの物体を表示する。このとき、経過時間タイマを初期化する。

b)実時間運動計測装置は健常側の手の位置を常に計測し、この情報を、情報処理・制御・通信装置を経て、仮想空間構成装置へ送る。

c)仮想空間構成装置は、患者の手の位置座標に対応する位置座標に指示用物体(例えば矢印型物体)を表示する。

d)患者は、鏡映型仮想空間表示装置で表示された仮想物体の位置と、指示用物体の位置が一致するように、その手を動かす。

e)両者の位置が一致したと患者が判断した場合には、その位置を保つ。

f)仮想空間構成装置は、仮想空間内の物体の位置と実時間運動計測装置で計測された位置の誤差を計算し、この値が指定された閾値以下に留まっている時間が指定された時間以上であれば、目標物体を消滅させる。

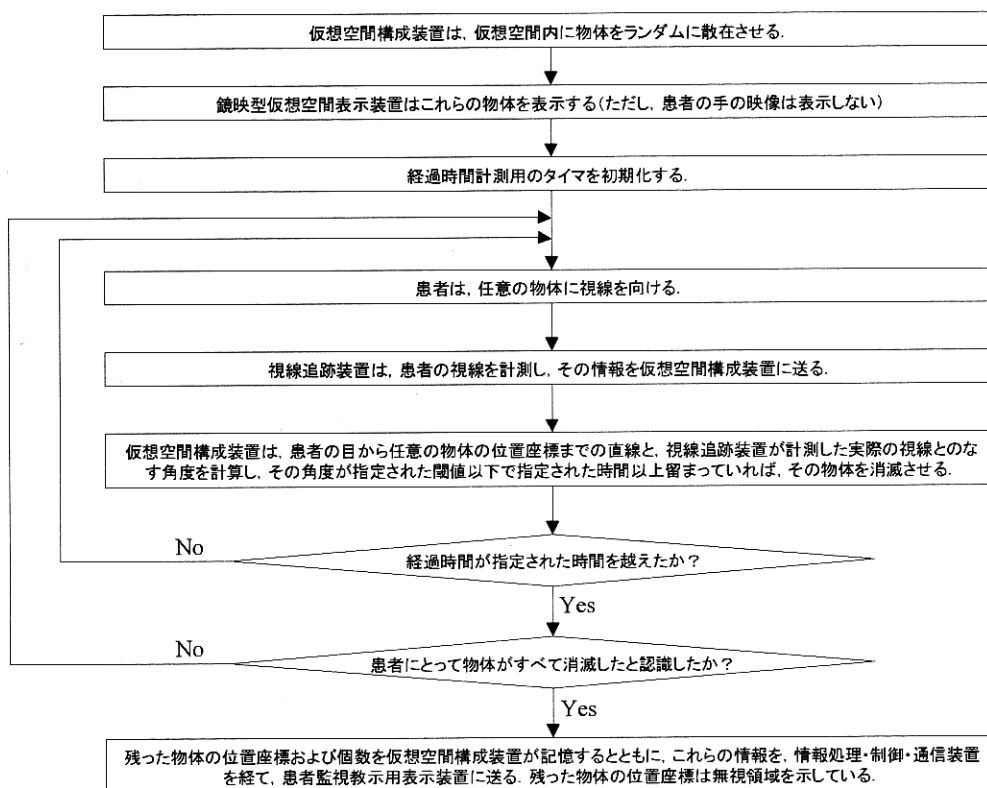


Fig.7 Flow chart of identification of the neglect area of the visual space.

g) a)からの経過時間が指定された検査時間を越えたとき、h)に行き、そうでなければ、a)に戻って作業を繰り返す。

h) 作業終了時点で、仮想空間構成装置は、仮想物体の位置座標、手の位置座標、両者の誤差および誤差の2乗平均値の平方根を記憶するとともに、これらの情報を、情報処理・制御・通信装置を経て、患者監視教示用表示装置に送る。

i) 健常側の手の位置の計測は、実時間運動計測装置の代わりに、力感覚提示装置を用いて行なってもよい。

j) c)において、患者の手の位置座標に対応する位置座標に指示用物体をそのまま表示する代わりに、指示用物体の位

置座標を適当に変換して表示する。例えば、左右方向の座標値の極性を反転させて表示し、手を左に動かしたときに画面上では指示用物体が右に動くようにしてa)からh)を行う。誤差の2乗平均値について、変換を施さない通常の場合と変換を施した場合とを比較する

3.3 リハビリテーション機能

3.3.1 健常側に対するリハビリテーション

「仮想回転寿司」

Fig.8のように、円環状のベルトの上の寿司のうち、色や形で指定されたものを手を伸ばしてつかみ、手もとの皿に運ぶような課題を行うことによって、無視側への注意誘導と力制御能力の向上を図る。すなわち、次のような機能を具備する。実際に作成した仮想世界を Fig.9に示す。

①ベルトの回転方向および回転速度を可変とする。

たとえば、左半側無視の場合、左から物体が来る場合には左の方に注意を向けることによって得点が高くなるようにすれば、無視側への「つなぎとめ」や「歩調とり」が可能となる。回転方向を可変にすることで、無視側と健常側との比較ができる。また、回転速度を可変とすることによって、被験者の重症度や習熟度に応じたリハビリが可能となり、患者に達成感や向上心を与えることができる。

②力感を提示する。

移動する寿司に接触したときの反力、あるいは把持した時の弾性、物体を持ち上げるときの重量感等を再現することにより、自己受容器による力感覚フィードバックの調節能力の訓練ができるようにする。さらに、「検査」と同様に、視空間と体性感覚空間の間に人為的な矛盾を作ることにより、視空間と体性感覚空間の再統合に関する機能を訓練できるようにする。

③視線情報に依存した仮想空間を構成する。

視線が無視側に向けば向くほど、寿司の数や体積が増えることで高得点が得られ、逆に、視線が健常側に向くほど逆に得点が低くなりやすくすることで、視線を常に無視側に誘導する。

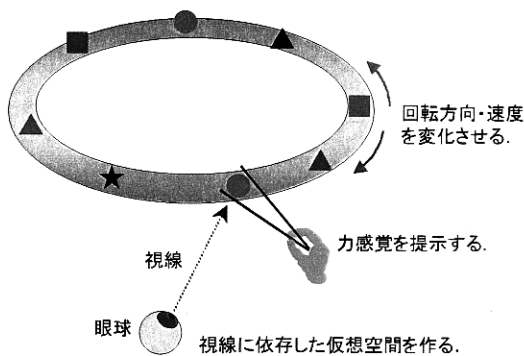


Fig.8 Concept of rehabilitation for an upper limb (a virtual kaiten-zushi)

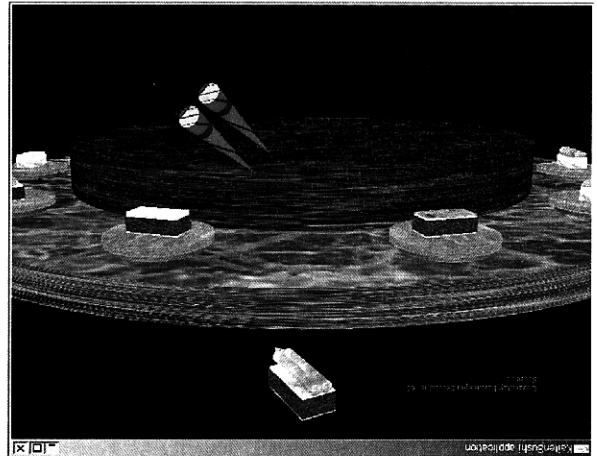


Fig.9 Virtual Kaiten-zushi

3.3.2 麻痺側に対するリハビリテーション

麻痺側上肢に対する FES/TES を用いたリハビリテーションにおいて、患者は麻痺側上肢を直接操作することはできない。したがって、麻痺側上肢を動かすための FES/TES 用電気刺激パターンの生成は、すべて本システムが司ることになる。このようなリハビリテーションは、患者が、患者自身の上肢ではなく、あたかもロボット・アームの運動を教示する行為とみなすことができる。したがって、次に示すように、目標動作指示機能、目標軌道生成機能、軌道誤差修正機能、および、動的負荷生成機能の各機能が必要になる。

1) 目標動作指示機能

通常の上肢に対するリハビリテーションの場合、例えば、装置あるいは教示者が目標動作を「散在する物体の中から赤い物体に触れなさい」などのように、画面表示あるいは口頭で患者に指示するだけでよい。しかし、FES を用いたリハビリテーションの場合には、「散在する物体の中から赤い物体に触れなさい」という指示があっても、患者自身が FES 信号を作ることはできないため、目標行為を実現することが困難である。

そこで本システムでは、教示者あるいは情報処理・制御・通信装置からの指示、たとえば「散在する物体の中から赤い物体に触れなさい」に対しては、次のようにして目標動作を指示する。すなわち、

- ①目標物体(たとえば「赤い物体」)がどこにあるかを患者が視線を移動することで指示する、
- ②教示者あるいは情報処理・制御・通信装置が複数の目標動作の例を患者に示し、それらのひとつを患者が選択する、あるいは、
- ③情報処理・制御・通信装置が自動的に定め、患者は何もしない。

2)目標軌道生成機能

通常の上肢に対するリハビリテーションであれば、目標動作を実現するための軌道生成は患者自身が無意識的に行うことができる。しかし、FESを用いたリハビリテーションの場合には、患者は目標軌道を生成することはできない。

そこで、目標動作を実現するための軌道生成は、本システムの情報処理・制御・通信装置が自動的に行う。

3)軌道誤差修正機能

通常の上肢に対するリハビリテーションであれば、目標軌道と現在の軌道に誤差が生じたとき、この誤差の修正を患者自身が行うことができる。しかし、FESを用いたリハビリテーションの場合には、患者はこの誤差修正ができない。

そこで、目標軌道の誤差修正は、フィードバック制御アルゴリズムに基づき、本システムの情報処理・制御・通信装置が自動的に行う。

4)動的負荷生成機能

力感覚提示装置が作り出す力感覚は、対象仮想物体の重力・慣性力・摩擦力・弾性力・外力に対応するものである。これによって、負荷特性が変化した場合の上肢運動の適切な調整能力の検査および訓練が可能となる。

例えば、対象物体の重さをさまざまに変えた状況で、患者にその対象物体を移動させるような動作訓練を実行させることができるようにする。すなわち、対象物体が軽いものでも重いものでも適切な動作が可能かどうかを検査したり、それが可能となるように訓練することができるようにする。

4. おわりに

これまでに本システムのプロトタイプが完成し、現在、上述の諸機能を具体的に実現するためのソフトウェアの構築を行っている。今後は、健常者および各々の疾患をもつ患者に本システムを適用し、各機能の改善と最適化を図っていく必要がある。

参考文献

- 1) Akay M(eds.): Applying virtual reality: IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 15 (1996)
- 2) Makoto Yoshizawa, Ken-ichi Abe Tomoyuki Yambe and Shin-ichi Nitta: Medical applications of virtual reality in Japan, Metin Akay and Andy Marsh (eds.) Information Technologies in Medicine, John Wiley & Sons, 171/188 (2001)
- 3) 吉澤 誠: バーチャルリアリティ, 阿部康二編: 脊髄小脳変性症の臨床, 新興医学出版, 99/106 (1999)
- 4) 吉澤 誠, 那須川慎介, 阿部健一, 他: 人工現実感を用いた運動失調症検査システムの開発. 第12回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集, 427/432 (1996)
- 5) 那須川慎介, 吉澤 誠, 阿部康二, 他: 反転空間・歪空間内トラッキングによる運動失調症検査システム. 日本バーチャルリアリティ学会第2回大会論文集, 99/102 (1997)
- 6) Judith E. Deutsch, Jason Latonio Grigore C.

- Burdea, Rares Boian: Post-stroke rehabilitation with the Rutgers Ankle System: A case study, *Presence*, 10(4), 416/430 (2001)
- 7) 松本 啓: 神経疾患の臨床診断. 金剛出版 (1980)
- 8) K. A. Flowers: Some frequency response characteristics of Parkinsonism on pursuit tracking, *Brain* 101, 19/34 (1978)
- 9) 吉澤 誠, 竹田 宏, 大友 仁, 他: 中枢神経系疾患のむだ時間予測機能に及ぼす影響. *医用電子と生体工学*, 23, 172/179 (1985)
- 10) G. K. Kondraske, A. R. Potvin, W. W. Tourtellotte, *et al.*: A computer-based system for automated quantification of neurological function, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-31, 401/414 (1984)
- 11) 中村政俊, 他: 視標追跡運動機能のニューラルネットワークによる病態別特徴の解析, *医用電子と生体工学*, 31, 245/253 (1985)
- 12) 吉澤 誠, 二坂広美, 竹田 宏, 他: 人間オペレータの制御特性の異方性と脳の両側性, *医用電子と生体工学*, 26, 187/195, (1988)
- 13) 大坂和久, 吉澤 誠, 竹田 宏, 他: 老化および一側性脳機能障害が 2 次元手動制御特性の異方性に及ぼす影響, *医用電子と生体工学*, 26, 179/186 (1988)
- 14) 杉下守弘編: 右半球の神経心理学, 朝倉書店 (1991)
- 15) John P. Wann, *et al.*: Virtual environments for the rehabilitation of disorders of attention and movement, G. Riva(ed): *Virtual Reality in Neuro-Psycho-Physiology*, ISO Press (1997)