

KINECT を用いた体幹のリハビリテーション支援システム

村田嘉利[†] 永澤修平[†] 鈴木彰真[†]

脳血管疾患は、リハビリテーションが必要となる患者数が運動器系について多く、リハビリテーション期間が最も長い。脳血管疾患による障害としては、身体の一部に麻痺がでることが多く、その結果として麻痺している側に身体が歪んでしまう症状がやすい。リハビリテーションを継続するためには、リハビリテーションによりどれだけ効果が出たかを定量的に示すことが望ましいと言われている。歪み状態の計測には、高価な光学式の装置も利用されているが、定規と分度器が広く利用されている。定規と分度器を利用した計測には、ノウハウが必要と言われている。本論文では、脳血管疾患患者のリハビリテーション支援システムとして、Microsoft KINECT を利用することで、比較的安価に、かつ容易に身体の一部を測定可能な装置を提案する。

Rehabilitation Support System for The Upper Body with KINECT

YOSHITOSHI MURATA[†] SHUHEI NAGASAWA[†] AKIMASA SUZUKI[†]

1. はじめに

少子高齢化が進むに従い、リハビリテーションを必要とする人が増加する可能性がある。リハビリテーションを受けた患者数の分布を疾患別にみると、運動器系が最も多く、続いて脳血管疾患系となっている¹⁾。リハビリテーションを必要とする期間をみると、図1から分かるように、脳血管疾患の患者は長期間の療養が必要となっている割合が多いことが分かる¹⁾。

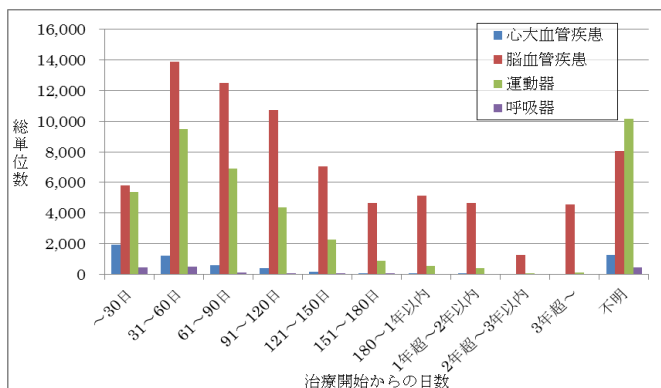


図1. 治療開始日からの経過日数に対する実施したリハビリテーションの総単位数

長期間に渡ってリハビリテーションを続けるためには、当事者である患者のやる気を維持する必要がある。また、理学療法士等の医療従事者が現状について正しく認識できる必要がある。

脳血管疾患における障害は、損傷された脳の部位や程度により様々であるが、主な障害としては片麻痺と高次脳機

能障害に分かれる。片麻痺の場合、麻痺している側の筋肉が弱くなっていることから、そちらの側に身体が傾いてしまう。また、筋緊張異常により、手や足が引きつってしまう症状だけでなく、時には上体の筋肉が痙攣してしまうこともある。

腕や足の関節の角度の測定は分度器や定規を当てる等して容易に計測可能であるが、身体が傾いた状態、更にそれに捻じれが加わった状態を分度器や定規で測定するには高度なノウハウが必要と言われている。同様に上体を脱力した時の背骨の曲がり具合を測定することも難しい。

リハビリテーションやスポーツの場で患者や選手の身体の動きを詳細に計測できる機器に VICON [2]がある。VICON は身体の関節運動を動的な情報として記録可能であるが、非常に高価であることから、導入可能な施設は限られる。自宅での自主訓練に利用することは不可能と言える。

本研究では、深度カメラを有する Microsoft KINECT を利用することにより、体幹の傾きや捻じれ、前屈状態を容易に測定でき、比較的安価な測定装置を開発する。その際、患者に分かり易く可視化する方法についても提案する。

第2章の関連研究に続いて、第3章では体幹の歪み状態の表現形式について述べ、第4章では開発したシステムの構成について説明する。第5章では、開発したシステムについて、計測精度について評価実験について述べる。第6章でまとめる。

2. 関連研究

ここでは、身体の関節運動の測定と KINECT のリハビリテーションへの利用状況について紹介する。

2.1 身体各部位の測定

光学式三次元動作解析装置である VICON [2][3]は、100

[†] 岩手県立大学
Iwate Prefectural University,
152-52 Sugo, TaKizawa, Iwate, Japan

万画素カメラにて 1000Hz のフルフレーム計測周波数を実現しており、アプリケーションに合わせてストロボ種類と照射角度を選択可能となっている。カメラが発光する赤外線のマーカー反射光に対して位置計測をしており、計測マーカーの数に制限はない。リアルタイムにデジタル処理しており、高速計測に対応している。図2に示すようにビデオ動画と三次元空間の融合が可能であり、床反力計や筋電計などのアナログデータと完全同期計測が可能となっている。非常に多くのデータを取得可能であるが、測定対象に応じて設定するマーカーの位置を選択・決定する必要がある。また、取得したデータの可視化については、目的に応じてカスタマイズする必要があると思われる。

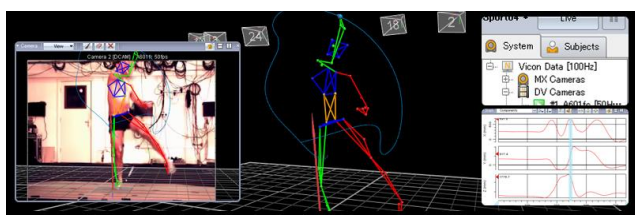


図2. VICONによる計測と表示例（インターリハのサイト [3]より）

東洋大学の秋元らは、KINECTを利用して側弯症の測定システムを提案している[4]。図3に示すようにKINECTにより体表面（背中）の形状を計測し、背中的高低差を映像、グラフ、数値で表示・保存可能となっている。測定データのグラフは側弯症に特化していることから、身体の傾きや捻じれ、前屈の状態を表現するのに適しているとは言えない。



図3. KINECTを利用した側弯症測定システム

Jing Tong らは、3台のKINECTを利用して身体をフルスキャンし、VR画像を高い精度で表示する技術を開発した[5]。フルスキャンを目的としており、身体の傾きや捻じれ、前屈の状態の可視化は考慮されていない。

Burba らは、KINECTを利用して胸部の動きを検知して呼吸数を計測、膝の動きを検知して貧乏ゆすりの回数を計測している[6]。

2.2 KINECTのリハビリテーションへの適用

Garrido らは、平衡感覚に問題がある患者のリハビリテーションにKINECTを利用している。身体の傾きを天秤測りの形式で表示すると共に、傾きを修正する方向を矢印で示すことで、容易に訓練できるように工夫している[7]。リハビリテーション向けにKINECTを使ったゲームが多く開発されている[8][9][10][11]。

3. 体幹の歪み状態の表現形式

脳血管疾患による片麻痺による体幹の歪みや筋緊張異常を定規と分度器で正確に測定するためには高度なノウハウが要求される。ここでは、体幹の前後方向の曲り（前屈）具合、横方向の曲り（傾き）、および捻じれに分解して、歪み状態を表示することとする。

3.1 体幹の前屈状態

KINECTに標準添付されているスケルトンモデルにおける背骨部分の測定点として首と膂の2箇所があるが、それだけで背骨の曲がり具合を把握するのは難しい。そのため、本研究では、図4に示すように首と膂の間を4分割し、その位置の深度を求める。

測定したデータを身体の側面から見た形式で表示する。KINECTに対する左右方向をX軸、上下方法をY軸、前後方法をZ軸とする。Z軸の負側を前（KINECT側）とする。原点を膂の位置とする。KINECTに向かって前屈した時の表示例を図5に示す。

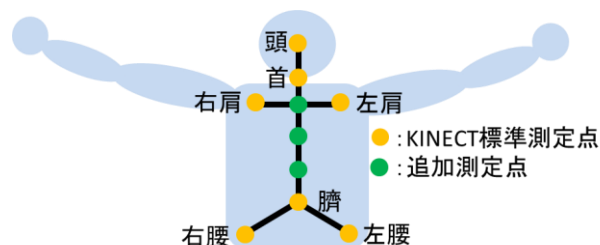


図4. 本研究で利用するスケルトンモデル

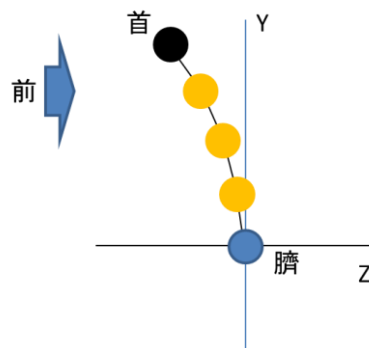
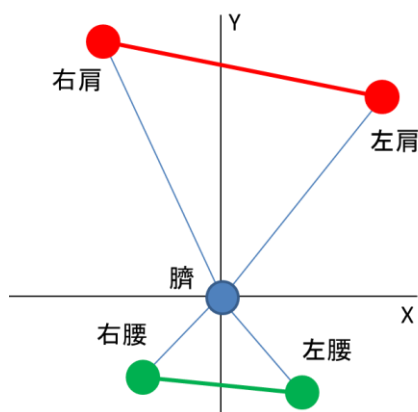


図5. 身体の前屈状態の測定例

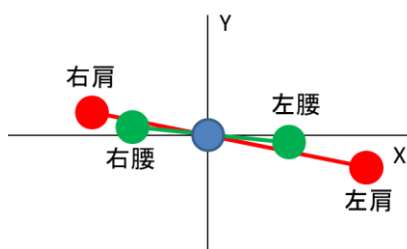
3.2 体幹の傾き状態

横方向への傾き状態も前屈と同じく定規で測定するこ

とは難しい．この状態については，KINECT 標準添付のスケルトンモデルにおける両肩を結ぶ線および両腰を結ぶ線を Y-X 平面に表示することとした．図 6 (a)に示すように臍と両肩を結ぶ三角形および臍と両腰を結ぶ三角形を利用して表示する場合と図 6 (b)に示すように両肩の線と両腰の線の各中点を原点として表示する視覚化が考えられる．どちらの表現形式が分かり易いかを 16 人の学生と 14 人の社会人にアンケートをとった．その結果，表 1 に示すように，学生も社会人も圧倒的に(a)の方が分かり易いとの結果になった．



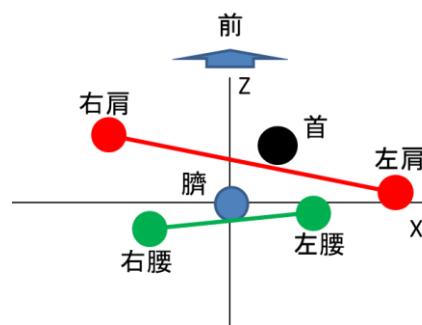
(a) 臍と両肩の三角形および臍と両腰の三角形で表示



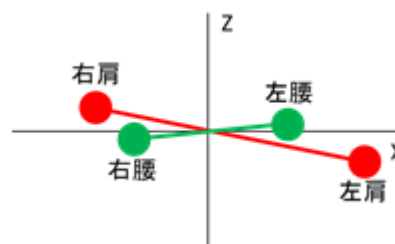
(b) 両肩間および両腰間の各線の中点を原点とした表示
図 6．身体の傾き状態の可視化

3.3 体幹の捻じれ状態

体幹の捻じれ状態については，KINECT 標準添付のスケルトンモデルにおける両肩を結ぶ線および両腰を結ぶ線を X-Z 平面，頭上から見下ろす形で表示することとした．その際，図 7 (a)に示すように臍を原点として KINECT からの距離の相対位置を表示する場合と図 7 (b)に示すように各線の中点を原点として表示する視覚化が考えられる．どちらの表現形式が分かり易いかを体幹の傾きの表示形式と同様にアンケートをとった．その結果，表 1 に示すように，学生は圧倒的に(b)の両肩の線と両腰の線のみで表現する分かり易いとの結果になったが，社会人については 14 名中の 9 名が(a)の各部位の距離関係が分かる表現形式を選択した．特に学生の健康管理に携わっている 3 名は全員(a)を選択した．システムとしては両表現を実装し，今後患者および理学療法士に対して同様のアンケートを行った上で表現形式を決定することとする．



(a) 臍を原点として KINECT との相対位を表示



(b) 両肩の中点および両腰骨の中点を原点とした表示
図 7．身体の傾き状態の測定例

表 1．表示形式に対するアンケート結果

		(a)	(b)
傾き	学生	15	1
	社会人	13	1
捻じれ	学生	0	16
	社会人	9	5

4. 支援システム

4.1 システム構成

今回開発したリハビリテーション支援システムの構成を図 8 に示す．Kinect の制御用のライブラリとしては Kinect for Windows SDK 1.7 を利用し，ユーザインタフェース開発には WPF フレームワークを利用した．その上に，前屈，身体の傾きおよび身体の捻じれを計測する 3 つのアプリケーションを開発した．

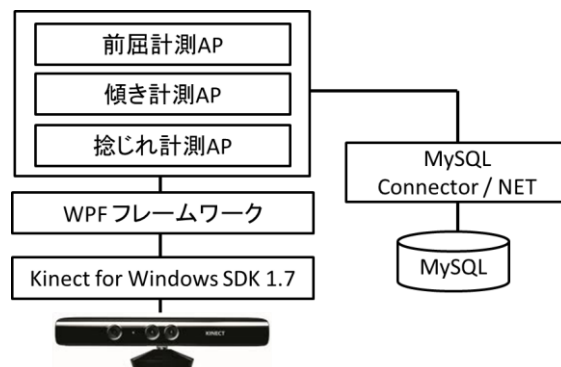


図 8．リハビリシステム構成

計測データは、データベース、ここでは MySQL に保存するようにした。計測値は、20 サンプルの平均としている。

4.2 前屈計測アプリケーション

前屈の状態については、3.1 節で述べた様に肘と首の他に、その間を4等分するポイントについても深度を計測し、その結果を表示することとした。その計測画面を図9に示す。画面の左側は計測値をグラフ表示したものである。姿勢を認識し易いように、右上に計測ポイントを示すビデオ映像を表示した。右下は、各測定点の座標データである。この例では、直立した状態で、肘の位置に対して後ろに反っていることが明示されている。

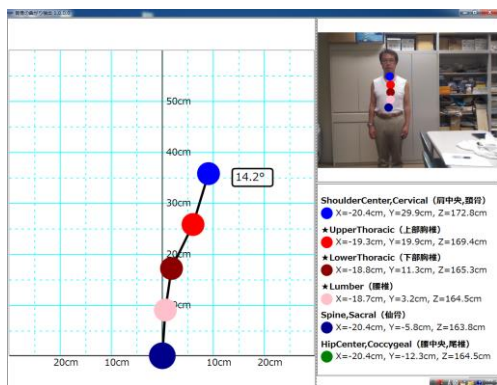
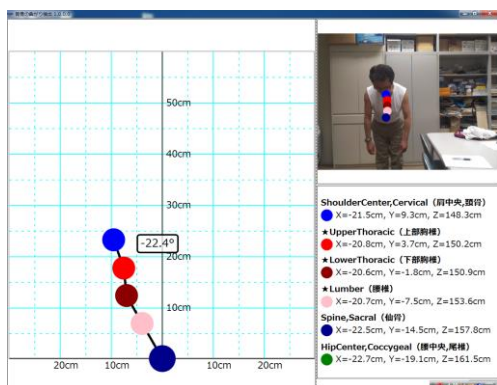
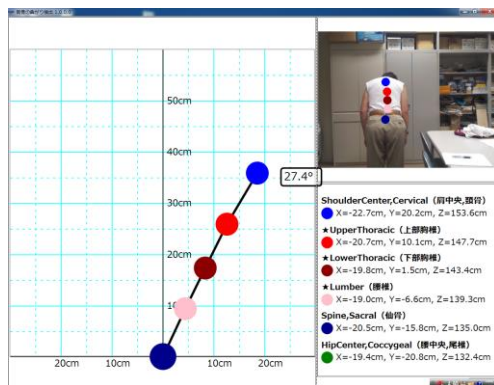


図9. 前屈計測アプリの表示画面

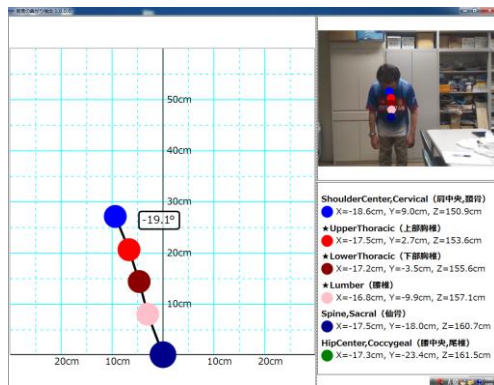
前屈については、KINECT に対して全面から正対した場合、図9を見ても明らかなように、身体の凹凸を含んで計測することから前屈状況が分かり難いと考えられる。また、衣服の影響を受けやすいと考えられる。衣服の影響が少ないアンダーウェアで前面に対して計測画像を図10(a)、背面に対して計測した結果を図10(b)、だぶだぶのスポーツウェアを着て前面および背面に対して計測した画像を図10(c)および図10(d)に示す。足の位置は同じであり、前傾角度はほぼ同じ状態としている。



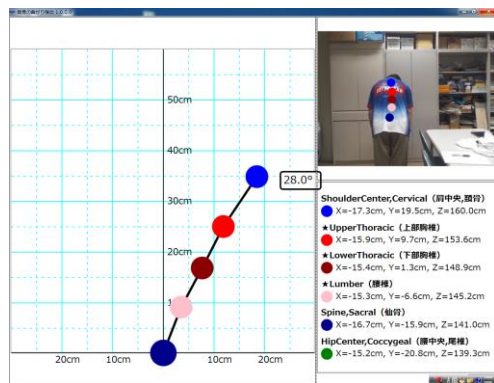
(a) アンダーウェア着用、前面計測



(b) アンダーウェア着用、背面計測



(c) スポーツウェア着用、前面計測



(d) スポーツウェア着用、背面計測

図10. 前屈状態の前面計測と背面計測の違い

背面から計測した場合、アンダーウェアでもスポーツウェアでもほぼ同じ前傾角度となっている。それに対し、前面から計測した場合、その前傾角度は、アンダーウェアの場合の-22.4°に対して、スポーツウェアの場合は-19.1°となり、衣服の影響で前傾が緩やかになっている。以上のことから、前屈については、背面から測定した方が良いと言える。

4.3 傾き計測アプリケーション

身体の高さの状態については、3.2 節で述べたアンケート結果より、肘を中心として、両肩および両腰の間で三角形をつくって表示することとした。表示画面例を図11に示す。身体の高さを分かり易くするため、両肩を結ぶ線および両腰を結ぶ線がX軸（水平線）に対して作る角度を計算し表示している。

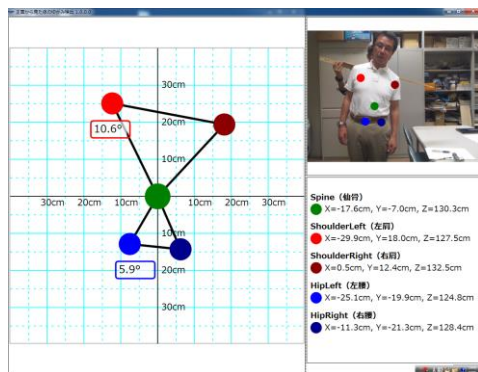
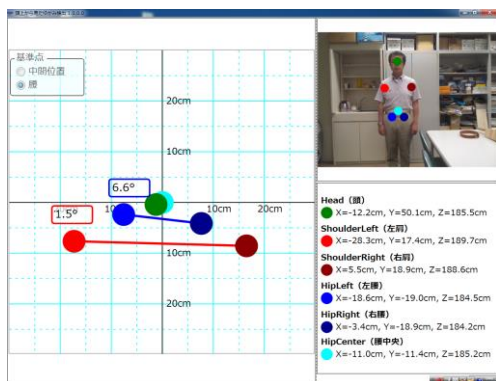


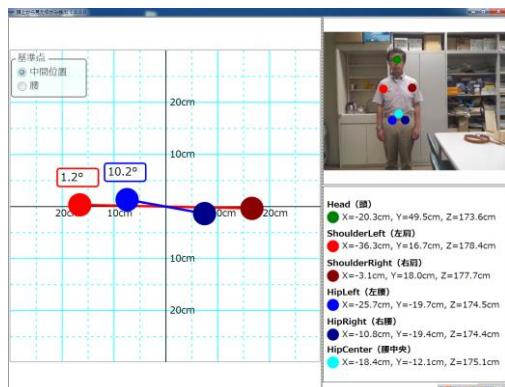
図 1 1. 身体の傾きの計測画面例

4.4 捻じれ計測アプリケーション

身体の傾きの状態については、3.3 節で述べたアンケート結果より、捻じれとは言っても図 7 (a)のように頭、両肩、両腰の位置関係を含んで表示した方が良くとの意見と、図 7 (b)のように両肩を結ぶ線と両腰を結ぶ線のだけで表示する方が良くとの意見が社会人で分かれたため、両表現形式を実装した。各実装画面を図 1 2 (a)および(b)に示す。



(a) 頭、両肩、両腰の位置関係を含んだ表示



(b) 両肩を結ぶ線と両腰を結ぶ線のだけで表示

図 1 2. 身体の捻じれの計測画面例

5. 計測値の評価

KINECT の場合、測定点の座標として出力される値は、半径と角度ではなく、KINECT の位置を原点とする X 軸、Y 軸および Z 軸の値になることから、巻尺や超音波メジャ

ーで計測することは難しい。ここでは、以下に述べるように、前屈については、身体の前に板を置き、その傾きを図 1 3 に示す分度器を使って計測した。身体の前屈についても図 1 3 の分度器を利用して計測した。その際、錘を付けた紐を分度器の基準点に付けることにより、垂線を求めた。身体の前屈については、背面から両肩の線の傾きを図 1 3 の分度器で計測した。いずれにしても分度器を利用して測定したことから、その測定結果には若干の誤差は含まれる。



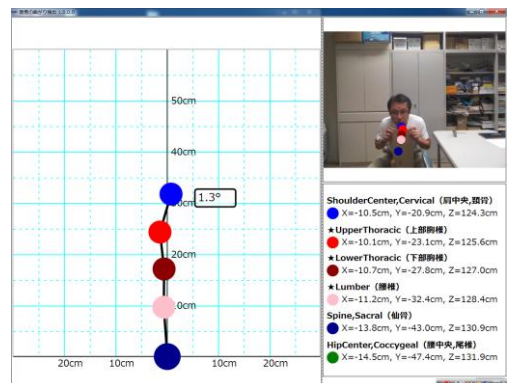
図 1 3. 実験で使用した分度器

5.1 前屈状態

図 1 4 に示すように座った状態で身体の前に板を置く。その板を図 1 3 の分度器に当て板の傾きの分度器で決める。その状態を前屈計測アプリケーションで計測した。計測結果を図 1 5 に示す。計測値は 20 サンプル平均としたが、若干のブレがあった。定常的に 2 - 3° のずれが見られた。



(a) 計測風景



(b) 計測画面例

図 1 4. 前屈の計測評価実験風景

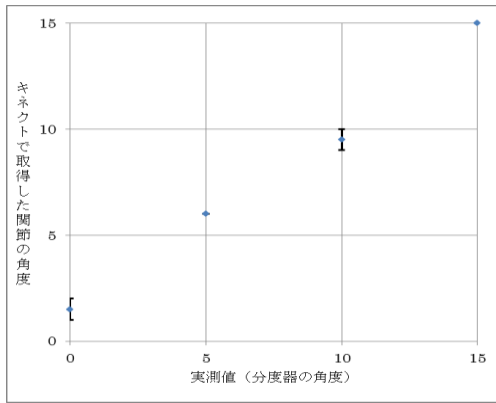


図 15. 前屈の評価計測データ

5.2 体幹の傾き状態

身体の傾きについては、図 16 に示すように身体を傾けて今回のアプリケーションでの計測値を -20° 、 -10° 、 0° 、 10° 、 20° とした上で背面から分度器で肩の線の傾きを計測した。その結果を図 17 に示す。本図では、図が小さくなることを避けるため、反転して同一座標上に記した。なお、腰の線については、分度器で腰の線の傾きを計測することが難しかったことから実施しなかった。計測結果に誤差は見られなかった。

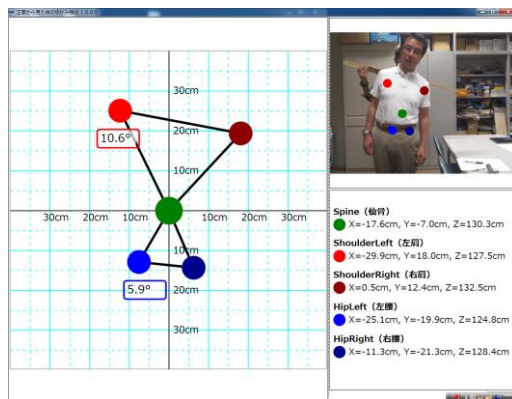


図 16. 身体の傾きの計測評価実験風景

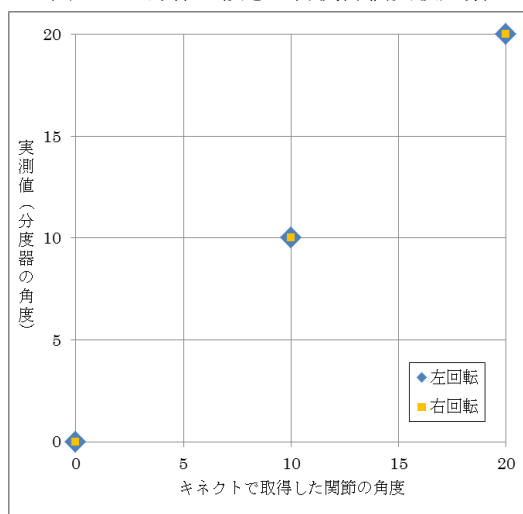


図 17. 身体の傾きの評価計測データ

5.3 体幹の捻じれ状態

身体の捻じれについては、図 18 に示すように分度器を利用して両肩の線および両腰の線の傾き角度を決定した上で、捻じれ計測アプリケーションで計測した。その結果を図 19 に示す。 2° 程度の誤差が見られたが、概ね正しい値を表示していた。

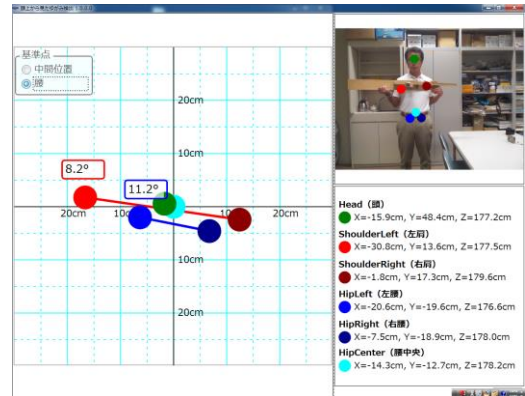
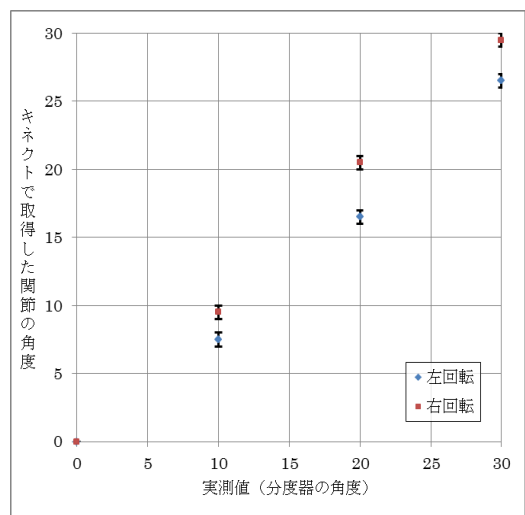
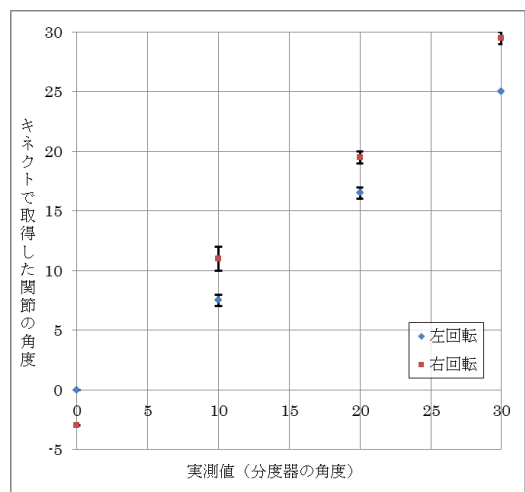


図 18. 身体の捻じれの計測評価実験風景



(a) 肩の線の捻じれ角度の評価計測データ



(b) 腰の線の捻じれ角度の評価計測データ

図 19. 身体の傾きの評価計測データ

6. まとめ

脳血管疾患に伴う障害のリハビリテーションは長期間に渡る場合が多く、リハビリテーションを継続するためにはその効果を定量的に示すことが望ましい。今回、Microsoft KINECT を利用することで、脳血管疾患患者によく見られる身体の歪みを比較的安価で高度なノウハウを必要とすることなく計測できる装置を開発した。歪み状態を分かり易くするため、前屈、傾き、捻じれの3つの要素に分解して計測・表示することとした。評価計測した結果、最大でも数度の誤差範囲で計測できていた。

今後は、リハビリテーション施設の協力を得て、性能と利用勝手を向上させたいと考えている。

参 考 文 献

- [1] 「平成19年度からのリハビリテーション料見直し後のリハビリテーション実施状況について」、厚生労働省、
<http://www.mhlw.go.jp/shingi/2007/11/dl/s1128-14h.pdf>
- [2] VICON, <http://www.vicon.com/>
- [3] インターリハ, http://www.irc-web.co.jp/vicon_web/
- [4] 秋元 俊成, 寺田 信幸, 米澤 郁穂 [他], 「3D カメラを用いた脊柱側弯症計測システムの開発」, 電気学会論文誌. C, 電子・情報・システム部門誌 133(11), 2082-2088, 2013-11
- [5] Jing Tong, Jin Zhou, Ligang Liu, Zhigeng Pan, and Hao Yan, “Scanning 3D Full Human Bodies Using Kinects,” IEEE, TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS, VOL. 18, NO. 4, pp. 643 – 650, 2012
- [6] Nathan Burba, Mark Bolas, David M. Krum, Evan A. Suma, “Unobtrusive Measurement of Subtle Nonverbal Behaviors with the Microsoft Kinect,” IEEE, Virtual Reality Conference 2012, March 2012
- [7] Juan Enrique Garrido, Irma Marset, Victor M. R. Penichet, Maria D. Lozano, “Balance Disorder Rehabilitation through Movement Interaction,” IEEE, 2013 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops, 2013.
- [8] Shih-Ching Yeh, etc., “A study for the application of body sensing in assisted rehabilitation training,” IEEE, 2012 International Symposium on Computer, Consumer and Control, 2012
- [9] Belinda Lange, etc., “Interactive Game-Based Rehabilitation Using the Microsoft Kinect,” IEEE, Virtual Reality 2012, 2012
- [10] Marientina Gotsis, etc., “Mixed Reality Game Prototypes for Upper Body Exercise and Rehabilitation,” IEEE, Virtual Reality 2012, 2012

- [11] Vangelis Metsis, Pat Jangyodsuk, Vassilis Athitsos, Maura Iversen, Fillia Makedon, “Computer Aided Rehabilitation for Patients with Rheumatoid Arthritis,” IEEE, 2013 International Conference on Computing, Networking and Communications, Workshops Cyber Physical System, 2013