

筋電位計測と画像による姿勢計測を用いた
リハビリテーション支援システムの設計

朝倉 僚[†] 宮坂 淳介^{††} 近藤 一晃^{†a)} 中村 裕一^{†b)}
秋田 純一^{†††} 戸田 真志^{††††} 櫻沢 繁^{†††††}

Design of a Rehabilitation Supporting System Integrating Myoelectric Sensing and Image-Based Pose Sensing

Tomo ASAKURA[†], Junsuke MIYASAKA^{††}, Kazuaki KONDO^{†a)}, Yuichi NAKAMURA^{†b)}, Junichi AKITA^{†††}, Masashi TODA^{††††}, and Shigeru SAKURAZAWA^{†††††}

あらまし 本稿では、肩の関節拘縮に対するリハビリテーション運動を補助するシステムの設計について報告する。リハビリテーションの場では、常に医師や理学療法士が側にいていられるわけではなく、患者自身で判断しながら訓練を続けなければならない場合がある。このような場合には、指示された運動を維持し続けることが難しいだけでなく、見かけ上似ているのにトレーニング効果の得られない代償動作が発生することが多い。本研究では、この問題を緩和するために、画像による三次元姿勢計測と筋電位計測を組み合わせることによって、訓練者に客観的な状態やアドバイスをフィードバックとして与えるシステムを設計した。これにより、訓練者が正しい姿勢で正しい筋力を発生させ、望ましい動作を継続することを補助するのが目的である。本研究では、医師・理学療法士からの意見を取り入れて実験システムを構築し、理学療法士と患者からシステムに対する使用感や効果に関する意見を得た。

キーワード リハビリテーション支援、バイオフィードバック、表面筋電位、画像による三次元計測、代償動作、関節拘縮

赤字: 追加した部分

1. はじめに

関節拘縮に対するリハビリテーションでは、特定の筋肉を繰り返し収縮させるためのトレーニング動作が用いられる。各々の動作は比較的単純なものであるが、患者単独での自律的な訓練には困難を伴うことが多い。自分の状態を客観的に把握するのが難しいために、「正しい姿勢」を保ちながら「正しい筋肉の収縮」を発生させること、またそれを繰り返すことが困難になるからである。

この問題を緩和するための手法の一つとして、バイオフィードバックがあげられる。バイオフィードバックでは、トレーニングや治療のために、訓練者や患者の生理的状态を計測して本人に提示する。訓練者や患者が自分の状態をはっきりと認識することにより、トレーニング効果が増強されたり、自分を自律的に制御する能力が高まることが

[†] 京都大学 学術情報メディアセンター 〒 606-8501 京都市左京区吉田本町

ACCMS, Kyoto University, Yoshidahonmachi, Sakyo, Kyoto, 606-8501 Japan

^{††} 京都大学 医学部付属病院リハビリテーション部 〒 606-8507 京都市左京区聖護院原町 54

Rehabilitation Unit, Kyoto University Hospital, Shogoin-Haramachi, Sakyo, Kyoto, 606-8507 Japan

^{†††} 金沢大学大学院 自然科学研究科 〒 920-1192 金沢市角間町 Kanazawa University, Kadomachou, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

^{††††} 熊本大学 総合基盤情報センター 〒 860-8555 熊本市中央区黒髪 2-39-1

Kumamoto University, Kurokami 2-39-1, Chuo, Kumamoto, 860-8555 Japan

^{†††††} 公立ほこだて未来大学 複雑系知能学科 〒 041-8655 函館市亀田中野町 116-2

Future University-Hakodate, KamedaNakanomachi 116-2, Hakodate, Hokkaido, 041-8655 Japan

a) E-mail: kondo@media.kyoto-u.ac.jp
b) E-mail: yuichi@media.kyoto-u.ac.jp

実証されてきており、様々な問題への適用がされている。

このような考えに基づき、本研究では、患者の姿勢と筋肉の収縮状態を計測し、わかりやすいフィードバックと適切なアドバイスを与えるリハビリテーション支援システムを設計した。このシステムは、画像計測と筋電位計測を用い、計測されたデータを提示する他に、手本とする動作との比較、動作の逸脱の検出や逸脱の修正方法を伝える機能を持つ。

本研究では、そのために、システムを構築しながらその要件を確認する手法を用いた。つまり、医師・理学療法士からの意見を取り入れて実験システムを試作し、それを動作させて、システムの使用感や効果に関する意見を集めた。治療の現場では医師や理学療法士の経験や感覚などに頼る部分が多く、支援システム構築に必要な情報が十分に明文化されていなかったためである。このような過程を経ることにより、提案システムの設計の妥当性が概ね確認され、今後取り組むべき重要な課題も明らかになった。

以下本稿では、2. で対象とするリハビリテーションおよびその課題について説明し、3. でトレーニング支援システムの設計について、4. でそれを実現するための姿勢計測と筋収縮計測について、5. で情報提示の設計について述べ、7. で試作したシステムを用いた実験結果と今後の課題について述べる。

2. リハビリテーション支援の課題

2.1 肩の関節拘縮に対するリハビリテーションとその課題

肩は鎖骨、肩甲骨、上腕骨で構成され、図1に示すように、肩甲骨の裏にある筋肉を含む多くの筋肉によって動く部位である。そのため、主動筋、協働筋、拮抗筋が協調した自由度の高い動作が発現する。現在の段階では、このような複雑な対象に対するリハビリテーションを網羅的に扱うことは難しいため、本研究では、関節拘縮の問題に着目し、肩甲骨の下部に位置する棘下筋に起因する拘縮を対象を絞ることにした。

ここで対象とする関節拘縮は、けがやその治療のために一時的に筋肉が使えなくなり、治った後でもその筋肉を自然に使うことができないために

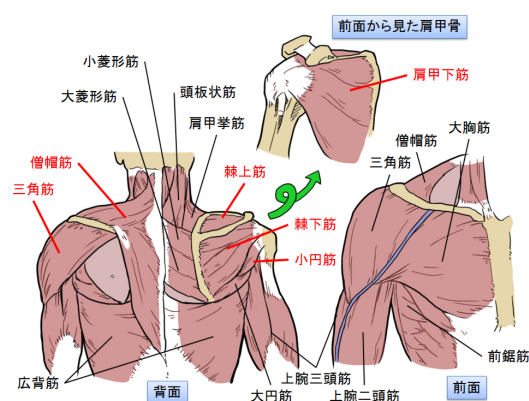


図1 肩周辺の筋肉および棘下筋の位置：肩甲骨下部に位置し、肩甲骨内側縁と上腕骨の大結節を繋ぐ

Fig.1 The structure of a shoulder and the position of infraspinous muscle: located under the scapula and connecting the inside of the scapula and the humerus greater tubercle.

起こるものである。そのため、問題の起こっている筋肉を意識的に収縮させるトレーニングが治療方法として有効となる。

図2に京都大学医学部附属病院のリハビリセンターで実際に用いられている肩の関節拘縮に対するトレーニング動作を示す。これは、肘を直角に曲げ、脇をしめた姿勢を維持したまま上腕を外旋させる運動で、腕を開いた状態で最も棘下筋が収縮する。この運動を続けることにより、棘下筋が鍛えられるとともに、棘下筋を動かす感覚が回復する。このような過程を経て、棘下筋をかばうアンバランスな筋肉の使い方が矯正され、痛みを伴わない自然な動きが再びできるようになる。

このようなトレーニングには次のような問題がある。実際のリハビリテーション現場では、トレーニング動作を繰り返す必要があるが、医師や理学療法士がその間ずっとそばに付いていることは難しい。そのため、患者が単独でトレーニングを行っている時、時間経過とともに所定の動作から外れ、似ているにもかかわらず本来の目的を果たせていない別の動作（以下、「代償動作」と呼ぶ）を行ってしまうことが多い。代償動作の典型的なものを図3に示すが、それぞれ、姿勢、筋収縮のいずれか、または、両方が本来の動作から逸脱しているものである^(注1)。本人はこのような代償動

(注1): さらに、猫背になるなどの広い範囲の逸脱が発生する場合もある。



図 2 トレーニング動作：肩関節内外旋エクササイズ
Fig. 2 The target motion for training: external rotation exercise

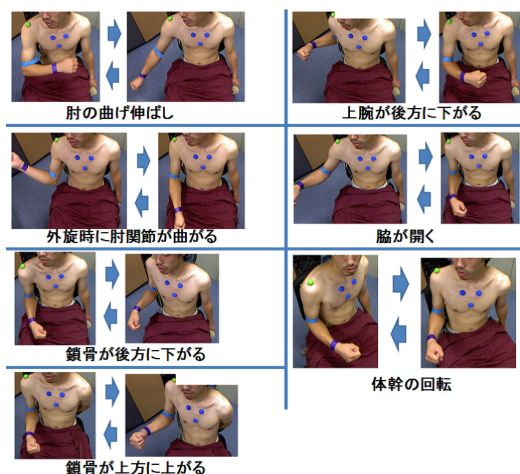


図 3 典型的な代償動作
Fig. 3 Typical trick motions (compensatory motions)

作の発生に気づかないことが多いため、無意味な、または悪影響のあるトレーニングを続けてしまうことが深刻な問題となる。

このようなことから、トレーニングの支援のためには、代償動作が現れた場合にそれを検出して患者に知らせる機能が必要であり、そのためには、姿勢と筋収縮の両方を常に計測する必要がある。また、その支援を自宅や病室等でも行えるように、様々な場所に設置可能な簡便なシステムの実現が望まれている。

2.2 関連研究とその課題

Marinacci らが神経筋再教育に用いて以来 [1]、筋電図バイオフィードバック (EMG-BF) 療法がリハビリテーション治療に古くから用いられており、筋力強化、神経筋の再学習に効果があることが実証されている [2] [3] [4]。また、肩の筋肉 (僧帽筋) を弛緩させる訓練に対してもバイオフィードバックが有効であることが報告されている [5]。さ

らに、フィードバックはされていないが、肩の機能不全の患者に正しい運動の補正を行うと筋電位の変化が明確に現れることも報告されている [6]。

このように、リハビリテーションにおける筋電位計測やバイオフィードバックの有用性は実証されてきたが、まだ多くの課題が残っている。まず、正しい姿勢での正しい筋収縮を誘導するためには、姿勢計測と筋収縮の計測との両方が必要とされている。また、肩のように自由度の大きな機構では、複数の筋肉の協働関係や拮抗関係による複雑な動きが現れ、計測結果を単純に提示しても理解しづらいものとなる。そのため、動作の状態を利用者にわかりやすく提示する手法が必要とされている。

一方で、スポーツなどへの応用を目的として、筋肉の活動状態を可視化する研究も行われている。例えば、稲葉らはスポーツへの応用を目的として、筋肉の収縮状態を人体骨格に重畳して表示するシステムを実装し、運動生理学者やスポーツ指導者から良い評価を得ている [7]。村井らは、姿勢の計測結果から逆運動学を用いて筋張力を推定し、それをリアルタイムに表示する手法を提案しており、その際に筋電位計測を補助的に用いて、計算量を減らしている [8]。また、リハビリテーション支援のために画像による姿勢計測を用いる手法も提案されている [9] [10]。

このように、筋活動の可視化や筋電位によらない計測にも種々の提案がなされてきたが、肩のようにインナーマッスルを含む複雑な関節の動きを内部まで正確に計測したり、詳細なシミュレーションを実測に基づいて行うことは依然として困難である。そのため、リハビリテーションの問題に即した設計が必要とされている。

3. リハビリテーション支援システムの構成

3.1 システム設計

前節までの議論を基に、本研究では、利用者が「正しい姿勢」と「正しい筋収縮」の両方を維持する支援を行うシステムの課題を以下のように設定した。

計測: リハビリテーション支援を前提とした「姿勢」と「筋収縮」の計測の統合。対象とする部位の構造や目的動作に合わせた計測・認識方法を実用的に設計する。

情報提示: 姿勢と筋収縮の状態のわかりやすい提

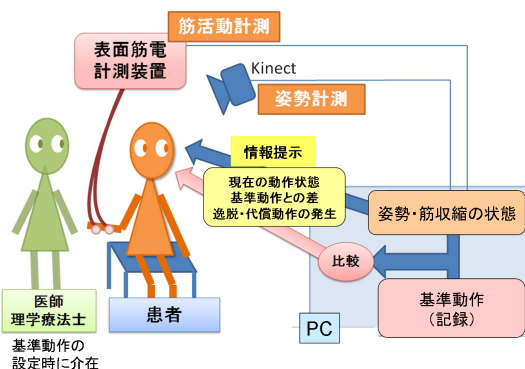


図 4 システムの概要
Fig. 4 Overview of the system

示．計測結果の可視化，音声や文字での情報提示に加え，手本となる動作との比較やアドバイスなどのリハビリテーション特有の情報を利用者に提示するインターフェースの設計を行う．

システム構成：自宅や病室にも簡単に設置できるような簡便なシステムの実現．トレーニングを行う機会を増やすために，システム自体のコストや大きさだけでなく，必要とする空間の広さや利用上の制約なども考慮する．

このような考えに基づいて設計・実装したシステムの概要を図 4 に示す．上記の課題に対応するため，このシステムは市販の深度センサ付カメラ (Kinect) と小型の筋電位センサを汎用 PC に接続した簡便な構成となっており，各センサからの計測結果を基に，動作の状態や代償動作の発生等をリアルタイムに提示する．

3.2 リハビリテーション支援の流れ

リハビリテーションの現場でよく行われるのは，医師や理学療法士が正しい動作，または，可能な範囲で最も望ましいと考えられる動作を患者に指示し，それを患者が繰り返し再現する努力をすることである．そのため，本研究でも，手本となる動作（以下，「基準動作」と呼ぶ）を記録しておき，利用者がそれを再現することを基本の手順とした．

基準動作の記録では，医師や理学療法士の指導の下で，動作の一周期分の姿勢，筋電位を電子的に記録する．ただし，前回のトレーニング時の動作や手本となる人が行った模範的な動作を記録から読み出して利用することも可能である．

基準動作を設定した後，利用者がシステムの情



図 5 本研究で用いたマーカ：半球状のもの（左）とバンド状のもの（右）
Fig. 5 Markers for pose sensing: semi-shere (left) and band (right)

報提示を受けながらトレーニング動作を繰り返し行う．その提示情報は以下のようなものとする．

- 姿勢・筋収縮の状態，基準動作との重量・比較
- 動作の逸脱，代償動作の検出結果と逸脱箇所，修正方法の提示

まず，計測結果を提示することにより，利用者が客観的に自分の状態を把握する補助を行うとともに，基準動作との差を意識させる．逸脱が起きている場合には，該当箇所や理由・修正方法等を提示する．これにより，利用者は動作の修正を行いながら所定のトレーニング動作を継続することができる．

4. 姿勢と筋収縮の計測

4.1 画像による三次元姿勢計測

姿勢の計測には深度情報が得られるカメラ (Kinect) を用い，カラー (RGB) 画像および距離画像を秒間 30 フレーム，640×480 画素の解像度で取得する．利用者にはマーカを装着してもらい，このマーカを検出することにより体幹，肩峰，肘，手首の位置を 3 次元的に計測する．姿勢計測をマーカなしに行う手法も多く提案されているが，本研究では精度，照明条件，オクルージョンなどの問題を考慮して，より確実な方法を選んだ．

マーカの検出には色情報を用い，検出された領域の重心をマーカー位置として用いる．運動による角度変化に耐えられるように，マーカーとしては，図 5 に示した半球状のものとバンド状のものを併用する．体幹の計測のためには三つの半球状の

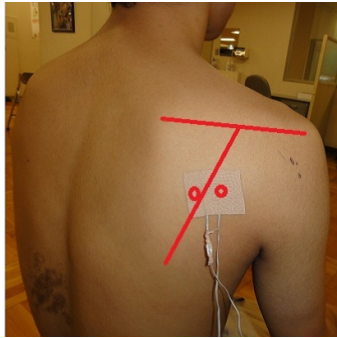


図 6 棘下筋の筋電位計測における電極貼り付け位置 (丸印): 線は肩甲骨内側縁と肩峰後角を結んだものとその中点と肩甲骨下角を結んだもの

Fig. 6 The electrode position for infraspinous muscle(circle): one line connects the inner side edge of the scapula and back end of the hump; the other connects the middle point of the line and the lower horn of the scapula.

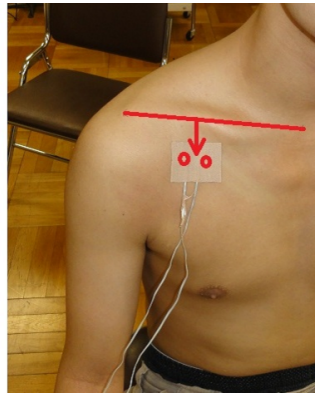


図 7 大胸筋の筋電位計測における電極貼り付け位置 (丸印): 線は鎖骨の両端を繋いだもので、矢印はその 1/3 の位置を始点とし長さ約 3cm

Fig. 7 The electrode position for pectoral major muscle (circle): one line connects between both ends of the collarbone; the arrow begins at 1/3 from the first end, and the length is about 3cm.



図 8 三角筋後部の筋電位計測における電極貼り付け位置 (丸印): 矢印は肩峰外側縁を始点とし長さ約 2cm

Fig. 8 The electrode position for posterior deltoid (circle): the arrow begins at the outer edge of the hump and the length is about 2cm.

マーカを用い、胸部に取り付ける。肩峰、肘、手首の計測にはバンド状のマーカを用いる。

4.2 姿勢の指標と逸脱の検出

姿勢の逸脱を検出するための指標として関節の角度を用いた。具体的には、肘関節の開き角、肩関節の拳上方向の回転角 (胸に平行に設定された基準平面と上腕のなす角) と肩関節の左右方向の回転角 (外旋角) を用いた。これらの指標が基準動作に対して許容範囲内に収まっている場合には正しい動作がなされているとし、そうでない場合には逸脱しているとして利用者に注意を与える。

外旋角の逸脱判定は、外旋角が最大になる (減少に転じる) 点で行う。次式のように、トレーニング動作の最大外旋角と基準動作の最大外旋角の差が許容範囲を超えたことを示す指標 (d_e^+ , d_e^-) が正になった場合に逸脱と判定する。

$$\text{許容範囲} : r_e = 0.1(\max a_e^* - \min a_e^*)$$

$$\text{+方向の逸脱} : d_e^+ = \max a_e - \max a_e^* - 0.1r_e$$

$$\text{-方向の逸脱} : d_e^- = \max a_e^* - \max a_e - 0.1r_e$$

ただし、 a_e^* , a_e をそれぞれ基準動作時の外旋角とトレーニング動作時の外旋角とする。

その他の関節角 (肘関節の開き角, 肩関節の拳上

表 1 姿勢のチェックに用いるパラメータ
Table 1 Parameters used for pose check

表現	指標	値 (説明)
$a_i^*(\theta)$	基準動作の関節角度	(θ は外旋角, i は関節角のインデックス)
$a_i(\theta)$	トレーニング時の関節角度	(θ は外旋角, i は関節角のインデックス)
r_i	許容範囲	$0.1(\max a_i^*(\theta) - \min a_i^*(\theta))$
$d_i^+(\theta)$	+方向の逸脱 (θ が単調増加の範囲のみ)	$a_i(\theta) - a_i^*(\theta) - r_i$
$d_i^-(\theta)$	-方向の逸脱 (θ が単調増加の範囲のみ)	$a_i^*(\theta) - a_i(\theta) - r_i$

方向の回転角) の逸脱の検出には外旋角の場合とは異なる方法を用いる。具体的には、表 1 に示すように、外旋角 θ をパラメータとし、 $d_i^+(\theta)$, $d_i^-(\theta)$ ($i = 1, 2$) が正となることを用いる。対象とするトレーニング運動時に外旋角が最大値まで単調増加し、その後単調減少すること、外旋角が増加する部分がトレーニングとして重要であり、減少する部分は無視して良いことから、このような比較が有効となる。これらの指標や許容範囲は理学療法士と相談の上、経験的に決めた。

4.3 筋電位による筋収縮の計測

筋収縮の計測には双極誘導による表面筋電計測を行う。運動の速度が比較的遅いことを考慮し、

サンプリングレートは 1kHz とした。

訓練対象として収縮すべき筋は棘下筋であり、代償動作が起こらないように弛緩すべき筋には大胸筋と三角筋がある。電極を貼り付けるために手間がかかるため、理学療法士と患者の負担を軽減することを重視し、本システムではこの 3 つの筋肉のみの計測に絞った。

棘下筋については、図 6 のように、肩甲骨の中心（肩甲骨内側縁と肩峰後角の中心）と肩甲骨下角の中心（大結節に向かうよう筋線維に平行）に二つの電極を貼り付ける [11]。大胸筋については図 7 のように、鎖骨内側頭から肩峰方向に触診していき、鎖骨の 1/3（鎖骨胸骨端と鎖骨肩峰端を結ぶ線の付近 1/3）の 3cm 下方に（鎖骨部）小結節に向かうよう少し斜めに筋線維に平行に電極を貼り付ける [11]。三角筋（後部）については図 8 のように、肩峰の外側縁の 2cm 下方に筋線維に平行となるように斜めに電極を貼り付ける [4]。

4.4 筋収縮の指標と逸脱の検出

筋収縮の逸脱を検出するための指標には各筋肉が発生する筋電位の実効値 (RMS) を用いた。筋張力と筋電位の実効値が比較的わかりやすい関係 (比例関係やそれに近い緩やかな指数関係等) で近似できることがわかっているためである。

指標の計算方法を表 2 に示す。 d_j^- , d_j^+ ($j=3, 4, 5$) が正であるとき、それぞれ、棘下筋、大胸筋、三角筋の収縮不足、収縮過剰が起こっているとす。ただし、筋収縮の逸脱の検出は、動作中の全ての時点を対象するのではなく、訓練対象の筋肉が最も収縮する時点、つまり、外旋角が最大になる時点で行う。一般に、筋肉を時間的に滑らかに収縮させることは難しく、同じ動作を行なおうとしても収縮の時間的変化が完全に一致しないことが多い。その結果、筋電位の指標を全ての時刻において一致させようと試みると、利用者にとって不要なストレスが加わる可能性が大きいためである。なお、これらの指標や許容範囲は理学療法士と相談の上、経験的に決めた。

4.5 代償動作の検出

2.1 であげたような典型的な代償動作に対しては、その発生原因や修正方法が既知であり、代償動作を個別に認識できれば、利用者により良いアドバイスを与えられる。本研究では、特に現れやすい代償動作である、図 3 における「肘の曲げ伸

表 2 筋収縮のチェックのために用いる指標

Table 2 Parameters for muscle contraction check

表現	指標	値 (説明)
v_j^*	基準動作時の筋電位の実効値	(j は筋肉のインデックス)
v_j	トレーニング時の筋電位の実効値	(j は筋肉のインデックス)
d_j^-	筋収縮不足の指標 (収縮すべき筋肉の場合)	$0.8v_j^* - v_j$
d_j^+	筋収縮過剰の指標 (弛緩すべき筋肉の場合)	$v_j - 1.2v_j^*$

ばし」と「肘の位置の変化」を個別に検出し、それに応じたアドバイスを与えることにした。肘の曲げ伸ばしの検出には、肘の関節角度が許容範囲を逸脱していることを、肘の位置の変化の検出には、前述した肩関節角度が許容範囲を逸脱していることを用いる。

その他の代償動作が起こっている場合には、上述した姿勢や筋収縮の指標が許容範囲を逸脱していることが検出されるため、それぞれの逸脱について個別に注意が促される。

5. フィードバックとアドバイスの提示

5.1 情報提示の種類

本システムでは複数の表現手段を用いることにより、わかりやすく情報を提示するとともに、利用者の理解度や好みの違いに対応する。実際の提示例を図 9 に示すが、以下の情報がリアルタイムに更新される。

- 利用者の動作を撮影しているカメラ映像
- 簡易骨格モデル表示 (以下、人体ボーンと呼ぶ)
- 運動の逸脱箇所へのマーク表示。例えば、肘の位置が逸脱している場合には肘の位置にマークを表示する。
 - 筋電位の波形表示、ピークメーター表示
 - 音による状態の提示
 - 文字による注意やアドバイス

5.2 画像・人体ボーン表示と基準動作との比較

カメラで撮影された映像、および、姿勢の計測結果がリアルタイムに可視化されて表示される。ここで重要な点は、3次元の姿勢情報が得られていること、カメラ映像に対しても深度情報が得られていることにより、相互の座標変換や視点の変更が可能なことである。まず、デフォルトの設定

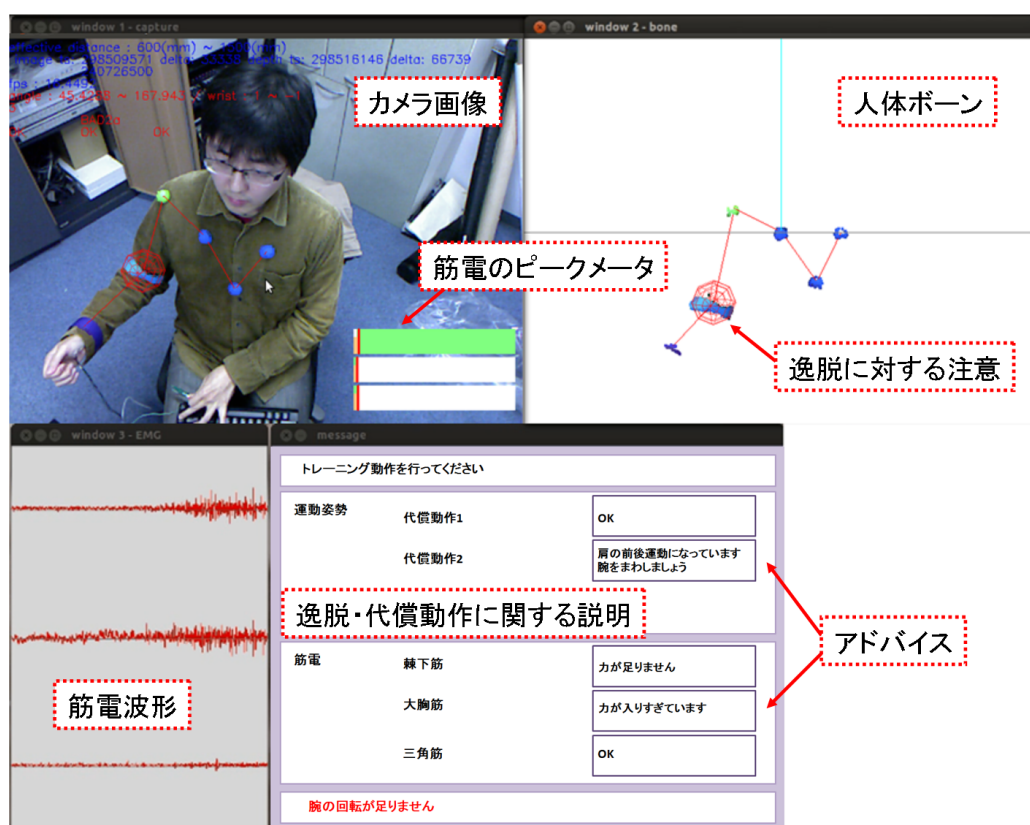


図 9 本システムの情報提示の一例 (点線の枠及び枠内の文字は本論文のために説明として付加したもので、利用者には提示されていない)：左上は RGB カメラ画像、右上は人体ボーン、左下は筋電位波形で上から棘下筋・大胸筋・三角筋後部、右下は文字情報

Fig.9 An example of feedback. upper-left (the dotted rectangles and the characters in them are given for the explanation in this paper. They are not shown to the users): RGB image, upper-right: 3D graphics of skeletons, lower-left: myoelectric signal, lower-right: text for explanation

では、ディスプレイに対して体幹が正対し、基準マーカーが中心に来るように座標変換を行って人体ボーンが表示される。これにより、利用者の体が移動・回転しても、常に正面から見える姿で動作状況を確認できる。基準動作と現在の動作の座標系を一致させて、それらを重畳表示すれば、基準動作と現在の動作のずれを直観的に提示できる。この機能は、カメラ映像、人体ボーンのどちらの提示においても可能である。

5.3 その他の情報提示手法

メーター表示、音、文字を用いて、以下のような情報提示を行う。

- 筋収縮の状態を直観的に伝える方法として、

波形表示とピークメーター表示 (ピーク値をしばらく残す) を用いる。

- 筋収縮の過不足および上腕旋回の不足に対する注意を促すために音を用いる。
- 動作の逸脱・代償動作の発生時に状況の発生とその修正方法を文字で伝える。

筋電位は時間的な変化が激しいので、基本的には波形表示が見やすいが、目標値との差を認識するにはメーター表示が有効である。また、理由や修正方法を提示するためには文章による説明が必須となる。さらに、音を用いることにより、常にディスプレイを確認する必要が減り、トレーニング中の利用者の自由度が増す。音の表現としては、

表 3 姿勢の計測精度

Table 3 Accuracy and precision of the posture measurement

	最大誤差 (mm)	平均誤差 (mm)	分散
真値との差 (位置)	32.2	15.5	48.7
再現性 (位置)	18.0	3.4	1.36
	最大誤差 (度)	平均誤差 (度)	分散
真値との差 (角度)	4.96	1.30	0.58
再現性 (角度)	3.5	0.56	0.27

視覚的に提示する情報が多いことを考慮し、三種の音程で音を鳴らすのみとした。

6. 計測精度の確認

本システムの有効性を確認するために、計測精度の確認を行った。まず、磁気センサ (Porhemos社 Liberty) を併用して、姿勢計測の精度を確認した。マーカに磁気センサのレシーバを装着し、画像計測と磁気センサによる計測で同時に位置を計測した。その際には、実際のトレーニング運動で出現する動作を想定してマーカを移動させ、6000 サンプルの計測値を取得した。

得られた結果を表 3 に示す。正確さ (accuracy) としては、位置の真値に対する誤差が平均約 15mm, 最大 32mm 程度となり、場所に依存した一定のずれが見られた。ただし、本研究では動作の逸脱の検出に基準動作と現在の動作との差を利用しているため、正確さではなく再現性 (precision) が重要となる。そのため、同じ位置に対する計測値のばらつきにより再現性を見積もった結果、誤差の平均が 3.4mm, 最大が 18mm, 分散が 1.36 となった。また、マーカ位置によって関節角を算出した場合の再現性の誤差は平均 0.56 度, 分散は 0.27, 最大は 3.5 度となった。4. で述べた許容範囲 (r_e と r_i) は、個人差、および基準動作時刻によりばらつきがあるが、実験では 2~10 度程度となっているため、本システムの姿勢計測が概ね良好に機能することがわかる。

筋電位計測については、過去の多くの研究から、筋張力と筋電位の実効値との関係に再現性があり、しかもそれが比例関係に近いことが報告されているため、4.4 で設定した 20% 以上の逸脱の判定は十分に行えると判断できる。

以上を踏まえ、代償動作の検出実験を行った。被

表 4 正常動作と代償動作の検出精度

Table 4 Precision and recall of trick motion detection

動作	総試行数	適合率 (%)	再現率 (%)
代償動作 1	96	86	100
代償動作 2	96	99	100
正常動作	96	100	82

適合率 = (正答数)/(検出された総数),

再現率 = (正しく検出された数)/(試行数) を表す。

験者は、20~50 歳代の男性 5 人, 女性 1 人の健康者とし、基準動作、代償動作 1(肘の曲げ伸ばし)、代償動作 2(肘の位置の変化) を交互に繰り返して行なってもらった。

実際に行われた動作の一例を図 10 に示す。図 10(a) が基準動作, (b) が代償動作 1, (c) が代償動作 2 である。それぞれについて、動作の様子、姿勢と筋収縮の指標の値をあげている。(b), (c) では、基準動作に比べて関節角や筋電値が大きく異なっていることがわかる。

表 4 に検出結果の適合率 (precision) と再現率 (recall) を示す。代償動作の再現率を見ると、代償動作が良好に検出されることがわかる。ただし、姿勢の許容範囲が少し厳しい値 (実験時の最小は 2 度) となっているため、本人が正常動作を行ったつもりでも、少し動作がぶれたために代償動作として検出される場合があった。その結果、代償動作の適合率と正常動作の再現率が下がっている。本研究では、動作を厳密にクラス分けすることではなく、動作に対して意識を向けてもらうことを重視したため、このような厳しい設定となっている。

7. 支援システムの試用実験と結果

本システムを男性 3 名, 女性 5 名の計 8 名の患者に使用してもらった。各患者に対して 1 名 (のべ 3 名) の理学療法士が立ち会った。最初に理学療法士が電極やマーカの装着とシステムの説明や動作の指示などを行い、その後、約 30 分の棘下筋トレーニングを行ってもらった。トレーニング時の様子を図 11 に示す。

このような方法で、システムが概ね想定通りに動作していることを確認した上で、患者および担当の理学療法士から本システムへの意見や要望を出してもらった。以下では、システムの動作結果、患者と理学療法士からの意見・要望、それらを踏まえたシステムの課題についてまとめる。

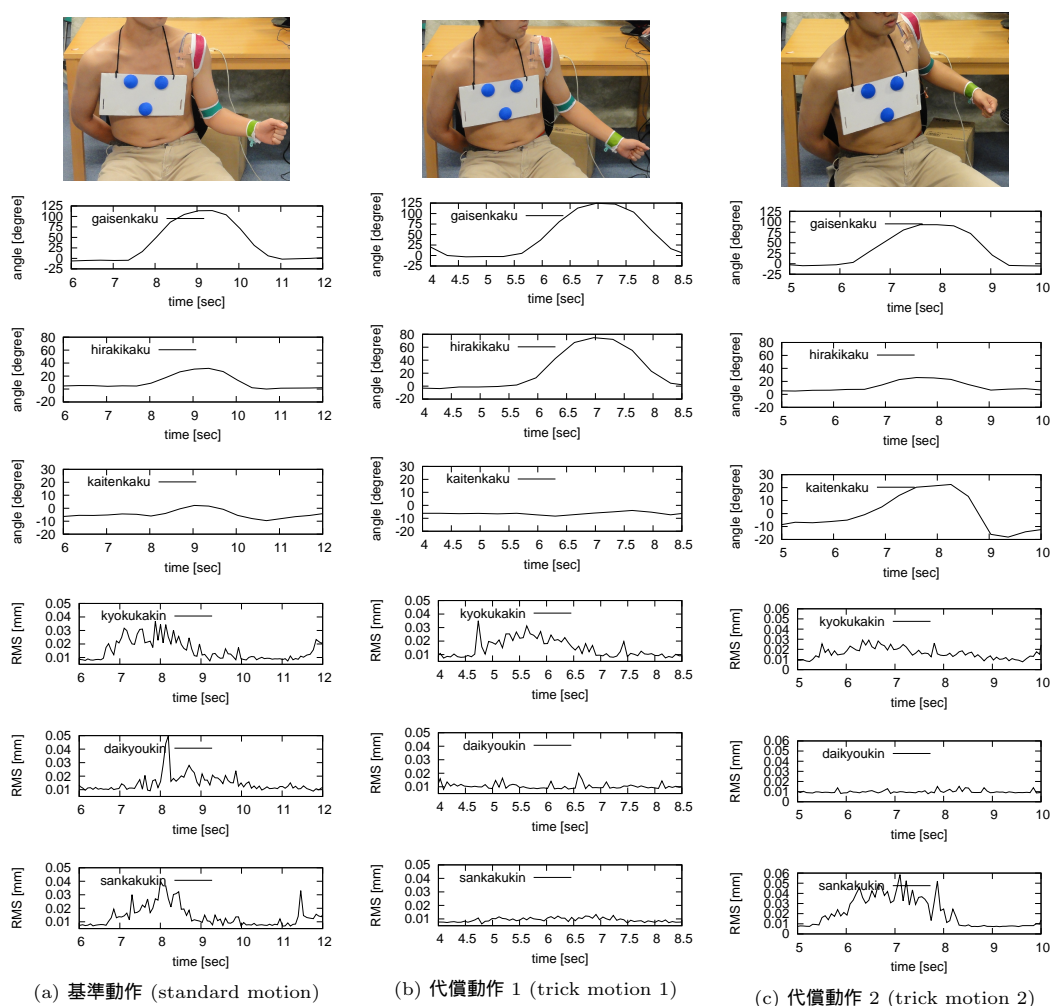


図 10 正常動作と代償動作の実例 (上から、動作の様子、外旋角、肘関節の開き角、肩関節の回転角、および、棘下筋、大胸筋、三角筋それぞれの筋電値)

Fig. 10 Example of a standard motion and trick motions (image, external rotation angle, elbow angle, shoulder angle, and the myoelectric measurements of fraspinuous muscle, pectoral major muscle, and deltroid muscle)

7.1 動作の計測と判定

4. で逸脱や代償動作の判定のために設定した指標を用いることによって、2.1 にあげた代償動作は良好に検出できた。例えば、半数以上の患者で、外旋角度が不足する状況がたびたび発生したが、本システムではこのような逸脱状態を正しく検出・提示できていた。この逸脱は、そばについている理学療法士でも見逃すことが多く、本システムを利用することによって初めて定量的に認識できたとの指摘がある。

ただし、改善が必要な点も指摘された。まず、ト

レーニングの習熟が浅い場合や疲労した場合に、ほとんどの動作が逸脱や代償動作とされてしまうケースがある。患者の意欲を削がないように、許容範囲を適応的に変更する必要があることが示唆された。また、本システムにはトレーニングの終了判定が実装されていないため、患者に過度の疲労を与えてしまう可能性がある。疲労を考慮した目標値の調整やトレーニング終了の判断などの対処が必要とされている。

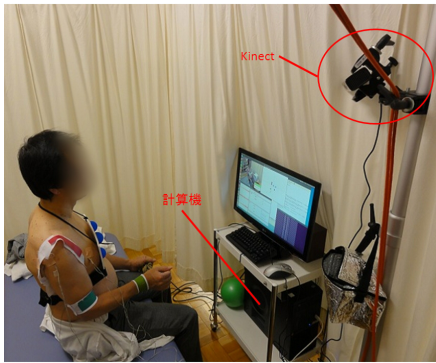


図 11 リハビリセンターでの試用の様子
Fig. 11 The scene of an experiment in the hospital

表 5 患者からの感想・意見

Table 5 Comments from patients (trainee)

感想・意見	人数	詳細
動作の把握に役立った	4	自己の動作のわずかな違いを実感できる．筋電波形と自己の動作の対応が分かる
代償動作の発生がよくわかった	5	マークの重畳でわかる．音や文字情報の変化で発生でわかる．成功時の音を出すようにがんばれる
単独でのトレーニングが可能になった	4	一人でトレーニングするのに便利．提示情報や代償動作に対する対処法を知らされていれば一人でトレーニングできる．
一部の提示情報が理解できない	3	動作をどう修正すべきかの説明が分からない．記録の重畳でどちらが現在か分かりにくい．文字情報を追うのが困難．
疲れやすい	3	情報提示に意識を向けるため通常のリハビリテーションよりも疲れる

7.2 患者からの感想・意見

患者側から出た主な意見を表 5 にあげるが、本システムの必要性や機能を疑問視する意見はなく、全般的に良好な結果となっている。特に、動作状態の提示、代償動作の検出に対して肯定的な意見を多く得たことは、本システムの設計が所期の目的に対して有効であることを示している。さらに、動作の微妙な違いと自身の感覚を対応付けられることが、患者自身による試行錯誤を促進し、より良い動作を再学習する意欲が湧くと指摘もあった。

情報の提示方法に関しては、その好みによりかなりの個人差があることが確認された。患者のうち 2 名はカメラ画像よりも人体ボーンによる表示を好んだ。姿勢全体を把握しやすいことが理由である。また、2 名は基準動作のカメラ画像に現在の人体ボーンのみを重畳した表示を、残りは半透明にしたカメラ画像の重ね合わせを好んだ。このような結果から、様々な情報提示手法を備える本システムの設計の妥当性と、それらを好みで選択可能にする必要性が確認された。

また、提示されている情報に対する説明が不十分であることが複数名から指摘された。問題とされたのが情報の提示形態ではなく、その説明であることから、デザインや説明をよりわかりやすいものにすることが主な対処方法となる。

また、本システムの情報提示に意識を向け続けるために通常のリハビリテーションよりも疲れるとの感想も出ている。情報提示がよりわかりやすいものとなるように改善を行なっていく必要があるが、その一つの対策として、音声によってより

多くの情報を伝えることが考えられる [12]。また、継続的な利用をすれば、慣れによってその負担が減っていくことや、提示して欲しい情報が変化することも考慮する必要がある、今後の継続的な調査が必要とされている。

7.3 理学療法士からの意見・要望

理学療法士から得られた主な意見を表 6 に示す。理学療法士からも本システムの必要性や機能に対する異論はなく、現在の構成を改善するための意見が得られている。まず、マーカや電極の装着に手間がかかることが全員から改善点としてあげられている。実験の際に、電極とマーカの装着に 5～10 分かかったためである。ただし、現在の構成でも、患者のそばにいないかなければならない時間を減らすことができるとの認識は得られている。患者一人でトレーニングができる時間が増えると、理学療法士がより適所に巡回でき、患者にとっても待ち時間が減ることが期待できる。

情報提示についても、患者側からの意見と同じく、説明が不十分であるとの意見が 2 名から出た。これは、現在の情報提示が理学療法士にとってわかりにくいとの指摘ではなく、患者への補足説明が減れば、時間をより有効に使うことができるとの意見である。

さらに、トレーニング状態の履歴を残したり、過去のトレーニング履歴との比較を行う機能を加えて欲しいとの要望があった。その用途は、上達を時系列に提示することによる患者の動機づけと、医師や理学療法士のための治療効果の可視化である。単純な履歴を残したり提示することには比較

表 6 理学療法士からの意見・要望
Table 6 Comments from physical therapists (trainer)

意見・要望	詳細
準備の簡易化	電極やマーカなどの装着に時間がかかる。マーカをゴムバンドや服などにしてはどうか。
情報提示の改善	提示された情報の説明に時間がかかる。一度に表示される情報を限定し、大きく見せた方がよい。利用頻度の低い情報は選択表示にした方がよい。
運動結果の提示	運動回数やセット数・達成率、上腕の旋回角度(数値)。過去の動作との比較を表示して欲しい。

的簡単に対応できる一方、治療効果の可視化については今後しっかりと検討していく必要がある。

7.4 課題の達成と今後の方向性に関する考察

これまでの実験により、3. で述べた3つの課題、すなわち、計測、情報提示、システム構成について、概ね良い結果を得た。また、情報提示については、説明の不足が指摘されたものの、複数の提示方法を用意することの妥当性は示された。ただし、これらは、対象を肩のリハビリテーションに絞り、比較的単純なトレーニング動作を扱ったことに因るところも大きい。今後、より多様なトレーニング動作を扱うことによって、様々な検証を行っていくことが必要である。トレーニング動作を増やすことは、リハビリテーション現場の効率の面からも要求されている。準備する手間や患者がシステムに慣れる時間的コストに見合った効果を得るために、対象となるトレーニング動作を増やすことが有効となる。

現在のシステム構成は、比較的簡単に入手できるデバイスを組み合わせたものであるが、将来的には、より小型・簡便なシステムにすることが望まれる。筋電位計測のセンサとして、無線通信型の装置が市販されている他、研究としても、導電布を利用するデバイス [13] やフィルム状のセンサ [14] などが提案されており、これらが安価に実用化されれば、電極の貼り付けや配線等の手間が減り、より短時間で準備が可能になる。さらに、携帯型のタブレット端末等と組み合わせれば、利用者がトレーニング中に移動できる範囲が広がり、制約の少ないシステムが実現できる。

本研究はシステムの設計と試作の段階にあり、治療効果に対する継続的な評価は行っていない。今後、継続的に利用しながら種々の確認を行っていく必要がある。その際に考慮すべき意見も得られている。痛みや当日のコンディションを考慮

したトレーニングを設定したり、患者の不安感をなくすためには医師や理学療法士の関与が依然として必要であるが、システムの存在によってそれが得にくくなるのではないかと患者の懸念である。これは運用上の問題であるが、医師や理学療法士との意思疎通がシステムの利用によってより円滑になるような仕組みを用意することも必要であろう。

8. おわりに

本研究では、肩のリハビリテーションを支援するシステムの設計と試作を行った。画像による三次元姿勢計測と筋電位計測を用いて、利用者の状態とその改善方法に対する情報提示に重点をおいた試作システムを実装し、患者や理学療法士に利用してもらうことによって、多くの重要な知見を得た。例えば、本システムを患者が抵抗感なく利用できること、実際にトレーニングの補助となることをはじめ、多様な情報提示が実際に必要であること等が確認できた。また、電極やマーカの装着の手間の低減や、説明の分かりやすさの改善、疲労への対処、トレーニング履歴の活用など、いくつかの問題点や課題も指摘された。

今後は、まず、上記の課題に取り組む必要がある。その後、本システムの継続的な利用によって、治療効果を確認していくことが必要である。また、利用者の動作を良い方向に誘導する手法について、リハビリテーションに限らず、一般的に検討していくことも興味深い課題である。このような取り組みにより、より効果的な動作支援をより長時間行なえるシステムの実現を目指したい。

謝辞

京都大学医学部附属病院リハビリテーション部の河合春菜氏、吉岡佑二氏、伊藤太祐氏、藤田容子氏、田仲陽子氏、澁田紗央理氏をはじめとする理学療法士の皆様には、本研究を遂行するにあたって、代償動作の実演から実験の実施まで多大なご協力を頂きました。ここに感謝いたします。また、本システムの使用実験に協力していただき貴重な意見を多数くださった患者の方々にも深く感謝いたします。

文 献

- [1] A. Marinacci and M. Horande, "Electromyogram in neuromuscular re-education", Bulletin of the Los An-

- geles Neurological Society, Vol.25, pp.50-71, 1960
- [2] 永田晟, 佐久間春夫, “筋電・バイオフィードバック法による筋張力と筋電図の変容”, バイオフィードバック研究 Vo.10, pp.26-31, 1983
 - [3] J.Segreto, “The Role of EMG Awareness in EMG Biofeedback Learning”, Biofeedback and Self-Regulation, Vol.20, No.2, pp.155-167, 1995
 - [4] W. Kibler, et al., “Electromyographic Analysis of Specific Exercises for Scapular Control in Early Phases of Shoulder Rehabilitation”, Am J Sports Med, Vol.36 No.9, 2008
 - [5] 石田光男, 榊原雅人, 木田光郎, “筋電図バイオフィードバックと注意集中法の併用が僧帽筋弛緩訓練に及ぼす影響”, 心身医学, Vol.40, No.1, pp.41-47, 2000
 - [6] 鈴木一秀, 他, “肩甲帯機能が腱板機能に及ぼす影響の筋電図学的検討”, 肩関節, Vol.23, No.3, pp.373-376, 1999
 - [7] 稲葉洋, 瀧剛志, 宮崎慎也, 長谷川純一, 肥田満裕, 北川薫, “スポーツトレーニングのための人体センシング情報の可視化”, 信学技報, MVE2005-52, pp.37-42, 2005
 - [8] 村井昭彦, 黒崎浩介, 山根克, 中村仁彦, “モーションキャプチャ, EMG, 筋の動特性モデルに基づく筋張力のリアルタイム推定及び可視化”, 第14回ロボティクスシンポジウム予稿集, pp.23-28, 2009
 - [9] Y. Chang, S. Chen, J. Huang, “A Kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities”, Research in Developmental Disabilities, Vol.32, No.6, pp.2566-2570, 2011
 - [10] J.Huang, “Kinerehab: a kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities” The 13th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS '11), pp.319-320, 2011
 - [11] A. Jaggi, et al., “Prospective blinded comparison of surface versus wire electromyographic analysis of muscle recruitment in shoulder instability”, Physiotherapy Research International, Vol. 14, No.1, pp.17-29, 2009
 - [12] 朝倉僚 他, “音を用いた筋電情報の提示 ~筋電特徴と音特徴との対応付けと強調~”, 信学技報, MVE2011-11, pp.73-74, 2011
 - [13] 小松原宏識 他, “電源供給に導電性衣服を用いた高精度多チャンネルの無線筋電位測定システム”, インタラクシオン 2011 論文集, pp.491-494, 2011
 - [14] Dae-Hyeong Kim, et al., “Epidermal Electronics”, Science, Vol. 333 no. 6044 pp. 838-843, 2011

Abstract This paper introduces the design of an intelligent system for assisting rehabilitation for contracture of a shoulder joint. In rehabilitations, patients often need to continue practice by themselves without close presence of doctors or physical therapists. This situation makes it difficult to keep correct movements, and may cause wrong movements, named compensation movements, which give no training effects. To cope with this problem, we designed a system which gives objective feedback to the trainee through the combination of image-based 3D measurements and myoelectric sensing of muscular contraction measurements. The system supports a trainee to continue training with correct pose and correct muscular contraction. We implemented an experimental system based on the advices of medical doctors and physical therapists, and obtained valuable impressions, comments, and suggestions from physical therapists and patients.

Key words rehabilitation support, biofeedback, myoelectric sensing, 3D pose sensing, compensation movements, joint contracture