

- 31) 南部雅幸, 中島一樹, 川原田淳, 田村俊世, 在来住宅での健康管理・電灯線 LAN はどこまで使えるか, 日本エム・イー学会, 2000, 5月, 東京
- 32) 鎬木誠, 花岡和江, 堀内郁考, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中方麻酔患者における頭部と腰部の動揺加速度による静的立位の評価, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 鹿児島
- 33) 関本満義, 永迫博幸, 東祐二, 榎広光, 藤元登四郎, 阿部芳幸, 関根正樹, 田村俊世, 無拘束加速度計測法による脳卒中方麻酔歩行の経時的評価, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 東京
- 34) 堀内郁孝, 島袋琴美, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中片麻痺患者における非麻痺側下肢協調性の定量的評価の試み～無拘束型加速度計測法を用いて～, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 鹿児島
- 35) 福永誠司, 堀内郁考, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 久野弘明, 田村俊世, 大腿四頭筋の筋力評価～健常成人による比較～, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 鹿児島
- 36) 興古田夏子, 小林美保子, 関本満義, 堀内郁考, 鎬木誠, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中方麻酔患者における膝立ち位の定量的評価の試み～無拘束型加速度計測法を用いて～, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 鹿児島
- 37) 小林美保子, 関本満義, 島袋琴美, 堀内郁考, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中方麻酔患者における寝返り動作パターンの定量的評価の試み, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 鹿児島
- 38) 安田大典, 松本和香, 吉田哲也, 東祐二, 中村加銘子, 藤元登四郎, 田村俊世, 痴呆症老人の在宅介護実態調査～無拘束加速度計(アクティグラフ)を用いて～, 日本作業療法学会, 2000, 5月, 神奈川
- 39) 東祐二, 安田大典, 辻美和, 松本和香, 中村加銘子, 藤元登四郎, 田村俊世, バーコードカウンターを利用した重度痴呆症者のタイムスタディ, 日本作業療法学会, 2000, 5月, 神奈川
- 40) 森奈美子, 児玉智美, 辻美和, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 脳卒中方麻酔患者の移乗動作における動作分析とその確立～超小型3次元運動センサを用いて(第3報), 日本作業療法学会, 2000, 5月, 神奈川
- 41) 東祐二, 安田大典, 吉田哲也, 中村加銘子, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 著名な俳諧を呈するアルツハイマー型痴呆症の行動特性に関するモニタリング, 日本作業療法学会, 2000, 5月, 神奈川
- 42) 中村加銘子, 辻美和, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 痴呆症に対する作業療法の環境条件, 日本作業療法学会, 2000, 5月, 神奈川
- 43) 南部雅幸, 中島一樹, 川原田淳, 田村俊世, 電灯線 LAN を用いた高齢者自立支援のためのネットワークシステム, 電子情報通信学会 ME とバイオサイバネティクス研究会, 2000, 5月, 富山
- 44) 角屋利恵子, 堀内郁孝, 島袋琴美, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中片麻痺患者の歩行時転倒のモニタリングについて? 離散 wavelet 解析を用いて?, 日本理学療法士学会, 2000, 5月, 鹿児島
- 45) 中島一樹, 田村俊世, 介護用モニターの現状と将来, 日本老年医学会学術集会, 2000, 6月, 仙台市
- 46) Kuno H, Yoshimura T, Goto J and Tamura T, Development of an exercise therapy evaluation system for the elderly, The XIII Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology, 2000, June, Sapporo
- 47) 関根正樹, 阿部芳幸, 福井康裕, 関本満義,

- 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 加速度センサを用いた脳卒中片麻痺患者の歩行評価, 日本リハビリテーション医学会学術集会, 2000, 6月, 東京
- 48) 田村俊世, 中島一樹, 南部雅幸, 久野弘明, 一関紀子, 褥瘡予防と治療のための体圧分布評価, 平成12年度看護部院内教育 老人看護専門コース褥瘡研修, 国立中部病院包括病棟, 2000, 6月, 大府市
- 49) 中島一樹, 松本佳昭, 南部雅幸, 田村俊世, リアルタイムオプティカルフロー検出によるベッド上での呼吸・体動評価, 電子情報通信学会医用画像研究会, 2000, 7月, 東京
- 50) Kuno H, Nambu M, Yoshimura T, Ando T, Saito I, Nakajima K and Tamura T, A practical application of pressure-sensitive film for preventing pressure sores, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 51) Tamura T, Yoshimura T, Horiuchi F, Higashi Y and Fujimoto T, An Ambulatory Fall Monitor for the Elderly, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 52) Sekine M, Tamura T, Fujimoto T and Fukui Y, Classification of Walking Pattern using Acceleration Waveform in Elderly People, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 53) Sekine M, Abe Y, Sekimoto M, Higashi Y, Fujimoto T, Tamura T and Fukui Y, Assessment of Gait Parameter in Hemiplegic Patients by Accelerometry, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 54) Kobayashi M, Kaburagi M, Sekimoto M, Shimabukuro K, Horiuchi F, Higashi Y, Sekine M, Fujimoto T and Tamura T, Quantitative Assessment of Rolling Pattern For Hemiplegic Patients, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 55) Kaburagi M, Fukunaga N, Yoshida T, Yasuda T, Higashi Y, Fujimoto T and Tamura T, Evaluation of Rehabilitation Effect with a Three-Dimensional Angle Sensor, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 56) Higashi Y, Yasuda T, Yoshida T, Nakamura K, Fujimoto T, Kaburagi M, Sekine M and Tamura T, Physical Activity in Dementia of Alzheimer Type, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 57) Kaburagi M, Hanaokda K, Horiuchi F, Higashi Y, Sekine M, Fujimoto T and Tamura T, Assessment of Special Motion During Standing in Hemiplegic Patients, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 58) Nakajima K, Matsumoto Y and Tamura T, A Monitor for Posture Changes and Respiration in Bed Using Real Time Image Sequence Analysis, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago, USA
- 59) 関根正樹, 阿部芳幸, 関本満義, 藤元登四郎, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 下肢加速度波形による片麻痺患者の歩行評価, 第16回ライフサポート学会大会, 2000, 8月, 徳島市
- 60) 福永誠司, 角屋利恵子, 堀内郁考, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中方麻痺患者の歩行時の転倒について, 第16回ライフサポート学会大会, 2000, 8月, 徳島市
- 61) 阿部芳幸, 関根正樹, 関本満義, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 3

- 軸加速度センサを用いた方麻酔患者に対する歩行評価法の検討, 第16回ライフサポート学会大会, 2000, 8月, 徳島市
- 62) 辻美和, 安田大典, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 重度痴呆症ケースの行動評価, 第16回ライフサポート学会大会, 2000, 8月, 徳島市
- 63) Tamura T, Kadoya R, Fukunaga S, Horiuchi F, Sekine M, Higashi Y and Fujimoto T, Prediction of falls during walking by accelerometry, IEEE-EMBS Asia-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 2000, September, Hangzhou, China
- 64) Sekine M, Tamura T, Fujimoto T, Akay M and Fukui Y, Evaluation of walking pattern using acceleration signal, IEEE-EMBS Asia-Pacific Conference on Biomedical Engineering, 2000, September, Hangzhou, China
- 65) 田村俊世, 福祉工学キーノートスピーチ, 2000年精密工学会秋季大会学術講演会, 2000, 10月, 名古屋市
- 66) 南部雅幸, 中島一樹, 田村俊世, VRMLを用いた高齢者用行動評価システム, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000, 10月, 名古屋市
- 67) 南部雅幸, 久野弘明, 一関紀子, 吉村拓巳, 中島一樹, 田村俊世, 圧力感知フィルムを用いた画像処理による体圧集中評価, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000, 10月, 名古屋市
- 68) 吉村拓巳, 堀内郁孝, 東祐二, 中島一樹, 藤元登四郎, 千原國宏, 田村俊世, 加速度センサを用いた高齢者転倒モニタの開発, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000, 10月, 名古屋市
- 69) 久野弘明, 南部雅幸, 吉村拓巳, 一関紀子, 安藤高子, 鈴木恵美子, 中島一樹, 田村俊世, 圧力感知フィルムによる車椅子使用時の体圧集中の評価, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000, 10月, 名古屋市
- 70) 一関紀子, 久野弘明, 吉村拓巳, 後藤純規, 田村俊世, 高齢患者の運動療法評価システム, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000, 10月, 名古屋市
- 71) 関根正樹, 関本満義, 藤元登四郎, 田村俊世, 福井康裕, 加速度センサを用いた脳卒中片麻痺患者の歩行評価法の検討, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000, 10月, 名古屋市
- 72) 南部雅幸, 久野弘明, 一関紀子, 中島一樹, 田村俊世, 画像処理を用いた体圧分布評価, 日本エム・イー学会秋季大会, 2000, 10月, 徳島市
- 73) Nambu M, Nakajima K, Kawarada A and Tamura T, The Automatic Health Monitoring System for Home Health Care, ITAB-ITIS2000, 2000, 8-11, Arlington, USA
- 74) 田村俊世, 高齢社会を支えるモニター技術, 新潟大学特別講義, 2000, 12月, 新潟
- 75) 田村俊世, 在宅健康管理技術, 人間行動適合型生活環境創出システム技術, 住宅場面グループ会議, 大阪工業技術研究所, 2000, 12月, 池田
- 76) 田村俊世, ナノテクノロジーから宇宙まで 超への挑戦 14「近未来ドキュメント」(日本工業新聞), 2001, 1月
- 77) 一関紀子, 田村俊世, 呼吸シミュレータによる簡易熱量計の精度検討, 携帯用簡易熱量計の信頼性・妥当性に関する研究会, 2001, 2月, 東京
- 78) 関根正樹, 田村俊世, ウェーブレット・フランクタル解析による方麻酔患者およびパーキンソン病患者の歩行評価, 平成11年度長寿科学総合研究事業班会議, 2001, 2月, 大府
- 79) 田村俊世, 健康情報の自動モニタリングシステム, Digital Human Laboratory Workshop, 2001, 2月, 東京

- 
- 80) 中島一樹, 田村俊世, 長寿医療研究センター老人支援機器開発部の取り組み, 大府市「あいち健康の森周辺新産業拠点整備懇談会」第2回懇談会, 2001, 2月, 大府
- 81) 中島一樹, 南部雅幸, 田村俊世, 無拘束健康モニタ, 電子情報通信学会安全性研究会, 2001, 3月, 東京
- 82) Tamura T, Information technology as an assistive devices for the elderly, KAIST Workshop, 2001, April, Korea
- 83) Shahmehri N and Tamura T, Intelligent systems and the elderly-problems and possibilities, Conference on Aging, Care and Welfare of Elderly and how IT can improve Quality of Life, 2001, May, Sweden
- 84) Tamura T, Information technology (IT) as self-support for the elderly, Conference on Aging, Care and Welfare of Elderly and how IT can improve Quality of Life, 2001, May, Sweden
- 85) Kaihara S, Yamauchi S, Homma A, Kinoshita Y and Tamura T, How IT can be used as a tool to improve effectiveness and quality in health care, especially in health care and rehabilitation for elderly, Conference on Aging, Care and Welfare of Elderly and how IT can improve Quality of Life, 2001, May, Sweden
- 86) Nambu M, Nakajima K and Tamura T, The Home Care Network System for the Elderly, 63rd ICB Seminar, 5th Polish-Japanese Seminar on Biomedical Measurements, 2001, May, Poland
- 87) 吉村拓巳, 長屋政博, 中島一樹, 原田敦, 田村俊世, 千原國広, 加速度センサを用いた高齢者転倒モニタの開発と評価, 第40回日本エム・イー学会大会, 2001, 5月, 名古屋
- 88) 関根正樹, Metin Akay, 関本満義, 東 祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 福井康裕, ウェブレット-フラクタル解析を用いた脳卒中片麻痺患者の運動障害の評価, 第40回日本エム・イー学会大会, 2001, 5月, 名古屋
- 89) 久野弘明, 関根正樹, 柄川索, 石井猛, 根本泰弘, 藤江正克, 森明子, 安藤一也, 田村俊世, 高齢者用歩行支援機器の評価, 第40回計測自動制御学会学術講演会, 2001, 7月, 名古屋.
- 90) 一関紀子, 吉村拓巳, 内藤由紀子, 前塚美春, 大河内恵, 大河内智子, 嶋崎千香子, 徳田治彦, 田村俊世, 高齢糖尿病患者のエネルギー代謝測定, 第40回計測自動制御学会学術講演会, 2001, 7月, 名古屋
- 91) 堀内郁孝, 角屋利恵子, 湯地忠彦, 東 祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 脳卒中片麻痺患者における転倒と腰部加速度との関連性について, 第16回生体・生理工学シンポジウム, 2001, 8月, 東京
- 92) 吉村拓巳, 転倒の自動記録, 身体拘束禁止と転倒シンポジウム, 2001, 9月, 知多郡東浦町
- 93) 川上あきこ, 東祐二, 児玉智美, 関本満義, 堀内郁孝, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 3軸加速度センサを用いたADL訓練支援システムの開発~臨床訓練場面への応用の検討~, 第23回九州理学療法士作業療法士合同学会, 2001, 11月, 宮崎
- 94) 蔵屋豊, 堀内郁孝, 永迫博幸, 東祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 関根正樹, 脳卒中片麻痺患者の非麻痺側下肢協調性の検討, 第23回九州理学療法士作業療法士合同学会, 2001, 11月, 宮崎
- 95) Tamura T, Assistive technology for improving quality of life in the elderly, International Symposium on Life Science and Human Technology Stress, Signaling, Sensing and Imaging, 2001, November, Osaka
- 96) 吉村拓巳, 田村俊世, 加速度センサを用いた転倒計測システムの開発, 長寿科学振興財団研究発表会, 2001, 12月, 東京.

- 
- 97) 東祐二, 角屋利恵子, 堀内郁孝, 湯地忠彦,  
藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, 3 軸加速  
度センサによるリハビリテーション訓練のモ  
ニタリング, 長寿科学振興財団 研究発表会,  
2001, 12 月, 東京
- 98) Nambu M, Ichinoseki N and Tamura T,  
Web-based Tele-monitoring System for the Health  
Care of the Elderly, First International workshop  
on e-house and e-healthcare, 2001, December,  
Nagoya
- 99) 南部雅幸, 一関紀子, 中島一樹, 田村俊世,  
WWW 技術を用いた高齢者自立支援のための  
ネットワークシステム, 日本エム・イー学会  
専門別研究会「在宅医療と ME 技術」研究会,  
2002, 1 月, 大府市
- 100) 吉村拓巳, 転倒防止のための支援機器,  
日本生活支援工学会第 1 回シンポジウム 転  
倒転落防止のための支援工学, 2002, 2 月,  
東京

#### 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

## 分担研究報告書

牧川方昭  
立命館大学理工学部  
教授

## 加速度センサによる日常生活動作の長期モニタに関する研究

(分担) 牧川 方昭 立命館大学理工学部ロボティクス学科教授

研究要旨: 本研究では, 高齢者の日常生活動作をモニタすることを目標としている。平成10年度には, 先に開発した加速度センサの関節近傍装着方式を用い, 上肢, 下肢, 体幹に加速度センサを計19個取り付けることにより, 全身運動の計測を試みた。その結果, 体幹の回旋運動までをモニタするには至らなかったが, この点を除き, 被検者の全身運動を計測出来, 更に計測結果を実時間でパソコンの画面上にステックピクチャとしてディスプレイ出来ることが示された。平成11年度には, 加速度センサの関節近傍装着方式を用い, 下肢運動, 特に歩行運動の計測と歩行速度の計測を試みた。その結果, 歩行, 階段昇降をほぼ忠実に再現することが出来, 歩行速度の計測も可能であることが示された。平成12年度には, 身体に取り付けた加速度センサで得られる加速度データから被検者の身体活動量をエネルギー消費量として評価する方法を検討した。結果は, トレッドミルで運動負荷を与えたときの1分ごとの身体加速度と, 酸素消費量から得られる消費エネルギーとの相関をとり, 両者の間に高い相関があることが示された。更に高齢者を対象に, 実際に日常生活の中での身体活動量を計測, 評価した。

### A. 研究目的

我が国は高齢社会に突入しており, いかにお年寄りが健康を維持するかが問題となっている。このような問題に対して, 本研究では日常生活における行動, 身体活動に着目した。ヒトは健康な時は活発に動き, 病気になると寝込むというように, 心身状態と活動量の間には密接な関係があると考えたためである。このような観点から, 先には, 「日常生活において被験者がどこにいて何をしていたのか, そしてそれによって生理機能にどのような変化をもたらしたか」, の問いに答えることのできるシステムの開発研究を行ってきた。

本研究では, 以前に開発した携帯型デジタル行動・身体活動モニタ装置の開発研究を

元に, 下記の3つの研究課題を実施した。第1は, 複数の加速度センサを用いた詳細な関節運動のモニタ方法の検討である。高齢者の健康管理の第1歩は高齢者の日常行動, 活動の履歴を詳しく知ることであると考えたためであり, 失禁, 転倒などの高齢者特有のアクシデントの生起場面, 生起条件を明らかにするためにも行動履歴の把握が必要と考えたためである。

ところでこれまで加速度センサを用いた日常生活動作の計測方法には, 加速度センサとジャイロセンサを用いた計測方法があるが, これは関節に対し, 一方の端点が位置固定とみなし, 計測を行うもので, 歩行などによる並進運動を含まない動作に限定している。日常生活行動のモニタを行うためには, 移動を伴う運動計測が可

能であり、なおかつ行動範囲を制限されないものでなければならない。

ここに示す加速度センサを用いた計測方法は、加速度センサを関節軸の両脇かつ近傍に装着することによって2つの加速度センサには同一の加速度が生じることを利用し、関節運動を計測する方法である。ここでは、この計測方法を加速度センサの”関節近傍装着方式”と呼ぶ。

第2は、下肢機能に的を絞った関節運動の詳細モニタ方法の検討である。先の詳細な関節運動のモニタ方法の研究においては加速度センサを股関節の両脇かつ近傍に装着することにより関節の可動角度を計測する方法であったが、特に、1自由度の関節においては、この計測方法が有効であることを示した。

この第2課題では、この加速度センサの関節近傍装着方式を用い、歩行、階段昇降、椅子の立ち座りなどの下肢運動における股関節、膝関節、足関節の各関節の屈曲、伸展角度の計測の可能性を検討した。また、下肢の関節運動をリアルタイムにパソコン上にスティックピクチャで再現することを試みた。また、この下肢の関節運動の計測方法を用いて、片足の股関節の屈曲、伸展角度の時間的変化から歩行距離を導き出し、その歩行距離を時間微分することにより歩行速度を求めた。

第3は加速度波形からのエネルギー消費推定方法の検討である。以上の2つの研究課題では、日常生活に伴う関節運動の詳細なモニタを目的としたものであり、転倒などの高齢者アクシデント防止には有益な情報をもたらすことができる。しかし高齢者の丸一日の関節運動データを記録するとなると膨大なデータ量が予想され、またそのような膨大なデータの中から高齢者ユーザの健康管理に必要な情報を抽出する、あるいは全データをサマライズすることを考える

と問題が大きい。

高齢者ユーザの健康サポートの観点からはできるだけ簡単な指標で健康状態をフィードバックする必要がある。このような観点から、第3の課題では得られた長期加速度データをエネルギー消費の観点からサマライズすることを試みた。その結果、大まかな被検者の日常身体活動量が定量評価できるだけでなく、歩行、立ち仕事、座り仕事などの被検者の身体活動の違いも推定できることが示された。

## B. 研究方法・結果

先にも記したように、本研究では平成10、11、12年度の3年間に、詳細な関節運動のモニタ、下肢運動のモニタ、エネルギー消費の推定、3つの研究課題を実施した。以下に、共通で使用した機器の説明を記し、個々の研究成果について記す。

### 1) 加速度センサ

本研究では容量型3軸加速度センサ(DMS-0029, 住友精密工業ならびにC3A-02-30, シリコンセンシングシステムズジャパン)と、 piezo抵抗型加速度センサ(3028-002-P, IC-Sensors)の3種類の加速度センサを用いた。容量型3軸加速度センサC3A-02-30はDMS-0029の発展型であり、シリコン・マイクロマシーンニング技術によって作られたセンサチップとC-V変換回路と出力補正回路を組み込んだものである。センサチップはコンデンサの静電容量の変化を利用して物体に加わった加速度を互いに直行するX, Y, Zの3軸成分に分解して検出することができる。図1a)にDMS-0029の外観を、同図b)にセンサチップの外観、c)にC3A-02-30の外観を示し、表1に両加速度センサの仕様を記す。



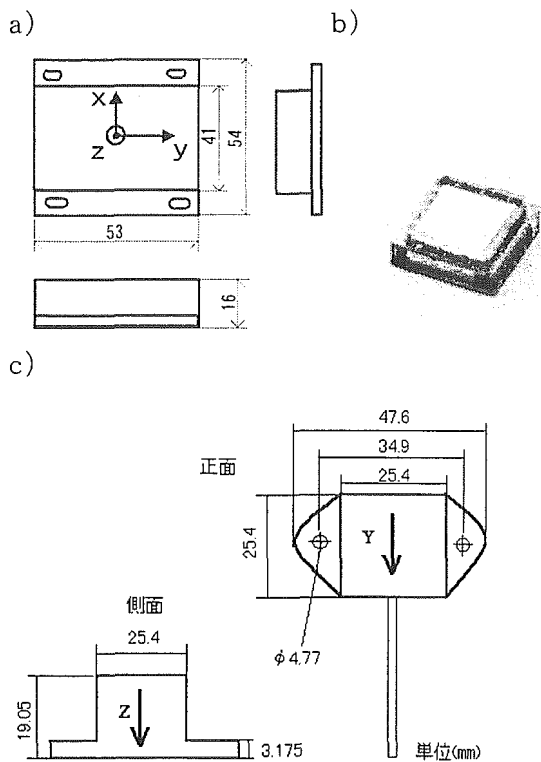


図1. 加速度センサDMS-0029のa)外観, b)センサチップ, c)C3A-02-30の外観.

表1. 加速度センサの仕様.

	CXL02LF3	DMS-0029	単位
測定範囲	±2	±2	G
感度	1	1	V/G
周波数帯域	DC to 125	DC to 30	Hz
出力範囲	±2.0±0.1	±2	V
非直線性	±2	1	%FS
大きさ	25.4× 25.4×19	54×53× 22	mm
重量	23	65	g
入力電圧	+5±0.25	4.75 to 5.25	V
消費電流	12	20	MA
生存衝撃	2000	±4.5	G

次に図2a)にピエゾ抵抗型加速度センサ外観, b)に構造を記し, 表2に仕様を記す. このセンサには容量型加速度センサと同じように中央におもりがある. おもりの取り付け根にピエゾ抵抗が埋め込まれている. このセンサに加速度

が生じることにより, このおもりが偏位すると, ピエゾ抵抗にひずみが生じ抵抗値が変化する. この抵抗の変化を電圧変化で表わすことにより加速度を検出することができる. 周波数応答特性は, 100HzまでほぼフラットでDC成分の検出が可能である. またピエゾ抵抗はブリッジ回路を形成しており一方向の加速度成分のみを検出する. ただ本研究では直行する2方向もしくは3方向の検出が可能でなければならないので, 加速度センサを3個互いに垂直になるように組み合わせて使用した.

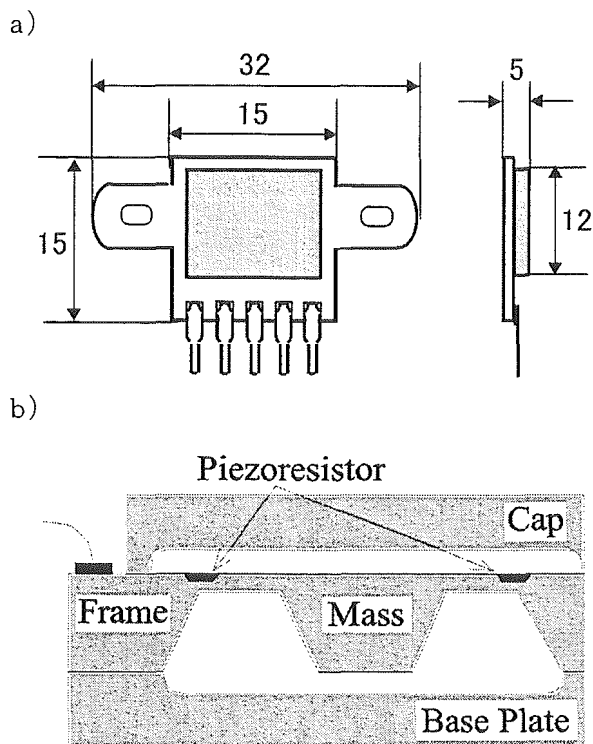


図2. ピエゾ抵抗型加速度センサ. a)外観, b)構造.

表2. ピエゾ抵抗型加速度センサの仕様.

大きさ(図の灰色部)	14×12×5 mm
重量	2g
直線性(公称)	0.2%FS
周波数特性	DC~約1kHz

本研究においては、互いに垂直な2軸または3軸方向の加速度を検出することと重力加速度を検出することが必要である。また本研究では、加速度センサを上肢または下肢に装着することから、被験者への拘束を極力少なくするため小型かつ軽量である必要がある。ここで用いた加速度センサは、一つのセンサチップで3軸方向の加速度センサを検出できるところが特徴である。この加速度センサ自体はセンサチップ、C-V変換回路、補正回路を図に示すような大きさのケースに収めていることから、上肢または下肢に装着するには大きめである。しかし、薄型であるため装着方法を工夫することにより関節運動計測に十分応用できるものと思われる。また今後センサチップ、C-V変換回路、補正回路をサポータ内に組み込むことにより、より小型化され被験者への拘束を軽減できるものと考えられる。

ところで本実験では、以下の関節運動のモニタ、下肢運動のモニタ研究ではノートパソコンを利用し、日常生活におけるエネルギー消費推定研究では先に開発した携帯型デジタル生体信号モニタ装置を使用した。

図3にノートパソコン計測システムの全景を示す。A/D変換器には、A/D変換カード(PC M-DAS16S/16, ComputerBoards社)を用いた。A/D変換カードをノート型パソコンに装着し、加速度センサから有線でデータを取り込む。本研究ではデータ記録装置にノート型パーソナルコンピュータ(Libretto50, 東芝)を用いることによって、移動を伴う関節運動の計測を可能にした。

図4に携帯型デジタル生体信号モニタ装置の外観、図5に同装置の概要を示し、表3にその仕様を示す。

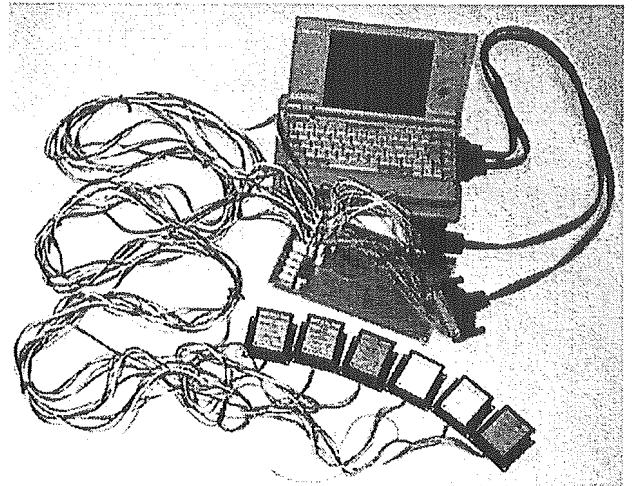


図3. ノートパソコン計測システム.

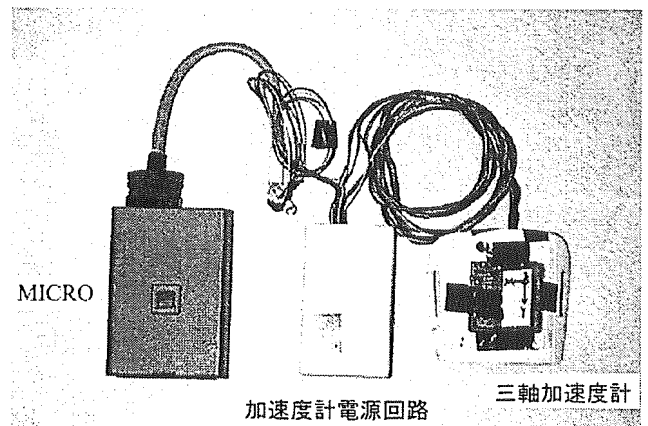


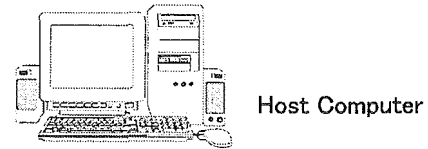
図4. 携帯型デジタル生体信号モニタ装置.

表3. 携帯型デジタル生体信号モニタ装置様.

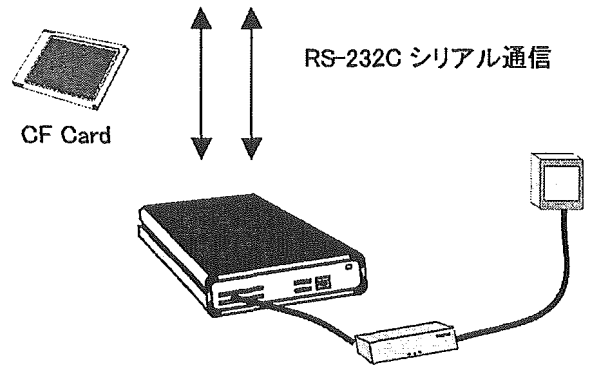
項目	内容
CPU	16ビットマイコン TMP93CS4(東芝)スリープ機能付, 9.8304MHz
ROM	EEPROM HN58V257AT-12(日立) 256Kbit
RAM	SRAM MPD441000LGU-C12X-9J11 NEC 製) 1Mbit×2
カレンダー機能	リアルタイムクロック bp3285
アナログ入出力	12bitAD/C AD7883, 50KHz, 32ch, ±2.5V 12bitDA/C AD7945, 1ch, ±2.5V
デジタル I/O	26bit
通信	RS232C
補助記憶	コンパクトフラッシュカード, IDE 仕様

なお、図6に示すように、携帯型デジタル生体信号モニタ装置はカードスロットの装備してある汎用 PC によりフォーマット(MS-DOS, FAT16)を行い、計測プログラムとデータを格納するためのファイルを作成し、カードに記録する(図中①, ②, ③). 長時間生体信号モニタ装置に挿入されると計測プログラムを読み取り、計測されたデータは予め用意してある計測プログラムファイルに記録する(図中④, ⑤). ここで、このデータファイルを PC で読み取れるように携帯型デジタル生体信号モニタ装置で FAT(File Allocation Table)を書き換え汎用 PC で認識できるようにする。これにより、計測後カードを PC のカードスロットに挿入しカード内容を参照するとデータファイルに計測データがあり、すぐさま解析できる(図中⑥)。また、メモリカードにカードの種類、計測プログラムを記憶させておくことにより、装置にカードを差し込むと即座にそのカードの種類を判別することができる。心電図計測用カード、血圧計測用カード、体動計測用カードというように、用途に応じたカードを用意しておけばカードを差し込むという行為のみで望んだ計測が実行できる。

- ①データファイルを作る
- ②データファイルに行動・心拍モニタソフトウェアを書き込む  
(行動・心拍モニタソフトウェア)
- ③CFカードに記録



- ⑥データファイルを既存ソフトで解析  
(データ変換ソフトウェア, 解析ソフトウェア)



- ④行動・心拍モニタソフトウェアを実行
- ⑤データファイルにデータを書き込む

※図内の番号は計測手順

図6. 携帯型モニタ装置の使用手順.

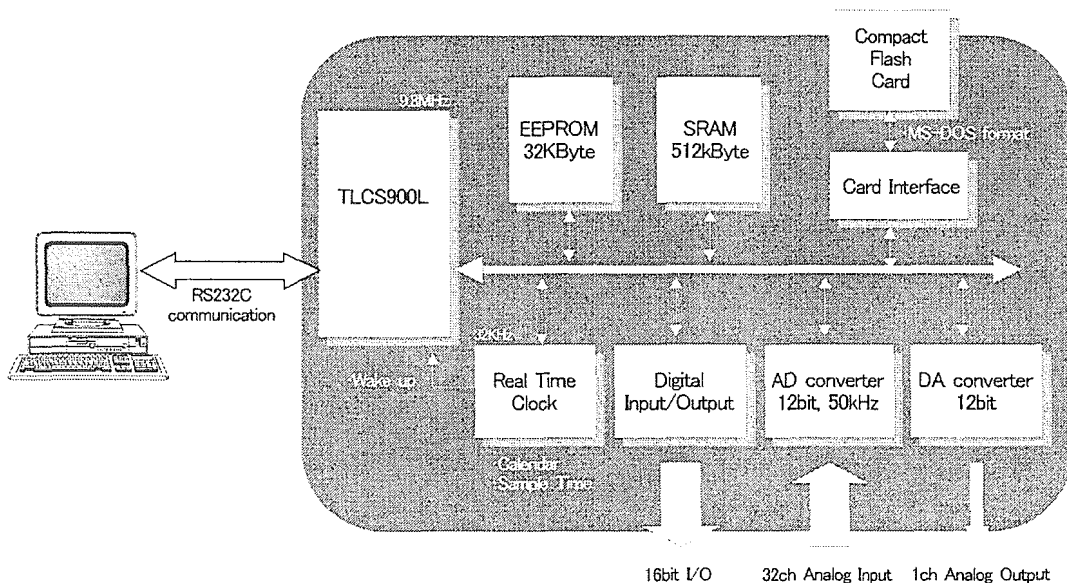


図5. 携帯型デジタル生体信号モニタ装置の概要.

## 2) 1軸関節運動の計測方法

ここでは、まず1自由度関節の関節運動の計測方法について述べる。2個の加速度センサを図7に示すように関節の両脇に装着する。このように装着することにより、肘関節が屈曲・伸展運動するとき、加速度センサ1は肘の関節軸を中心とした回転運動を行う。加速度センサ1を関節軸の近傍に装着することで、回転運動の回転半径は小さくなる。このことからこの回転運動によって加速度センサ1に生じる回転加速度と遠心加速度はほとんど生じないものとすることができる。また上肢全体が空間上のある任意点を中心として回転運動を行ったとき、2個の加速度センサを近づけることにより、それぞれの加速度センサに生じる回転加速度と遠心加速度は、ほぼ等しいものとすることができる。以上のことから上腕部に装着した加速度センサ1に生じる加速度 $a$ と前腕部に装着した加速度センサ2に生じる加速度 $a'$ は、先に述べたように等しいものとすることができる。そして関節角 $\theta$ は、それぞれの加速度センサに生じる加速度 $a$ 、 $a'$ のx, y成分から求めることができる。

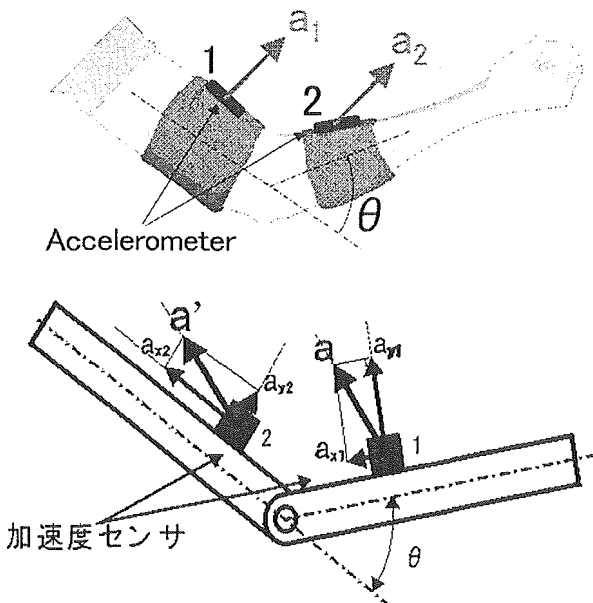


図7. 加速度センサの装着法.

加速度 $a$ のx, y成分を $(a_{x1}, a_{y1})$ 、加速度 $a'$ のx, y成分を $(a_{x2}, a_{y2})$ 、そして関節角度を $\theta$ とする。このとき加速度成分 $(a_{x1}, a_{y1})$ と $(a_{x2}, a_{y2})$ の関係は図を用いて図8のように表わすことができる。この関係は関節角 $\theta$ の回転行列を用いて(1)式のようにあらわすことができ、この(1)式を解くことにより、(2)式に示すように関節角 $\theta$ を求めることができる。

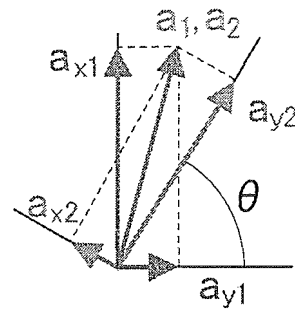


図8. 関節角度の検出原理.

$$\begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{a_{x2} \cdot a_{y1} - a_{x1} \cdot a_{y2}}{a_{x1} \cdot a_{x2} + a_{y1} \cdot a_{y2}} \right) \quad (2)$$

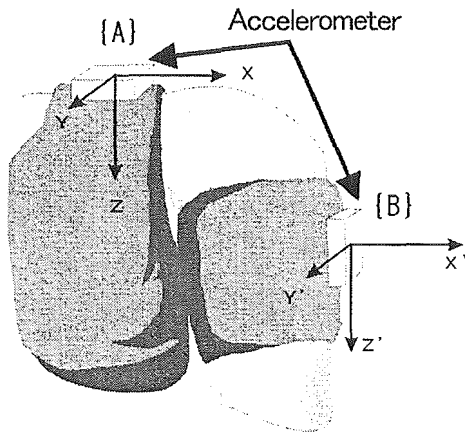
## 3) 3軸関節運動の計測

次に肩、股関節のような3軸関節の計測方法に就いて述べる。3軸関節においても、1軸関節の場合と同様、図9に示すように2個の加速度センサを関節の両脇かつ近傍に装着する。また加速度センサの軸の方向は図9a)に示すように、胴体の方に装着した加速度センサはZ軸が体幹の垂直軸に、Y軸が体幹の矢状軸に、X軸が体幹の水平軸と一致するように装着する。そして上腕の根元に装着した加速度センサは、自然立位姿勢の状態では装着した加速度センサのX, Y, Z軸が体幹に装着した加速度セン

サのX, Y, Z軸と一致するように装着する. ここで示す加速度センサの軸というのは, 加速度の計測可能方向を表わす.

図9a)に示すように体幹の方に装着した加速度センサのX, Y, Z軸を固定座標系{A}とし, 上腕部に装着した加速度センサのX, Y, Z軸を運動座標系{B}とする. このとき体幹に対する上腕の運動は, 体幹の固定座標系{A}と上腕の運動座標系{B}の位置関係によって表わされる. 運動座標系{B}と固定座標系{A}が一致した状態から, 図9b)に示すように最初, 固定座標系{A}のZ軸について $\phi$ , 次にY軸について $\theta$ , 最後にX軸について $\psi$ 回転させたものとして, 運動座標系{B}の位置を表現した.

a) Equipment of accelerometers



b) Angle of rotation

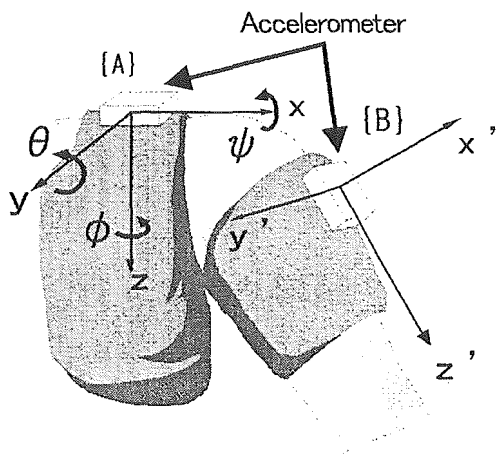


図9. 肩関節角度の検出法.

上に示すi), ii), iii)の回転移動を順に行ったときの回転変換行列 $R_{zyx}$ は(3)式のように表わすことができる.

$$R_{zyx} = R_x \cdot R_y \cdot R_z$$

$$= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

次に体幹に装着した加速度センサで計測される加速度のX, Y, Z成分を $(a_{x1}, a_{y1}, a_{z1})$ , 上腕部に装着した加速度センサで計測される加速度のX, Y, Z成分を $(a_{x2}, a_{y2}, a_{z2})$ とする. このとき, 1軸関節のときと同様, 2つの加速度センサに生じる加速度は等しいものとする. ことができるから, 加速度成分 $(a_{x1}, a_{y1}, a_{z1})$ と $(a_{x2}, a_{y2}, a_{z2})$ の関係は, 上で求めた回転変換行列 $R_{zyx}$ を用いて(4)式のように表わされる. (4)式から回転角 $\phi, \psi, \theta$ を加速度成分 $(a_{x1}, a_{y1}, a_{z1})$ と $(a_{x2}, a_{y2}, a_{z2})$ を用いた式で表わすことが出来れば, 回転角 $\phi, \psi, \theta$ を求めることができる. しかし(4)式は不定であるため(4)式から回転角 $\phi, \psi, \theta$ を求めることはできない.

$$\begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \\ a_{z1} \end{pmatrix} = R_{zyx} \begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \\ a_{z2} \end{pmatrix} \quad (4)$$

そこで本研究では, 肩関節の運動の特徴を利用することにより肩関節の動きを2自由度に限定し計測を行うことを考案した. すなわち上腕骨は関節のジョイント部で回転するが皮膚が関節の付け根でスライドすることはない. また三角筋上部は肩を形成する鎖骨と肩甲骨の肩甲骨棘の2つの部分へ多羽状に終端しているため, なおさら上腕骨の回旋の影響が現れにくい部分である. このことを利用し三角筋上部に加速度センサを装着することにより, 加速度センサは内外旋運動の影響は受けないものとした.

次に2自由度に限定した肩関節の運動の表し方である. なおここでは肩関節の運動を上腕部の運動座標系の軸まわりに回転させるオイラ一角による表現を用いた. このときに肩関節の運動は図10に示すように運動座標系のY軸まわりに $\theta$ 回転させ, 次にX軸まわりに $\phi$ 回転させたものとして表わした. このときの加速度センサ1と加速度センサ2の位置関係は(5)式のように示される. (5)式を解くことにより,  $\theta$ ,  $\phi$ は(6), (7)式に示すように求められる. 肩関節近傍においては, 内外旋運動の影響は無視できたが, 図10の加速度センサ2と加速度センサ3の間には内外旋運動の影響が現れる. このときの加速度センサ3の加速度センサ2に対する回旋角 $\alpha$ は, それぞれの加速度センサで計測されるX,Y軸方向成分を用いて(8)式のように表される. また肘関節の関節角度は3章でしたように加速度センサ3, 4のY,Z方向成分から(9)式のように示される. 図10に示すように上肢に装着した4個の加速度センサの出力から $\theta$ ,  $\phi$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ を求めることにより上肢の運動を計測することができる.

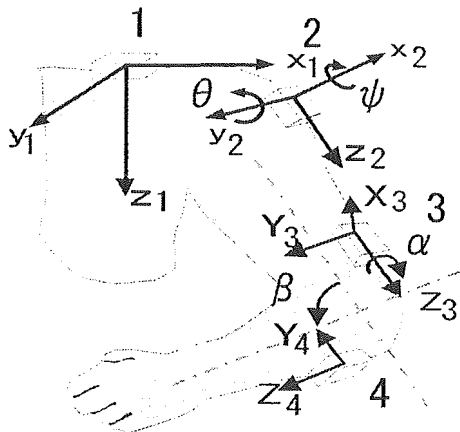


図10. 上肢運動の計測方法.

$$\begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \\ a_{z1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi \\ 0 & \sin\phi & \cos\phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \\ a_{z2} \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c\theta & -s\psi s\theta & s\theta c\psi \\ 0 & c\psi & s\psi \\ -s\theta & -s\psi c\theta & c\psi c\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$\tan\psi = \frac{y_1 \cdot z_2 - y_2 \sqrt{y_2^2 + z_2^2 - y_1^2}}{y_1 \cdot y_2 + z_2 \sqrt{y_2^2 + z_2^2 - y_1^2}} \quad (6)$$

$$\tan\theta = \frac{-x_2 \cdot z_1 + x_1 \sqrt{x_1^2 + z_1^2 - x_2^2}}{x_2 \cdot x_1 + z_1 \sqrt{x_1^2 + z_1^2 - x_2^2}} \quad (7)$$

$$\tan\alpha = \frac{x_3 \cdot y_2 - x_2 \cdot y_3}{x_2 \cdot x_3 + y_2 \cdot y_3} \quad (8)$$

$$\tan\beta = \frac{y_3 \cdot z_4 - z_3 \cdot y_4}{y_3 \cdot y_4 + z_3 \cdot z_4} \quad (9)$$

#### 4) 全身運動計測

この計測方法を体幹および下肢の計測へ応用することにより, 全身運動の計測を試みた. 下肢運動の計測は図11左に示すように4個の加速度センサを装着する. 加速度センサ1, 2から股関節の運動を計測する. 股関節は肩関節と同様, 3自由度を持つ関節であるが, 股関節の関節近傍に装着することにより大腿部の股関節の根元に装着した加速度センサ2は股関節の内外旋運動の影響はほとんど受けないものとして計測を行った. そして大腿部にねじれとして生じる股関節の内外旋角については加速度センサ2, 3のX,Z軸方向成分から求めた. 膝関節は肘関節と同様, 1自由度を持つ関節であるので加速度センサ3, 4のY,Z軸方向の出力から膝関節の屈曲・伸展運動を計測することができる.

次に体幹の計測について説明する. 図11右に示すように3個の加速度センサを背骨に沿って装着した. 体幹のねじれも個々の加速度センサの距離が短くなっていることから, 隣り合う加速度センサに対して回旋運動の影響はほとん

ど生じないものとして計測を行った。

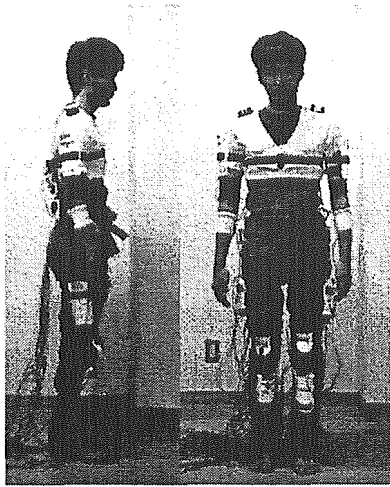


図11. 全身運動計測のためのセンサの装着.

実際に被験者に加速度センサを装着したときの外観を図11に示す. 以上に示す計測方法を用いてさまざまな動作の計測を行いスティックピクチャに表した. このとき実際の動作とスティックピクチャの比較を行うため, 計測と同時にビデオカメラで撮影を行いビデオカメラの映像とスティックピクチャ1つの画面に表した. このとき使用した実験装置に概要を図13に示す. ビデオカメラで撮影した映像は TV へそのまま映し出す, また加速度センサの出力は A/D コンバータを介して PC に取り込まれリアルタイムに角度を算出しスティックピクチャに表す. PC から出る RGB 信号は TV-converter により NTSC 信号に変換され TV に映し出される. このときの実験結果を図14に示す. スティックピクチャは腰部を固定し, 体幹, 上肢, 下肢を表現した. ビデオカメラから得られた映像との比較を容易にするためには, 接地している部分を基点として表すべきであるが, 本計測方法では接地している部分の判断が困難であるため, このような描画を行った.

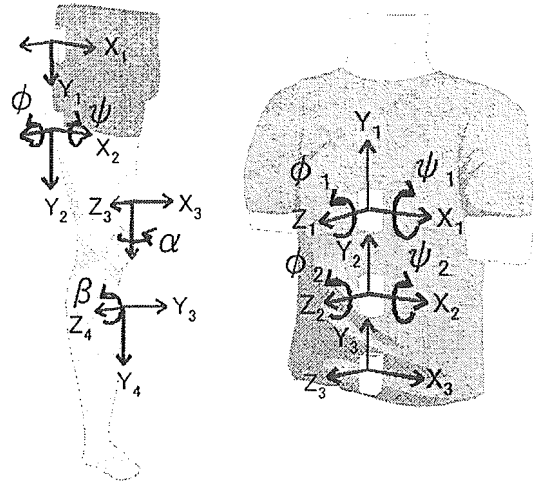


図12. 下肢, 体幹運動の計測方法.

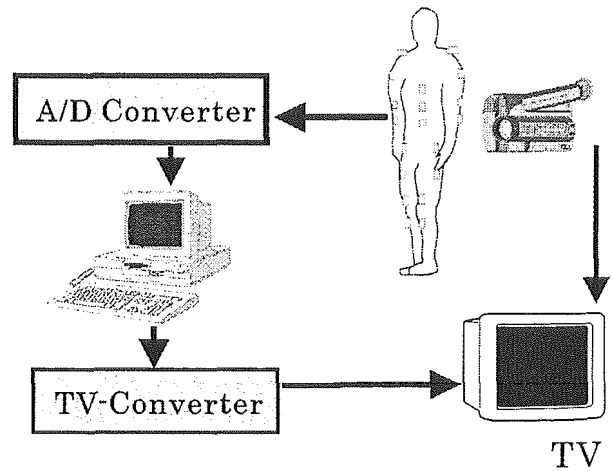


図13. 全身運動モニタ方法の検証システム.

### 5) 下肢運動の計測

先に記したように, 本研究では加速度センサの関節近傍装着方式による歩行運動計測方法を検討している. ここでは1自由度の関節の関節近傍装着方式による関節角度計測の原理, 歩行, 階段昇降, 椅子の立ち座りにおける股関節, 膝関節, 足関節の各関節の屈曲, 伸展角度の計測方法と, 結果, 股関節運動計測データからの歩行速度推定方法ならびに結果について記す.

なお, 歩行速度は, 高齢者のリハビリテーションにおいて, 活動量を示す指標として必要とされている. しかし, 歩数計を用いた歩行速度の計測方法では, 高齢者に多く見られる摺り足

歩行の速度の計測は困難である。そのため、これまでにゴニオメータを用いて股関節の関節角度を計測する方法が紹介されている。

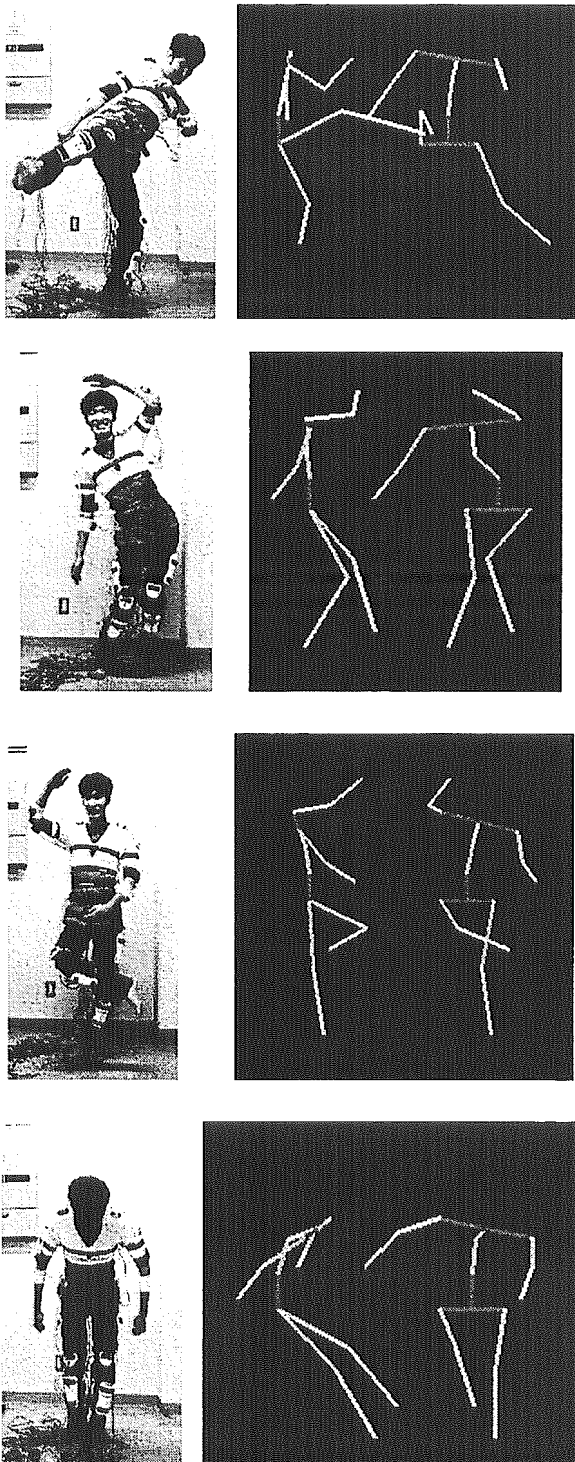


図14. 全身運動の計測例。

さて、下肢運動の計測に際しては、図12に示すように、股関節の胴体側に装着する加速度センサはベルトの上に取り付けそのベルトを骨盤の上で固定する。また、大腿側の加速度センサはサッカー選手が用いる脛当を流用した加速度計固定板に取り付け、ストッキング止めで大腿部に固定する。膝関節と足関節の加速度センサは、サッカー選手が用いるアキレス腱保護具を流用した加速度計固定板に取り付け同様に固定する。

本研究では日常生活における下肢の代表的な運動として、1)椅子での立ち座り動作(以下、椅子動作と呼ぶ)、2)水平歩行動作(以下、水平歩行と呼ぶ)、3)階段歩行動作(以下、階段歩行と呼ぶ)の3つの動作をとりあげた。椅子動作を行った椅子は高さ45cm、奥行き45cmである。30秒間で2回立ち座りを行った。水平歩行では、水平な床の上を3m、6秒間歩いた。階段歩行では、高さ18cm、奥行き29cmの階段を40秒間で8段昇り8段降りる動作を行った。被験者は運動機能に問題のない23歳の男子学生である。

股関節は、滑膜性の球関節で、寛骨のカップ状の寛骨臼に入った球状の大腿骨頭の関節からなり、屈伸、内外転、内外旋の運動が可能である。また膝関節は、大腿骨と脛骨、膝蓋骨からなり、大腿骨顆部と脛骨顆部の間で屈曲運動が行われる。屈伸の回転軸は一つではなく顆部の高さで釣針状に移動する。最大伸展の前15度ぐらいから下腿は僅かに外旋し、逆に屈曲のはじめには内旋する。また、大腿骨と脛骨の中心軸は裂隙の高さで交差し5~10度の外反角度を持っている。足関節は距骨の間に挟んだ2つの関節からなり、下腿骨と距骨で構成される距腿関節は脛骨の下端部の高さで距骨のほぼ中央を通る回転軸の周りで足部の背底屈を行う。踵骨と距骨で構成される距踵



関節では、斜め上に向かう回転軸の周りで足部の内反と外反を可能にしている。

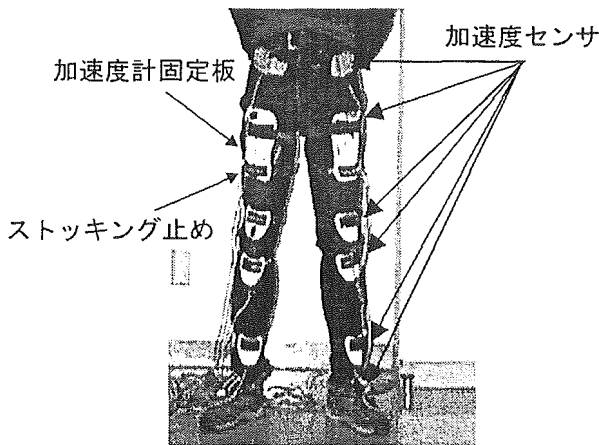


図15. 加速度センサの装着風景.

このように、これら3つの関節は、本来は1軸関節ではないが、本研究では日常生活における大まかな動作のモニタリングを目的とするため、上で挙げた3種類の動作を計測する上では、これらの関節はすべて横軸周りの1軸関節と見なすものとし、上で示した計測原理を用いて股関節の屈曲伸展角、膝関節の屈曲伸展角、足関節の背屈底屈角を計測する。

加速度センサは図15のように股関節、膝関節、足関節の両脇にそれぞれ装着し。加速度センサからの出力信号は A/D 変換機を通し 100Hz のサンプリングでノート型パーソナルコンピュータに記録した加速度センサの装着位置と加速度センサの軸の方向は図16に示した通りである。足関節についてはセンサ1とセンサ2の出力から背屈底屈角  $\psi$  を計測する。膝関節についてはセンサ3とセンサ4の出力から膝の屈曲伸展角  $\phi$  を計測する。また、股関節についてはセンサ5とセンサ6の出力から股関節の屈曲伸展角  $\theta$  を計測する。関節角  $\theta$ 、 $\phi$ 、 $\psi$  は図16に示す。先に述べた計測原理より関節角はそれぞれ以下の10, 11, 12)式を用いて求めた。

$$\begin{pmatrix} y_2 \\ x_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\psi & -\sin\psi \\ \sin\psi & \cos\psi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1 \\ x_1 \end{pmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{pmatrix} y_4 \\ x_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\phi & -\sin\phi \\ \sin\phi & \cos\phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_3 \\ x_3 \end{pmatrix} \quad (11)$$

$$\begin{pmatrix} y_6 \\ x_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_5 \\ x_5 \end{pmatrix} \quad (12)$$

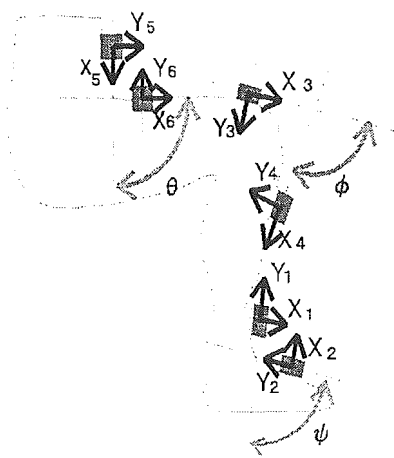


図16. 加速度センサの設置方法.

図17, 18, 19は、それぞれ椅子動作、水平歩行、階段昇降の動きを計測、再現したスティックピクチャである。ところで、ヒトの歩行の一般的な特徴として、骨盤は、体重が一方の下肢から他方の下肢へ移るとそれに伴って体重支持側へ移動する。この移動は水平面で正弦波を描く。右側の下肢を踏み出すとき左側の下肢は後ろに残り、間にある骨盤はねじられる。このとき骨盤は水平面において身体を中心軸周りに約4度外旋し、つづいて約4度内旋するとされている。また、右側の下肢が両脚支持

期を除く立脚層にあるとき、左側の下肢は遊脚相にあつて身体を支えていない。その結果、骨盤は前額面内で支持脚の股関節を中心とした回転運動を行う。今回行ったスティックピクチャの動作の再現ではこういった骨盤の回転運動や移動はほとんどないものとし、両足の股関節は一点で表した。椅子動作では足を床に固定した状態で再現しており、水平歩行と階段歩行では胴体を垂直に固定した状態で再現している。スティックピクチャにおける大腿、下腿、足の長さの比は、被験者のそれと等しくしている。加速度センサは被験者の脚の前側に装着しているため、スティックピクチャの動きは被験者の下肢の前側の動きを表している。

次に、階段昇降運動の計測結果から実際の階段の復元を試みた。今回の階段昇降運動の計測では、腰の縦軸周りの回転や股関節を中心とした前額面内での回転運動はほとんどないものと考えた。そのため、股関節の胴体側に装着する加速度センサは腹部に1つのみとし両足の股関節の屈曲伸展角を求める上で共通の加速度を用いた。階段昇降の計測結果より、両足支持期において片方の脚が足底接地での両足のつま先位置を求め、その水平距離と垂直距離の平均を階段の奥行きおよび高さとした。

図20に計測結果から再現した階段と階段昇降運動を再現したスティックピクチャと実際に運動を行った階段の概略図を示す。このように、下肢関節運動の計測結果から階段を復元することができた。復元した階段が実際の階段より多少小さくなっているのは、両足のつま先間の距離を計算する上で腰の縦軸周りの回転を無視しているためと考えられる。

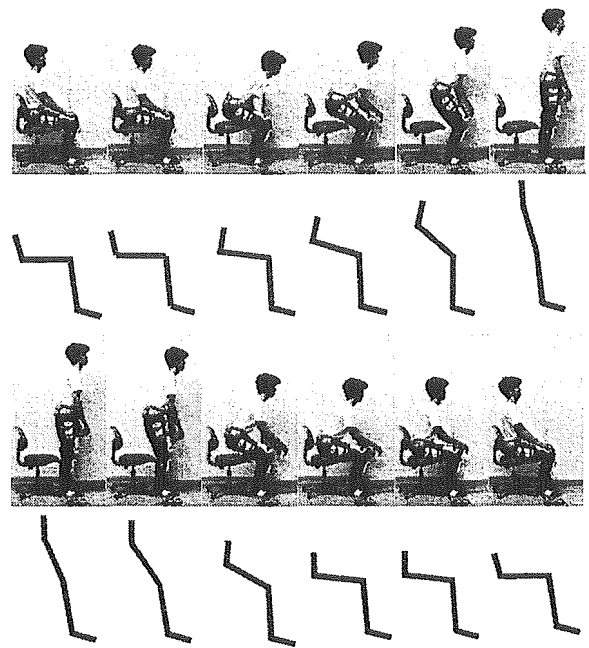


図17. 椅子動作での画像とスティックピクチャ.

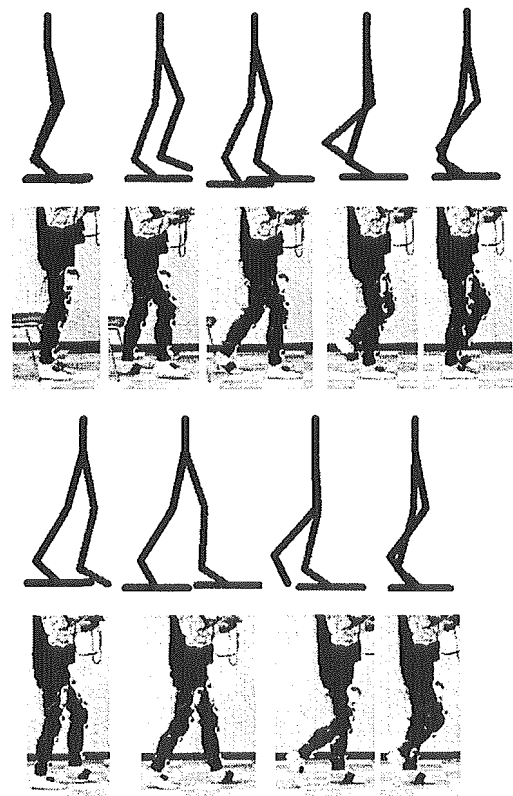
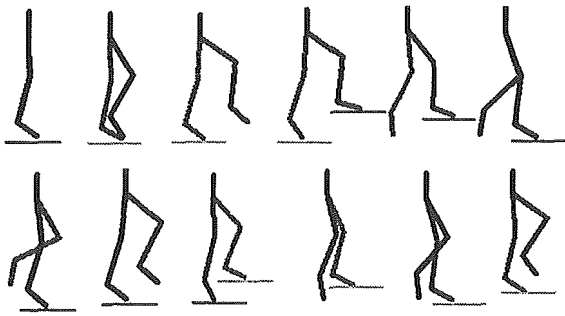


図18. 水平歩行での画像とスティックピクチャ.

a) 階段上り



b) 階段降り

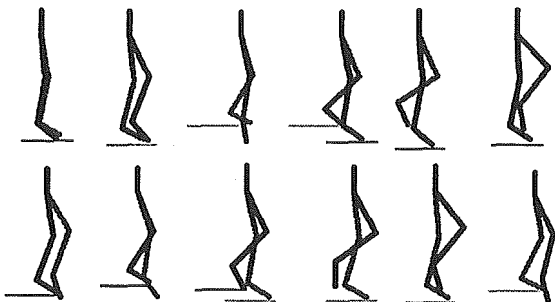


図19. 階段昇降でのスティックピクチャ.

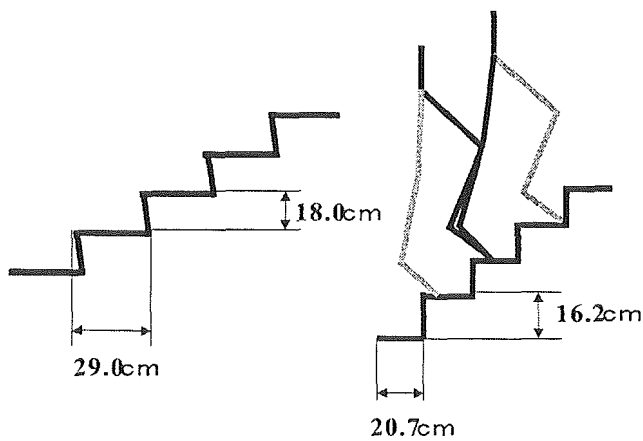


図20. 実際の階段の概略図と復元した階段.

6) 歩行速度の計測方法と結果

歩行速度の計測では、図21に示したように加速度センサを股関節の両脇かつ近傍に装着することにより関節角度を計測した。

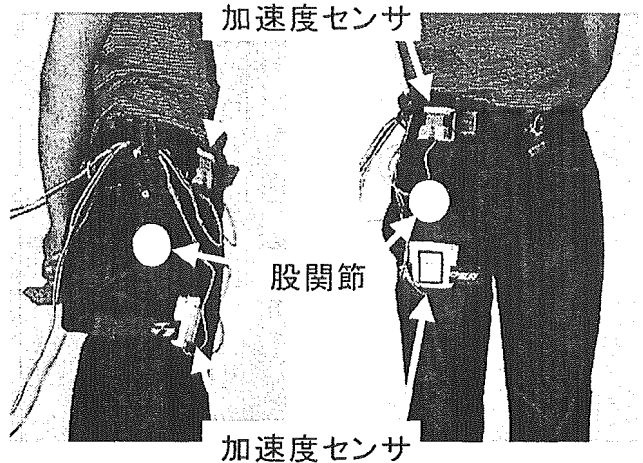


図21. 加速度センサの関節近傍装着風景.

ところで、健常成人の歩行運動を考えたときに、例えば左足が地面を離れて再び地面に接地するまでの間は、左足股関節では屈曲運動が行なわれる。その際、右足では左足の屈曲運動とほぼ同じ角度範囲で伸展運動が行われていると考えられる。そのため、本研究においては左足が屈曲運動を行なっているときは右足が伸展運動をしている行為と考えることにより、図22に示すように、右足股関節のみの動きから歩行時の移動距離を算出した。

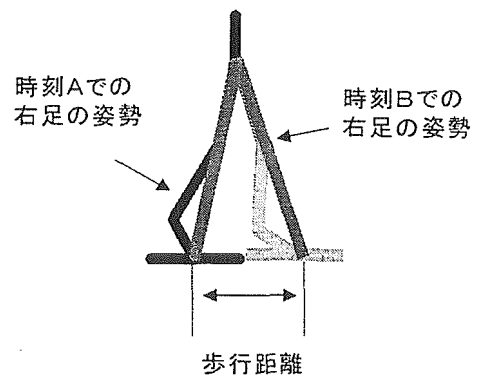


図22. コンパス歩行への近似方法.

歩行速度推定方法を示す。まず、1) 歩行時における股関節角度の変化データから、図22に示すコンパス歩行を仮定し、歩行距離を算

出する。この場合、股関節角度は遊脚期、立脚期で屈曲、伸展を繰り返すが、計測対象である右脚の伸展角度は反対側の屈曲角度に等しいと仮定し、歩行距離を算出した。すなわち、歩行距離の算出に際しては、まず股関節角度の絶対値を求め、余弦定理から歩行距離を算出した。そして次に、2)得られた歩行距離から微分操作を行うことによって、歩行速度を算出する。

ところで、加速度センサの出力より計測した関節角度の値は歩行時の下肢に生じる衝撃や加速度センサを体表面上に装着することによるぶれが生じる。このぶれは上記1)の歩行距離の算出過程において積分操作が入るので、一種のローパスフィルタ効果でぶれは見た目上、消失する。しかし上記2)の微分操作で、再度ぶれが発生し、歩行速度に大きなぶれとして影響を与える。そこで2)の歩行速度算出操作の前に、歩行距離データに対して移動平均を施し、このようなぶれを消すことを考えた。以上の歩行速度推定実験に際して、1~6mの6種類の距離の計測を被験者2名に対して行なった。

結果の1例を図23, 24, 25に示す。図は被験者が約4.5mの直線歩行路を通常スピードで歩行した場合の結果であり、図23は股関節に対して加速度センサの関節近傍装着方式によって計測した股関節角度の時間変化を示したものである。図に示されるように、着地時の衝撃など、股関節角度には望ましくないぶれが生じている。

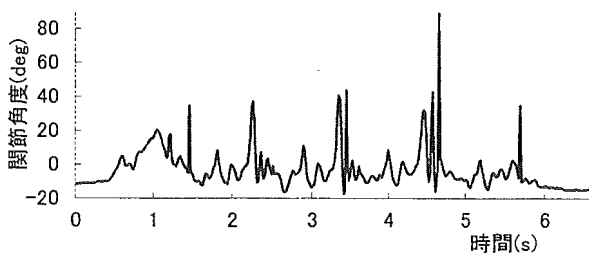


図23. 股関節角度の時間変換データ。

図24は以上の股関節角度の時間変化データに対して、絶対値操作を行い、更にコンパス歩行を仮定して、余弦定理から歩行距離を推定したものである。なお、歩行距離の算出に際しては被検者の脚長などのパラメータが必要である。さて、結果であるが、図に示されるように、股関節角度の時間変化データに見られたぶれは積分操作によって消失していることが分かる。更に、波形は階段上であり、被検者の一步、一步を同定することができる。なお、先に記したように、この移動距離データから歩行速度をそのまま算出すると、ぶれが再現するため、この移動データに移動平均を施した。その結果が、図中の破線データである。

更に図25に、推定移動距離を求める場合に必要な被検者の脚長などのパラメータを推定するため、実際の距離と推定距離との関係を求めた結果を図26に示す。この図に示されるように、実際の移動距離に対して計測によって求められた移動距離は短くなっていることが分かる。これは、膝関節の屈曲運動、もしくは腰部の回旋運動の影響などが原因であると考えられる。そこで本研究では計測値の関係を実際の距離へと補正するために、各距離での計測値からゼロ点を通る近似式を求め、この近似式から得られた比例定数を用いて計測値の補正した。

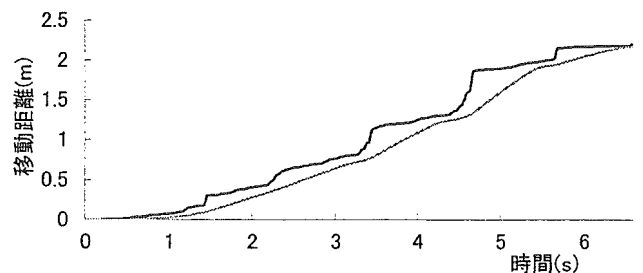


図24. 移動距離の推定結果。