

報告番号 甲第 4063 号

安全性を重視した医用福祉ロボティクスの研究

野方 誠



安全性を重視した医用福祉ロボティクスの研究

野方 誠

目次

| | |
|---------------------------|----|
| 1 緒言 | 1 |
| 1.1 研究背景 | 1 |
| 1.2 本研究の目的 | 1 |
| 1.3 本論文の構成 | 2 |
| 2 医用福祉ロボティクスと安全性 | 7 |
| 2.1 超高齢化社会と高度医療福祉支援の必要性 | 7 |
| 2.2 医療福祉ロボットに関する過去の研究と問題点 | 8 |
| 2.3 安全対策に関する過去の研究と問題点 | 10 |
| 2.4 安全ロボティクスの必要性 | 10 |
| 3 安全マイクロアクチュエータの提案と試作 | 13 |
| 3.1 はじめに | 13 |
| 3.2 安全なアクチュエータについての検討 | 13 |
| 3.3 サイバネティックアクチュエータの定義と概念 | 15 |
| 3.4 安全特性 | 15 |
| 3.5 マイクロサイバネティックアクチュエータ | 17 |
| 3.5.1 基本設計 | 17 |
| 3.5.2 移動原理 | 19 |
| 3.5.3 駆動実験結果の検討と考察 | 19 |
| 3.6 まとめ | 24 |
| 4 サイバネティックアクチュエータの特性解析 | 25 |
| 4.1 はじめに | 25 |

| | | |
|-------|-----------------------------|----|
| 4.2 | 動的モデルの提案 | 25 |
| 4.3 | 圧電効果の導入 | 26 |
| 4.4 | 動的モデルシミュレーション結果 | 28 |
| 4.5 | 測定結果との比較と考察 | 29 |
| 4.6 | まとめ | 31 |
| 5 | 安全な力覚付きマスタースレーブシステムの構築 | 33 |
| 5.1 | はじめに | 33 |
| 5.2 | 安全なマスタースレーブシステム | 33 |
| 5.3 | ディザと電磁吸着を用いた摩擦力制御 | 34 |
| 5.4 | 力覚付きマスタースレーブシステムの駆動実験と考察 | 37 |
| 5.5 | まとめ | 39 |
| 6 | 腹腔内超冗長能動内視鏡(ハイパーエンドスコープ)の研究 | 41 |
| 6.1 | はじめに | 41 |
| 6.2 | 現状の腹腔内手術の問題点 | 42 |
| 6.3 | 新方式低侵襲手術の提案 | 43 |
| 6.4 | ハイパーエンドスコープの開発 | 45 |
| 6.4.1 | 開発目的 | 45 |
| 6.4.2 | 2自由度関節駆動系の設計試作 | 47 |
| 6.4.3 | ハイパーエンドスコープの試作と駆動実験 | 47 |
| 6.5 | 遠隔手術システムへの展開 | 47 |
| 6.6 | まとめ | 49 |
| 7 | 分布型マイクロアクチュエータの最小配線駆動 | 51 |
| 7.1 | はじめに | 51 |
| 7.2 | アナログ方式による最小配線駆動の提案 | 51 |
| 7.3 | 周波数変調型速度制御(FMVC) | 53 |
| 7.3.1 | 周波数変調型速度制御の提案 | 53 |
| 7.3.2 | 検証実験結果 | 54 |
| 7.4 | 駆動配線数最小化の検証実験と考察 | 54 |
| 7.5 | まとめ | 57 |

| | | |
|--------|----------------------|----|
| 8 | 福祉ロボットの統一的安全評価法の提案 | 59 |
| 8.1 | はじめに | 59 |
| 8.2 | 福祉ロボットの安全戦略 | 60 |
| 8.2.1 | ロボットによる損傷 | 60 |
| 8.2.2 | 安全戦略の分類 | 60 |
| 8.3 | 安全規範量の提案 | 62 |
| 8.4 | 安全戦略の統一的评价 | 63 |
| 8.4.1 | 設計における統一的安全評価法 | 63 |
| 8.4.2 | 安全制御戦略への適用 | 65 |
| 8.4.3 | 一般福祉機器の安全評価法への拡張 | 66 |
| 8.5 | まとめ | 67 |
| 9 | 福祉ロボットの安全設計に関する研究 | 69 |
| 9.1 | はじめに | 69 |
| 9.2 | 安全設計対策と危険指数の具体的導出 | 69 |
| 9.2.1 | 軽量化対策の効果 | 70 |
| 9.2.2 | 表面素材による衝撃力吸収対策の効果 | 71 |
| 9.2.3 | 関節のフレキシビリティ対策の効果 | 73 |
| 9.2.4 | 形状による衝撃応力最小化対策の効果 | 74 |
| 9.2.5 | 表面摩擦の低減対策の効果 | 75 |
| 9.3 | ロボットの安全設計への適用 | 77 |
| 9.4 | まとめ | 80 |
| 10 | 福祉ロボットの安全制御に関する研究 | 81 |
| 10.1 | はじめに | 81 |
| 10.2 | 安全制御対策と危険指数の具体的導出 | 81 |
| 10.2.1 | 距離をとる効果 | 82 |
| 10.2.2 | 接近速度の効果 | 83 |
| 10.2.3 | 姿勢の効果 | 83 |
| 10.3 | ロボットマニピュレータの安全制御への適用 | 87 |
| 10.3.1 | 危険指数チャートの提案 | 87 |

| | |
|-----------------------------|-----|
| 10.3.2 時空間危険指数の提案 | 87 |
| 10.3.3 人とロボットの位置関係と危険指数 | 89 |
| 10.3.4 ロボットの接近速度と危険指数の関係 | 91 |
| 10.3.5 ロボットの慣性モーメントと危険指数の関係 | 91 |
| 10.3.6 接近速度制御と時空間危険指数 | 91 |
| 10.4 まとめ | 94 |
| 11 結言 | 95 |
| 参考文献 | 99 |
| 関連発表論文 | 107 |
| 謝辞 | 109 |

主な記号

| | |
|------------------------|--------------------------------|
| ϵ_i, ϵ | : 圧電素子の歪み |
| E_m, E | : 圧電素子にかかる電界の強さ |
| σ_j, σ | : 圧電素子の応力 |
| s_{ij}^E, s | : 圧電素子のヤング率の逆数 |
| d_{mi}, d | : 圧電係数 |
| f_{pzt} | : 圧電素子の発生力 |
| V | : 圧電素子への印加電圧 |
| A_{pzt} | : 圧電素子の断面積 |
| L_{gap} | : 圧電素子内部の電極間距離 |
| x_{inr} | : 慣性体の変位 |
| x_{mov} | : 移動体の変位 |
| M_{inr} | : 慣性体の質量 |
| M_{mov} | : 移動体の質量 |
| C_{pzt} | : 圧電素子の粘性係数 |
| K_{pzt} | : 圧電素子の弾性係数 |
| f | : 摩擦力 |
| x_1 | : サイバネティックアクチュエータ (マスター側) の変位 |
| x_2 | : サイバネティックアクチュエータ (スレーブ側) の変位 |
| f_1 | : サイバネティックアクチュエータ (マスター側) の摩擦力 |
| f_2 | : サイバネティックアクチュエータ (スレーブ側) の摩擦力 |
| f_{bak} | : 力覚情報 |
| μ' | : 動摩擦係数 |
| μ_{mag} | : 透磁率 |
| i | : コイル電流 |
| n | : コイル巻数 |
| L | : 磁路長さ |
| A_{mag} | : 磁路断面積 |

| | |
|---------------------------------|-----------------------|
| S | : 安全規範量 |
| S_c | : 人間に障害をもたらす臨界値 |
| F, F_i | : ロボットの発生衝撃力 |
| F_c | : 臨界衝撃力 |
| $\alpha(S), \alpha(S)_i$ | : 危険指数 |
| α, α_i | : 設計における危険指数 |
| α^*, α_i^* | : 制御における危険指数 |
| β, β_i | : 設計における安全指数 |
| β^*, β_i^* | : 制御における安全指数 |
| η | : 設計における改善率 |
| η^* | : 制御における改善率 |
| $\alpha_{all}, \alpha(S)_{all}$ | : 全体での危険指数 |
| β_{all} | : 全体での安全指数 |
| η_{all} | : 全体での改善率 |
| G_α | : 総合危険指数 |
| c_k | : 重み係数 |
| x_{rg} | : ロボットの重心位置 |
| x_{rs} | : ロボットの表面位置 |
| m | : ロボットの質量 |
| a | : ロボットの加速度 |
| v, v' | : ロボットの速度又は接近速度 |
| dt | : 衝突時間 |
| C, c | : ロボット表面又は関節の粘性係数 |
| K, k | : ロボット表面又は関節の弾性係数 |
| ω_n | : 固有振動数 |
| ω_d | : 粘性減衰振動系の固有円振動数 |
| ζ | : 減衰比 |
| l_p | : ロボットの関節から接触点までの長さ |
| I | : ロボットの関節軸まわりの慣性モーメント |
| ω, ω' | : 関節の角速度 |
| θ | : ロボットの関節角 |

| | |
|-------------|---------------|
| A | : 人とロボットの接触面積 |
| A_1 | : 人の占める空間 |
| A_2 | : 変形可能空間 |
| λ | : 形状変形率 |
| λ_c | : 形状変形率臨界値 |
| l_{hr} | : 人とロボットの距離 |
| Δt | : 接触までの時間 |
| δr | : ロボットの押し込み距離 |

第 1 章

緒言

1.1 研究背景

日本はまもなく、65歳以上の高齢者が25%を越える超高齢化社会国となる。今後、さらなる介護力不足の深刻化と国民の負担増大により、21世紀の到来とともに経済の破綻をもたらす懸念がある。この危機を乗り越えるためには、20世紀に発達した工学技術を現場に普及させ、高度な医療福祉支援を実現していかなければならない。

このような背景のもと、近年省人化や省力化を実現するための支援機器の開発と、低侵襲治療を実現するための医療ロボットの研究開発が活発化しつつある。これまでに自立支援技術、介護支援技術、生体機能の代行補助技術、医療支援技術など、様々な研究が行われてきた。しかし大部分の研究開発は、医療福祉分野とはニーズが大きく異なる産業分野の従来技術の流用と拡張にとどまっており、「安全性」を念頭に置いた医用福祉ロボティクスの抜本的な研究については、ほとんど手がつけられていない。

1.2 本研究の目的

本研究の目的は、新しい医用福祉メカトロニクスやロボットの介助装置の早期実現を目指し、安全性に重点を置いた「安全ロボティクス」の基礎を構築することにある。

医療福祉ロボットを実現するためには、安全性を念頭においたメカトロニクスの基盤技術の確立と応用についての幅広い研究が不可欠となる。

本研究では、人とロボットが共存する作業空間の安全性を根本から考察し、安全性の高いアクチュエータ、安全設計、安全制御、安全性を高めるための最適化手法に関するサブテーマについて、総合的かつ組織的に研究を進める。また、従来個別に論じられていた安全性の定量評価を、構成要素から設計、制御まで統一的に扱える指標を提案する。

これらの研究成果は、医療福祉ロボットを開発する上で実現困難であった安全性の向上や最適化を可能にする。

1.3 本論文の構成

Fig. 1.1に本論文の構成を示す。

本章及び第2章は序論的内容である。第2章では、目前に迫った超高齢化社会の諸問題と対策の現状及び問題点を検討した。高齢化社会への対応の遅れは、日本社会の滅亡を意味する。今まさに抜本的な対策が急務である。特に我々工学研究者には、高齢者の日常生活における高度な介護支援を実現するための省人化、省力化を行う支援ロボット及び機器の開発と、低侵襲治療を実現するための医療ロボットの研究が望まれてきた。

しかしなかなか実用化されないことに疑問を持った筆者は、過去の医療福祉ロボットに関する研究を調査した。その結果、大半のものが高出力性、高速性を追及した従来の工業技術を流用するばかりであり、医療福祉ロボットに必要とされる安全性、信頼性、人との親和性を満たしていないことが明らかになった。

筆者は安全性を念頭においたアクチュエータや設計、制御、理論解析、最適化といった医用福祉ロボティクスの基盤技術から応用まで総合的に取り組むことを決意した。特にこれまで困難とされてきた安全な新原理アクチュエータや、安全な支援機器の具体的実現、安全性の定量化、統一的な評価手法などを中心課題に設定した。

第3章では、まず安全なアクチュエータに関する検討を行い、全く新しい観点からアクチュエータだけで高いレベルの安全性を実現するための必要条件を得ることができた。これに基づいて安全アクチュエータの設計コンセプトを考えた結果、人間の腕など複数の骨格筋から構成される筋肉系全体の力学特性をもつサイバネティックアクチュエータにたどり着いた。

このアクチュエータの具体的実現にのぞみ、世界で初めて安全性と高出力性を兼ね備えた「マイクロサイバネティックアクチュエータ」の試作に成功した。駆動検証実験より、高い安全性、信頼性、人との親和性そして飛躍的な出力重量比の向上を確認した。

1.3 本論文の構成

これまで困難であった安全なアクチュエータを実現したことで、従来の工業技術だけでは限界のあった医療福祉ロボット・メカトロニクスを加速させることができると確信する。

第4章では、マイクロサイバネティックアクチュエータの特性解析を行った。安全設計やさらなる小型化といった最適化、高精度の位置決めや速度制御を行うためには、当然ながら動作の特性解析が必要である。しかし、本アクチュエータを含む圧電インパクト駆動アクチュエータについては、静的モデルによる解析しか行われておらず、必要とされる動的な振動状態まで含めた詳細な動作過程の解析は極めて困難であった。

そこで高周波駆動領域までの動作過程を解明するために、アクチュエータの機械的振動と圧電効果を考慮した「動的モデル」を提案し、運動解析を行った。その結果、アクチュエータ内部には、駆動波形より高い周波数の振動が発生しているという新事実が明らかになった。さらにこの微小振動と駆動波形の重ね合わせによって移動することが判明した。また従来の解析モデルでは見られなかった速度の駆動周波数依存性を示すことに成功した。測定結果との比較では同様の傾向が得られ、本モデルの有効性が確認された。

以上より、本アクチュエータの安全性をより飛躍的に向上させる設計や制御が実現できると考える。

第5章では、サイバネティックアクチュエータの安全特性を用いたアプリケーションとして、人が実際に力を感じながら操作を行える「力覚付きマスタースレーブシステム」の構築を行った。これは、遠隔地での介護支援や、X線CT下手術における術者の被爆回避、感染の予防、医師の手ではアプローチできない部分の手術など、医療福祉分野におけるロボットの遠隔支援を実現する上で欠くことのできないものである。

対象となる人間をやさしく安全に扱うためには、操作者に対象物の力情報を伝えることが極めて重要である。そこで、追従性に優れた力感覚を与えることができるバイラテラル制御を提案した。さらにサイバネティックアクチュエータを用いたプロトタイプを作製し、安全機構や緊急停止装置を必要としない安全で小型軽量なシステムの構築に成功した。本システムは、安全性の観点から、一般では不確定要素が多いと言われている摩擦力を力覚表示に採用している。これはディザ技術の導入を行うことで、摩擦力制御を安定化してスムーズな操作が実現できたためである。

本手法は、医療福祉分野だけではなく、ロボットや機器の遠隔操作を必要とするあらゆる分野への適用が期待できる。

第6章では、患者の肉体的精神的苦痛を軽減し、早期回復を可能にする次世代の腹腔内

手術「新方式低侵襲手術」の概念を提案し、高機能で安全性の高い手術ツール「ハイパーエンドスコープ」と、操作系を含めたトータルシステムについて研究を行った。

腹腔内手術とは、開腹せずに体表にあけた10mm程度の孔から手術器具を挿入し、腹内部分で外科手術を行う低侵襲治療である。これをさらに高度化し、狭い腹腔内へ複数のハイパーエンドスコープを挿入し、独立にまたは互いに協調して手術できるようにしたものが、筆者が提案した新方式低侵襲手術である。

試作したハイパーエンドスコープは、全長は250[mm]、外径は10[mm]で、5個の関節で連結されている。関節には限られたスペースで上下左右の2自由度動作が必要であることから、「能動ユニバーサルジョイント」を新たに考案し試作した。これは2個のサイバネティックアクチュエータで軸回りの回転運動を発生する関節駆動部である。これにより各々の関節が小型軽量、安全、無騒音の3次元的な動きが行える。ハイパーエンドスコープ全体では10自由度を持ち、任意の3次元姿勢が可能となった。

本ハイパーエンドスコープを用いることで、高度な腹腔内手術を容易化し手術成功率の向上と適応可能な症例を増大することができる。また安全操作のための力覚付きマスタースレーブシステムと組み合わせることで、遠隔手術に発展できることを確認しており、医療活動の飛躍的発展が期待できる。

第7章では、ハイパーエンドスコープのような多数のアクチュエータが分布した構造で、少ない配線でアクチュエータを独立に駆動制御する手法の研究を行った。

まずアクチュエータや機構に速度の周波数依存性を持たせ、それを積極的に利用し速度制御を行う「周波数変調型速度制御」(Frequency Modulation Velocity Control: 以降、FMVCと略す)を提案した。次に固有振動数の異なる複数のアクチュエータを並列につなぎ、FMVCでアクチュエータ群中の任意のものをコントロールする「アナログ2線方式」の提案を行った。

本駆動方式を検証するために、周波数速度依存性をもつサイバネティックアクチュエータを用いた実験を行った。アクチュエータの固有振動数をずらして設計を行い、各々を並列につなぎFMVCで駆動制御を行ったところ、駆動周波数帯の分離ができた。これによりわずか2本の配線で複数のアクチュエータを個別に駆動させることに成功した。

以上、第3章から第7章までは、安全なアクチュエータ、制御、アプリケーションといった医療福祉ロボットの実現を目指す基盤技術の研究であった。

安全なロボットを創り上げるためには、上記のような新たな基盤技術のほかに、これま

1.3. 本論文の構成

で培われた工業技術を有効活用する安全対策を忘れてはならない。複数の安全対策を最適化し総合的に行うためには、安全性の数値化の目安となるものが不可欠となる。これを決めることで、各種の安全対策の効果を同じ座標軸上で定量的に比較、検討ができ、福祉ロボットの設計と制御の最適化が初めて可能となる。

そこで筆者は、広範囲にわたる安全対策の検討と、安全性の定量評価を行うために、ロボットの安全性に関する理論研究を行った。

第8章では、まずロボットや機械から人への損傷について考え、組織的かつ総合的な解決策「安全戦略」を検討した。また機械的損傷の「打撲」は「衝撃力」の大小に依存し、「切傷」は「単位面積当たりの衝撃力」(衝撃応力)によって決まることから、「衝撃力」と「衝撃応力」を安全性の数値化の目安とする「安全規範量」とした。統一的かつ定量的な安全性の評価を行うための「安全評価指数」として、「危険指数」「安全指数」「改善率」を定義した。ロボット全体の総合評価として、各指数の累積を行う手法を提案した。またこの評価法を拡張することにより、福祉機器全体にわたる安全戦略を一括して評価する手法を考案した。本手法を用いることにより、福祉ロボットや一般福祉機器の安全性の定量評価が可能になった。

第9章では、福祉ロボットの安全設計対策を考案し、各々の衝撃力と危険指数を算出する一般式を求めた。また具体的に福祉ロボットの質量、形状、表面材料などで安全な設計を行い、安全対策ごとやロボット全体で安全評価を行った。これにより、これまで困難とされてきた安全面の最適設計が可能になった。

第10章では、ロボットの安全性を制御まで拡張し、安全制御対策の考案と各々の衝撃力及び危険指数の導出式を求めた。また万一不用意な衝突が起こりそうになった場合に衝撃力の発生を最小化できるように、全方向と全動作時間の危険指数を提示する「危険指数チャート」と「時空間危険指数」を提案した。シミュレーションにより検証した結果、安全面においてロボットの最適化された接近動作を可能にするものであることが分かった。

以上、従来の産業技術では実現困難であった安全性を念頭に置いたアクチュエータ、医療福祉ロボットの安全設計、安全制御、最適化手法といった基盤技術から応用技術について、筆者が行った研究を簡単に述べた。以降の章では、これらについて具体的に説明を行う。

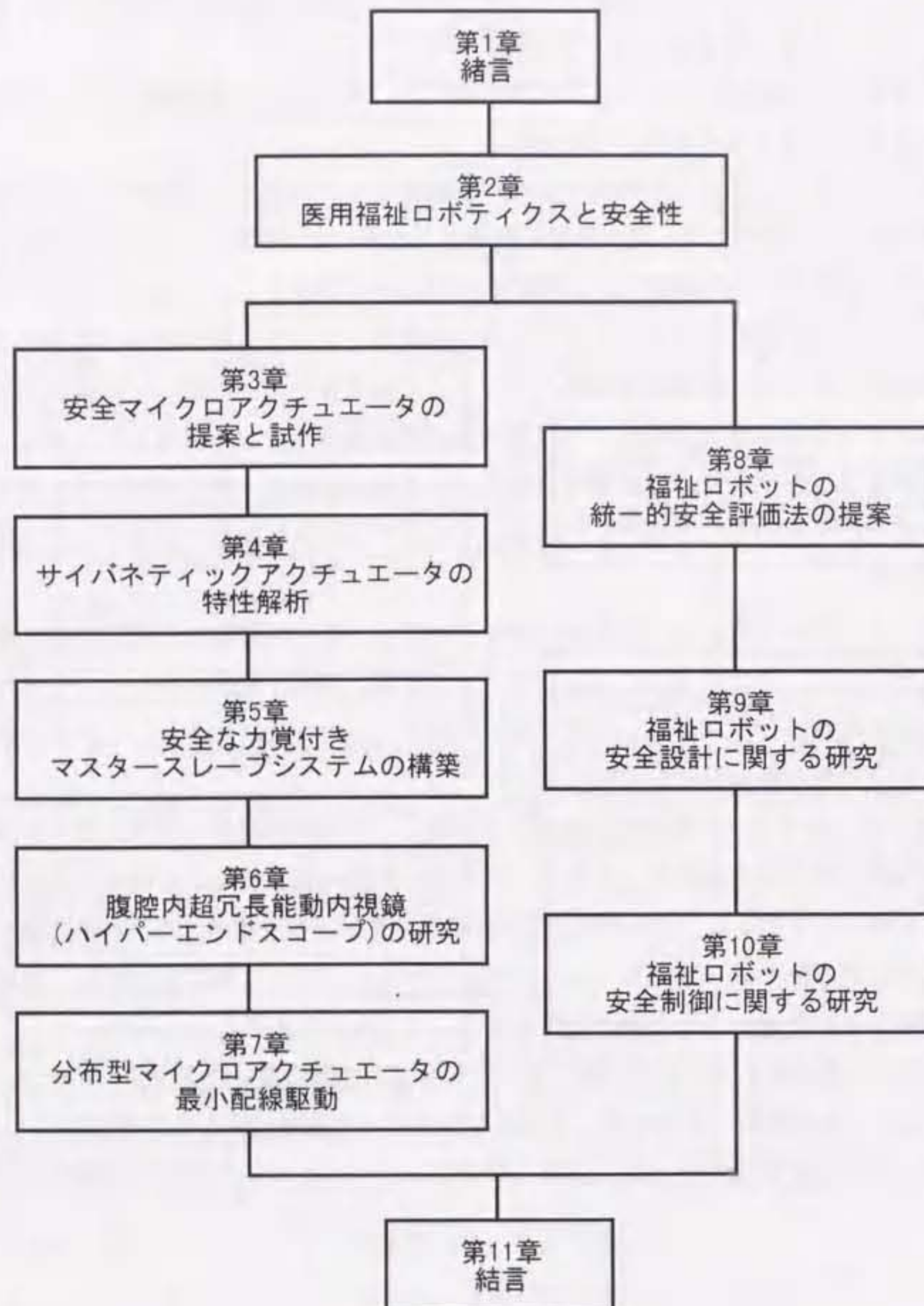


Fig. 1.1 Structure of the paper

第2章

医用福祉ロボティクスと安全性

2.1 超高齢化社会と高度医療福祉支援の必要性

21世紀の日本には超高齢化社会が到来する。65歳以上の高齢者人口が総人口に占める割合は、2020年には25%を超える[1]。近年、彼らを支える就労者人口は少子化の影響で減少しており、今後介護力不足が一層深刻化する。その結果、病院や施設で介護業務に従事するわずかな人や、在宅で介護にあたる家族に負担が集中し、肉体的・精神的労苦は増大する一方である。同時に人間的に質の高い介護を行う余裕はなくなる。労働条件の悪さは、介護力の現状維持も困難にする。実際に介護の専門職に意欲を持つ人でも、重労働や待遇の悪さ、収入の不安定さに失望して多くの人が辞めている。

日本政府は財政面において、公的介護保険の導入、70歳以上の高齢者のみを対象にする医療保険制度の創設、公的年金の給付削減など、社会保障制度の大幅改正で対応することを検討している。しかし対策面では、ホームヘルパーによる在宅介護サービスの整備、ヘルパーや特別養護老人施設の運営、介護認定制度など、マンパワーによる応急措置ばかりである。

このような人に頼る方式だけでは、人件費がかさみ国民の負担が増大し、21世紀の到来とともに経済の破綻をもたらす懸念がある。今まさに根本的な対応が迫られている。

それでは工学者として何ができるだろうか。筆者はやはり医用福祉用の工学技術を開発し、現場への普及を促進して、高齢者支援を実現することが強力な解決策となると考えている。高度福祉支援は、施設や少人数ヘルパーの介護支援を可能にする。また高度医療支

援は、高齢者の早期回復による入院日数の短縮をもたらす。これらは介護費や医療費の削減につながる。さらに高齢者が社会復帰し就労者が増加することで、国民一人当たりの負担が減り経済の活性化が促される。また、これまでにない高度な介助支援により、介護する方もされる方も生活の質(Quality Of Life: QOL)が向上するなどの相乗効果が期待できる。

以上より、高齢者支援の高度化を実現するためには、省人化、省力化を行うための支援ロボット及び機器の開発と、低侵襲治療を実現するための医療ロボットの研究が不可欠と考える。

2.2 医療福祉ロボットに関する過去の研究と問題点

これまでに一部の研究者達が医療福祉ロボットの必要性を訴えており、様々な研究がなされてきた。

自立支援技術・介護支援技術に関する研究としては、東京電機大の斎藤之男らは、重度四肢麻痺者の就労作業（フロッピーディスクの挿入、FAXの送信等）を支援するために、車椅子に搭載可能なロボットアームを開発した[2]。立命館大学の手嶋らは、既に市販されている食事支援マニピュレータを用いて、エンドエフェクタや食べ物のすくい上げ動作に関する研究を行っている[3]。

生体機能の代行補助技術に関する研究としては、日立製作所の藤江らは、体を支える体重支持部と足の運動に連動する歩行面、歩行の臨場感を与えるディスプレイ部からなる歩行訓練ロボットを開発した[4]。工業技術院の藤本らは、サーボアクチュエータやセンサを備えることで、切断部位の機能代行を行う多機能動力義足の研究を行った[5]。北海道大学の伊福部らは、感覚代行のための様々なヒューマンインターフェイスの研究を行った[6][7]。

医療支援技術に関する研究は、東大の土肥らは、術前シミュレーションから最もダメージの少ない経路を探索し、X線CTで3次元位置を正確に計測しながら穿刺の挿入を行う定位脳手術支援マニピュレータの研究を行っている[8]。

これらは現場のニーズに沿った研究であり有用な成果が得られている。特にコンピュータ技術の急速な発展と普及で、コミュニケーションやインターフェイスなどについては、既存技術とソフトウェアによって高度なものが安価で実現されるようになってきた。しかし介護や介助に必要な力を発生するハードウェアについては、以下に示す問題点が依然として残されている。

2.2. 医療福祉ロボットに関する過去の研究と問題点

1. 安全なアクチュエータがない
2. 安全対策が不十分である
3. 用途の限られた専用機である
4. 少量多品種であるため価格が高い
5. 医用福祉ロボティクスのメカトロ基盤技術が確立していない

第1に安全なアクチュエータがない。上記研究のほとんどのロボットは、アクチュエータとしてモータや油圧、空気圧などの従来の工業技術を用いている。これらは高出力性、高速性には優れているが、医療福祉ロボットに必要とされる安全性、信頼性、人との親和性を満たすことはできない。

例えば、高出力可能であればプログラムの暴走時に最大出力を発生する恐れがある。また人を巻き込んだまま停止すると、ギア比やモーター自身の摩擦で完全にロックされてしまい脱出が極めて困難になる。過負荷が生じた時に力を逃がすことができずダイレクトに人を傷つけてしまう。目的の発生力を得るために重量、形状が大きくなるため、身体に装着したり移動装置に搭載することは困難である。また動作時の騒音が使用者及び周囲の人に不快感を与えてしまう。

そもそもこれら機械要素が開発された産業分野と医療福祉分野ではニーズが全く異なり、そのままの流用では諸問題の解決は困難である。残念ながら現在までに具体的な医用福祉用のアクチュエータの試作や開発に成功した例はほとんど無い。これは主に安全性についての検討や、新しい原理に基づくアクチュエータの研究が不十分であるためだと考えられる。

第2に安全対策が不十分である。緊急停止のセンサやボタンが用意されていたり、可動範囲や動作速度を十分小さくする程度である。また用途や使用方法以外の危険性は考慮していない。

第3にそのほとんどは用途の限られた専用機であり個別対応である。一般に介護内容は多種多様であるため、現状では異なった用途に対しては、設計まで戻って開発しなおさなければならない。そのため多くの時間とコストがかかる。これらについても従来の工業技術をそのまま流用しているためである。医用福祉ロボティクスの基盤技術が確立していれば、看護介護に特化したモジュールの開発、部品の共通化などにより、多機能化やコストダウンが容易になる。

2.3 安全対策に関する過去の研究と問題点

医療福祉ロボットの開発とは別に、安全対策に関してもいくつかの研究が行われている。安全機構に関しては、労働省産業安全研究所の杉本らは駆動力伝達機構部の力制限機構についての研究を行った[9]。また豊田工大の山田らは、ロボット表面に柔らかい材料を貼り衝撃を吸収する研究を行った[10]。

安全性の評価としては、東大の土肥は、ロボットのアクチュエータ配置から人に接触する自由度と、そうでない自由度より危険度を求めることを提案している[11]。東京電機大の斎藤之男らは、事故は操作ミスから発生するという観点から、操作時の安全性について研究を行っている[12]。そのほかにも安全性と人間が感じる不安感や恐怖感を関連させ、実際に人による実地試験を行い、心拍数や発汗量を評価値とする研究が多くみられる。

これらは、医療福祉ロボットの安全性にいち早く着目し、様々な観点からアプローチした研究として評価されている。しかし安全機構に関しては衝突した後の安全対策のみである。安全設計や安全制御など広範囲にわたる安全対策についての研究は行われていない。また安全評価に関しては、個体差や環境、履歴により大きく異なるため、安全性についての正確な定量化は不可能である。

2.4 安全ロボティクスの必要性

ここでもう一度医療福祉ロボットを実現する上での問題点を整理する。

1. 安全なアクチュエータがない
2. 安全性の検討と安全対策が不十分である
3. 医用福祉ロボティクスの基盤技術を確立していない
4. 広範囲にわたる安全対策についての研究が行われていない
5. 安全性についての有効な定量評価が行われていない

以上の事からも、医用福祉ロボティクスと安全性との間に深い関連性があることが明らかである。すなわち医療福祉ロボットを実現する事は、安全性を実現することに他ならない。それではどのようにして安全を実現するか、筆者の考えを以下にまとめる。

2.4 安全ロボティクスの必要性

1. アクチュエータを安全にする
2. 設計、動作、制御を安全にする
3. 安全性の定量評価手法を確立する
4. 安全面での最適化を行う
5. 信頼性と、人との親和性を確保する

これらすべてを満たすようあらゆる要素について安全性を追及していく必要がある。そのためには、新たに安全性を念頭においたアクチュエータや設計、制御、理論解析、最適化といった基盤技術から応用までを総合的に行っていかなければならない。

第 3 章

安全マイクロアクチュエータの提案と試作

3.1 はじめに

研究開発されている大部分の医療福祉ロボットは、アクチュエータにモータや油圧、空気圧など従来の工業技術を用いている。これらは高出力性、高速性には優れているが、開発ニーズの違いから医療福祉ロボットに必要とされる安全性、信頼性、人との親和性を満たすことは極めて困難である。超高齢化社会を目前にして、医療福祉ロボットへの期待が増大していることから、これらに代わる新しいアクチュエータの開発が急務である。

しかし、残念ながら現在までに具体的な医用福祉用のアクチュエータの試作や開発に成功した例はほとんど無い。これは主に安全性についての検討や、新しい原理に基づくアクチュエータの研究が不十分であるためだと考えられる。

そこで本章では、まず安全なアクチュエータについての検討を行い、新原理アクチュエータとして研究が行われた安全なマイクロアクチュエータ「サイバネティックアクチュエータ」の提案と試作を行う。

3.2 安全なアクチュエータについての検討

ロボットはなぜ人間に怪我をさせてしまうのか。原因として様々なものが考えられるが、本節では以下のことに絞って検討を行う。

1. 誤操作により危険な力で接触した
2. プログラムエラーで暴走した
3. 人間が不意にぶつかってきた
4. 人に対して高剛性でありすぎた

これらに対していくつかの安全対策が考えられるが、関節部に力制限機構を組み込むなど別途安全機構を設けると部品が追加され、大型化、重量化、システムの複雑化を生じる。さらに信頼性の低下にもつながる。またセンサフィードバックとソフトウェアで力制御を行うと、サンプリング間隔より短い瞬間的な接触に対しては全く対応できない。プログラムエラーが生じた場合はむしろ危険な状態になる。

一般にロボットは多くの機械部品の組み合わせになるため、力伝達部に安全機構を持たせたりクラッシュブル構造にするのではなく、力の発生源で安全性を実現することが最も確実である。以上のことから、安全なアクチュエータを開発し用いることが、最も有効な安全対策である。

それでは安全なアクチュエータとはどのようなものであるか。

アクチュエータの最大発生力が人に危害を与える力以下に抑えられたものは確かに安全ではあるが、力を必要とする作業は行えなくなる。安全なアクチュエータといえども、ある程度の発生力を所有する必要がある。しかし接触後危険な力を出し続けることは避けなければならない。よってアクチュエータは「力を発生するモード」と「力を逃がすモード」とを選択的に遷移する特性を持っていなければならない。

過負荷を逃がすアクチュエータは安全である。しかし機械強度を持たないクラッシュブル構造のアクチュエータは、破壊する負荷にばらつきが生じるため信頼性が確保できない。逆に柔らかいアクチュエータでは剛性不足であり、目的の発生力を得ることが困難になる恐れがある。よって安全なアクチュエータは、剛性は保ちつつ過負荷分を他の力やエネルギーに変換して消費、吸収、減少させる特性が必要である。

誤操作やプログラムエラーで人を巻き込んだまま停止した場合、脱出を安全に行うためには、電源OFF時にアクチュエータ自身が無拘束になったり柔くなる必要がある。そのためには、電源の無印加時に無拘束になる必要がある。

従って、以下の特性を持つことが安全なアクチュエータの必要条件である。

3.4. 安全特性

1. 力を発生するモードと力を逃がすモードとを選択的に遷移する
2. 過負荷を他の力やエネルギーに変換して消費する
3. 電源OFF時には無拘束になる

3.3 サイバネティックアクチュエータの定義と概念

前節の安全特性を満たすものとして、「サイバネティックアクチュエータ」が挙げられる。このアクチュエータの概念と定義は、1966年にR.TomovicとR.MacGeeによって提案された[18]。彼らは人間の腕など複数の骨格筋から構成される筋肉系全体の力学特性が下記の4状態を持つことから、このような特性を持つアクチュエータの総称を「サイバネティックアクチュエータ」と名付けた。

【サイバネティックアクチュエータの4状態】

状態1 : free (無拘束状態)

状態2 : decreasing (負荷と反対方向への運動)

状態3 : increasing (負荷と同方向への運動)

状態4 : lock (拘束状態)

状態1のfreeとは、アクチュエータへの入力が無い時、外力によって完全に自由に動かせる無拘束状態を意味する。状態2及び3は外部負荷下における駆動方向が異なる運動である。状態4は、外力を受けても一定位置を保持し続ける状態である。

3.4 安全特性

Tomovicらは論文の中でサイバネティックアクチュエータの運動特性の柔軟性について議論している。しかし冒頭でも述べたように、安全性の高い医用福祉メカトロニクスやロボットを実現するという観点から、サイバネティックアクチュエータのもつ安全特性に着目する。

サイバネティックアクチュエータの状態2、3、4は、従来アクチュエータでもある程度は実現可能である。最も重要なものは、状態1のfree状態である。

医用福祉メカトロニクス、たとえば義手などの場合には、free状態が重要な意味を持つ。過大な負荷がかかる時には、空転や滑ることにより力を逃したり、休止時には外力に対し

でfreeになれることは、過大な外力から装着している人間を守ることになる。また、介助ロボットなどに用いた場合には、周囲の人間へ危害を加えることを防止できる。逆に、これらの負荷リミッタ機能やfree機能は、アクチュエータや伝達系などの機械自身への過大負荷を防止することにもなる。そのため機械の安全性と信頼性を大幅に向上できる。この点は弱い小型機械では特に重要である。

このように人間と機械の双方にとって安全駆動を実現できるサイバネティックアクチュエータの持つ可能性は大きい。

Table 3.1 Driving characteristic of conventional actuators

| actuator | free | decrease | increase | lock |
|----------------------------|------|----------|----------|------|
| motor with reduction gears | no | yes | yes | yes |
| D-D motor | yes? | yes | yes | yes? |
| pneumatic | yes? | yes | yes | yes |
| SMA | yes? | yes | yes | yes? |
| ultrasonic motor | no | yes | yes | yes |

サイバネティックアクチュエータと従来のアクチュエータの基本特性を比較したのが Table 3.1である。

減速ギア付モータなどの工業用アクチュエータの場合、電源を切ってもギア間に大きな摩擦抵抗があるため、free状態は極めて困難である。また空気圧アクチュエータは、センサフィードバックによる高速制御なしでは完全なfree状態を達成することができない。圧電素子駆動の超音波アクチュエータは、ロータ・ステータ間の大きな摩擦によりlock状態は容易に成し得るが、それゆえにfree状態は実現できない。ダイレクトドライブ(Direct Drive:DD)モータは原理上free状態を作り出すことができるが、実際のものはモータ各部に多くの摩擦トルクが生じる。また負荷がかかった状態で回転角度を維持するためには、常に多くの電流を供給しなければならない。形状記憶合金(Shape Memory Alloy: SMA)アクチュエータは柔軟な固体アクチュエータであるため、完全なlock状態とfree状態を実現することはできない。

以上のことから、従来のアクチュエータを用いて4状態を実現することは極めて困難である。特にfree状態とlock状態を同時に実現できるアクチュエータが皆無である。

3.5 マイクロサイバネティックアクチュエータ

サイバネティックアクチュエータの具体的実現として、名古屋大学の生田らは回転型サイバネティックアクチュエータと、リニア型サイバネティックアクチュエータの開発、試作に成功した[19][20][21]。これらは積層型圧電素子を2個用いることで前節の4状態を実現しており、1[kgf]の保持力と200[gf]の発生力を得ることに成功した。しかし保持力源に駆動源と同じ圧電素子を用いているためサイズが大きくなり、騒音を発生してしまったり、アクチュエータとレールのギャップ調整を厳密にしなければならないなどの問題があった。

そこで保持力源に電磁コイルを用いることで上記の問題を解決し、小型化と動作の効率化を可能にした「マイクロサイバネティックアクチュエータ」を提案し試作した[22][23]。ここではその詳細について説明する。

3.5.1 基本設計

Fig.3.1がマイクロサイバネティックアクチュエータの基本デザインである。またFig.3.2が試作されたアクチュエータである。Fig.3.1で、移動体の後部に積層型圧電素子と慣性体が接続されている。移動体にはガイド用のレールへ磁気吸着するようにコイルが巻かれている。寸法は12×4×4[mm]、質量は1[g]である。

電磁コイルに通電することにより、アクチュエータ本体がレールに磁気吸着してlock状態を、通電を切ることによりfree状態を実現できる。正、負方向への移動は、圧電素子の電圧と電磁コイルへの電流を協調的に印加することにより行われる(decreasing, increasing状態)。

その結果、前述の4状態を満たすリニア型のマイクロサイバネティックアクチュエータとなっている。

発生する磁気吸着力は外力に対して2つのモードを持つ。その値を人に危害を与える力に設定した場合、外力がこの値未満であれば押し返されずに後部の圧電素子からの力を前方に伝えることができる(力を発生するモード)。これに対して外力がこの値を超えるとアクチュエータは滑りを生じてしまう(力を逃がすモード)。すなわち磁気吸着力を設定することで、過負荷を受けた時に力を発生するモードから力を逃がすモードへ選択的に遷移することができる。このことは第3章第2節の安全なアクチュエータの特性1を満たしている。滑っている時には、過負荷はレールとの摩擦で熱エネルギーなどへ変換され消費されること

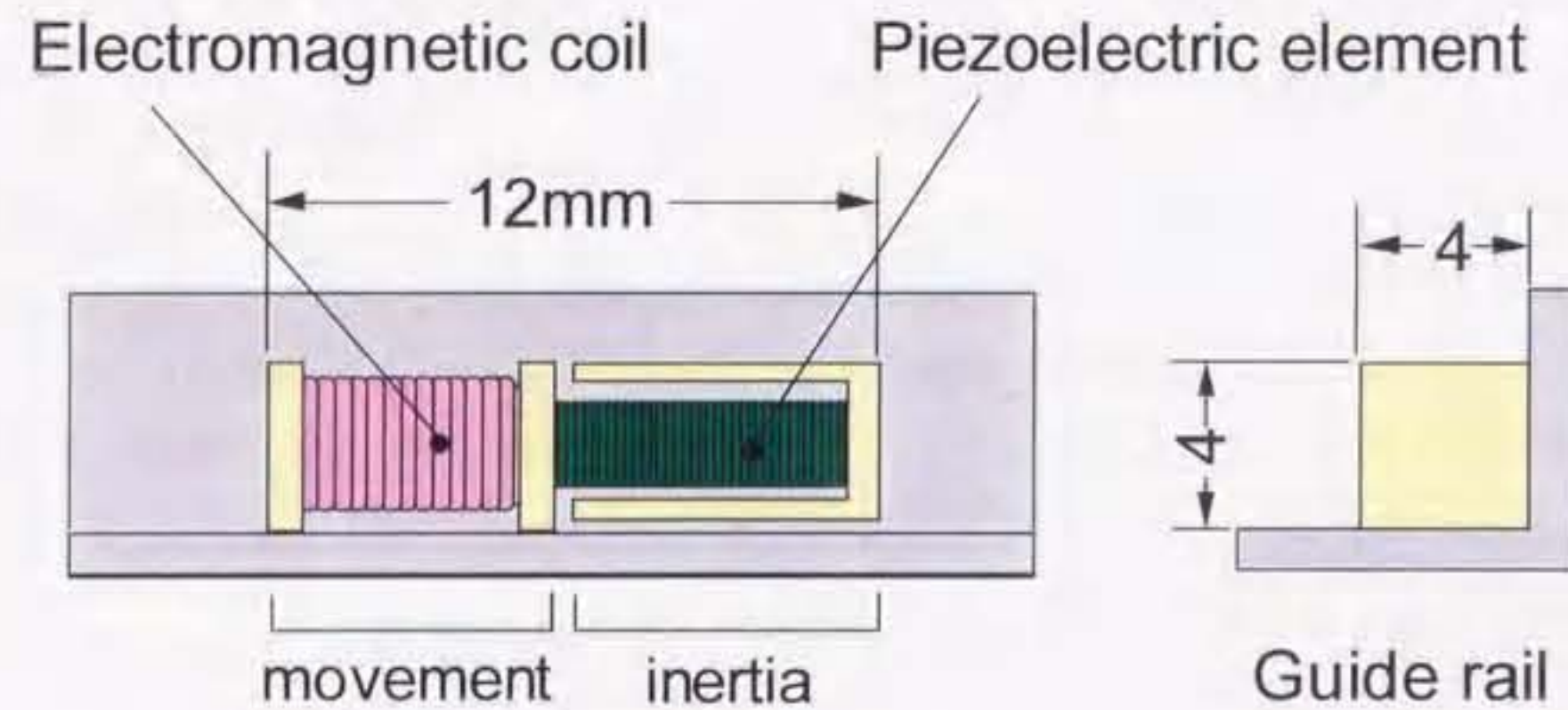


Fig. 3.1 Design of the cybernetic actuator

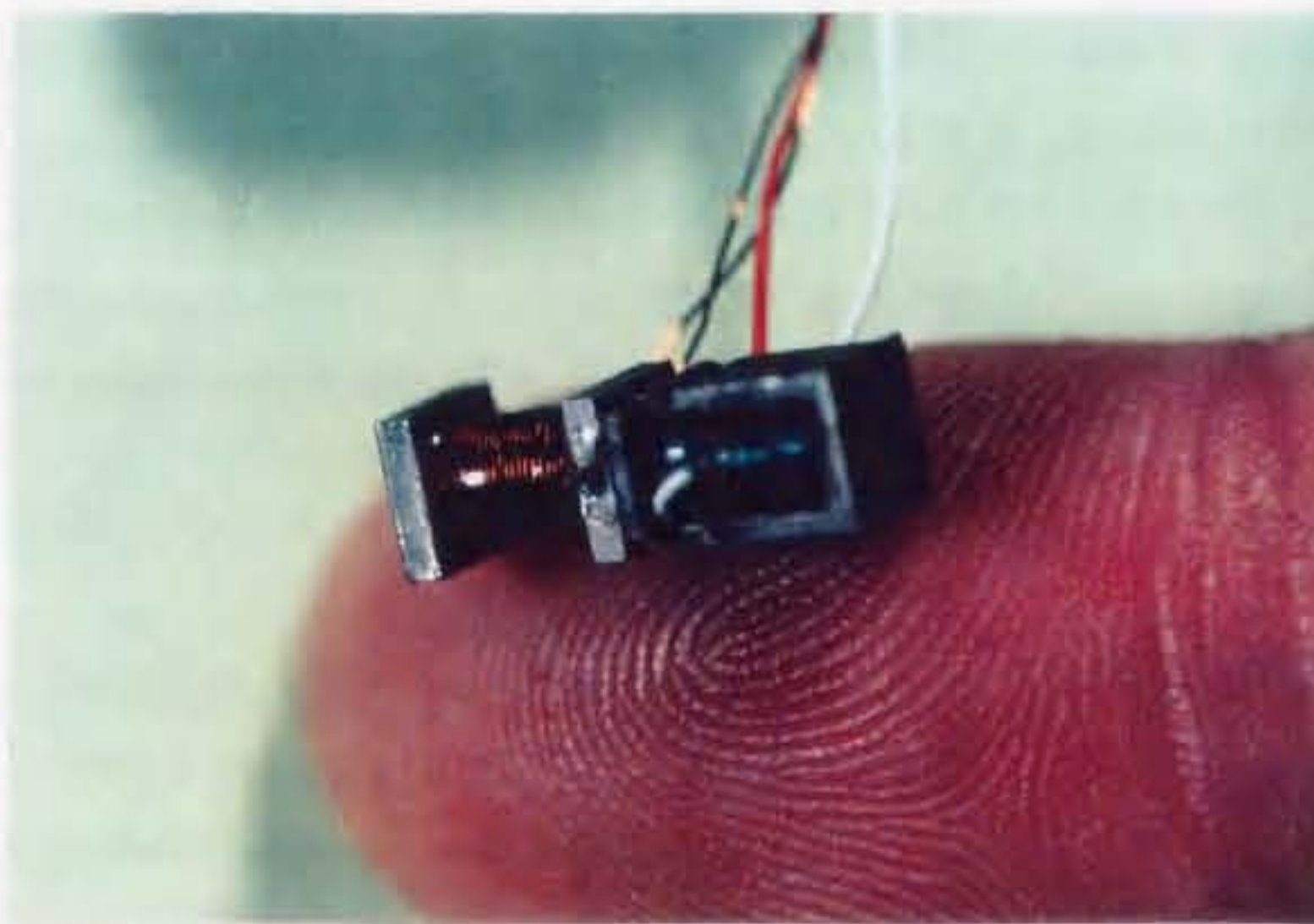


Fig. 3.2 The cybernetic actuator with piezoelectric device and electromagnetic clamp

3.5. マイクロサイバネティックアクチュエータ

から安全特性2を満たしている。電源OFF時には磁気吸着力が0の無拘束状態になる。このことは安全特性3を満たしている。

以上より、本アクチュエータは3つの安全特性を持った安全なアクチュエータであることが分かる。

3.5.2 移動原理

本アクチュエータでは単に超小型軽量のサイバネティックアクチュエータというだけでなく、従来のインパクト駆動方式[24]の改良により大幅な高速化と効率の改善を行っている。この機構の移動原理をFig. 3.3に、その説明を以下に示す。

1. 圧電素子を初期状態にしてからサイクルを開始する。
2. 圧電素子へ急激に電圧を印加して、圧電素子を伸長し移動体と慣性体に重心回りと逆方向の移動を引き起こす。この時コイル電流はOFFで摩擦力を極力0にする。
3. 電磁コイルに通電し磁気吸着して摩擦抵抗を最大にする。
4. 磁気吸着状態でできるだけ急速に圧電素子を収縮させる。
5. 圧電素子の収縮を急に止めると慣性体が移動体に対して衝突した形になり移動を引き起こす。この瞬間コイル電流をOFFにして摩擦抵抗を極小にする。
6. 運動エネルギーをレールとの摩擦や摩耗に変換しながら滑る。

以上1~6の繰り返しにより、リニアアクチュエータとして連続的な移動が実現できる。また逆方向の移動も圧電素子の電圧サイクルを変えるだけで可能である。

3.5.3 駆動実験結果の検討と考察

試作したサイバネティックアクチュエータを用いて駆動実験を行った。まずアクチュエータの駆動波形(Fig. 3.4)を、任意波形発生装置(YOKOGAWA製, AG2100A)で発生した。次に、電圧増幅器(NF回路設計ブロック製, 4010)で波形A(Fig. 3.4上図)の最大電圧値を100[V]に、電流増幅器(TAKASAGO LTD.製, BPS120-5)で波形B(Fig. 3.4下図)の最大電流値を0.8[A]にした。それぞれを圧電素子(日本電気(株)製, 積層型圧電素子(1×2×5[mm]))、

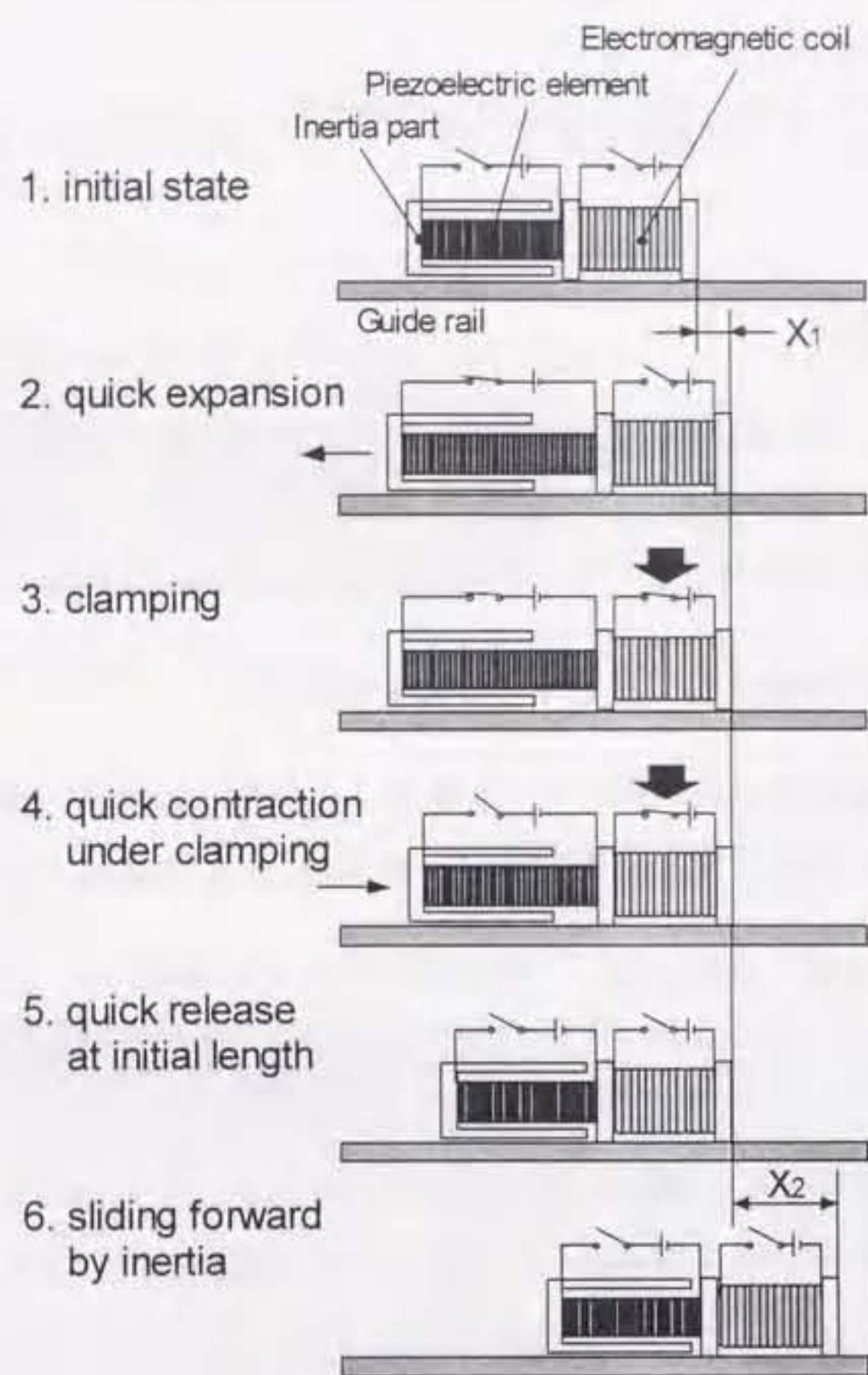


Fig. 3.3 Driving sequence of the cybernetic actuator

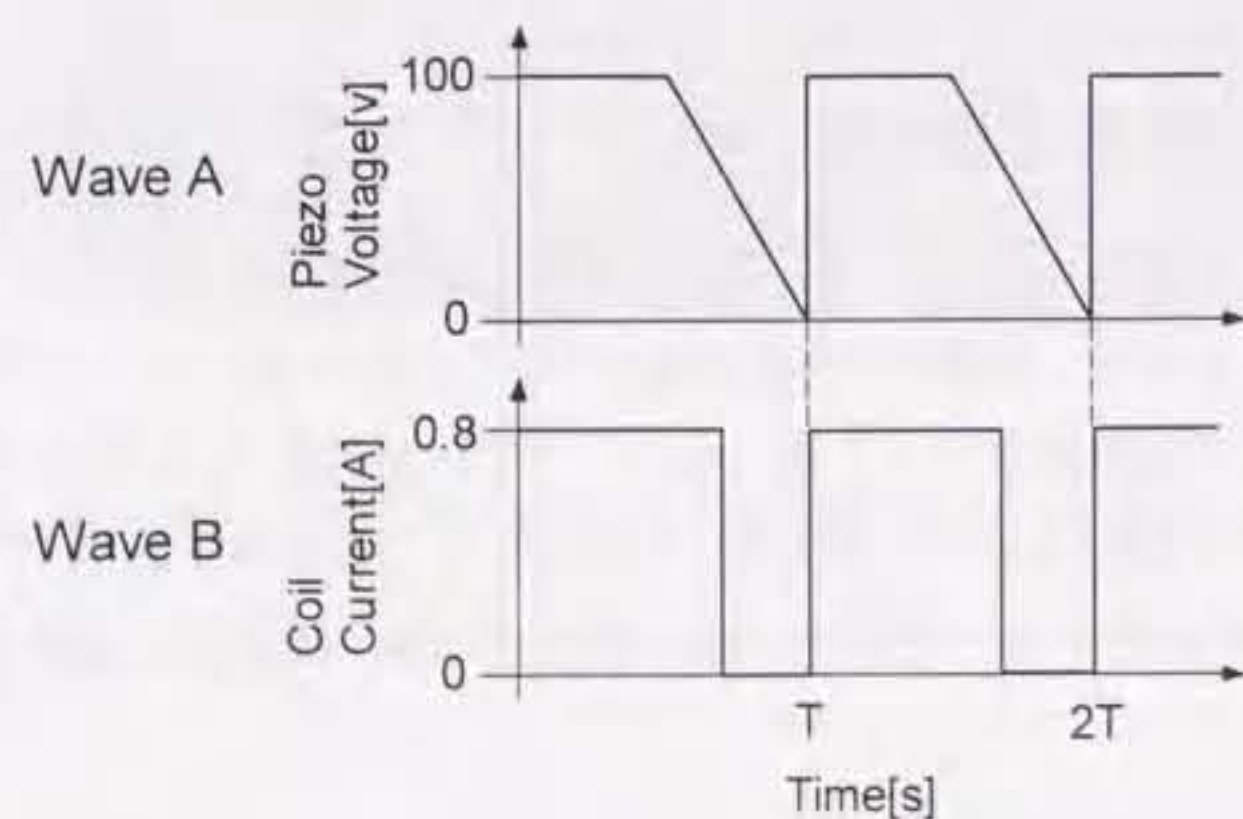


Fig. 3.4 Input voltage and current pattern

電磁コイル ($\phi 0.15$ の導線 30 回巻) に印加し駆動させた。移動速度は、アクチュエータの変位をレーザー測長器 (キーエンス製, LB-02) を用いて測定し算出した (以降の実験においても同じものを使用)。

Table 3.2 に実験で得られた本アクチュエータの諸特性を示す。サイズは $12 \times 4 \times 4$ [mm]、重量 1.0 [gf] の小型軽量でありながら、最高速度 30 [mm/s] 以上、最大発生力 74.2 [gf] (出力重量比 74.2)、最大静止力 148.6 [gf] (出力重量比 148.6) という十分な特性を実現することができた。一般にアクチュエータの重量が小さくなるにつれ高い出力重量比が得にくくなる。 100 [g] 以下の軽量小型領域では、DC モータでさえも 10 程度の値でしかない。特に 10 [g] 以下のミニチュア/マイクロ領域においては、利用可能な従来方式のアクチュエータは皆無と言ってよい [26]。以上のことから、本アクチュエータは他と比べ良好な数値を実現していることが分かる。理由としては、微小移動機構でしか生かせなかった圧電素子の発生力を、摩擦力の切り替えを行う駆動原理により引き出した結果によるものと考えられる。

Fig. 3.5 に本アクチュエータの移動速度の駆動周波数依存性を示すグラフを載せる。 20 [kHz] 以上では超音波領域であるため、人の耳には全く聞こえない無騒音駆動が実現できている。そのため人間が騒音で不快に感じることはない機械を創り出していくことが可能である。これはアクチュエータを小型軽量化できたためと考える。

Fig. 3.6 に本アクチュエータの発生力と移動速度の関係を示す。本サイバネティックアク

Table 3.2 Specification of the cybernetic actuator

| | |
|----------------------------------|-----------------------------|
| Size | $12 \times 4 \times 4$ [mm] |
| Weight | 1.0 [gf] |
| Max. Speed | 32.5 [mm/s] |
| Max. Driving frequency | 35 [kHz] |
| Driving voltage | 150 [V] |
| Coil current | 1.0 [A] |
| Max. Static force | 148.57 [gf] |
| Max. Producibile force | 74.2 [gf] |
| Static force / weight ratio | 74.2 |
| Producibile force / weight ratio | 148.57 |

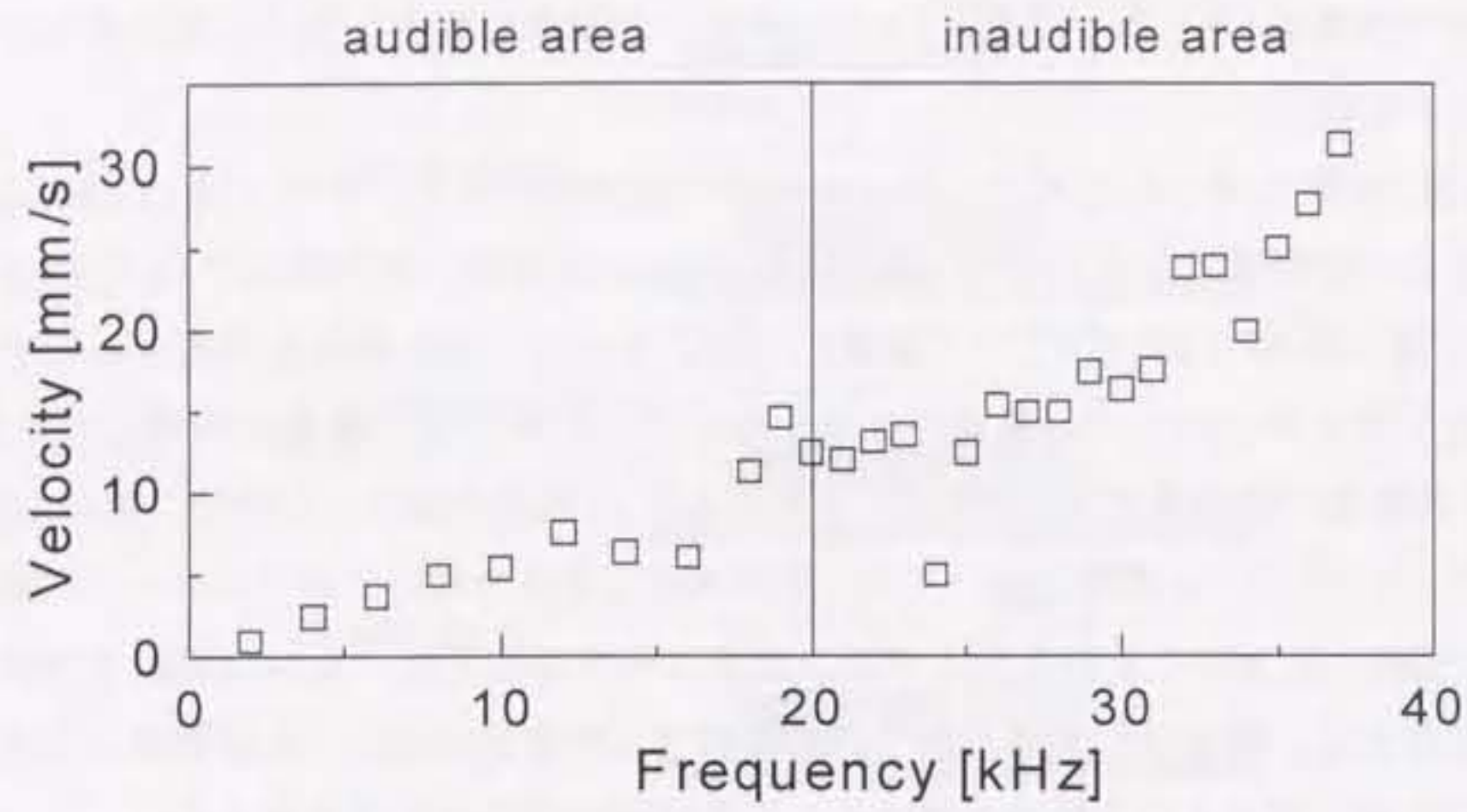


Fig. 3.5 Velocity dependence of driving frequency

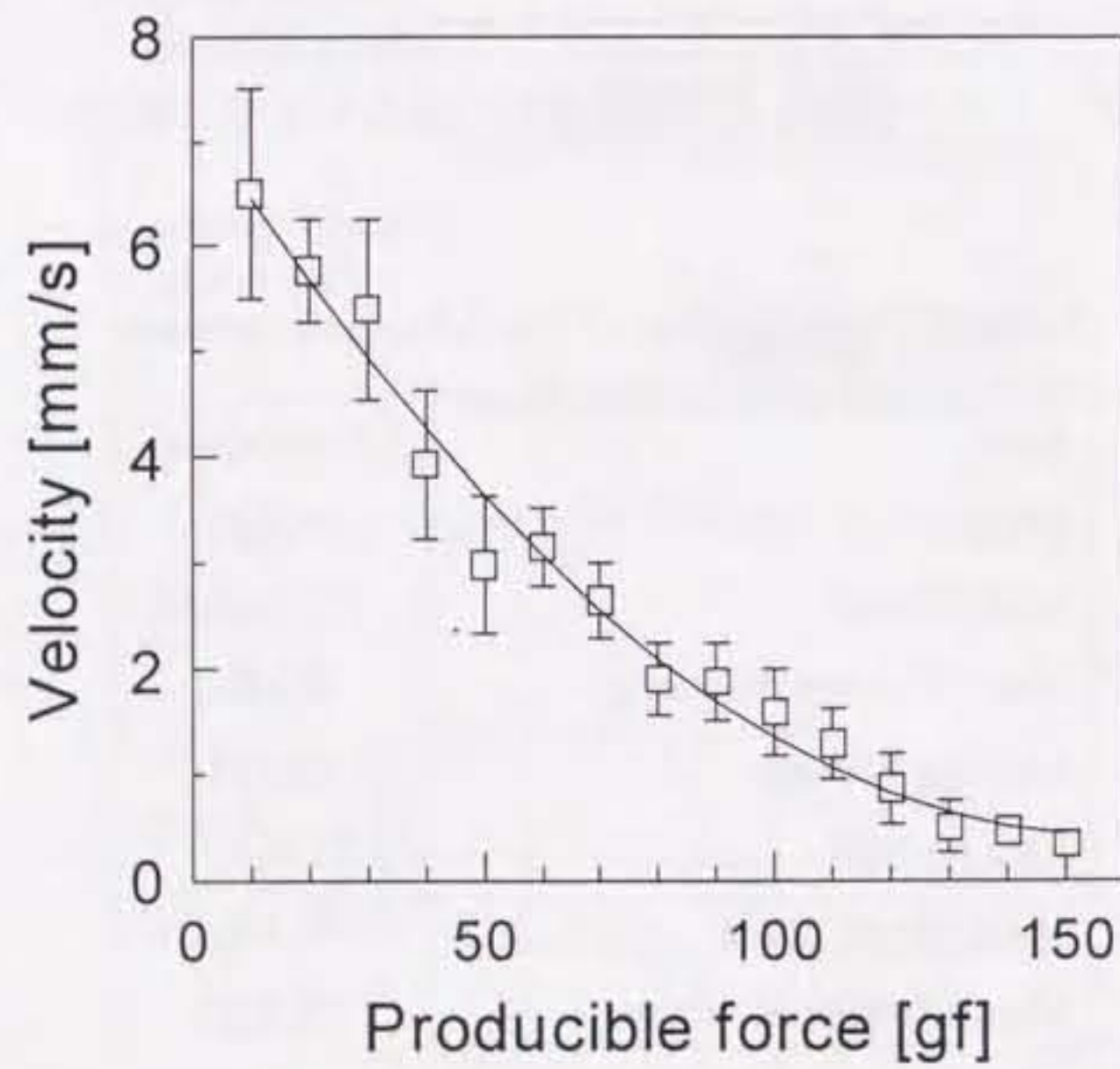


Fig. 3.6 Velocity dependence of producible force

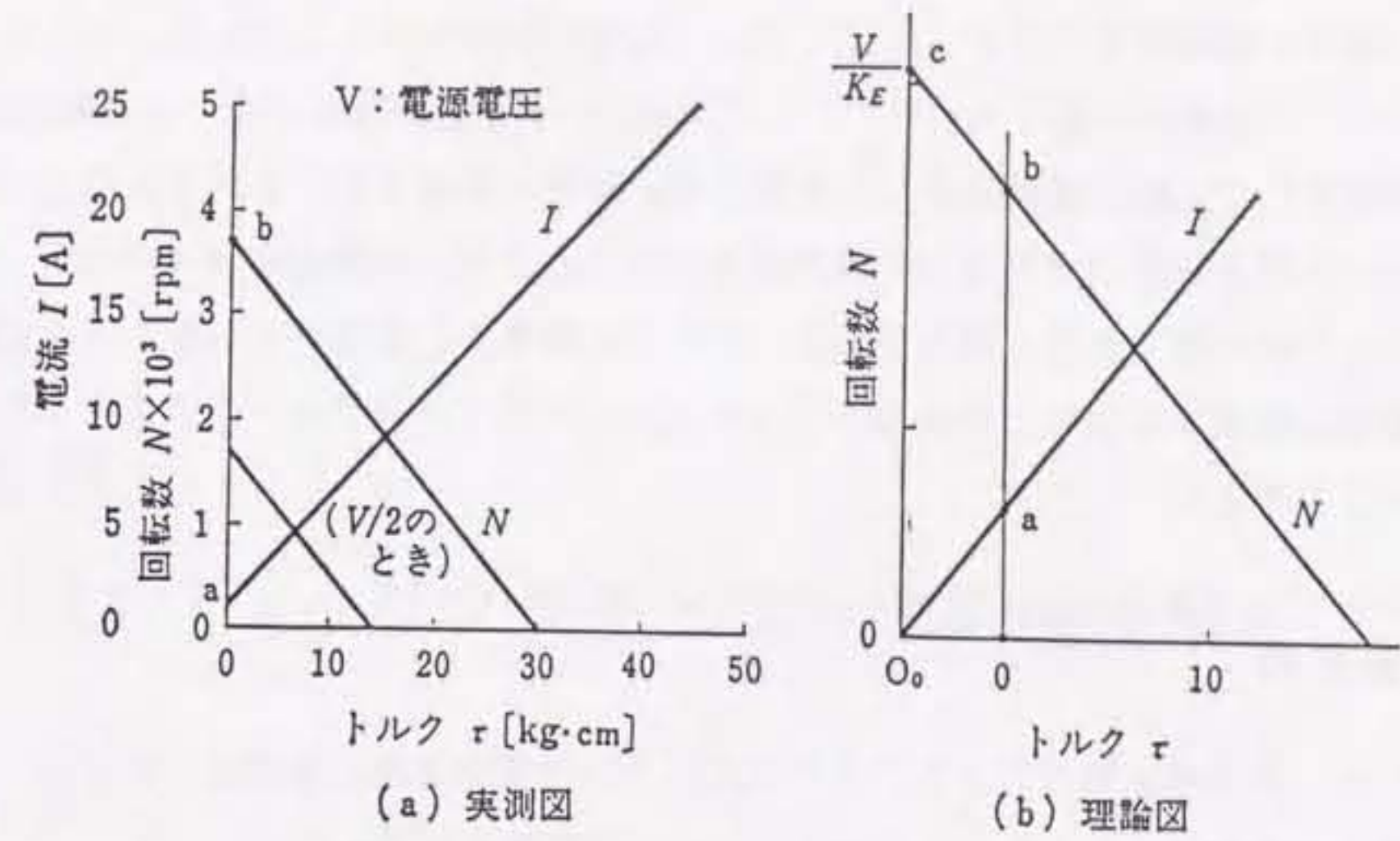


Fig. 3.7 Characteristic of DC servomotor (岡田養二, 長坂長彦 : サーボアクチュエータとその制御, コロナ社)

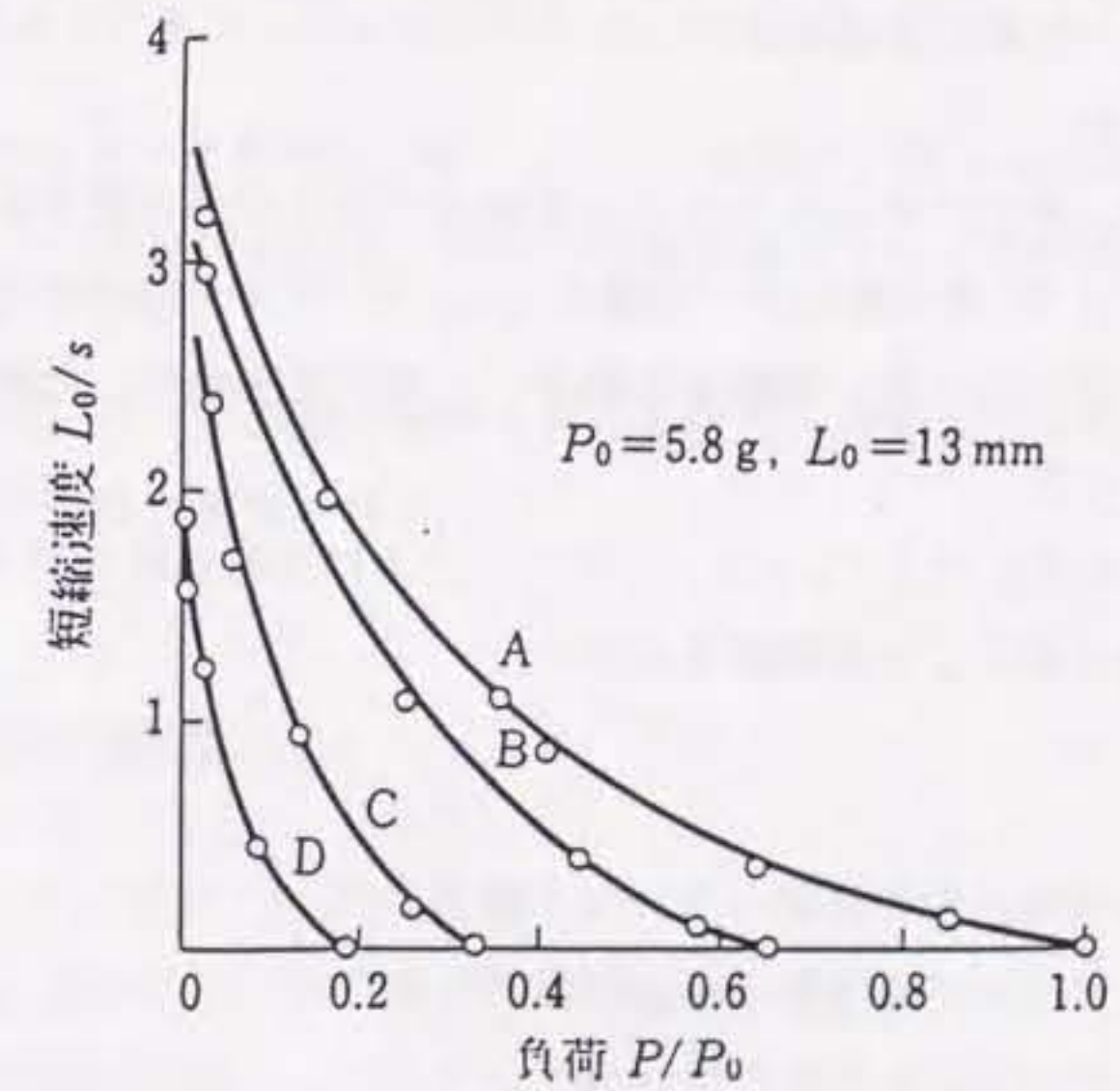


Fig. 3.8 Characteristic of human muscle (星宮望, 赤澤堅造 : 筋運動制御系, 昭晃堂)

チュエータの「速度-発生力特性」は、一般的によく用いられているDCサーボモータのような直線 (Fig. 3.7) [27]ではなく、人間の筋肉に類似した曲線形状 (Fig. 3.8) [28]になっている。従来の機械技術でロボットにこのような特性を持たせるためには、センサと高速フィードバック制御が必要であった。このアクチュエータを医療福祉ロボットに組み込めば、特別な制御なしで人間が直接操作した感覚に近い動作を実現することができる。

またレール部を円形にするなどの設計変更を行うことで、回転型のサイバネティックアクチュエータが実現できると考えている。さらに圧電素子と電磁コイルをレールに配置するか移動体に配置するかで、様々なバリエーションのサイバネティックアクチュエータが構成できると考える。

3.6 まとめ

本章では、医用福祉用の安全なアクチュエータの実現を目指し提案及び試作された「マイクロサイバネティックアクチュエータ」についての報告を行った。

まず安全なアクチュエータの検討を行い、サイバネティックアクチュエータの安全特性が医療福祉ロボットに最適であることを確認した。

次にこのアクチュエータの具体的実現を行い、電磁コイルの磁気吸着を活用することによりlock状態とfree状態を同時に実現できるだけでなく、圧電素子のインパクト駆動と連動して大幅な高速化と効率の改善に成功した「マイクロサイバネティックアクチュエータ」の提案と試作を行った。

駆動検証実験より、本アクチュエータは小型軽量でありながら最高速度30[mm/s]以上、最大発生力/重量比74.2、最大静止力/重量比148.6という十分な特性を得ることが確認できた。また、人との親和性の高い無騒音駆動や、人間が直接操作した感覚に近い動作を実現できることが分かった。

以上より、マイクロサイバネティックアクチュエータは医療福祉ロボットのアクチュエータとして極めて有効であることが確認された。

第4章

サイバネティックアクチュエータの特性解析

4.1 はじめに

前章で提案試作したマイクロサイバネティックアクチュエータは、低周波から人間の耳には聞こえない高周波領域での駆動が可能である。一方、駆動周波数を高くすると、それまでとは異なった挙動が現れることが確認されている。安全設計やさらなる小型化といった最適化、高精度の位置決めや速度制御を行うためには、当然ながら動作の特性解析が必要である。

しかし、本アクチュエータを含む圧電インパクト駆動アクチュエータについては、静的モデルによる解析しか行われておらず、動的な振動状態まで含めた詳細な動作過程は分かっていなかった。

本章では、アクチュエータの動学的モデルを提案し運動解析を行うことで、高周波振動状態における動作過程の解明を行う。

4.2 動的モデルの提案

サイバネティックアクチュエータの圧電インパクト駆動の特性解析は、これまでは圧電素子の急速伸縮により生じる1回の衝突移動距離を、運動量保存則で求める静的モデル解析が行われてきた[23][24][25]。このモデルで取り扱うアクチュエータは、質量が200[g]から1000[g]規模の大きなものであり、主な用途は低周波駆動の微小位置決めであった。

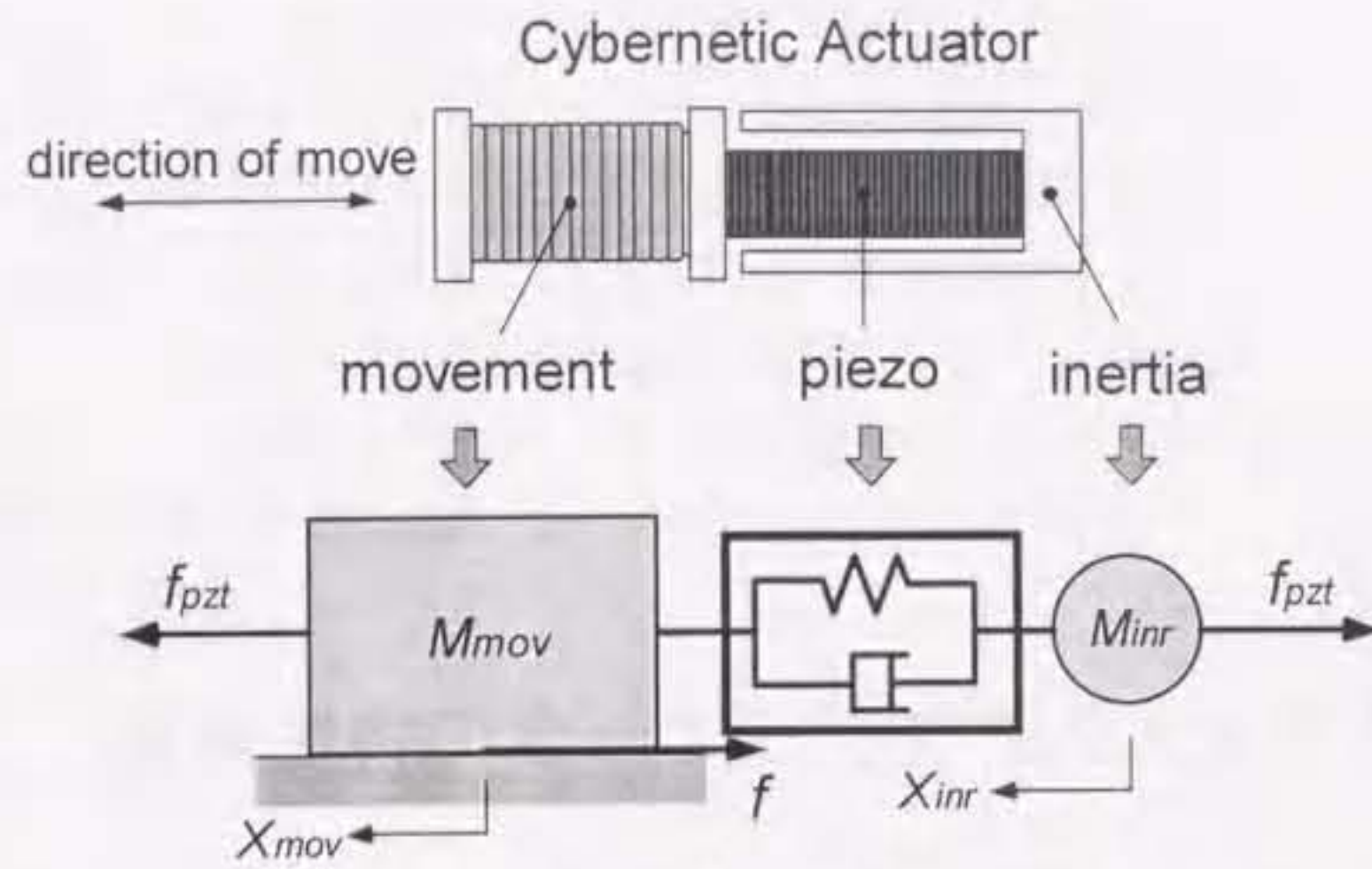


Fig. 4.1 Dynamical model of the cybernetic actuator

サイバネティックアクチュエータは小型軽量であり、静的モデル解析では高周波振動状態まで含めた詳細な動作特性を解明することは困難である。さらにインパクトを発生する圧電素子の特性や、移動面との摩擦などの複雑な要素が絡んでくる。そのため新しいモデルによる理論解析が必要となる。

そこでサイバネティックアクチュエータを機械要素で置換したFig. 4.1の第1次近似動的モデルを提案する。本モデルは、移動体(movement)、圧電素子(piezo)、慣性体(inertia)の3部分からなり、慣性体と移動体は質点体として、圧電素子は弾性体と粘性体を含み両端で力を発生する要素とした。摩擦力(Fig. 4.1での f)は移動体の進行方向と逆に発生するものとする。

4.3 圧電効果の導入

本モデルは圧電効果の考慮を行うことを特長とする。圧電効果とは、ある種の結晶に電界を加えて誘電分極を起こさせると、結晶が歪みを生じたり応力を発生する現象のことである。この圧電効果を定式化したものが式(4.1)の圧電方程式である[35]。

$$\epsilon_i = s_{ij}^E \sigma_j + d_{mi} E_m \quad (4.1)$$

4.3 圧電効果の導入

$$\begin{aligned} \epsilon_i &: \text{歪み} & E_m &: \text{電界の強さ [V/m]} \\ \sigma_j &: \text{応力} & s_{ij}^E &: \text{ヤング率の逆数 [m}^2/\text{N]} \\ d_{mi} &: \text{圧電係数 [c/N]} \end{aligned}$$

ここに現れる上添や下添記号は、圧電現象をテンソル表現するとき用いられる表記法である。上添記号は状態変化のときに一定に保持されるパラメータ、下添記号は原因と結果の圧電性軸方向を示しており、 i, j, m ($i, j=1, 2, \dots, 6; m=1, 2, 3$) はそれぞれ、歪みの方向、応力の作用する方向、電極面である。圧電素子の発生力(Fig. 4.1での f_{pzt})はこの圧電効果を考慮したものとする。

本アクチュエータは、移動する方向に積層形成し電極をつけた圧電素子を使用しているため、同方向に伸縮する縦振動モードを行う。その結果、前述の式(4.1)は1方向のみの1次元の式になるため、上添や下添記号を省略することができる。またこの式は外力に対する圧電効果を表すものである。本論文では、電圧印加によって圧電素子内部から発生する応力(内力)を取り扱うために、右辺第1項(応力項)の符号が逆向きになる。以上より式(4.1)からは下記の式のみが得られる。

$$\epsilon = -s\sigma + dE \quad (4.2)$$

従って圧電効果によって発生する応力は式(4.3)のようになる。

$$\sigma = \frac{dE - \epsilon}{s} \quad (4.3)$$

圧電素子は応答性が極めてよい(応答速度0.1[msec])ことから、電圧印加直後で歪みが $\epsilon = 0$ の時に目標の応力が発生したとする。印加電圧を V 、内部の電極間距離を L_{gap} とすると電界の強さは $E = V/L_{gap}$ であり、圧電素子の断面積を A_{pzt} とすると圧電素子両端での発生力 f_{pzt} は式(4.3)より下式のようなになる。

$$f_{pzt} = A_{pzt} \sigma = \frac{A_{pzt} dV / L_{gap}}{s} \quad (4.4)$$

慣性体と移動体の運動方程式は、それぞれ式(4.5)(4.6)のようになる。これらの式を連立させることで、アクチュエータ全体の動的挙動を知ることができる。

$$M_{inr} \ddot{x}_{inr} + C_{pzt} (\dot{x}_{inr} - \dot{x}_{mov}) + K_{pzt} (x_{inr} - x_{mov}) = -f_{pzt} \quad (4.5)$$

$$M_{mov}\ddot{x}_{mov} + C_{pzt}(\dot{x}_{mov} - \dot{x}_{inr}) + K_{pzt}(x_{mov} - x_{inr}) = f_{pzt} - \text{sgn}(\dot{x}_{mov})f \quad (4.6)$$

$$\text{sgn}(x) = \begin{cases} +1 : x \geq 0 \\ -1 : x < 0 \end{cases} \quad (4.7)$$

x_k : Displacement f_{pzt} : Force(piezo)
 C_{pzt} : Coefficient of viscosity M_k : Mass
 K_{pzt} : Modulus of elasticity f : Friction
 ($k = inr, mov$)

Table 4.1 Parameters of actuator

| | | |
|--|-----------|------------------------|
| Young's modulus[N/m ²] | 1/s | 27 × 10 ⁹ |
| Mass(movement)[g] | M_{mov} | 0.503 |
| Mass(inertia)[g] | M_{inr} | 0.353 |
| Modulus of elasticity[N/m] | K_{pzt} | 10.8 × 10 ⁶ |
| Cross section[mm ²] | A_{pzt} | 2.0 |
| Piezoelectric modulus[m/pV] | d | 66.7 |
| Gap length between the electrodes of piezo[mm] | L_{gap} | 5.0 |
| Friction[N] | f | 1.2 |

4.4 動的モデルシミュレーション結果

今回は簡単化のため粘性を考慮せずに式(4.5)(4.6)を離散化したシミュレーションを行った。圧電素子の波形と磁気吸着コイルの電流波形はFig. 4.2であり、Table 4.1のパラメータを使用した。なおサイバネティックアクチュエータは高周波インパクト駆動により、レールの摩擦は常に動摩擦状態になっていると考えられる。従ってここでは速度に対して摩擦力一定のクーロン摩擦を用いた。

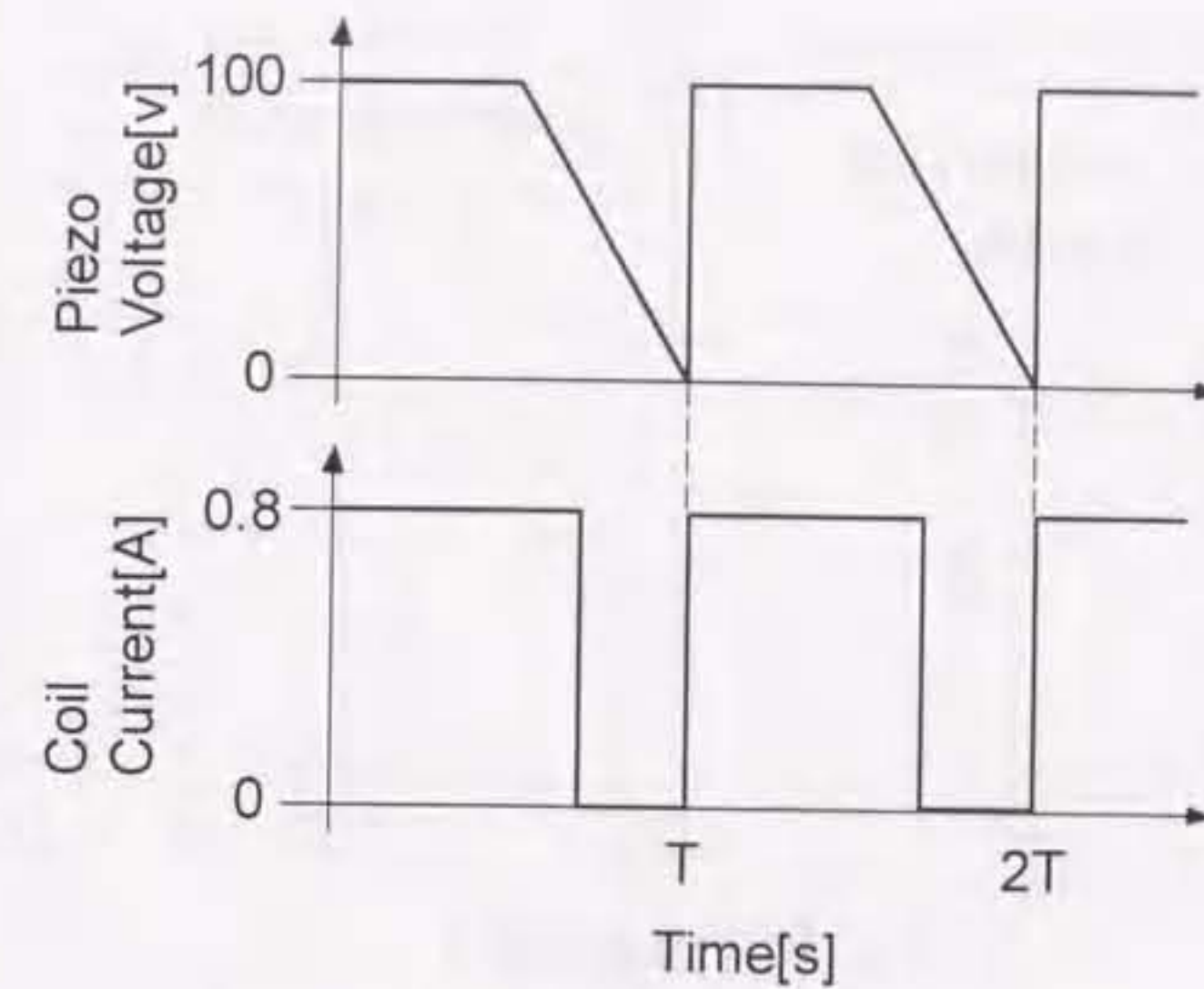


Fig. 4.2 Input voltage and current pattern

Fig. 4.3に20[kHz]の駆動波形を与えた場合の慣性体と移動体の位置変化(4周期分)を示す。Fig. 4.4に同じ波形を入力したときの移動体の位置変化(10周期分)を示す。これより駆動波形によってより高い周波数の振動がアクチュエータの各部分に発生していることが分かる。慣性体および移動体は静止することなく、駆動波形よりも2倍高い周波数の振動を続けながら、全体としてはほぼ一定の速度で移動している。以上よりアクチュエータは微小振動と駆動波形の重ね合わせによって移動することがわかった。

4.5 測定結果との比較と考察

本節では、動的モデルの有効性を検証するために、駆動測定結果(Fig. 3.5)との比較検討を行う。駆動波形やパラメータ、境界条件は、測定値を得た時のものを使用し解析を行った。異なった周波数の駆動波形を印加した時のシミュレーション結果と、実験による測定結果をFig. 4.5に示す。曲線が多少ぎざぎざである理由としては、前節でも述べたが、解析を行っているサイバネティックアクチュエータは、自分自身の固有振動数やレールとの摩擦などに起因する微小振動と駆動波形の重ね合わせによって移動するため、周波数の僅かな違いで速度が小刻みに変化する現象が現れたものとする。また16[kHz]と23[kHz]付

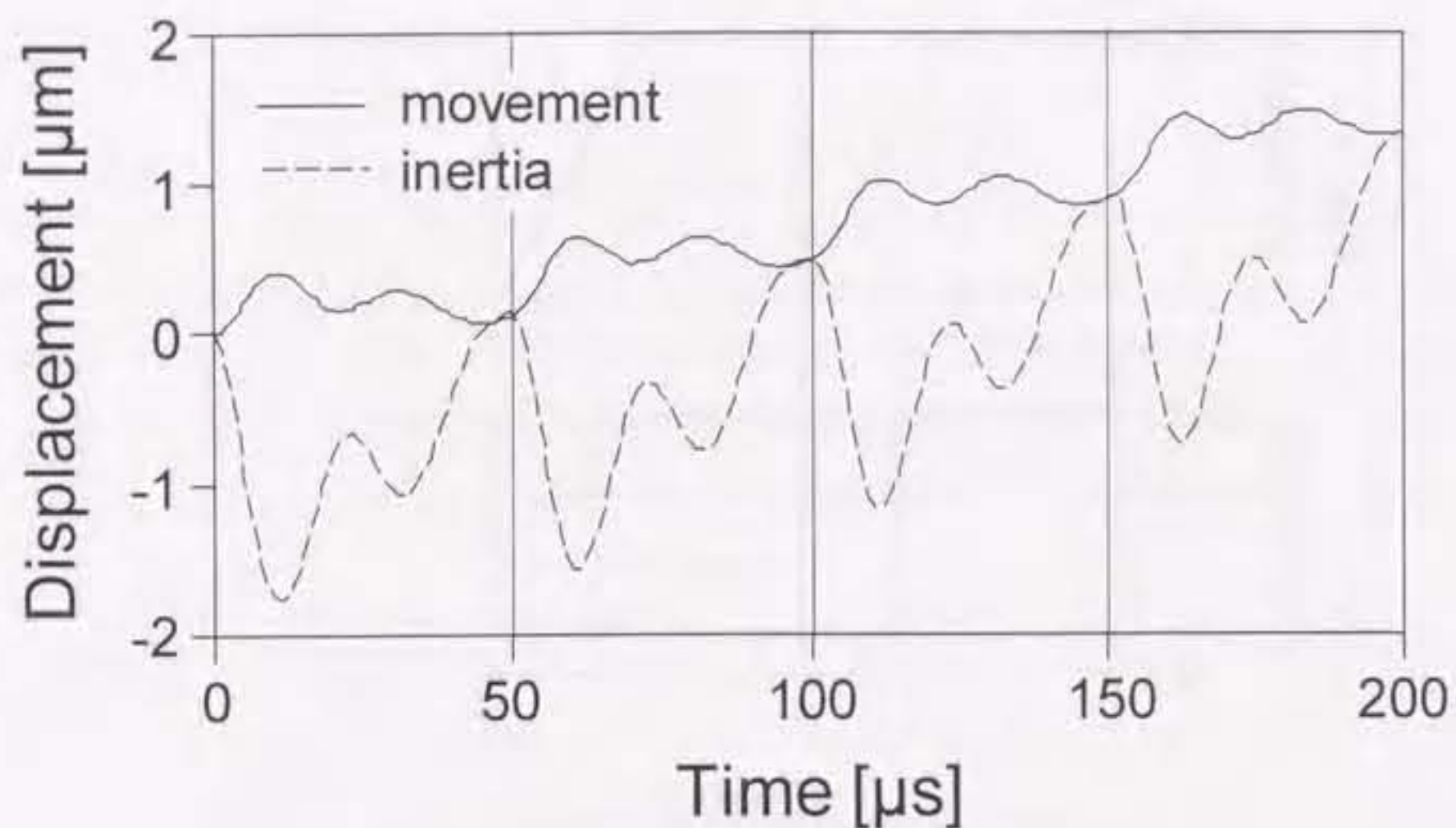


Fig. 4.3 Result of simulation (4 cycles)

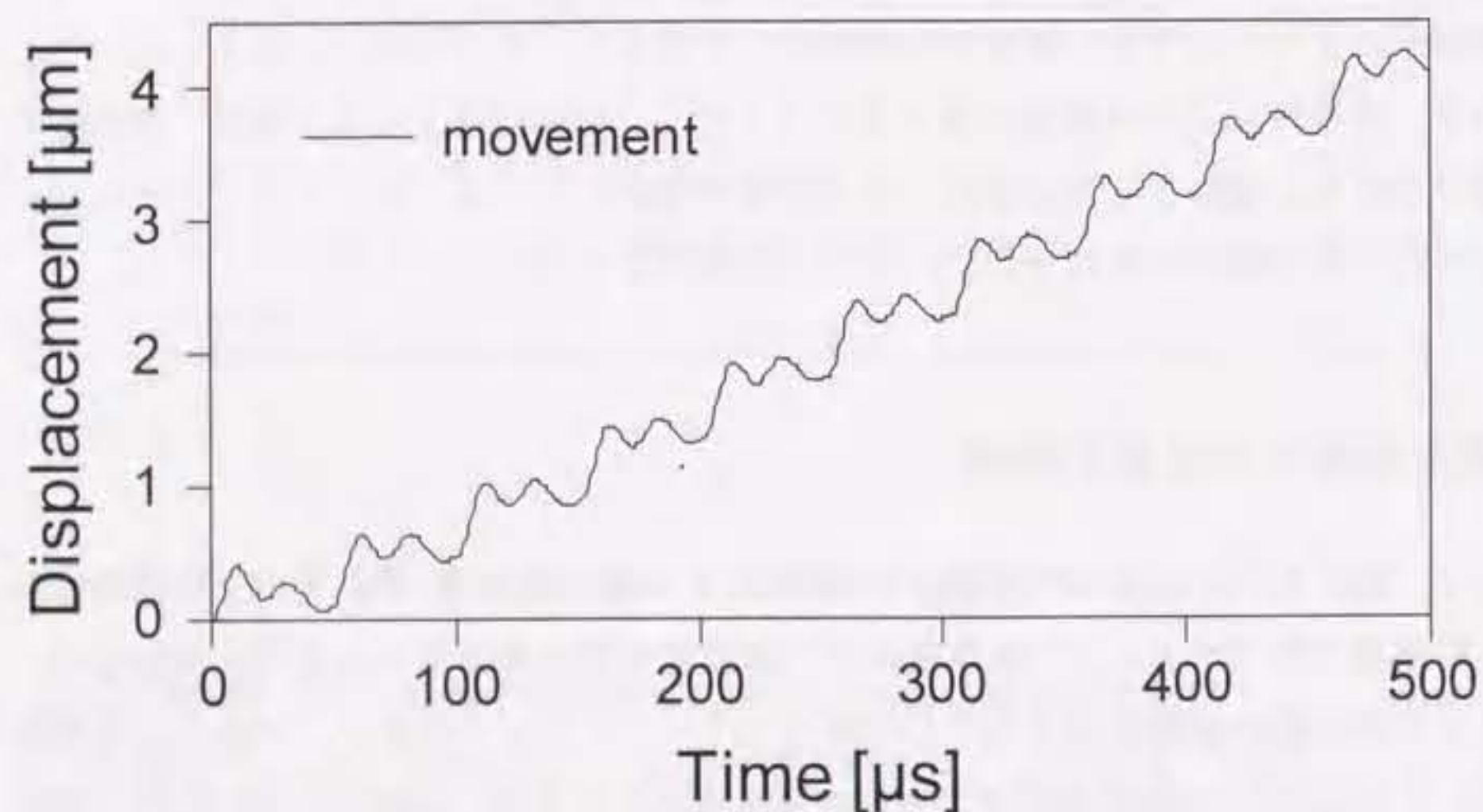


Fig. 4.4 Result of simulation (movement, 10 cycles)

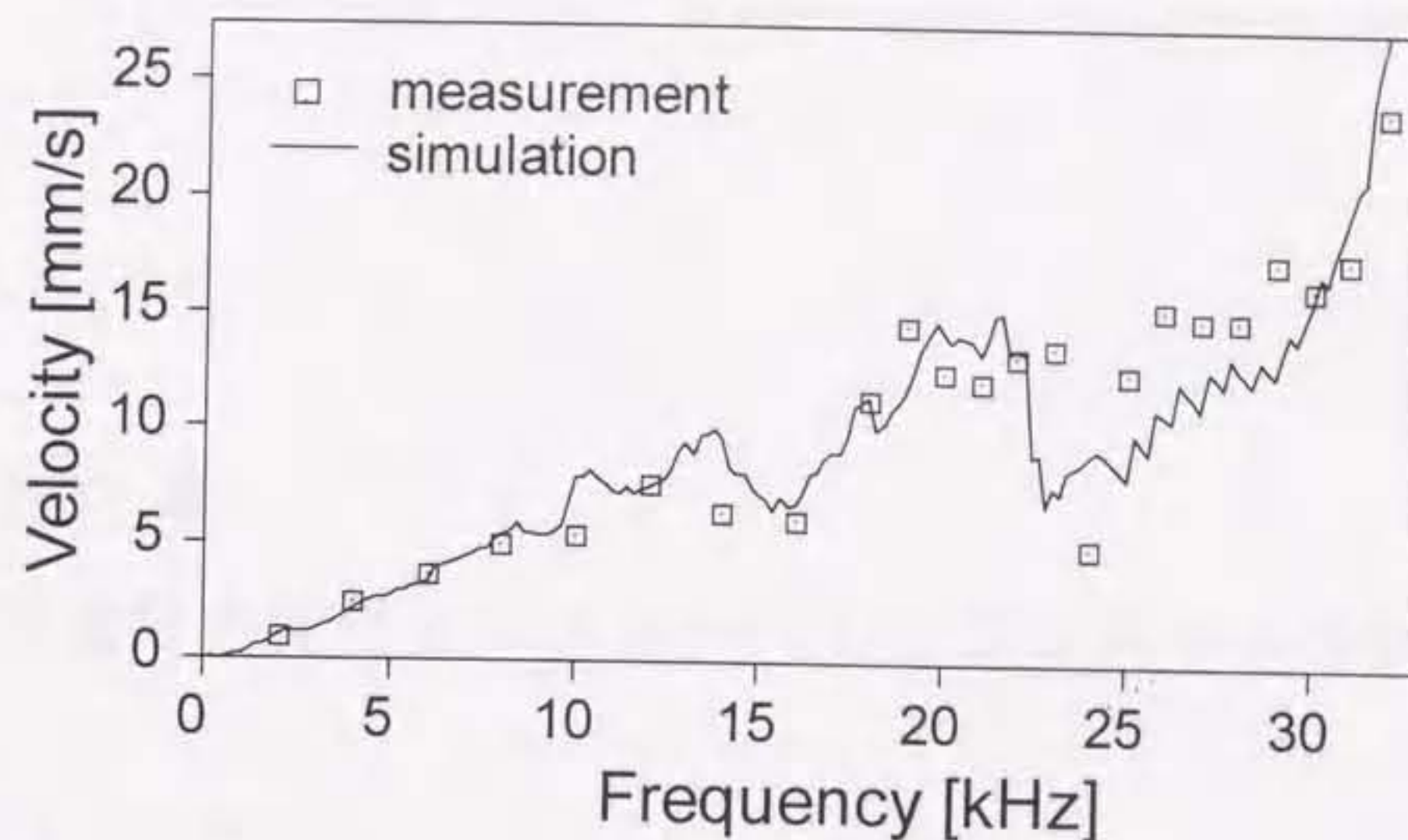


Fig. 4.5 Comparison between measurement and simulation of movement

近で谷ができたのは、波形の周波数により互いに弱めあったからだと考える。これらのことはFig. 4.3, 4.4の移動体と慣性体の挙動からも明らかである。0[kHz]から10[kHz]の範囲では、従来の静的モデルを用いた解析結果と同様に実験値と非常によく一致した。それ以上の周波数領域では、測定結果は駆動周波数がわずかに変わるとアクチュエータの移動速度は大きく変動しているが、シミュレーション結果においても同様の傾向が見られており、モデルの有効性が確認された。

4.6 まとめ

本章では、サイバネティックアクチュエータの機械的振動と圧電効果を考慮した動的モデルを新たに提案し、従来のモデル解析では困難であった低周波から高周波までの広い周波数帯における動作特性の解明を行った。

得られたシミュレーション結果より、本マイクロサイバネティックアクチュエータ内部には、駆動波形より高い周波数の振動が発生していることが考えられ、この微小振動と駆動波形の重ね合わせによって移動することが予想できる。このことは測定結果との比較 (Fig. 4.5) において同様の傾向が見られており、本モデルの有効性が確認されたものとする。

本特性解析手法を用いることで、アクチュエータの設計や駆動波形の最適化が行えるため、安全設計やさらなる小型化、高精度の位置決め、速度制御の実現が可能である。

第5章

安全な力覚付きマスタースレーブシステムの構築

5.1 はじめに

人とロボットの間には物理的な距離が存在している場合、通常コントローラなどで離れた場所から操縦を行う。原子力発電所内部や他の惑星など、人間が到達することができない場所での作業をロボットで実施する時によく行われている。

医療福祉分野でも、遠隔地での介護支援やX線CT下手術における術者の被爆回避、感染の予防、医師の手ではアプローチできない部分の手術などにロボットによる遠隔支援が有効である。この場合、対象が人間であり、やさしく安全に扱うためには操作者に力情報を伝えることが極めて重要である。

本章では、人が実際に力を感じながら遠隔操作を行える力覚付きマスタースレーブシステムの構築を行う。

5.2 安全なマスタースレーブシステム

従来の機械技術を用いて、医療福祉用マスタースレーブを構成する試みが現在も行われている[39][40]。しかし力提示方法に問題があり、安全性を持たせるために緊急停止装置や高速フィードバックシステムが別途必要になる。その結果、システム全体が大きくかつ複雑になり、小型軽量で信頼性の高いシステムにまとめることが困難になる。

この他に電気粘性流体を利用したものがある[41]。これは安全な力覚提示を行えるが負

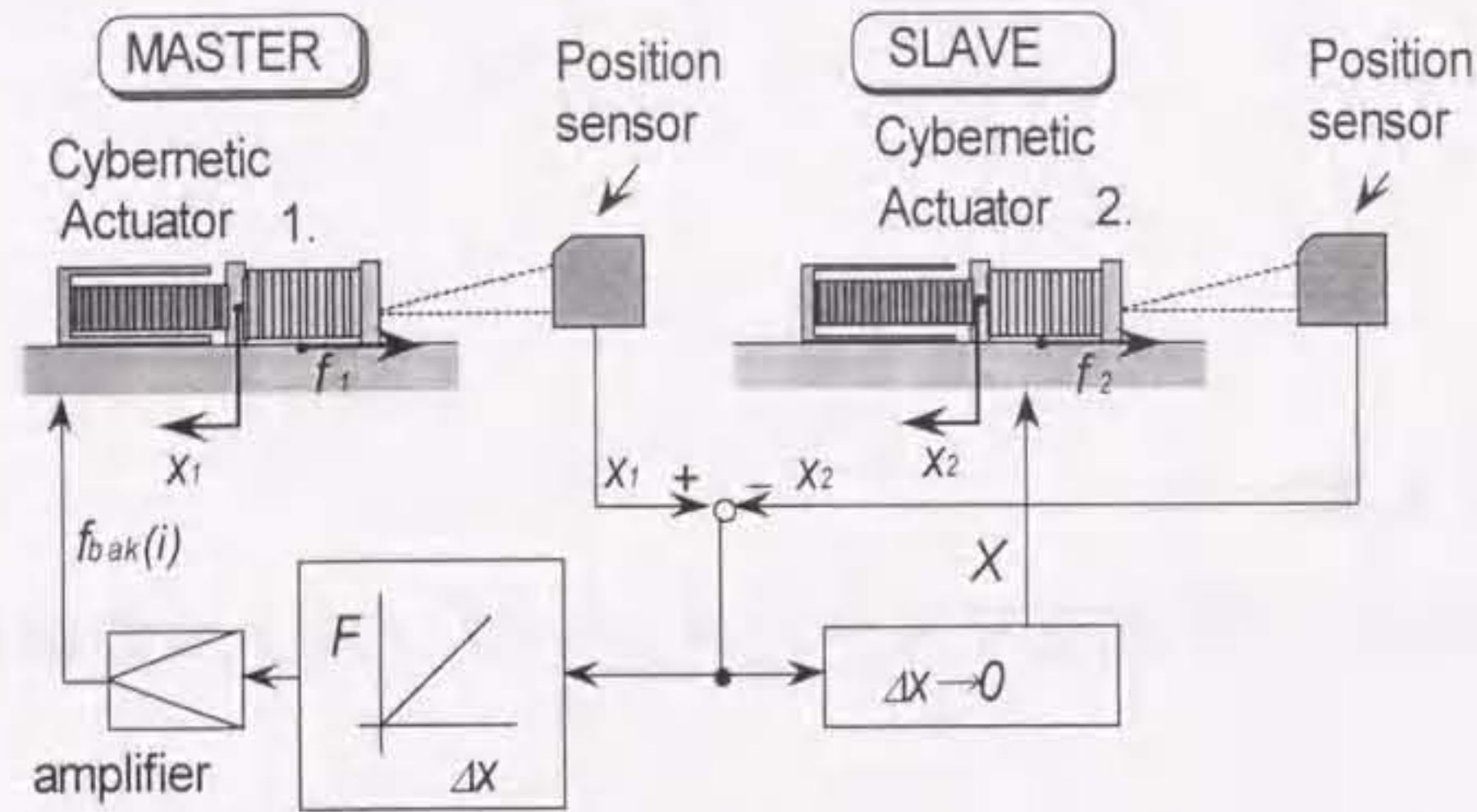


Fig. 5.1 Proposed simple bilateral servo system.

荷の提示にすぎず、スレーブ側での安全性については未解決のままである。

従って安全な力覚付きマスタースレーブシステムを構築するためには、これまでにない新原理のマスタースレーブが必要となる。

筆者はサイバネティックアクチュエータを用いることで、視覚情報のほかに力覚情報を操縦者へ安全に与えることができるマスタースレーブ制御方法の提案と試作実験を行った。

Fig. 5.1が今回考案した位置に関する対称型バイラテラル制御方法[42]による力覚付きマスタースレーブシステムである。両アクチュエータの位置は光学式ポジションセンサで検出され、マスター側の変位とスレーブ側の変位に生じた位置偏差は、マスター側に力情報としてフィードバックされる。アクチュエータとしてサイバネティックアクチュエータを用いているため、安全で小型軽量かつ追従性のよいシステムを構成することができる。

5.3 ディザと電磁吸着を用いた摩擦力制御

まず第1段階として、バイラテラル制御の検証実験を試験的に行った。その際、スレーブ側がフリー状態（無負荷）であっても、マスター側を指で押すと不連続な力感覚が生じた。この現象は、サイバネティックアクチュエータとガイドレール間の摩擦が静止摩擦状

態から動摩擦状態に移行することが原因であった。

そこでマスター側の操作性向上のため、「ディザ (dither)」[43]の手法を用いた。一般にディザは、高周波の微小振動により摩擦力の軽減と安定化を行う方法である。本システムでは、アクチュエータの圧電素子部へ高周波電圧を加え、移動面上を前後に微小振動させた。

ディザを用いた検証実験の結果をFig. 5.2に示す。電磁コイルには0.5, 0.7, 0.9[A]の電流を流すことで3通りの垂直抗力で実験した。横軸の印加電圧を大きくすると振幅が大きくなり、アクチュエータはいつそう動的な状態になることを意味する。印加電圧が50[V]付近でレールに生じる摩擦が大幅に減少しており、静止摩擦状態から動摩擦状態に移行させることに成功した。

この結果、スレーブ側がフリーや微小負荷時にも、マスター側は操作者にスムーズな力感覚を与えることができた。

次にディザ使用下でサイバネティックアクチュエータの動摩擦力を制御する手法を考案した。コイル部をFig. 5.3のようにモデル化して理論解析を行った。これより電流*i*と摩擦力*f*の関係は式(5.1)のようになることがわかった。

$$f = \mu' \frac{\mu_{mag} A_{mag} n}{2L^2} i^2 \quad (5.1)$$

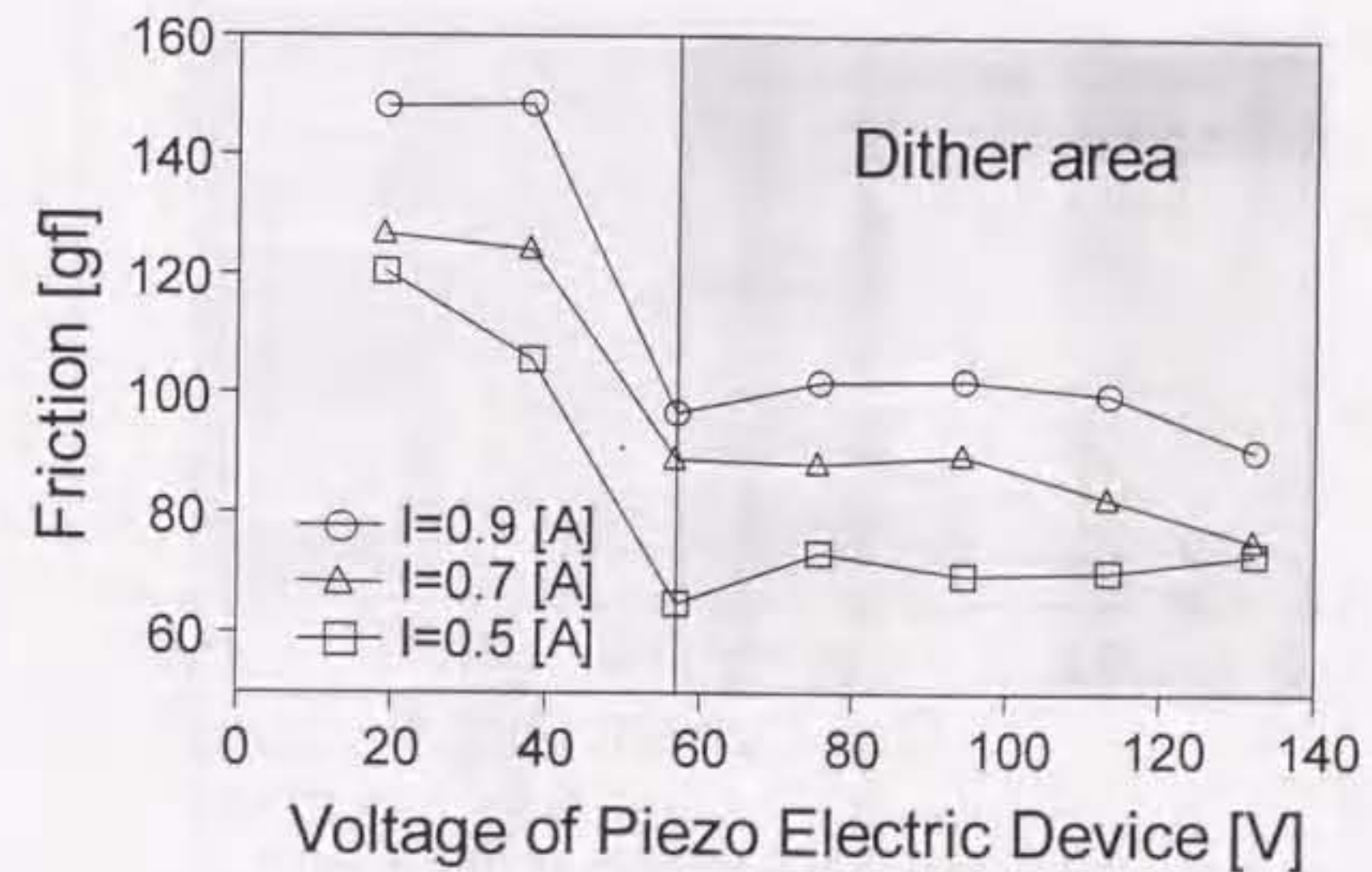


Fig. 5.2 Verification of dither

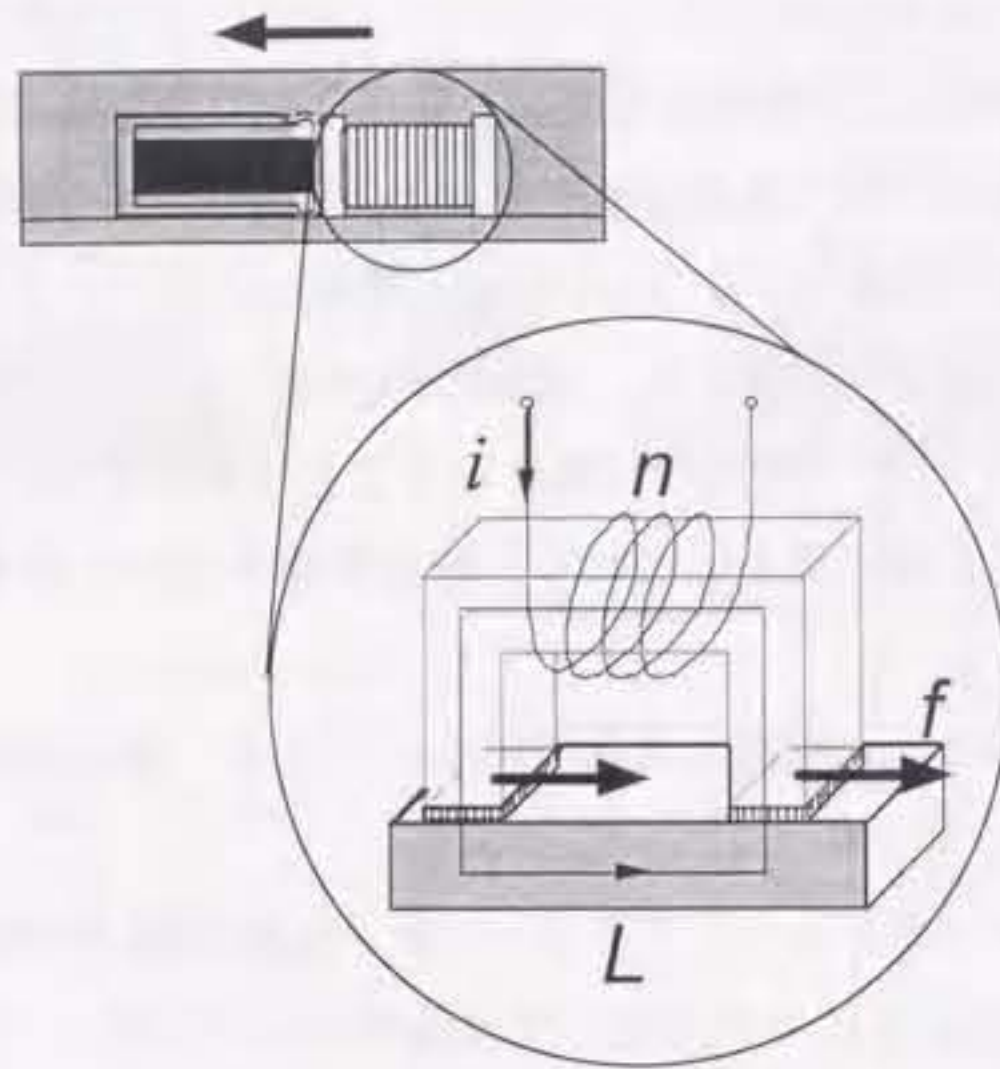


Fig. 5.3 Friction force control using dither technique

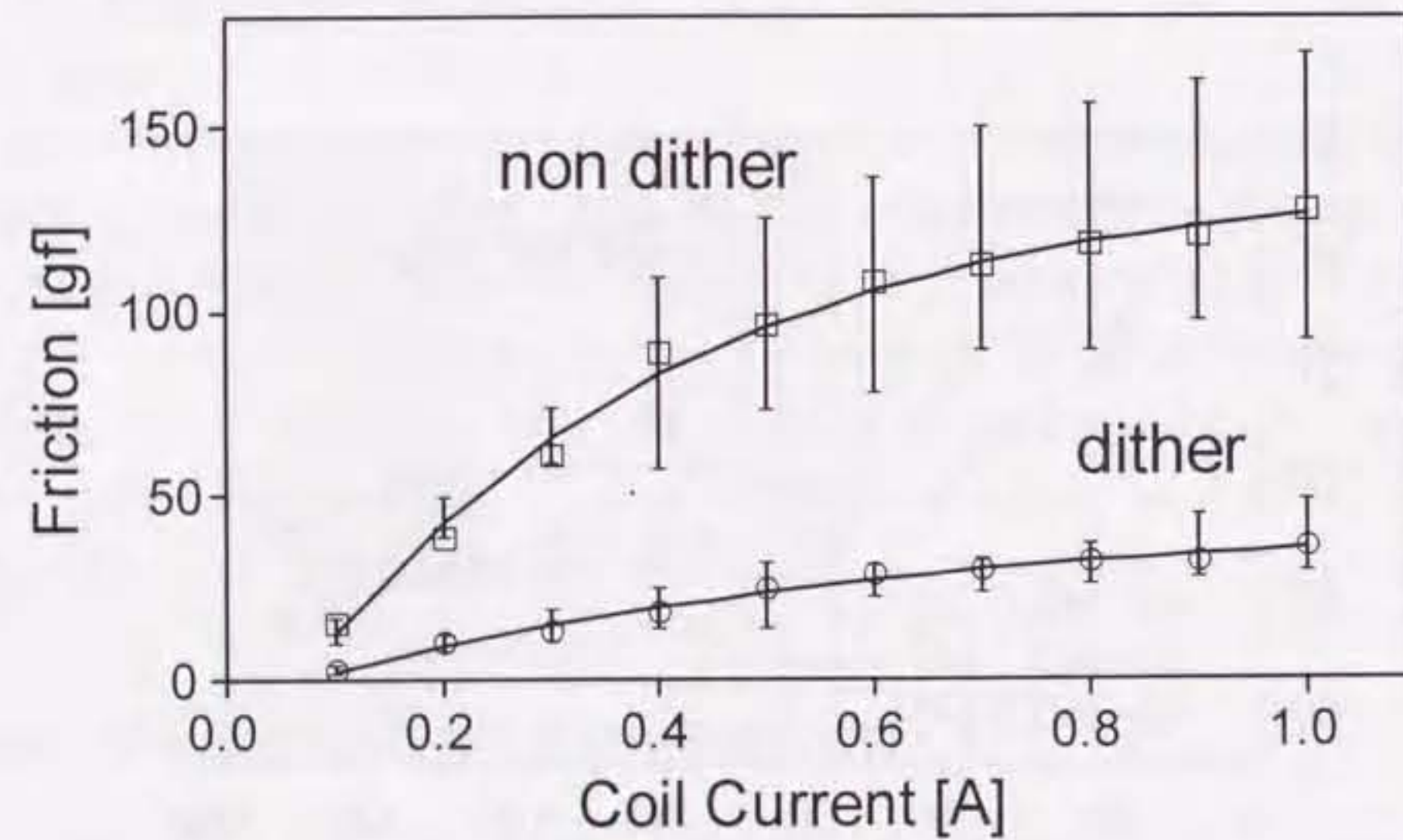


Fig. 5.4 Friction force dependence of coil current

5.4. 力覚付きマスタースレーブシステムの駆動実験と考察

但し,

$$\begin{aligned}
 f &: \text{摩擦力} & \mu' &: \text{動摩擦係数} \\
 \mu_{mag} &: \text{透磁率} & i &: \text{コイル電流} \\
 n &: \text{コイル巻数} & L &: \text{磁路長さ} \\
 A_{mag} &: \text{磁路断面積}
 \end{aligned}$$

アクチュエータのコイルに加える電流 i と摩擦力 f の関係を測定した。その結果を Fig. 5.4 に示す。ディザを用いたものはそうでないものに比べ力の絶対値自体は低下するが、すべての測定値において分散が大幅に小さく、線形性の高い摩擦力を発生することができた。

以上のことから、スムーズな力制御を簡単なシステムで実現できることが確認できた。

5.4 力覚付きマスタースレーブシステムの駆動実験と考察

Fig. 5.5 に試作した力覚付きマスタースレーブシステムを示す。マスター側とスレーブ側に同じサイバネティックアクチュエータを用いた。それぞれが平行に並べられたレール上であり、操作者はマスター側のアクチュエータに直接触れて動かす。位置はレーザ式変位センサ（キーエンス製、LB-02）を用いて非接触で計測する。制御方法は、Fig. 5.1 で示し

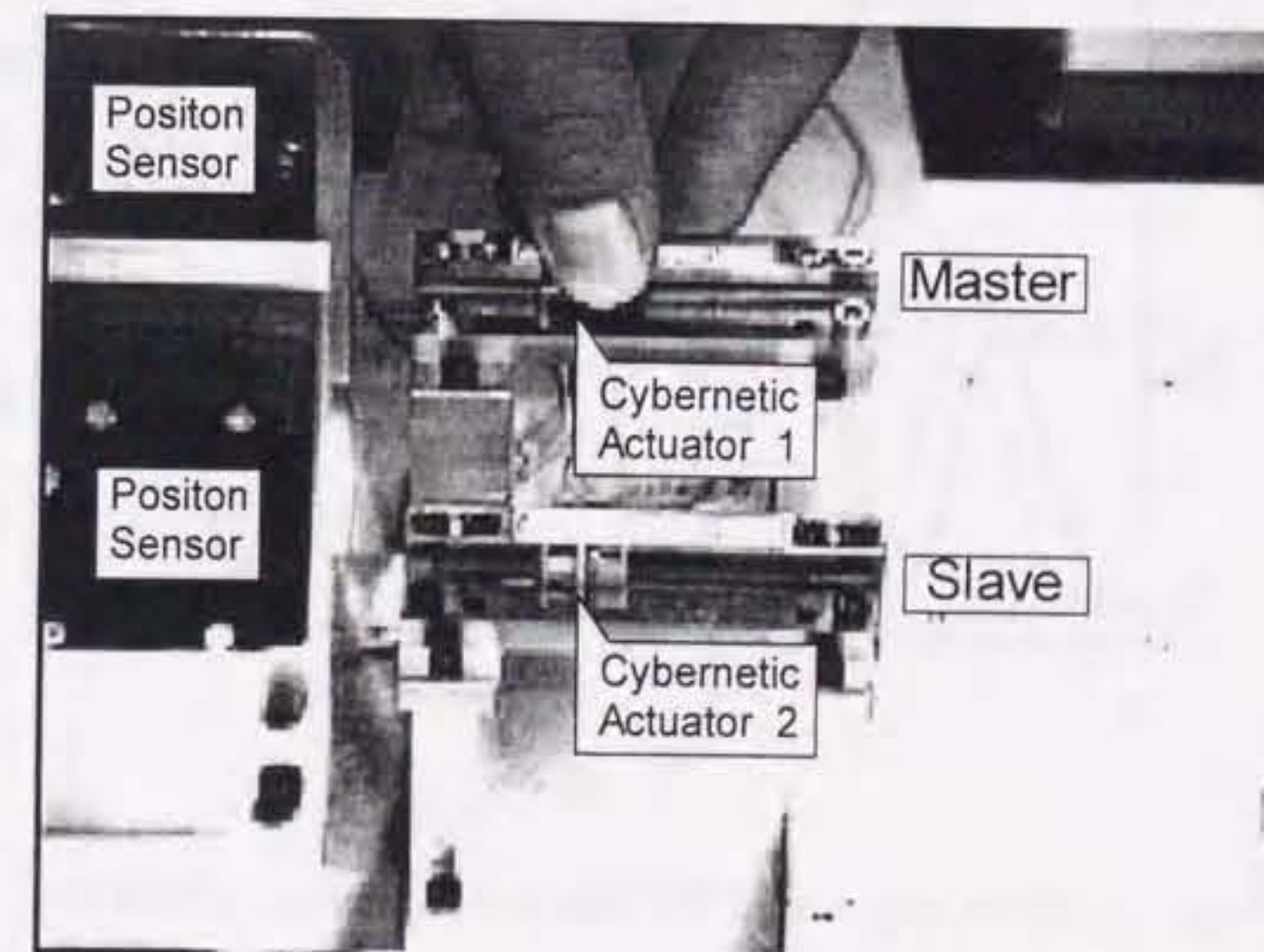


Fig. 5.5 Experimental equipments of the simple bilateral servo system

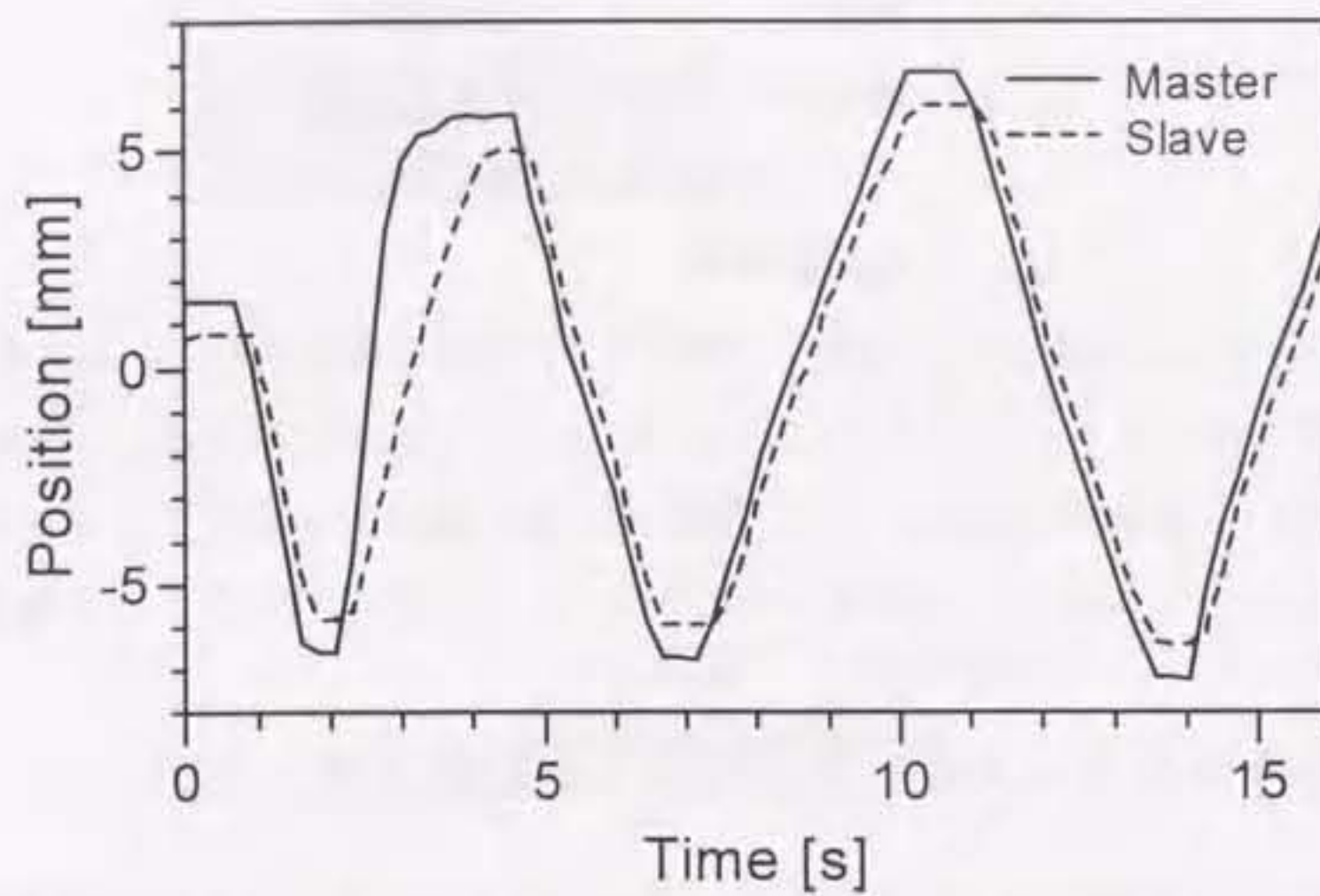


Fig. 5.6 Position response of the simple bilateral servo system

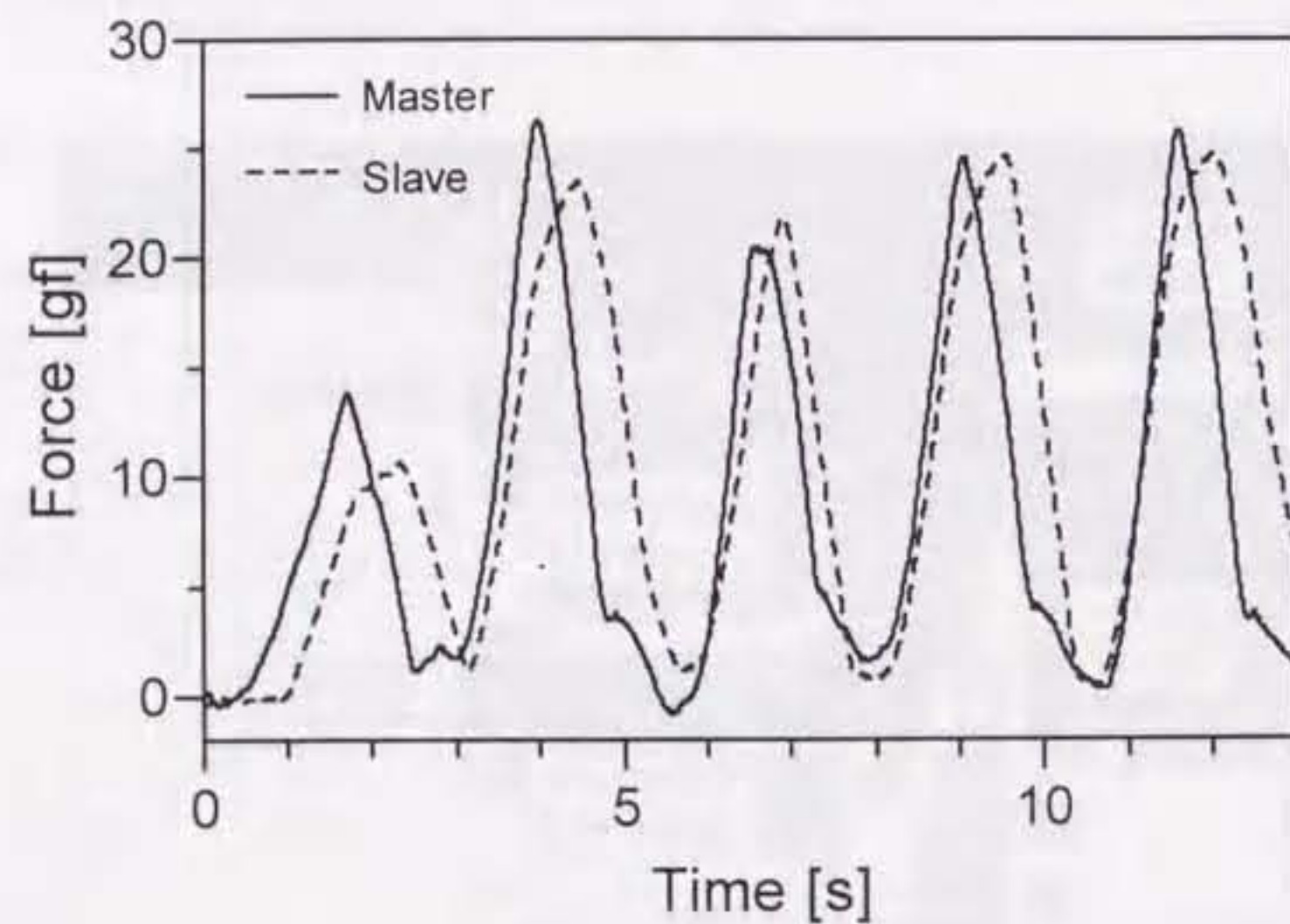


Fig. 5.7 Force response of the simple bilateral servo system

たバイラテラル制御を用いた。従来のシステムに比べて格段に簡単かつ小型であり、さらにアクチュエータの駆動周波数は20[kHz]以上で可聴領域を越えているため無騒音である。

本マスタースレーブ系の位置と力の追従性能の測定結果をFig. 5.6とFig. 5.7に示す。各図とも実線がマスター側、点線がスレーブ側を意味する。使用したのはプロトタイプであり、最大0.5[s]の遅れがある。これは医用福祉ロボットを安全に操作する上では十分な追従特性を実現できている。より高速な追従性能が必要なときは、マスター側の力情報を制御系にフィードバックすることで改善可能であると考えている。

実際に指で押した時には、従来の電磁モータなどの場合とは異なり、粘性に類似した反力を感じることができた。これはサイバネティックアクチュエータが持つ「速度-発生力特性」(Fig. 3.6)によるものであると考えられる。

以上より、人体との接触動作時に、人間が直接接触したような感覚で医用福祉ロボットを操作することができる。

5.5 まとめ

本章では、人が実際に力を感じながら遠隔操作を行える力覚付きマスタースレーブシステムの提案と試作実験を行った。

サイバネティックアクチュエータを用いることで、安全機構や緊急停止装置を必要としない、小型軽量システムの構築を可能にした。ディザの導入により、スムーズな操作を可能にした。提案したバイラテラル制御により、追従性に優れた力感覚を安全に操縦者へ与えることができた。

本手法は、医療福祉分野だけではなく、ロボットや機器の遠隔操作を必要とするあらゆる分野への適用が期待できる。

第 6 章

腹腔内超冗長能動内視鏡 (ハイパーエンドスコープ) の研究

6.1 はじめに

現在の一般的な開腹外科手術は、そもそも人体に与える人工的外傷であり、患者に多大な肉体的かつ精神的損傷を与え、回復に時間を要する。さらに院内細菌感染の問題も無視できない。免疫力の弱い子供や高齢者では特に注意しなければならない。

近年の医療分野において、患者への肉体的ダメージを完全に無くしたり最小化する無侵襲性と低侵襲性が重視されるようになってきた。代表例として、腹腔内手術が実用化され始めている。これは、開腹せずに体表にあけた10mm程度の孔から特殊な手術器具を挿入して腹腔内部で外科手術を行う低侵襲治療のひとつである。

しかしこの手術で用いられている手術道具は未発達であるため、適用可能な症例は少なく、手術の成功率は医師の技量に大きく左右されるなど、多くの問題が残されている。

本章では、次世代の低侵襲手術としての高度腹腔内手術の実現を目的として、高機能で安全性の高い手術ツールと操作系を含めたトータルシステムについて研究を行った。

6.2 現状の腹腔内手術の問題点

現在一般に行われている臓器外科手術では、患部へアプローチしたり手術スペースを確保するために、患部を取り巻く皮膚、筋繊維、骨の切断を行う。そのため、患者へ多大な肉体的かつ精神的苦痛を与えることや、回復に時間を要することは、不可避なものとして扱われてきた。

近年、患者への肉体的負担を軽減する方法として、Fig. 6.1のような腹腔内手術(または内視鏡下手術)が実用化され始めている。腹腔内手術とは、開腹せずに体表にあけた10mm程度の孔から特殊な手術器具を挿入して腹腔内部で外科手術を行う低侵襲治療(患部以外への損傷を最小限にして行う治療)のひとつである。

この手術に用いられている手術器具は、せいぜい棒の先にメスや鉗子などが付いている程度のものである。そのため精度が要求される複雑な手術は困難である。また深部臓器を前面に移動させることが難しく、現状ではまだすべての臓器手術に適用するには至っていない。しかもこの手術方法は医師側に新たな高度のテクニックを必要とし、技能が未熟な者が行うとかえって損傷を引き起こしてしまう。

さらに別の弱点としては、腹腔内での作業スペースを確保するために外部からガスを注入し

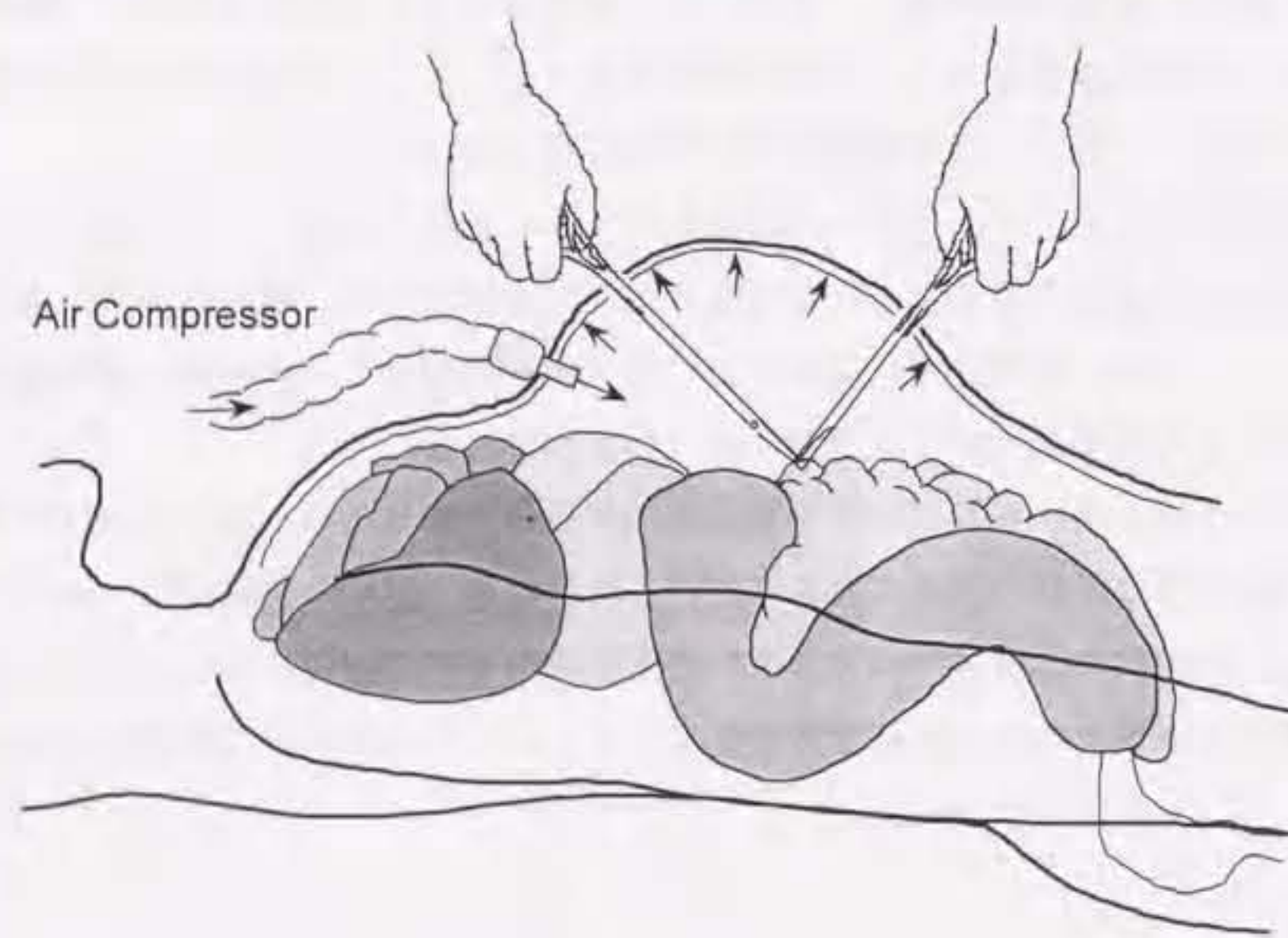


Fig. 6.1 Minimal invasive surgery

6.3 新方式低侵襲手術の提案

圧力をかけるので合併症の確率が高いという説もある。また器具を挿入した穴からガスがリークすることを防ぐ特殊な器具が必要となり、鉗子の出し入れが容易でない。さらに、高周波メスやレーザーメス等で組織を切除する際に、発生した煙や水蒸気を腹腔内から出せないため、内視鏡画像が不鮮明となるなどの問題がある。

そのほかに橋本の開発した腹部の皮膚を直接吊り上げる方法がある[44]。これは、皮下に細長い鋼線を通し外部からワイヤーで引き上げ、腹腔内部に空間をつくるものである。そのため、前述のような弱点はない優れた手法であるが、外部から腹部を吊り上げるフレームが必要であり、拡張できる部分に制限があるなどの課題がある。

そのため安全でより効果的な手法の開発に期待が寄せられている。

現状の腹腔内手術の課題は下記に整理される。

1. 手術鉗子の高機能化・多様化
2. 深部臓器のハンドリング
3. 腹腔内深部画像の確保
4. 腹腔内空間を確保する方法の改善

6.3 新方式低侵襲手術の提案

高度低侵襲手術を実現するためには、以下のことが必要である。

1. 高機能多自由度手術ツールの開発
2. リアルタイム力覚付きコントロールシステム
3. 手術ツールと操作系に小型で安全な駆動系を使用

Fig. 6.2のような新方式低侵襲手術の概念の提案を行う。これは後述のハイパーエンドスコープ(超冗長能動内視鏡)を用いた次世代の腹腔鏡下手術である。それぞれが以下に示す5種類の機能を持ち、独立にまたは互いに協調しあいながら作業を行うことで、比較的容易に高度低侵襲手術を実現することができる。

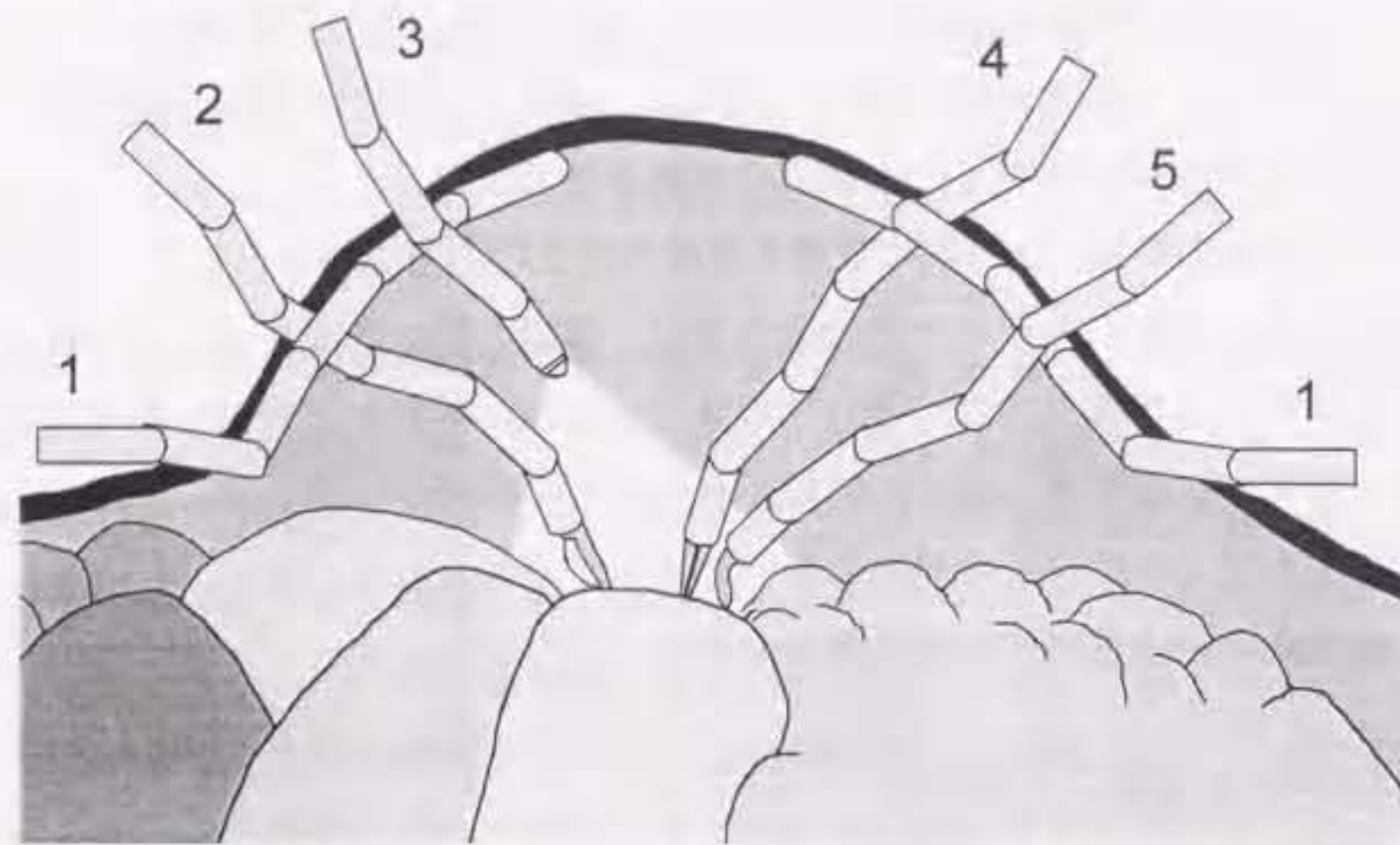


Fig. 6.2 Proposed concept for minimally invasive surgery by using Hyper Endoscope

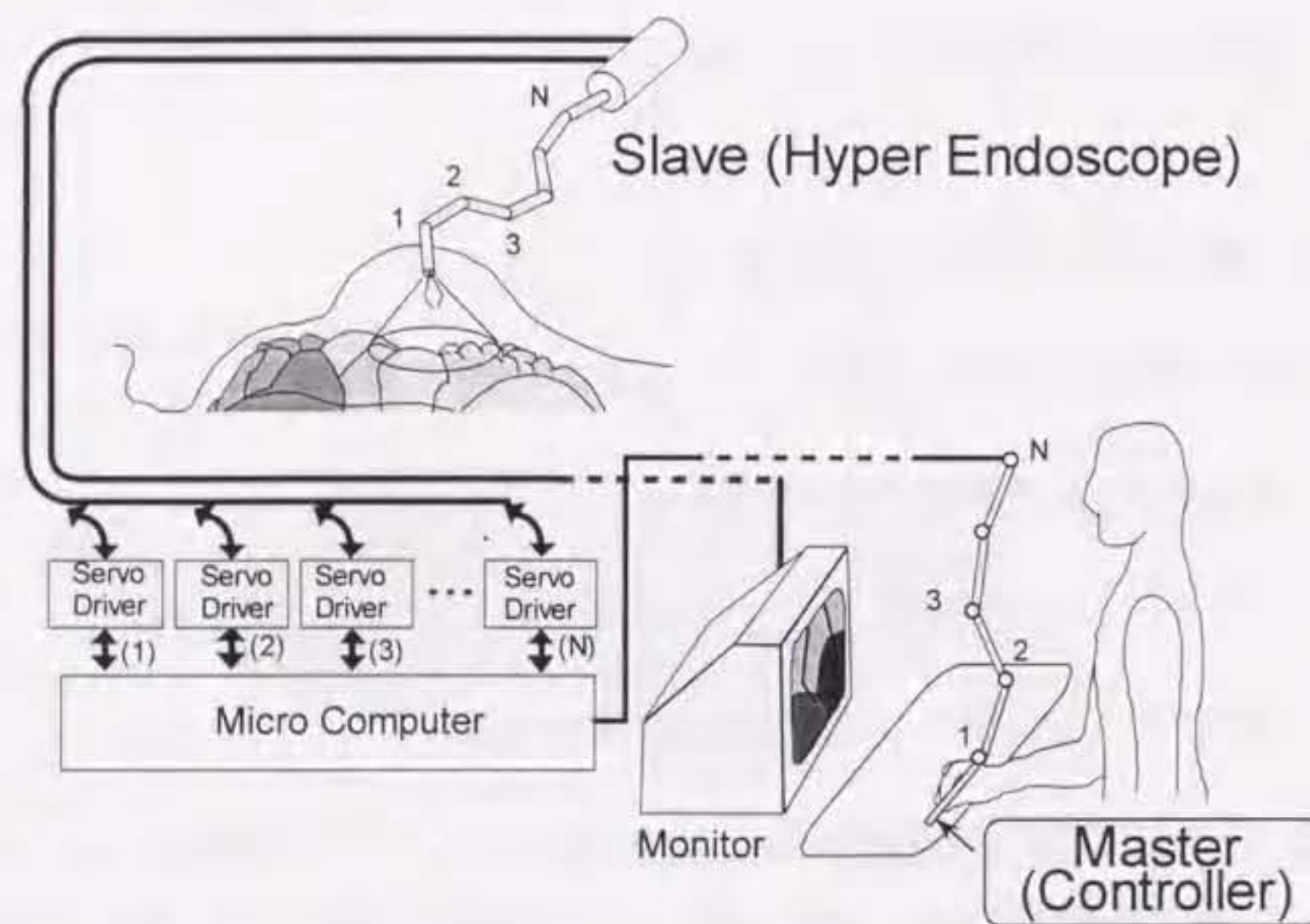


Fig. 6.3 Total controlling system

1. Expander (拡張器): 腹腔部から皮膚を持ち上げ作業空間を確保する(ガスによる腹腔拡張の欠点をなくす)
2. Bistoury (メス): 先端の外科用メスにより内臓を切り開いたり切除を行う
3. Endoscope (内視鏡): 外部からの操作に必要な腹腔内画像や照明を供給する
4. Forceps (鉗子): 対象物をつかんだり持ち上げる
5. Hook (鉤): 臓器を引っかけて移動させる

これらを安全でしかも容易に操作するために、Fig. 6.3に示す力覚付きの遠隔操作システムの提案を行う。このシステムを用いれば、将来高速通信の完備により専門医のいない離島での医療活動を支援するリモートサージェリーも可能になる。さらに日常的に放射線被爆を受けながら行わなければならない各種手術へ適応すれば、一般病院内でも多大な貢献が期待できる。

6.4 ハイパーエンドスコープの開発

6.4.1 開発目的

小型で多数の関節により構成された超冗長自由度手術ロボット「ハイパーエンドスコープ」の開発をめざした研究を行った。腹腔内手術用パイパーエンドスコープには、小型軽量であるだけでなく、すべての関節にfree(無拘束状態)とlock(姿勢固定)が実現可能であること、3次元動作ができることなどが要求される。特に駆動関節でのfree状態は、外部から過大負荷が生じたときにスライドして力を逃せるため、腹腔内作業を安全に行える利点がある。lock状態は前述の拡張機能(Expander)や姿勢維持、高精度操縦のために必要である。

既に1986年生田、広瀬らにより小型形状記憶合金のサーボ駆動による能動内視鏡(SMA-ACM2)が開発試作されており[45]、腸や直腸などの消化器管内の「検査」を中心とした作業に有効であることが確認されている。

しかしこの能動内視鏡は各関節1自由度のため、2次元平面内での検査作業用である。形状記憶合金コイルばねを使用して変位させているため、腹腔内手術のためには発生力が十分ではない。またフレキシブルであるため、姿勢の固定が必要な作業には不適切である。

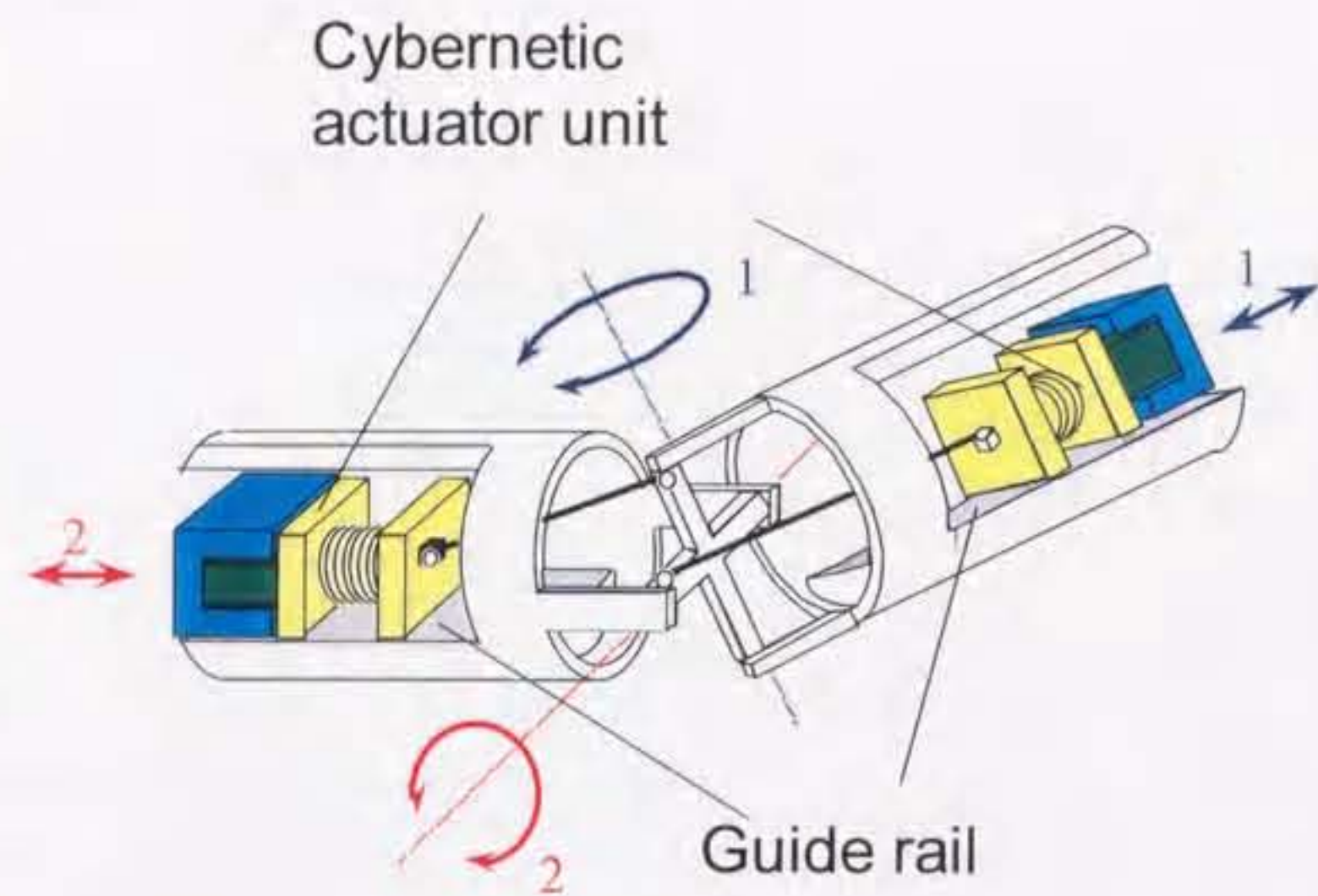


Fig. 6.4 Schematic diagram of Active Universal Joint

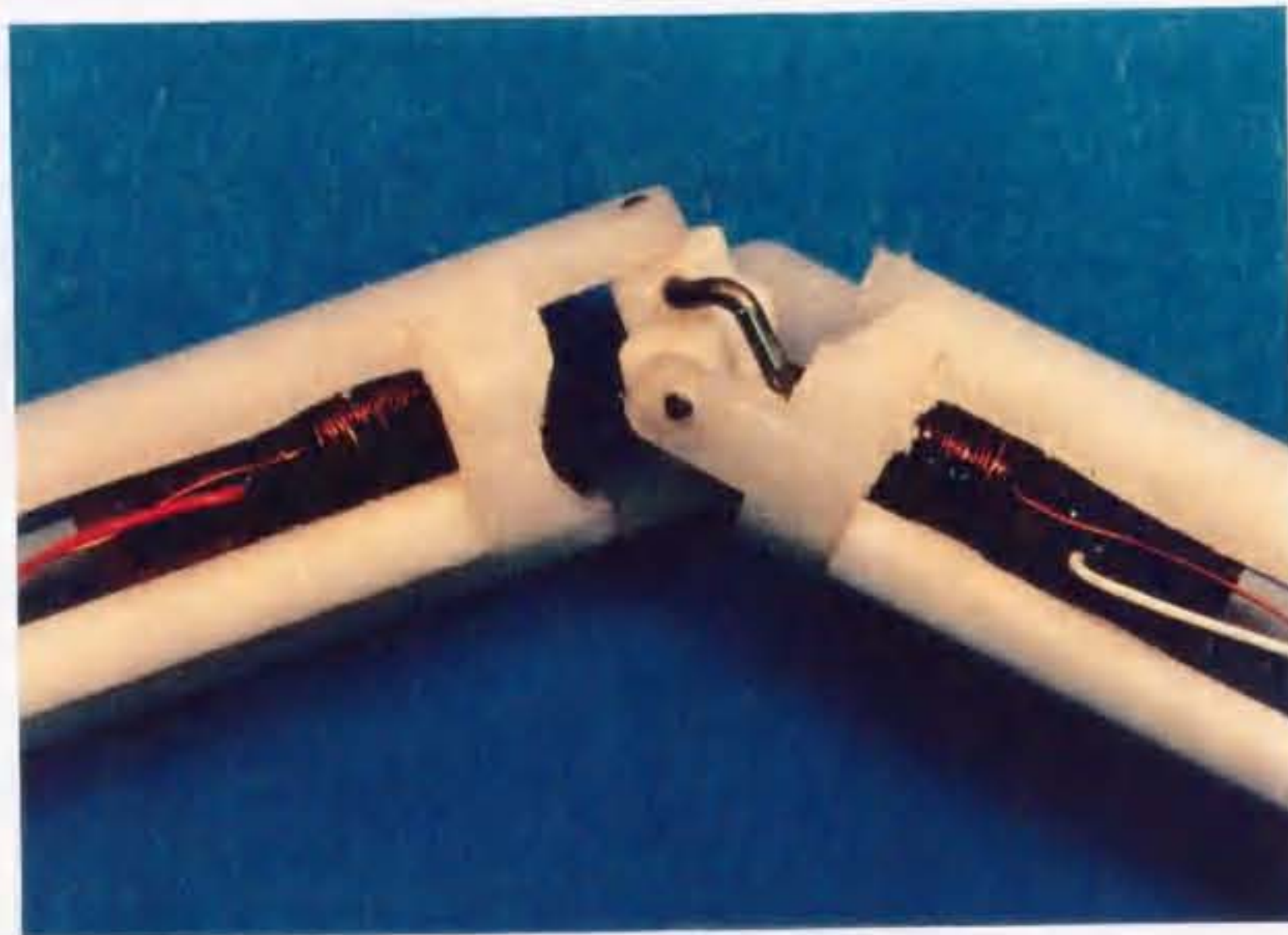


Fig. 6.5 Prototype of Active Universal Joint

以上より腹腔内での作業を目的としたパイパーエンドスコープを実現するためには、新方式小型アクチュエータや小型関節駆動系が必要となる。

6.4.2 2自由度関節駆動系の設計試作

ハイパーエンドスコープを実現するために、Fig. 6.4, 6.5に示すような「能動ユニバーサルジョイント」を考案し、試作を行った。

Fig. 6.4に試作メカニズムを示す。アーム内に第3章で提案試作したサイバネティックアクチュエータを2個備えている。アクチュエータの直線運動を十字型のシャフトで軸回りの回転運動に変換する。動作としては上下左右の2自由度を実現し、小型軽量、安全で無騒音の3次元的な動きが行える。

6.4.3 ハイパーエンドスコープの試作と駆動実験

能動ユニバーサルジョイントを複数用いてハイパーエンドスコープを試作した。Fig. 6.6にその外観を示す。5個の関節で連結されている節の外径は10[mm]、長さ50[mm]である。ハイパーエンドスコープ全体では、10自由度を持ちながら全長は250[mm]という実用サイズが可能となった。

本体内部にサイバネティックアクチュエータを備えており、ロスのない駆動力の伝達を行っている。駆動波形は配線で個別に各アクチュエータに伝達される。駆動ワイヤのような干渉が生じないため、的確な姿勢制御が可能である。

関節部運動特性の測定結果をFig. 6.7に示す。可動角度の測定結果から、先端では片側345[deg]の姿勢決定が可能である。最高動作速度は、角速度の測定結果から、先端だけでも8[cm/s]であり、スムーズな作業ができることがわかる。可動範囲は片側で約600[cm²]（およそ25[cm]四方に相当）であり、腹腔内のあらゆる箇所へ到達可能である。

6.5 遠隔手術システムへの展開

一般医はいても専門外科医のいない島や僻地などで急患が出たとき、遠く離れた場所から医者が治療を行う遠隔手術（リモートサージェリー）が医療活動を拡大すると期待され、かつて研究されたことがある。

しかし、当時は開腹手術の遠隔操作を前提にしていたことや、高速通信システムや遠隔

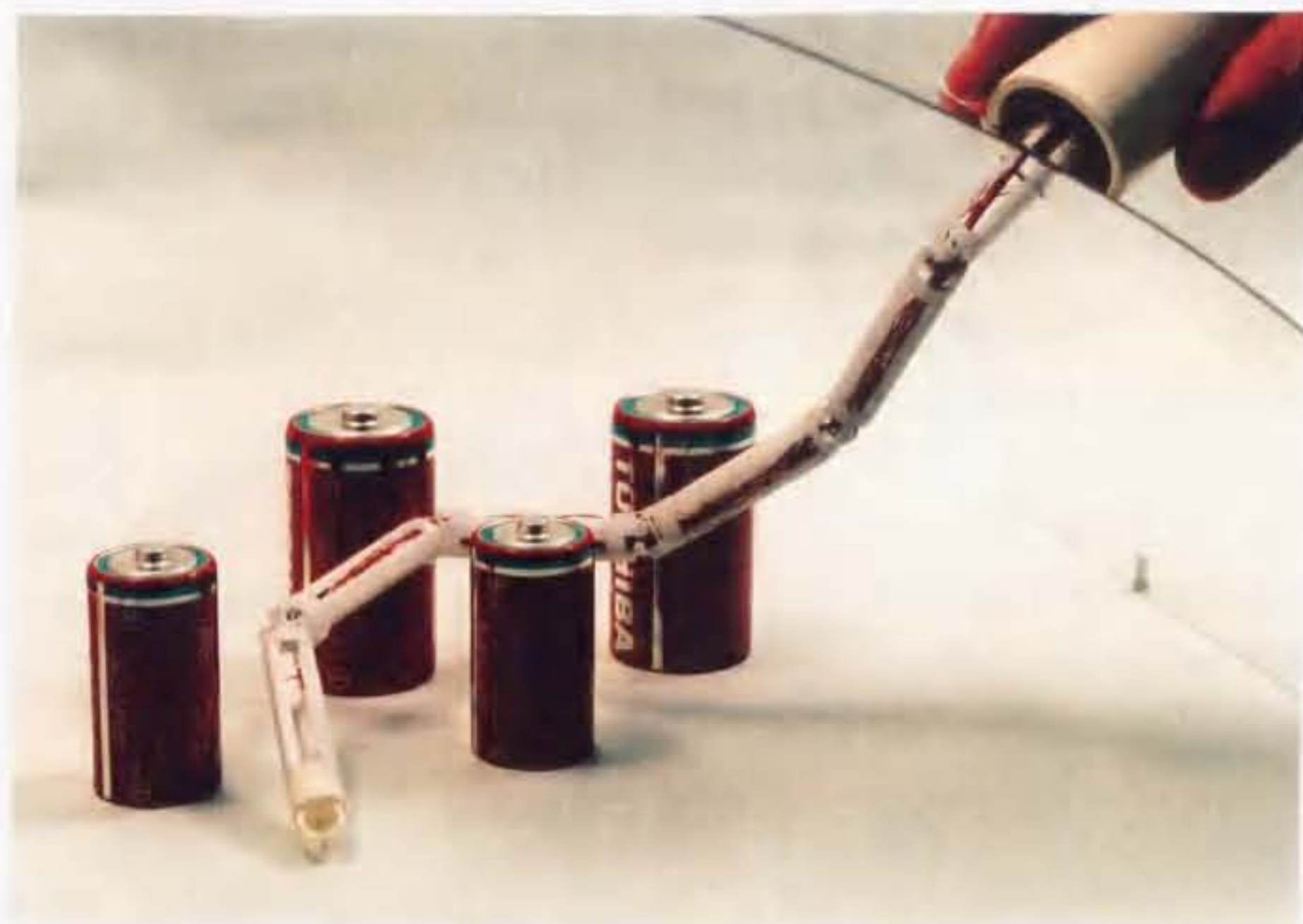


Fig. 6.6 Prototype of Hyper Endoscope

| | | |
|--------------------------|------------------|---------------------------|
| Movable angle | clockwise | $-66 < \theta < 47$ [deg] |
| | counterclockwise | $-69 < \theta < 10$ [deg] |
| Maximum angular velocity | clockwise | 97 [deg/s] |
| | counterclockwise | -30 [deg/s] |
| Torque | 75 [gf cm] | |

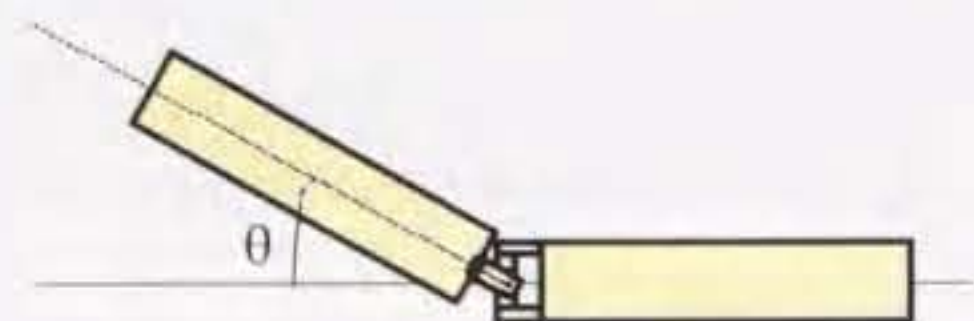


Fig. 6.7 Specification of Active Universal Joint

手術を行うためのハードウェアとソフトウェアの技術が存在していなかったなどの理由で実現しなかった。特に開腹手術と遠隔手術とでは医師が使える情報量の差があまりにも大きかったことが一因であったと考えられる。

他方、最近の腹腔内手術の場合、眼前に患者がいても外科医が得るのは内視鏡画像と鉗子操作に制限されている。

逆に言えば、腹腔内手術に習熟した医師にとっては、遠く離れていてもこれらの情報さえリアルタイムに得ることができれば、手術室とほぼ同様に腹腔内手術が可能で、遠隔地に助手やナースがいれば、かなりのことができる。筆者らはこの点に着目している。

今回提案した新方式腹腔内手術を発展させた遠隔手術システムの特長を以下にまとめる。

1. 腹腔内手術を想定している。
2. 3次元運動のできる手術ツールを使用し、深部の臓器も操作可能である。
3. 操縦者への情報は映像と、手術ツールの位置と力の3つが満たされている。

筆者らは、本章で提案試作したハイパーエンドスコープと、第5章で提案した力覚付きマスタースレーブシステムを結合させることで、上記の手術システムが実現可能であると考えている。本ハイパーエンドスコープは上記(1)を想定した手術ツールであり、設計試作した能動ユニバーサルジョイントにより3次元運動が実現できる。これは(2)を満足している。またこのジョイントの駆動源であるサイバネティックアクチュエータの位置と力をセンシングして、力覚付きマスタースレーブシステムのマスターアクチュエータにフィードバックすることで(3)を満たすことができる。

以上のことから、遠隔手術システムへの展開が可能であることが分かる。本論文の各要素技術の実証モデルを越えた総合的な実用化モデルが次の課題となる。

6.6 まとめ

臓器外科手術治療における患者への負担を軽減し、回復までの時間を短縮するために、安全で侵襲の少ない新方式腹腔内手術の提案についての研究を行った。

まず、狭い腹腔内で高精度の作業を安全に行うために、手術用マニピュレータ「超冗長能動内視鏡(ハイパーエンドスコープ)」の設計と試作を行った。各関節にサイバネティックアクチュエータ駆動の能動ユニバーサルジョイントを装備することで、5関節で10自由

度運動が実現できた。ハイパーエンドスコープとしては、全長250[mm]、外径10[mm]の実用サイズで操作性の高い3次元運動が可能になった。

本低侵襲手術は、安全操作のための力覚付きマスタースレーブシステムと組み合わせることで、ハイパーエンドスコープを用いた遠隔手術に発展できると考えている。

第7章

分布型マイクロアクチュエータの最小配線駆動

7.1 はじめに

前章で提案試作したハイパーエンドスコープは、全長250mm、外径10mmの細長い構造をしている。2個のサイバネティックアクチュエータを有する能動ユニバーサルジョイントが5つ装備され、アクチュエータが等間隔に計10個並んでいる。

このように多数のマイクロアクチュエータが分布した機構では、アクチュエータを増やすと配線も増加する。これは小型化やマイクロ化を困難にするだけでなく、動作の障害にもなる。

本章では、分布した多数のアクチュエータを少ない配線で独立に駆動制御する手法の研究を行った。

7.2 アナログ方式による最小配線駆動の提案

分布型アクチュエータの配線数を減らす手法には、デジタル方式とアナログ方式が考えられる。例えば、江刺らはデコーダ回路を各アクチュエータに設け、2本線に駆動電圧と識別信号を同時に乗せるデジタル方式 (Fig. 7.1) を提案している [52]。この方法はアクチュエータの数をかなり多くできる利点があるが、デコーダ回路を組み込むため、システムが複雑化しせい弱さをまねく欠点を持つ。これは医療ロボットのような信頼性が重視される分野では必ずしも適していない。

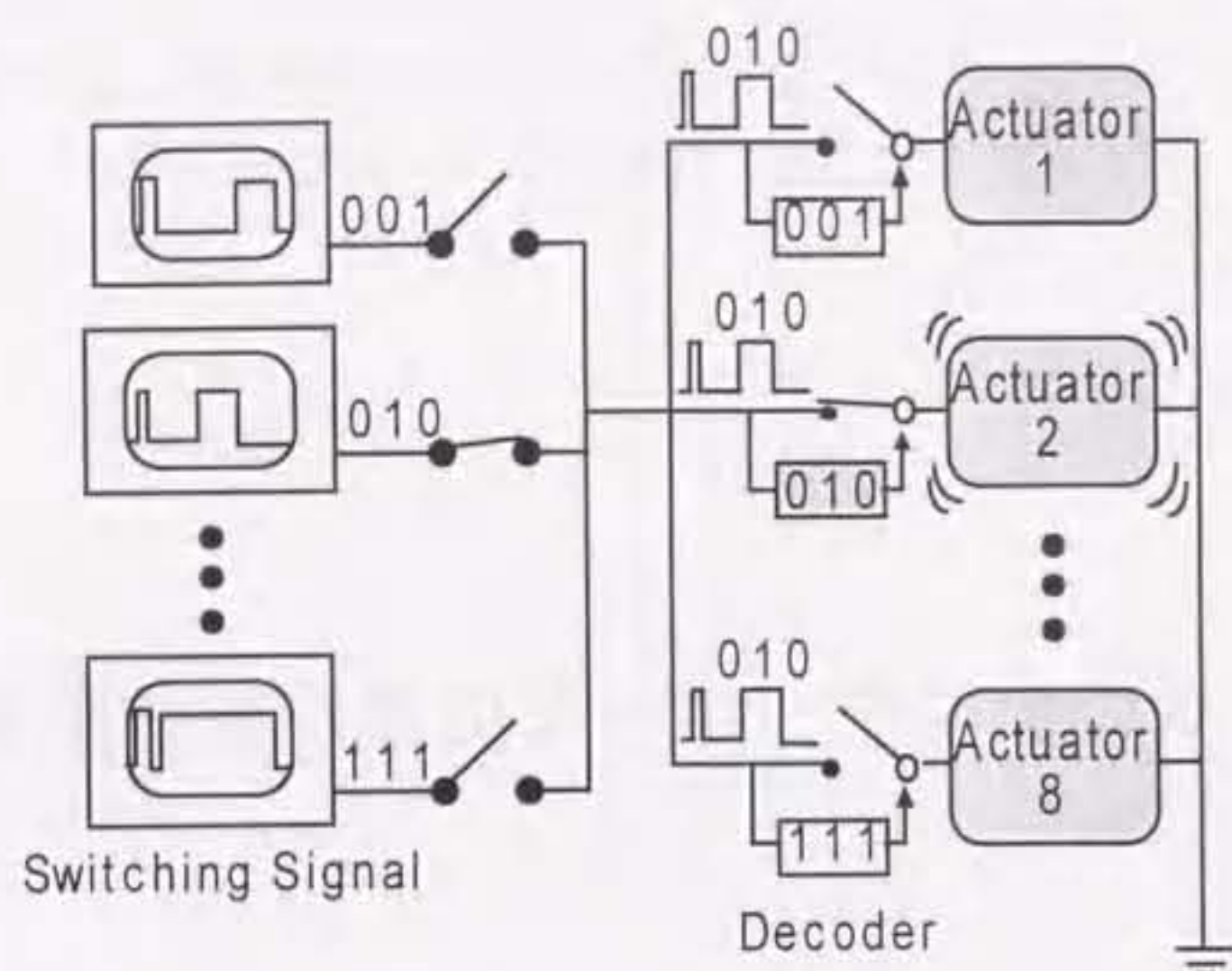


Fig. 7.1 A digital method for reducing the number of wire

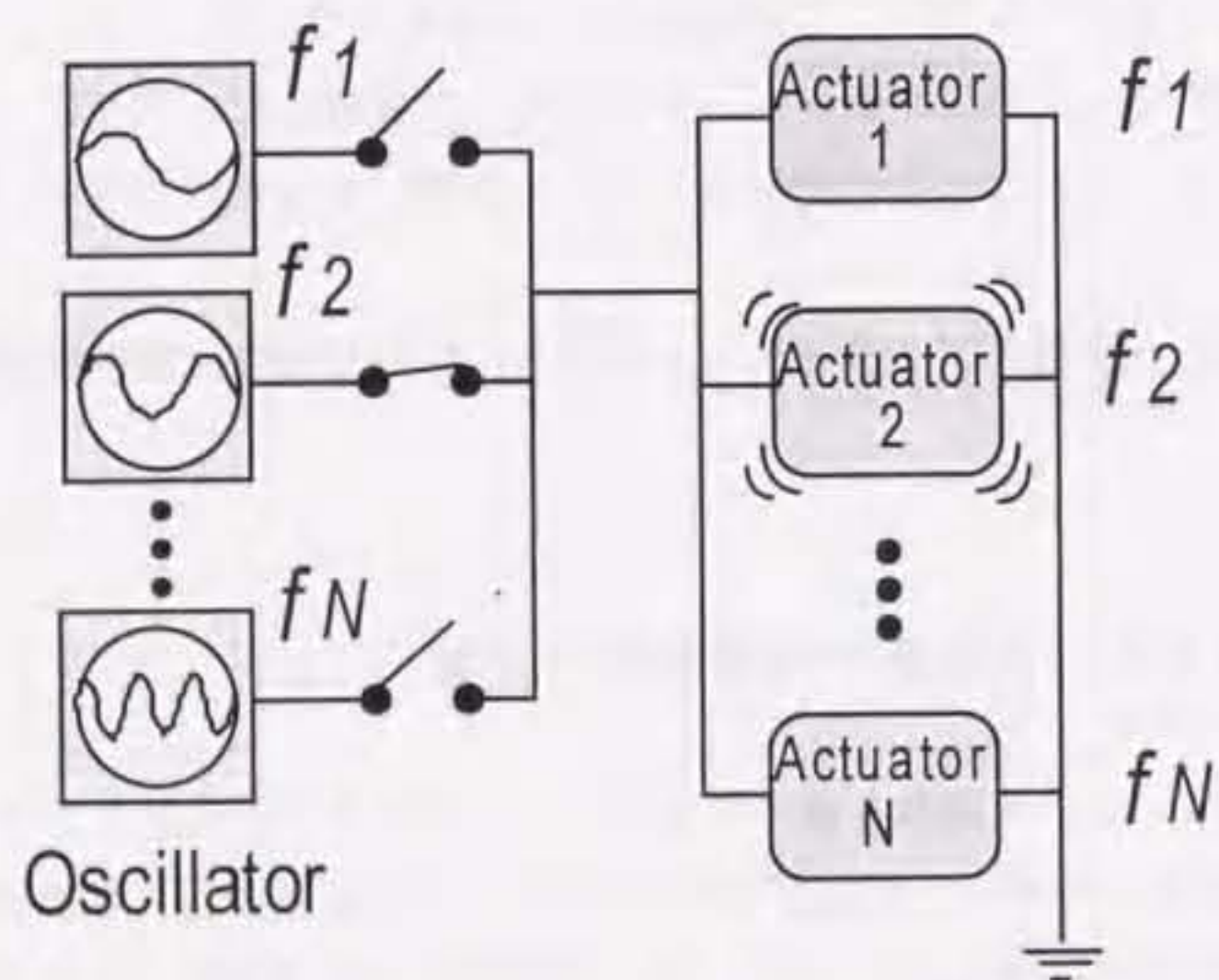


Fig. 7.2 An analog method for reducing the number of wire

そこで本章では、固有振動数の異なる複数のアクチュエータを並列につなぎ、駆動波形の周波数を調整してアクチュエータ群中の任意のものをコントロールする「アナログ2線方式」の提案を行う。

Fig. 7.2に概念図を示す。この方法を用いると割り当て周波数に制限があるためアクチュエータの数はデジタル方式ほど多くはできないが、アクチュエータ部にデコーダ回路を組み込む必要がないので、システム全体が簡単になり信頼性も向上する。

アナログ方式を行うためには、周波数変調で速度制御が行えるアクチュエータが必要となる。筆者はこれまでに安全で小型、軽量、無騒音のアクチュエータとして、サイバネティックアクチュエータの提案と試作を行ってきた。本アクチュエータの発生力や動作は、主に慣性体質量と圧電素子の電界効果による力学特性、すなわち固有振動数で決まる。つまり共振点を利用した駆動コントロールができると予想される。

以上のことから、アナログ2線方式にはサイバネティックアクチュエータが最適なもののひとつであると考えられる。

7.3 周波数変調型速度制御 (FMVC)

7.3.1 周波数変調型速度制御の提案

サイバネティックアクチュエータを含む圧電インパクト駆動アクチュエータは、駆動周波数によって移動速度が大きく変化する。このことは第4章で示した動的モデルシミュレーション結果や実験結果から読み取ることができる。理由は、圧電素子のインパクトによって内部に発生する微小振動と、入力する駆動波形の重ね合わせによって移動が生じるからである。アクチュエータの移動速度は、それ自身の固有振動数と駆動周波数に強く依存する特性を持っている。

そこで筆者は、アナログ方式による分布型アクチュエータの駆動用配線数最小化を実現するために、速度の周波数依存性を積極的に利用することで速度制御を行う「周波数変調型速度制御」(Frequency Modulation Velocity Control: 以降、FMVCと略す)を提案する。ここでは本制御法の現実性を確認するために検証実験を行う。

まず第4章の動的モデルを用いたシミュレーションにより、FMVCを行うための入力波形の選定を行った。波形は前進後退の両方向移動を行うために偏りのない対称波とした。またレールとの摩擦にも偏りがないように、0.8[A]電流で常に磁気吸着の状態とした。

以上の条件のもとでシミュレーションを行ったところ、Fig. 7.3のような台形波を駆動波形としたとき、Fig. 7.4(実線)に示すアクチュエータの移動体部の速度と周波数の関係が得られた。これ以外に、方形波、三角波、正弦波なども試したが、(1)台形波は正弦波に比べて微分不可能点が多く、その点で大きなインパクトを発生している、(2)台形波は方形波ほど波形に急激な変化がなく圧電素子への負担が少ないため、発熱などによる特性の変化がなく、安定したインパクトが実現できる、(3)台形波の最大電圧を印加している平らな部分(上底部分)で、アクチュエータ自体の振動が打ち消されず挙動に大きな影響を与える、といった特性があり、目的としているFMVCにとって最適な動作を行う波形は台形波であると考えられる。

7.3.2 検証実験結果

Fig. 7.3の波形をサイバネティックアクチュエータへ印加して検証実験を行った。アクチュエータは慣性体質量が0.422[g] (圧電素子の質量を含む) のものを使用した。その他のパラメータはTable 4.1と同じである。

Fig. 7.4のシミュレーション結果上にサイバネティックアクチュエータの移動体部速度の測定結果を示す。駆動周波数を調節することで移動速度を制御できることがわかる。特に6~10[kHz]ではリニアな速度制御が可能である。また16[kHz]付近では速度が負の値になる後退移動も確認された。通常進行方向の切り替えには前進後退2種類の駆動波形が必要であったが、FMVCで進行方向の切り替えができることが示された。以上よりFMVCの妥当性が実験的に実証された。

7.4 駆動配線数最小化の検証実験と考察

本節では、アナログ方式の制御駆動による分布型アクチュエータの駆動配線数最小化の検証実験を行う。今回は速度の周波数依存特性が異なるサイバネティックアクチュエータを実現するため、慣性体の質量を変化させた。配線はFig. 7.2で示したものと同様に、慣性体質量が0.353[g], 0.518[g], 0.683[g]の3個のサイバネティックアクチュエータ(順にアクチュエータA,B,C)を並列につなぎ、FMVCで駆動周波数を0から50[kHz]まで徐々に上げながらそれぞれの移動体部の速度を測定した。

駆動波形として、前述の台形波は1つのアクチュエータの速度を正確に制御することには

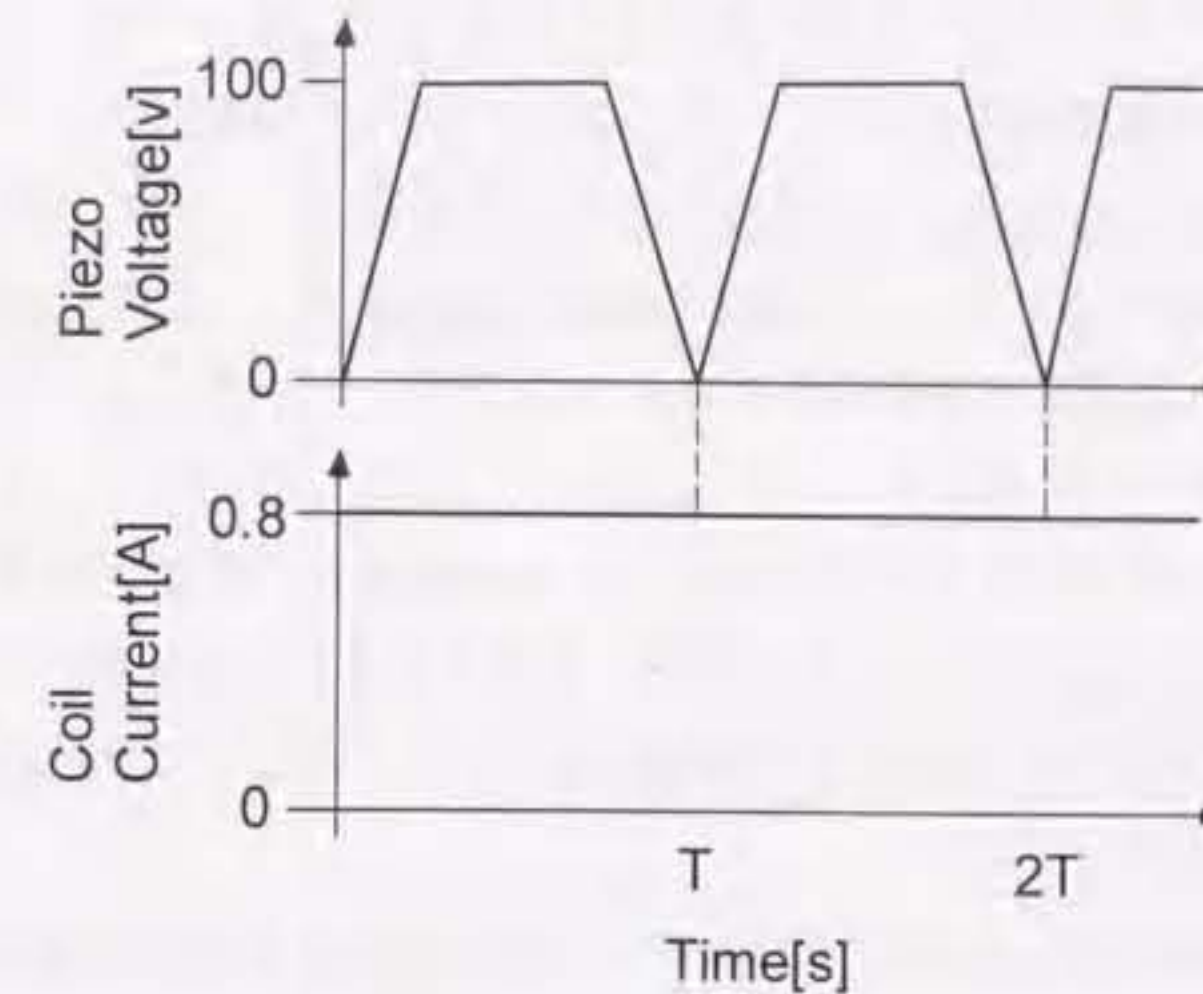


Fig. 7.3 Input voltage pattern for FMVC

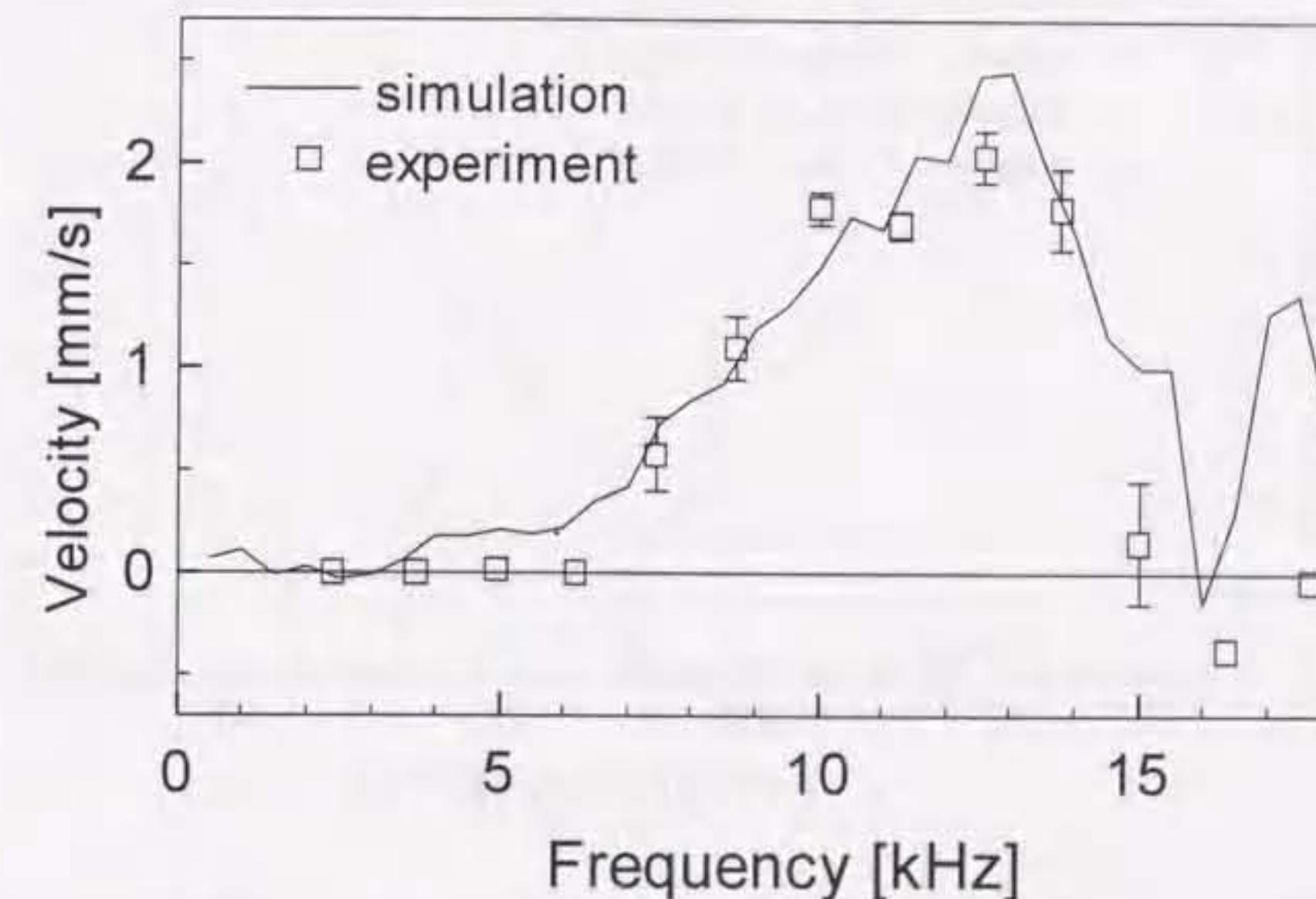


Fig. 7.4 Comparison between simulation and experiment for frequency dependence of velocity

最適であるが、台形波の折れ点部などで発生する高周波成分が同じ配線上の他のアクチュエータに影響を及ぼす可能性があるため、多数個のアクチュエータを2本の配線だけで駆動するには不向きな波形である。本章の目的を達成するためには、他へ干渉しない特定の周波数の正弦波をフーリエ級数展開式のようにうまく組み合わせた駆動波形を用いる手法が考えられる。そこで今回は、組み合わせの最適化を行う前段階として、この駆動波形を用いたFMVCの有効性を確認するために、単純な正弦波を駆動波形として検証実験を行った。

アクチュエータの移動体部速度の測定結果をFig. 7.5に示す。アクチュエータA(慣性体質量0.353[g])は38~42[kHz]で、アクチュエータB(0.518[g])は25~35[kHz]で、アクチュエータC(0.683[g])は20~25[kHz]で各々ピークを持つことが確認され、駆動周波数帯の分離ができた。28~30[kHz]付近でアクチュエータAがBに干渉して僅かながら動いているが、力を発生するにはいたっておらず、レールとの吸着力を大きくすることで運動を封じ込めることができると考えている。

なお測定結果から、本手法では一つのアクチュエータに必要な周波数帯はおおよそ5[kHz]であった。慣性体質量の値から考えてアクチュエータとして駆動可能な最大周波数を50[kHz]とすると、同時に独立制御可能なアクチュエータ数は10個と考えられる。しかし今回は本

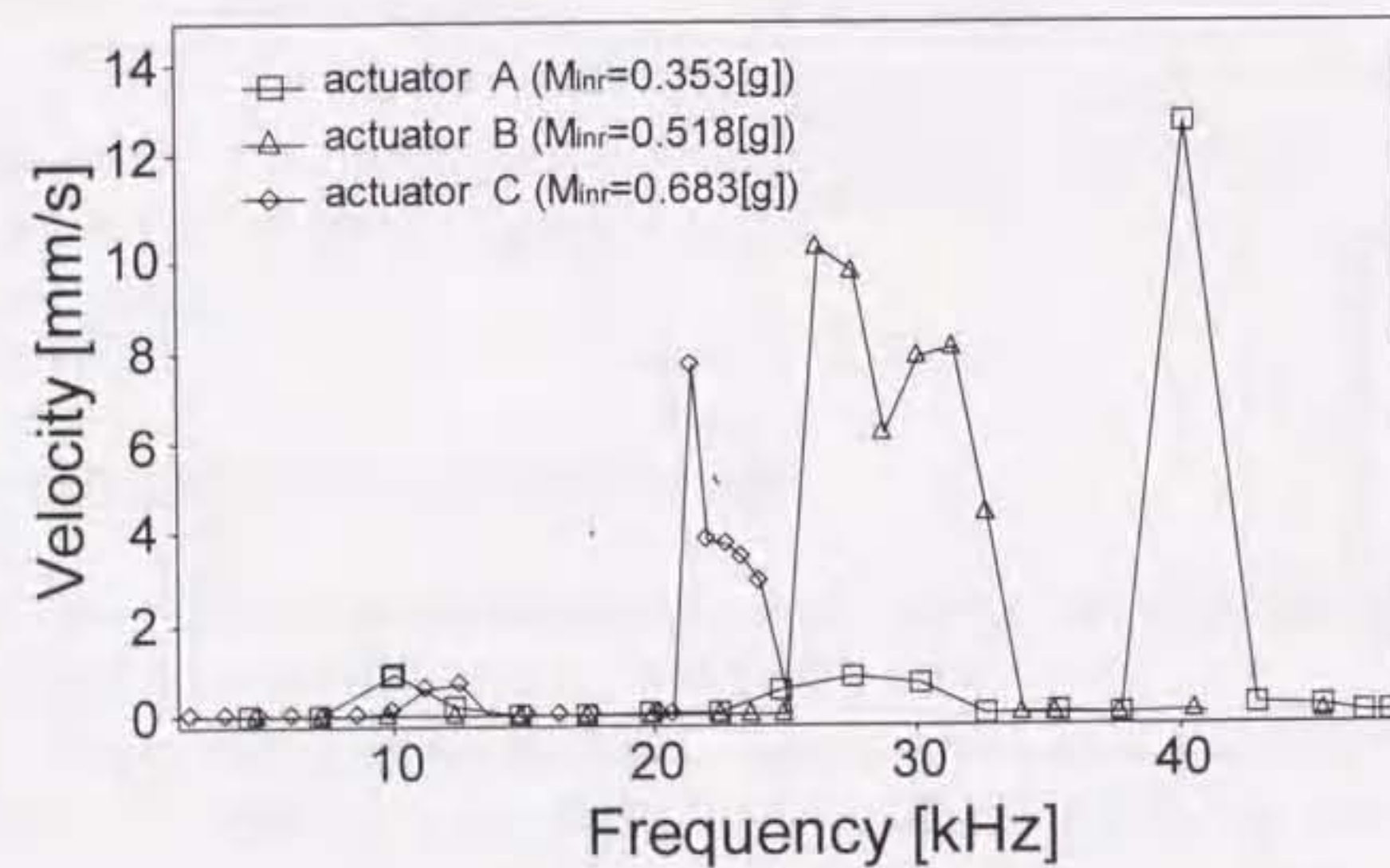


Fig. 7.5 Experiment of minimum wire drive of multi micro actuators (Analog method, movement part)

手法を検証することが目的で、特に波形の最適化を行わない状態での結果である。動的モデルのシミュレーションを用いて速度のピークが鋭くなるような波形を作成すれば、20~30個のアクチュエータを駆動制御することができると考えている。

以上より、アクチュエータの固有振動数をずらして設計を行いFMVCによるアナログ方式制御駆動を行うことで、分布型アクチュエータ群の駆動用配線数最小化が実現可能であることが実証された。今後は駆動波形の最適化を行い、的確な速度制御を行いたい。

7.5 まとめ

多数のマイクロアクチュエータが分布した機構の駆動配線数最小化について、2本の駆動配線で複数のアクチュエータを独立に駆動することができるアナログ方式制御駆動の提案を行った。

本駆動方式を検証するために、動的モデルによる解析結果に基づき周波数変調型速度制御(FMVC)を提案した。同シミュレーションより最適なFMVC用駆動波形を選定し、分布型アクチュエータの駆動用配線数最小化が実現可能であることを実証した。

本章の研究成果は、ハイパーエンドスコープのような分布型アクチュエータの駆動構造を持つ医療マイクロロボットにはきわめて有効であると考えられる。

第 8 章

福祉ロボットの統一的な安全評価法の提案

8.1 はじめに

産業用ロボットの労働災害防止対策として、労働安全衛生規則 [55][56] では以下に示す安全基準を定めている。

[第 150 条の 3] 事業者は、産業用ロボットの可動範囲内において当該産業用ロボットについての教示等の作業を行なうときは、当該産業用ロボットの不意の作動による危険又は当該産業用ロボットの誤操作による危険を防止するため、安全対策措置を講じるか産業用ロボットの駆動源を遮断しなければならない。

[第 150 条の 4] 事業者は、産業用ロボットを運転する場合において、当該産業用ロボットに接触することにより労働者に危険が生ずるおそれがあるときは、さく又は囲いを設けるなど当該危険を防止するために必要な措置を講じなければならない。

[第 150 条の 5] 事業者は、産業用ロボットの可動範囲内において当該の産業用ロボットの検査、修理、調整、掃除もしくは給油又はこれらの結果の確認の作業を行うときは、当該産業用ロボットの運動を停止しなければならない。

福祉ロボットの場合は、人の近傍で作業したり人に接触することが余儀なくされる。上記のような人がロボットの動作範囲内に入らないとか、入ったら動作を停止するといった

産業用ロボットの安全確保戦略は全く成り立たなくなる。そのため人間と機械が共存する空間での安全性について、新しい視点からの研究が必要となってくる。

そこで本章では、人-ロボット共存空間で、人の損傷を皆無又は最小化することに焦点を絞り、ロボットの安全性を定量的に評価する統一的安全評価法の提案を行う。

8.2 福祉ロボットの安全戦略

8.2.1 ロボットによる損傷

ロボットや機械から人への損傷について検討を行う。怪我の根本原因までさかのぼって考察したところ、下記に示すような機械的、電氣的、音響的原因に大別できる。

- | | | |
|----------|---|---------------|
| 1. 機械的損傷 | } | 打撲…内出血, 骨折 |
| | | 切傷…出血, 感染 |
| 2. 電氣的損傷 | } | 感電…ショック死, 火傷 |
| | | 電磁波…癌, 白血病 |
| 3. 音響的損傷 | } | 大音響…難聴 |
| | | 低周波…不眠, ノイローゼ |

本章では上記の内、1. 機械的損傷を対象とした安全戦略（組織的かつ総合的な解決策の意味）を検討する。この理由は2, 3の電氣的、音響的損傷に対しては、絶縁体や防音材などで電気や音を封じ込む一元的手法で大半のケースが解決可能であるのに対し、福祉ロボットでは産業用ロボットの場合のような作業空間内への封じ込め手法がとれないためである。

本質的に人の近くで物を運んだり、人に接触して作業することを目的とする福祉ロボットの安全性を確保するには、ロボットの設計と制御への多種多様な対策が不可欠となる。そこに問題の複雑さと困難さが存在する。

8.2.2 安全戦略の分類

福祉ロボットの安全戦略は下記に大別できる。

1. 接触前安全戦略 (Pre-Contact Safe Strategy)
2. 接触後安全戦略 (Post-Contact Safe Strategy)

Table 8.1 Classification of safe strategy

| | | 安全制御 | 安全設計 | |
|---------|--------|---------------------|------|--------|
| 接触前安全戦略 | 衝突回避 | 距離 | | |
| | 衝撃力最小化 | 速度 姿勢 慣性モーメント | 重量 | |
| 接触後安全戦略 | 減衰・分散 | 全体剛性 | 表面材料 | 関節柔らかさ |
| | | | 表面摩擦 | 形状 |

1は危険状態に陥る前に、ロボットが人の損傷を最小にするような動きをすること、2は接触後の人の損傷を分散、吸収するためのものである。近年の自動車安全対策を例にとると、ABS（アンチロックブレーキシステム）で衝突を回避する対策が前者に相当し、衝突した時にエアバックが開いたりサイドドアビームで衝撃を吸収する対策が後者に相当する。

これらの議論は、福祉ロボットを作り動かすロボット開発者の立場から見ると、下記の分類にも表現できる。

1. 設計段階…安全設計戦略
2. 制御段階…安全制御戦略

以上の安全戦略のより詳細な因子と戦略例を整理したものをTable 8.1に示す。設計したい安全戦略がどれに相当し何を強化すべきか、どうすれば強化できるかがわかる。

これまでのロボット設計の安全戦略として、既に生田らはカリミッタ機能を持つサイバネティックアクチュエータ[19]や非接触磁気歯車[57]など、アクチュエータ自身や伝達部に直接安全機構を持たせる研究を行ってきた。その他にも電気粘性流体による力制限機構を用いたり[9]、力センサを用いて力制御を行ったり、柔らかい材料で衝撃を吸収したり[10]、角を丸くするなど様々な対策が議論されている。さらに評価法については、アクチュエータ配置の危険度[11]や、操作の安全性の研究が行われている[12]。

しかし、個々の安全対策の効果や、ロボット全体の安全性向上への寄与の割合を定量的に評価することは困難で、試みられたこともなかった。

8.3 安全規範量の提案

福祉ロボットの安全戦略を総合的に行っていくためには、安全性の数値化の目安となるもの（ここでは「安全規範量(Safety Evaluation Value)」と呼んでおく）が不可欠となる。安全規範量を定めることで、各種の安全戦略の効果を同じ座標軸上で定量的に比較、検討でき、福祉ロボットの設計と制御の最適化が初めて可能となる。

これまでに機械や構造の信頼性を示すものとしては、信頼度、平均寿命(Mean Time Between Failure :MTBF, Mean Time To Failure :MTTF)などがよく用いられている[58]。これらは、機器、装置などのハードウェアが与えられた条件で規定の期間中、要求された機能を果たす確率を示すものである。

福祉ロボットの作業対象は人間である。作業内容は人間に接近、接触することが大前提である。どんなに信頼性が高く故障や操作ミスが少なかったとしても、人間の挙動は予測不可能であるから、衝突をなくすことは極めて困難である。従って、不意な衝突に対してダメージを抑える手段とその効果の定量評価が重要である。

安全性や危険性の定量化したものに安全率やリスクがある。安全率は、外力に耐えられるよう構造の強度を増すことを目的に応力を取り扱う。しかし安全をおびやかす要素は他にもあり、強度の大小だけで安全か危険かを示すことはできない。

また国内外の安全規格類では、安全を「受容できないような損傷のリスクからの解放」と定義しており[59]、リスクレベルを下式より求めている[60]。

$$\text{リスク } R = (\text{障害の大きさ}(S)) \cdot (\text{被災の可能性}) = S \cdot ((F \text{ or } T) \cdot P \cdot Q) \quad (8.1)$$

$F \text{ or } T$: 関連する危険状態における暴露

P : 危険事象の発生確率

Q : 回避可能性の不足

しかし、障害の大きさ(S)については、「軽傷」「重傷」「死亡」のどれかに、危険事象の発生確率(P)については、「確実」「可能性が高い」「可能性がある」「殆どない」のいずれかのレベルに分類するとは記載されていない。具体的なリスクの見積もりのためには、独自に各レベルの数値化を行う必要がある。これでは単に個別対策を中心としたケーススタ

8.4 安全戦略の統一的评价

ディをしたにすぎず、安全規範量に相当する考え方が不統一のままである。研究者間でロボットの安全性を議論したり、デザインや制御などについての深い考察を行うことができない。

かつてシャノンによって情報量がエントロピーとして定量的に定義されたことにより、現在の情報理論の飛躍的發展がなされた[61]。ロボティクス分野でも、内山、吉川らにより可操作性が定義され、多様なロボットの操作性能を統一的に比較できるようになった[62]。

残念ながら前者は情報の質に関する議論が十分とは言えず、後者もロボットの多種多様な操作性を完全に定量表現しているとは言えない。しかし、両定義の学術的、工学的貢献度の大きさは疑うべくもない。若干の異論を超えて、統一的安全規範量を定義することで福祉ロボットにも同様の効果が期待できる。

それでは何を安全規範量とすべきか。福祉ロボットは、予測できない人の動きに対し、接近したり接触することが大前提である。安全対策としては、前章で分類した安全設計戦略と安全制御戦略について考えると、前者は不用意な衝突に対し接触後の損傷を減少させる対策であり、後者はロボットが動作中、常に不測の衝突に対し安全性を最大限高くしつつ目的の福祉作業を行うように制御する対策でなければならない。従って接触の発生率よりも接触時の損傷の評価が重要となる。

接触事故の原因が人又はロボットのいかににかかわらず、一般に機械的損傷の「打撲」は「衝撃力」の大小に依存し、「切傷」は「単位面積当たりの衝撃力」(以降、「衝撃応力」と記す)によって決まる。すなわち「衝撃力」と「衝撃応力」を安全規範量として定義し、両者を最小化できるかどうか、安全評価の基本と考えることができる。

8.4 安全戦略の統一的评价

前述の安全規範量を用いて、統一かつ定量的な安全評価を提案する。ここでは安全設計戦略と安全制御戦略及び一般の福祉機器について述べる。

8.4.1 設計における統一的安全評価法

人間に障害をもたらす最小の衝撃力を「臨界衝撃力 F_c 」とおき、 F_c に対するロボットの発生衝撃力 F を「危険指数 α 」として下式のように定義する。

$$\text{危険指数 } \alpha = \frac{F}{F_c} \quad (0 \leq \alpha) \quad (8.2)$$

厳密な議論をすれば、臨界衝撃力 F_c の値は大人と子供、男性と女性、体の部位などにより異なる。しかし、統一的安全評価を行うことを第一目的とする立場からは、基準値として代表値を1つだけ定めれば良い。ただし触れただけでダメージを受ける目など、 F_c が極めて小さい部位は特異点とし、別の評価を行う必要がある。

次に、複数の安全対策を行った時のロボット全体の危険指数について考える。

衝撃力を最小化する安全対策は、制御理論でよく用いられているブロック線図で表現できる。発生した衝撃力が入力、安全対策が要素でその危険指数が伝達関数、最後に人に伝わる力が出力に相当し、伝達関数でどれだけ値が小さくなるかが決まる。このような系では、要素が複数ある場合には直列結合になるから、系全体の特性は各要素の伝達関数の積で表すことができる。

従って、ロボット全体の危険度を意味する危険指数 α_{all} も式(8.3)のような積の形になる。これは、安全対策の効果を同じ安全規範量で定量化し、同じ座標軸上に乗せたことで可能になった。

$$\text{全体での危険指数 } \alpha_{all} = \prod_{i=1}^N \alpha_i \quad (8.3)$$

(N は対策数、 i は安全対策の番号)

極端な例として完璧な衝撃吸収材で人へ伝達する衝撃力が0になる場合を考える。形状やその他の因子がどんなに危険なロボットが非常に大きな力で接触しても、材料により力の伝達が完全に遮断されるため、人への衝撃力は0になり定性的に危険は0である。本章で提案した安全評価では、伝達材料に関する危険指数 α_j は0になる。全体での危険指数はすべての指数の積をとるから0になり、現象と一致することが明らかである。

安全指数 β は危険指数の逆数として定義できる。

$$\text{安全指数 } \beta = \frac{1}{\alpha} \quad (8.4)$$

$$\text{全体での安全指数 } \beta_{all} = \prod_{i=1}^N \beta_i \quad (= 1 / \prod_{i=1}^N \alpha_i) \quad (8.5)$$

ここで安全対策前後の安全指数を β_0, β とすると、これらの比をとることで改善率 η を求めることができる。

$$\text{改善率 } \eta = \frac{\beta}{\beta_0} = \frac{F_0 F_c}{F_c F} = \frac{F_0}{F} \quad (8.6)$$

$$\text{全体での改善率 } \eta_{all} = \prod_{i=1}^N \frac{\alpha_0}{\alpha_i} \quad (8.7)$$

式(8.6)では臨界衝撃力 F_c は打ち消されており、対策前後の衝撃力のみの相対評価が行えることがわかる。

安全評価の手順を以下にまとめる。

1. 人の損傷の原因となる因子を安全規範量とする
2. 安全対策ごとの衝撃力を算出する
3. 危険指数を求める
4. 全体での危険指数より総合的な安全評価を行う
5. 結果より安全戦略の再検討の有無を判定する

上記の手順に従うことで、各種の安全対策ごとの効果と全体での安全評価が可能となる。

8.4.2 安全制御戦略への適用

安全制御戦略においても、衝撃力を安全規範量として定義することは、安全性を定量化する上で有効である。従って各指数は安全設計の場合と同様にして導出することができる。

ただし、ここではロボットは常に完全に制御され、ロボット側から人に衝突することは無く、人が誤ってロボットに衝突する場合や、ロボットに過失がある場合でも少なくとも衝突の直前までは可制御であることを前提とする。

$$\text{危険指数 } \alpha^* = \frac{F^*}{F_c} \quad (0 \leq \alpha^*) \quad (8.8)$$

$$\text{全体での危険指数 } \alpha_{all}^* = \prod_{i=1}^N \alpha_i^* \quad (8.9)$$

$$\text{安全指数 } \beta^* = \frac{1}{\alpha^*} \quad (8.10)$$

$$\text{全体での安全指数 } \beta_{all}^* = \prod_{i=1}^N \beta_i^* \quad (= 1 / \prod_{i=1}^N \alpha_i^*) \quad (8.11)$$

$$\text{改善率 } \eta^* = \frac{\beta^*}{\beta_0} = \frac{F_0}{F^*} \quad (8.12)$$

$$\text{全体での改善率 } \eta_{all}^* = \prod_{i=1}^N \eta_i^* \quad (8.13)$$

安全設計と安全制御の両戦略を行った場合、ロボット全体での総合安全評価は、これまでと同様に積をとることで式(8.14)(8.15)(8.16)のように求まる。

$$\text{危険指数 } \alpha_{all} = \prod_{i=1}^N \alpha_i \prod_{i=1}^N \alpha_i^* \quad (8.14)$$

$$\text{安全指数 } \beta_{all} = 1 / \left(\prod_{i=1}^N \alpha_i \prod_{i=1}^N \alpha_i^* \right) \quad (8.15)$$

$$\text{改善率 } \eta_{all} = \prod_{i=1}^N \frac{\alpha_0}{\alpha_i} \prod_{i=1}^N \frac{\alpha_0}{\alpha_i^*} \quad (8.16)$$

以上の方法を用いれば、福祉ロボットにおける安全設計と安全制御を同時に評価することができ、設計と制御のバランスを取りながら最適化することも可能となる。

なお、切傷に注目する場合は、衝撃力を衝撃応力に置き換えて評価すればよい。

8.4.3 一般福祉機器の安全評価法への拡張

福祉ロボットや機器の安全性について幅広く議論するためには、様々な危険性を考慮し検討する必要がある。多くの場合、それらは独立した傾向が強いため、定量化して変換したとしても同じ座標軸に乗せることは困難である。

そこで前述の評価法を拡張することにより、福祉機器全体にわたる安全戦略を一括して評価する手法について述べる。

衝撃力を安全規範量に定めたように、安全戦略ごとに適切な安全規範量(ここでは S とおく)を定義する。人間に障害をもたらす臨界値 S_c を与えることで、危険指数は下式のようなになる。

$$\text{危険指数 } \alpha(S) = \frac{S}{S_c} \quad (0 \leq \alpha) \quad (8.17)$$

安全規範量が同じ対策をまとめて評価する場合は、上式を積算することで危険指数が求まる。

$$\text{全体での危険指数 } \alpha(S)_{all} = \prod_{i=1}^N \alpha(S)_i \quad (8.18)$$

(N は対策数, i は安全対策の番号)

複数の安全規範量にわたる総合的な危険指数については、互いに1次独立であることから、積ではなく和算の形になる。

$$\text{総合危険指数 } G_\alpha = \sum_k c_k \alpha(S_k)_{all} \quad (8.19)$$

なお、重み係数 c_k には人の特性などの値を別途測定し決定すればよい。

例として、危険因子を感電とした場合、人へのダメージは電流の大小で決まることから、安全規範量は電流値 I になる。人の損傷が発生する電流値を臨界電流値 I_c とおくと、危険指数は、式(8.17)より下式のようなになる。

$$\text{感電に対する危険指数 } \alpha(I) = \frac{I}{I_c} \quad I_c: \text{臨界電流値} \quad (8.20)$$

あとは衝撃の場合と同様にして安全指数や改善率を求めることができる。総合評価についても全く同じ手法が使える、式(8.21)のように積算の形になる。

$$\text{全体での危険指数 } \alpha(I)_{all} = \prod_{i=1}^N \alpha(I)_i \quad (8.21)$$

その他、火傷(温度 T)、転倒(回転モーメント M)、圧迫(圧力 P)、騒音(デシベル dB)などについても同一の方法で定量評価が可能である。

これらをまとめた総合危険指数は、互いに1次独立であることから、式(8.19)より和算することで求めることができる。

$$\text{総合危険指数 } G_\alpha = c_1 \alpha(I)_{all} + c_2 \alpha(T)_{all} + c_3 \alpha(M)_{all} + \dots \quad (8.22)$$

以上のことから、本手法を用いることで、様々な安全性や危険性を総合的に定量評価することができる。

8.5 まとめ

ロボットの安全性に関する理論的な研究として、ロボットの安全性を定量的に評価する研究を行った。また、ロボットによる損傷の検討を行い、安全性の統一的指標を表す安全

規範量を衝撃力と衝撃応力として考えた。これらを用いて福祉ロボットの設計と制御及び一般福祉機器にわたる総合的な安全評価法を提案し、総合的定量的評価のために必要な危険指数や総合安全評価の定義を行った。

本手法を用いることにより、安全面において最適化された福祉ロボットの設計と制御が可能になると考える。

第9章

福祉ロボットの安全設計に関する研究

9.1 はじめに

国際規格案ISO/TR12100-2 [機械類の安全—基本概念, 設計一般原則] では, 設計上のリスク低減対策例を示してある [68]. 内容は, 鋭い角, 突出部の除去や, 作動力限界の最小化や運動エネルギーの制限による機械の安全化, 直接的機械原理の利用などである. これらは産業用ロボットを対象とした定性的な対策であり, 福祉ロボットへのそのままの流用は困難である. また安全対策をどの程度施行するとリスク低減にどのぐらい効果があるかといった定量的な評価は行っていない.

介助作業を遂行するためのパワーと高い安全性という相反する要求を満たすためには, 福祉ロボットの設計面における最適化が必要であり, 効果の定量評価が不可欠になる.

本章では, 福祉ロボットの具体的な安全設計について提案を行い, 前章で提案した安全規範量を用いて安全評価指数の算出式を導出する. また具体的に福祉ロボットの安全評価と改良を行い, 統一的安全評価法の有用性を検証する.

9.2 安全設計対策と危険指数の具体的導出

前章では, 安全性の統一指標を表す安全規範量を衝撃力と衝撃応力と定めた. また安全評価指数として, 安全指数や危険指数, 改善率の定義を行った.

本節では, 安全対策の実例を用いて, 具体的に危険指数の導出を行う. 今回は, 安全規

範量が衝撃力の場合の安全設計を取り上げた。また改善しようとしている因子の効果のみを抽出し他の要素の影響をできる限り排除するために、危険指数の算出式を対策ごとに求めた。

一般には、いくつかの影響をすべて同時に満たすモデルを作成し、式をたてて解かれる。しかしこの方法では、安全対策が増えたり境界条件が変わると、モデルの作成からやり直す必要がある。さらに多くの現象を考慮すると式が複雑化し、同定が困難な変数が増加してしまう。

対策の安全性の評価や比較を行うためには、すべての現象をこと細かくモデルに導入するのではなく、ある程度厳密性は失われたとしても汎用性の高い定量化が必要であると考えている。そのために筆者は1次近似モデルによる危険指数の個別導出を行った。

なおここでは、何らかの原因で突発的にロボットと人が衝突してしまう場合を前提とし、衝撃力による人の損傷を最小にするための各種対策を対象として議論を進める。反対にロボットのほうが弱い場合には、上記の方法でロボット自身の安全性を表現することができる。

以下、対策ごとに説明を行う。

9.2.1 軽量化対策の効果

ロボットの質量を削減することで衝撃力を最小にする対策を考える。ロボットの質量と加速度を m , a とすると、衝撃力はニュートンの運動方程式から式(9.1)のように求まり、これを臨界衝撃力で割ったものが式(9.2)の危険指数である。

$$\text{衝撃力 } F_1 = ma \quad (9.1)$$

$$\text{危険指数 } \alpha_1 = \frac{ma}{F_c} \quad (9.2)$$

例としてロボットの構成材料を変えて軽量化を行った時の危険指数を示す。主材料が鉄(密度 $7.86 \times 10^3 [kg/m^3]$) で質量が $20 [kg]$ のロボットが危険指数1の加速度で動く場合、材料をアルミニウム(密度 $2.69 \times 10^3 [kg/m^3]$) に変更すると質量が $6.7 [kg]$ 、危険指数が0.34になる。またプラスチック(密度 $1.40 \times 10^3 [kg/m^3]$) を用いると質量が $3.5 [kg]$ 、危険指数が0.18になる。つまり、軽量化により質量が半分になれば危険指数も半減することが定量的にわかる。

9.2.2 表面素材による衝撃力吸収対策の効果

Fig. 9.1に示すように、ロボット表面を柔らかい材料で覆うことで、衝突後速度を減少させ衝撃力を最小にする対策を考える。

一般には、材料の変形問題では応力や歪みの時間応答を算出するため、人間の接触位置や個人差など詳細な境界条件の設定が必要である。しかし統一的な安全評価を行う観点から境界条件の統一を行い、接触時における衝撃力の最大値を用いて危険指数の算出を行う。

ロボットの速度が接触により v から v' へ減速した時、衝撃力は運動量の時間変化より式(9.3)のようになる。

$$\text{衝撃力 } F_2 = \frac{mv - mv'}{dt} \quad (9.3)$$

また人とロボットをFig. 9.2のように第1次近似モデル化することで、この系の運動方程式は以下のようなになる。

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = 0 \quad (x = x_{rg} - x_{rs}) \quad (9.4)$$

通常は減衰振動となるので、式(9.4)の解は次のような形となる。

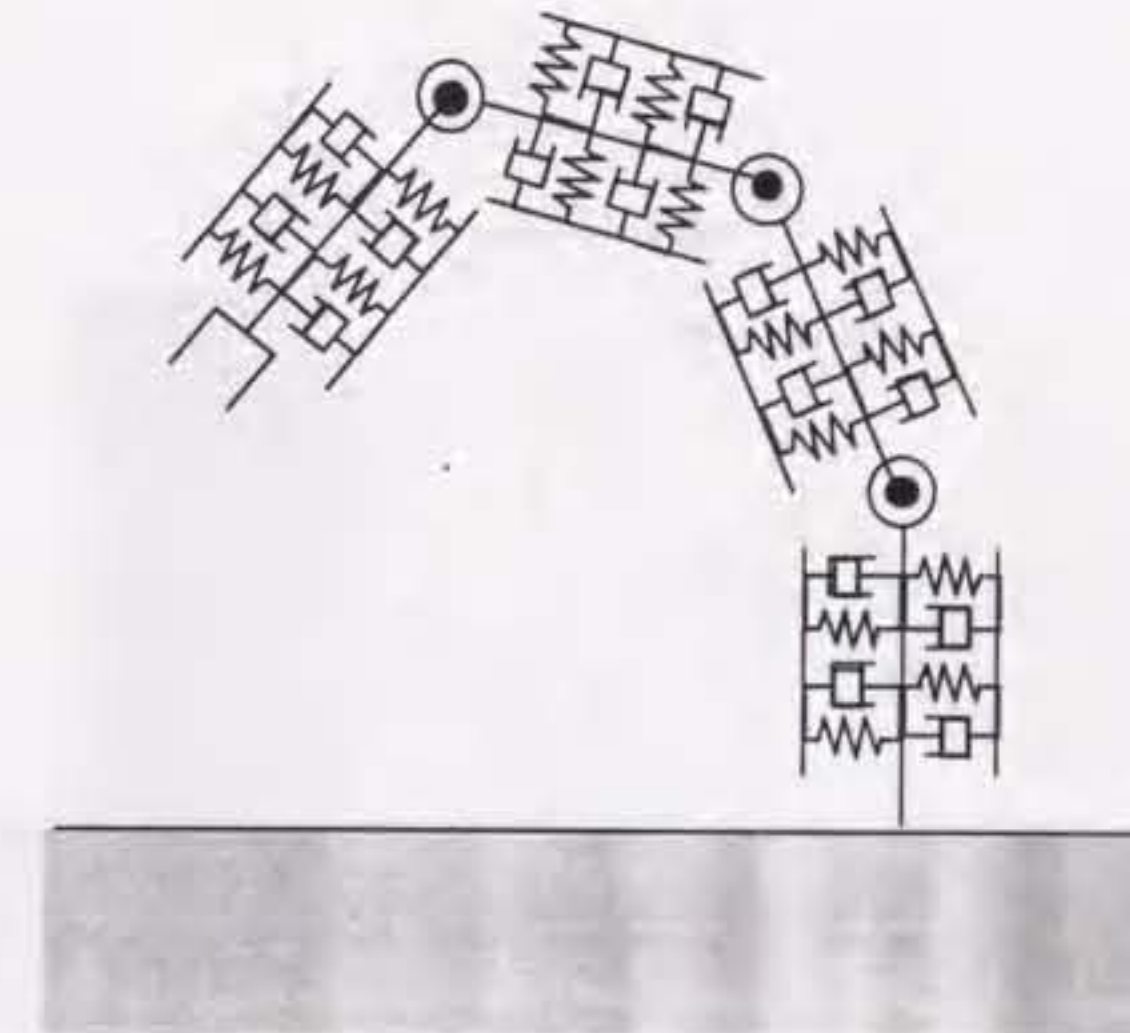


Fig. 9.1 Manipulator covered with soft material

$$x = e^{-\zeta\omega_n t} C \cos(\omega_d t - \beta) \quad (9.5)$$

$$\text{但し, } \omega_n = \sqrt{k/m}, \omega_d = \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2}, \zeta = c/2\sqrt{mk}$$

$$C = \sqrt{a_0^2 + \left(\frac{v_0 + a_0\zeta\omega_n}{\omega_d}\right)^2}, \beta = \tan^{-1} \frac{v_0 + a_0\zeta\omega_n}{a_0\omega_d}$$

($t = 0$ において $x = a_0, \dot{x} = v_0$)

これを微分する.

$$\dot{x} = C e^{-\zeta\omega_n t} (-\zeta\omega_n \cos(\omega_d t - \beta) - \omega_d \sin(\omega_d t - \beta)) \quad (9.6)$$

接触後の速度 v' が0の時, ロボットの運動がすべて人に伝わり衝撃力が最大になる. 衝突時間 dt は速度が0になる t の値を用いる. $\dot{x} = 0$ より, 以下のように求まる.

$$\text{衝突時間 } dt = \frac{\tan^{-1}(-\zeta\omega_n/\omega_d) + \pi/2}{\omega_d} \quad (9.7)$$

この結果, 危険指数は次式となる.

$$\text{危険指数 } \alpha_2 = \frac{mv}{F_c dt} \quad (9.8)$$

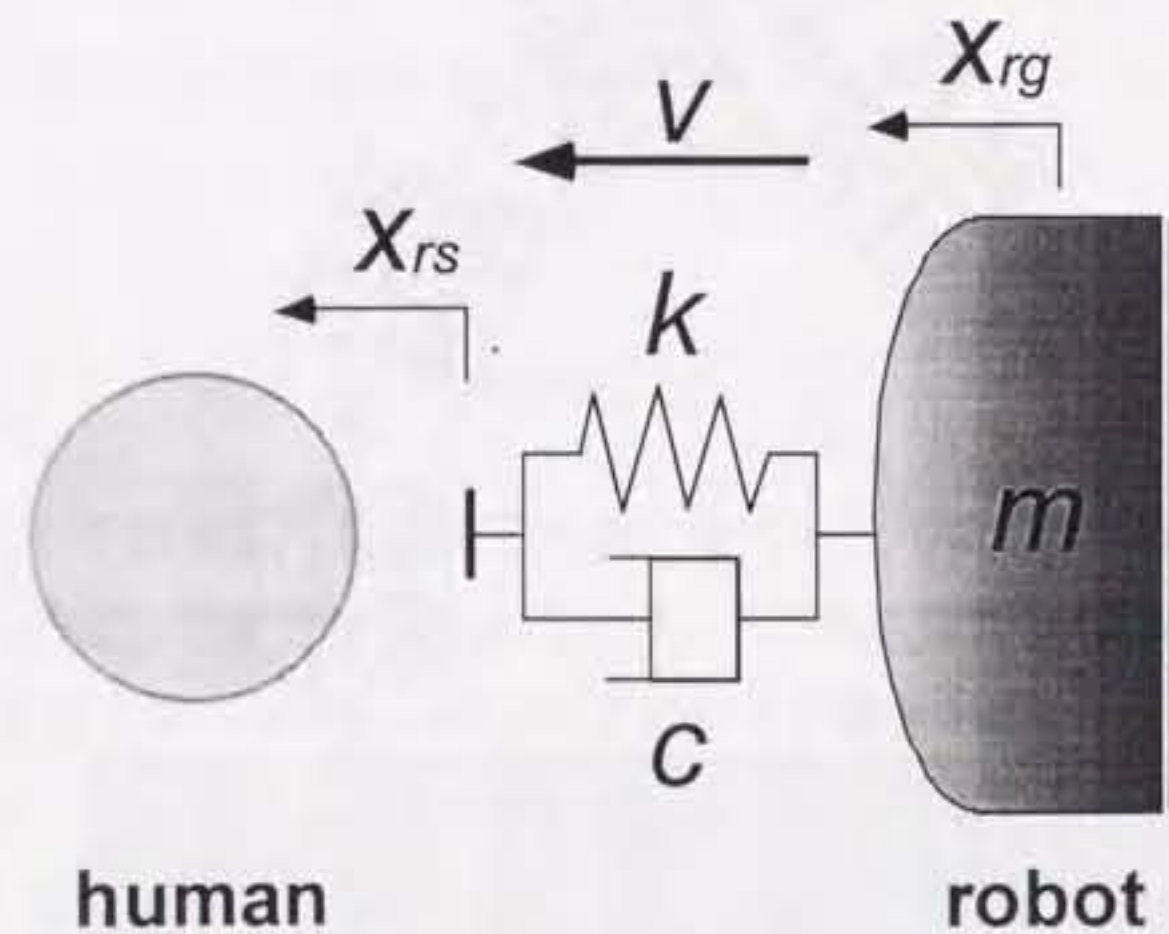


Fig. 9.2 Model of the collision between human and robot

結果的に時間応答は現れないが, 最大値を用いているために最も危険な状態を考慮した形になっている.

具体例として, より柔らかい材料を表面に用いて減速化を行った時の危険指数を示す. 表面が鉄(ヤング率200.0[GPa])のままのロボットが危険指数1の運動量で動く場合, 厚さ10[mm]のゴム(ヤング率5.0[MPa])で表面を覆うことで危険指数が0.05に減少することが分かる.

9.2.3 関節のフレキシビリティ対策の効果

Fig. 9.3のように, 関節に柔らかさを持たせることも有効な対策である. 接触後は関節まわりの回転運動になるので, 衝撃力 F_3 は次の角運動量の時間変化式を満たす.

$$F_3 l_p = \frac{I\omega - I\omega'}{dt} \quad (9.9)$$

I はアームの関節軸回りの慣性モーメント, l_p は関節から接触点までの長さである. 衝突時間 dt の求め方は, 表面素材による衝撃力吸収の場合と同じであり, 式(9.4)を

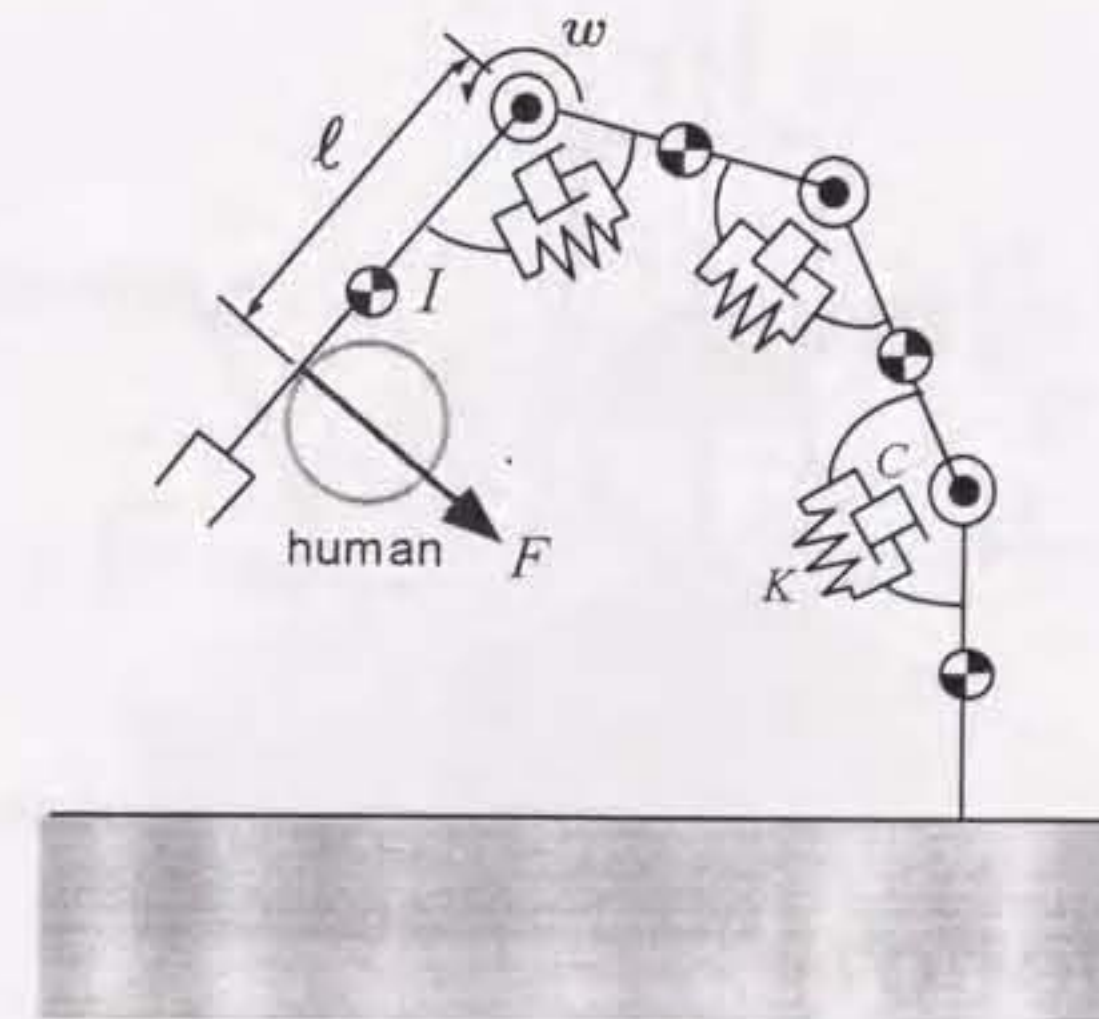


Fig. 9.3 Manipulator with compliant joints

$$I\ddot{\theta} + C\dot{\theta} + K\theta = 0 \quad (9.10)$$

として式(9.5)から式(9.7)を用いて算出する.

$$\text{衝突時間 } dt = \frac{\tan^{-1}(-\zeta\omega_n/\omega_d) + \pi/2}{\omega_d} \quad (9.11)$$

(但し, $\omega_n = \sqrt{K/I}$, $\omega_d = \omega_n\sqrt{1-\zeta^2}$, $\zeta = C/2\sqrt{IK}$)

$$\text{危険指数 } \alpha_3 = \frac{I\dot{\theta}}{F_c dt} \quad (9.12)$$

9.2.4 形状による衝撃応力最小化対策の効果

衝突時に局所的に衝撃力(衝撃応力)が大きくなる形状にする. 一般に衝撃力は尖った形状になるほど大きく, 包み込む形状になるほど小さくなる. このことは式(9.13)に示すように分母の接触面積が逆数で効くからである.

$$\text{衝撃応力 } \sigma = \frac{F}{A} \quad A: \text{接触面積} \quad (9.13)$$

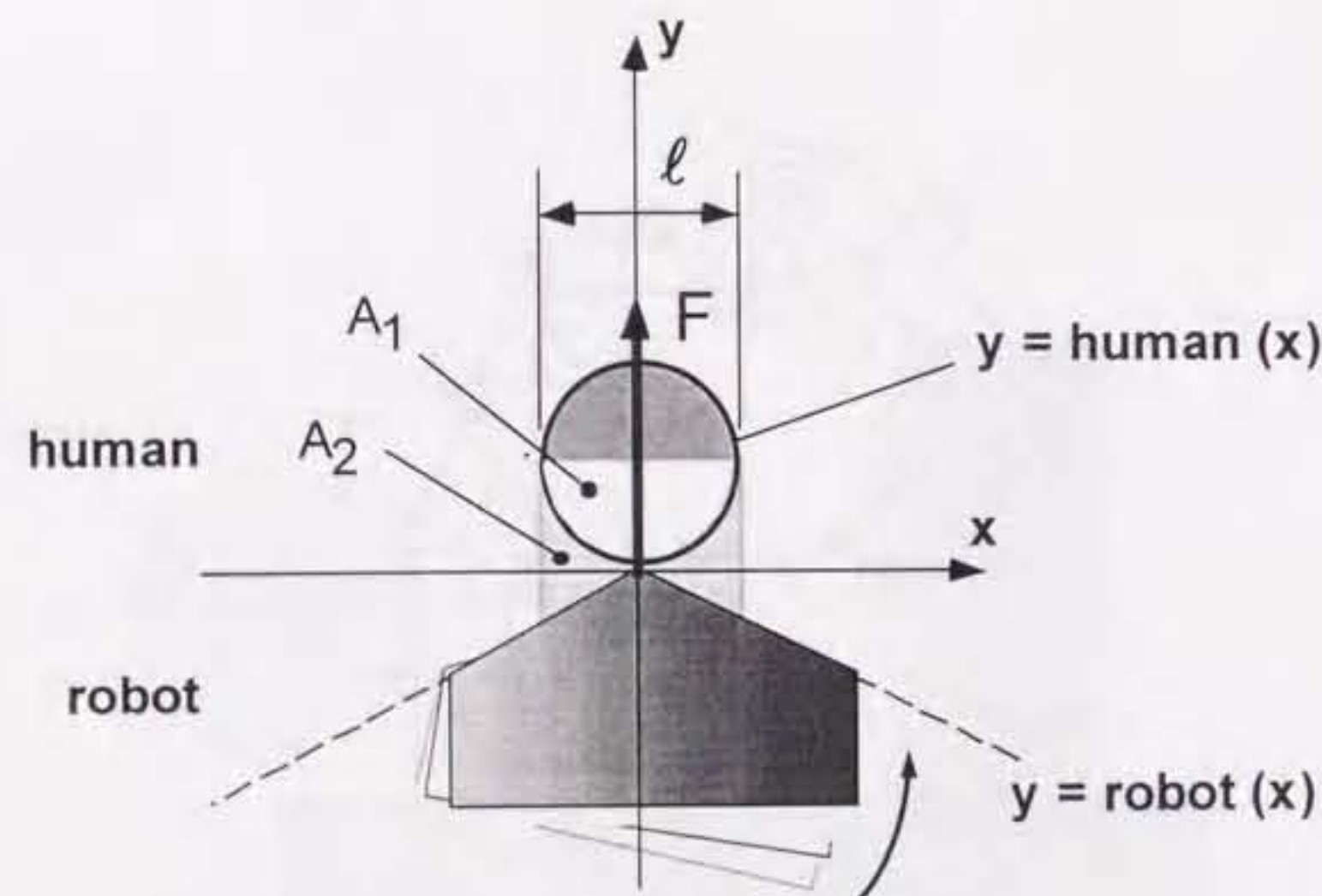


Fig. 9.4 Transformable area under the collision between human and robot

9.2. 安全設計対策と危険指数の具体的導出

厳密には, 接触面積は形状の他に衝撃力の大小や表面材料特性により異なる. しかしここでは形状の影響のみを抽出するため, Fig. 9.4のように人の占める空間(A_1)と変形可能空間(A_2)を考慮した式(9.14)より危険指数を求める.

$$\text{形状変化率 } \lambda = \frac{A_2}{A_1} = \frac{\int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} (\text{human}(x) - \text{robot}(x)) dx}{\int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} (\frac{l}{2} - \text{human}(x)) dx} \quad (9.14)$$

これより危険指数は以下ようになる.

$$\text{危険指数 } \alpha_4 = \frac{\lambda}{\lambda_c} \quad \lambda_c: \text{形状変化臨界値} \quad (9.15)$$

例として, 人の頭(直径0.2[m])に, (1)包丁(幅50[mm], 最大厚さ2[mm]), (2)バット(直径0.1[m]), (3)表面がなめらかな曲線($y = -0.5x^2$)のロボットが衝突した場合を考える. 表面が平面のロボットを基準にすると, それぞれの危険指数は(1)24.08, (2)4.8, (3)0.92となり, 包丁などの形状の危険度を定量的に表すことができた.

9.2.5 表面摩擦の低減対策の効果

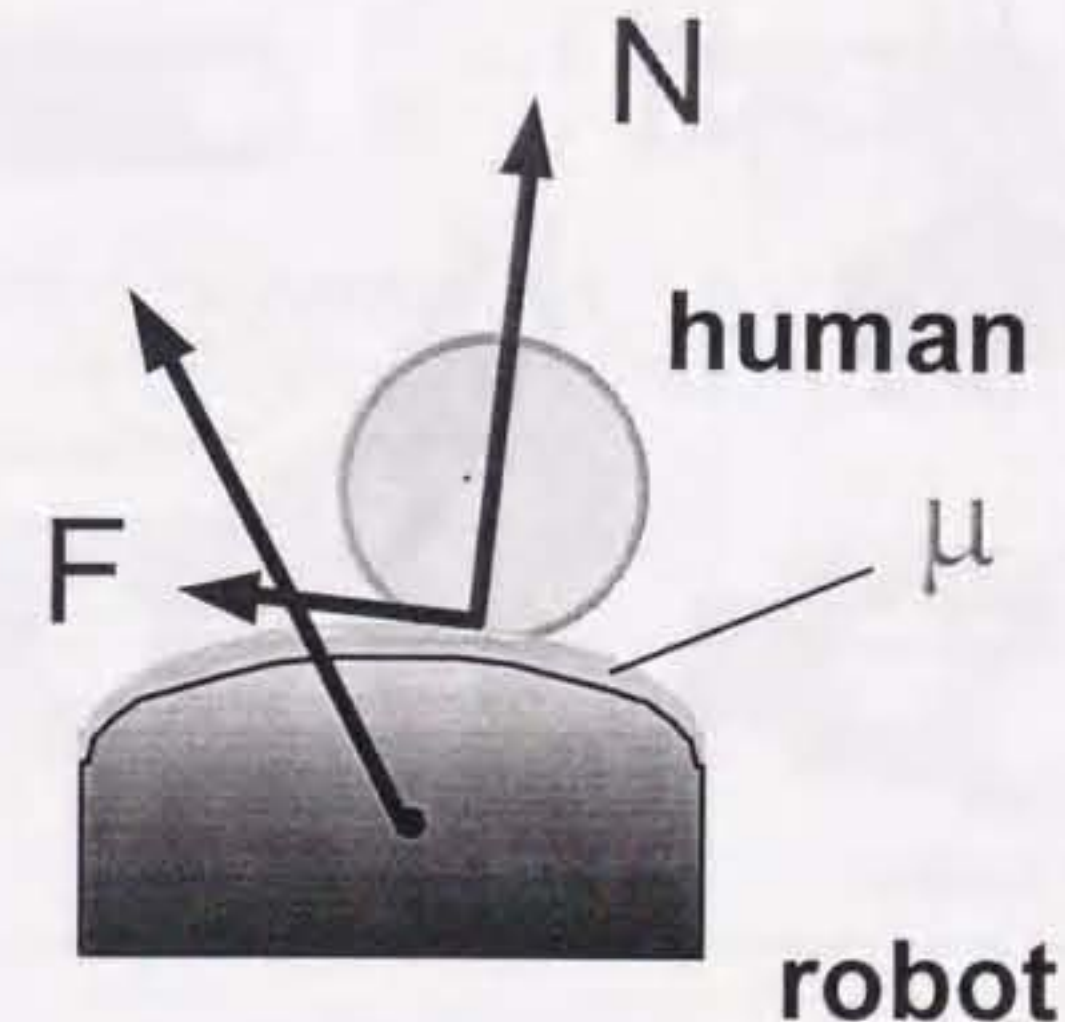
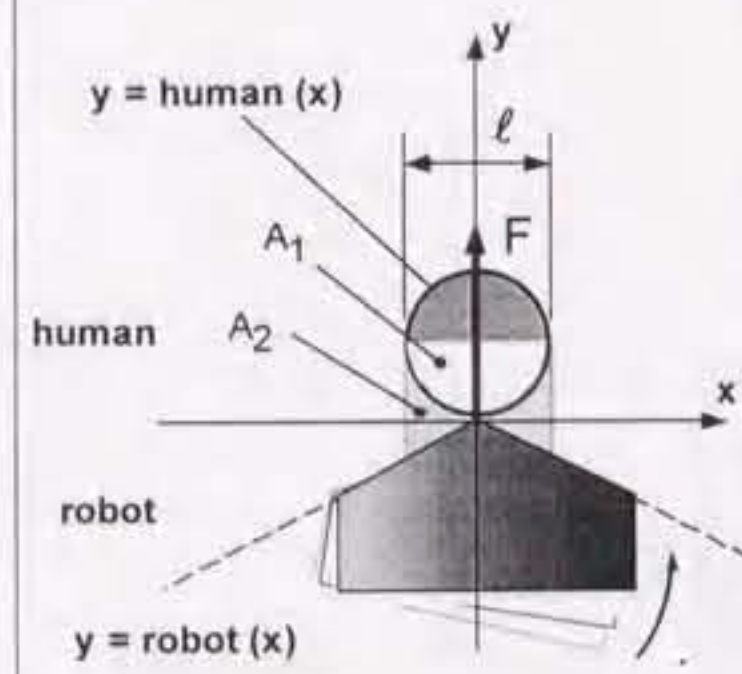


Fig. 9.5 Surface friction under the collision between human and robot

Table 9.1 Safe design strategy and calculation method of dangerous index

| 安全設計対策 | 衝撃力 | 危険指数 |
|------------------|--|---|
| (1) 軽量化 | $F_1 = ma$ | $\alpha_1 = \frac{ma}{F_c}$ |
| (2) 表面素材による衝撃力吸収 | $F_2 = \frac{mv - mv'}{dt}$ | $\alpha_2 = \frac{mv}{F_c dt}$ |
| (3) 関節のフレキシビリティ | $F_3 l_p = \frac{I\omega - I\omega'}{dt}$ | $\alpha_3 = \frac{I\dot{\theta}}{F_c dt}$ |
| (4) 形状 | <p>衝撃応力 $\sigma = \frac{F_4}{A}$</p> <p>$\lambda = \frac{A_2}{A_1}$</p> <p>$= \frac{\int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} (human(x) - robot(x)) dx}{\int_{-\frac{l}{2}}^{\frac{l}{2}} (\frac{l}{2} - human(x)) dx}$</p> | $\alpha_4 = \frac{\lambda}{\lambda_c}$ |
| (5) 表面摩擦の低減 | $F_5 = \mu N$ | $\alpha_5 = \frac{\mu N}{F_c}$ |



9.3. ロボットの安全設計への適用

ロボット表面に摩擦の小さい材料を使用し、Fig. 9.5のように滑らせることで衝撃力を逃がすことができる。衝撃力は摩擦力であるから式(9.16)のようになり、危険係数は式(9.17)のようになる。

$$\text{衝撃力 } F_5 = \mu N \tag{9.16}$$

$$\text{危険指数 } \alpha_5 = \frac{\mu N}{F_c} \tag{9.17}$$

表面が鉄 ($\mu = 0.5$) で臨界衝撃力に達した場合、表面をナイロン ($\mu = 0.2$) にすると危険指数は0.4であり、テフロン ($\mu = 0.04$) の場合は0.08となる。

以上をまとめたものがTable 9.1である。各設計パラメータを代入するだけで簡単に危険指数を算出できる。

9.3 ロボットの安全設計への適用

本節では具体的なロボット設計への適用法を説明する。

(ケース1)

従来型のロボットアーム (Fig. 9.6(1), アームの長さ0.25[m], 質量1.8[kg]) を以下の安全設計対策を施行することで安全性を向上させることを考える。

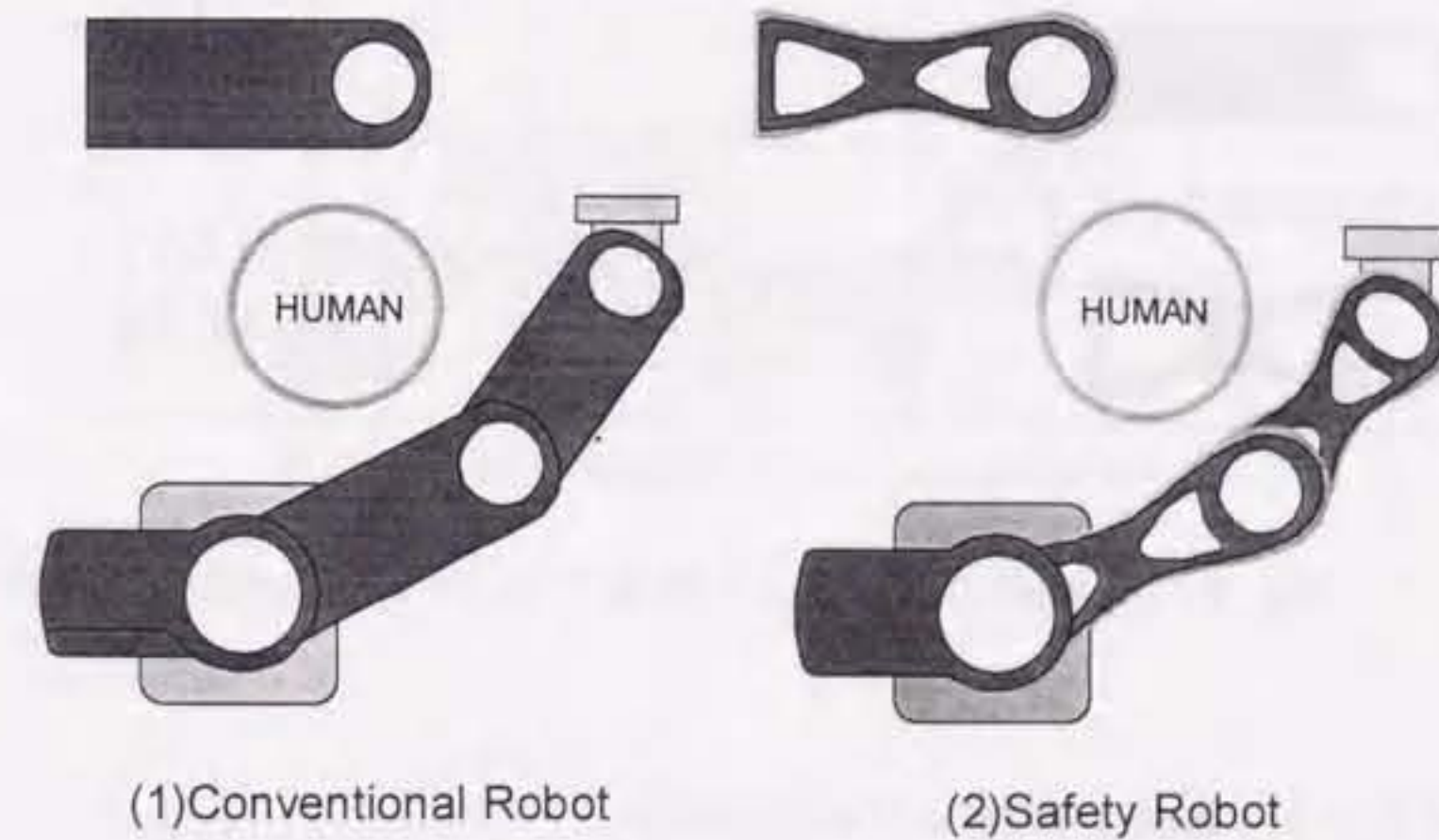


Fig. 9.6 Safe design of manipulator(case 1)



1. 形状：人に対してとがらない形状
2. 質量：より軽い材料
3. 表面素材：ゴムなどの柔らかい素材
4. 表面摩擦：滑りやすい表面材料

これらに基づいてデザインしたものとしては、Fig. 9.6(2) の様なものが考えられる。従来型に比べ中央部がくびれ、全体的に丸みをおびた形状であることが分かる。(質量0.9[kg], 形状： $y = 0.25x$, 表面：ゴム($E = 0.5[MPa]$, 厚さ0.1[m]))

これを用いて前章で述べた安全評価を行う。今回は軽量化(式(9.2)), 形状(式(9.15)), 表面素材(式(9.8))について計算を行った。角速度1.57[rad/s]でアームの中央部で接触させたときの衝撃力[N]を計算した。なお従来型アームの発生衝撃力を臨界衝撃力とした。

結果をTable 9.2に示す。ロボット全体としての危険指数 $\alpha_{all} = 0.031$ となり、安全規範に基づき設計したロボットアームは、1の普及型アームに比べ32.78倍の安全性を獲得したことが分かる。

Table 9.2 Safe estimation result of manipulator(case 1)

| | 形状 α_1 | 質量 α_2 | 表面材料 α_3 | 総合危険指数 総合改善率 |
|---|------------------|------------------|--------------------|-----------------|
| (1) 普及型ロボットアーム  | 1 | 1 | 1 | 1 1 |
| (2) 安全設計されたアーム  | 0.61 | 0.50 | 0.1 | 0.031 32.78 |

(ケース2)

次の例として、Fig. 9.7の3種類のロボットを評価する。それぞれの設計仕様は以下の通りである。

1. 1関節ロボット；素材：鉄($E = 200.0[GPa]$)
2. 1関節ロボット；アームの表面を厚くゴムで覆い人への衝撃力を緩和
3. n関節ロボット；各関節をゴム($E = 0.5[MPa]$)で覆い全体で柔らかさをもたせる

なお危険指数を求めるために、ロボットの全長と断面は1[m], $0.1 \times 0.1[m^2]$ とし、2のロボットのゴムの平均厚さを0.1[m], 3のロボットの関節数nを10とした。

結果をTable 9.3に示す。1のロボットの危険指数 $\alpha(a)_{all} = 1.0$ となる運動を2, 3のロボットにさせた場合、全体での危険指数は $\alpha(b)_{all} = 0.1$, $\alpha(c)_{all} = 0.024$, 全体での安全指数は $\beta(b)_{all} = 10.0$, $\beta(c)_{all} = 41.7$ となる。

以上より、具体的に設計されたロボットに対し、本手法を用いることで安全対策ごとの効果を定量的に表現することができた。

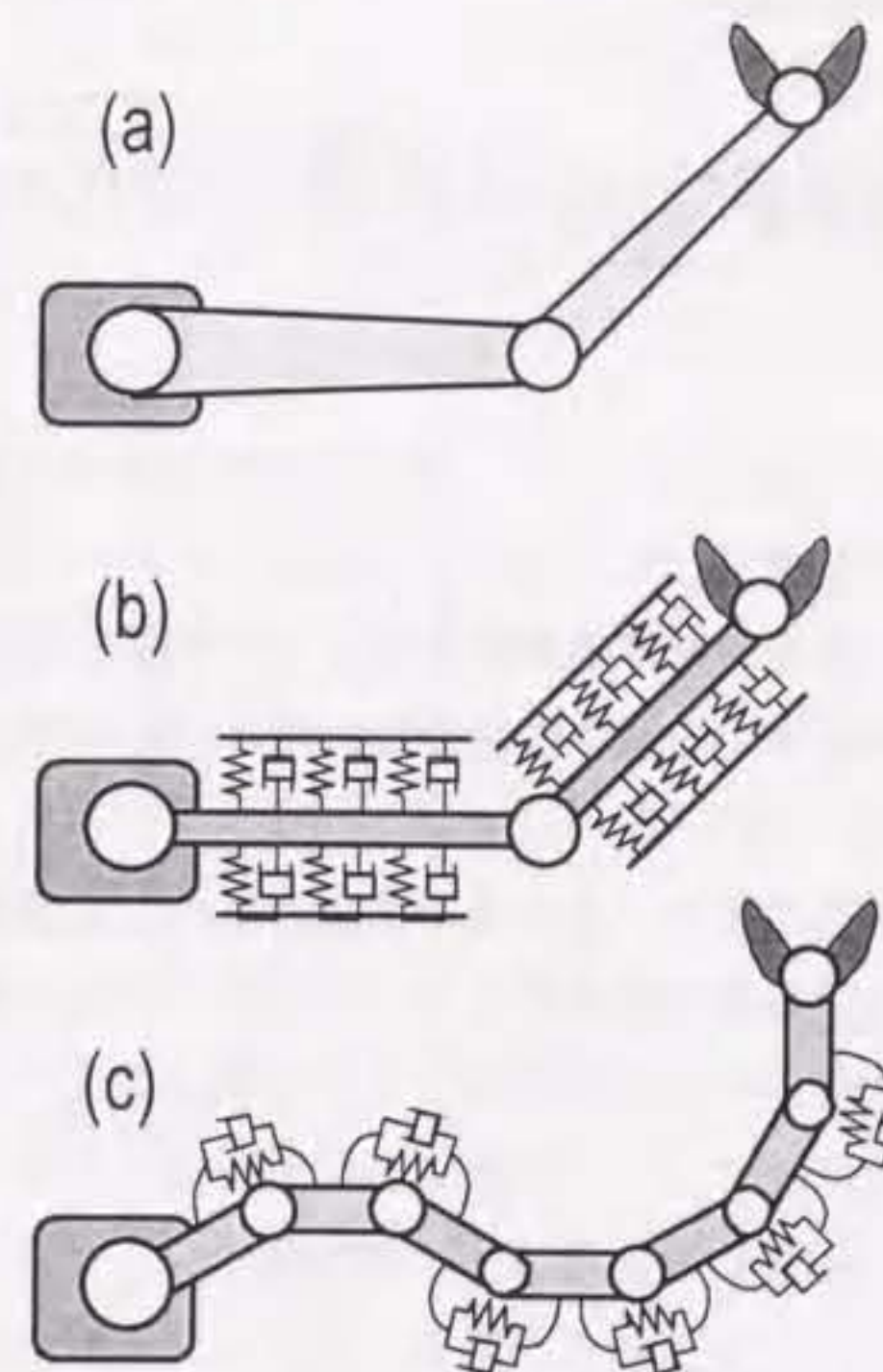

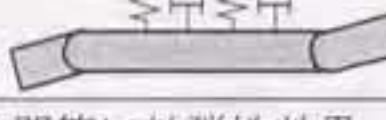



Fig. 9.7 Safe designs of manipulator(case 2)

Table 9.3 Safe estimation result of manipulators(case 2)

| | 表面 α_2 | 関節 α_3 | 総合危険指数 (総合安全指数) |
|---|------------------|------------------|--------------------|
| (1) 改良前のロボット  | 1 | 1 | 1 |
| (2) 表面材料の効果  | 0.1 | 1 | 0.1 (10.0) |
| (3) 関節に粘弾性効果  | 1 | 0.024 | 0.024 (41.7) |

9.4 まとめ

本章では、福祉ロボットの安全設計について、具体的に安全対策を提案し、安全規範量を用いて安全評価指数の算出式を導出した。これより設計パラメータを代入するだけで、ロボット全体や安全対策ごとの安全性を定量表現することが可能になった。

また実例を用いて福祉ロボットの安全評価と改良を行い、統一的安全評価法の有用性を確認した。

本章で提案した手法を用いることで、これまで困難であった安全面における福祉ロボットの最適設計など、あらゆる応用が可能となる。

第10章

福祉ロボットの安全制御に関する研究

10.1 はじめに

国内外を問わず産業用ロボットの安全規格や基準などで、具体的な安全制御手法を示した例は極めて少ない。ISO/TR12100-2では機械の安全化対策として、「減速または停止はエネルギー状態を1から0にすること」と記し[68]、EN1037では「人の接近を許すためには設備で機械のもつエネルギーを消失すること」とだけ書かれている[71]。

福祉ロボットが介護を行うためには、むしろ人に接近または接触した状態で力を発生しなくてはならず、現在のところ有効な安全制御の手法や基準は皆無である。

そこで本章では、ロボットの安全性を設計だけでなく制御まで拡張するため、安全制御戦略について検討する。さらに制御対策ごとの安全評価指数の定式化を行い、具体的な接近動作を用いた評価例を示し、本手法の有用性を検証する。

10.2 安全制御対策と危険指数の具体的導出

安全制御対策ごとに、「安全規範量」としての「衝撃力」と「統一的安全評価指数」としての「危険指数」の算出式を導出した。以下、対策ごとの効果について説明を行う。

10.2.1 距離をとる効果

距離が十分あれば、ロボットを減速させたり途中で動作計画を変更するなど、制御面で衝撃力を小さくするための時間的余裕をもたらす。

質量 m のロボットが人間と距離 l_{hr} 、接近速度 v の状態から減加速度 a で減速した場合を考える。ここでは $v > 0, a > 0$ に絞って議論すると、接触までの時間 Δt は式(10.1)を満たすから式(10.2)のように求まる。

$$l_{hr} = v\Delta t - \frac{a\Delta t^2}{2} \quad (10.1)$$

$$\Delta t = \frac{v}{a} - \sqrt{\left(\frac{v}{a}\right)^2 - \frac{2l_{hr}}{a}} \quad (10.2)$$

衝突速度は $v - a\Delta t$ となり、衝撃力と危険指数は以下のようなになる。ただし接触しない場合は衝撃力0とし、負の値にならないものとする。

$$\text{衝撃力 } F^* = m \frac{(v - a\Delta t) - v'}{\Delta t} \quad (10.3)$$

$$\text{危険指数 } \alpha^* = \frac{F^*}{F_c} = m \frac{(v - a\Delta t) - v'}{F_c \Delta t} \quad (10.4)$$

例として、多関節マニピュレータのような介護ロボットが人のまわりで作業する場面を考える。ここで距離の影響のみを抽出して統一的な比較評価を行うために、「単位衝撃力規範」の考え方を導入する。これは接触した時に衝撃力が $1[N]$ (単位衝撃力) になるよう、目的の要素とは無関係で接触前には決めることのできないパラメータや任意の値を定め、その影響を統一するものである。上式の減加速度 a と接触後速度 v' はロボットごとに異なる任意の値である。減速ができるということは同値の力を発生できることから、質量 $1[\text{kg}]$ のロボットの衝撃力が単位衝撃力 $1[N]$ になるよう、 $a = 1[\text{m/s}^2]$ 、 $v' = 0[\text{m/s}]$ とする。

人から $0.5[\text{m}]$ 離れたところから質量 $10[\text{kg}]$ のロボットが $2[\text{m/s}]$ の速さで近づいている場合、衝突までの時間は式(10.2)より $\Delta t = 0.27[\text{s}]$ 、式(10.3)より衝撃力は $F_0 = 64.65[\text{N}]$ である。臨界衝撃力 F_c を代表値として $490[\text{N}]$ (人間の頭が耐えられる力の10%の値、以降も同じ値を使用) とした場合、危険指数は式(10.4)より $\alpha_0 = 0.13$ となる。これに対してロボットを今よりも $0.5[\text{m}]$ 離してやると、 $\Delta t = 0.59[\text{s}]$ 、 $F^* = 24.15[\text{N}]$ 、 $\alpha^* = 0.049$ となる。改善率 η^* は式(8.12)より 3.01 となる。安全性がおよそ3倍向上したことが定量的に分かる。

10.2. 安全制御対策と危険指数の具体的導出

10.2.2 接近速度の効果

ロボットの運動量の時間変化がそのまま人へのダメージとなる。衝撃力と危険指数は以下のようなになる。

$$\text{衝撃力 } F^* = \frac{mv - mv'}{dt} \quad (10.5)$$

$$\text{危険指数 } \alpha^* = \frac{mv - mv'}{F_c dt} \quad (10.6)$$

接触時間 dt は形状や表面の柔らかさなどの材料特性により異なる。接近速度の影響のみを抽出して統一的な比較評価を行うために、ここでも単位衝撃力規範の考え方を導入する。ロボットの質量 $m=1[\text{kg}]$ 、接近速度を $v=1[\text{m/s}]$ で接触した時に単位衝撃力 $1[N]$ になるよう、接触時間 dt は $1[\text{s}]$ を用いる。

例として質量が $10[\text{kg}]$ のロボットが速度 $5[\text{m/s}]$ で近づく時、衝撃力 F_0 は式(10.5)より $50[\text{N}]$ 、危険指数 α_0 は式(10.6)より 0.102 となるのに対し、接近速度を $1[\text{m/s}]$ にすることで、 $F^* = 10[\text{N}]$ 、 $\alpha^* = 0.020$ となり、改善率 η^* は5になる。

10.2.3 姿勢の効果

安全な姿勢とは、1. 慣性モーメントの小さい姿勢、2. 各関節に柔らかさを持たせることで人に対して全体剛性が低い姿勢の2つがあげられる。

(1) 慣性モーメントの小さい姿勢

姿勢の違いでロボット全体の慣性モーメントが異なり衝撃力の値が変化する。慣性モーメント I の姿勢でロボットを角加速度 $\ddot{\theta}$ で動かし、根元から r のところで人と接触した時の衝撃力、危険指数は以下のようなになる。

$$\text{衝撃力 } F^* = \frac{I\ddot{\theta}}{r} \quad (10.7)$$

$$\text{危険指数 } \alpha^* = \frac{F^*}{F_c} = \frac{I\ddot{\theta}}{F_c r} \quad (10.8)$$

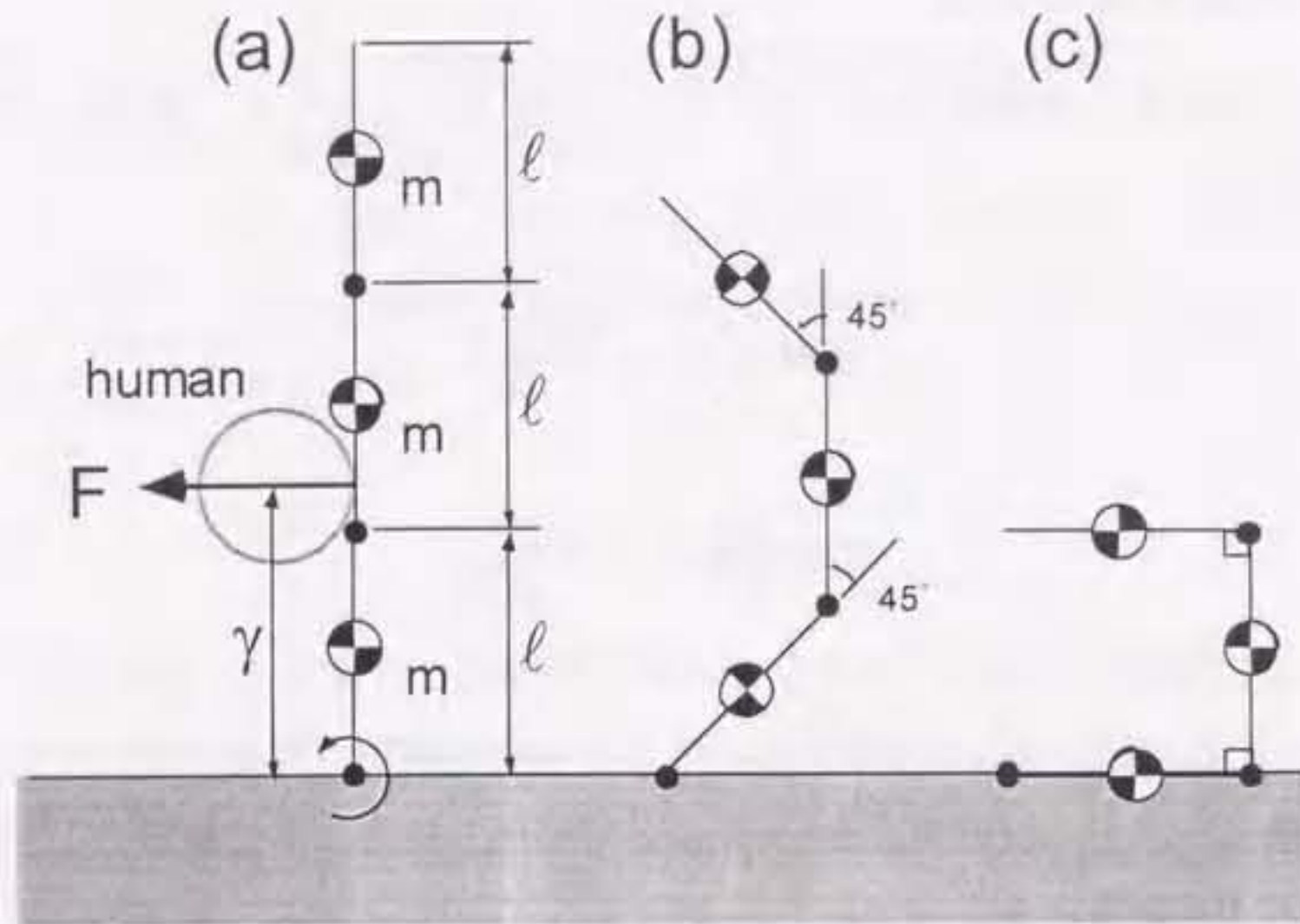


Fig. 10.1 Safe effect on the posture with inertial moment

多関節マニピュレータを用いた例として, Fig. 10.1に示す3つの姿勢を考える. 統一的な比較評価を行うために前述の単位衝撃力規範の考え方を採用し, $l = 1[m]$, $m = 1[kg]$ (長さ中心に集中) のアームと $r = 0.5[m]$ の位置で接触した時に衝撃力が $1[N]$ になるよう $\ddot{\theta} = 2[rad/s]$ とする.

それぞれの慣性モーメントは, (a)8.75, (b)6.57, (c)2.75であるから, 式(10.7)より衝撃力は(a)35[N], (b)26.3[N], (c)11[N]となる. 危険指数は式(10.8)より(a)0.071, (b)0.053, (c)0.022となる. 改善率は(b)1.33, (c)3.18になる.

(2) フレキシブル関節による全体剛性の低い姿勢

関節が柔らかさを持つ場合, ロボットの姿勢によって全体の剛性が異なり人への衝撃力が変化する. Fig. 10.2に示すように全体剛性 k のロボットに人が衝突し δr 押し込んだ場合, 衝撃力と危険指数は以下ようになる.

$$\text{衝撃力 } F^* = k\delta r \tag{10.9}$$

$$\text{危険指数 } \alpha^* = \frac{k\delta r}{F_c} \tag{10.10}$$

δr はロボットと人間の各種パラメータにより異なるが, ここでも単位衝撃力規範を導入して以後 $\delta r = 0.01[m]$ ($k = 1.0 \times 10^2[N/m]$) を用いる.

Fig. 10.3に示す3つの姿勢について考える. (a)の姿勢では真上からの剛性 (k_y) は無限大であり衝撃力 (F_y) が最も大きくなる. 横からの剛性は, 関節の剛性を $k = 1.0 \times 10^2[N/m]$, アームの長さを $l = 1[m]$ とすると $k_x = 0.2 \times 10^2[N/m]$ であり, 衝撃力は式(10.9)より $0.2[N]$ になる. 同様にして (b), (c) の姿勢では, 横からの衝撃力は, $0.29, 1[N]$ である. 危険指数は式(10.10)よりそれぞれ, $0.4 \times 10^{-3}, 0.59 \times 10^{-3}, 2.0 \times 10^{-3}$ となり, (a)のまっすぐ伸びた状態が最も柔軟に衝撃が小さい姿勢ということがわかる.

以上をまとめたものが Table 10.1である. 各制御パラメータを代入するだけで簡便に危険指数を算出できる.

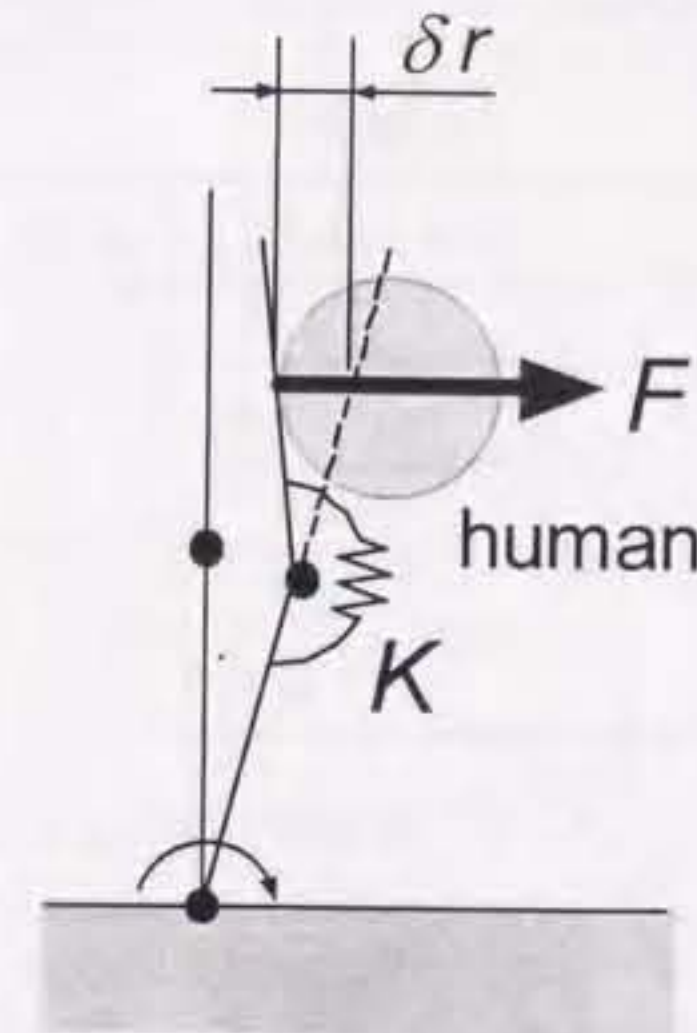


Fig. 10.2 Impact force dependence on joint compliance

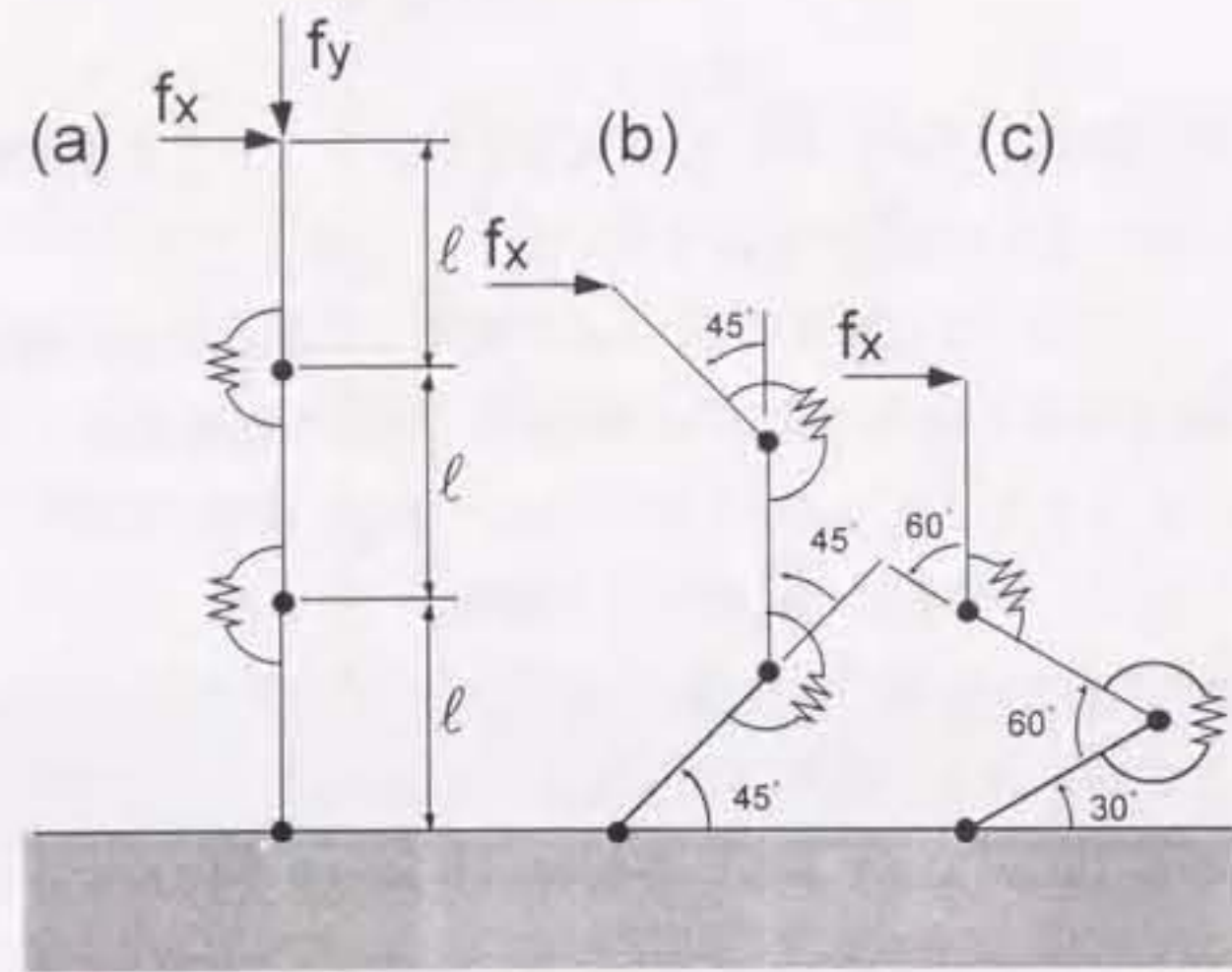


Fig. 10.3 Safe effect on the posture with joint compliance

Table 10.1 Safe control strategy and calculation method of dangerous index

| 安全制御対策 | 衝撃力 | 危険指数 | |
|-----------|---|--|---|
| (6) 距離を保つ | $F^* = m \frac{(v - a\Delta t) - v'}{\Delta t}$ | $\alpha^* = m \frac{(v - a\Delta t) - v'}{F_c \Delta t}$ | |
| (7) 安全な速度 | $F^* = \frac{mv - mv'}{dt}$ | $\alpha^* = \frac{mv - mv'}{F_c dt}$ | |
| (8) 姿勢 | a. 慣性モーメント | $F^* = \frac{I\ddot{\theta}}{r}$ | $\alpha^* = \frac{I\ddot{\theta}}{F_c r}$ |
| | b. 全体剛性 | $F^* = k\delta r$ | $\alpha^* = \frac{k\delta r}{F_c}$ |

10.3 ロボットマニピュレータの安全制御への適用

具体的な多関節マニピュレータ制御に本安全評価手法を適用する。ここでは安全対策ごとの効果を明らかにするために、Fig. 10.4のようにロボットが人へ接近した場合について、危険指数を算出し評価を行う。

10.3.1 危険指数チャートの提案

Fig. 10.5に今回基準となる評価例を示す。図中の円グラフは、人から放射線状に伸ばした線とロボットとの接点を求め、そこでの危険指数を姿勢ごとに表示したものである。円は $\alpha^* = F^*/F_c = 1$ の値を示し、円外は人が必ず損傷を受けることを意味する。これを「危険指数チャート」と呼ぶ。本チャートを用いれば、任意の時点での各方向の危険性が明らかになり、その部分の危険指数をフィードバックして最適な安全制御が可能になる。

10.3.2 時空間危険指数の提案

設計戦略とは異なり、制御戦略では危険指数は時間と方向の関数であり、人の周囲の空間や時系列で合計した値が必要である。そこでFig. 10.6に示すように、時間刻みごとに算

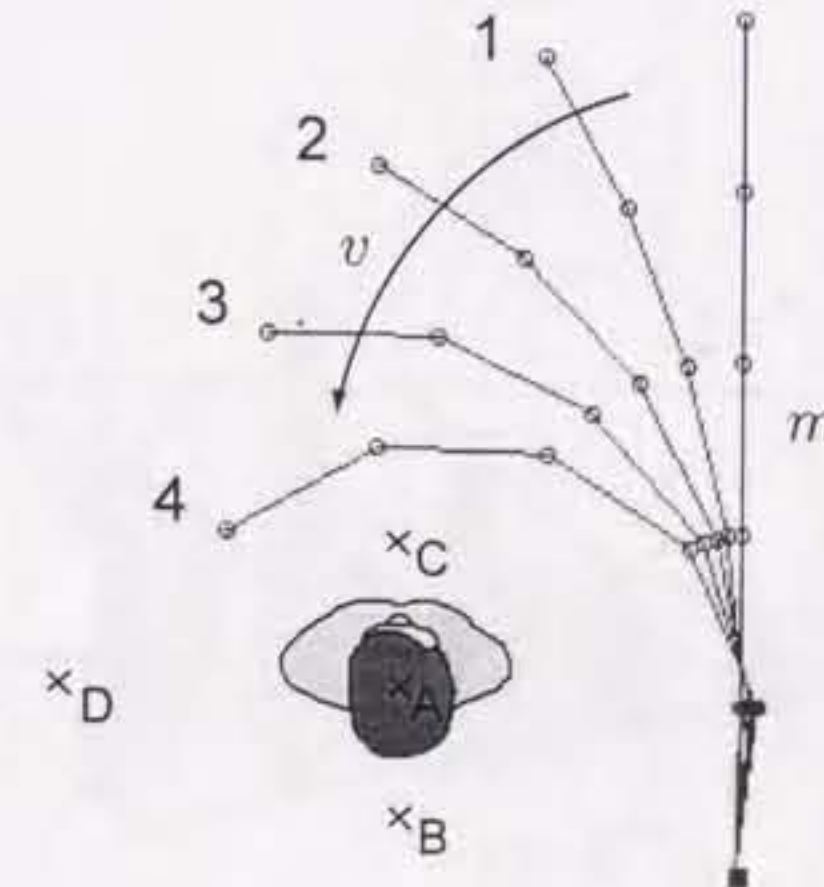


Fig. 10.4 Approach of manipulator (constant curve approaching)

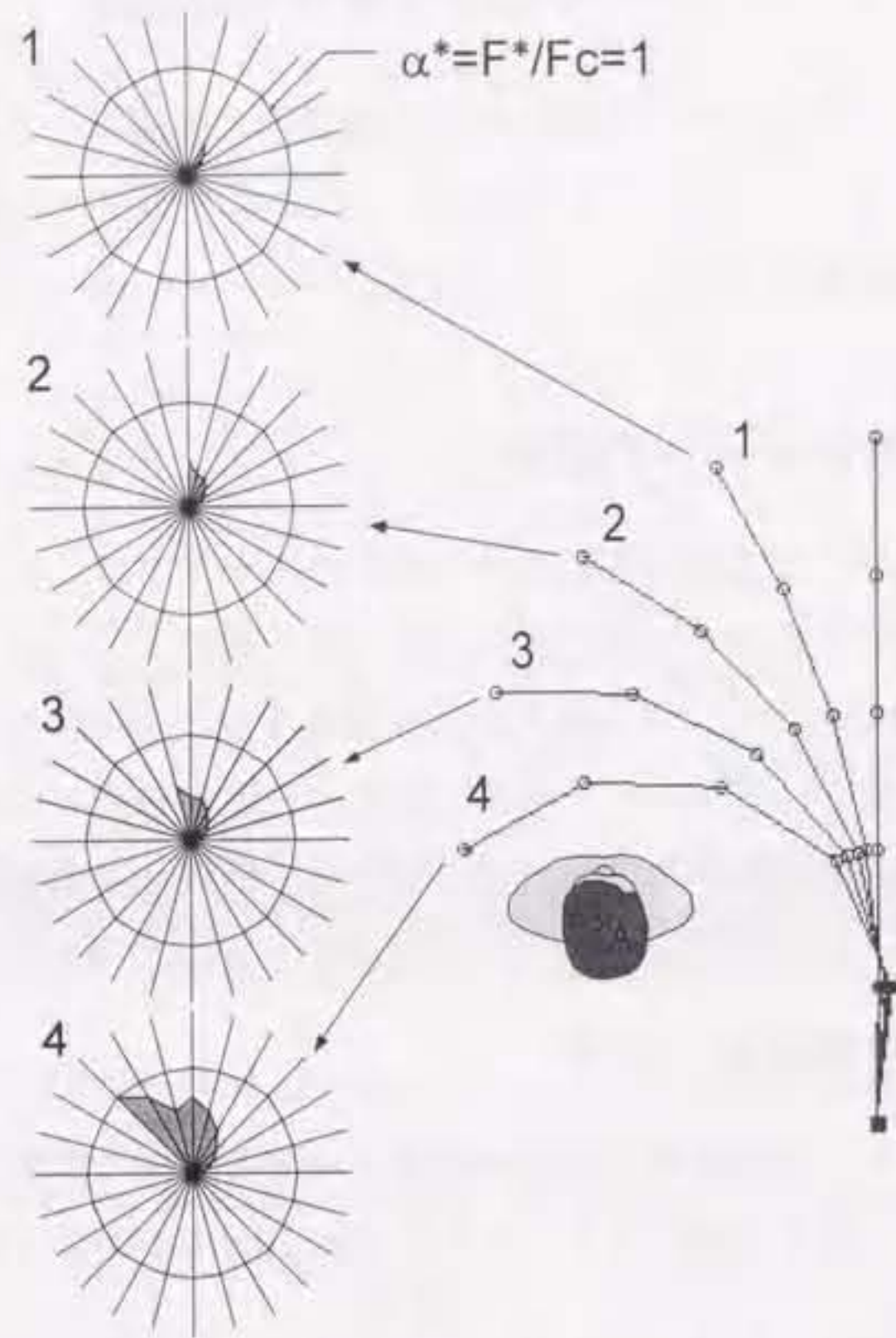


Fig. 10.5 Indication of dangerous index under each posture

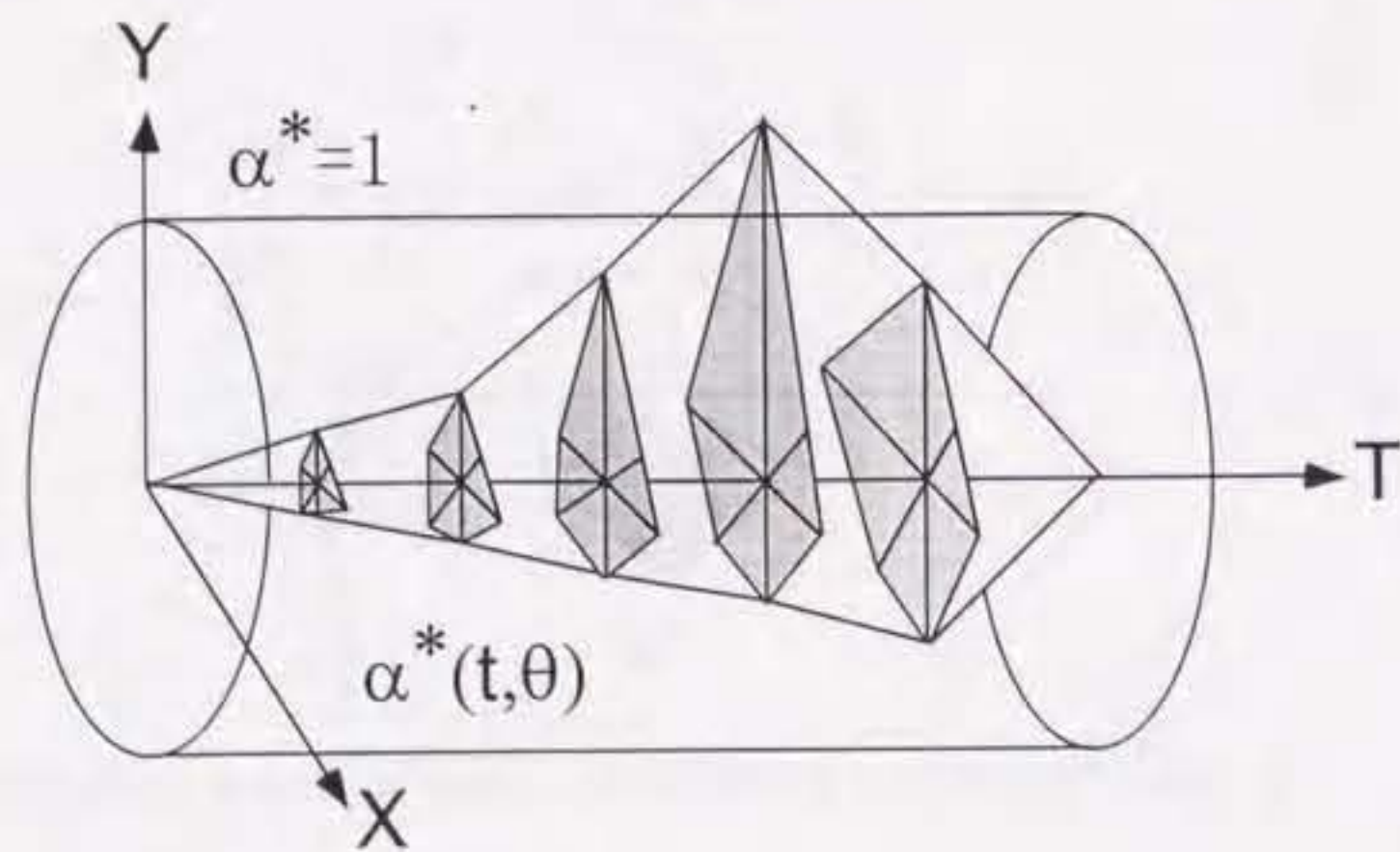


Fig. 10.6 Schematic diagram of dangerous index in the world of space and time

出した危険指数チャートを時間軸(T)上に並べる。危険指数(黒ハッチ部)領域の占有空間が大きいほど時空間内で危険度が高いことを意味する。これを「時空間危険指数A」と定義し、下記の式(10.11)(10.12)で求めることができる。

$$A = \sum_{t=t_1}^{t_2} \sum_{\theta=0}^{2\pi} \alpha^*(t, \theta) \delta\theta\delta t \quad (10.11)$$

$$\rightarrow \int_{t=t_1}^{t_2} \int_{\theta=0}^{2\pi} \alpha^*(t, \theta) d\theta dt \quad (10.12)$$

10.3.3 人とロボットの位置関係と危険指数

人の位置が Fig. 10.4 の B, C, D である場合の危険指数を求める。なお危険指数算出にあたり、Fig. 10.5 で発生した最大衝撃力を臨界衝撃力 F_c とした。これは以下の安全制御対策と比較をするためである。実例についての評価を行う時には、実際の F_c の値に置き換えるだけで同様の結果を得ることができる。それぞれの結果を Fig. 10.7, 10.8, 10.9 に示す。ロボットが 4 の状態まで接近した時、人が C 位置での危険指数は最大で $\alpha^*(C) = 2.44$ であり、 $\alpha^* = 1$ の円から大きくはみ出してしまい、極めて危険な状態であることが分かる。人が B,

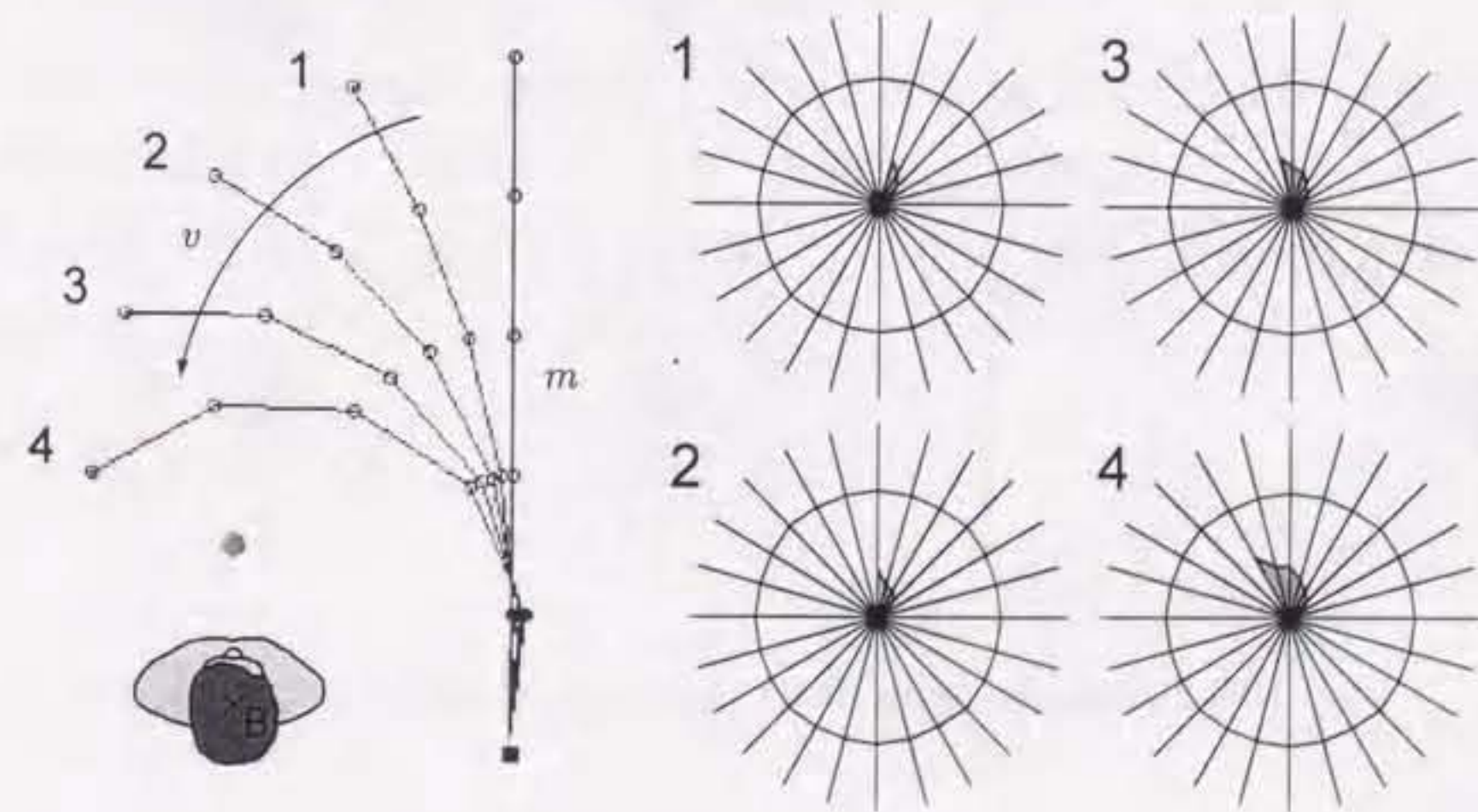


Fig. 10.7 Dangerous index chart (human is at the B point)

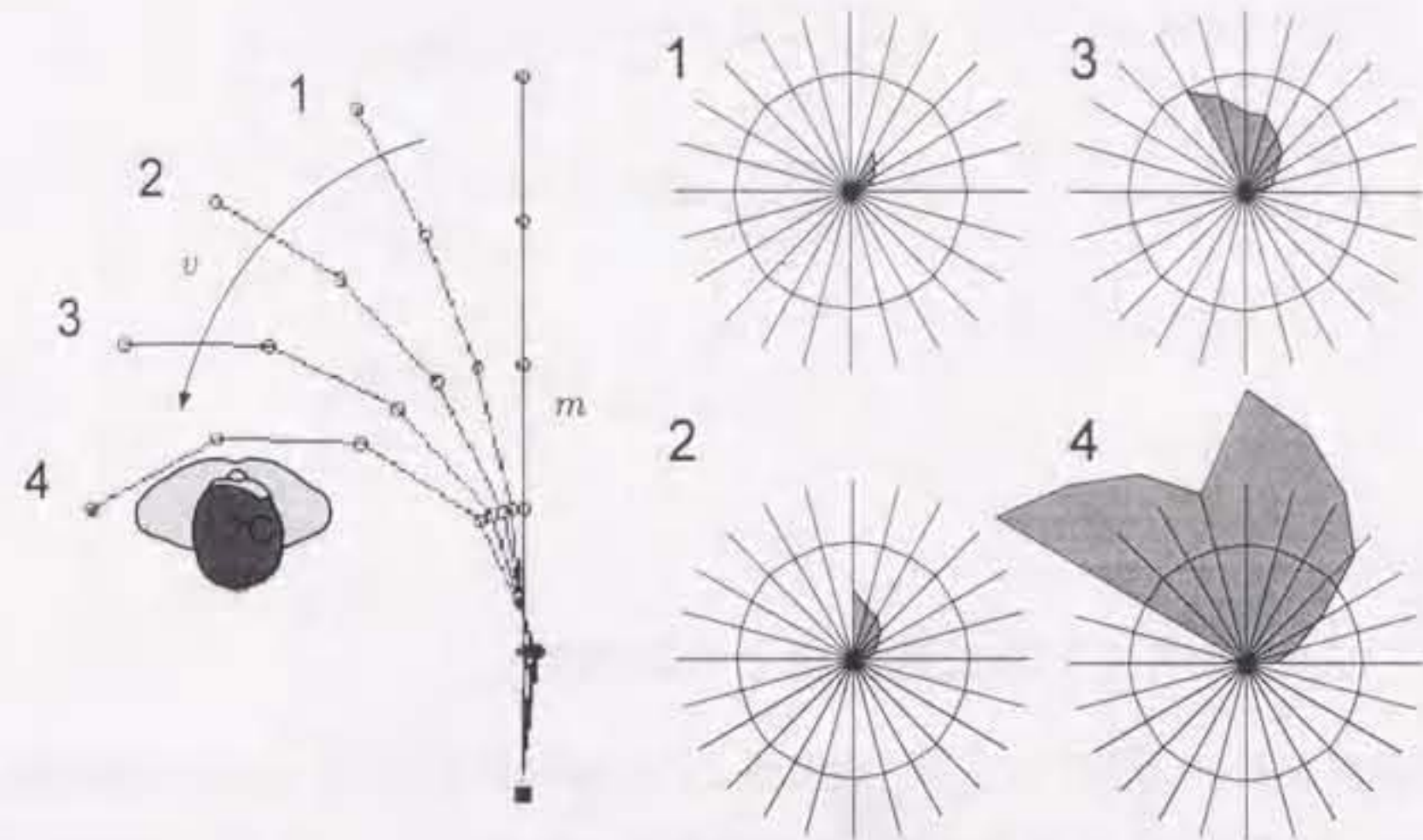


Fig. 10.8 Dangerous index chart (human is at the C point)

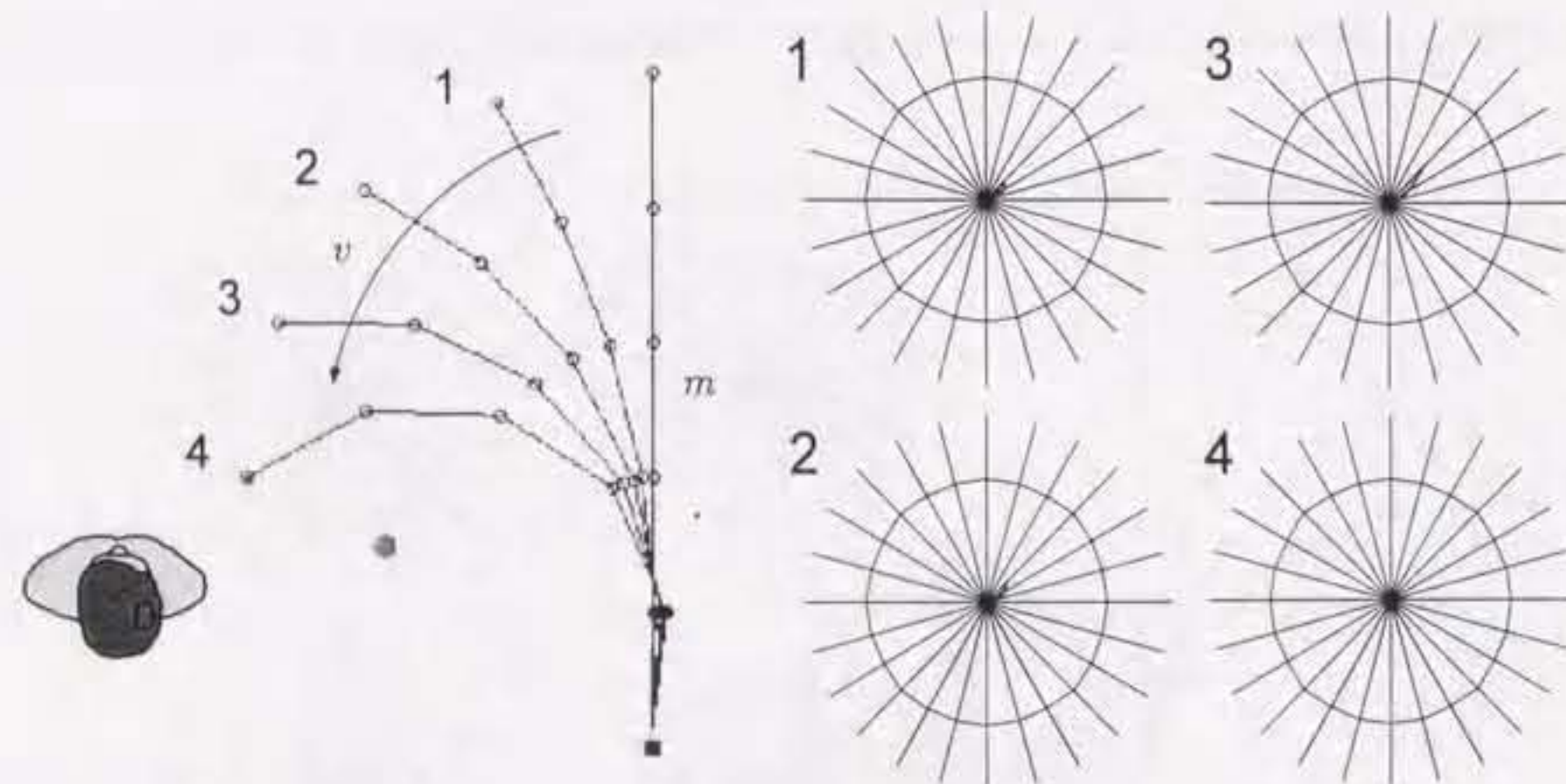


Fig. 10.9 Dangerous index chart (human is at the D point)

10.3. ロボットマニピュレータの安全制御への適用

D位置の場合は最大で $\alpha^*(B) = 0.57, \alpha^*(D) = 0.45$ であり、円内に十分収まっており安全性が高いことを示している。

10.3.4 ロボットの接近速度と危険指数の関係

人がFig. 10.4のA位置においてロボットが平均速度 v で接近した場合に対し、 $2v, v/2$ の速度で接近した場合の危険指数を求める。それぞれの結果をFig. 10.10, 10.11に示す。危険指数の最大値はそれぞれ $\alpha^*(2v) = 2.68, \alpha^*(0.5v) = 0.42$ である。2倍の速度で接近した場合、ロボットが2の状態まで接近した時すでに $\alpha^* = 1$ であり、この時点から減速するなどの対応が必要であることが分かる。

10.3.5 ロボットの慣性モーメントと危険指数の関係

ロボットの慣性モーメントをFig. 10.5に比べ $2I, 0.5I$ の場合の危険指数を求める。今回は他のパラメータを固定するためロボットの質量をそれぞれ2倍, 0.5倍にした。結果をFig. 10.12, 10.13に示す。危険指数の最大値はそれぞれ $\alpha^*(2I) = 1.67, \alpha^*(0.5I) = 0.67$ である。これより危険指数が1を超えたものについては、慣性モーメントの小さい姿勢に変化するなどの対応が必要であることが一目でわかる。

10.3.6 接近速度制御と時空間危険指数

ロボット先端をFig. 10.14で示すAとBの2種類の速度曲線で接近させた場合、各々の時空間危険指数はFig. 10.15のようになる。各関節の接近速度の与え方によって $\alpha^* < 1$ の安全な動きができるかどうか分かる。これよりロボット全体の最適な接近速度制御が実現可能となる。

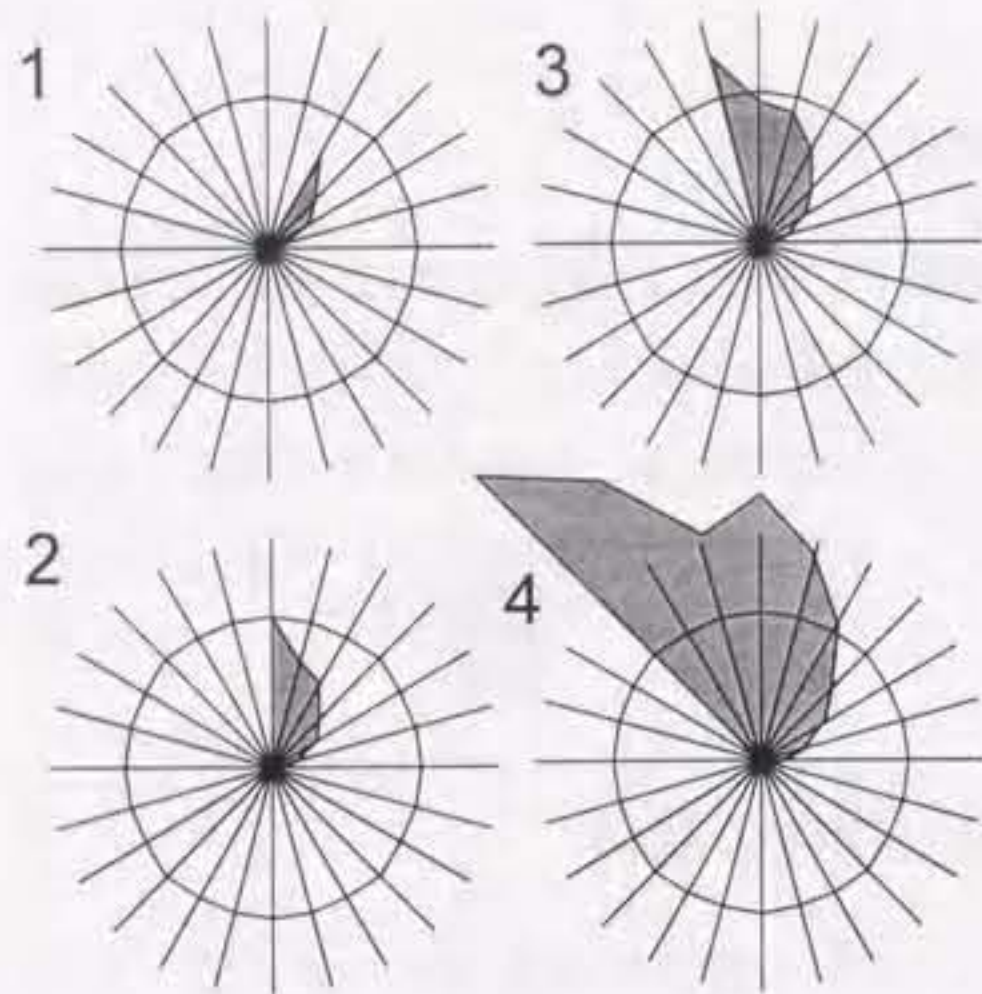


Fig. 10.10 Dangerous index chart (approaching speed is $2v$)

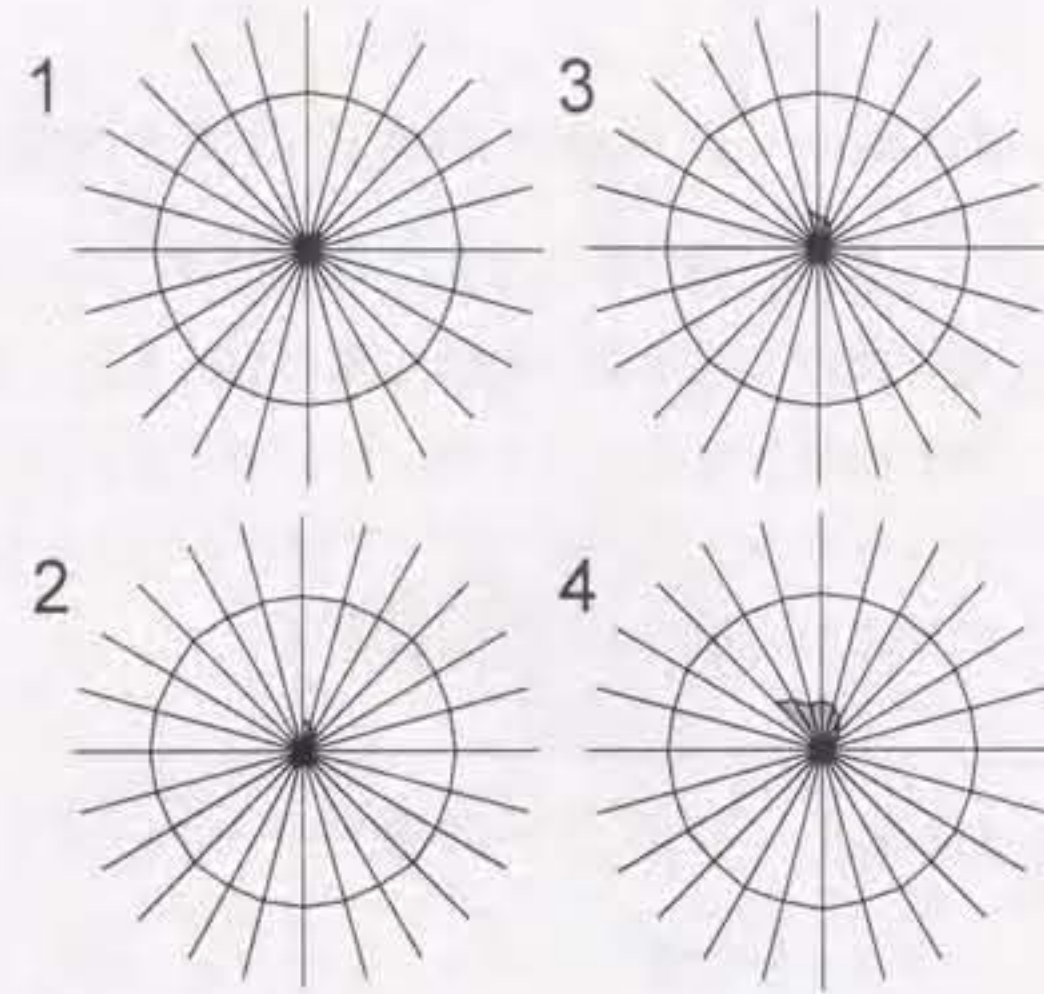


Fig. 10.11 Dangerous index chart (approaching speed is $0.5v$)

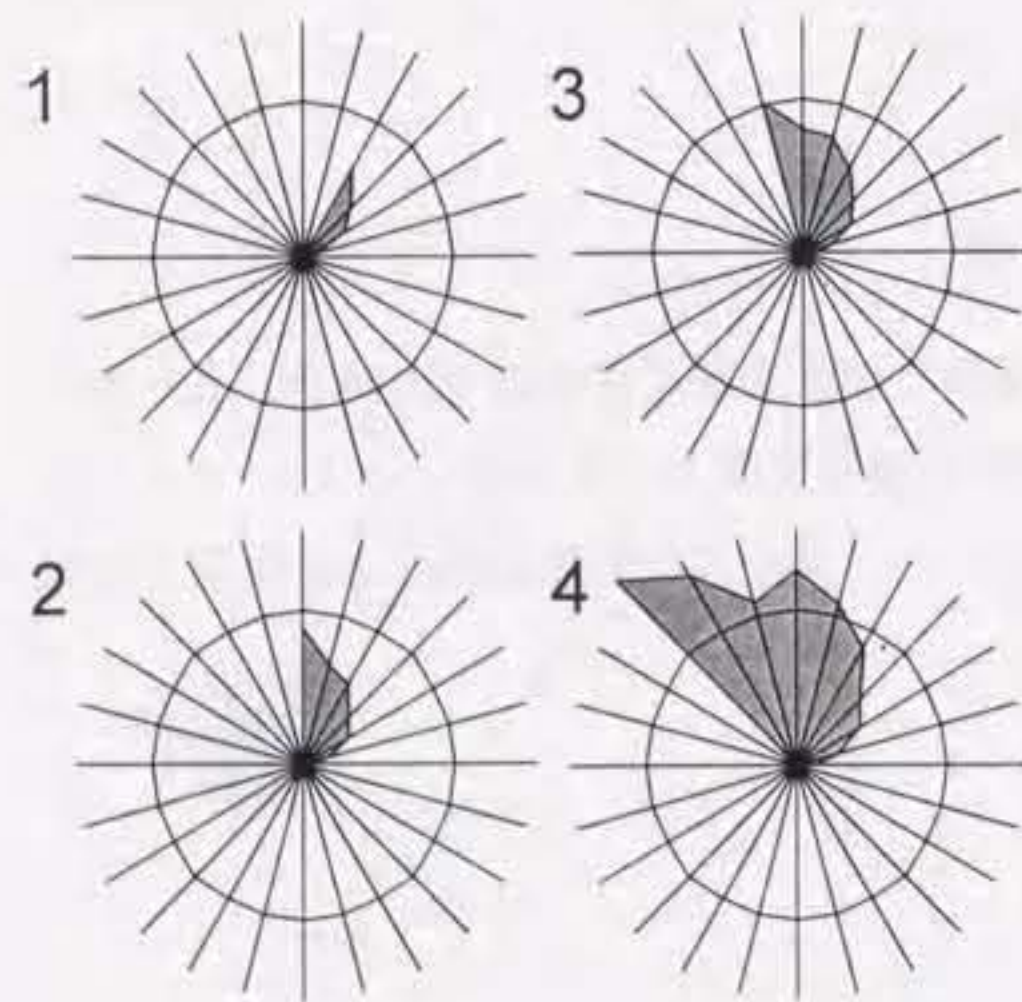


Fig. 10.12 Dangerous index chart (inertial moment is $2I$)

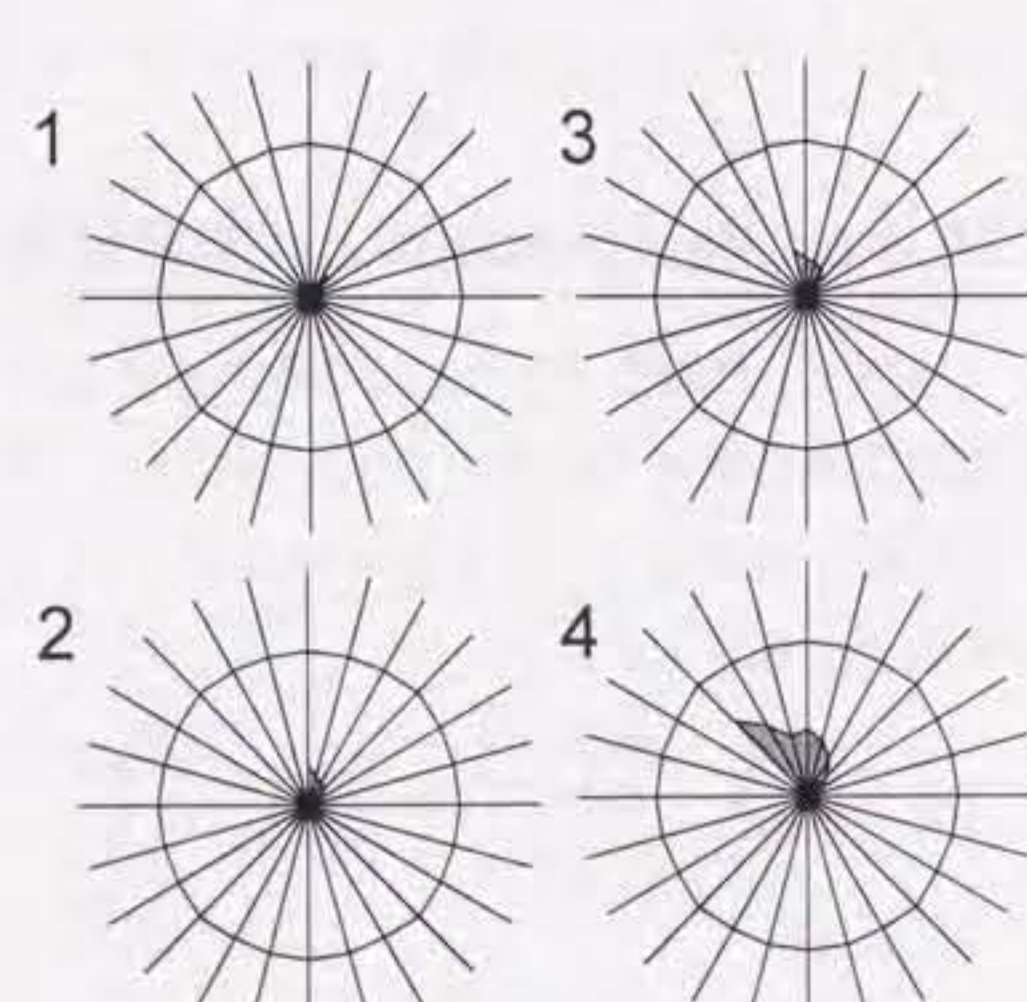


Fig. 10.13 Dangerous index chart (inertial moment is $0.5I$)

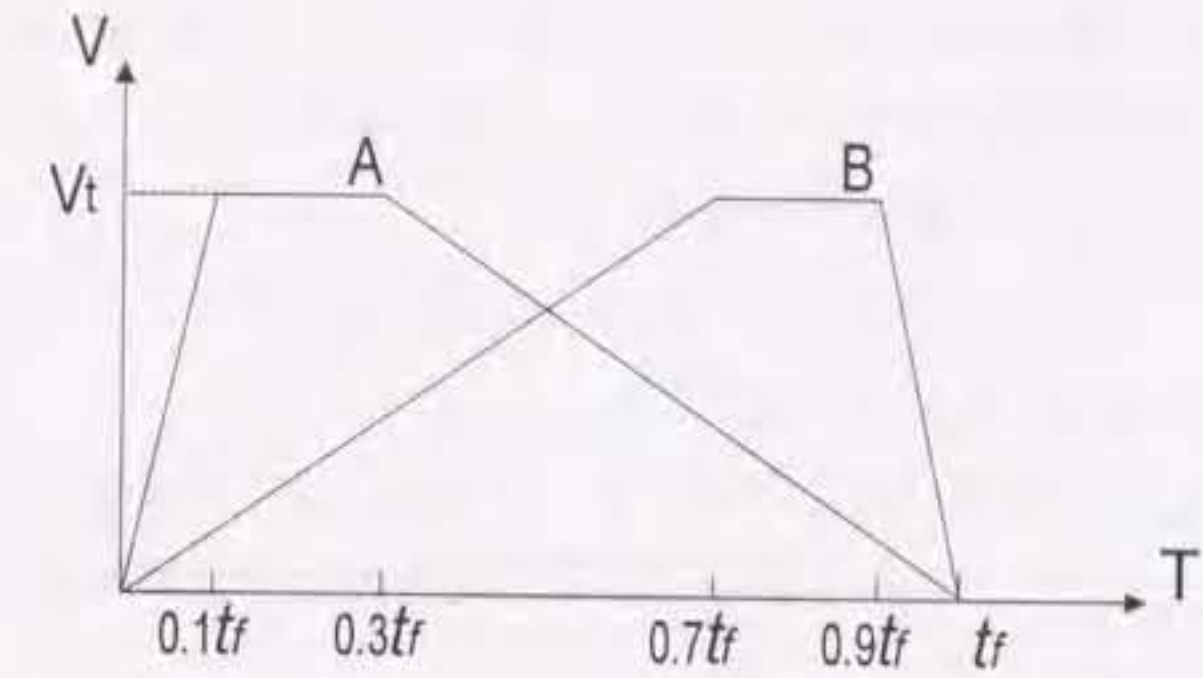


Fig. 10.14 Speed curve of the robot tip (case A and B)

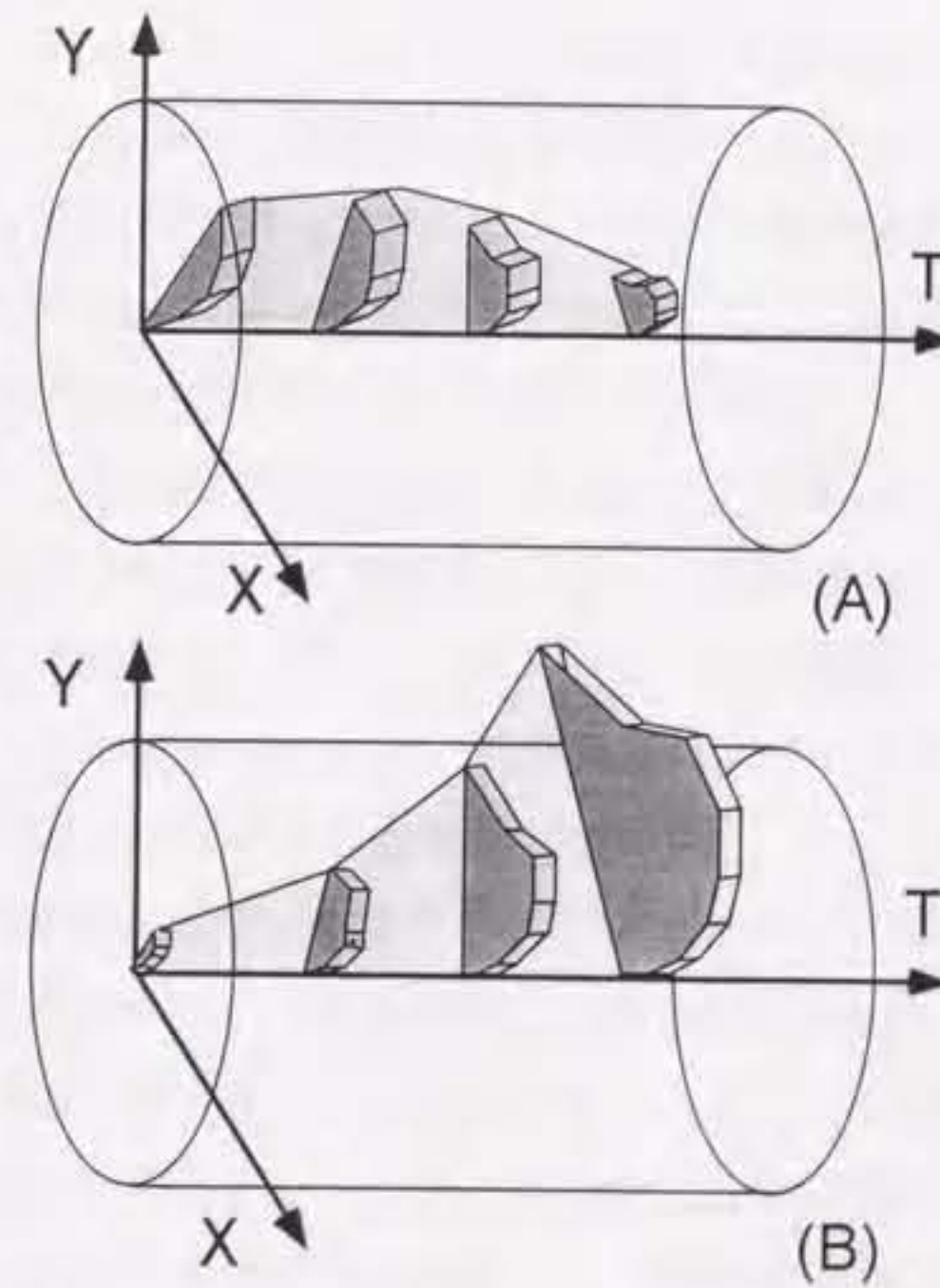


Fig. 10.15 Results of the dangerous index in the world of space and time

10.4 まとめ

福祉ロボットの安全性を最大限に引き出すための安全制御戦略について検討を行い、有効な安全制御対策の提案を行った。さらに対策ごとに安全規範量である衝撃力 F^* と、安全評価指数である危険指数 α^* の定式化を行い、危険指数チャートを用いて具体的な接近動作への適用を行い、本手法の有用性を確認した。

さらにロボットの動作全体にわたる制御の安全評価を行うことができる時空間危険指数を定義し、具体例を用いて有用性を示した。

本章で提案した手法を用いることにより、安全面において福祉ロボットの最適制御などへ応用できるだけでなく、設計と組み合わせて総合的な安全評価も可能となる。

第 11 章

結言

筆者は、超高齢化社会において高齢者や身障者の高度な看護・介護支援を行うために、新しい医用福祉メカトロニクスやロボットの介助装置の早期実現を目指し、安全性に重点を置いた安全ロボティクスの基礎を構築することを最終目標として研究に臨んだ。

本論文では、安全性を念頭においたアクチュエータや医療福祉ロボットの安全設計、安全制御、最適化といった基盤技術から応用の広範囲にわたる研究を行った。

第2章では、超高齢化社会と医用福祉ロボティクスの果たすべき役割を検討した。その結果、高齢者の高度な日常生活支援の重要性を確認し、看護や介護における省人化、省力化を実現するための支援ロボット及び機器の開発と、低侵襲治療を実現するための医療ロボットの研究が不可欠であることが分かった。また、医用福祉ロボティクスと安全性の間に深い関連性があることが明らかになり、医療福祉ロボットを実現する事は、すなわち安全性を実現することに他ならないことを痛感した。

第3章では、前章の考察に基づいて安全なアクチュエータに関する検討を行い、(1)力を発生するモードと力を逃がすモードを選択的に遷移し、(2)過負荷を他の力やエネルギーに変換して消費し、(3)電源 OFF 時には無拘束になる、といった特性を持つことが安全なアクチュエータの必要条件であるという結論に達した。これに基づきアクチュエータの選定を行い、人間の腕など複数の骨格筋から構成される筋肉系全体の力学特性である free 状態 (無拘束状態)、decreasing 状態 (負荷と反対方向への運動)、increasing 状態 (負荷と同方向への運動)、lock (状態拘束状態) をもつサイバネティックアクチュエータに着目した。次にこのアクチュエータの具体的実現を行い、電磁コイルの磁気吸着を活用することによ

り lock 状態と free 状態を同時に実現し、圧電素子のインパクト駆動と連動させることで大幅な高速化と効率の改善に成功した「マイクロサイバネティックアクチュエータ」の提案と試作を行った。駆動検証実験より、最高速度 30[mm/s] 以上、最大発生力/重量比 74.2、最大静止力/重量比 148.6 という十分な特性を得ることができた。また、人との親和性の高い無騒音駆動や、人間が直接操作した感覚に近い動作を実現することができた。

第 4 章では、サイバネティックアクチュエータの特性解析を行った。高周波駆動領域までの動作過程を解明するために、アクチュエータの機械的振動と圧電効果を考慮した「動的モデル」を提案し、運動解析を行った。その結果、アクチュエータ内部には、駆動波形より高い周波数の振動が発生していることが明らかになり、この微小振動と駆動波形の重ね合わせによって移動することがわかった。また従来の解析モデルでは見られなかった速度の駆動周波数依存性を示すことができた。測定結果との比較では同様の傾向が得られ、本モデルの有効性が確認された。

第 5 章では、人が実際に力を感じながら操作を行える「力覚付きマスタースレーブシステム」の構築を行った。サイバネティックアクチュエータを用いることで、安全機構や緊急停止装置を必要としない、安全で小型軽量、無騒音のシステムを構成することができた。ディザの導入により摩擦制御を安定に行い、スムーズな操作を可能にした。提案した位置に関する対称型バイラテラル制御により、追従性に優れた力感覚を操縦者へ与えることができた。

第 6 章では、次世代の高度な臓器外科治療として、新方式低侵襲手術の概念を提案し、高機能で安全性の高い手術ツール「ハイパーエンドスコープ」の開発を行った。試作機は 5 個の関節からなり、連結されている節の外径は 10[mm]、長さ 50[mm] である。全長では 250[mm] という実用サイズが可能となった。各関節はサイバネティックアクチュエータを 2 個装備した「能動ユニバーサルジョイント」により能動 2 自由度である。全体では 10 自由度であり、任意の 3 次元姿勢への能動変形を可能にした。また、本低侵襲手術の遠隔手術システムへの発展性を検討し、安全操作のための力覚付きマスタースレーブシステムと組み合わせることで、ハイパーエンドスコープを用いた遠隔手術に発展できることを確認した。

第 7 章では、ハイパーエンドスコープのような多数のアクチュエータが分布した構造において、少ない配線で独立に駆動制御する手法の研究を行った。具体的には、2 本の配線で複数のアクチュエータを独立に駆動することができる「アナログ方式制御駆動」の提案を行った。動的モデルによる解析結果に基づき、アクチュエータの移動速度を周波数変調

で制御する「周波数変調型速度制御 (FMVC)」を提案した。シミュレーションより最適な FMVC 用駆動波形を選定し、分布型アクチュエータの駆動配線数最小化が実現可能であることを実証した。

第 8 章では、ロボットの安全性に関する理論的な研究として、ロボットの安全性を定量的に評価する手法の構築を試みた。まずロボットによる損傷の検討を行い、機械的損傷の「打撲」は「衝撃力」の大小に依存し、「切傷」は「単位面積当たりの衝撃力」(衝撃応力)によって決まるという結論に達した。よって「衝撃力」と「衝撃応力」を安全性の数値化の目安とする「安全規範量」とした。統一かつ定量的な安全性の評価を行うための「安全評価指数」として危険指数、安全指数、改善率を定義した。またロボット全体の総合評価をして各指数の累積を行う手法の提案と、一般の福祉機器の安全性を統一的に評価する手法への拡張を行った。

第 9 章と第 10 章では、福祉ロボットの設計及び制御の安全戦略を考案し、各々の衝撃力と危険指数を算出する一般式を求めた。また具体的に福祉ロボットの質量、形状、表面材料などで安全な設計を行い、安全対策ごととロボット全体で安全評価を行った。これにより、これまで困難とされてきた安全面の最適設計が可能になった。安全制御対策では、万一不用意な衝突が起こりそうになった場合に衝撃力の発生を最小化できるように、全方向と全動作時間の危険指数を提示する「危険指数チャート」と「時空間危険指数」を提案した。シミュレーションにより検証した結果、安全面においてロボットの接近動作の最適化が可能であることが分かった。

本研究を遂行した結果、従来の産業技術では実現困難であった安全性を念頭に置いたアクチュエータ、医療福祉ロボットの設計、制御、理論解析、最適化といった基盤技術から応用技術について、具体的な実現を行うことができた。

以上より筆者は、本研究が超高齢化社会の諸問題を抜本的に解決する安全ロボティクス工学の基礎となることを確信する。

参考文献

- [1] 安梅, 高山: “高齢化社会の現状”, 日本ロボット学会誌, Vol.11, No.5, pp.602-07, 1993.
- [2] 斎藤之男: “就労支援ロボットの現状と課題”, 日本ロボット学会誌, Vol.11, No.5, pp.639-643, 1993.
- [3] 手嶋教之: “四肢麻痺者のための麺類摂取マニピュレータのハードウェア仕様”, 第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.917-918, 1994.
- [4] 藤江正克: “高齢者歩行介助訓練システムの開発(第1報) —開発の背景とシステムコンセプト—”, 第11回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.1237-1238, 1993.
- [5] 藤本浩志: “歩調適応機能を有する階段昇降可能な大腿義足の開発”, バイオメカニズム10, pp.247-257, 1990.
- [6] 伊福部 達: “高齢者支援機器に要求されるヒューマンインターフェース技術”, 日本ロボット学会誌, Vol.11, No.5, pp.633-638, 1993.
- [7] 伊福部 達編: “人工感覚技術”, 医療福祉機器の高度化技術に関する調査報告書, 日本機械工業連合会, 医療福祉機器研究所, pp.33-53, 1992.
- [8] 山内, 土肥, 他: “CT誘導定位脳手術用穿刺マニプレータシステムの開発”, 第30回日本定位脳手術研究会, p.96, 1991.
- [9] 齋藤 剛, 杉本 旭: “安全ロボットの基礎的要件と構成に関する研究 —ロボットの協調作業における力学的条件—”, 第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集, No.1, pp.269-270, 1994.

- [10] 吹田, 山田, 土田, 今井: “柔らかい被膜を持つロボットによる人間との接触検出に関する研究”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'94講演論文集, pp.897-902, 1994.
- [11] 土肥健純: “医療福祉ロボットの種類とその安全”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'96講演論文集, pp.1181-1182, 1996.
- [12] 斎藤之男 他: “介護用ロボットの安全操作に関する研究 - 障害者の操作評価とハザード”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'96講演論文集, pp.1177-1180, 1996.
- [13] S.Tachi, K.Tanie, K.Komoriya, M.Abe: “Electrocutaneous communication in a guide dog robot (MELDOG)”, IEEE Trans., BME-37-2, pp.461-469, 1985.
- [14] 中野, 新井, 山羽, 橋野, 他: “医療看護用介助ロボット「メルコング」の開発”, 第20回計測自動制御学会学術講演会論文集, pp.593-594, 1981.
- [15] 鍋川, 杉本: “安全制御システムの理論的研究・第2報 - 寸動動作による安全条件の生成”, 第14回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.229-230, 1996.
- [16] 松井, 中村, 斎藤: “形状記憶合金を用いた腹腔鏡下外科手術用能動鉗子”, 第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.599-600, 1994.
- [17] 光石, 渡辺, 中西, 他: “テレ・マイクロ・サージェリ・システムの試み”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'95講演論文集, pp.1408-1411, 1995.
- [18] R.Tomovic, R.B.MacGee, “A Finite State Approach to the Synthesis of Bioengineering Control System”, IEEE Trans on Human Factor in Electronics, Vol.7, No.2, pp.65, 1966.
- [19] K.Ikuta, A.Kawahara, S.Yamazumi: “Miniature Cybernetic Actuators Using Piezoelectric Device”, Proc. of International Workshop on Micro Electromechanical Systems(MEMS'91), pp.131-135, 1991.
- [20] 生田幸士, 河原敦志, 山住修二: “サイバネティックアクチュエータの研究 (第1報) 基本概念と試作実験”, 第9回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1991.

- [21] 生田幸士, 河原敦志, 筒井幸雄: “サイバネティックアクチュエータの研究 (第2報) リニア型サイバネティックアクチュエータの試作と駆動実験”, 第9回日本ロボット学会学術講演会予稿集, 1991.
- [22] K.Ikuta, S.Aritomi, T.Kabashima: “Tiny Silent Linear Cybernetic Actuator Driven by Piezo electric Device With Electromagnetic Clamp”, Proc. of IEEE International Workshop on Micro Electromechanical Systems(MEMS'92), pp.232-237, 1992.
- [23] 生田幸士, 有富 智: “サイバネティックアクチュエータの研究 (第3報) 超小型サイレント駆動の実現と特性解析”, 第10回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.1223-1226, 1992.
- [24] T.Higuchi et al.: Proc. of IEEE International Workshop on Micro Robot and Teleoperation, 1987.
- [25] 樋口, 渡辺, 工藤: “圧電素子の急速変形を利用した超精密位置決め機構”, 昭和62年度精密工学会春季大会講演論文集, pp.919, 1988.
- [26] 生田幸士: “形状記憶合金アクチュエータの活用法”, 日本機械学会 [No.890-55] 講習会教材, pp.33-38, 1988.
- [27] 岡田養二, 長坂長彦: “サーボアクチュエータとその制御”, コロナ社, 1985.
- [28] 星宮望, 赤澤堅造: 筋運動制御系, 昭晃堂.
- [29] 新村佳久, 坪井和男, 小沢彰: 小形モータの基礎知識, オーム社.
- [30] 見城尚志, 指田年生: 超音波モータ入門, 総合電子出版社.
- [31] 武藤高義: アクチュエータの駆動と制御, pp.142-145, コロナ社, 1992.
- [32] 舟久保編: 形状記憶合金, 産業図書, 1984.
- [33] 鈴木雄一: 実用形状記憶合金, 工業調査会, 1987.
- [34] 広瀬, 生田, 塚本: “形状記憶合金アクチュエータの開発 (材料特性の計測と能動内視鏡の開発)”, 日本ロボット学会誌, 5巻2号, pp.87-100, 1987.

- [35] 内野研二：圧電/電歪アクチュエータ，森北出版株式会社，1986.
- [36] 生田幸士，野方 誠：“サイバネティックアクチュエータの研究（第6報）動的モデルと駆動方式の改善”，第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.597-598，1994.
- [37] 生田幸士，金山 尚樹，有富 智：“サイバネティックアクチュエータの動的運動モデル”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'94講演論文集，pp.955-958，1994.
- [38] 生田幸士，野方 誠：“分布型マイクロアクチュエータの最小配線駆動の研究”，日本ロボット学会誌，第16巻，5号，(1998)，掲載決定.
- [39] 佐藤，市川，光石，畑村：“視覚力覚情報の手元集中提示と力帰還ペンを用いた遠隔微細作業システム”，第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.1047-1050，1994.
- [40] 光石，飯塚，渡辺，橋詰：“遠隔微細手術のためのシステム構成と知的ユーザ・インターフェイス”，第7回コンピュータ支援画像診断学会大会論文集，pp.123，1997.
- [41] 佐野，坂野，藤本，古荘：“力学的感覚提示装置への電気粘性流体の応用”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'95講演論文集，pp.114-117，1995.
- [42] 生田幸士，有富 智：“サイバネティックアクチュエータの研究（第4報）動摩擦制御とバイラテラルサーボ系の実現”，第11回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.205-208，1993.
- [43] 岡田徳次：“ワイヤを用いた人工指の力制御”，計測自動制御学会論文集，第14巻第2号，pp.155-162，昭和53年.
- [44] 橋本大定：腹壁吊り上げによる腹腔鏡下胆嚢摘出術，南山堂，1994.
- [45] K.Ikuta, M.Tsukamoto, S.Hirose：“Shape Memory Alloy Servo Actuator System with Electric Resistance Feedback and Application for Active Endoscope”，Proc. of IEEE International Conference on Robotic and Automation, pp.427-430, 1988.
- [46] K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi：“Biomedical Micro Robots Driven by Miniature Cybernetic Actuator”，Proc. of International Workshop on Micro Electromechanical Systems (MEMS'94), pp.263-268, 1994.

- [47] 生田幸士，野方 誠，有富 智：“腹腔内手術用超冗長能動内視鏡 (Hyper Endoscope) - 提案と試作 -”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'94講演論文集，pp.959-964，1994.
- [48] K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi：“Hyper Redundant Active Endoscope with Master-Slave Force Feedback for Remote Surgery”，Proc. of ASME 1994 Japan-U.S.A. Symposium on Flexible Automation，pp.705-708，1994.
- [49] K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi：“Hyper Redundant Active Endoscope with Minimum Invasive Surgery”，Proc. of IEEE The First International Conference on Medical Robot and Computer Aided Surgery, pp.230-237, 1994.
- [50] 生田幸士，野方 誠，有富 智：“サイバネティックアクチュエータの研究（第5報）腹腔内手術用超冗長能動内視鏡の設計と制御”，第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.595-596，1994.
- [51] 生田幸士，野方 誠，有富 智：“腹腔内手術用超冗長能動内視鏡の研究”，日本ロボット学会誌，第16巻，4号，(1998)，掲載決定.
- [52] M.Esashi, Y.Matsumoto：“Common two lead wires sensing system”，Digest of Technical Papers of Transducers'91, pp.330-333, 1991.
- [53] 生田幸士，野方 誠：“ハイパーエンドスコープ用サイバネティックアクチュエータの動的モデルと新制御方式”，第5回ロボットシンポジウム予稿集，pp.127-132，1995.
- [54] 生田幸士，野方 誠：“人-ロボット共存系における安全戦略に関する研究（第2報）統一的安全指数の提案”，第15回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.721-722，1997.
- [55] 労働省：“労働安全衛生規則”，労働省令第32号，昭和47年（改正平成7年労働省令第3号）.
- [56] 中央労働災害防止協会：“労働安全衛生規則の解説” pp.117-118，昭和58年.
- [57] K.Ikuta, S.Makita, S.Arimoto：“Non-contact Magnetic Gear for Micro Transmission Mechanism”，Proc. of International Workshop on Micro Electromechanical Systems (MEMS'91), pp.125-130, 1991.

- [58] 市川昌弘：信頼性工学，裳華房，1990.
- [59] “Guidelines for the inclusion of safety aspects in standars”，ISO/IEC GUIDE 51, 1990.
- [60] 欧州規格案 prEN1050.
- [61] 今井秀樹：情報理論，昭晃堂.
- [62] John J. Craig：Introduction to Robotics - Mechanics and Control, Addison-Wesley, 1989.
- [63] 安全工学協会：安全工学便覧，コロナ社.
- [64] 広瀬茂男：ロボット工学—機械システムのベクトル解析—，裳華房，pp.180-181, 1987.
- [65] 川崎晴久：ロボット工学の基礎，森北出版，1991.
- [66] 生田幸士，野方 誠：“人—ロボット共存系における安全戦略に関する研究”，第2回日本ロボティクスシンポジウム講演予稿集，pp.269-272, 1997.
- [67] ISO/TR12100 関連各種規格類概説集，安全技術応用研究会，1997.
- [68] 国際規格案 ISO/TR12100-2(EN292-2).
- [69] 生田幸士，野方 誠：“人—ロボット共存系における安全戦略に関する研究（第3報）統一的安全指数を用いたロボット設計”，第15回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.723-724, 1997.
- [70] 生田幸士，野方 誠：“福祉ロボットの統一的安全評価法の提案”，日本ロボット学会誌，(投稿中).
- [71] ISO/TC199,NP14118(EN1037), 1995.
- [72] 中央労働災害防止協会：“労働安全衛生規則の解説” pp.74-84, 昭和58年.
- [73] 生田幸士，野方 誠：“福祉ロボットマニピュレータの安全軌道計画”，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'96講演論文集，pp.1183-1186, 1996.

- [74] 生田幸士，野方 誠：“人—ロボット共存系における安全戦略に関する研究（第1報）福祉マニピュレータの安全規範の定義と安全軌道生成”，第14回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.1167-1168, 1996.
- [75] 生田幸士，野方 誠：“福祉ロボット制御の統一的安全性評価法の提案”，日本ロボット学会誌，(投稿中).

関連発表論文

I. 学会学術論文

1. 生田幸士, 野方 誠, 有富 智: “腹腔内手術用超冗長能動内視鏡の研究”, 日本ロボット学会誌, 第16巻, 4号, (1998), 掲載決定.
2. 生田幸士, 野方 誠: “分布型マイクロアクチュエータの最小配線駆動の研究”, 日本ロボット学会誌, 第16巻, 5号, (1998), 掲載決定.
3. 生田幸士, 野方 誠: “福祉ロボットの統一的な安全評価法の提案”, 日本ロボット学会誌, (投稿済, 審査中).
4. 生田幸士, 野方 誠: “福祉ロボット制御の統一的な安全性評価法の提案”, 日本ロボット学会誌, (投稿済, 審査中).

II. 査読付国際会議論文

1. K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi: “Biomedical Micro Robots Driven by Miniature Cybernetic Actuator”, Proc. of International Workshop on Micro Electromechanical Systems (MEMS'94), pp.263-268, 1994.
2. K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi: “Hyper Redundant Active Endoscope with Master-Slave Force Feedback for Remote Surgery”, Proc. of ASME 1994 Japan-U.S.A. Symposium on Flexible Automation, pp.705-708, 1994.
3. K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi: “Hyper Redundant Active Endoscope with Minimum Invasive Surgery”, Proc. of IEEE The First International Conference on Medical Robot and Computer Aided Surgery, pp.230-237, 1994.
4. K.Ikuta, M.Nokata: “Remote Minimal Invasive Surgery Using Hyper Redundant Active Endoscope with Force Sensation”, Proc. of The 3rd International Conference on the Medical Aspects of Telemedicine, pp.97, 1997.

5. K.Ikuta, M.Nokata, S.Aritomi: "Development of Hyper Redundant Active Endoscope for Remote Minimal Invasive Surgery", Proc. of Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'97), pp.1044, 1997.
6. K.Ikuta, M.Nokata: "General Evaluation Method of Safety Strategies for Welfare Robot", Proc. of Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'98), 1998, (submitted).

III. 国内学会口頭発表

1. 生田幸士, 野方 誠, 有富 智: "腹腔内手術用超冗長能動内視鏡 (Hyper Endoscope) - 提案と試作 -", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'94講演論文集, pp.959-964, 1994.
2. 生田幸士, 野方 誠, 有富 智: "サイバネティックアクチュエータの研究 (第5報) 腹腔内手術用超冗長能動内視鏡の設計と制御", 第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.595-596, 1994.
3. 生田幸士, 野方 誠: "サイバネティックアクチュエータの研究 (第6報) 動的モデルと駆動方式の改善", 第12回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.597-598, 1994.
4. 生田幸士, 野方 誠: "ハイパーエンドスコープ用サイバネティックアクチュエータの動的モデルと新制御方式", 第5回ロボットシンポジウム予稿集, pp.127-132, 1995.
5. 生田幸士, 野方 誠: "福祉ロボットマニピュレータの安全軌道計画", 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'96講演論文集, pp.1183-1186, 1996.
6. 生田幸士, 野方 誠: "人-ロボット共存系における安全戦略に関する研究 (第1報) 福祉マニピュレータの安全規範の定義と安全軌道生成", 第14回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.1167-1168, 1996.
7. 生田幸士, 野方 誠: "福祉ロボットの安全戦略に関する研究", 日本機械学会 [No.97-23] 第2回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, pp.269-272, 1997.
8. 生田幸士, 野方 誠: "人-ロボット共存系における安全戦略に関する研究 (第2報) 統一的安全指数の提案", 第15回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.721-722, 1997.
9. 生田幸士, 野方 誠: "人-ロボット共存系における安全戦略に関する研究 (第3報) 統一的安全指標を用いたロボット設計", 第15回日本ロボット学会学術講演会予稿集, pp.723-724, 1997.
10. 生田幸士, 野方 誠: "福祉ロボット制御の統一的安全性評価法の提案", 第3回ロボティクスシンポジウム講演予稿集, 1998, (投稿中)。

謝辞

本研究は、名古屋大学大学院工学研究科において、名古屋大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻の生田幸士教授の御指導の下で行われたものであります。本論文を結ぶにあたり、本研究の全過程を通じて終始適切な御指導と懇切な御助言、御支援、御鞭撻を賜りました生田幸士教授に、深甚なる感謝の意を表します。

本研究をまとめるに当たり、工学的見地から適切な御助言、御討論を頂いた名古屋大学大学院工学研究科電子機械工学専攻の末松良一教授ならびに情報工学専攻の大西昇教授、有益な資料を提供して頂きました労働省産業安全研究所の杉本旭主任研究官に深く感謝致します。

本研究を進めるにあたり適切な御助言、御討論を頂いた名古屋大学大学院工学研究科マイクロシステム工学専攻山田宏講師、榊田晃司助手、丸尾昭二助手に謹んで厚く感謝の意を表します。

本研究を行うにあたり、多くの御助言、御支援を頂いた有富智氏（現住友金属工業株式会社）、金山尚樹氏（現広島大学大学院工学研究科）、田原秀樹氏（現九州建設局）に深く感謝致します。

なお本研究の一部は、平成7, 8, 9年度日本学術振興会の助成によることを記し、ここに深く感謝いたします。

最後に、生田研究室の内外の御援助を頂きました多くの皆様に感謝いたします。

