

ヒューマンフレンドリーロボットの 要素技術研究とシステム開発

河田耕一* 井上喜雄* 王 碩玉* 芝田京子*

* 高知工科大学工学部

〒 782-8502 高知県香美郡土佐山田町宮ノ口 185

E-mail : *kawata.koichi@kochi-tech.ac.jp, inoue.yoshio@kochi-tech.ac.jp,
wang.shuoyu@kochi-tech.ac.jp, shibata.kyoko@kochi-tech.ac.jp

要約：人間と共存し、人間を支援するロボットは、産業用ロボットで求められていた高速化・高精度化のための要素技術以外に人間という容易に理解できないものがシステムのなかに入ってくるため、産業用ロボットには必要でなかった人間とのかかわりに関する新たな要素技術が必要になる。ここでは、それらの要素技術のなかから、ロボットから人間に力を及ぼすアクチュエータ技術としてマイクロ手術器具、人間の運動や力のセンシング技術としてウェアラブルな床反力計測システム、ロボットの知能化関連技術として距離型図形推論法、ロボットが人間に及ぼす効果を評する技術としてのバイオメカニズム分野の要素技術として、マルチボディシステムを用いた筋骨格系のシミュレーション技術について示し、総合技術であるシステム開発としては、全方向移動型歩行訓練機の開発について、今年度の成果を中心にその概要を示している。

Abstract : Concerning conventional industrial robot, it is very important to attain high speed and high accuracy. However, concerning research on human friendly robot, we have to develop new fundamental technology because interaction between robot and human being is very important. In this paper, research activity on microsurgery tools manufactured by electrodischarge machining, wearable estimation system of floor reaction force and joint moment of walking patient by using planter pressure sensors, distance-type diagrammatic reasoning method for artificial intelligence and dynamic multi-body simulation method for human dynamics focusing vertebral column curvature are demonstrated as fundamental technology of human friendly robot. Furthermore, experimental study on newly developed omni-directional mobile walker as an integrated human friendly robot is presented.

1. まえがき

高知県は、全国的にも高齢化が進んでいる県であり、著者らは、開学以来、高知大学医学部などの医療機関と連携し、医療・福祉・健康増進などに寄与できる、人間と共存し、人間を支援するロボット（ヒューマンフレンドリーロボット）に関する研究を進めてきている。ロボットは、多くの要素技術からなる総合技術であることから、研究の進め方としては、個々の要素技術に関する研究を深めつつ、必要に応じて、要素技術を連携させ、より総合化した技術の開発を推進している。人間を支援するロボットは、産業用ロボットで求められていた高速化・高精度化のための要素技術以外に人間という容易に理解できないものがシステムのなかに入ってくるため、産業用ロボットには必要でなかった人間とのかかわりに関する新たな要素技術が必要になる。要素技術としては、運動、制御、センシング、認識、知能化、アクチュエータ、バイオメカニズム、感性評価など多くのものが含まれるが、ここでは、それらの要素技術のなかから、ロボットから人間に力を及ぼすアクチュエータ技術としてマイクロ手術器具、人間の運動や力のセンシング技術としてウェアラブルな床反力計測システム、ロボットの知能化関連技術として距離型図形推論法、ロボットが人間に及ぼす効果を評価するバイオメカニズム関連の要素技術として、人体モデルを用いた筋骨格系のシミュレーションについて示し、最後に、総合技術であるシステムの開発としては、全方向移動型歩行訓練機について示す。

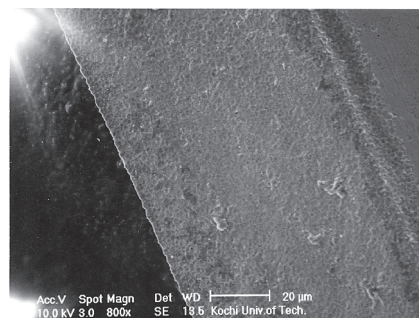
2. マイクロ手術器具 (1), (2)

人間とそれを支援するシステムの相互作用を考える上で重要なものの一つに、ロボットが人間に直接力を加える場合のアクチュエータがある。医療分野では、手術ロボットに関する研究が盛んになってきているが、そのなかでも直接人間に力を加える部分の役割は非常に重要であ

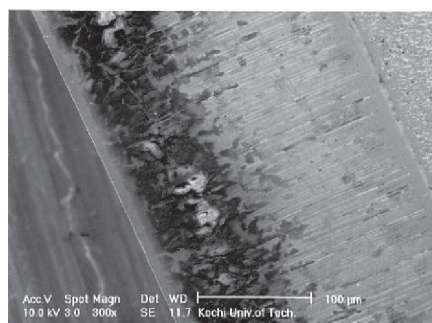
ると考えられる。

最近、内視鏡、腹腔鏡などを用いた低侵襲手術の適用が進んでいる。しかし現在ではまだ柔軟な薄壁細管内への適用は困難である。そのため、微細放電加工技術を用いて製作するマイクロ手術器具に関して研究を行っている⁽¹⁾⁽²⁾。

手術器具では刃の形成が必要になるが、微細で複雑な刃先は、通常用いられる研削、ポリシングなどの方法で製作することは困難である。そのため、一般の放電加工に比べて1-2桁小さい放電エネルギーを使用する微細放電加工により刃先を形成することを試みた。加工対象物の板材を、回転する電極に対して傾斜させて設置し、斜めになったスリットを加工して、そのエッジを刃先として用いることとした。



(a) 微細放電加工による刃先



(b) 市販かみそりの刃先

図 2.1 微細放電加工によって作成したマイクロナイフ

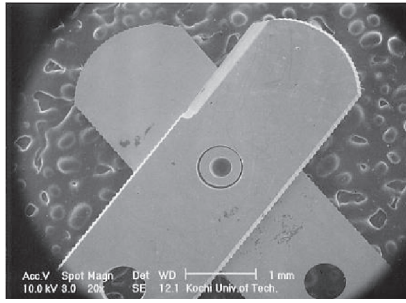


図 2.2 マイクロはさみ (刃の長さ: 1.5mm)

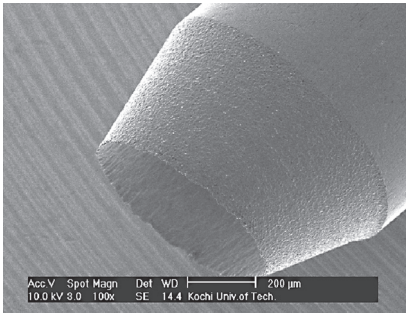


図 2.3 マイクロリングカッター (外径: 0.88mm)

純チタン材を用いて製作したマイクロナイフの刃先を、市販のかみそりと比較して図 2.1 に示す。エッジの粗さ (凹凸の最大値) は $1 \mu\text{m}$ 以下であり、良好な刃先の得られることがわかる。

図 2.2 はこのようにして作成した刃を 2 枚組み合わせ、同じく微細放電加工によって製作したピンによって結合して製作したマイクロはさみである。刃の長さは 1.5mm であり、毛髪、洋紙などを鋭利に切断することができた。

心臓ペースメーカーのリードは血管内に挿入されて用いられるが、随時取り出して組織などの付着を防止する必要がある。通常剥去は重錘や弾性力を用い時間をかけて行われるが、付着が進行して困難な場合がある。レーザを用いて血管内で切除する方法もあるが、器具の取り扱い、切除可能な組織の制限などで問題がある。図 2.3 は直径 0.88mm のステンレス管先端に微細放電加工によって形成したリング状のカッターを示す。このカッターをリードに挿入し、移動することで付着物を切除する。付着物を模してリード上に塗布したシリコン樹脂を鋭利に切除することがわかった。現在血管やリードを保護す

る機構を検討している。

また、尿管は直径 3mm 程度の薄壁であるため、内部に腫瘍が発生した場合、その切除は困難になっている。2 個のパイプを組み合わせたカッターで腫瘍を補足し、切除する器具について検討を行っている。

以上の研究は高知大学医学部と共同で実施した。尿管内腫瘍に用いるカッターについては内視鏡医学研究振興財団の援助を受けたことに対して感謝の意を表す。

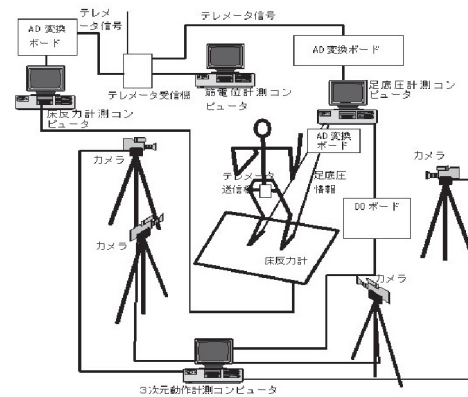


図 3.1 従来関節モーメント推定システム

3. ウエアラブルな床反力・関節モーメント推定システム⁽³⁾⁻⁽⁵⁾

人間との相互作用を考慮してロボットを制御する場合、あるいは、人間を支援した結果を評価するためには、人間の運動や力をコンパクトなシステムで計測することが必要となる。筆者らは、ウェアラブルなセンサの開発を進めており、ここでは、履物に内蔵した圧力センサと信号処理を用いて歩行中の床反力を推定するシステムについて示す。

3.1 関節モーメントの推定法の現状

歩行中の被験者の関節モーメントを推定することは、リハビリテーション分野などでは、非常に重要な情報につながるものと位置づけられ、この分野の研究に広く用いられている。関節モーメントを推定する方法としては、図 3.1

に示すような、複数の CCD カメラを用いた 3 次元動作解析装置と据え置き型の床反力計を組み合わせて、力の釣り合いから逆動力学を用いて推定する方法が広く用いられている。しかし、床反力計や 3 次元動作解析装置は、一般的に据え置き型であるため使用場所や歩数が制限され、また、高価なシステムであることから、研究用など限られた状況で使用されているのが現状であり、リハビリテーションの現場で常時使用するには至っていない。

そこで、筆者らは、リハビリテーションの現場でも常時使用可能であり、トレーニングなどにも応用可能な計測システムとして、歩行者の履物に内蔵されたセンサを用いて、簡便に場所の制約なしで足関節モーメントを計測する方法について研究を行っている。

3.2 ウェアラブルなシステム

図 3.2 に示すような履物に図 3.3 のように複数の圧力センサを内蔵し、それらの出力を重回帰分析により同定したパラメータを用いて信号処理することにより、床反力および足関節モーメントを推定する方法を提案している。履物には、スポンジ製のインソールとプラスチック板の間に小型の圧力センを片足に 6 個埋め込み、床反力の鉛直方向分力が、次式のように

$$F_z = \sum_{i=1}^n A_i p_i$$

圧力センサの出力 P_i に係数 A_i を乗じたものの和、すなわち圧力の 1 次結合で表現できると仮定し、その係数を重回帰分析法を用いて求めている。

パラメータ A_i の同定は、以下に示す手順で行う。被験者は、図 3.4 のようにセンサ内蔵の履物を装着し、片足を床反力計の任意の位置の上に乗せ、足底の位置は動かさずに体重心を自由に变化させ、その時の床反力計の鉛直分力と圧力センサ出力の時刻歴波形を同時にコンピュータに取り込む。次に、床反力計の鉛直方向成分

を従属変数 F_z 、圧力センサの出力を独立変数 P_i として重回帰分析により係数 A_i の値を同定する。



図 3.2 圧力センサを内蔵した履物

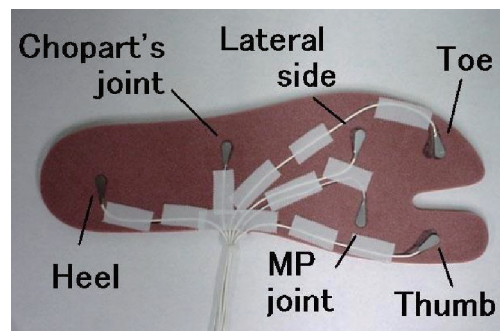


図 3.3 圧力センサの配置

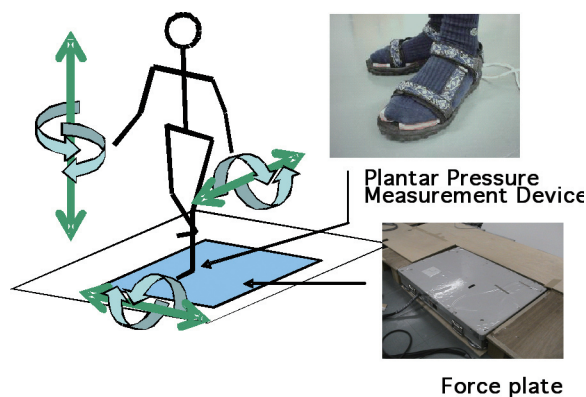


図 3.4 パラメータ同定実験

その時の、床反力計による鉛直床反力と提案する方法で推定した結果を図 3.5 に示す。図より両者は非常に良く一致し、提案する手法による推定が妥当であることがわかる。

次に、その履物を履いて歩行時の鉛直床反力と足関節モーメントを推定した。図 3.6 に提案

する手法による足関節モーメントと従来法で推定した結果を示す。図より両者はよく一致しており、提案する推定方法により歩行中の足関節モーメントを推定することが可能であることがわかった。⁽³⁾

以上は、鉛直床反力と足関節モーメントの推定について示したが、3方向の床反力とモーメントの推定についても、ある程度の精度で推定できる見通しが得られている。^{(4),(5)}

なお、本研究は科学研究費補助金基盤研究C、⁽²⁾RSP事業などの補助などを受けて実施した。

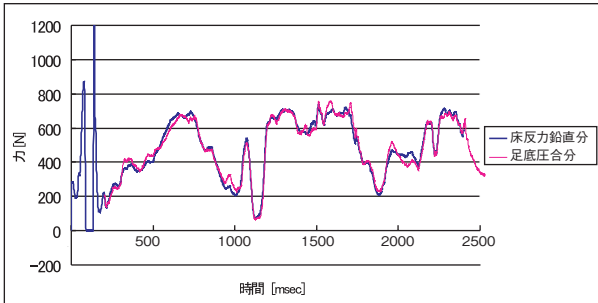


図 3.5 鉛直床反力

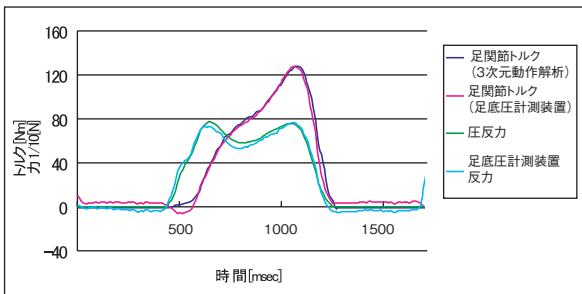


図 3.6 歩行中の鉛直床反力と足関節モーメント

4. 距離型図形推論法^{(6),(7)}

産業用ロボットの場合には、動作の内容が決まっており、計画された動作を忠実に行えばよい場合が多い。しかし、人間と共存し、人間を支援するロボットの場合には、不確定な要素を多く持つ人間との相互作用を考慮しなければならない場合が多く、それらに対応してロボットの動作を決めるためには、知能化技術は非常に

重要な要素技術として位置づけられる。筆者らは、知能化技術として、距離型ファジー推論法のアルゴリズムに関する研究および人間を支援するシステムへの応用に関する一連の研究を進めている。ここでは、今年度開発した距離型図形推論法を取り上げる。

人間は、推論を行うことにより問題を解決する場合が多く、推論するには知識が要る。知識の表現形式は多種多様であるが、図形による知識表現は推論によく使われている。これは、脳内の知識表現において、視覚的な図形情報は形象的でかつ情報量が多いので、記号情報だけでなく図形情報も非常に重要だからである。より人間らしい推論を実現するために、図形情報を利用した推論法に関する研究の重要性が、人工知能や言語学分野でも指摘されているが、有効な推論アルゴリズムの開発が期待されている。以下では図形間の距離情報を利用した距離型図形推論法を説明する。

4.1 距離型図形推論法の推論アルゴリズム

ここでは、次に示すような前件部1後件部の個の推論ルールを考える。

$$R^i: x_1 = C^{i1}, x_2 = C^{i2}, \dots, x_m = C^{im} \Rightarrow y = D^i$$

$$\text{事実: } x_1 = C^1, x_2 = C^2, \dots, x_m = C^m$$

$$\text{結論: } y = D$$

ただし、 $i=1, 2, \dots, n$ 、 $j=1, 2, \dots, m$ 。前件部 C^{ij} 、後件部 D^j 、事実 C^j 、結論 D は図形集合であり、各自の特性パラメータで表現すると、次のようになる。

$$C^{ij} = (p_{C^{ij}}^1, p_{C^{ij}}^2, \dots, p_{C^{ij}}^{n_{C^j}})$$

$$D^j = (p_{D^j}^1, p_{D^j}^2, \dots, p_{D^j}^{n_D})$$

$$C^j = (p_{C^j}^1, p_{C^j}^2, \dots, p_{C^j}^{n_{C^j}})$$

$$D = (p_D^1, p_D^2, \dots, p_D^{n_D})$$

もし、を次元の特徴空間における図形集合の全体を、を次元の特徴空間における図形集合の全体を表すとすれば、前件部図形集合と事実図

形集合および後件部図形集合と結論図形集合は、次のように表せる。

$$\begin{aligned} C^j, C^{ij} &\in F_{C^j} \{p^1, p^2, \dots, p^{n_{C^j}}, R^{n_{C^j}}\} \\ D^i, D &\in F_D \{p^1, p^2, \dots, p^{n_D}, R^{n_D}\} \\ i &= 1, 2, \dots, n, \quad j = 1, 2, \dots, m. \end{aligned}$$

以上のことから距離型図形推論法は次の3つのSTEPから構成できる。

STEP 1：特徴空間 $R^{n_{C^j}}$ において、 j 番目の事実変数の図形集合 C^j と、 i 番目のルール中の j 番目の前件部変数の図形集合 C^{ij} との距離 $d(C^{ij}, C^j)$ を計算する。ただし、 $P > 0$ とする。

$$d(C^{ij}, C^j) = \left[\sum_{q=1}^{n_{C^j}} \left| p_{C^{ij}}^q - p_{C^j}^q \right|^p \right]^{\frac{1}{p}}$$

STEP 2：事実と各ルールの距離を計算する。

$$d_k = \frac{\prod_{i=1, i \neq k}^n \sum_{j=1}^m d(C^{ij}, C^j)}{\sum_{s=1}^n \prod_{i=1, i \neq s}^n \sum_{j=1}^m d(C^{ij}, C^j)}$$

ただし、 $k=1, 2, \dots, n$

STEP 3：推論結果の図形集合を次式で求める。

$$\begin{aligned} D &= [PH]^T \\ \text{ただし、} H &= (d_1, d_2, \dots, d_n)^T \\ P &= \begin{pmatrix} p_{D^1}^1 & p_{D^2}^1 & \dots & p_{D^n}^1 \\ p_{D^1}^2 & p_{D^2}^2 & \dots & p_{D^n}^2 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ p_{D^1}^{n_D} & p_{D^2}^{n_D} & \dots & p_{D^n}^{n_D} \end{pmatrix} \\ i &= 1, 2, \dots, n, \quad T: \text{転置} \end{aligned}$$

ただし、 $H=(d_1, \dots, d_2, d_n)^t$

4.2 距離型図形推論法の特徴

距離型図形推論では、合成定理を使う必要がなくなるので、計算量が低減されることが分かる。

以下では距離型図形推論の特徴をまとめる。定理1～定理3は、一般の空間図形にすべて適用できる距離型図形推論法の特徴である。定理4と定理5は距離型図形推論法がファジィ集合に適用される場合、得られる特徴である。⁽⁶⁾

定理1：本図形推論法による推論結果の図形集合 D を表わす特性パラメータは有界である。具体的には、 $\forall q \in \{1, 2, \dots, n_D\}$ に対して

$$\begin{aligned} p_{q \min} &:= \min \{p_{D^1}^q, p_{D^2}^q, \dots, p_{D^n}^q\} \\ p_{q \max} &:= \max \{p_{D^1}^q, p_{D^2}^q, \dots, p_{D^n}^q\} \end{aligned}$$

とすれば、次式が成立する。

$$p_{q \min} \leq p_D^q \leq p_{q \max}$$

定理2：もし、 $\exists k \in \{1, 2, \dots, n\}$, $\forall j \in \{1, 2, \dots, m\}$ に対して $C^j = C^{kj}$ であれば、 $\forall q \in \{1, 2, \dots, n_D\}$ に対して等式 $p_D^q = p_{D^k}^q$ が成り立つ。すなわち、推論結果について $D = D^k$ となり、分離規則を満たしている。

定理3：推論結果について、 $\exists k \in \{1, 2, \dots, n\}$, $D = D^k$ である場合、もしベクトル $(p_{D^1} - p_{D^k})$, $(p_{D^2} - p_{D^k})$, \dots , $(p_{D^{k-1}} - p_{D^k})$, $(p_{D^{k+1}} - p_{D^k})$, \dots , $(p_{D^n} - p_{D^k})$ が線形独立であれば、 $\forall j \in \{1, 2, \dots, m\}$ に対して与えられた事実について $C^j = C^{kj}$ でなければならない。

定理4：もし、後件部 $D^1 \sim D^n$ がすべて正規なファジィ集合であれば、本推論法により推論された結果 D も正規なファジィ集合となる。

定理5：もし、後件部 $D^1 \sim D^n$ がすべて凸なファジィ集合であれば、本推論法により推論された結果 D も凸なファジィ集合となる。

4.3 図形推論システム

本推論法に基づいて、図4.1に示すようなWindows上で動作可能な図形推論システムを開発した。このシステムは、予め与えられた初期図形から様々な概念を表現できる図形が生成でき、言語ルールを更新したり、新たな事実が入力される度に、推論結果が画面上でリアルタイムに反映されて、分離規則や漸近特性を満たすことをビジュアル的に確認することができる。

また、本推論システムは、すでに案内ロボット、WEB検索システム、ホームドクターシステムに適用し、実際に実験を通してその有効性が示された。脳の高次機能に左脳による論理的思考と右脳による形象的想像がある。距離型図形推論法はある側面から脳における二つの思考行為を表現しているため、エンターテインメントやアニメーションの製作や表情の生成などの分野にも使用できる可能性が秘められている。今後、本推論法のための知識獲得法を開発する予定である。

距離型図形推論法の実装にあたって、情報処理推進機構（IPA）の未踏ソフトウェア創造事業から補助をいただいたことを記して、深く感謝を表す。

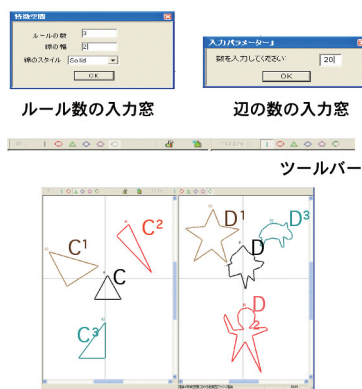


図 4.1 図形推論システム

5. 筋骨格系のシミュレーション (8)

人間を支援するロボットを設計する場合に、支援した結果が人間にとって良好なものである必要があるが、それを評価することは容易ではない。すでに製作されたシステムであれば、臨床実験を繰り返すことにより、評価は可能であると考えられるが、かなりの時間を要する場合が多い。また、例えば、整形外科やリハビリテーションなどの分野では、外に見えている状態量だけではなく、椎間板や筋肉で発生している力などの内部の状況がわかれば機器の性能を評価する上で有効な情報となる。

ここでは、整形外科に関連する分野の機器の

性能評価が必要な場合に、人体モデルを用いたシミュレーションを用いる方法について示す。

第1段階として作成した人体モデルでは、外力による姿勢変化を表現するために骨格構造、とりわけ脊柱彎曲（背骨のS字カーブ）における頸椎・腰椎部の12の椎骨の位置関係と骨盤の傾斜角（図5.1）に着目し、剛体リンクと付加的な要素を用いてマルチボディシステムとしてモデル化を行っている。

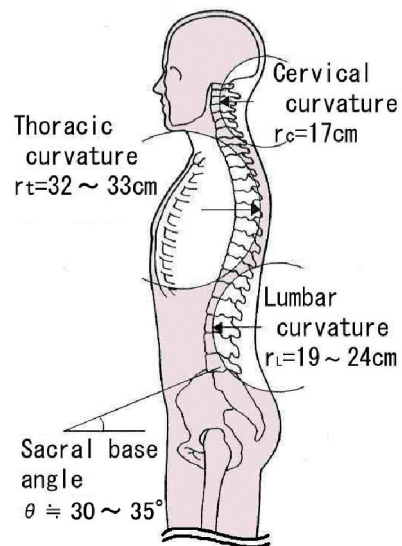
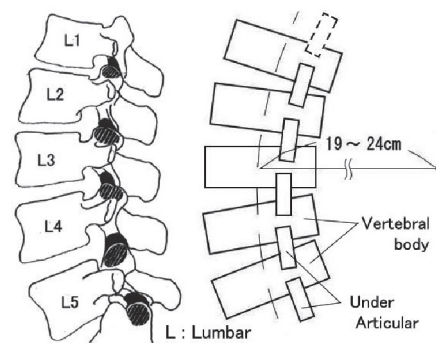


図 5.1 理想的な脊柱彎曲と骨盤傾斜角 (9)



(a) 解剖図 (10) (b) 腰椎モデル

図 5.2 腰椎のモデル化

具体的なモデル化では、人体解剖図を詳察し、まず、1つの椎骨モデルを剛体として関節の位置に配慮し作成、これらを図5.1に示す彎曲に当てはめて配置した（図5.2）。不随意筋をバネ・ダンパの並列接続、随意筋をアクチュエータ、椎間板をバネ・ダンパの直列接続でモデル化し、

骨（マス）をそれぞれ連結した。連結位置は筋の働きを鑑み部位よりの違いを明確にしている。マルチボディシステムの動力学シミュレーション用ソフト DADS を用いてコンピュータ上に作成した人体の座位モデルを図 5.3 ①に示す。なお、図において、骨格モデルのみ表示している。このモデルでは肘掛けの効果と座位姿勢であることを考慮し、腕は胸部、膝下は大腿のマスに含め、また、前後方向のみの動きに限定している。

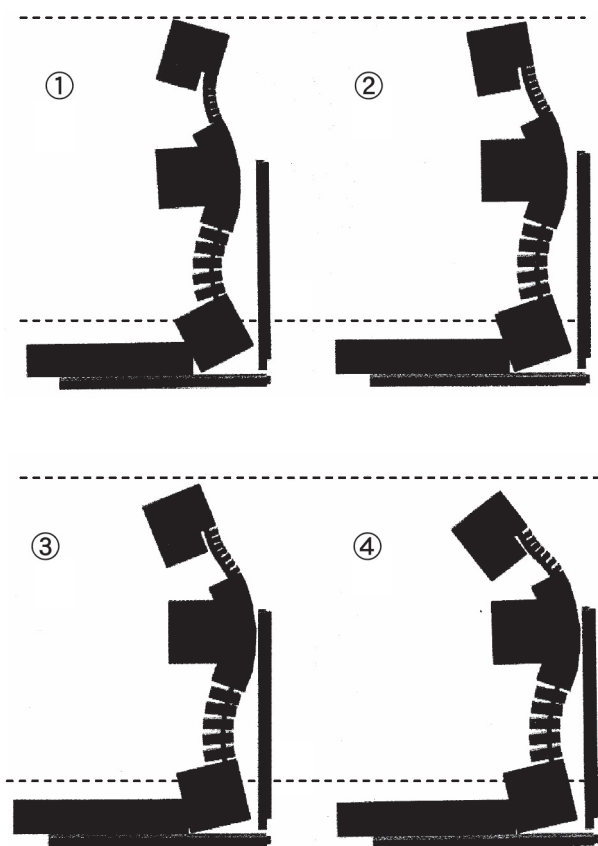


図 5.3 初期位置（理想状態）からの姿勢変化

図 5.3 は自重により人体モデルの姿勢が崩れていく様子を示している、理想の姿勢①から約 5 秒後には骨盤が後方回転し腰椎と頸椎の彎曲がなくなって頭部が前に突き出た、いわゆる猫背の姿勢④をとる様子が再現された。このとき、腰椎部の彎曲半径は 19.20cm から 23.64cm と変化していた。これによりモデルの妥当性が示されたと考えている。また、作成した人体モデルによって姿勢変化のメカニズムを解析、姿勢の

変化を定量的に把握する見通しを得た。

6. 全方向移動型歩行訓練機⁽¹¹⁾

前章までは、人間と協調し、人間を支援するロボットに必要な要素技術について示したが、ここでは、総合技術であるシステムとして全方向移動型歩行訓練機を紹介する。

社会の高齢化と共に歩行機能のリハビリテーションが重要になっている。脳や脊椎の損傷などによって高齢者に歩行傷害を生じ、その復帰がなされない場合、次第に生活範囲が狭まり、加速度的に精神的・肉体的老化が進行し、ついには寝たきりになるのが普通である。健常者、あるいはリハビリテーションをほぼ完成した患者に対する歩行増進についてはトレッドミル、エアロバイクなどがあるが、もっとも重要な初期、中期の立位・歩行リハビリテーションについては、主に平行棒、杖、あるいは簡易な歩行器のような装置をもちつつ、理学療法士などの多大な身体的負担により実施されているのが現状である。したがって、高齢化の進行や保険制度による規制の原因で、病院の訓練室における患者一人あたりに理学療法士がつける時間が十分確保されているとは言えない状況にある。また、介護側の理学療法士や看護婦も肉体的訓練に労働を費やし、本来必要な細かなメンタルサイドからのケアのための時間が十分とれないのが現状である。したがって、高齢社会を迎えるにあたって障害者や老人を支援するマンパワー不足が深刻な問題になりつつある。そこで、理学療法士や看護婦の身体的負担を肩代わり可能な、且つ効率的、効果的、訓練意欲を引き起こす歩行支援装置の開発が強く望まれており、すでに幾つかの研究開発が行われている。たとえば、バーチャルリアリティーを活用した歩行訓練機や、室外でも移動できる歩行支援装置も開発されている。

一方、歩行は平坦路における 2 足直立歩行として単純化、モデル化されることが多いが、歩

行障害を身体の機能面での障害として捉えれば、前方向だけではなく、横歩き、後歩き、方向変換などいくつかの基本動作の組み合わせからなる複雑な動作群を考慮しなければならない。したがって、前後・左右を含めた全方向移動できる歩行訓練機が望まれる。著者らは転倒と崩れ落ちのパターンを整理し、全方向移動可能な、かつ転倒する事なく安全な歩行訓練機を開発している。本報告では、一号機の問題点を改善した2号機の基本構造を紹介し、基本走行実験結果について述べる。

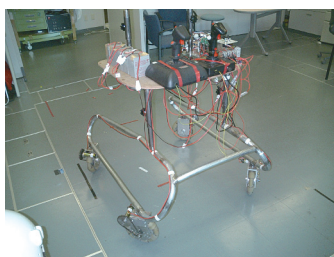


図 6.1 全方向移動型歩行訓練機

6.1 全方向移動型歩行訓練機

歩行訓練ではまず安全性を確保しなければならない。もっとも危険とされているのは転倒問題である。転倒現象には二つの典型的な場合がある。一つ目は人間が歩行器の走行速度には着いていけなくなり前傾して倒れてしまうケースである。二つ目は、膝の部分で十分自分の体重を支えきれずに、膝から急に崩れ落ちるケースである。リハビリテーション現場では、転倒防止が保証される前提条件で行うことが必要である。一号機では、転倒を防ぐために、歩行訓練者を囲める円型枠を作用したが、円盤型の肘掛であるため、歩行訓練の姿勢には合わないことが分かった。二号機では、肘掛としては、腰をやや曲げて歩行訓練の本来の姿勢に合うように肘掛をU字型に変更した。また、運動モデルに基づいて、より適切な制御プログラムを開発し、スムーズに運動制御を実現することが出来た。

開発した2号機を図 6.1 に示す。オムニホイールを用いて全方向移動機能を実現している。歩行訓練機の高さは自由に調整でき、150cm ~

180cm の間の身長に対応できる。非常停止ボタンが取り付けられており、危険な状態では無条件で歩行運動を止めることができる。

6.2 走行実験

走行特性を把握するために、電気モータにかける電圧をパラメータとして、各走行方向と負荷との関係を調べた。その実験結果をそれぞれ図 6.2、図 6.3、図 6.4 に示す。横軸は荷重 [kg]、縦軸は移動速度 [m/s] を表す。負荷と走行速度との関係実験を通して、各方向によって直線特性はやや異なることが分かった。今後方向に応じて適切な制御法の開発が必要であると考え

る。なお、本研究は、高知大学医学部、(株)相愛と共同で実施している。

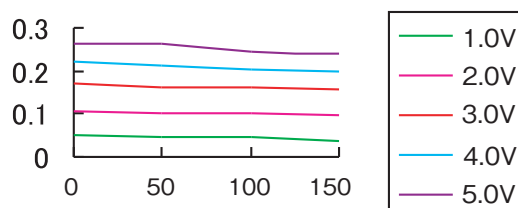


図 6.2 前後走行速度と負荷との関係

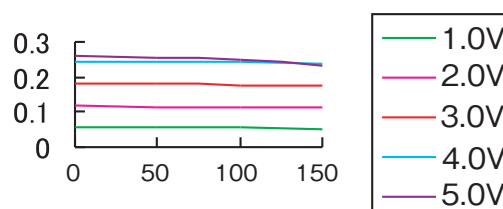


図 6.3 左右走行速度と負荷との関係

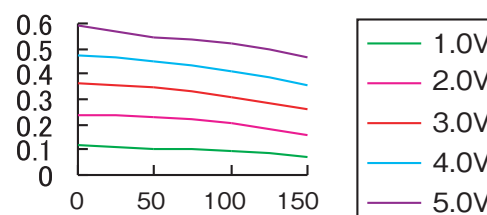


図 6.4 斜め方向走行速度と負荷との関係

7. まとめ

ヒューマンフレンドリーロボットを支える要素技術として、マイクロ手術器具、ウェアラブルな床反力計測システム、距離型図形推論法、および人体モデルを用いた筋骨格系のシミュレーション技術について示し、筆者らの今年度の研究活動の概要を示した。さらに総合化されたシステムである全方向移動型歩行訓練機の開発状況について示した。

文献

- (1) Koichi Kawata, Hajime Nakasuka, Takeo Sato and Masahiro Kondo: "Microsurgery tools manufactured by electrodischarge machining", International conference on intelligent mechatronics and automation, Chengdu, 2004.
- (2) Takeo Sato, Koichi Kawata, Masakazu Yamaoka and Hajime Nakasuka: "Microsurgery tools manufactured by electrodischarge machining" Proc. of the international conference on leading edge manufacturing in 21st century, Niigata, 2003.
- (3) 松田拓也, 井上喜雄, 芝田京子, 小嶋友則: 足底内蔵センサを用いた足関節モーメントの推定, 日本機械学会年次大会, pp.107-108, 2004.
- (4) T.Liu, Y.Inoue, K.Shibata, Y.Yamasaki, M. Nakahama, "A six-dimension parallel force

sensor for human dynamics analysis", Proc. of 2004 IEEE Conf. on Robotics, Automation and Mechatronics, 2004.

- (5) 山崎陽平, 井上喜雄, 芝田京子, 松田拓也, 田村大樹, 足底内蔵センサによる床反力の推定, 日本機械学会中国四国支部総会・講演会講演論文集, 67-68, 2005.
- (6) 王碩玉, 水本雅晴, 土谷武士: 距離型図形推論法, 知能と情報, Vol.17, No.1, pp.112 ~ 121, 2005.
- (7) S.Y.Wang, T.Tsuchiya, M. Mizumoto: "A Learning Algorithm for Distance-type Fuzzy Reasoning Method", Int. J. of Biomedical Soft Computing and Human Sciences, Vol.6, No.1, pp.61-68, 2000.
- (8) 芝田京子, 村野次郎, 井上喜雄, 川口忠雄: 座位姿勢における腰痛評価のための人体等価モデルの構築, 日本機械学会 Dynamics & Design Conference 2004.
- (9) 桑岡俊文, "痛みは体のSOS", 西日本法規出版, 2000.
- (10) Derek Field, Anatomy, BUTTERWORTH HEINEMANN, 2001.
- (11) 王碩玉, 郭洪徹, 河田耕一, 井上喜雄, 永野正展, 石田健司, 木村哲彦: 全方向移動型歩行訓練機, 福祉工学シンポジウム 2004 講演論文集, PP.11-12, 2004.