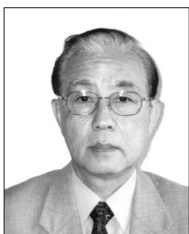


リハビリテーションのためのVRスポーツ

塚本一義、和田隆広

香川大学



1. はじめに

リハビリテーショントレーニングは単調な動作の繰り返しであることが多く、患者の忍耐力が要求されることが多い。特に、理学療法士は一般に一人で複数人の患者を看ているため、理学療法士の不在時には単独でトレーニングを続ける場合もあり、モチベーション維持が困難となっている。

重度の患者や手術後間もない患者に対しては、CPM (Continuous Passive Motion) 装置 [1] によって、理学療法士がいなくても、リハビリを自動化する手段が確立されつつある。しかし、症状が比較的軽度であり、能動的な運動によって治療を行う必要のある患者は、結局は治療に対する意欲が重要なファクターとなるため、訓練に対するモチベーション維持が重要である。

一方、人々の健康に対する関心の高さを背景に、様々な健康機器が商品化されている。特に健康増進や体力維持等においては継続が最も重要である。エルゴメータやトレッドミル等がそれに当たるが、すぐに飽きてしまい、モチベーション低下が原因で継続が困難である場合も多い。

このように、健康・福祉機器においては患者やユーザの意識が重要であり、モチベーション維持が継続利用のキーとなるので、アミューズメント性を導入することによって実現可能と考えられる。この目的のために、近年は健康・福祉機器にVR技術を適用する事例が増えつつある。本稿ではリハビリテーショントレーニングを中心

に、健康・福祉機器にVR技術を適用した例を概観する。まず、2節にVR技術を用いたリハビリテーション機器について説明する。次いで3節でアミューズメント性、ゲーム性を兼ね備えた高度なVR技術として、VRスポーツシステムに関する研究成果について述べる。最後に、4節で著者らが提案しているVRスポーツシステムによるリハビリテーションについて、その概念と最新の研究成果を示す。

2. VR技術を用いたリハビリテーション

VR技術は専門オペレータの訓練用シミュレータや展示紹介等に利用されているが、リハビリテーション分野への適用事例もいくつか報告されているので、ここでは最近の動向を概観する。

2.1 リハビリテーション用力覚呈示装置の開発

リハビリテーショントレーニングにおいては、患者に適切な力・トルクを与える必要がある事が多い。そのため、トレーニングにVR技術を適用する上で、力覚呈示装置が重要な役割を果たす。力覚呈示装置は、リハビリテーションへの適用を考える際、ヒューマンインタフェースとしての安全性が最も重要な問題である。そこで、安全性の高いリハビリテーション用の力覚呈示装置の開発が進められている。

Kimら[2]は、ワイヤ駆動機構SPIDARを用いたPCベースのリハビリテーション装置の試作を行っている。

直方体型にアングルを組み、その各頂点にモータ、プーリおよびエンコーダのセットを取り付け、各プーリから糸を出し、4 頂点から出た糸を一点で結ぶ。モータにより糸には一定のテンションがかけられており、たるみを防止している。ユーザはこの結ばれた点を指で持ち、3 次元空間内のある領域内において自由に動かすことができる。また、これを2セット用意することによって、母指、示指によるピンチング動作が可能となる。さらに、必要な時に各糸の張力をサーボモータによって制御し、指に力覚を提示することができる。SPIDAR と CG を呈示するモニタを組み合わせ、手指のリハビリテーション装置を試作し、マッチ点火、荷物運び、簡単な組み立て作業等の訓練を実現している。

坂口ら [3] は、ER 流体を用いたアクチュエータを開発し、リハビリテーションへの応用を検討している。ER 流体とは、電場を印加すると見かけ上の粘性が変化する機能性流体の一種であり、アクチュエータの出力に取り付けることによって可変出力クラッチの役割を果たす。アクチュエータ自体が減速機付きのサーボモータであってもバックドライバビリティが確保され、過度の力がかかると滑りが生じるため安全性が高いという利点を持つ。ER アクチュエータを2台用いた平行リンク機構型マニピュレータに CG を呈示するモニタを組み合わせ、上肢リハビリテーション装置を試作している。仮想空間内にあるターゲットを追従する実験や呈示された粘性の識別による運動感覚実験を行い、リハビリテーション効果の検証を試みている。

上記は、力覚呈示装置の開発に主眼を置いており、リハビリテーションへの本格的な適用については今後の展開が期待される。

2. 2 VR を応用した歩行訓練装置の開発

脳卒中による片麻痺等において歩行機能に障害を持つ患者に対し、感覚・運動機能の協調性等を再教育し、歩行機能を回復させる訓練が行われる。歩行訓練においては、理学療法士や手すり等の支持の下、何度も歩行にチャレンジしなくてはならないため、患者の肉体的負担に加え精神的負担も大きくなりがちである。しかし、自立的な生活のために、歩行機能を再獲得することは非常に重要であり、効果的な手法が切望されている。これに対し、歩行訓練装置に VR 技術を適用し、アミューズメント性等を実現する研究開発が数多く行われている。それらのほとんどは、トレッドミル等の前部にスクリーンや CRT 等の画像呈示装置を取り付け、歩行に合わせた

画像を呈示するものである。

例えば藤江ら [4] は、左右足別々に可動する歩行面と意欲向上のための映像表示装置と、転倒防止を兼ねた介助装置からなる歩行訓練機を開発した。このシステムでは、介助装置先端の変位・力、歩行速度、歩行推進力等が計測可能であり、これらを用いて患者の歩行状態の評価を行っている。また、治療にあたる医療スタッフの知識・ノウハウを集約・体系化したエキスパートシステムを訓練機に搭載することによって、より効果的な訓練の実現を試みている。

また柴田ら [5] は、高齢者、特に痴呆性高齢者を主たる対象として、立体映像呈示装置を搭載した歩行訓練機を開発した。まず高齢者の立体視機能等について調査し、ADL(Activity of Daily Life) スコアが高いほど立体映像に対する関心が高いことが示された。また、その結果より、ADL スコアを基に対象者を選定する事を提案した。さらに、開発した訓練機を用いた高齢者実験を通し、立体映像への関心の高さを示したが、訓練効果等の詳細検討が今後期待される。

2. 3 VR 技術を応用したエルゴメータ

健康トレーニングやリハビリテーションに用いられる、エルゴメータに VR 技術を適用した機器が開発されている [6](図 1 参照)。エルゴメータのコントロール画面の代わりに CRT モニタが取り付けられており、屋外でサイクリングを楽しんでいるように画像が変化する。心拍数の目標値と現在の心拍数に応じて、画面中のペースメーカーとなる相手の速度が変わり、それに追従すると自動的に目標の運動量になる。さらに、設定によっては他の選手と競争するモードも選べ、楽しみながらトレーニングが可能となる。



図 1 VR エルゴメータ (提供 竹井機器工業 (株))

2. 4 VR 技術による乗馬療法

欧州を中心に発展してきた乗馬療法は、腰痛や筋力低下等の予防や治療および姿勢反射能力の向上、さらには中枢神経機能の劣化予防等の効果があると期待されている。四宮ら [7] は、VR 技術を用いた乗馬療法機器を開発した。まず、6 自由度パラレルメカニズムと CG 呈示装置で構成される VR 乗馬療法システムを開発し、馬の運動計測によって鞍の動きを忠実に再現した。また、筋力増強訓練に特化し、自由度の削減によって簡素化を検討した。無限にある鞍の運動パターンの中から、被験者の主観評価により 2 種類の動作に絞り込んだ。この 2 種類の動作における胴回りの筋電位を計測し、筋力増強訓練効果の高い 1 種類を決定した。

簡素化した運動を 1 つのモータで実現し、コストダウンの結果、商品化に成功した (図 2)。本装置の有効性について、特に腹筋、背筋力への効果を筋電位計測によって検証している。



図 2 簡易型乗馬療法機器 (提供 松下電工 (株))

3. VR 技術を用いたスポーツ

2 節で概説したリハビリテーション機器とは別に、スポーツを VR 技術を用いて実現する VR スポーツシステムの実現を目指した研究がいくつかなされている。

本節では、VR 技術を利用したスポーツシステムの実現を試みた研究について概観する。

3. 1 VR スポーツの力覚呈示装置

VR スポーツを実現するためには、従来の一般 VR にない特別な要求が発生する。例えば、力覚呈示装置等の高速性である。そのため、VR スポーツシステムの実現を目指した、VR スポーツ用力覚呈示装置に関する研究が多く行われている。

竹田ら [8] は、VR バスケットボールの実現を目指し、第一段階として VR ドリブルのためのハードウェアについて研究を行っている。力覚呈示装置の開発に主眼が

置かれ、ラバチュエータを用いた構成となっている。呉ら [9] は、VR キャッチボールの実現を目指し、ボールをキャッチした感覚を伝える力覚呈示装置を試作している。これらいずれにおいても力覚呈示装置を試作して性能評価が行われているに留まり、力覚呈示装置としてのリアリティの定量的な評価がなされていない。

森園ら [10]、[11] は、VR キャッチボールや VR テニスのための力覚呈示装置の研究を行っている。パラレルワイヤ機構という新しいパラレルメカニズムを用いたものである。従来のパラレルメカニズムのリンク部をワイヤに置き換えた機構であり、極端に軽量であることが最大のメリットである。そのため、人体との衝突が生じても衝撃が少なく、またスポーツのような高速運動に利用できる。また特に [11] では、力覚呈示装置の性能として機構透明性に着目し、オペレータへの目標呈示力が 0 の場合にどれだけ 0 に近づけられるかが吟味されている。制御則の安定性についても詳細に論じられている。

3. 2 トレーニング用 VR スポーツシステム

純粋にスポーツのトレーニングを目的として、VR スポーツシステムの開発が行われている。

Doi ら [12] は、アメリカンフットボールの瞬時における反応の能力を訓練する事を目的として、VR アメリカンフットボールシステムを開発している。用途を特化しているために力覚呈示装置は用いず、円筒型のスクリーンを用いて、どのような方向から見ても臨場感の高い試合風景を呈示出来る点に主眼が置かれている。

上條ら [13] は、スキーのトレーニングを目的とした VR スキーシステムを開発している。本システムではユーザの生体情報をフィードバックしている。例えば、自律神経系の影響を受ける指尖脈波を用いて緊張状態の推定を行い、重心動揺を計測してバランス状態の推定を行っている。これら生体情報を用いて仮想スキーにおけるスロープの難易度を自動的に生成する手法について言及している。このように生体情報をフィードバックして、ユーザに適応する機能を具備したシステムは、特に高齢化社会においては、高齢者の多様な身体特性に適応する必要性から今後ますます重要になるであろう。

4. リハビリテーションのための VR スポーツ

著者らは、2 節で述べたような従来の健康・福祉機器で欠けていたアミューズメント性、ゲーム性を VR スポーツによって実現することを提案している。さらに、医学部の協力の下、VR スポーツの様々なリハビリテ

ション効果を検証している。

本節では、著者らのグループが行っている、VR スポーツによるリハビリテーションについて、最新の研究成果を紹介する。

4. 1 研究の着眼点

著者らの研究では、VR 技術を用いて仮想空間上でテニスやサッカー等の種々のスポーツがプレイできる VR スポーツシステムを開発した。これにより様々なリハビリテーションを行い、患者のモチベーションを高く維持し、継続的に楽しくリハビリテーションを行うことを提案している (図 3) [14][15]。従来研究と異なり対戦式のスポーツでリハビリテーションを行うため、高いゲーム性、アミューズメント性を有している。また相手プレイヤーをプログラムで制御することにより患者の症状に合わせた相手プレイヤーとの対戦が可能になる。

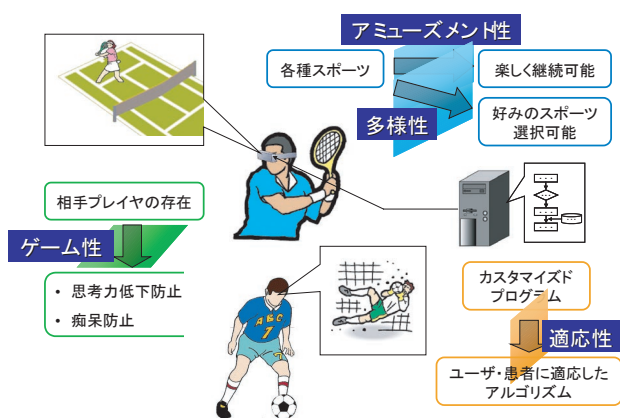


図3 VRスポーツによるリハビリテーション

リハビリテーショントレーニングとしては、VR テニスによる上肢の筋力増強訓練、関節可動域訓練、協調性訓練および、VR サッカーによる平衡感覚訓練、協調性訓練、下肢・体幹の筋力増強訓練、下肢の関節可動域訓練を中心に、リハビリテーション効果の研究およびシステム構築を進めている。このようにスポーツ競技のバリエーションにより、様々な部位の様々な機能の訓練が可能となる。本節では、テニスによる筋力増強訓練、関節可動域訓練および、サッカーにおける平衡感覚訓練の研究例を示す。

4. 2 テニスによる上肢筋力増強訓練 [14]

テニススイングを行った場合の各筋の筋電位を測定し、運動療法で行われているチューブエクササイズ

の筋電位と比較することでテニススイングの筋力増強訓練効果を調査する。筋電位に影響を与えるスイング種類、スイング速度、手関節にかかる負荷を変化させ、各筋の筋電位への影響を調査した。

測定を行うスイングはフォアハンド、サーブの2種類とした。手関節の平均速度は、フォアハンドにおいて3、4[m/s]、サーブで2、3[m/s]のそれぞれ2種類である。またVR テニスではラケット等に外力を与えることで筋負荷を制御する場合もある。本実験では簡易的に手関節に錘を付け実験を行う。錘は負荷無し、1、2[kgf]の3種類とする。測定を行う筋は上腕二頭筋 (Bicep B)、上腕三頭筋 (Tricep B)、三角筋前部線維 (Delt ant)、三角筋中部線維 (Delt mid)、三角筋後部線維 (Delt pos)、大胸筋 (Pect M) の6種類とする。

図4、5にフォアハンド、サーブの筋活動をそれぞれ示す。両図を比較し、フォアハンドでは大胸筋、サーブでは三角筋後部線維のピークがそれぞれ大きいことがわかる。また紙面の都合上省略をしているが、スイング速度を上げることでフォアハンド、サーブ両スイングにおいて時系列パターンに変化が見られた。例えばスイング速度を上げた場合、フォロースルー時に三角筋中部線維や三角筋後部線維でピークが発生した。これはスイング速度が上がると減速に大きな筋活動が必要になるからだ予想する。また負荷の増加に対しては時系列パターンに大きな変化は見られなかった。しかし負荷が増加する

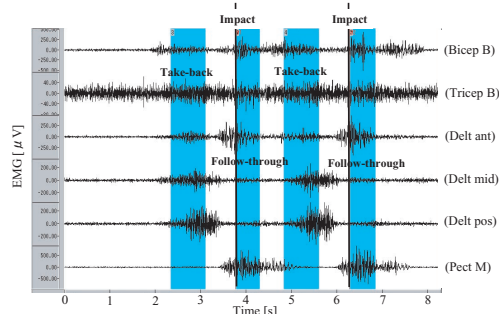


図4 フォアハンドの筋活動

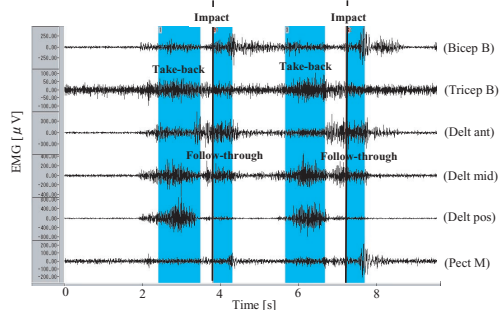


図5 サーブの筋活動

ことで筋電位のピークが少し大きくなり、ピークが生じている時間が増加した。

次にチューブエクササイズと比較することで筋力増強訓練効果を調査する。本実験では肩外転、内旋の2種類のチューブエクササイズと比較を行った。大胸筋は内旋を用いて正規化を行い、その他の筋は外転で正規化を行っている。図6にフォアハンドの積分筋電量をチューブエクササイズの積分筋電量で正規化した結果を示す。各筋に対するそれぞれ4種類の棒グラフは、左から3種類のグラフが順にスイング速度が同じで、手関節への負荷を負荷無し、1、2[kgf]とした結果であり、負荷の筋電位への影響を見る。右端のグラフは手関節に負荷を与えず速度を増加させた結果であり、左端のグラフと比較することで速度の筋電位への影響を見る。フォアハンドでは負荷の増加により三角筋前部線維、三角筋中部線維、三角筋後部線維、大胸筋で積分筋電量が増加傾向である。速度に関しては上腕三頭筋、三角筋中部線維、三角筋後部線維、大胸筋で積分筋電量が増加している。特に三角筋後部線維、大胸筋においては負荷や速度を変化することでチューブエクササイズと同等の筋負荷を得た。

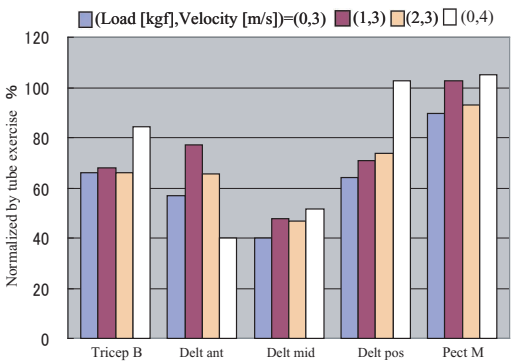


図6 フォアハンドの積分筋電位

同様の処理をサーブにおいて行ったグラフを図7に示す。サーブにおいては負荷が増加することですべての筋で積分筋電量が増加傾向であることがわかる。また速度の変化に対しては上腕三頭筋、三角筋中部線維、三角筋後部線維で積分筋電量が増加している。上腕三頭筋、三角筋前部線維、三角筋中部線維、三角筋後部線維で負荷や速度を変化することでチューブエクササイズと比較して、100%を超える筋負荷を得た。また、特に負荷の増加に対する積分筋電量の増加の割合が大きくなっている。この原因として、サーブでは鉛直方向に腕を動かす動きが多いため錘の影響を受けやすいということを推測する。

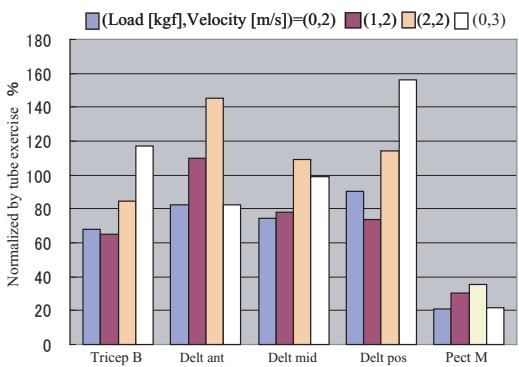


図7 サーブの積分筋電位

表1にフォアハンド、サーブにおけるスイング速度、負荷を変化した場合の積分筋電量の変化を示す。フォアハンドでは速度や負荷の変化により三角筋後部線維、大胸筋においてチューブエクササイズと同等の筋負荷を得た。サーブにおいては三角筋を除くすべての筋で同等の筋負荷を得た。つまり、フォアハンドとサーブを合わせることですべての筋で100%を超える筋負荷を得た。またフォアハンドでは大胸筋を除く筋でサーブと比較して筋負荷が弱いことから、患者が必要としている筋負荷が比較的弱い場合にはフォアハンドが適していると考えられる。また三角筋や、大胸筋においてはスイング速度、負荷を変化させることで筋負荷の大きさが2倍以上変化した。これより、パラメータを適切に変化することで患者が鍛える必要がある筋に適切な筋負荷を与えるスイングを作り出すことが可能になる。

表1 積分筋電量の制御範囲 %

	Forehand	Serve	Total
Tricep B	66~83	65~117	65~117
Delt ant	40~77	82~145	40~145
Delt mid	40~51	74~109	40~109
Delt pos	64~102	73~156	64~156
Pect M	90~105	21~35	21~105

4.3 テニスによる上肢関節可動域訓練 [15]

VR テニスの上肢関節可動域訓練への適用可能性を検証するため、テニススイング時の関節運動域を調査する。被験者はテニス非習熟者とし、座位でスイングをさせる。スイングの種類の違いによる肩運動の変化を見るために、フォアハンドとサーブの2種類について実験を行った。

図8、9はそれぞれ、フォアハンド、サーブにおける肩関節角度を示す。図8よりフォアハンドでは内外転角

は -15° から 60° 、屈曲・伸展角が -70° から 70° であり比較的低いスイングであることがわかる。また図9よりサーブは外転角が 10° から 150° 、屈曲・伸展角が -180° から 150° までであり、フォアハンドと比べて高い位置のスイングであることがわかる。両者を比較すると、サーブの方が内外転、屈曲・伸展共に運動域が大きい。回旋はほぼ等しい運動域である。

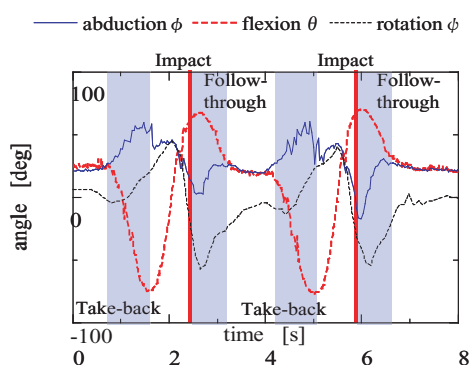


図8 フォアハンドにおける肩関節角度

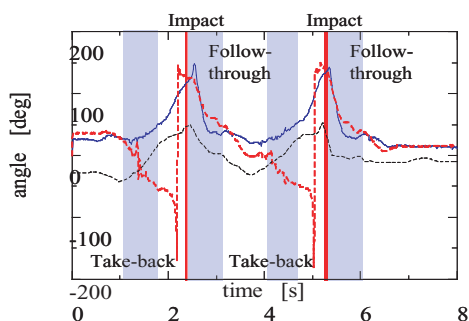


図9 サーブにおける肩関節角度

両結果より表2のような肩関節の運動域が得られる。

表2 関節運動範囲

	フォアハンド	サーブ	合計
内外旋	$-60 \sim 45$	$-40 \sim 50$	110
内外転	$-15 \sim 60$	$10 \sim 150$	165
屈曲・伸展	$-70 \sim 70$	$-150 \sim 180$	330

フォアハンド、サーブをあわせると合計、内外旋角 $110[\text{deg}]$ 、内外転角 $165[\text{deg}]$ 、屈曲・伸展角 $330[\text{deg}]$ が生じ、大きな肩関節運動域が得られることがわかり、関節可動域訓練へ適用可能であることを示した。

4.4 サッカーキックによる平衡感覚訓練

平衡感覚障害は前庭迷路や深部受容器等と密接に関連して非常に複雑である。平衡感覚訓練にサッカーキックが利用できると期待される。

本節では、下肢を積極的に使用するサッカーキックに着目する。様々な種類のサッカーキックにより、蹴り脚や軸脚の筋活動及び身体重心動揺を測定し、開眼片脚立位時と比較することによって筋力増強訓練、立位バランス訓練、協調性訓練への適用可能性を調査する。

まず、開眼片脚立位時と閉眼片脚立位時の筋電位と重心動揺を測定し比較する。筋電位は、体幹筋として腹直筋、脊柱起立筋腰椎部、脊柱起立筋胸椎部、股関節周囲筋群として大殿筋、中殿筋、大内転筋、膝関節周囲筋群として大腿直筋、内側ハムストリングス、足関節周囲筋群として前脛骨筋、長腓骨筋、腓腹、の11種類の筋について測定を行う。重心動揺は重心動揺計を用いて測定する。ついで、キックの種類をインステップキック、インサイドキックの2種類、キックの方向を右方向、正面、左方向の3種類とし、筋電位、重心動揺について開眼片脚立位時と比較する。

重心動揺計測に関する条件は片脚立位時の重心位置を原点とする。X、Y軸を図10に示す通り定義する。開眼片脚立位時と閉眼片脚立位時の実験では、軸脚を右足とし、両手は腰の位置に左足は軸脚より前に少し浮く程度上げ、30秒間重心動揺計の上で片脚姿勢をとる。

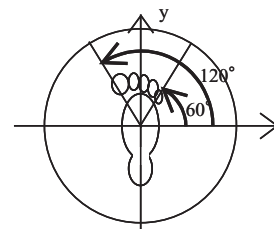


図10 重心動揺計測の座標系

キックに関する条件として、以下の3点を設定する。まず、ボールの位置を $X=-20[\text{cm}]$ 、 $Y=0[\text{cm}]$ の1種類に固定する。また、キックの右方向は図10に示す通り重心のX軸に対して $60[\text{deg}]$ 、左方向は $120[\text{deg}]$ とする。さらに、キックスピードを揃えるためにメトロノームを $1[\text{Hz}]$ にあわせ、1拍目で脚を後方に引き、2拍目で脚を前方に蹴り、3拍目で元のボール位置に戻す。

図11にインサイドキックで正面に蹴った時の筋電位と重心動揺を示す。筋電図のM0、M1、M2、M3、M4はそれぞれボールの位置（初期位置）、最も後方に脚がある時、ボールの位置（蹴る）、最も前方に脚がある時、ボールの位置（脚を戻す）を示している。

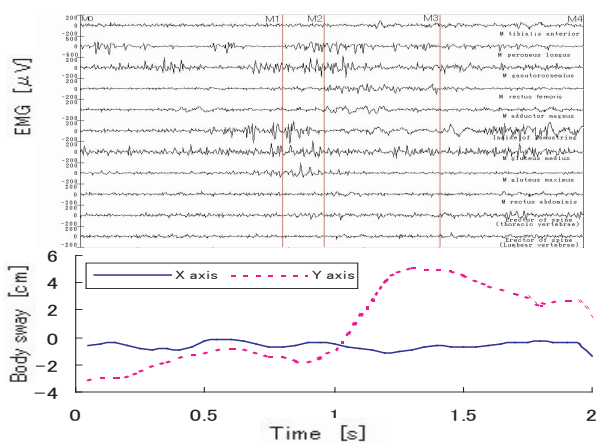


図 11 インサイドキック時の筋活動と重心動揺

表 3 にキックの種類、方向による筋電位の違いを示す。A は、M0 から M1、B は M1 から M2、C は M2 から M3、D は M3 から M4 の区間を表す。また、+ は筋電量を開眼片脚立位時と筋電量の割合で比較したときの評価を示す。開眼片脚立位姿勢の筋電量を 1 とし、それより小さい場合は空欄、1 倍から 2 倍の場合 +、2 倍から 3 倍であるなら 2+ 等で示す。

表 3 サッカーキックにおける筋活動

	Inside kick												Instep kick											
	Right				Center				Left				Right				Center				Left			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
M tibialis anterior																								
M peroneus longus	+	+			2+								2+				2+	2+	2+	2+	2+			
M gastrocnemius																								
M rectus femoris	+	+	+	+	3+	2+	6+	4+	+	2+	4+		+	+	+	+	+	2+	3+	+	+	+	+	+
M adductor magnus	+	+	+	2+	+	2+	3+	+	+	3+	4+		2+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	2+	+
Inside hamstring	+	2+	2+	2+	+	2+	2+	4+	2+	3+	5+	4+	4+	3+	3+	6+	2+	3+	6+	2+	3+			
M gluteus medius	2+	2+	2+		+	+	+	+	2+	+	3+	6+	2+	+	+	3+	2+	2+	2+	2+	2+			
M gluteus maximus	+	+	2+	+	+	2+	4+	5+	+	+	2+	4+	+	2+	+	2+	4+	6+	+	2+	+			
M rectus abdominis	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Erector of spine(Thoracic)													+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Erector of spine(Lumbar)	+	+	2+	+	+	+							+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+

キックの種類、方向、および種類と方向に依存して活性化する筋肉がある。このことより、筋力増強訓練が必要な患者に対して設定状況を変えることによって効果的なリハビリテーションを行うことが可能である。また、キックの種類と方向による重心動揺測定したが、中枢神経系の疾患や感覚障害を有する疾患において立位バランス訓練を必要とする患者に対して有効であるかを詳細に検討する必要があるため、ここでは省略する。

5. おわりに

本稿では、リハビリテーション訓練への VR 技術の応用に関する技術開発の動向を概観した。また、アミューズメント性やゲーム性、多様性等様々な利点を持つ、VR スポーツをリハビリテーションへ応用する著者らの最新の研究を紹介した。

今後、リハビリテーション機器に限らず様々な機器には、ユーザ個々の特性に適応する機能が要求され、そのためのインタフェースとして VR 技術の重要性がますます高まるであろう。我々の提案するヘルスケア VR スポーツシステムはそのための一つのチャレンジである。

参考文献

[1] R.B. Salter: Clinical application of basic research on continuous passive motion for disorders and injury of synovial joints, A preliminary report of a feasibility study, Journal of Orthopedic Research, no.3, pp325-342(1984)

[2] S. Kim et al.: Personal VR system for Rehabilitation to hand movement, Proceedings of International Conference on Artificial Reality and Tele-Existence, pp102-108(1998)

[3] 坂口、古荘、元田: ER アクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究、日本ロボット学会誌、Vol.19、No.5、pp612-619(2001)

[4] 藤江、土肥、根本、酒井、吉田、佐久間、鈴木: バーチャルリアリティを活用した歩行訓練器、BME、Vol.12、No.8、pp29-37(1998)

[5] 柴田、河合、有本、大島、吉富、松岡、野呂、寺島: 高齢者を対象とした立体映像リハビリテーションシステムの開発と評価、日本バーチャルリアリティ学会誌、Vol.6、No.1、pp19-26(2001)

[6] 竹井機器工業(株): O2 インテイクカタログ

[7] 四宮、関根、仲島、澤田、王、石田、木村: 乗馬療法機器の開発と筋力トレーニング効果の検証、日本バーチャルリアリティ学会誌、Vol.6、No.3、pp197-202(2001)

[8] 竹田、筒井: 力覚提示機能を持つボールのドリブル仮想環境の構築、テレビジョン学会、Vol.49、No.10、pp1339-1346(1995)

[9] 呉、木村、北澤、酒井: バーチャルキャッチボールシステムのための追従型力覚呈示装置の試作、日本機械学会論文集 C 編、Vol.66、No.6、pp2756-2763(2000)

[10] 森園、井田、和田、呉、川村: パラレルワイヤ駆動システムによるバーチャルテニスの試み、日本ロボット学会誌、Vol.15、No.1、pp153-161(1997)

[11] 森園、倉橋、川村: パラレルワイヤ駆動型力覚提示装置における高速運動実現のための制御手法、日本機械学会誌 C 編、Vol.64、No.622、pp2108-2115(1998)

- [12] M. Doi, T. Takai, and K. Chihara: VR American Football Simulator with Cylindrical Screen, Lecture Notes in Computer Science, No.1834, pp286-293(2000)
- [13] 上條: 生体情報を利用した人工現実感(バーチャル・スキー)、PIXEL、No.132、pp39-41(1993)
- [14] 吉井、山地、和田、田中、塚本: バーチャルテニスによるリハビリテーションの実現ーテニスの上肢運動とリハビリとの関連ー、日本機械学会年次大会講演論文集、Vol.6、pp255-256(2001)
- [15] 山地、吉井、和田、田中、塚本: バーチャルテニスによる関節可動域の改善と維持、日本ロボット学会学術講演会予稿集、CD-ROM(2001)

【略歴】

塚本 一義 (TSUKAMOTO Kazuyoshi)

香川大学 工学部 知能機械システム工学科 教授

1963 年東京理科大学理学部卒業。同年三洋電機中央研究所入社、1989 年同社生産技術研究所 所長、1993 年同社メカトロニクス研究所 所長を経て、1999 年より現職。工学博士。専門は行動科学、生体情報工学。著書『テクノエシックス』、『現代人間工学』。

和田 隆広 (WADA Takahiro)

香川大学 工学部 知能機械システム工学科 助手

1994 年立命館大学理工学部機械工学科卒業、1996 年立命館大学大学院理工学研究科情報システム学専攻修士課程修了、1999 年立命館大学大学院理工学研究科総合理工学専攻博士課程後期課程修了。同年立命館大学理工学部ロボティクス学科助手、2000 年 4 月より現職。博士(工学)。アシスティブテクノロジー、交通予防安全に関する研究に従事。