

博士論文

人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおける
脚構造の構成法と動作実現

浅野 悠紀

目次

第1章 序論	11
1.1 本研究の背景と目的	13
1.2 人体の身体構造を模擬する人体模倣筋骨格ヒューマノイド	14
1.2.1 ヒューマノイド研究の目的	14
1.2.2 従来型ヒューマノイドの身体構成と課題	14
1.2.3 実世界環境で行動するヒューマノイド	15
1.2.4 人体に学んだ人体模倣型ヒューマノイドの構成アプローチ	15
1.2.5 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの意義	16
1.3 本論文の構成	16
第2章 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの構成論と動作実現	19
2.1 ヒューマノイドにおける人体模倣	21
2.2 身体設計における人体模倣	23
2.2.1 人体模倣身体プロポーション	23
2.2.2 人体模倣骨格関節構造	25
2.2.3 人体模倣筋配置	29
2.2.4 人体模倣関節特性	29
2.3 動作実現における人体模倣	31
2.3.1 実世界環境での動作実現	31
2.3.2 全身動作を実現するためのシステム構成	32
2.4 関連研究	34
2.5 本章のまとめ	35
第3章 脚構造における人体機能抽出に基づく骨格構造設計	37
3.1 人体模倣骨格設計のための人体機能の抽出	39
3.1.1 ヒューマノイドの脚構造における人体模倣骨格構造実装の方針	39
3.1.2 人体模倣骨格構造設計に関する関連研究	39
3.2 骨の二層構造を模した電源一体内蔵型骨格	41
3.2.1 素材選定	41
3.2.2 CFRPによる骨格構造設計	43
3.2.3 熱源密着型放熱構造	45

3.3	終末強制回旋機構を備えた人体模倣膝関節の設計	48
3.3.1	人体における SHM の構造と動作	48
3.3.2	SHM の設計と実装	50
3.3.3	動作実験による SHM の評価	56
3.3.4	環境接触状態での膝関節における回旋自由度を利用した動作実現	59
3.4	十字靭帯を模したクロスリンク構造による大可動域関節構造設計	64
3.4.1	十字靭帯を模した膝関節構造	64
3.4.2	筋骨格ヒューマノイドへのクロスリンク関節の実装法	64
3.4.3	関節軌道設計	64
3.4.4	瞬間回転中心による関節可動域の増大	67
3.5	人体の多骨連結構造を模した柔軟足部設計	69
3.5.1	足部における人体模倣設計の指針	69
3.5.2	多骨連結構造を模した柔軟足部の設計と実装	72
3.5.3	基礎動作実験	76
3.5.4	つま先立ち動作	77
3.6	本章のまとめ	79
第 4 章	人体模倣筋構造の構成と制御	81
4.1	人体模倣筋配置における筋駆動システム	83
4.1.1	人体模倣筋骨格ヒューマノイドの筋アクチュエータシステム	83
4.1.2	人体模倣筋骨格ヒューマノイドの筋駆動システムにおける課題	84
4.1.3	人体模倣筋配置における冗長筋制御	90
4.2	踏み出し動作に向けた筋設計	93
4.2.1	踏み出しに必要な関節トルクと速度	93
4.2.2	筋アクチュエータ選定	93
4.3	センサ-ドライバ統合型筋モジュール	96
4.3.1	設計要件	99
4.3.2	筋モジュールの概要	100
4.3.3	筋モジュールの構成要素	101
4.3.4	腱駆動ロボット設計容易可のための多様な組立自由度	104

4.3.5	経年変化の影響を受けにくい張力計測機構	106
4.3.6	高張力域での計測が可能な張力測定機構	110
4.3.7	柔軟性を実現する張力制御	112
4.3.8	全筋張力制御の実現	113
4.4	冗長筋の負荷分散制御の実装	115
4.4.1	張力分散の実装コンセプト	115
4.4.2	筋負荷分散実装アルゴリズム	115
4.4.3	段差上り実験	119
4.4.4	上腕挙上実験	119
4.4.5	全身における筋負荷分散実験	122
4.5	本章のまとめ	124
第 5 章	全身分布型センサの活用に基づく姿勢安定化戦略	125
5.1	全身分布型センサを活用した姿勢安定化制御	127
5.1.1	ヒューマノイドにおける姿勢安定化制御の課題	127
5.1.2	人間の姿勢安定化戦略	127
5.1.3	筋骨格ヒューマノイドにおける 6 軸力センサの問題点	128
5.1.4	人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおけるバランス戦略	130
5.2	筋張力 ZMP	132
5.2.1	筋骨格ヒューマノイドにおける関節トルク	132
5.2.2	筋張力 ZMP の導出	133
5.2.3	筋張力 ZMP の妥当性評価	137
5.2.4	床反力水平成分が筋張力 ZMP へ及ぼす影響	138
5.3	足底力覚 ZMP	139
5.3.1	分布一軸力センサによる床反力計測構造と足底力覚 ZMP の算出	139
5.3.2	足底力覚 ZMP の評価	141
5.4	筋骨格身体を用いた姿勢安定化戦略	142
5.4.1	Spine stabilizer の実装	143
5.4.2	Ankle-hip stabilizer の実装	144
5.4.3	Finger stabilizer の実装	145

5.5	人体模倣筋骨格ヒューマノイドによるバランス戦略の動作検証	146
5.5.1	筋張力 ZMP と Spine stabilizer によるバランス実験	146
5.5.2	筋張力 ZMP と Ankle-hip stabilizer によるバランス実験	149
5.5.3	足底力覚 ZMP と Ankle-hip stabilizer によるバランス実験	149
5.5.4	足底力覚 ZMP と Finger stabilizer によるバランス実験	151
5.6	本章のまとめ	153
第 6 章	人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体設計と人体模倣度評価	155
6.1	人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼志郎の全身構成	157
6.1.1	隼志郎の身体特徴	157
6.1.2	隼志郎の筋構造設計	158
6.1.3	隼志郎の骨格設計	166
6.1.4	隼志郎の体内電装系	173
6.2	人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼悟郎の全身構成	177
6.2.1	隼悟郎の身体特徴	177
6.2.2	隼悟郎の筋構造設計	178
6.2.3	隼悟郎の骨格設計	182
6.2.4	隼悟郎の体内電装系	191
6.3	身体設計における人体模倣の評価	196
6.3.1	人体模倣身体プロポーションの評価	196
6.3.2	人体模倣骨格関節構造の評価	201
6.3.3	人体模倣筋配置の評価	202
6.3.4	人体模倣関節特性の評価	204
6.4	本章のまとめ	209
第 7 章	人体模倣筋骨格ヒューマノイドによる動作実現	211
7.1	人体模倣筋骨格ヒューマノイドの動作実現システムアーキテクチャ構成	213
7.1.1	ソフトウェアシステムの概要	213
7.1.2	ブレイン層	213
7.1.3	中間層	215
7.1.4	ロボットボディ層	216

7.1.5	全身動作実現のための状態可視化システム	217
7.2	立位状態における動作実現	220
7.2.1	立位でのマニピュレーション動作の実現	220
7.2.2	屋外環境における動作実現	222
7.3	環境接触動作の実現	226
7.3.1	環境を積極的に利用した動作実現	226
7.3.2	環境拘束を受けた状態での動作実現	229
7.4	踏み出し動作の実現	233
7.4.1	踏み出し動作における脚回旋自由度の活用	233
7.4.2	踏み出し動作における重心軌道及び姿勢生成	233
7.4.3	踏み出し動作実現	233
7.5	本章のまとめ	236
第 8 章	結論	237
8.1	結論	239
8.1.1	研究の総括	239
8.1.2	論文の結論	243
8.2	今後の課題・展望	244
	謝辞	245
	発表文献	248
	参考文献	259

第1章

序論

1.1 本研究の背景と目的

これまでロボティクスにおいて、高剛性な身体構成に基づく位置制御ベースのアプローチは、高精度な位置精度や再現性が求められる産業用ロボットの分野において成功を収めている。ヒューマノイド研究においても、位置制御ベースの方法論に基づいて数々のヒューマノイドが開発され多様な動作実現を果たしている [1, 2]。しかし、近年のヒューマノイド研究において、環境接触を伴う行動や人間との協調活動が重要視されてきており、これらを実現するためには従来の位置制御ベースのアプローチは必ずしも有効であるとは限らない。人間や環境と接触する可能性がある場合、柔軟性に劣る固い身体ではなく、ハードウェアもしくはソフトウェア的に外力に対して馴染む柔軟性が求められている。また、制御の枠組みを考えたときに、位置制御ベースでヒューマノイドの動作生成を記述するのではなく、力制御ベースでダイナミクスを考慮して動作生成を行っていく方がより人間や生物らしく自然な方法である。

私たちの生活する複雑な環境において、適応的に動作を行っていくヒューマノイドを実現するためには、身体構成を簡略化・制約し、物理モデル通りに動くことを期待するアプローチでは不十分である。このアプローチは、人間があらゆるパラメータを事前にプログラムする必要性が有り、限定的な環境で人間の想定している動作が実行されるに止まる。このような状況を打破し、ヒューマノイドの活動の幅を広げるためには、ヒューマノイド自身が、自身の身体変化や環境変化を感じ取り、適応的に動作していく必要がある。そのためには、冗長多自由度身体による身体柔軟性や、多数のセンサに基づく検知能力を備えたヒューマノイドであることが重要である。

私たち人間は、環境変化に柔軟に対応するハードウェア (冗長多自由度筋骨格身体) と、自身の身体や環境の変化を感じ取り柔軟に対応させていく適応的ソフトウェア (脳) を備えている。加えて、誕生してから今に至るまで長期間の学習を経て、人間環境での生活方法を獲得している。私たちは、ヒューマノイド研究の発展において、前述のような人間の適応能力を備えたヒューマノイドを実現していくためには、人間の構造や仕組みに学ぶことは必須であると考えている。

したがって、本論文は、ヒューマノイドに求められる柔軟な身体構造及び、環境適応的能力を有する人間に学び、人体の冗長筋骨格構造を詳細に模擬した人体模倣筋骨格ヒューマノイドと動作実現システムの開発を行うことで、これまでに無い身体構造であり、それを活かした動作実現可能なヒューマノイドの構成論を示すことを目的とする。特に、本論文においては、ヒューマノイドにおける「脚構造」に着目し、人体の脚構造における関節構造や、筋配置、自由度構成に基づく人体模倣設計実装を行っていく。これまで、脊椎や上半身構造は多自由度の利点が語られ、多くの成果がなされている [3, 4, 5, 6]

が、脚に関する人体模倣型の筋骨格構造設計や多自由度化に対する試みについては、知見の蓄積や実証が不十分である。また、そのような人体模倣筋骨格身体での動作実現を行うために、全身のバランス戦略や筋制御による動作実現システムの構築にも取り組んで行く必要もある。このような人体模倣筋骨格ヒューマノイドの脚構造設計と動作実現システムの開発を通して、人体理解に基づいた人体模倣型ヒューマノイドの構成アプローチの有効性と筋骨格ヒューマノイドにおける新たな可能性を示していく。

1.2 人体の身体構造を模擬する人体模倣筋骨格ヒューマノイド

1.2.1 ヒューマノイド研究の目的

ヒューマノイドとは、人の形をした知能ロボットのことであり、人間と同じ形状をしているが故、人間環境への親和性が高く、人間が扱う道具を人間のように使い作業することや、生活空間で共に作業することなどが期待されている。これらは、人間作業の代替であり、人間と全く同じ姿勢や動作を行えることが一つの目標となっている。これらは見方を変えれば、人工的に人間を実現することであり、ヒューマノイド研究とは、現代の技術を駆使し人工的な人間の実現を目指す研究であるととらえることも出来る。

1.2.2 従来型ヒューマノイドの身体構成と課題

これまでに数多くのヒューマノイドの開発がなされてきており、その代表的なもので HRP2 [1] などが存在する。その大多数は人型であるものの、関節構造などは簡略化した構造となっており、物理幾何モデル通りに動くことを期待し、設計がなされている。このように極力簡略化した身体を扱うことで、歩行制御の研究 [7] やタスク実行研究 [8] において、ヒューマノイドを扱いやすくなり、大きな進歩があった。しかし近年、多点環境接触を伴う動作や、衝撃や外乱に対しても柔軟に対応可能であることなど、私たちの現実世界での活動を意識した問題設定がなされ、求められる課題のレベルが上がってきている。その時に、従来のような単純化された機械的な身体構成で、人間が全ての環境を事前に与えるようなやり方には、限界がある。例えば、力センサの取り付けられたエンドエフェクタ部以外への想定外の外力へは応答できないことや、高速な衝撃負荷に対して応答性が劣るといった課題がある。

私たちは、このようなヒューマノイドを既にある枠組みの中で考えているために生じる制約を取り払うために、これまでに積み重ねられてきたヒューマノイドの構成法自体を見直し、実世界に適応的なヒューマノイドを新しく構築していく必要性を感じている。

1.2.3 実世界環境で行動するヒューマノイド

ヒューマノイドの実世界環境での行動は、実世界環境は、複雑であり、想定外のことも容易に起こりうるため、適応的なハードウェアとソフトウェアが両立しなければ到底実現しえない。すなわち、実世界で動作実現するためには、ヒューマノイド自身がある種学習的に自己の状態を把握する自己身体獲得能力や環境状況を把握する環境把握能力を備える必要がある。このようなヒューマノイドシステムが実現すると、学習した結果を用いさらに学習するといったような、人間のように加速度的な学習能力を持ったヒューマノイドの実現も可能となってくる可能性がある。しかし、そもそも、実世界環境での動作可能なヒューマノイドが無ければ、何も始まらず、このような議論のスタートラインに立つことすら出来ない。したがって、私たちは、何よりもまずヒューマノイドを研究室の外、実世界に解き放つことが重要であると考え、そのようなヒューマノイドを実現することに取り組む。

1.2.4 人体に学んだ人体模倣型ヒューマノイドの構成アプローチ

私たち人間は、全身がセンサと言っても過言ではなく、視覚、聴覚、触覚、嗅覚、味覚といった五感だけでなく、平衡感覚、深部感覚、など実に様々な感覚を統合し、生活を営んでいる。また、人間の行動実現は全身の冗長な多自由度によってもたらされるものであり、人間のような柔軟で機敏な動作は、筋骨格構造との関係が多いにあると考えている。また、筋骨格身体構成だけではなく、多自由度な骨格と無数の冗長筋を無意識的に動作させ、適応的な行動を可能とする体内情報処理系においても、非常に優秀な機能が備わっている。このような、人間の筋骨格身体構造、体内処理系及び行動実現のあり方に学び、ヒューマノイドを構成するアプローチをとることは、これまでに実現されてこなかったヒューマノイド動作実現への可能性を広げる点において有用であると考えている。しかし、人間の筋骨格構造を全てヒューマノイドへ適用することは、非常に多くの技術的課題を乗り越える必要があり簡単に達成できるものではないため、まずは人間において重要な形状、機能、構造を抽出し、ヒューマノイド構造へ落とし込み、徐々にその適用できる範囲を拡大していく必要がある。

本論文においては、ヒューマノイドが複雑化し、冗長度が増加したとしても、人間が出来ている動作や身体の使い方において重要なものであれば、その複雑度や冗長度を与え、それを利用する行動の実現法を明らかにしていくことが重要と考えて、特に、人体の解剖学的な知見に基づいて、機能構造を再現・模倣しヒューマノイドを構成すること目指した人体模倣筋骨格ヒューマノイドの構成法とその動作実現システムの構築に取り組んでいく。

1.2.5 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの意義

筋骨格ヒューマノイドは、各筋の張力制御に基づく全身力制御によって、全身での環境接触動作や、外力に対する馴染み動作などが、理論上可能であるため、近年盛んに行われている環境接触を意識した力制御ベースでのヒューマノイド開発 [9, 10] と並び、全身力制御型ヒューマノイドの実現に向けた一つのアプローチとなりうる。また、ヒューマノイドを人体模倣型で作ることで、人体形状までも人間と似通ってくるため人間環境への親和性も高まり、従来のヒューマノイドで問題となる狭い空間への侵入や移動などにおいて問題が生じない可能性がある点も利点である。さらに、人体理解研究との関係も深く、人体制御理論仮説の筋骨格ヒューマノイドへの適用による検証や、筋骨格ヒューマノイドの実機解析によって人体で未だ明らかになっていない機能に対する提言を行える可能性もある。なぜ私たちは歩くことが出来るのか、といった問いに対する回答や、この動作にはこの筋が重要だった、というような、筋骨格ヒューマノイドを実際に製作し、動作実現を行うことで人間の真理に迫るサイエンス的アプローチとしての解釈もありうる。また、ヒューマノイドが人間の筋骨格構造を模擬した身体を有することで、コンピュータシミュレーションで行われていた人体の筋発揮力推定 [11] のような人体シミュレータ研究において、環境とのインタラクションを含んだより現実世界に則した人体シミュレーションを提供できる可能性があることや、パッシブな自動車衝突ダミー人形 [12, 13] の代わりに用いていくことで、人間の反射的行動や衝突時の筋負荷までもも模擬するアクティブダミー人形としての応用例などが考えられる。

1.3 本論文の構成

本論文は全 8 章から構成される。以降で各章の概要について述べていく。

第 1 章「序論」では、研究の背景と目的について述べた。

第 2 章「人体模倣筋骨格ヒューマノイドの構成論と動作実現」では、本論文で扱う人体模倣筋骨格ヒューマノイドの設計指針と動作実現について説明を行う。身体設計の指針を「身体設計における人体模倣」として、人体解剖学に基づく知見より、人間の関節自由度や筋配置を模した筋骨格ヒューマノイドの構成法を示す。また、動作実現の指針を「動作実現における人体模倣」として、人間のように実世界環境で行動可能なヒューマノイドに向けた課題設定と、実装する動作実現システムの方針として、バランス戦略や身体負荷分散のための筋制御についての道筋を示す。

第 3 章「脚構造における人体機能抽出に基づく骨格構造設計」では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの脚における多自由度関節構造について述べ、その実装方法について説明を行う。脚における、骨格、

大腿下腿, 膝, 足部等それぞれの要素設計について言及し, 特徴的な点や効果について検討を行う。

第 4 章「人体模倣筋構造の構成と制御」では, 人体解剖学に基づく筋配置設計の詳細について述べる。人体が備える筋を可能な限り多く搭載させるための設計として, 構成要素を高密度に最大限搭載するための最密充填配置設計のため, 筋アクチュエータと関連センサ類を一体化した筋構造であるセンサドライバ統合型筋モジュールを提案する。また, 冗長筋における実機モデル誤差によって生じる筋の拮抗を解決する手段として, 筋負荷分散を提案し, 筋骨格ヒューマノイドへの適用を行い, その効果を実証する。電流フィードバックに基づく張力制御によって全筋張力制御による負荷分散が可能となった筋骨格ヒューマノイド 健悟郎の脚における全筋張力制御の実現についても述べる。

第 5 章「全身分布型センサの活用に基づく姿勢安定化戦略」では, 筋骨格ヒューマノイドにおける全身分布型のセンサ配置の活用に基づくバランス戦略について述べる。筋の張力により求まる関節トルクを 6 軸力センサによるトルクの代わりに用いる筋張力 ZMP の提案と検証と, 複数の 1 軸力センサを備えた人体模倣多自由度足部における ZMP 算出について述べる。バランス戦略において, 多自由度骨格構造である多節脊椎構造やアングルヒップストラテジー, つま先自由度を活用したバランス戦略の実装について述べ, 効果の検証を行う。

第 6 章「人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体設計と人体模倣度評価」では, 「身体設計における人体模倣」の指針に基づいて設計された人体模倣筋骨格ヒューマノイド 健志郎, 健悟郎の全身構成として, 身体特徴や各部位と特徴などについて述べる。また, 開発した人体模倣筋骨格ヒューマノイドについて, 人間や他のヒューマノイドとの比較に基づく評価を行い, 人体模倣度について考察を行う。

第 7 章「人体模倣筋骨格ヒューマノイドによる動作実現」では, 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの人体模倣身体構成であるからこそ可能となる動作の実現を行っていく。「動作実現における人体模倣」として, 実世界環境での動作実現を行うヒューマノイドに向け, 環境接触動作, 踏み出し動作, 屋外動作を行うことで, 構築してきた人体模倣筋骨格ヒューマノイドと動作実現システムの有効性を確認する。

第 8 章「結論」では本論文の結論を述べ, 今後の展望についてまとめる。

第2章

人体模倣筋骨格ヒューマノイドの構成論と 動作実現

2.1 ヒューマノイドにおける人体模倣

本章では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体構造設計及び動作実現に対して、何を以って人体模倣筋骨格ヒューマノイドとするかの定義と特徴について説明を行う。人体模倣といってもその意味は多岐に渡るが、以下の二つの側面から人体模倣ヒューマノイド構成法をとらえることで、ヒューマノイドの身体構成及び、動作実現法について論じていく。私たちは、この二つの人体模倣を通して、研究室に留まらず実世界環境で動作可能なヒューマノイドの実現を目指していく。

- 身体設計における人体模倣
- 動作実現における人体模倣

「身体設計における人体模倣」は、人体の筋骨格身体構成において、筋構造、骨格構造、神経系等、多数の構成要素の内、何を模倣し筋骨格ヒューマノイドを構成するかの方針を示していく。「動作実現における人体模倣」は、実世界環境での動作実現に向けて、どのような動作が必要であり、それを実現するために体内動作システムとして何が必要か、について考察し、人間のような柔軟な身体制御や立位状態でのバランス制御等、動作を実現するために必要な要素の実現に取り組む。また、これらの二つは切り離さず一体として考えるべきであり、人間のように実世界環境で動作実現を行うための、冗長多自由度身体の活用、環境に適応的に作用する身体制御を可能とする筋構造、テザーに縛られず屋外で活動を行うための体内電源構成、柔軟で適応的に環境に接触するための多自由度エンドエフェクタ、などの身体構造は、二つの要素が密接に関わっている事を表す例である。これらの二つの人体模倣については、次節以降に詳述を行う。

これまでに、人間の筋骨格構造に見られるしなやかさをヒューマノイド身体で実現する超多自由度筋骨格ヒューマノイドとして、筋骨格ヒューマノイド 隼太、小太郎、小次郎、隼臓 [14, 15, 16, 3] が開発されてきた (図 2.1)。私たちは、これらの開発により得られた知見や設計手法、動作実現システム、筋骨格構造を踏襲しつつ、更なる人体模倣型ヒューマノイドの実現を目指して、人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼志郎、隼悟郎 (図 2.2) の開発を行ってきた。隼志郎では、人体模倣身体設計法を提案し、人体模倣型身体構造をもつヒューマノイドの身体構成法や動作生成法について、知見を得てきた。しかし、環境を積極的に利用したり、外界でテザーレスで活動を行えるような、人間のような動作実現においては、隼志郎では不十分な部分や至らない部分も散見されたため、隼志郎で得てきた知見と人体模倣身体設計を踏襲しつつ、動作実現における人体模倣の実現に向けた抜本的な改善に基づく身体コンセプトを立案し、隼悟郎の開発を行った。

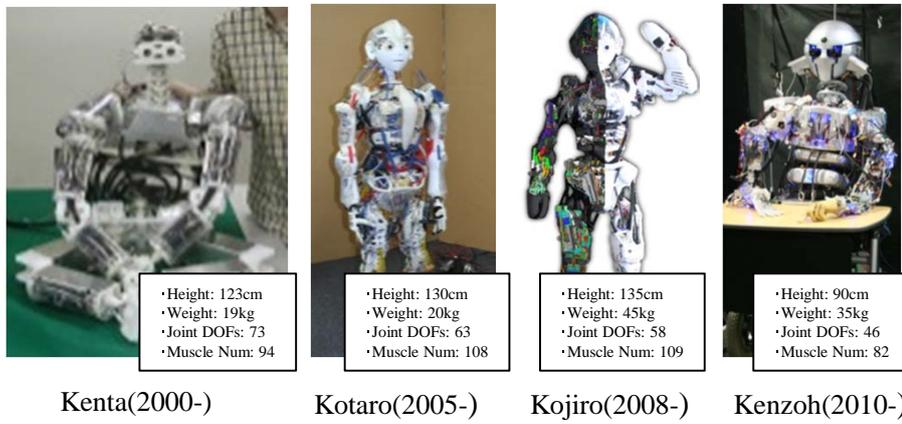


図 2.1: Musculoskeletal humanoid Kenta, Kotaro, Kojiro and Kenzoh that are developed in previous studies [14].

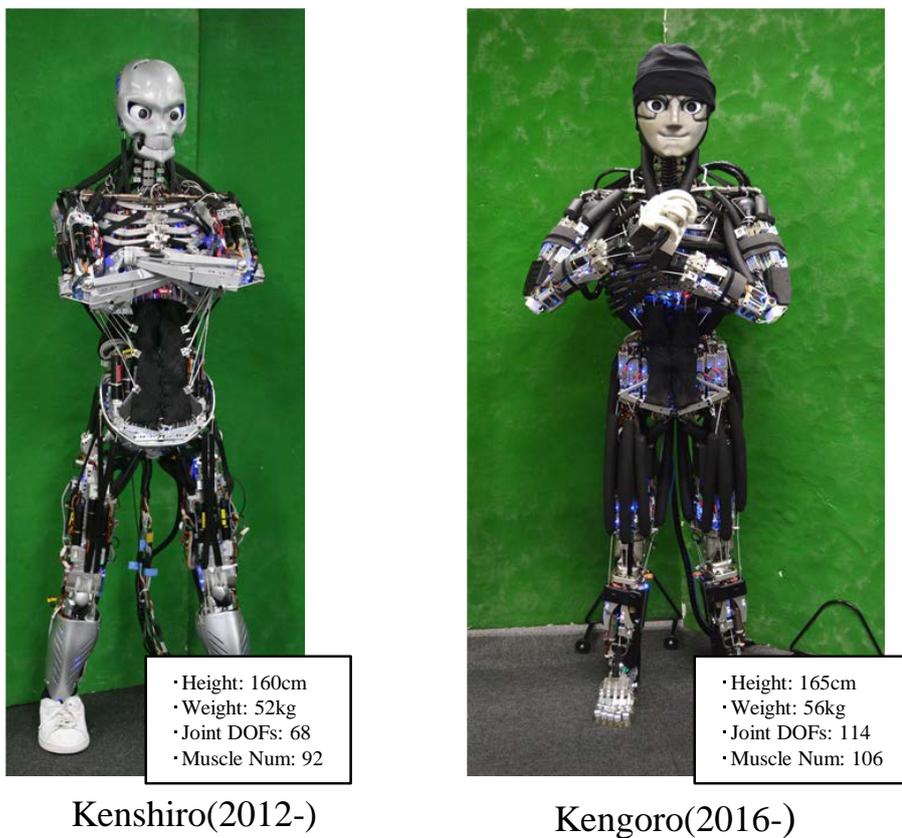


図 2.2: Human mimetic musculoskeletal humanoid Kenshiro and Kengoro.

2.2 身体設計における人体模倣

人体模倣筋骨格ヒューマノイド 臧志郎 [14, 5, 17, 18, 19, 20] は, 身体設計において人体解剖学に基づく筋骨格身体設計が行われており, この開発コンセプトを身体設計における人体模倣とする. 臧志郎の身体コンセプトを整理すると, 身体設計における人体模倣は, 以下に示す4点である. これらの指針について, 臧志郎での実例を踏まえつつ, 説明を行う.

- 人体模倣身体プロポーション
- 人体模倣骨格関節構造
- 人体模倣筋配置
- 人体模倣関節特性

2.2.1 人体模倣身体プロポーション

身体プロポーション決定の指針

本論文では, ヒューマノイドに人間らしい外見を備えさせるために, 人体の身体プロポーションを規範とし設計された身体プロポーションを“人体模倣身体プロポーション”とする. 人体模倣身体プロポーションの実現に向け, 人体のリンク長及びマスプロパティを規範とする身体パラメータ設計を行う. リンク長及びマスプロパティの目標値は, 公開されている人体の統計的データ [21, 22, 23, 24, 25] を活用し, 決定する方針をとる. リンク長は, 人体の各肢長を規範とし, 目標長の決定を行い, マスプロパティは, 人体データを参考とした人間の各肢重を目標値とし, ヒューマノイドにおいても同様のリンク重となるように設計を進める. ヒューマノイド HRP4[26], HRP4-C[27] においても, 人体形状に基づく寸法決定が行われており, 人間らしいフォルムを備えたヒューマノイドの実現へ向けた取り組みがなされている.

筋骨格ヒューマノイド 臧志郎の設計においては, 日本人 13 才男子の身体パラメータを元に, 目標値を 158[cm], 50[kg] と設定し, 日本人男子の平均身長 170[cm] より比例変換した人体骨格モデルを元に決定した (図 2.3).

人体模倣身体プロポーションの効果

人の肢長と同様のパラメータをもつ人体模倣身体プロポーションを備えたヒューマノイドを設計することで, 以下の三つの点で効果的であると考えられる.

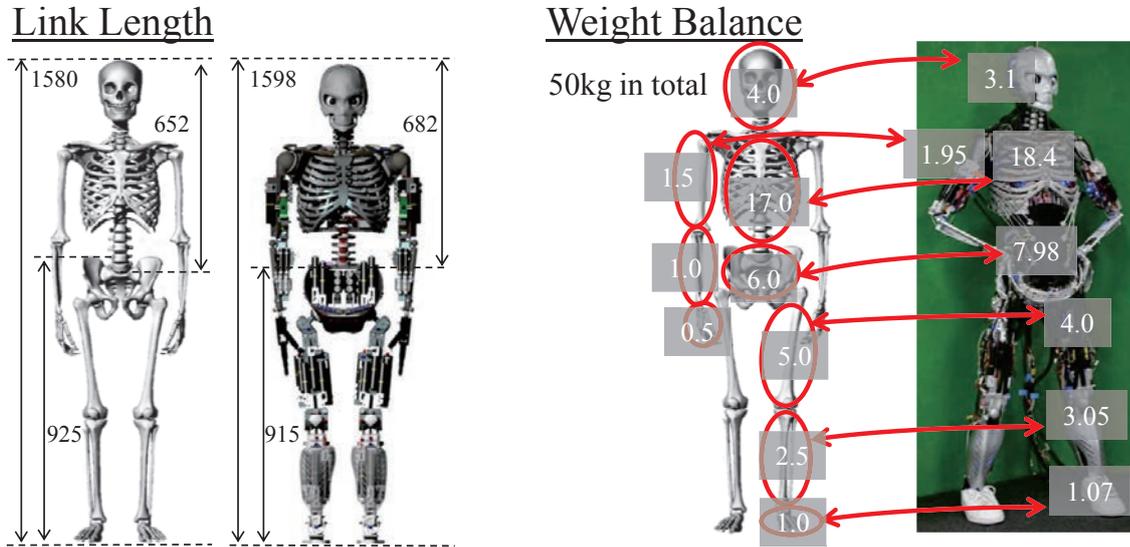


図 2.3: Design target on link length and weight ratio. This human bone is from [23].

1. 人間環境への親和性の向上
2. 人に与える印象の変化
3. 人体シミュレータ的応用可能性

1. は、いわゆる機械的な四角く、角張った形状でなく、スリムで人間らしい形状を実現することで、人間環境への親和性の向上が期待できる。例えば、椅子に座っての作業や、乗り物に乗るなどの状況における人間の肢長に合わせて設計された環境、道具を扱う際には、人間と同様のプロポーションを備えていることが重要であり、そうでない場合は、そもそも環境に適合することが困難な可能性もある。図 2.4 に、人体模倣身体プロポーションによって可能となる姿勢の例を示す。また、防護服、防火服や宇宙服といった人間用の衣類をそのまま着用可能であり、人間作業代替時に特殊衣類の製作が不要な点も利点と考えられる。2. は 1. と関係するが、人が感じる心理的印象に変化を与えると考える。人間がヒューマノイドを見たときに、ただの機械として感じるか、人間と見間違える程の存在として感じるかは、振る舞いもそうだが、見た目に影響される部分も大きい。実際に、ロボット演劇 [28] などみなされており、人間が違和感を感じず、逆に親しみや人間らしさを感じるような見た目を有することで、これまでに見えてこなかったヒューマノイドの可能性があると考えている。3. は、人間用道具の評価や、人体運動原理の検証のための、人体シミュレータとしての応用を考えた場合に、人間と同程度の

リンク長さを備えている方が、より現実に則したデータを得られると考えている。人体の運動において、リンク長とマスプロパティ等によって必要関節トルクが決定されるが、人間に極力近いリンク長及びマスプロパティを備えたヒューマノイドで計測されたデータは、人間のデータとの相関が高いものと考えている。また、リンク長、マスプロパティを模したヒューマノイドでの動作実現において、人間の必要関節トルク及び、駆動関節の類似性から人間の動作戦略を参考としやすいといったメリットもある。

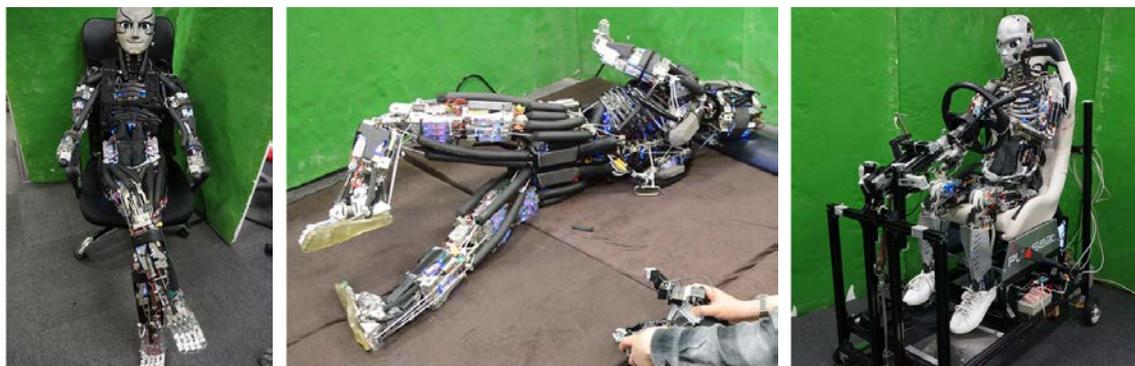


図 2.4: Humanlike poses of Kengoro and Kenshiro thanks to human mimetic body proportion. Left: humanlike sitting with crossed legs. Middle: roll over pose. Right: sitting inside a narrow car setup.

2.2.2 人体模倣骨格関節構造

本論文での“人体模倣骨格関節構造”とは、人体の骨格形状の模擬、関節構造の模擬、関節自由度の模擬の三つの視点から人体の骨格構造を考察し、ヒューマノイド構造へと落とし込んでいくことを行っていく。図 2.5 は、人体模倣骨格関節構造を備えた筋骨格ヒューマノイド隼志郎の例であり、各骨格部位は、人体の骨格と重ねながらの試行錯誤によって実現されている。骨盤や胸郭においては、人体のフォルムを再現する金属骨格形状設計を実現しているが、複雑骨格の実現は、機械加工技術の進歩や、3D プリンタの普及を背景に、設計の自由度が広がったことの影響も大きい。

骨格形状の模擬においては、隼志郎ではこれまでの筋骨格ヒューマノイド、小次郎や隼臓では実現されてこなかった、人体骨格を忠実に再現する内骨格構造を規範とする骨格構造を実現している。内骨格形状を模擬することで、内側に骨格と共に外力から守るべき基板や電装系、外側に比較的強いモータや外装の配置が可能となり、環境と接触するような動作や、日々の運用において、効果を発揮する。

また、人骨のような丸みを帯びた形状は、応力集中を防ぎ壊れにくい骨格となるだけでなく、人間に危害を加えない安全性や、環境接触動作における環境との適応において重要である。

関節構造の模擬においては、通常、ヒューマノイドの関節構造は、1関節に1自由度とシンプル化することで、動作実現や制御の問題を考えやすくしているが人間特有の関節構造の動作実現への寄与へ着目し、人体の関節構造を模擬する関節構造設計を行っている。例えば、膝関節は、単純な1自由度関節であっても、並進を伴うような転がり滑り拳動を示すによって、可動域の拡大に貢献する関節である。また、3自由度関節の代表的なものである球関節は、小さなスペースで大可動範囲を実現する人間にとって重要な関節であり、肩関節においては、開放型球関節でより広い可動域が確保されるような構造となっている。さらに、膝関節における特殊関節構造の例として、終末強制回旋機構といった、伸展時には回旋自由度が拘束されているが、屈曲時に現れるような機構も存在する。脊椎構造は何椎もの椎が連結する多節構造となっており、人間らしいしなやかな姿勢の実現に寄与している。このように、人間にはひとえに関節といっても、その種類は多岐に渡っており、このような人間特有の関節構造のヒューマノイドへの適用を行っていく。

関節多自由度数の模擬は、人間のような柔軟姿勢の実現やヒューマノイドの可能な動作を人間に近づけていくために重要であると考えられる。人間とヒューマノイドで、顔とハンドを除く関節自由度の総数で比較した場合、人間の419¹に対し、ヒューマノイドはHRP2で28、腱志郎で64と圧倒的に少ない。すなわち、人間と現状のヒューマノイドの大きな乖離の一つとして、関節自由度数があげられる。関節自由度が多いということは、駆動可能な節と方向が多いということであり、人間の柔軟性の根幹をなすものであると考えている。これまでの、ヒューマノイド設計においては、ヒューマノイドを剛体として扱い、既存の制御法が適用可能な様に、可能な限り可動部分を少なくする設計がなされてきた。本論文における、人体模倣設計においては、人間の関節自由度数の最終目標値として、人間の関節自由度の中で、動作に重要な自由度を抽出し、可能な限り取り入れ、それによって可能となる動作への考察を深めていくことを行っていく。現状のヒューマノイドは、人間の自由度数には及んでいないが、人間を目標とし自由度を積極的に増やしていくことで、これまで見落とされ、考慮されてこなかった自由度の中で実は重要だったものを発見できる可能性があると考えられる。例えば、腱志郎では、膝関節では従来はあまり取り入れられないyaw回旋自由度や、脊椎が連なる多節脊椎関節、小スペースで3自由度を組み込める球関節などを取り入れている。

¹RPY自由度での計数。ハンドと顔を含んだ場合、548自由度である。

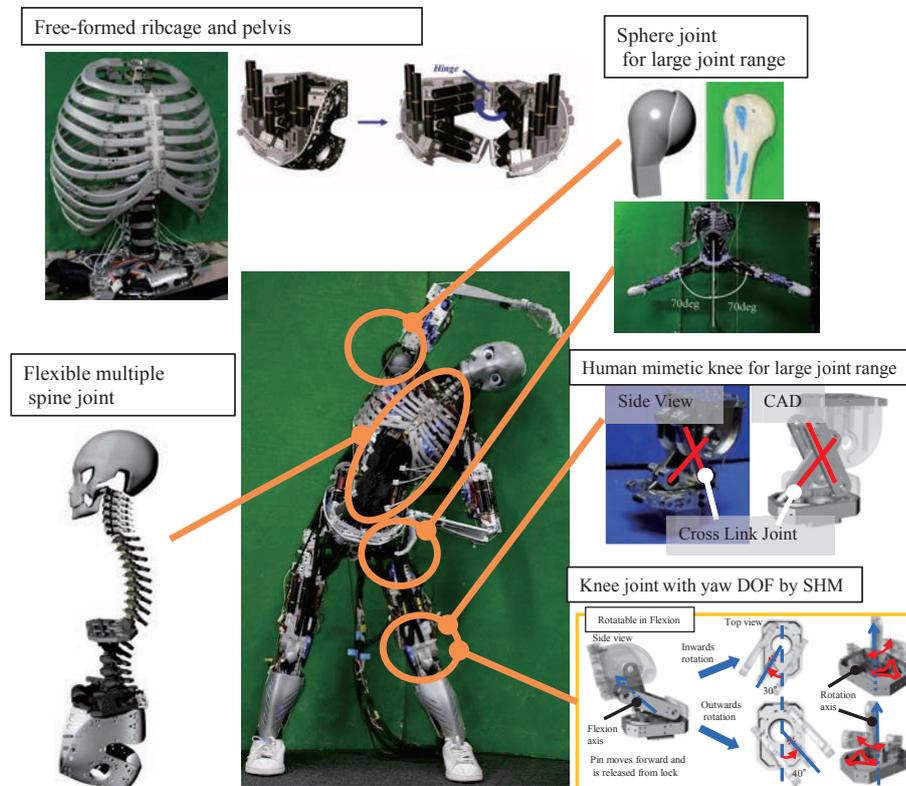


図 2.5: Human mimetic joints and bones of Kenshiro [20, 29].

関節多自由度化の利点

多自由度な身体を有することの利点として、以下が考えられる。

1. 曲率を伴う姿勢の実現による環境への適合性向上
2. 身体拘束時の可動関節の確保

1. については、図 2.6 に示すような、環境への馴染み姿勢の実現において、背骨などが多自由度構成となっていると、うつ伏せ姿勢や突っ伏し姿勢のような人間らしく、環境に接触し馴染む姿勢をとりやすい。また、足部における多自由度は、不整地等の環境に馴染むために重要であると言える。

2. については、身体が環境に拘束されていても、冗長関節を利用することで、目的の行動を実行することが可能である。例えば、椅子に座っている状態であると、大腿リンクが拘束され足先を動作することが困難となるが、その時に膝関節回旋自由度があれば足先の動作が可能であり、図 2.7 に示すような自動車運転中の着座時におけるペダル踏みかえが可能となる。



図 2.6: Adapting to the environment by using musculoskeletal flexible joint structures.

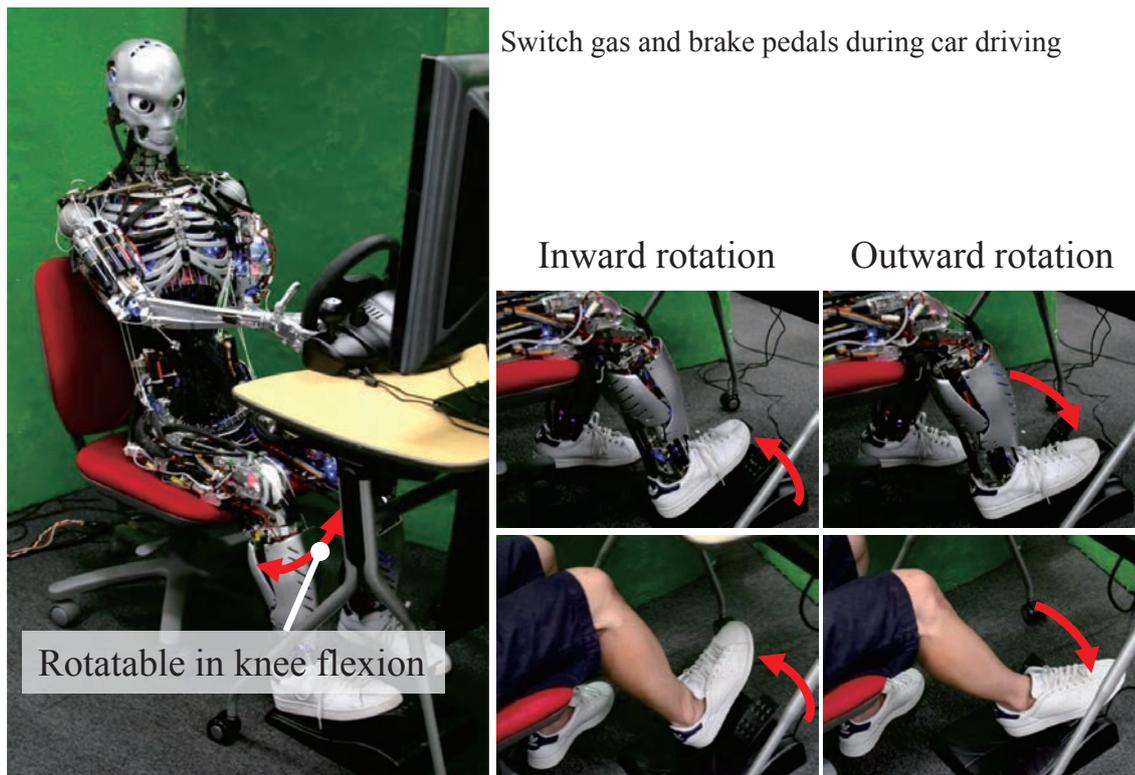


図 2.7: A situation of using knee's yaw rotational DOF. Musculoskeletal humanoid Kenshiro can switch gas pedal with brake pedal during car driving like human [29].

2.2.3 人体模倣筋配置

本論文での“人体模倣筋配置”とは、人体解剖学に基づいて、人間の筋の起始点、停止点を再現するような配置で、筋骨格ヒューマノイドの筋アクチュエータの配置を行うこと、を指す。これによって、筋骨格ヒューマノイドにおいて人間と対応する筋の名称を定義することが出来、各筋の運動実現への寄与と効果について、人間との対応関係がとりやすいというメリットがある。

これまでの筋骨格ヒューマノイド小次郎などにおいては、人体模倣筋配置は行われて来ておらず、関節駆動に必要な最低限の筋選定及び配置がなされており、例えば、二関節筋の実装がなされていなかった [30, 31]。隼志郎では、上述した人体模倣骨格構造を実現することで、人間に極めて近い筋配置構造を実現することが可能となった。また、従来のような線的に筋を再現する方法だけでなく、面状に筋を再現する面状筋構造 [32] を実装することで、人間のように線ではなく多数の筋による広がり再現した筋駆動構造を実現している。隼志郎における筋配置と、人体骨格モデルにおける筋を配置したものを図 2.8 に示す。

人体模倣筋配置を行うことによって、冗長筋配置となるが、その利点として各筋アクチュエータの負荷分散性があげられる。通常のシリアルリンクマニピレータのように、一つの関節に一つの筋アクチュエータを配置する構成だと、負荷集中が生じ、最悪の場合、筋アクチュエータの破損につながる。この時、冗長な筋配置とすることで、複数の筋で関節駆動を協調して行っていくような構成と出来るので、一つ一つの筋の負荷を分散、軽減することが出来ることとなり、複数筋による関節トルクの確保と、可動域内の特定の領域で関節駆動が困難となる力学的特異点の回避が可能となる。そのため、可能な限り多くの筋アクチュエータを搭載していくことが望ましいが、筋アクチュエータ数の増加は、設計空間とのトレードオフとなるので、人体模倣筋配置の実現には、筋を高密度に配置する最密充填配置を行っていくなどの工夫が必要となる。

2.2.4 人体模倣関節特性

人体の関節特性として、関節トルクと関節可動領域の模擬を行う。人体模倣筋配置とすることで、関節駆動筋の冗長化がなされ、関節トルク性能の向上が期待できる。また、拮抗関係も含めて冗長度を増加させることで、動作中に高い関節剛性を維持することも可能になる。これは、特に負荷の大きい膝関節や股関節において重要である。小次郎において、全身動作を実現していく上で、速度やトルク性能において、関節特性の不足が見られていたために、関節特性の向上が求められた。そのため、隼志郎においては、運動性能を向上させ、人体に近いトルク性能を実現するためにアクチュエータ出力向上、冗長

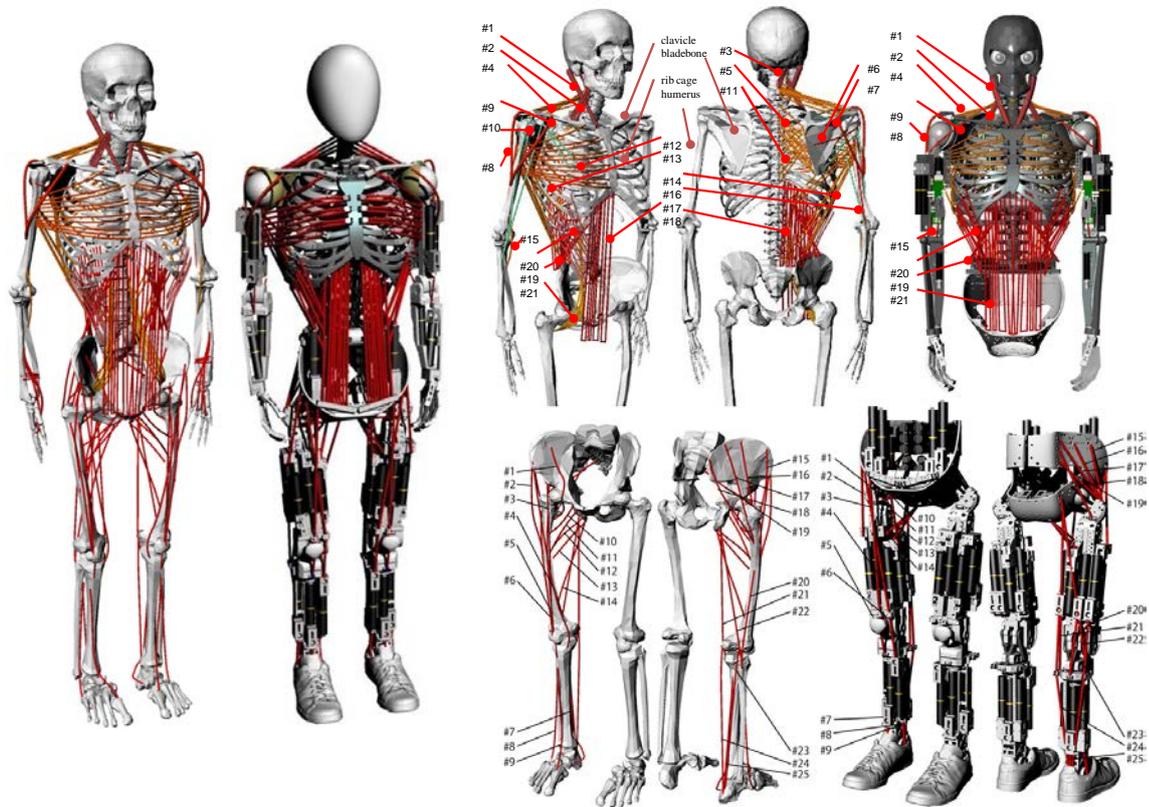


図 2.8: Muscle arrangement of human and Kenshiro [17, 20, 33].

筋構造に伴う大出力化がなされている。

また、人体模倣筋配置としたことの利点として、力学的特異点の回避による関節可動範囲内での能動的駆動領域の増大もあげられる。3自由度関節を動かす場合、最低限必要な筋本数は4本だが、姿勢によってはモーメントアームが非常に小さく、どれほど筋張力を発揮しても関節運動が生じない力学的特異点に陥ってしまう可能性がある。冗長筋配置とし、できるだけ多くの筋が関節駆動に寄与し、あらゆる姿勢で、関節駆動力が発揮出来るような筋配置としておくことで、この力学的特異点を回避することが可能となる。これらは、関節可動範囲限界付近での駆動力確保と関節駆動を可能とする。

2.3 動作実現における人体模倣

2.3.1 実世界環境での動作実現

実世界環境での動作実現を行う上で、少なくとも以下の三つを実現可能なことが重要であろうと考察し、これらの実現に取り組む。

- 環境接触動作

人間は実世界環境で積極的に環境を利用することが多い。例えば、倒れそうであれば、壁に手を伸ばし全身のバランスを維持し、人間の成長過程に着目すると、生まれて間もない時は、二足で歩くということは無く、自身のバランスを維持するために掴まり立ちなどを始める。また、人間は環境に身体が拘束されている場合でも、多自由度な関節や外装と駆動力としての筋によって適応的な動作が可能である。このように人間と環境は密接に関わっていることから、ヒューマノイドの動作実現であっても環境との相互作用の中で考えていくべきであり、環境を利用した動作実現が可能となることが望ましいと考える。筋骨格ヒューマノイドにおいて、このような環境接触動作を実現していくためには、多自由度な関節自由度構成、全身力制御可能な身体構成や、筋制御による柔軟性を活かしていくことが重要である。

- 屋外環境での動作

さらに人間は、ヒューマノイドのように電源供給を行うテザーや転倒時の故障を防止するクレーンにより保護されていることはなく、自らエネルギーを確保し、活動の範囲を広げている。ヒューマノイドも、いつまでも研究室内で動作していればよい状況に甘んじているべきではなく、人間のように積極的に活動の範囲を屋外まで広げていくべきである。これらを実現するためには、テザーに影響されずに、自由に屋外環境でも動作していけるスタンドアロン性能を有していることが重要である。

- 踏み出し動作

また、人間にとって脚による移動、つまり歩行動作は基本的な動作であり、ヒューマノイドにとっても様々な行動の基礎となる重要な動作である。本研究では脚の関節パワー及び自由度構成を活かした踏み出し動作を行い、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの動作実現の拡張を行っていく。

2.3.2 全身動作を実現するためのシステム構成

筋骨格ヒューマノイドの動作実現システムとして、身体の柔軟性や冗長性が問題となることがしばしば起こる。冗長な筋構造、関節構造、自由度構造は拡張性の高いヒューマノイドを構成する一方で、解決すべき課題も存在する。本論文で論じるヒューマノイドシステムは、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体構造設計、転倒を防止するバランス戦略、関節パワーを発揮する筋負荷の分散を行う筋制御、の三つに着眼することで構成され、そのシステム全体像図 2.9 に示し、以下にそれぞれについて説明を述べる。

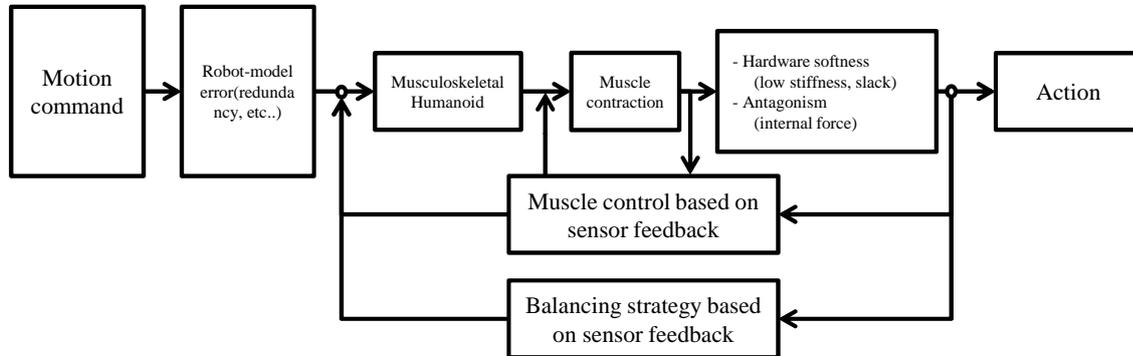


図 2.9: Motion achievement system overview for a musculoskeletal humanoid.

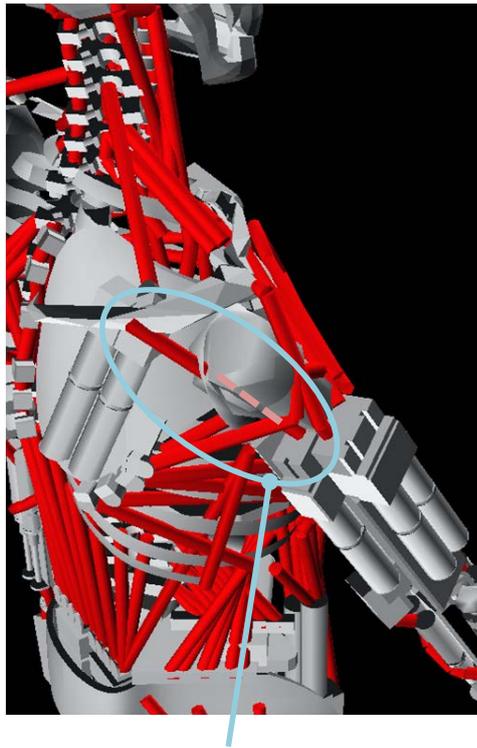
転倒を防止する人体模倣型バランス戦略

ヒューマノイドは、二足立位状態では、不安定な状態であるため、転倒を防止するバランス制御が必要である。従来、ヒューマノイドの安定化制御には、足部に搭載された 6 軸力センサから算出される ZMP に基づくものが多く、ヒューマノイドの安定化の指標として用いられている。一方で、無意識ながら人間は、足部から得られる力感覚だけでなく全身の筋や足部の分布反力から得られる力感覚によって姿勢の安定化を行っていると考えている。筋骨格ヒューマノイドは、全身に冗長に力センサを備えていることから、人間に比較的近く、従来のヒューマノイドでは行えないようなバランス戦略をとることが可能であるはずであり、そのような戦略の考案と実現を行っていく。

身体負荷を分散する人体模倣筋制御

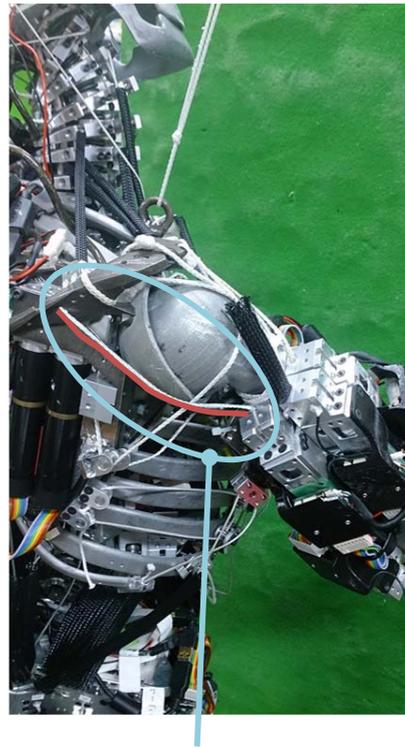
筋アクチュエータを冗長な人体模倣筋配置とすると、一つのアクチュエータに負荷が集中してしまうということが起こりうる。また、拮抗による内力の高まりや筋の弛みを実機モデル誤差によって生じる。これは、複雑な筋配置は完全にシミュレートすることが困難であることによるワイヤパスエラーなどがその原因として考えられる (図 2.10)。人体模倣型の筋配置によって冗長なアクチュエータ駆動となる身体構成においては、筋張力の高まりを検知して、過剰な張力を分散する筋間での負荷分散型の制御の構築が動作実現や環境接触動作においては重要となる。これらは、上位レイヤーからの筋長指令に対して、張力負荷を体内で自律的に調整する枠組みが望ましい。

Geometrical model



Muscle wire penetrates into the bone because of using straight wire path (Wire path error).

Real robot



Muscle wire goes along the bone in the real environment.

図 2.10: An example of robot-model error.

2.4 関連研究

人体模倣筋骨格ヒューマノイドは、大きな分類では腱駆動ロボットに分類される。腱駆動ロボットは、ワイヤによって関節を駆動するロボットの総称であり、各関節に一つのアクチュエータを搭載し駆動される関節駆動型のロボットとは異なるタイプに分類される。一般の冗長ワイヤ駆動ロボットにおける基本設計は田所らによって提唱されている [34]。腱駆動ロボットの中でも、ワイヤによって人間の筋の収縮を模し、各関節に拮抗関係を生み出す最低二つの筋アクチュエータによる拮抗駆動型の筋骨格ロボット [35][36][6] や、駆動部分とアクチュエータを離して設置する利点を活かし、末端軽量化を目指した生物模倣型ロボット [37]、細かく精密な設計を要するハンド [38] などで用いられることが多い。これらのアクチュエータ部分は、電動型、空気圧型、油圧型など様々な駆動方式が存在する。

腱駆動ロボットの筋アクチュエータ開発の研究もなされてきている。Myrobotics[39] は、筋アクチュエータユニット、骨格、関節のモジュール化を行い、オープンソースで公開することを目指したプロジェクトであり、腱駆動ロボットの汎用化に対する取り組みの先駆的な存在である。しかし、これらは Myrobotics モジュール同士での接続に特化したものであり、一般の構造体に取り付けるためには工夫が必要である。太田らは、追加可能な小型アクチュエータユニットの開発を行い、筋骨格ヒューマノイドへの追加効果の検証を行っている [40]。これらは、既に製作された骨格筋の出力不足を補うための追加小型筋をコンセプトとして開発されている。

ソフトロボティクスにおいては、従来型の固い高剛性なロボットではなく、柔らかく柔軟性のあるロボットを実現する研究がなされている。この分野においては、ロボットを生体のように連続体として扱い、あえて自由度を定義することをしないというアプローチをとることもあり、ロボットの柔軟性と自由度に関して、多様なアプローチが存在している。

ヒューマノイドでの環境接触下における動作生成の研究として、Englsberger らは、多点接触下における動作生成が可能なトルク制御型ヒューマノイドを開発した [9]。環境接触時のアクチュエータ負荷の低減に向けて、熊谷らはモータ温度推定に基づく関節負荷低減手法の提案している [41]。車運転動作は、そのような環境接触下での身体制御が必要な動作の一例であり、様々な取り組みがなされている [42]。

2.5 本章のまとめ

本章では、人体模倣によるヒューマノイド構成アプローチとして、「身体構成における人体模倣」と「動作実現における人体模倣」を設定し、本論文の目標であるヒューマノイドの実世界環境での動作実現について言及した。

身体構成における人体模倣では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体設計の指針として、人体模倣プロポーション、人体模倣骨格関節構造、人体模倣筋配置、人体模倣関節特性の四項目を設定し、これらについて人体模倣筋骨格ヒューマノイド鍵志郎での実例を交えて説明を行った。

動作実現における人体模倣では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドで行っていく実世界環境での動作実現として、環境接触動作、屋外環境での動作、踏み出し動作の三つを目指す動作に設定した。さらに、必要な全身動作システム構成として、人間のバランス戦略に則り全身分布型の力センサを活用したバランス戦略と、冗長な筋骨格身体構造と実機モデル誤差によって生じる筋負荷の緩和のための身体筋負荷分散を行う筋制御の必要性について触れ、構築する動作実現システムの全体像を述べた。

第3章

脚構造における人体機能抽出に基づく 骨格構造設計

3.1 人体模倣骨格設計のための人体機能の抽出

3.1.1 ヒューマノイドの脚構造における人体模倣骨格構造実装の方針

ヒューマノイドの脚構造での人体模倣骨格設計において、着眼するべき要素は、関節構造、関節可動範囲、関節自由度、関節の粘弾性特性、多機能性骨格、駆動筋冗長度など、多岐に渡る。このような中から、これまでのヒューマノイドには組み込まれてこなかったような骨格関節構造や関節特性を取り入れることで、人間動作における関節構造の寄与や役割に対する知見の蓄積がなされ、結果として、ヒューマノイドの動作実現において考慮されてこなかった要素の発見と、その活用による動作実現の幅の拡大につながると考えている。しかし、全身の大きな負荷を支える脚部において、膝関節に回旋自由度のような機構を組み込むことや、足部を多自由度化し、複雑にしてしまうと、関節を拘束するための駆動筋の冗長度が下がり、全身の駆動・制御が困難になってしまう全身動作実現における課題や、人間の生体構造の機械材料での模擬における技術的な課題もあり、人間の全ての機能を備えた構造設計を行うことは困難であることから、詳細な人体機能模倣と高負荷を伴う等身大ヒューマノイドへの組み込みによる検証を両立させているものは少ない。単純に構造を模倣するだけでなく、ヒューマノイドの動作可能性をも考慮に入れ、選択的に機能を抽出し、実装する必要がある。

3.1.2 人体模倣骨格構造設計に関する関連研究

人体の膝関節機能を模擬したロボット

人間の膝関節機能を再現した膝関節の開発やそれらのヒューマノイドへの適用など、様々な研究がなされている。岡田らは、膝関節の脱力状態を再現するためにクラッチ機構を用いて、能動と受動状態の切り替えを可能とする膝関節の開発を行った [43]。理学療法士や作業療法士の訓練のために、pitch 軸回りの転がり滑り拳動及び、yaw 軸回りの回旋を再現した膝関節の開発もなされている [44]。この膝関節は、ヒューマノイド用に開発されているものではないため、ヒューマノイド実機での検証及び動作実現はなされていない。油圧駆動ヒューマノイド CB[45] は、膝関節に yaw 回旋自由度を備えているが、その活用に基づく動作実現は行われていない。十字靭帯を模した関節開発に関する研究も行われており、Appolinaire らは、ナイロン製ケーブルで靭帯を模した膝関節の開発を行い、負荷試験によって評価を行っている [46]。しかし、負荷試験は 20[kg] までとなっており、等身大ヒューマノイドの重量は全身で 50[kg] ほどにもなることを考えると比較的負荷が小さい。ヒューマノイドへ適用するためには、ナイロンケーブルの柔軟性による関節脱臼を防止するための、強力な拘束を検討する必要があると考える。Hamon らは、クロスリンク構造の二次元平面での解析を行い、効率の改善を主張し

ている [47] が、ヒューマノイド実機での実験的検証は行われておらず、これらの結果のヒューマノイドへの適用を考えたとき、材質、重量など解析結果が再現される様々な項目を検討する必要がある。

人間の足部機能を模擬したロボット

成岡らは人間の歩行原理の理解を目指して、アーチ構造を備えた足部複合体を備えた空気圧駆動ロボットを開発した [48]。橋本らは、アーチ構造を備えた足部を開発し、ヒューマノイド WABIAN に搭載することで評価をおこなっている [49]。多骨構成の足部における骨の動態を明らかにすることや、筋骨格シミュレータへの応用を目指した研究として、FEM 解析で足骨格構成と靭帯の関係の解析を行っているもの [50] や、CT データに基づいて足部骨格模型を再現し、シリコンで再現した透明皮膚に埋め込むことで、歩行中の骨の動きを観察するもの [51] などが行われている。

3.2 骨の二層構造を模した電源一体内蔵型骨格

通常のヒューマノイドにおいてバッテリーなどの電源の格納部は体幹及び、バックパックに搭載するのが一般的である。筋骨格ヒューマノイドにおいては、体幹部にも末端軽量化を狙いアクチュエータが多量に搭載されていること、背骨の可動域を阻害しないために腹部に固い物体を置くことを避けたいこと、人間のような寝返りやうつ伏せ姿勢といった環境接触動作を行っていくべきことなどを考慮すると、この方策は現実的ではない。したがって、いかに角張った身体形状を作らずに、バッテリーを搭載するかということを考える必要がある。このときに、人間の骨に焦点を当てると、外層が、強度の高く負荷を支える皮質骨であり、内層は、海面骨や骨髄で血液の造血や貯蔵機能が備わっており、骨内部も含めて全身を余すことなく有効に活用していることが分かる。

私たちは、ヒューマノイドにおいても、ただの身体負荷を支える構造材であった骨格に機能を付与し、多機能性骨格としていくことで、人間のようにコンパクトな身体でありながらも多くの機能を搭載するヒューマノイドを構成することが可能であると考えている。ロボット開発における骨格利用の例として水内らは、骨格内の空洞を空気圧タンクとする機能性骨格を備えたロボットの開発を行っている [52]。本稿においては、バッテリーの形状にあわせて骨格形状をデザインすることにより、スムーズな身体形状を阻害せずにかつ、動力電源の体内での確保を可能とする電源一体内蔵型骨格の開発を行う。

3.2.1 素材選定

一般的に、ヒューマノイドの構造材として用いられるものとして、鉄（炭素鋼）、ジュラルミン、アルミ合金、CFRPなどが候補となる。それぞれの材料特性を表 3.1 に示す。

炭素鋼は、高い強度とヤング率を誇るため、骨格たわみを抑制したい部位に用いることが一般的である。しかし、重量もその他の部材に関して相対的に重くなっており、人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおいては、人体のマスプロパティを再現のために骨格重量は可能な限り軽量にしたいこと、受ける負荷のレンジが比較的小さいこと、微小な骨格たわみに影響されるソフトウェアシステムからの脱却を目指していることなどを考慮すると、適切な材料ではない。

通常のヒューマノイド構造材として、強度と軽量を兼ね備えバランスのよいアルミ合金及びジュラルミンが用いられることが多い。近年では、高性能な加工機械や金属 3D プリンタの台頭により、複雑形状骨格や、配管内蔵型の多機能性骨格も製作が可能となってきている。しかし、材料特性が活かされない形状の製作には注意が必要である。例えば台形薄肉筒形状の骨格を製作しようとしたときに、中をくりぬかなければならない加工困難性や材料ロスが大きい点、形状的に剛性・強度の確保が難し

い点、ネジ長さが非常に短くなってしまった点より、形状によってはアルミ合金を用いることが適切であるとは限らない。

CFRP は、形状設計自由度が高く、繊維を張り込み方を工夫することで、強度に異方性を出し台形薄肉筒形状でも強度を確保することが可能である。また、素材の比重が少なく強度が高いため、比強度が高いことが特徴であり、少ない体積でも強度の高い骨格設計が可能である。CF 繊維には PAN 系、Pitch 系の二通りがあり、PAN 系は、高引張強度、安価といった特徴を有し、自動車、航空機分野においても一般的に広く用いられている。一方で、Pitch 系は機能的材料としての特徴を備え、高弾性率、高熱伝導率、電磁シールド性といった性能を有していることが特徴と言える。宇宙の分野では、CF の機能性に着目し Pitch 系 CF 繊維を活用した構造設計が行われている。

以上の観点から、骨格設計において、CFRP を採用することとした。比弾性率の高い CFRP を用いることで、限られた骨格体積を有効に活用することが出来る。さらに、pitch 系 CF 繊維の機能性材料としての熱伝導率の高さに着目することで、高密度でありながら、要素間で熱負荷分散機能を兼ね備えた骨格を設計することが可能となる。

表 3.1: Material specifications. The parameter of XN-90-60S(Nippon Graphite Fiber Corporation) is shown at the CF part.

	Carbon steel (S45C)	Duralumin (A7075)	Aluminum (A5052)	Pitch CF (XN90)
Tensile Strength [MPa]	600	570	195	1800
Tensile Modulus [GPa]	206	71.6	70.6	550
Weight [g/cm^3]	7.89	2.8	2.7	2.19
Specific Modulus	26.2	25.6	26.1	251
Shape freedom	×	×	×	○
Thermal conductivity [W/Km]	43	130	138	500
Specific Heat [J/(kg K)]	440	913	900	-

3.2.2 CFRPによる骨格構造設計

骨格形状は、バッテリーを骨格に内蔵するために、バッテリー形状に合わせた台形薄肉形状とし、配線を通すためのトンネルも設け、配線の外部露出を防止するような形状とした。図 3.1 に、開発した pitch 系 CFRP 大腿リンク骨格を示す。搭載するバッテリー種類は、LiFe バッテリーでサーボ電源 (26.4V, 2500mAh) を二つ、ロジック電源用 (9.9V, 2500mAh) を二つの計 4 つ用意し、それぞれを大腿、下腿骨格に搭載する。



図 3.1: Thin hollow shaped bone made by pitch CFRP for upper leg link.

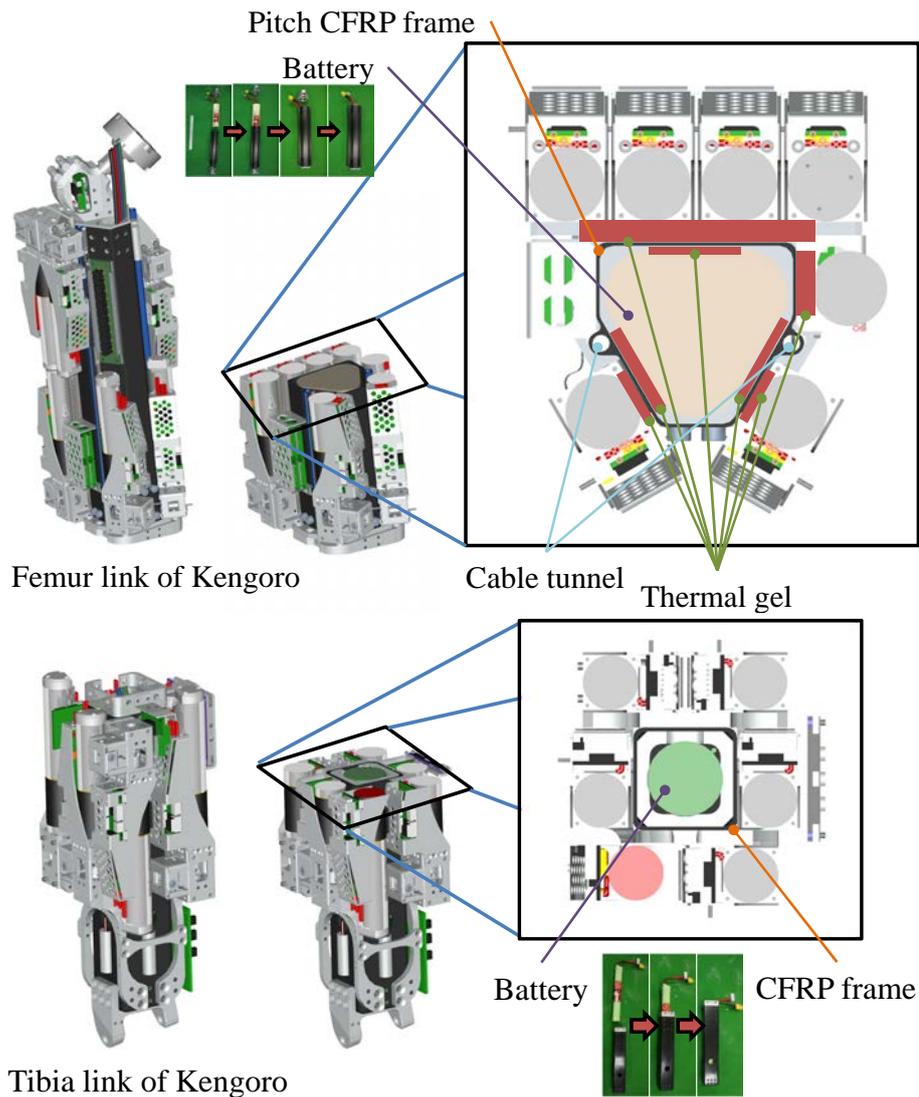


図 3.2: Left: Femur bone of Kengoro, Right: Tibia bone of Kengoro.

3.2.3 熱源密着型放熱構造

現状の筋骨格ヒューマノイドにおいては、張力制御は筋長制御よりも損失が多く、モータの発熱が大きいため、持続的な張力制御によって熱が発生しやすい。また、バッテリー駆動において、大電流を長時間流すような状況では、バッテリーにおける発熱も問題となりうる。したがって、排熱によってシステムが悪影響を受けないように対策をしていくことは重要である。

冷却には例えば水冷方式があるが、冷却用の配管やラジエータなど、追加で機器を要する点で設計制約の厳しい筋骨格ヒューマノイドには不向きである。また、筋骨格ヒューマノイドは非常に多くのアクチュエータによって構成されているので、その全てに水冷システムを設けることは難しい。限られたスペースで新しい要素を追加することなく、熱負荷を緩和する方法として、熱源をあえて密着、高密度に配置し、要素間で熱負荷分散を行う“熱源密着型放熱構造”を提案する。人体を模倣した最密充填配置設計とすることで、各要素間の距離が小さくなり、熱を分散することが可能となる。筋骨格ヒューマノイドにおける熱源は、モータ、基板であるが、これを表面積の大きな骨格へと接させることで、熱負荷の軽減をはかり、動作継続時間の向上を可能とする。

ヒューマノイドにおける熱負荷の軽減

ヒューマノイドの主な熱源は、モータ、基板、バッテリー、体内PCがあり、放熱に関する多くの研究がなされている。Urata et al. は、アクチュエータ及びモータドライバの水冷システムを開発し、モータの性能を限界まで引き出し、かつ焼損を防ぐ方法を提案することで、大出力発揮可能なヒューマノイドシステムを開発した [53]。Markus Grebenstein et al. は、DLR ハンドアームシステムにおいて水冷方式を採用し、多指を駆動する小型モータの放熱を行っている [38]。ヒューマノイド冷却方式で一般的に用いられているものを、以下にまとめる。

- 水冷: 冷却効率が低い。配管、ラジエータなどが必要でスペース、重量が問題となる。
- 強制空冷: 内部及び外部ファンが必要。風が外乱となる可能性がある。
- 骨格伝熱: 新しく冷却機器を設置する必要がない。熱容量が限られている。

CFRP 板による伝熱検証試験

伝熱媒体の違いにおける伝熱性能の評価として、モータを伝熱ゲルを介する形で、板上の各試験片に接させ、その状態でモータで 20[kg] の重量を持ち上げ、発生する熱を試験片へ分散させる試験を行っ

た. 試験片のサイズは, 160 [mm] × 120 [mm] × 2.0 [mm] の (1) ピッチ系 CFRP 板, (2) 同形状のアルミ板, (3) 空気中に放熱の三通りを用意した. また, モータの制御モードとして, 長さ制御, 張力制御の二通りで試験を行い, 伝熱素材と制御モードの違いでの温度上昇を, モータの温度上昇の危険域を踏まえ 80 度までプロットした (図 3.4). 図 3.3 に実験セットの様子を示す.

長さ制御においては, 温度は 80 度となる前に収束しており, 収束温度は, アルミ, pitchCFRP, 空気中という順番となっており, アルミは, 本設計での骨格素材としては用いないが, 熱伝導率と熱容量のバランスに優れた素材であることが分かる. 張力制御においては, 温度が上昇し 80 度に達しており, これらは現状の張力制御において, 制御が最適化されていないことによる損失が大きいことなどが原因として考えられる. pitchCFRP と空気中での温度上昇の速度を比較すると, CFRP に接させたものの方が, 何にも接させていないものよりも 80 度に達するまでの持続時間が長かった. これは, モータで発生する熱が試験片へ伝わり熱負荷を軽減していることを表しており, 熱を骨格素材へ分散させる手法は有効であることが確認できる. また, 張力制御の負荷が高い状況や部位 (例えば膝関節) においては, 熱容量を高めるためにピエゾ素子のような冷却器具を取り付けることも有効であることが, モータを CFRP 板に接させピエゾ素子を取り付けたものの結果から確認できる.

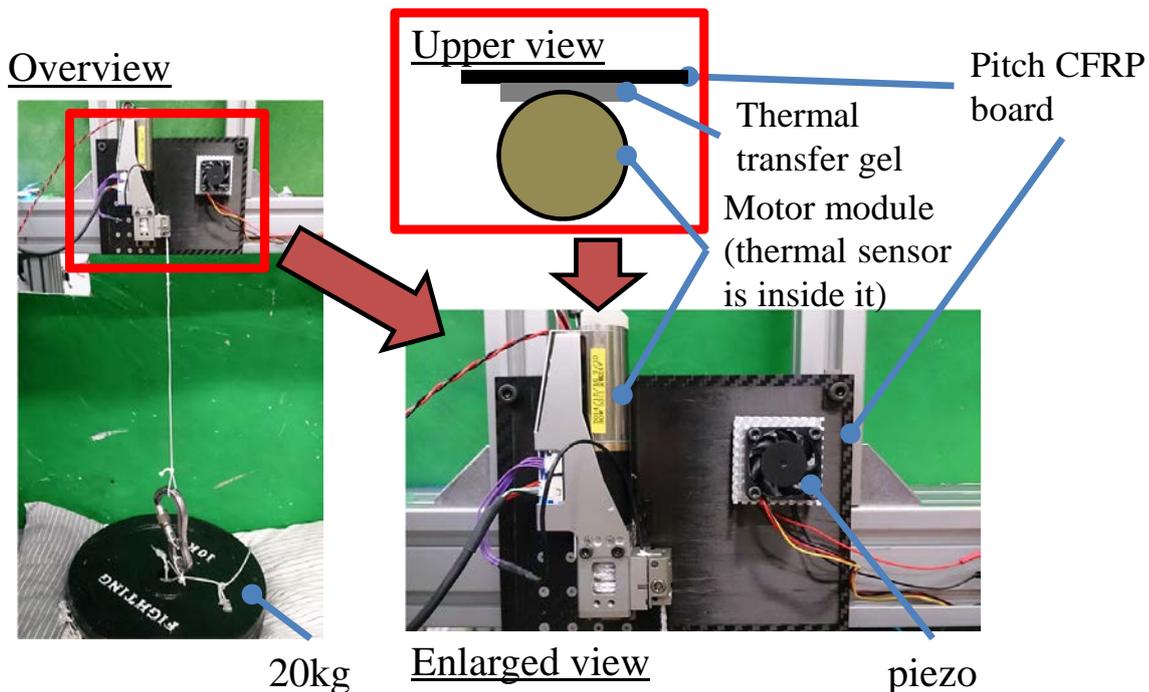


図 3.3: The setup of heat distribution experiment.

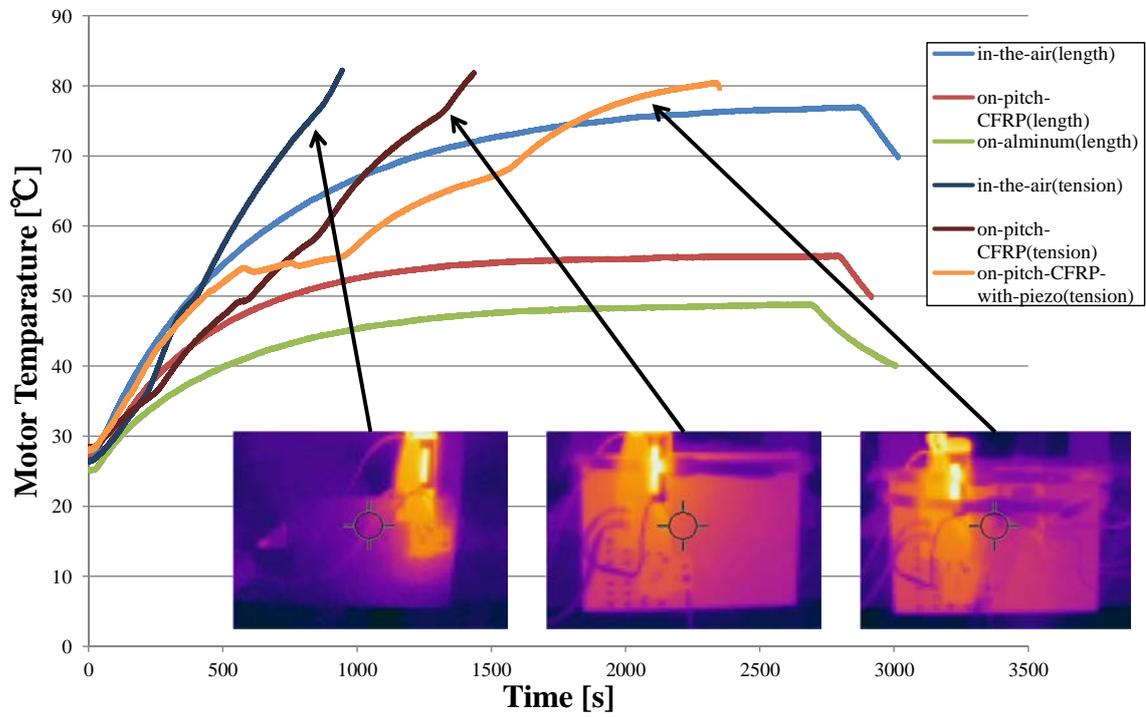


図 3.4: The result of the heat distribution experiment.

3.3 終末強制回旋機構を備えた人体模倣膝関節の設計

本節においては、人体の膝関節機能における、回旋自由度とそのロック機構からなる終末強制回旋機構 (Screw-Home Mechanism, 以下 SHM)[54] に着目した人体模倣関節構造の開発について述べ、機構に対する評価や膝関節の回旋自由度を利用した動作生成を行うことで、筋骨格ヒューマノイドにおける新しい膝関節機構の提案を行う。また、開発した膝関節の評価を通じて、人間の膝関節構造に対する考察を行い、機構を利用した動作実現をすることで、機構の有用性を示す (図 3.5)。

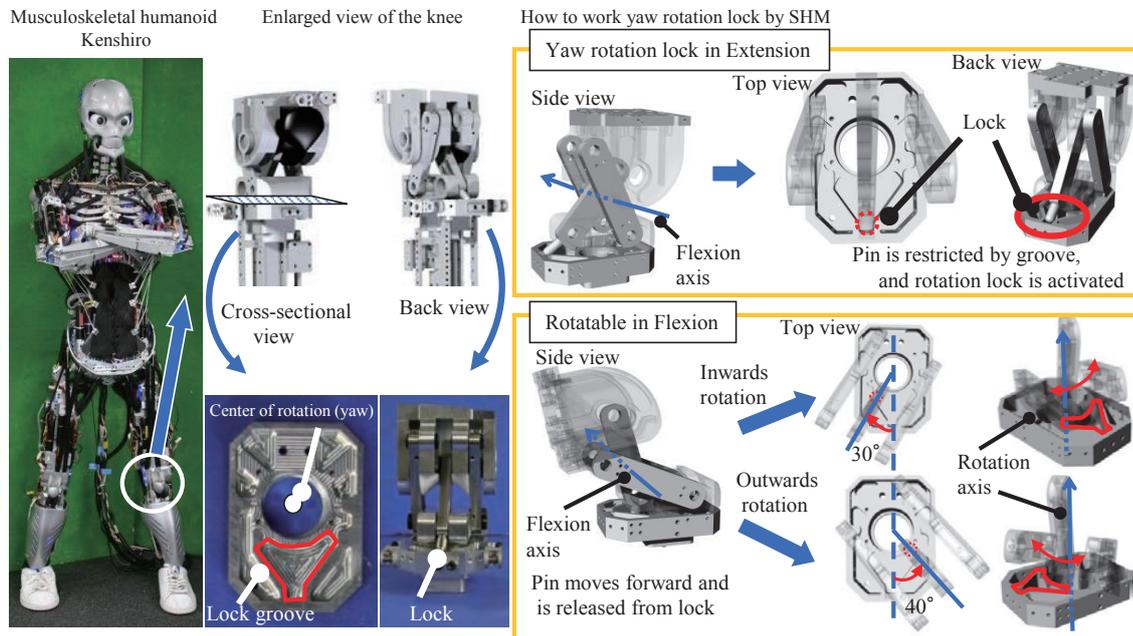


図 3.5: Design concept of SHM [29].

3.3.1 人体における SHM の構造と動作

人間の膝関節の役割

人間の膝関節は回旋自由度を有しており、それによって様々な動作が可能である。具体的な動作に着目してみると、膝の回旋は例えば、自動車運転中の着座時におけるペダル踏みかえや、しゃがんだ状態での身体の回旋運動、段差を上る際の足位置の調整に寄与するものと考えられる。そのような人間の膝関節の機能を解明するべく理学療法の分野では膝関節の動態解析研究が進められている [55]。一

方で、膝関節は、このような人間らしい動作に寄与するだけではなく、全身の負荷を支えつつ運動を行う関節トルクを備えている必要もあるため、膝関節は人体にとって非常に重要な部位である。

膝関節における SHM の構成

人間の膝関節は、屈曲時に回旋自由度を有しているが、伸展するにつれて自動的な回旋運動が生じ、完全伸展位では回旋自由度がロックされ姿勢が安定化する。例えば、脛骨が地面に固定された状態においては、伸展に伴い大腿骨は強制的に内旋し、完全伸展位においてロックされる。この膝関節の完全伸展位（終末）における強制的な内旋によるロック機構を SHM と呼ぶ [54] (図 3.6)。一方、屈曲時は、ロックが外れることによって回旋自由度が現れ、外旋 40 [deg]、内旋 30 [deg] の回旋が可能となる [56]。

この回旋ロック機構は、伸展時においては骨形状によるロックや大腿骨、脛骨を接続する十字靭帯の緊張及び大腿四頭筋の牽引力によって構成されている。また、屈曲時においては、骨形状ロックの解放、十字靭帯の緩みによって回旋自由度が現れ、膝関節におけるねじれ負荷軽減や人間らしい動作へ寄与しているとされている。具体的な動作では、しゃがんだ状態での身体の回旋運動、段差を上る際の足位置の調整、自動車運転中の着座時におけるペダル踏みかえ時などに用いられていると考えられる。

Screw-Home Mechanism(SHM) in human knee

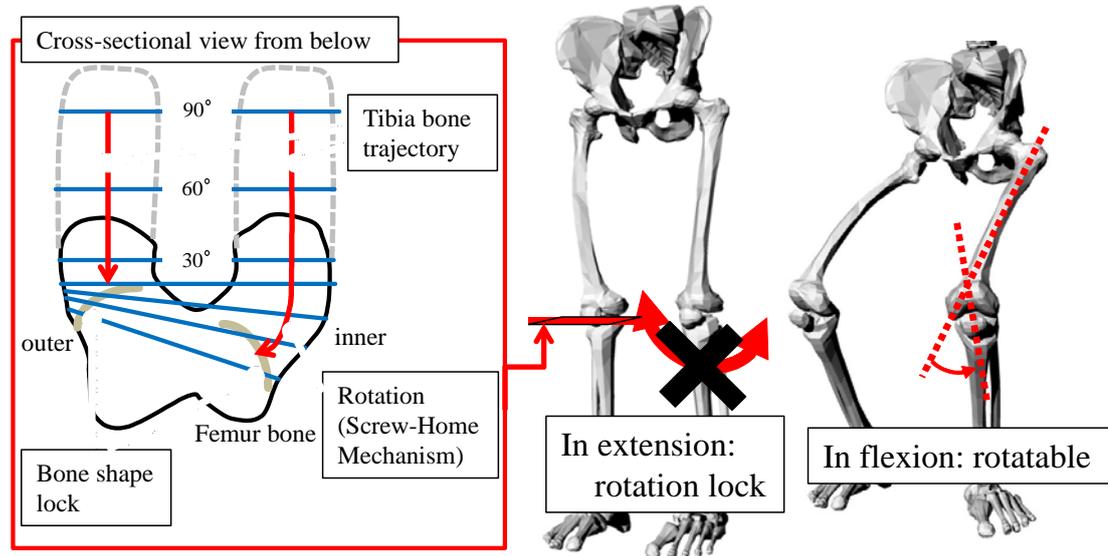


図 3.6: SHM and rotational DOF in human knee [29].

人体の足先可動範囲計測

人間の膝関節回旋の運動への寄与を調べるため、足先の回旋方向への到達可能角度を計測し、膝関節の可動範囲を計測した。対象は、本研究の目的及び方法について同意を得た下肢に異常のない成人男子5名とし、以下の条件の下、計測を行った。なお、両動作において膝関節の運動を計測するために、被験者へは股関節は運動しないように意識してもらった上で、計測を行った。

1. 椅子に座った状態 (膝及び股関節 90[deg] 屈曲) で、膝を回旋
2. 床に座った状態 (膝伸展, 股関節 90[deg] 屈曲) で、足先を回旋

図 3.7 の左図は 1. の結果であり、平均で外旋 48.4[deg]、内旋-35.4[deg] となっており、膝関節の回旋自由度を確認することが出来る。一方、図 3.7 の右図は、2. の結果であるが、1. に比べ回旋角度が小さく、足首自由度の回旋方向への寄与は少ないことが分かる。これは、足首関節の運動は、厳密には回旋運動ではなく、複合運動である回内、回外によって主に生じる点や、SHM により膝関節に回旋ロックがかかっていることが原因であると推測できる。これによって、膝関節が回旋可能となる膝関節屈曲時の方が足先自由度が増し、運動の自由度が増すことが示唆された。

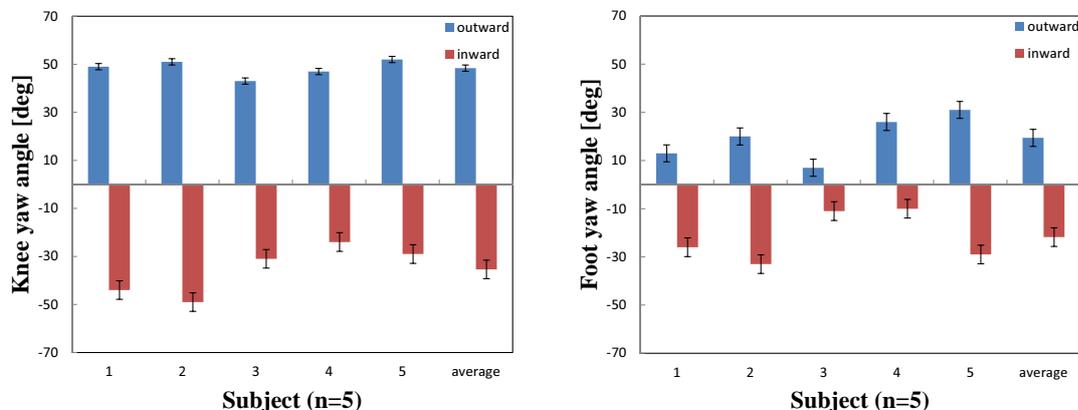


図 3.7: Measurement result of human knee and foot angle range. Left: Human knee yaw angle in sitting on a chair. Right: Human foot yaw angle in sitting on floor [29].

3.3.2 SHM の設計と実装

SHM を備えた膝関節の構成

人体は SHM によって伸展時の回旋自由度ロック、屈曲時の外旋 40[deg]、内旋 30[deg] の回旋自由度が存在するとする文献 [56] や膝関節の回旋角度の計測結果を参考に臆志郎においては、膝関節を約

100[deg] 屈曲時に, 外旋 40[deg] 内旋 30[deg] の可動域を達成するように機構設計を行った. 機構は, 図 3.5 に示すように, 脛骨断面のロック溝とロックピンによって構成されており, 伸展時はピンが溝に拘束されることで回旋自由度がロックされ, 屈曲時はピンが溝から外れることで回旋自由度が現れる構造となっており, 溝形状は最大回旋角度及び, 伸展時の膝ロック状態より決定した. 以上をまとめると, 本論文における SHM の設計仕様は以下の三点である.

1. 膝伸展時に回旋ロックがかかること (回旋角度 0[deg]).
2. 膝屈曲時に回旋可能となること.
3. 最大膝回旋角度は, 外旋 40[deg], 内旋 30[deg].

以上の方針によって設計した SHM をヒューマノイド実機に組み込み, 手で動作させている様子を 図 3.8 に示す.

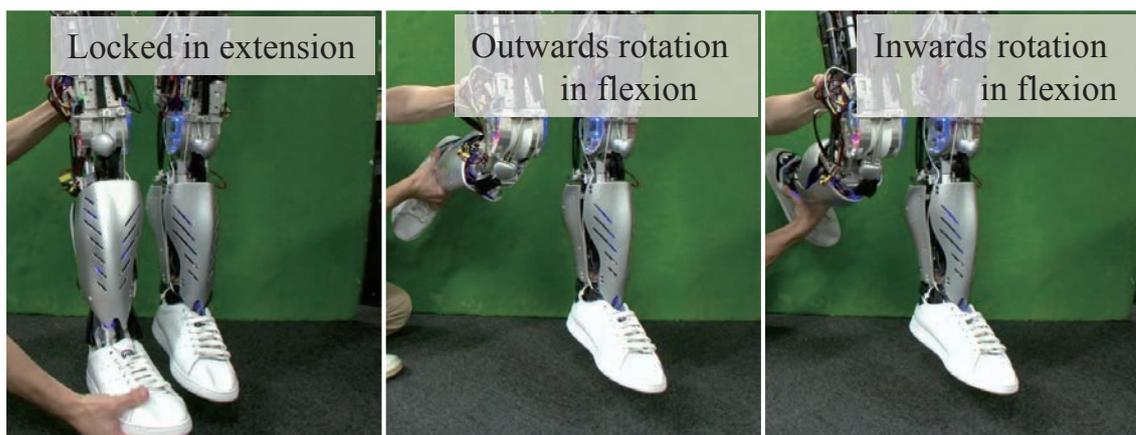


図 3.8: The behavior of SHM built in humanoid. Left: Rotation is locked(in extension), Center: Outwards rotation(in flexion), Right: Inwards rotation(in flexion) [29].

屈曲時の回旋可動範囲変化

図 3.9 に、開発した膝関節の、屈曲角度 (Pitch angle) に対する回旋可能角度 (Yaw angle) の実測値を示す。これは、それぞれの屈曲角度における回旋角度の最大及び最小値であり、回旋の可動範囲を表す。これらは、ロック溝の形状に依存するものであり、この形状を工夫することによって、様々な可動範囲が実現可能である。

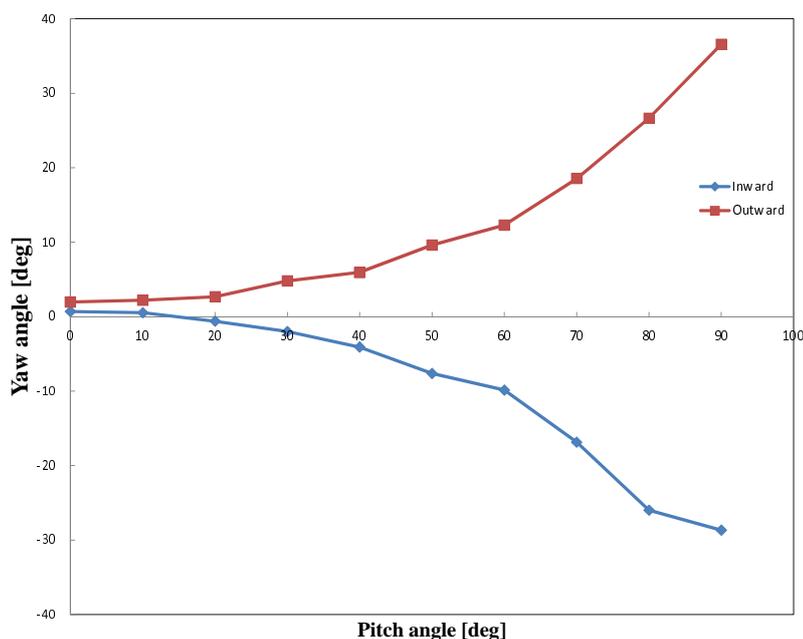


図 3.9: Knee angle relationship between pitch and yaw [29].

膝関節における回旋自由度駆動筋

筋配置として、人間の膝関節周りの筋配置を模擬した構成とした。主に運動の主動筋を採用し、筋の取付点として人間の筋の起始点、停止点を基に設計を行った。膝関節周りの筋配置を図 3.10 に示す。拮抗関係を含めた膝関節を駆動する筋を、これまでの小次郎の 4 本から隼志郎では 9 本へと大幅に増加させていることから、関節トルク及び速度の面で改善がなされている。膝関節の回旋自由度は、主にハムストリングスの大腿二頭筋長頭 (Biceps Femoris Longus)、半膜様筋・半腱様筋 (Semimembranosus・Semitendinosus) によって駆動及び拘束されている (図 3.11)。

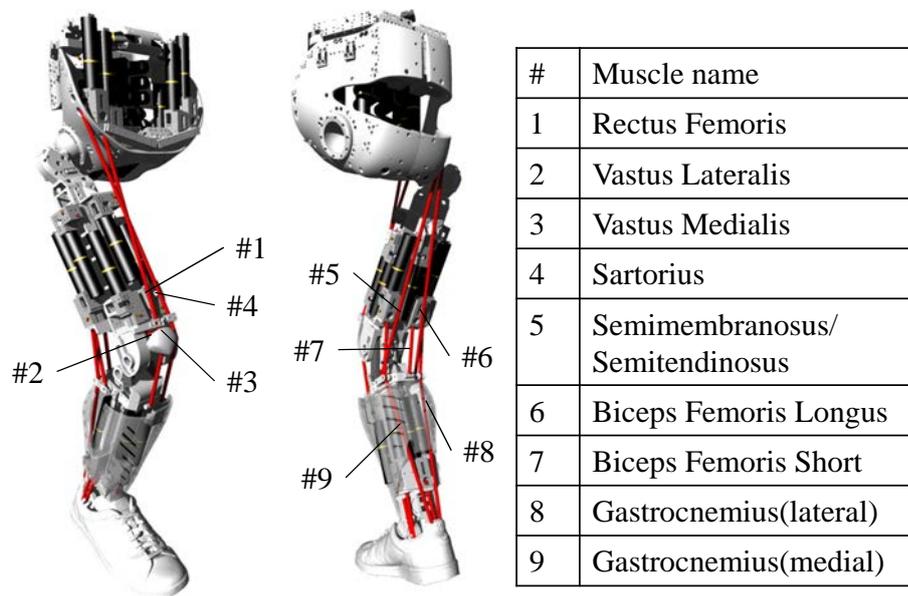


図 3.10: Muscle arrangement of the developed knee joint [29].

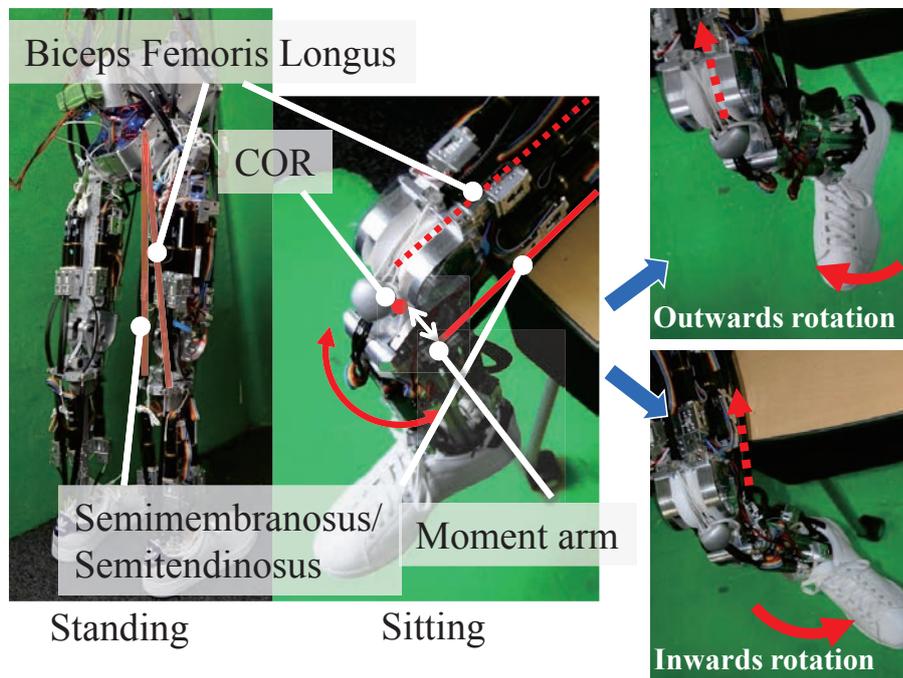


図 3.11: Bi-articular muscle(hamstrings) that plays knee rotation. Semimembranosus/Semitendinosus is for inwards rotation. Biceps Femoris Longus is for outwards rotation [29].

膝関節の回旋モーメントアームと SHM の関係性

膝関節における回旋自由度は、外転方向への回旋を担う大腿二頭筋長頭 (Biceps Femoris Longus)、内転方向への回旋を担う半膜様筋/半腱様筋 (Semimembranosus/ Semitendinosus) のモーメントアームに依存して関節トルクが変化し、拘束力が決定される。したがって、モーメントアームが少ないと、関節の拘束力が弱まり、関節の拘束が困難となる。膝関節における回旋モーメントアーム検証として、屈曲角度に対する回旋軸周りのモーメントアーム変化を図 3.12 に示す。縦軸は、膝関節における回旋軸周りのモーメントアーム、横軸は膝関節の屈曲角度を表す。この結果、膝関節を伸展した 0[deg] の付近では、モーメントアームが最小となり、屈曲した 90[deg] の付近でモーメントアームが最大となっている。人間の膝関節は、駆動筋の取付点と膝関節回旋軸の構造上、伸展時に回旋軸周りの拘束力がなくなるとされているが、開発した膝関節は回旋モーメントアームの点で同等の性質を有していると言える [57]。この人間の膝関節の性質は、直立状態では回旋軸周りの拘束力 (関節トルク) を発生させることは人体の筋構造上困難であり、膝を曲げた屈曲状態ではモーメントアームの増加による安定した関節拘束が可能となることを意味する。したがって、直立状態での不安定な姿勢保持の状態を解決するために、SHM による膝伸展状態での回旋拘束は人体構造の理にかなった重要な機構であり、SHM は関節拘束による直立状態での姿勢保持に寄与していると考えられる。

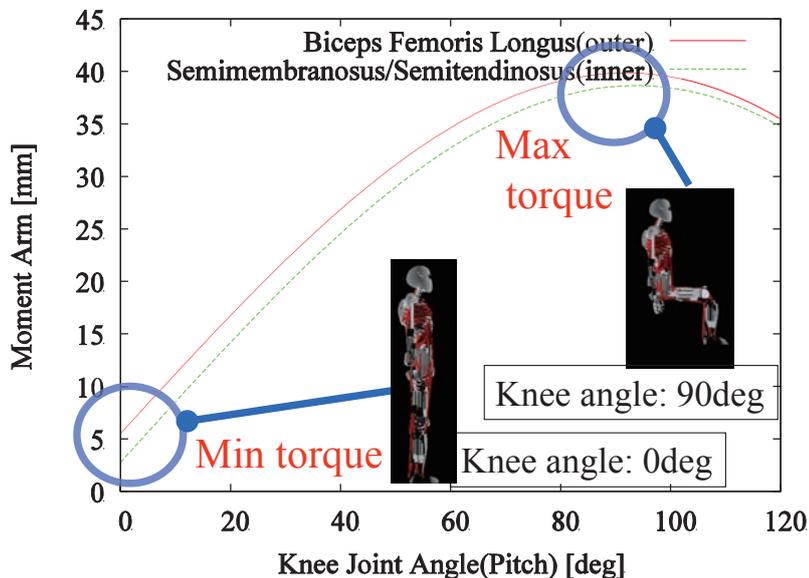


図 3.12: Moment arm of knee joint around rotational axis. Biceps Femoris Longus and Semimembranosus/Semitendinosus contribute to the rotation [29].

膝関節トルク解析

開発した膝関節の着座時 (股関節 90[deg]) における伸展屈曲トルク性能を図 3.13 に示す。伸展トルクは図 3.10 における#1,2,3,4 の伸展筋群, 屈曲トルクは#5,6,7 の屈曲筋群の合計トルクを示すものである。また, 膝回旋角度 0[deg] におけるトルク性能を抽出し, 人間の膝関節発揮トルク [58] と比較したものを図 3.14 に示す。伸展トルクにおいて, 最大発揮トルクのオーダーは同程度であるものの, ピークをとる角度に違いが見られる。これは, 人間は屈曲時, 膝蓋骨によるモーメントアーム増強がなされるが, 隼志郎においては膝蓋骨の影響を考えていないことなどが要因として考えられる。屈曲トルクにおいては, 同様に最大値のオーダーに関しては同程度であるものの, 傾向に違いが見られる。これは, 屈曲伸展モーメントアームの軌道の違いによるものと推察される。人間と比べ, 屈曲時 (50–100[deg]) の伸展トルクが不足していることから, 深い屈伸状態からの立ち上がりが困難となる可能性があるが, 後述の比較的浅い屈伸動作においては, 十分な関節トルクを有していると言える。

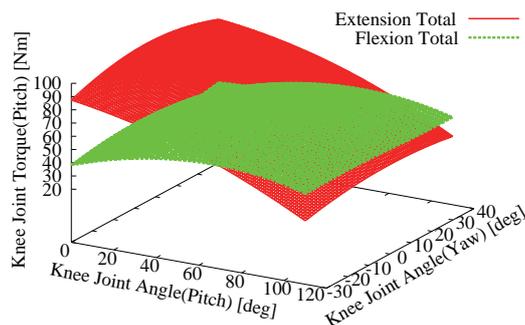


図 3.13: Knee joint torque of Kenshiro corresponding knee pitch and yaw angle [29].

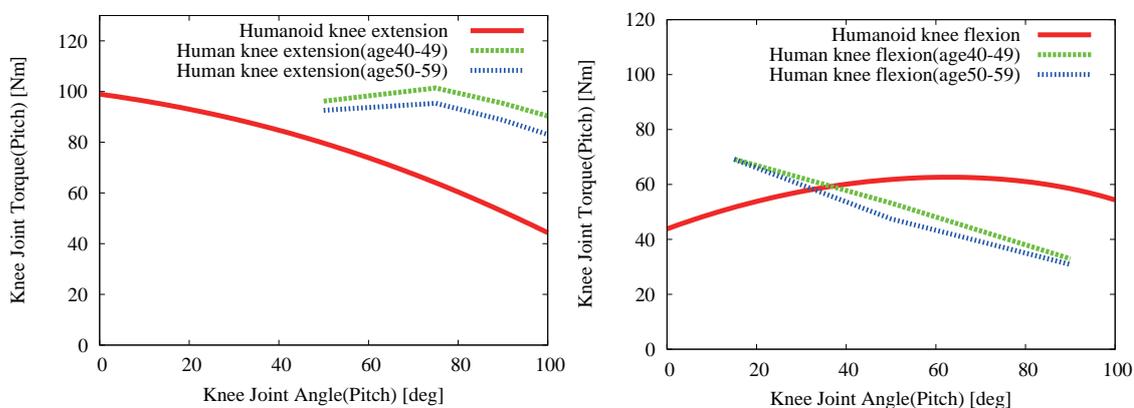


図 3.14: Knee pitch torque comparison between Kenshiro and human [29].

3.3.3 動作実験による SHM の評価

屈伸動作時の回旋変位と SHM の関係

下肢の現実的な負荷状態を考慮すると、接地状態における動作試験が非常に重要である。屈伸動作は膝及び足関節を利用した人間の基本動作の一つであるため、屈伸における膝関節の回旋角度変位によって、SHM の効果を検証する。

実験条件として、屈伸における関節角度列は、各筋アクチュエータの筋長と関節角度の対応付けに基づく位置制御に基づいて生成し、それらを連続的にヒューマノイドへ送ることで屈伸の動作指令とした。屈伸の膝最大屈曲角度は $45[\text{deg}]$ とし、動作回数は 10 回である。動作指令は、屈曲軸に関して能動的に動作させる指令を生成し、回旋軸に関しては能動的な指令は送っておらず、屈伸動作に伴う受動的な動作となる。また、実験中、バランス補助は行っておらず、ヒューマノイドは自立した状態で動作を行っている。これらの条件の下、以下の両パターンで同じ動作指令を送り、その時の膝関節の回旋角度の変化を計測した。なお、臙志郎の膝関節の回旋方向にはロータリポテンショが組み込まれており、回旋方向のみ角度計測が可能である。

1. SHM 無し (回旋軸において自由回旋可能)
2. SHM 有り (回旋軸において拘束有り)

図 3.15 は、(2) の状態での屈伸動作の様子である。また、その時の回旋軸角度変化は、図 3.16 の上図が (1) の SHM 無し、下図が (2) の SHM 有りのものである。それぞれのグラフにおいて、縦軸は膝関節初期位置を 0 とした膝関節回旋軸の関節角度変位を表し、横軸は時間を表す。(1) の状態では、動作中に $12[\text{deg}]$ 程度の回旋が起こっており、動作後には初期値との変位が生じている。(2) の状態では、動作中の回旋は $8[\text{deg}]$ 程度と軽減されており、動作終了時には初期位置へ戻っていることから、機構による関節拘束が働いていることが確認できる。

以上より、SHM による膝の拘束がない状態で運動を行うと、動作後、膝関節の回旋軸角度は初期位置からの変位が生じる結果となった。これらから、人の動作においても膝関節の横断面上ですべりとそれらに起因するねじり負荷が生じていることが示唆される。また、SHM は、動作中におこる膝のねじれを拘束し、動作後の膝回旋の修正に寄与していると考えられる。

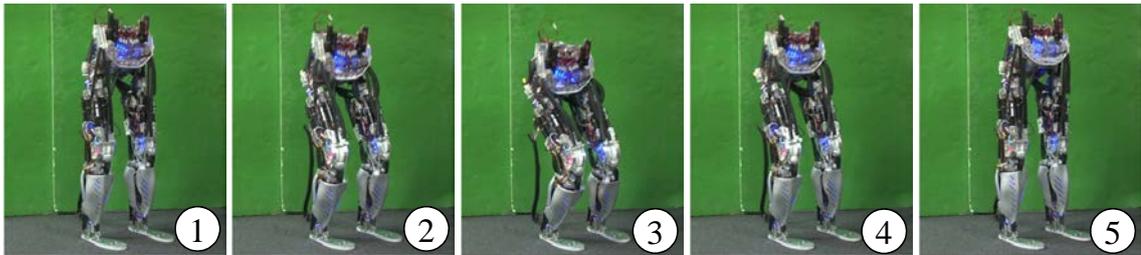


図 3.15: Squat motion sequence [29].

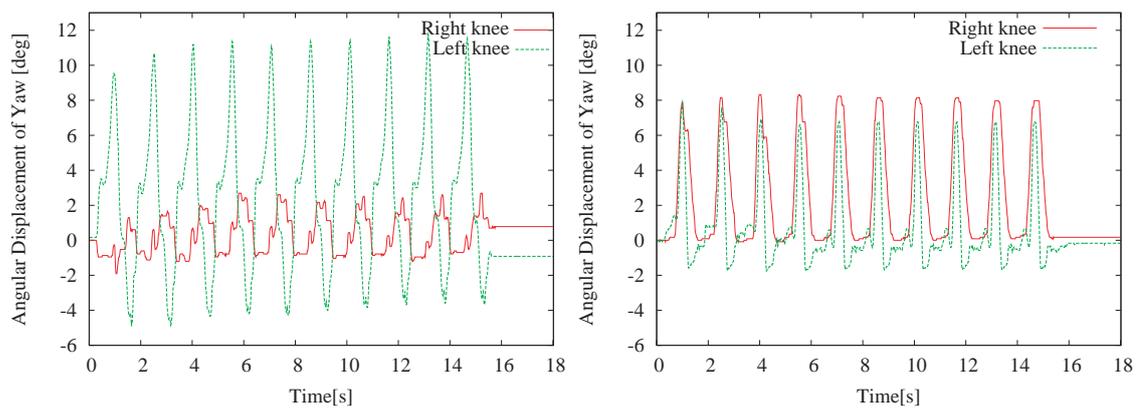


図 3.16: Rotational(yaw) angle displacement in knee joint during squat motions [29]. Left: WITHOUT SHM, Right: WITH SHM.

膝回旋自由度を用いた動作実現

膝の回旋自由度を利用した動作として、膝の開閉動作、膝の左右移動動作といった膝関節の推移動作があげられる。人間においてこれらの動作は、膝屈曲状態によって行われることから回旋自由度が解放された状態で、筋によってその回旋自由度をうまく拘束し駆動する必要がある、もし関節拘束が不十分だった場合、自重により転倒してしまう。したがって、これらの動作によって、SHMを備えた膝関節の回旋自由度を荷重負荷時においても能動的に駆動出来るかを確認する。動作は膝45[deg]屈曲を初期位置とし、両動作ともに最大 ± 25 [deg]の膝及び股関節回旋指令を送ることで動作を生成した(図3.17)。実験中、バランス補助は行っておらず、ヒューマノイドは自立した状態で動作を行っている。上図の開閉動作や、下図の左右推移動作に示すように、荷重負荷時においても回旋自由度を能動的に駆動可能なことを実験的に示した。

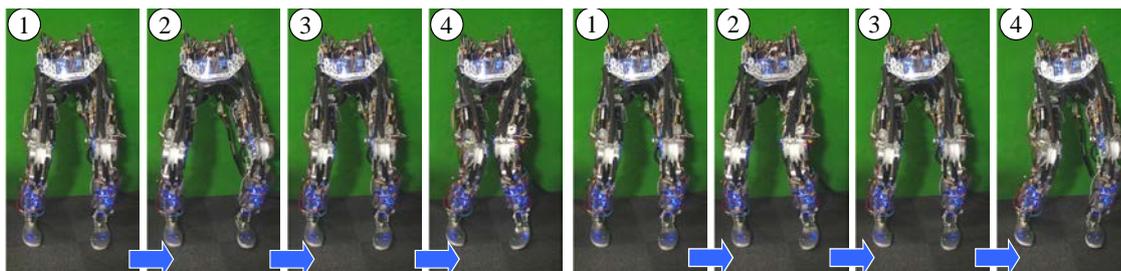


図 3.17: Motions of the leg using knee's yaw axis rotational DOF [29]. Left: Open-Close motion. Right: Right-to-Left motion.

3.3.4 環境接触状態での膝関節における回旋自由度を利用した動作実現

脚部における冗長自由度配置の活用

従来のヒューマノイドの足先自由度は位置姿勢を決める6自由度であることが多く、逆運動学における冗長問題を回避している。一方で、健志郎の膝関節は、終末強制回旋機構に基づく yaw 回旋自由度によって7自由度の脚自由度をもつ(図 3.18)。これらは冗長自由度となるので、逆運動学を解く際に必要な拘束条件が増え、問題を複雑とする一方で、実現できる姿勢自由度は増加する。

冗長関節自由度を持つことのメリットは、特定リンクが環境に拘束されている場合においても、冗長自由度を活用することで、拘束が無い場合と同様の姿勢を実現できる点があげられる。膝関節に yaw 回旋自由度を有する場合には、大腿リンクの拘束されている場合においても、膝 yaw 回旋を利用し足先自由度を活用できる点がメリットとなる。そのような場合の代表的な動作として、例えば自動車運転時のペダル踏みかえ動作があげられる。

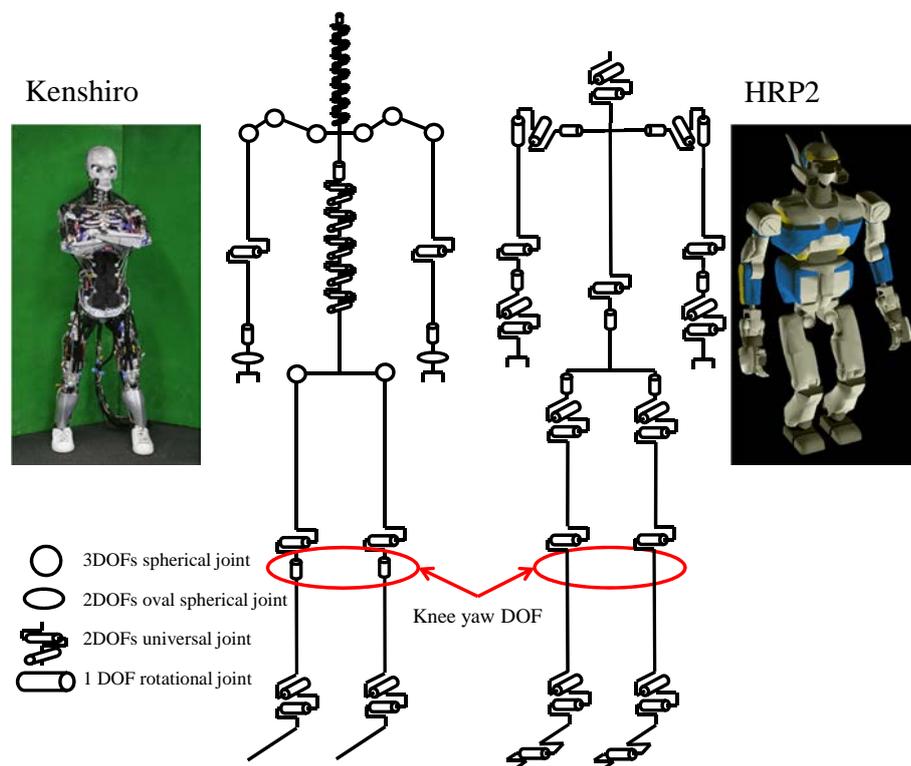


図 3.18: Comparison of leg joint DOFs between an ordinary humanoid(HRP2) and Kenshiro. Kenshiro has a yaw DOF in its knee joint.

膝関節回旋自由度による足先自由度の増加

膝関節における yaw 回旋自由度の足先自由度への貢献を示す。図 3.19 の上図のように、HRP2 と 隼志郎での着座姿勢における足先到達可能点の比較を行う。両ロボットにおいて、股関節 pitch 軸-90[deg]、膝関節 pitch 軸 90[deg]、足首関節 pitch 軸 0[deg] の着座を想定した初期姿勢を設定し、股関節の yaw 回旋可動域を 20[deg]、隼志郎において膝関節 yaw 回旋自由度を-30 - 40 [deg] に設定し、つま先の到達可能点をプロットで比較した、図 3.19 に示すように、HRP2 は股関節の yaw 回旋自由度しか用いない一方で、隼志郎は膝関節の回旋自由度も用いることが出来るため、足先可到達点が広範囲となっている。したがって、膝関節に yaw 回旋自由度を備えることで、着座時の足先到達点を増加させることが出来ることとなる。

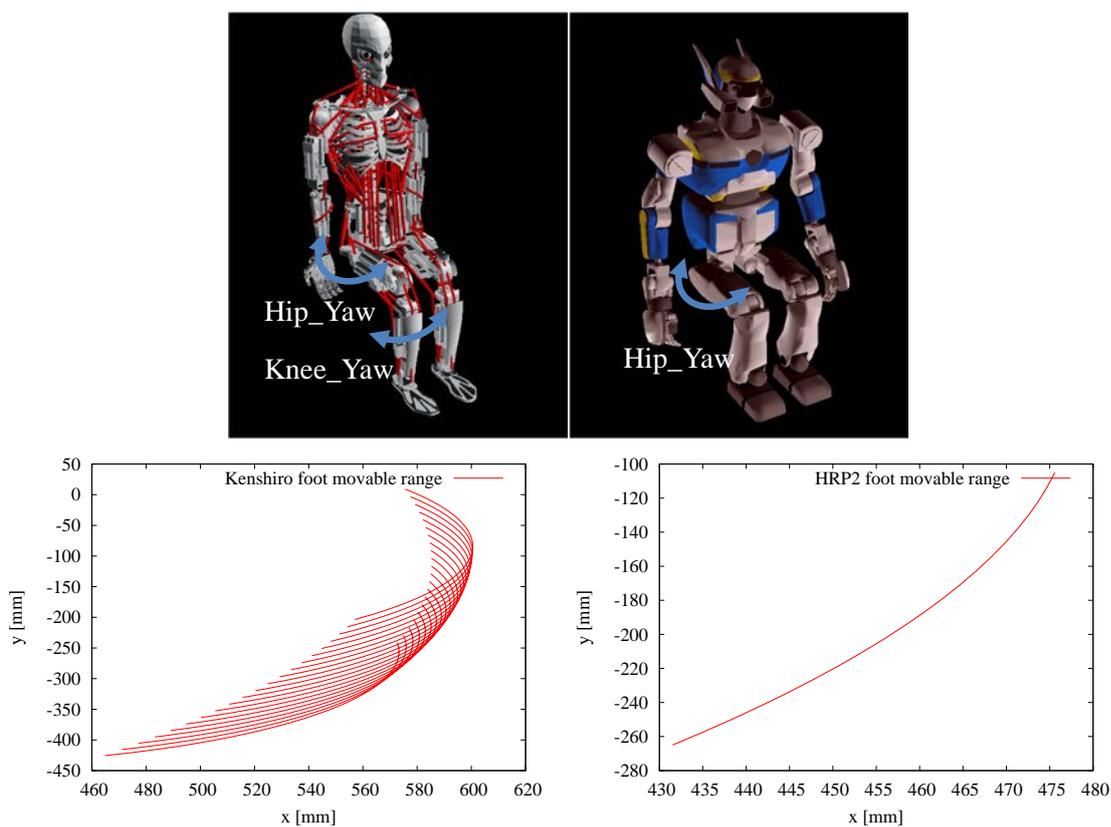


図 3.19: Toe reachability comparison between Kenshiro and HRP2 in sitting posture. Upper: The experimental condition of both humanoid. Bottom(left): Enhanced toe reachability of Kenshiro generated by both of hip and knee yaw DOFs. Bottom(right): Toe reachability of HRP2 generated by only hip yaw DOF.

足裏接地状態におけるねじり屈伸動作

人間は全身動作において、脚単独の動作生成だけでなく、全身を複雑に統合することで様々な動作を実現している。また、立位時、足部は地面と接地しているが、前述のような全身自由度を活かすことで、ねじり、曲げ、伸びといった様々な動作実現が可能である。腿志郎の体内には、人間を模した多自由度関節が含まれており、特に背骨、股関節、膝関節における回旋自由度はこれまでのヒューマノイドにはあまり見られない大きな特徴である。そこで、接地状態における、人間を模した骨格及び関節構造に基づく全身の回旋自由度を利用する運動として、屈伸した状態で背骨、股関節、膝を連動し回旋させるねじり屈伸に着目し、動作実現に取り組む。

膝には SHM による回旋拘束を適用し、ヒューマノイドを自立させた状態で転倒防止に人間が前後左右方向にバランスの補助を行い、全身を使ったねじり屈伸を実現した。動作の様子と膝関節における回旋自由度の角度変位を図 3.20 に示す。動作時は膝の回旋変位があり、動作開始及び終了時は 0[deg] に近い値となっていることから、SHM による動作時の回旋方向への寄与と、動作後の関節拘束が機能していることが確認された。また、床接地状態において、全身の回旋自由度を利用することで、動作実現の幅が広がることが示唆された。

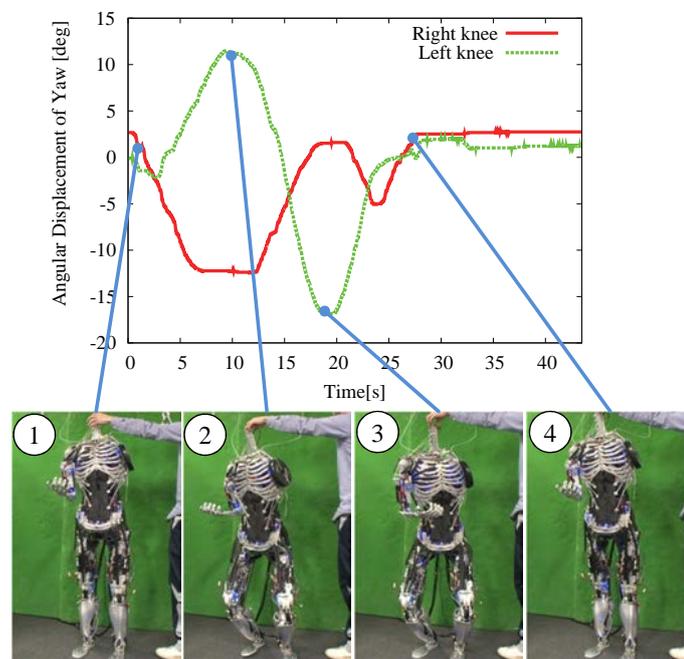


図 3.20: Twist squat by rotating spine, knee and hip joint at bottom position and angle displacement around rotational(yaw) axis of knee during the motion [29].

前足部接地時におけるかかと踏みかえ動作

前足部が接地している状態でのかかと踏みかえ動作も、環境に身体が拘束されている状態で膝回旋自由度を利用する動作の一つであり、これの実現に取り組んだ。踏みかえ動作は、筋長の教示として事前に腱志郎へ与え、動作生成を行った。骨盤を支柱に固定し、上半身をワイヤで吊るし、下半身に影響を与えないような状況で実験を行った。動作開始直後のかかと踏みかえの様子と、その時の右膝における回旋角度変位を図 3.21 に示す。内旋、外旋共に 10[deg] 程度の変位が見られ、前足部を支点とし、かかとを回転させるように移動させ、踏みかえ動作を実現していることが確認できる。

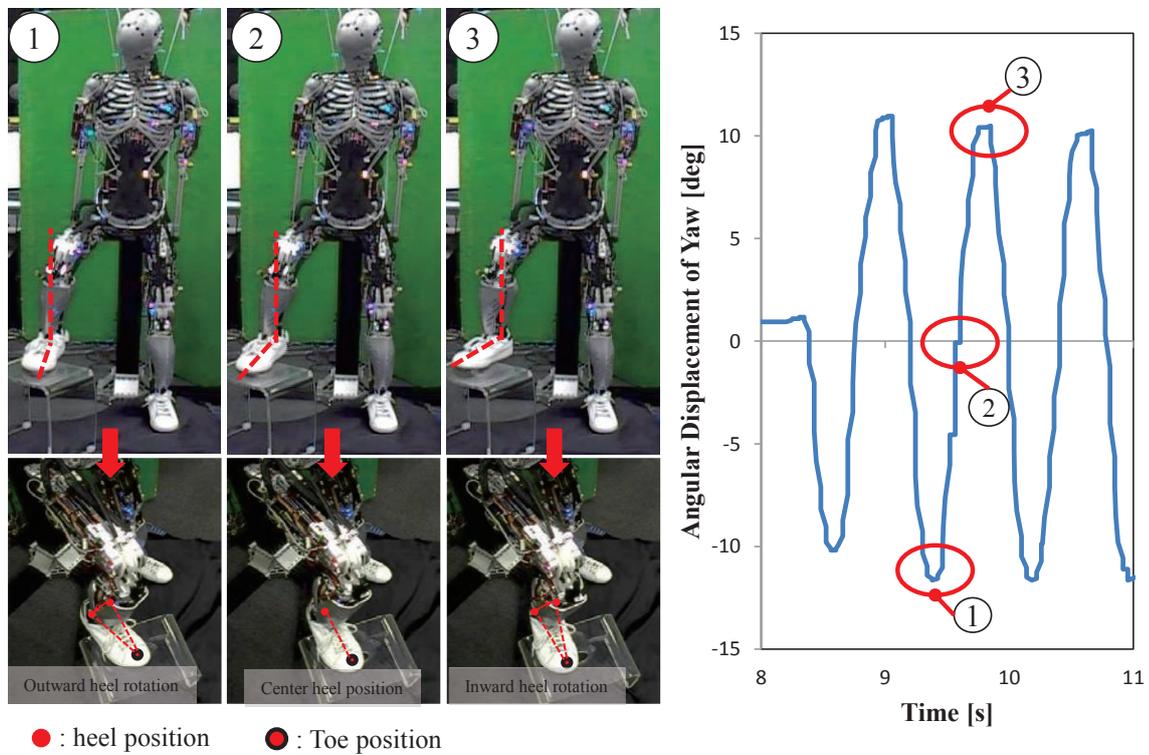


図 3.21: Heel move experiment under forefoot constraint by reciprocating heel from right to left [29].

大腿部接触状態における足先自由度を活用したペダル踏みかえ動作

人間は着座時のような多点接触によって身体が拘束されている状態においても多様な動作が可能である。これを可能にする要素として、膝の回旋自由度による足先自由度の増加があり、動作例として、アクセルとブレーキペダルの踏みかえを伴う自動車運転があげられる。自動車運転時のペダル踏みかえ動作は、大腿部及び臀部が座席に接触し拘束された状態でペダルの踏みかえを行う必要があり、そのためにはそのような状況でも動作可能な足先の自由度が求められる。そのような身体環境拘束時に、膝の回旋自由度が用いられていると着目し、ゲーム用ドライブシミュレータを用いた運転動作の実現に取り組んだ。

健志郎へは、筋長の教示でアクセルとブレーキの交互踏みかえ動作を生成し与えた。健志郎は椅子へ着座させ、上半身をワイヤで吊った状態で実験を行った。図 3.22 に示す様に、膝関節における着座時の回旋自由度によりアクセルとブレーキを踏みかえ、シミュレータ上で前進及び停止による直進が可能であることを確認した。このことから、身体が座席と接触し拘束される着座時のペダル操作において、膝関節回旋自由度が有効であることが示された。

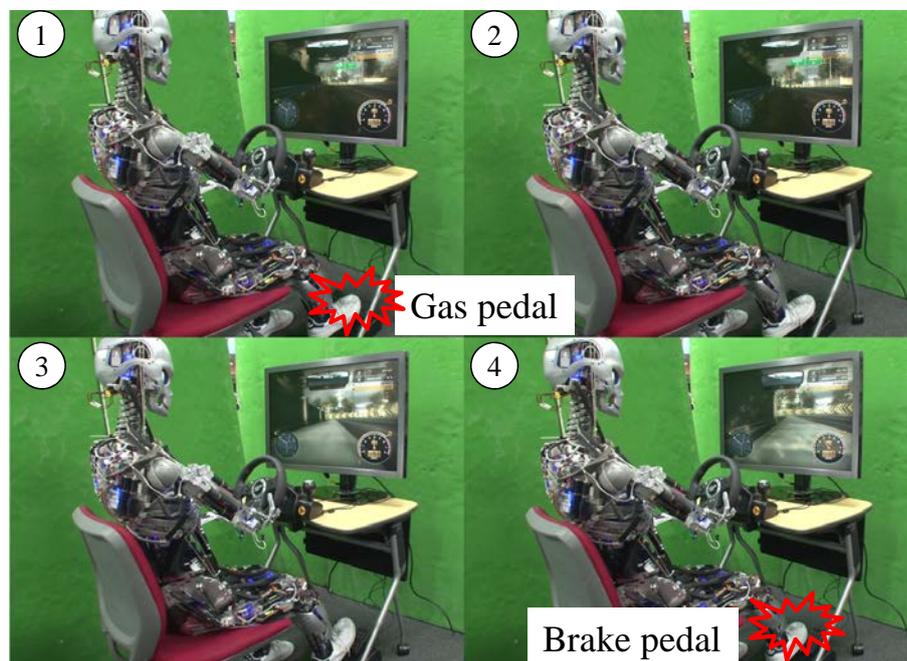


図 3.22: Driving experiment by switching the gas and the brake pedals with a driving simulator [29].

3.4 十字靭帯を模したクロスリンク構造による大可動域関節構造設計

3.4.1 十字靭帯を模した膝関節構造

十字靭帯の構造を模す意義

人間の膝関節は、pitch 軸周りの屈曲に関して、回転運動と並進運動が合成された挙動を示す転がり滑り関節である。転がり滑り関節は、回転中心が屈曲に応じて移動するため、通常回転軸固定の関節では困難な大可動域を実現する。ヒューマノイドの膝関節の可動域が人間並に広い場合、急な段差を乗り越えることや深い屈伸動作といった人間らしい動作が可能となり、ヒューマノイドの実運用上の用途の広がりが期待できる。私たちは、このような人間の十字靭帯構造がもたらす可動域の増大機能に着目し、可動域が広く人間らしい姿勢・動作実現可能なヒューマノイド関節の開発を目指す。

3.4.2 筋骨格ヒューマノイドへのクロスリンク関節の実装法

クロスリンク構造は、人体の十字靭帯構造に見られる屈曲角度によって関節回転中心 (Center Of Rotation, COR) が移動する特性を、瞬間回転中心 (Instantaneous Center Of Rotation, ICOR) という概念を用いて模したものである。ICOR の特性を利用し、リンク長や回転軸位置を設計することによって、関節軌道や可動範囲などの関節特性を調整することが可能である。

二つの金属リンクを交差させることで、十字靭帯を模したクロスリンク構造を備えた膝関節構造とした (図 3.23)。人間の膝関節は、十字靭帯と関節包によって拘束され、脱臼から守られている。人間の十字靭帯は、柔らかい弾性要素で構成されているが、実用的にヒューマノイドの膝関節として運用することを考えると、リンクに柔らかさを持たせることは、動作の不安定性につながる。本稿においては、関節を固定する関節包構造は用いずリンクのみでの関節接続で安定性を確保するために、骨格素材は高剛性な金属で構成することとした。人体の関節部は滑液、軟骨により摩擦係数が非常に低いため、クロスリンク関節の摺動部にはベアリングを用いることで摩擦の少ない構成とした。

3.4.3 関節軌道設計

以下の拘束条件を用いて、リンクの交点によって定義される瞬間回転中心の軌道 $P'(x', z')$ を求めていく。図 3.24 に開発した膝関節の幾何拘束条件を示す。解析において、まず初めに膝関節のそれぞれのパラメータを決定する。原点及び固定点として、 $O(0, 0)$, $A(a, b)$ を定義し、これらは大腿側リンクの回転軸のそれぞれの座標である。可変なものとして、 $P_1(x_1, z_1)$, $P_2(x_2, z_2)$ を定義し、これらは下腿側リンクの回転軸の座標を表す。また、リンクの交点を $P(x, z)$ とし、これらは瞬間回転中心 (ICOR)

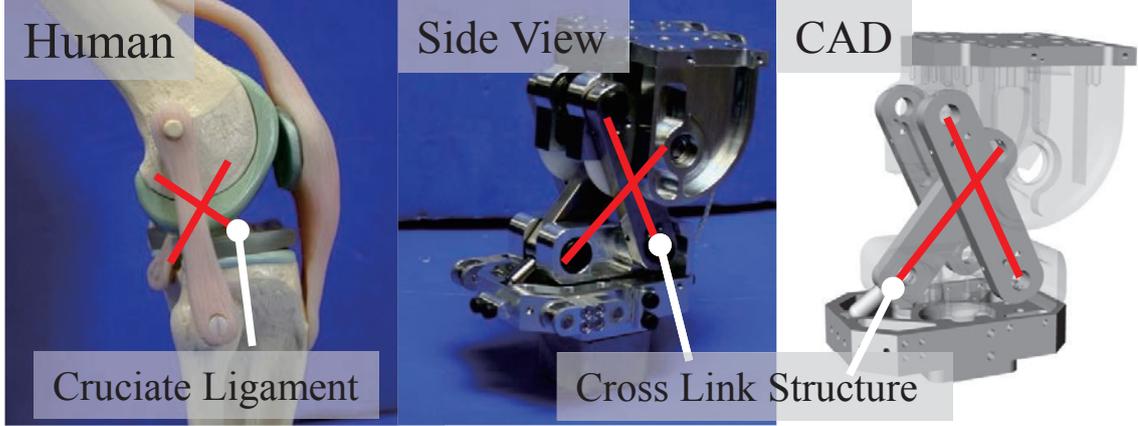


図 3.23: Cross link joint imitating human cruciate ligament.

である。 $P'(x', z')$, $P'_1(x'_1, z'_1)$, $P'_2(x'_2, z'_2)$ は、それぞれの移動後の座標である。また、膝関節角度は θ_k 、各リンク長は $OP_1 : L_1$, $AP_2 : L_2$, $P_1P_2 : L_3$, $OA : L_4$ である。 C_1 は、半径を L_1 、中心を O とする P_1 の軌道円であり、 C_2 は、半径を L_2 、中心を A とする P_2 の軌道円である。 $V(v_x, v_z)$ は、円 C_1 が平行移動した後の円 C'_1 の中心座標であり、円 C_1 の平行移動ベクトルである。開発した膝関節でのパラメータは以下のようになっている。 $L_1 = 70.0$, $L_2 = 60.0$, $L_3 = 37.0$, $L_4 = 34.1$, $a = 26.9$, $b = -21.0$ 。瞬間回転中心の軌道 $P'(x', z')$ は、下腿リンクの軸座標 $P'_1(x'_1, z'_1)$, $P'_2(x'_2, z'_2)$ を用いて以下のように書き表せる。

$$z' = \frac{z'_1}{x'_1} x' = \frac{z'_2 - b}{x'_2 - a} x' + \frac{bx'_2 - az'_2}{x'_2 - a} \quad (3.1)$$

$$x' = \frac{bx'_2 - az'_2}{(x'_2 - a)z'_1 - (z'_2 - b)x'_1} x'_1, \quad z' = \frac{bx'_2 - az'_2}{(x'_2 - a)z'_1 - (z'_2 - b)x'_1} z'_1 \quad (3.2)$$

次に、下腿側リンク座標 $P'_1(x'_1, z'_1)$, $P'_2(x'_2, z'_2)$ について、図 3.24 に示す幾何的な拘束条件から、以下の連立方程式を解くことによって求めていく。

$$\begin{cases} (x'_2 - a)^2 + (z'_2 - b)^2 = L_2^2 \\ (x'_2 - v_x)^2 + (z'_2 - v_z)^2 = L_1^2 \end{cases} \quad (3.3)$$

ここで、 $a^2 + b^2 = L_4^2$, $v_x^2 + v_z^2 = L_3^2$ の関係を用いることで、

$$x'_2 = K_1 z'_2 + K_2$$

$$z'_2 = \frac{aK_1 + b - K_1 K_2 \pm \sqrt{(K_1 K_2 - aK_1 - b)^2 - (K_1^2 + 1)\{(K_2 - a)^2 + b^2 - L_2^2\}}}{K_1^2 + 1} \quad (3.4)$$

ここで,

$$K_1 = \frac{L_3 \sin \theta_k - b}{L_3 \cos \theta_k + a}, \quad K_2 = \frac{L_1^2 + L_4^2 - L_2^2 - L_3^2}{2(L_3 \cos \theta_k + a)} \quad (3.5)$$

以上より得た $P'_2(x'_2, z'_2)$ を用いると, $P'_1(x'_1, z'_1)$ は,

$$x'_1 = x'_2 + L_3 \cos \theta_k \quad (3.6)$$

$$z'_1 = z'_2 - L_3 \sin \theta_k \quad (3.7)$$

以上より, 膝関節角度 θ_k , クロスリンクの長さ L_1, L_2, L_3, L_4 , 大腿側リンク位置 $A(a, b)$ によって, $P'_1(x'_1, z'_1)$, $P'_2(x'_2, z'_2)$ が求められた.

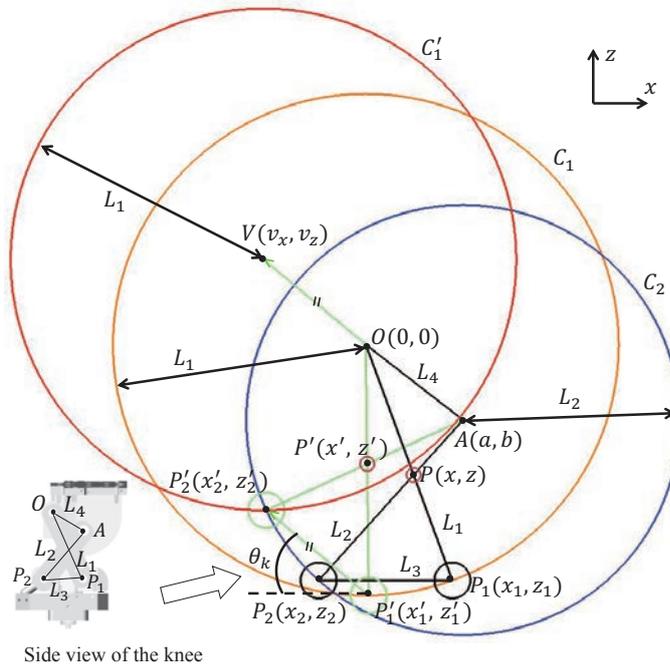


図 3.24: Parameters of the knee for geometric analysis.

3.4.4 瞬間回転中心による関節可動域の増大

開発した膝関節においては、人体の膝関節可動域を参考とし、能動的に 120[deg]、受動的に 160[deg] の可動域を実現するように設計を行った。固定回転中心の通常の膝関節の場合、高可動域を実現するためには、関節屈曲時に上部リンク、下部リンクの干渉を防ぐために、薄く特別なリンク形状を設計する必要がある。一方で、クロスリンク構造を採用する場合、屈曲に応じて COR が後方に移動する ICOR 特性となるように設計することで、リンク間の干渉が防がれ、簡単に高可動域を実現することが可能である。図 3.25 に、固定 COR と、ICOR の関節で 160[deg] まで関節を屈曲させた場合の、回転中心軌道と関節軌道の比較を示す。固定 COR の関節では、160[deg] に達した時点で、リンク間の干渉が起きているが、クロスリンク構造による ICOR 関節では、干渉することなく 160[deg] の高可動域を実現している。この特徴によって、筋骨格ヒューマノイド健志郎は、正座姿勢のような膝の大可動域を実現する人間らしい姿勢をとることが出来る (図 3.26)。また、図 3.27 に示すように、能動的にも大可動域の実現が可能である。

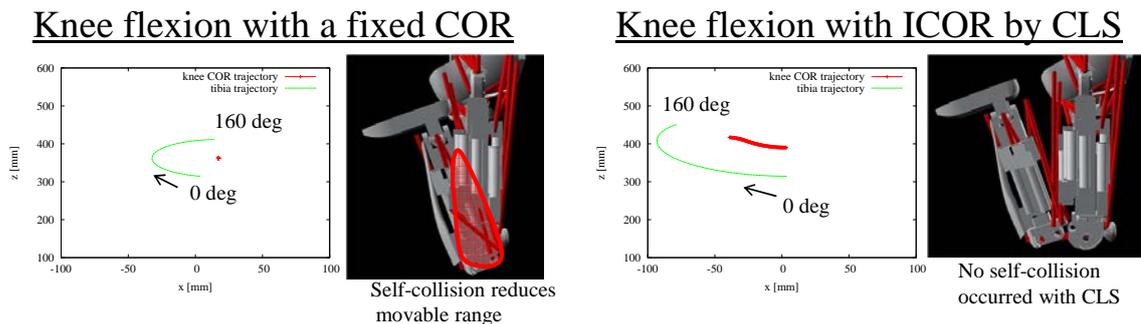


図 3.25: Comparison between a fixed COR and ICOR

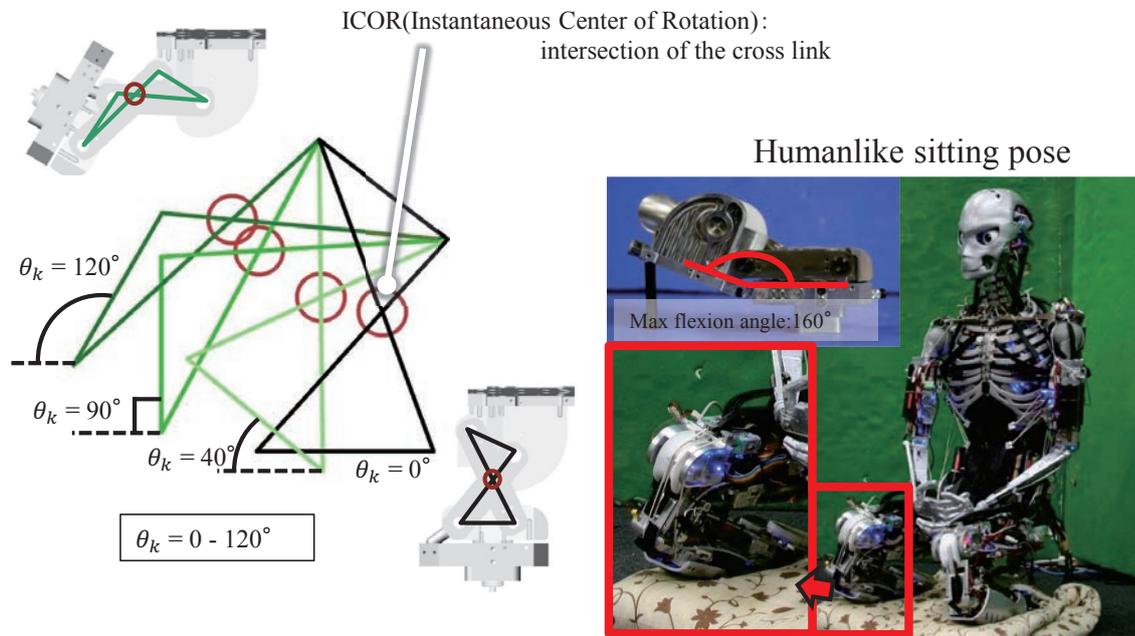


図 3.26: Humanlike sitting pose of Kenshiro thanks to large joint space in the knee joint with instantaneous center of rotation

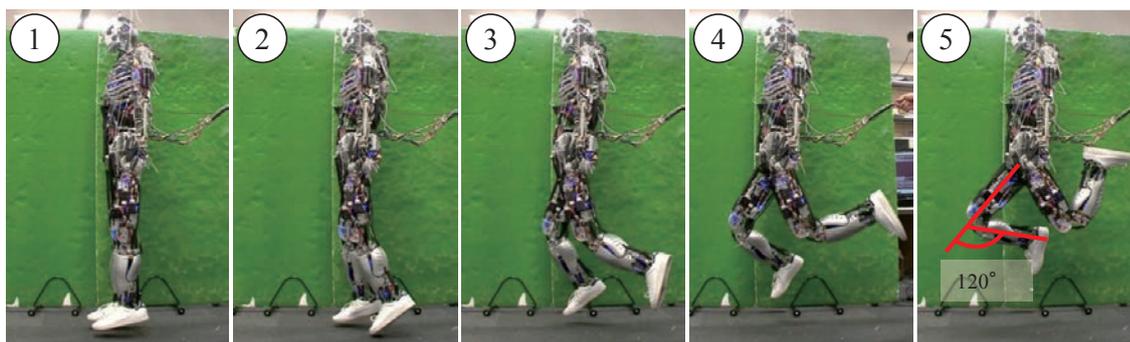


図 3.27: Kenshiro's wide range of motion at knee joint. The knee joint can be achieved 120 degree actively.

3.5 人体の多骨連結構造を模した柔軟足部設計

3.5.1 足部における人体模倣設計の指針

通常、ヒューマノイドの足部は自由度の無い剛体として設計されることが多いが、人間の足部は、26個の骨から構成される多自由度で柔軟な構造となっている。また、一点集中型の力センサでなく、分布型の分散力センサ配置によって複雑な路面環境における床反力を知覚し、多自由度も活用することで、環境に馴染むような接触が可能となる。さらに、基本的には、立位時の唯一の環境接触部位であることから、立位時のバランスや歩行動作などへの影響は大きく、つま先や多自由度な足部を駆動する筋の繊細な動きを含め、足部全体が人間にとって重要な部位であることを示唆している。

ここで、上記に加えて人体模倣筋骨格ヒューマノイドに求められる環境接触型の身体構成、学習型の体内自律システム構築、実現範囲の拡大という課題も考慮に入れると、足部において重要であり、筋骨格ヒューマノイドへと抽出し実装していくべき機能は、以下であるととらえる。

- 多骨連結構造による柔軟性の再現
- 分布的床反力の取得
- バランス動作における足部の寄与検証

本節では、これらを実現するために、人間の足部構成について考察を深め、足部設計へと落とし込むことで、人体模倣型の足部を開発し、筋骨格ヒューマノイドへ適用することで、効果の検証を行っていく。

関節自由度割合の比較

足部を構成していく上で、全身における足部自由度の役割を比較と共に明らかにする。人間、HRP2、腱志郎、腱悟郎の関節自由度の割合の比較を図 3.28 に示す。人間は、背骨自由度が 13%、ハンド自由度が 23%、足部自由度が 26%とこの三項目の全身自由度に占める割合が大きい。一方で、HRP2 の自由度の割合に着目してみると、腕と脚がそれぞれ 40%ずつとなっており、人間とはその構成が大きく異なる。これらは、これまでのヒューマノイド研究において、脚腕動作を中心とした動作実現や全身制御に重きが置かれてきた結果である。筋骨格ヒューマノイド腱志郎においては、人間の多節脊椎関節がもたらす柔軟性に着目した開発がなされていることから、脊椎自由度の割合が 35%と高くなっており、自由度数は人間に近づいている。しかし、依然として、脚腕自由度の比率も高く、ハンドと足部において自由度数は低い。

ヒューマノイドの現状を踏まえ、人間と比較してみると、人間は脚腕自由度の割合はそれほど多くなく、ハンドや足部といった環境接触を行うエンドエフェクタ部の割合が高い。これは、人間において、環境に接触部位が非常に重要であることを示唆する結果と言える。今後、ヒューマノイド研究の目指す方向として、環境接触を積極的に行えるシステムの開発が求められているが、それらを実現するためにはこれまであまり考えられてこなかった環境に接触するエンドエフェクタ部の自由度の増加は必須であると考えられる。特に、足部に関しては、二脚のヒューマノイドにおいて、歩行、バランスに深く関わる部分であるため、非常に重要な部位であるが、平らで自由度のない足部が多く使われているのが現状であり、多自由度足部のヒューマノイドへの適用に関して、まだ明らかとなっていないことは多い。

筋骨格ヒューマノイド腱悟郎においては、このような検討のもと、多自由度足部の開発と実装が進められたことで、全身における足部自由度の比率が28%と飛躍的に高まっている。

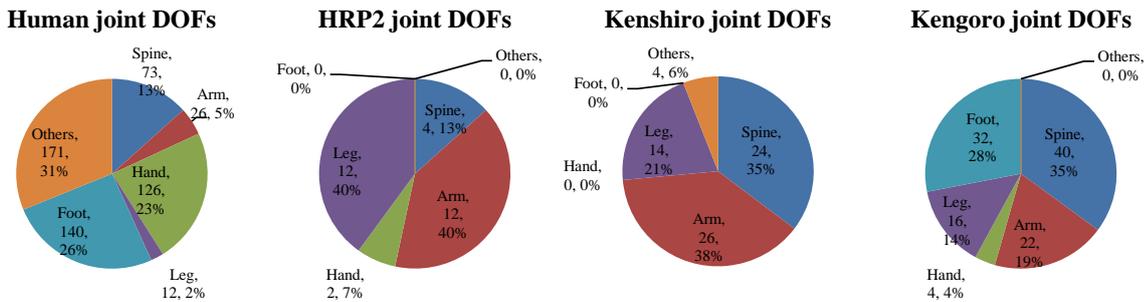


図 3.28: Joint DOFs of Human, HRP2, Kenshiro and Kengoro.

人体の足部における多骨連結構造

人間の足部における骨と関節の関係を図 3.29 に示す。人間の足部における回内、回外を担う関節は、距骨下関節と横足根関節である。このうち、距骨下関節は距骨と踵骨間の関節であり、かかとにおける自由度を与える。横足根関節は、#2 と#3 の関節を合わせたものであり、ショパール関節とも呼ばれ、足部前部に自由度を与える関節となる。また、人間の足部には、内側縦アーチ、外側縦アーチ、横アーチの三つのアーチ構造があることが知られている。これら二つの関節は、足部における縦アーチ構造を構成する関節でもあるため、人間にとって重要な関節であることが伺える。

#5-#8 の関節を総称して、足根骨間関節と呼ぶ。これらは複数の関節からなる複合関節であり靭帯により拘束されているため、自由度はほとんどないが、足部に柔軟性を与える重要な関節である。また、足根骨間関節だけでは無く、足部における関節全般は、靭帯により拘束され自由度が制限されていることが多いため、弾性要素による拘束付き関節として、具体的には三自由度をもつバネ関節で複合関節を模擬し、実装するのが有効であると考えられる。

したがって、本研究においては、距骨下関節、横足根関節、アーチ構造の三要素を備えた足部を構成するために、複合関節のバネ関節による模擬に着目し、実現を行っていく。図 3.30 に示すように、足部を三つの部分に分割し、それらをバネ関節で接続する。

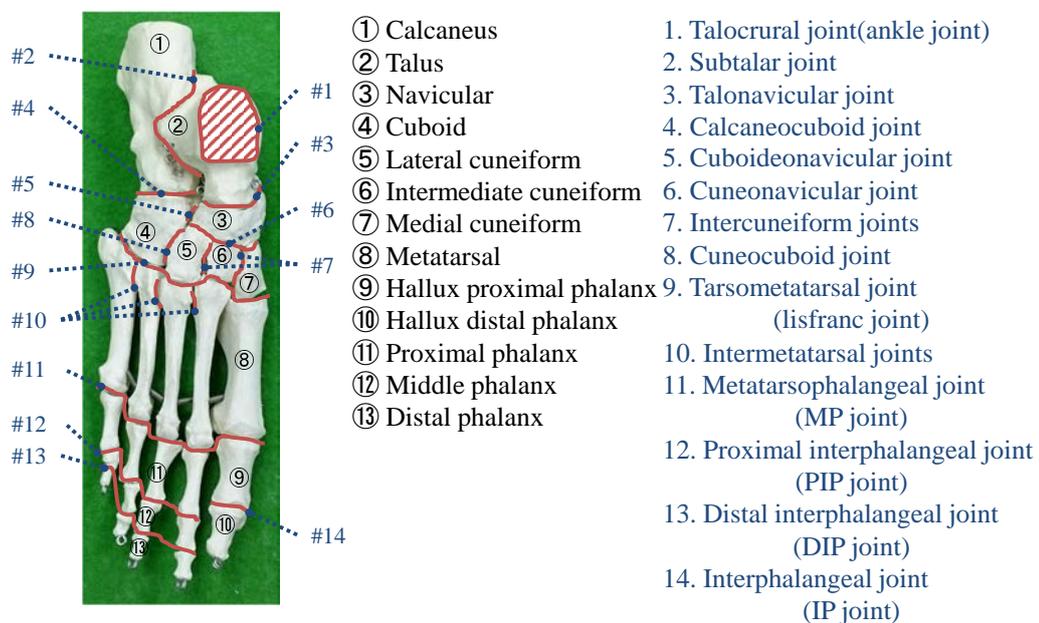


図 3.29: Bones and joints configuration of the human feet.

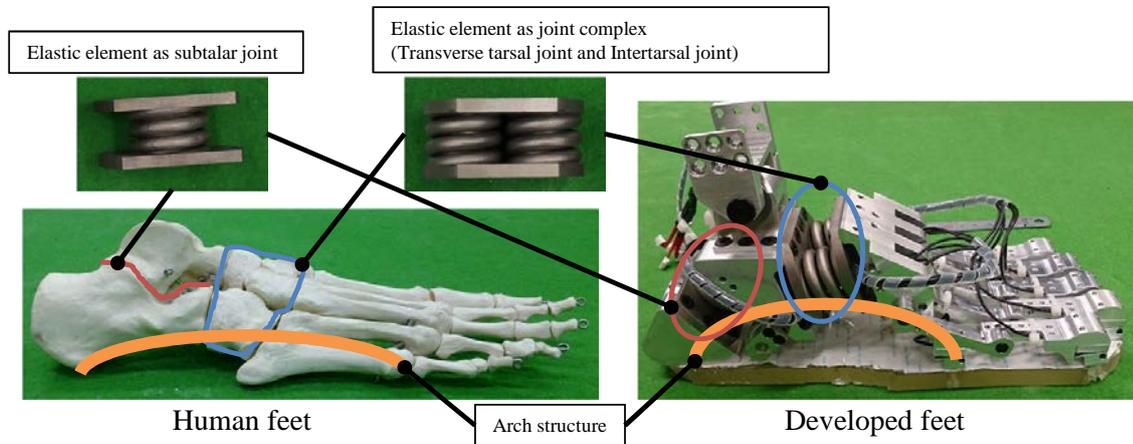


図 3.30: Foot structure comparison between human and developed foot.

3.5.2 多骨連結構造を模した柔軟足部の設計と実装

粘弾性拘束による多自由度足部の自由度構成

開発した多自由度足部の構成図を図 3.31 に示す。足部の自由度は、1 指において 2 つの 1 軸回転自由度があり、5 指合わせると 10 自由度となる。また、距骨下関節関節とリスフラン関節をバネ形状弾性要素によって再現しており、それぞれが 3 自由度をもつため、計 16 自由度となる。足首関節は、拘束付き球関節による 3 自由度構成である。これら足と足首における自由度を合わせると、計 19 自由度となる。

自由度を増やした場合に、少ないスペースでどのように拘束するかということが問題となる。各指は、自由回転が可能のため、意図せぬ位置へ回転しないよう指同士を拘束する必要がある。人間の足部においても、筋、腱、靭帯によって骨格が拘束されることによって足部の形状が保たれている。足裏に関しては、足底腱（筋）膜がかかとと指の付け根を接続し、アーチを構成することで、骨間の拘束を担っている。参考に、表 3.2 に足底腱膜と靭帯の材料特性を示す。

環境に馴染む柔らかさを保ちたかったため、剛体で固定するのではなく、粘弾性要素としてウレタンゴムを足裏にしき、指部品をゴムに接続することで、指間の自由度が受動的に拘束されるようにした。

表 3.2: human foot material properties.[59, 50, 60]

	Young's Modulus[MPa]	Cross-sectional area [mm ²]
Skin	0.136	-
Ligaments	260	18.4
Plantar Fascia	350	290.7

弾性要素による複合関節設計

人体の距骨下関節及び、横足根関節と足根骨間関節の関節複合体を弾性要素で模擬することを目指した場合、足部は非常に少ない設計空間しかないため、要求仕様として、少ないスペースで弾性を実現する必要がある。これまでに、臙志郎の関節開発において、バネと金属の接合法について試作を重ね開発を進めてきた。背骨においてはバネと金属をボルト接合する方法を採用し、力強くしなやかな多節脊椎関節を実現した。しかし、この方法では、接合部品としてボルトなどが必要となるため、部品点数が多いなり、重量も増加してしまうことが問題であった。足部においては、軽量かつ小スペースでの設計が必要であるため、既存のボルト接合法では、要求仕様に反することとなる。そこで、3D プリンタを用いた金属一体成型によって、バネ型弾性要素を設計することで、軽量かつ小スペースでの弾性要素の実現を目指す(図 3.32)。

材料は、3D プリンタで容易に製作が可能なチタンとした。また、距骨下関節用にシングルタイプのバネ形状、関節複合体用にダブルタイプのバネ形状を用い、バネ線形 $\phi 2$ と $\phi 6$ の二パターンを製作し、性能を比較した、図 3.33 に比較した性能を示す。結果、 $\phi 2$ のものは、弾性係数が低く、非常に柔らかかったため、大負荷がかかる足部には不向きであった。線形が $\phi 6$ のものは、臙志郎の背骨に使われる通常のバネと同程度の弾性係数であり、足部での使用に耐える弾性であったため、 $\phi 6$ のものを用いることとした。3D プリンタで製作したバネ形状は、通常のバネと異なり、繰り返し性能が保証されていない点と、初期歪み及び、繰り返し負荷による歪みの影響に関しては、注意する必要がある。

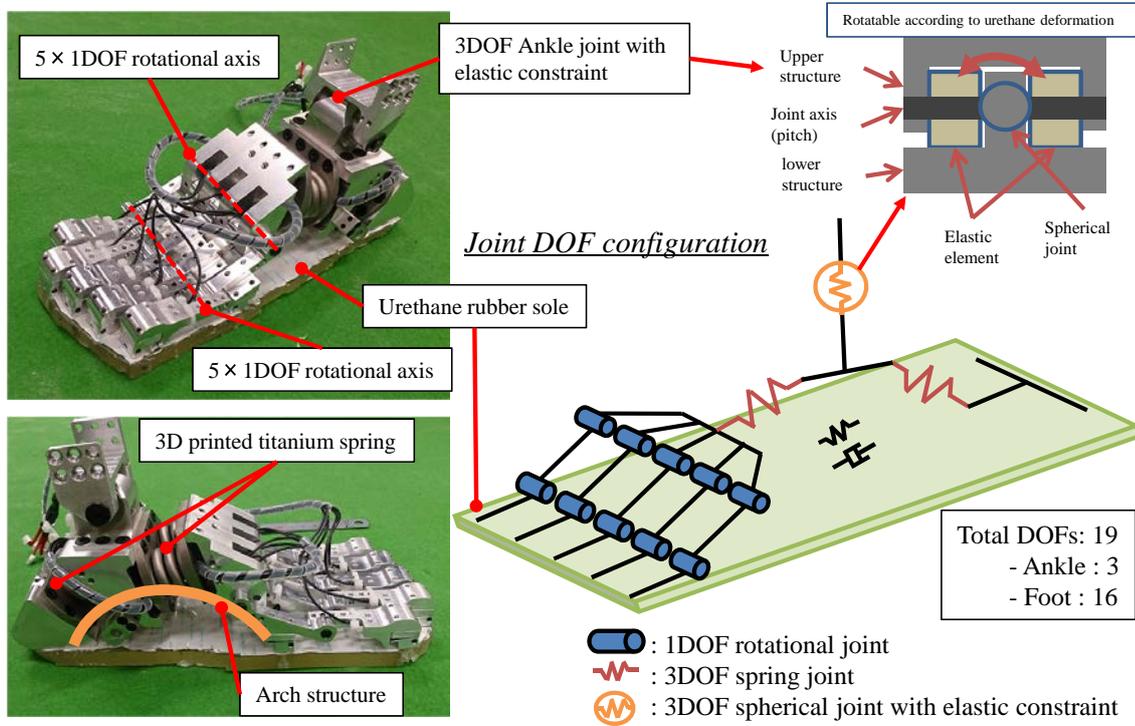


図 3.31: DOF configuration of developed human mimetic foot.

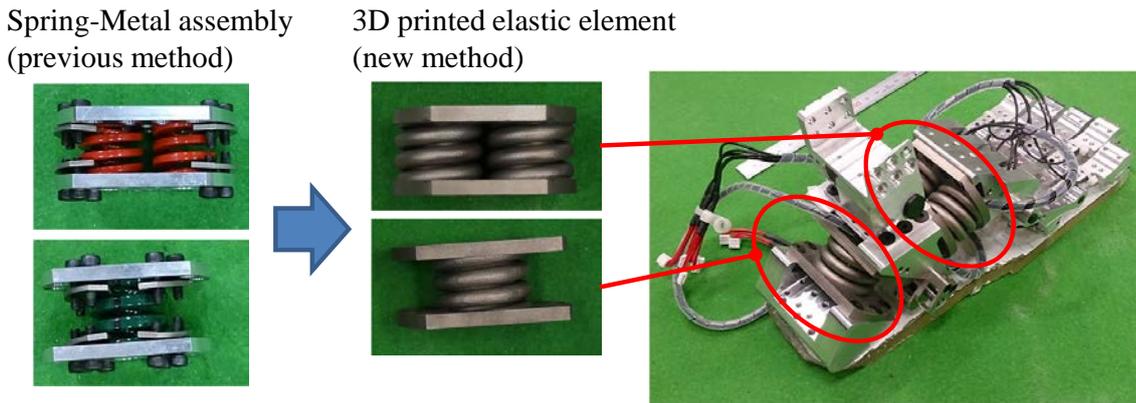


図 3.32: 3D printed elastic element used in the foot. Previous method and new method for making elastic element which is made of metal.

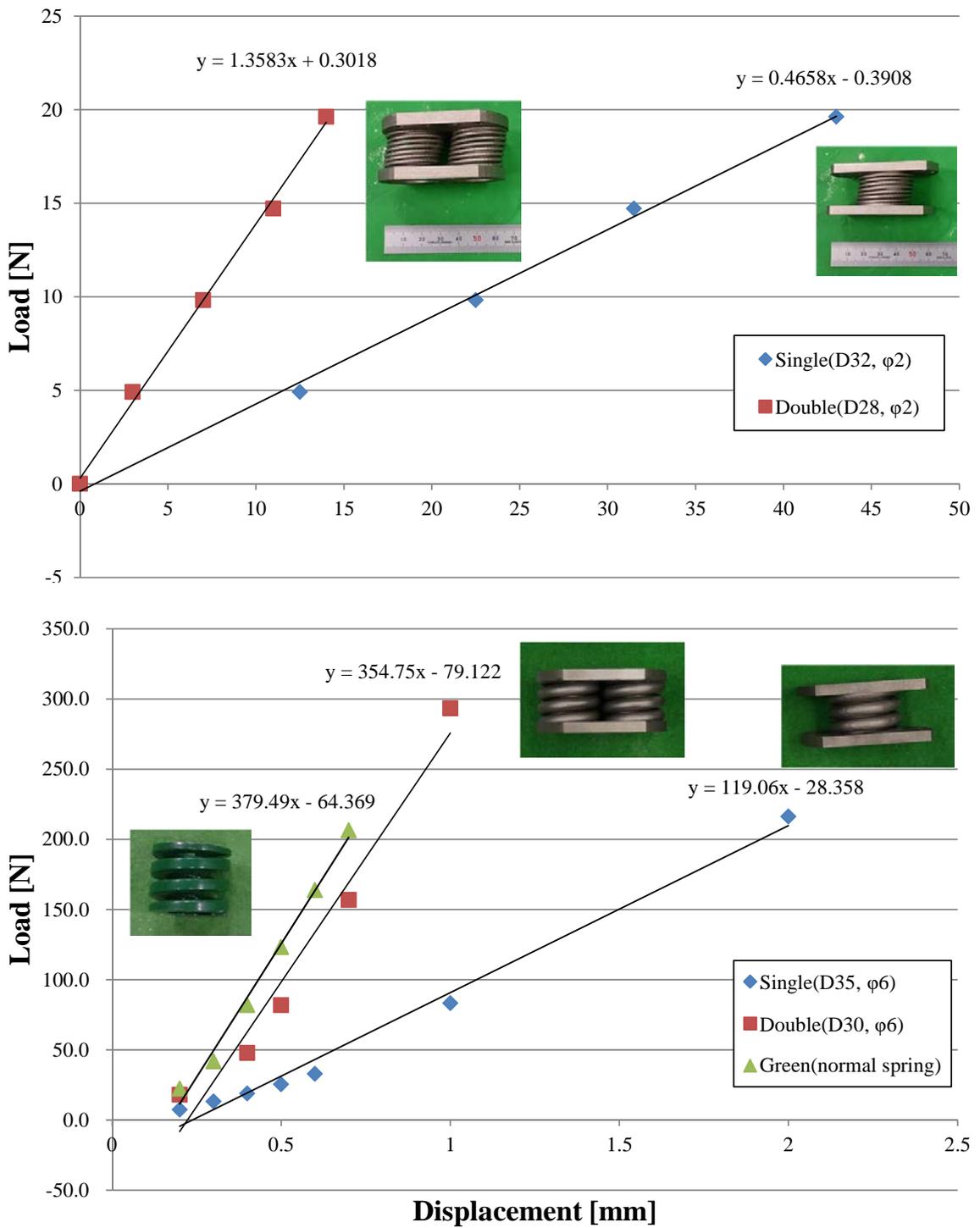


図 3.33: 3D 印刷されたばねの仕様。左: 薄いばね線径の結果。右: 太いばね線径の結果。

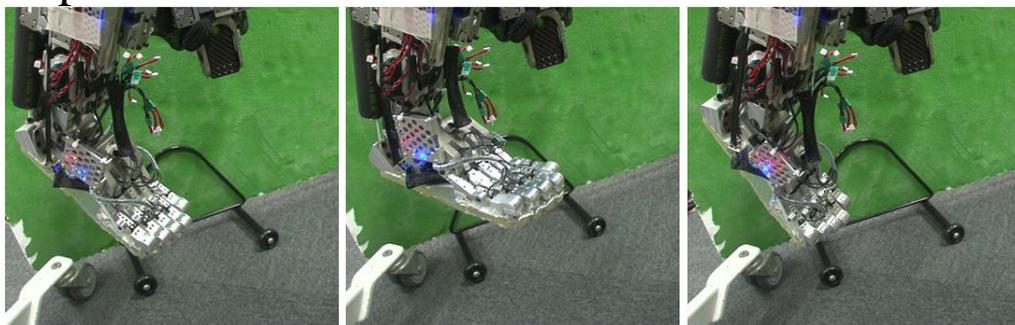
3.5.3 基礎動作実験

製作した足首関節の動作実験を行い、基礎的な動作が行えることを確認した。図 3.34 に足首関節の動作の様子を、図 3.35 に指関節関節の動作の様子を示す。指を駆動出来ることによって、指を使った蹴り動作や、指を地面に押し付けるような踏ん張り動作によるバランス戦略に活用することが可能である。

Side view



Top view



Right front view

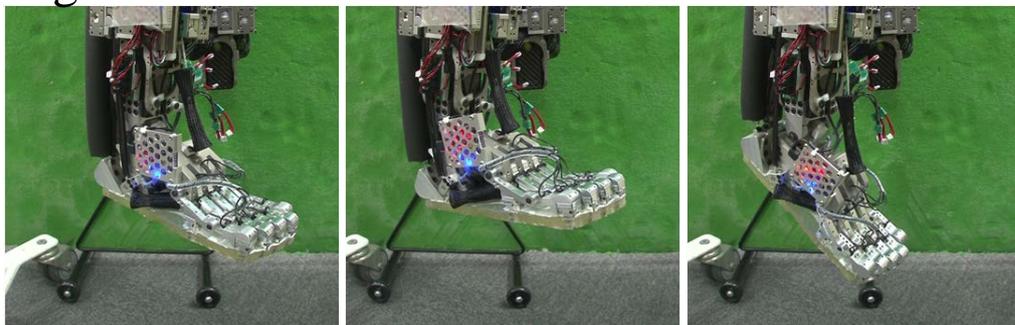


図 3.34: Experimental ankle motion of Kengoro.

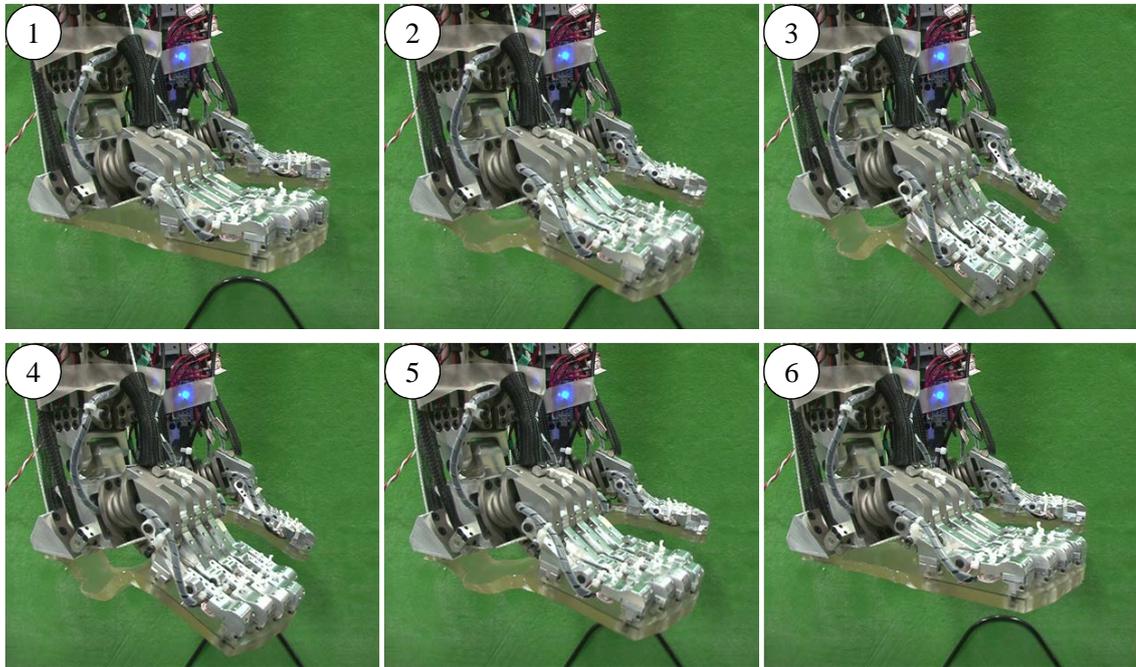


図 3.35: Experimental finger motion of Kengoro foot.

3.5.4 つま先立ち動作

多骨連結構造の模倣によって、つま先立ちが可能となった。つま先自由度は、脚に直動関節が追加されたことと等しい効果を発揮し、運動学的には、膝を伸ばした直立状態での特異点回避などの利点がある。また、立位状態ではつま先立ちが背伸びと等しく、ヒューマノイドの身長を伸ばす効果があるため、通常身長では見えない対象物を見ることにも有効である。

通常自由度無しの足部の場合、つま先立ちは、エッジで地面に立たせることとなるため、困難である。多自由度な足部の場合、足首関節を駆動し、かかとを持ち上げることで、つま先部分が面接地し、安定度が比較的損なわれないため、つま先立ちが可能となる。図 3.36 につま先立ち動作の様子を示す。壁に手をつけ、バランスをとらせた状態で、足首関節に 50[deg] の指令を送ることで、つま先立ちを実現している。図 3.37 に、実験時の左足首筋の張力データを示す。張力のピークが二度あるのは、実験において二度つま先立ちを行ったためである。

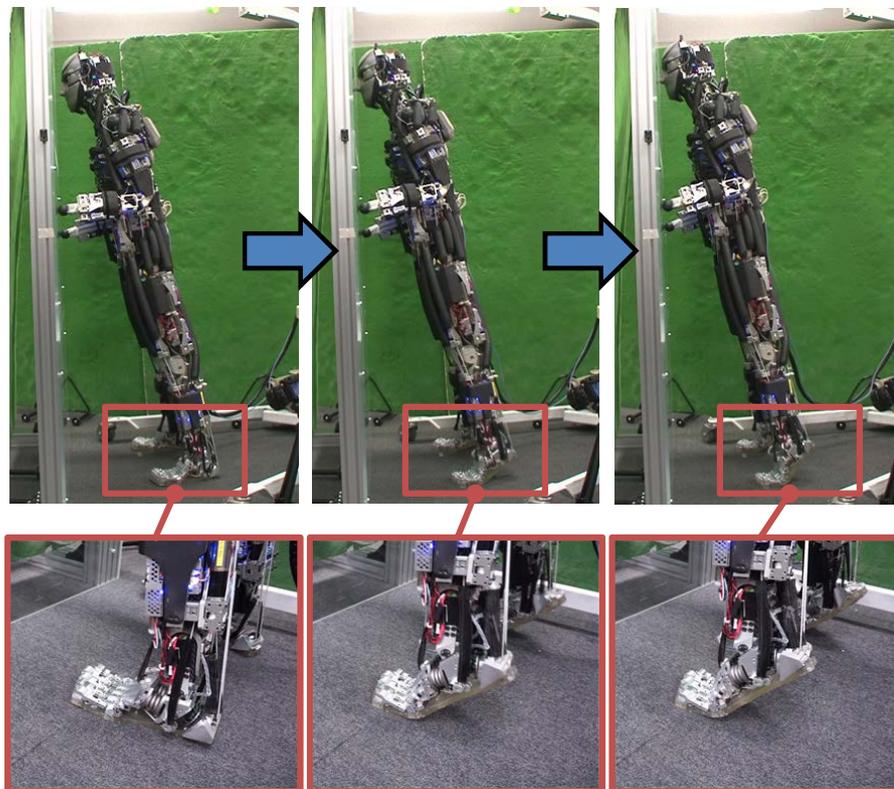


図 3.36: Experimental tiptoe motion with wall balance.

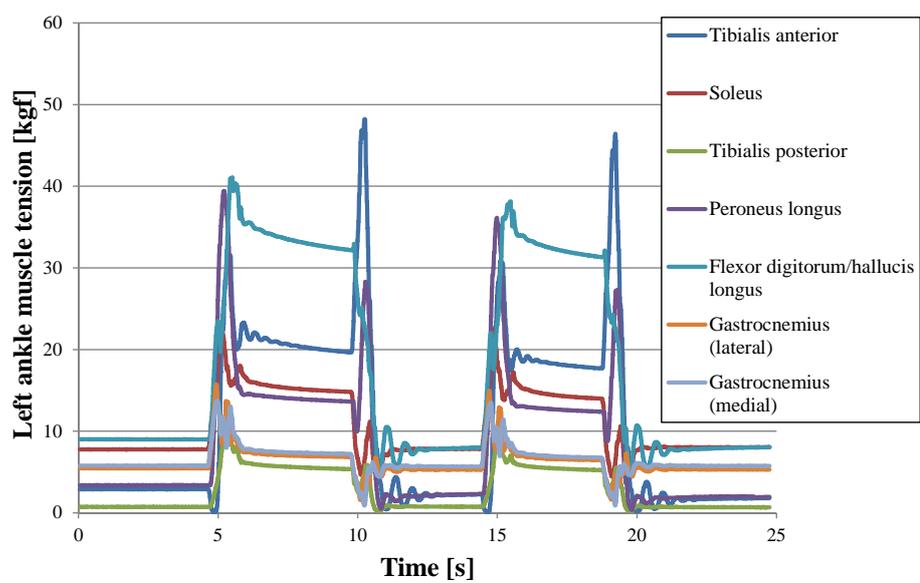


図 3.37: Left ankle muscle tensions during tiptoe motion.

3.6 本章のまとめ

本章では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの脚構造の設計について述べた。ヒューマノイドにおける脚は全身の負荷を支える必要があるため、負荷を支え動作を行うためのシンプルな構造と、人体模倣による複雑な構造のトレードオフであり、全ての人体機能を再現することは困難である。したがって、人体の機能で重要な部分を抽出しヒューマノイド構造として落とし込むことによる、機能抽出に基づく骨格構造設計によって人体模倣筋骨格ヒューマノイドの脚構造設計を進める方針を示した。

具体的な構造として、骨格構造設計では、骨の二層構造を模しバッテリーを骨格内に収納する電源一体内蔵型骨格や、構成要素を高密度に配置し構成要素間で熱負荷を分散する熱源密着型放熱構造を実現し、骨格の多機能化を進めた。膝関節においては、人体機能の終末強制回旋機構による回旋自由度とそのロック機構を備えた膝関節の設計と実装を行い、膝の回旋自由度を利用した動作として、着座時の環境接触状態における膝回旋自由度を利用した足先ペダル操作を実現した。また、転がり滑りと十字靭帯構造による大可動域性能を抽出し、クロスリンク構造による大可動範囲を備えた関節構造を実現した。足部においては、環境に適合する柔軟性を与えるために、人間の足部が多くの骨から構成される多骨連結構造に着目し、単純な平板ではなく、多自由度をもち柔軟な足部構成の一例を示した。

これからのヒューマノイド研究において、座位のような環境との多点接触を伴い、身体が拘束されているような状況においても動作可能なヒューマノイドシステムが求められており、ハードウェア及びソフトウェアの両面から開発していく必要がある。人間が当たり前に出てくることをヒューマノイドへ行わせるためには、様々な課題の解決も必要である。そのような時に、膝関節の回旋自由度による足先自由度の増加とそれを利用した動作実現のように、人体が環境とどのように接触・対峙しているかの状況検討と、そのような時に用いられる人体が備える機能への着目が必要であると考えている。

第4章

人体模倣筋構造の構成と制御

4.1 人体模倣筋配置における筋駆動システム

4.1.1 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの筋アクチュエータシステム

筋骨格ヒューマノイドを駆動するためシステム構成について述べる．筋を駆動する腱駆動の方式として、ワイヤを電動モータによる巻取る方式、空気圧人工筋による方法、リニアアクチュエータによる筋の牽引などが挙げられる．本研究においては、多自由度・可動域の確保、筋の伸びはあるもの筋長変化と姿勢変化の関係が取得しやすい、筋張力制御など制御との相性がよい、電装系と相性が良く、コンプレッサなどの大型の動力源を必要としない、などの利点を考慮し、電動モータによる筋巻取り方式を採用している．図 4.1 に駆動システムの全体図を示す．筋骨格ヒューマノイドの筋構造として、冗長多数の筋を管理しやすいシステムとするために、アクチュエータと張力センシングなどを行うセンサ等を一体とするモジュール化を行っていくことが重要である．

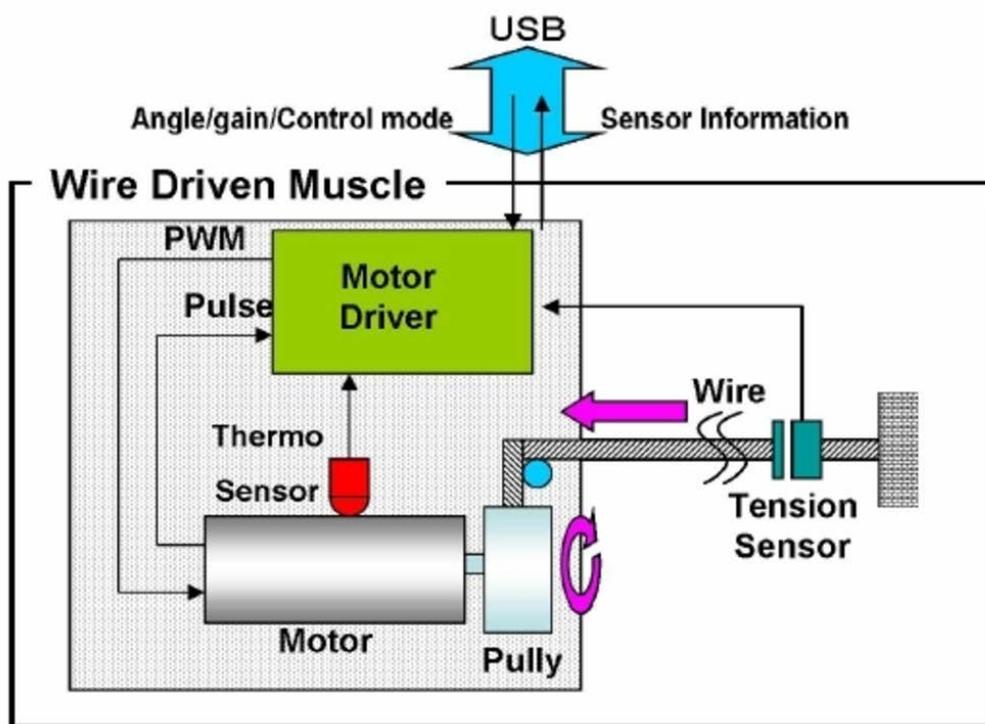


図 4.1: Overall view of wire driving system[61].

4.1.2 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの筋駆動システムにおける課題

身体の故障

これまでに開発されてきた筋骨格ヒューマノイド 隼太, 小太郎, 小次郎において, 身体故障の大きな原因は, 筋アクチュエータの熱損であった. 身体重量や必要出力に対してアクチュエータ出力が弱かったことや, 放熱対策が講じられてこなかったことが原因であった. これらの対策として, モータとモータドライバ温度の監視システムが考案され, モータの故障が減少した. 隼太, 隼志郎においては, アクチュエータ出力が十分高くなってきたことや, 人体模倣により複雑な体となりモデル化誤差も大きくなってきていることから, 筋ではなく骨格が破壊されるケースも現れてきた. したがって, 今後の筋アクチュエータ開発指針として, 適切な筋制御や力・熱の分散までも考慮にいれた身体設計が必要とってきている (図 4.2).

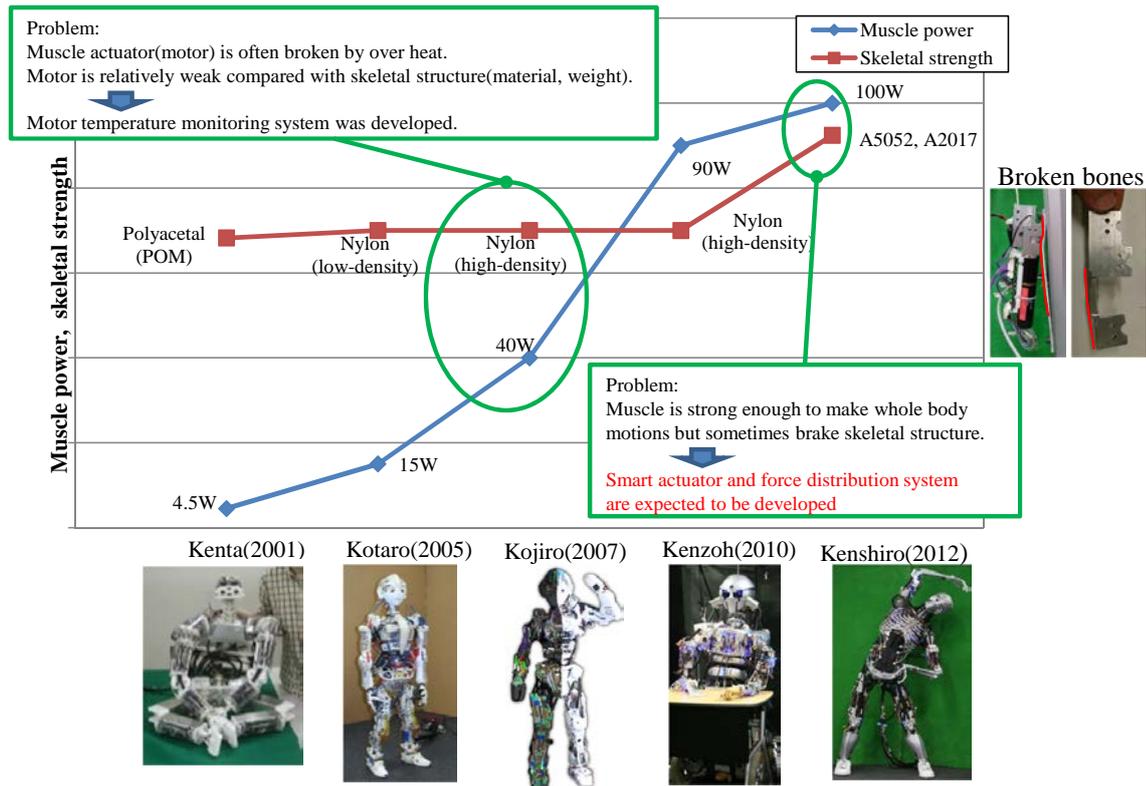


図 4.2: Problems on musculoskeletal humanoids. [3, 16, 15, 14]

人体模倣筋配置によって増大する構成要素

人体模倣筋骨格ヒューマノイド健志郎は、筋アクチュエータ数 105、センサ数 323、制御基板数 159 にも及ぶ構成要素より構成され、その全ての構成要素を常に正常に維持しつづけるのは非常に困難である。特に、構成要素の増大による、ケーブル経路の複雑化、メンテナンス性の著しい低下といった問題が生じていた (図 4.3)。このようなスペースと性能のトレードオフは、腱駆動ロボット特有の問題ではなく、高性能・高機能化が著しいロボティクス全体が抱える共通問題である。

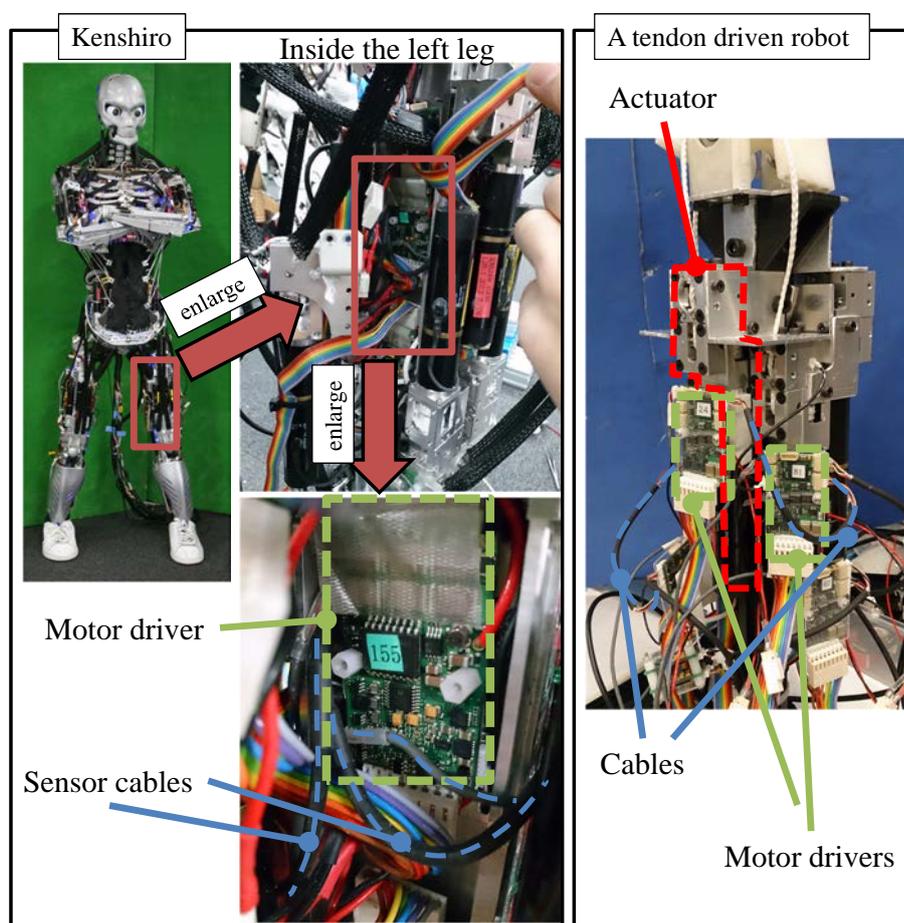


図 4.3: Complex cable routing and close-packed components in tendon-driven robots [62].

ここで、健志郎の構成要素一覧の表 4.1 より、その内容を分析すると、筋アクチュエータに関するセンサ類とそうでないセンサ類に分類することが出来るため、筋アクチュエータに関するものを一体とした統合型構成要素として扱うモジュール化が有効であると考えた。健志郎の構成要素のうち、筋ア

クチュエータに関連するものは、アクチュエータとしてのモータ、モータを駆動するモータドライバ、ワイヤの張力を計測する張力センサ、モータの温度を監視する温度センサ、モータの回転数を計測するホールセンサ（モータに組み込まれている）である。これらは、使用目的からもモータに関連する値の取得を主に行っているものなので、モータ近傍でその役割を果たすものであるが、スペースや配置的な問題によって離れて配置されていたことが問題であった。これらの構成要素群は、本来遠くにある必要はなく、モータ近傍にあるべきで、ケーブルへの負荷やセンサへの接触による破損を防ぐためにも、一体型モジュールにしてしまうことがメンテ性などの観点からも非常に効果的であると考えられる。このように、シンプルなアクチュエータモジュールでヒューマノイド全身を構成することで、たとえ最終的には複雑に見える筋骨格ヒューマノイドであっても、複数モジュールの組み合わせとして容易に扱うことが可能である。

表 4.1: Each component number of Kenshiro [62].

Components		Number
Muscle actuator related	Motor	105
	Motor driver	105
	Hall sensor	105
	Tension sensor(load cell)	105
	Thermal sensor	105
Control board		36
USB hub board		18
Host PC		1
IMU		2
6axis force sensor		2
Camera		2
Rotary potentio		2
Total		588

筋骨格ヒューマノイドにおける筋要素の伸び特性

筋要素として重要な特性は、引張強さ、摩擦特性、伸び特性などがあり、臙志郎脚部においては、摩擦特性に優れた超高強力ポリエチレン繊維 Dyneema(TOYOBO, DB-100) を採用している (図 4.4, 左図)。Dyneema は、摩擦による破断は生じにくい、図 4.4 の右図に示すような伸び特性を有している。これは、 392.4[N] (40[kgf]) の重量を付加した際に、 300[mm] のダイニーマの伸び量を計測したものである。このとき、最大で7%程度の伸びを生じ、除荷後も、元の長さに戻ることはない。筋骨格ヒューマノイドの動作時において、 392.4[N] はかかりうる張力なので、動作中の負荷によるワイヤの伸びや弛みによって生じる関節剛性の低下は、動作に影響を及ぼす。

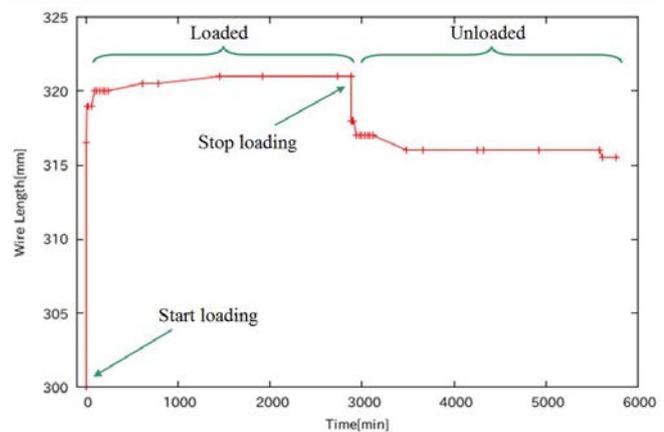


図 4.4: Left: Dyneema(DB-100). Right: Elongation characteristic of Dyneema(DB100). Initial length: 300 mm. Loaded Weight: 40 kg [63].

人体模倣筋配置による実機モデル誤差と筋張力負荷の偏り

筋長制御で筋骨格ヒューマノイドの動作をさせる場合、実機に送られる筋長は、幾何モデルによって算出されたものを用いる。人体模倣筋配置によって、筋経路が複雑化したことで、幾何モデルと実機間の誤差は大きくなり、モデルを介して生成された筋長も誤差を含んだ状態で、実機へ送られることとなる。また、冗長筋配置は、関節トルクを高める一方で、負荷が集中する筋とそうでない筋を存在させ、筋張力の偏りを生じさせている可能性もある(図 4.6)。このような要因によって、実機では結果として、駆動する筋の中で筋張力に偏りが生じ、拮抗の高まりや、関節位置追従性の低下を招く¹。例えば、臧志郎において、膝の伸筋は4本と冗長配置となっているが、動作時の右膝伸展筋群の張力値を見ると、各筋の張力値が均等ではなく、大腿直筋 (Rectus femoris) に負荷が集中しており、縫工筋 (Sartorius) にはほとんど負荷がかかっていないことが確認できる(図 4.5)。筋張力の偏りは、小数の筋への負荷集中による筋の破断や骨格破壊を招くことや、前述の筋の伸びにより姿勢再現性や追従性、関節剛性の低下を招き、特に脚では、高負荷時の動作生成を行う際に、動作指令に追従できないということが問題となる、などの悪影響を及ぼす。これは、前述のように人体模倣筋配置による実機モデル誤差や冗長筋配置が原因であると考えられ、冗長筋の協調制御を行っていく必要があることを示唆している。

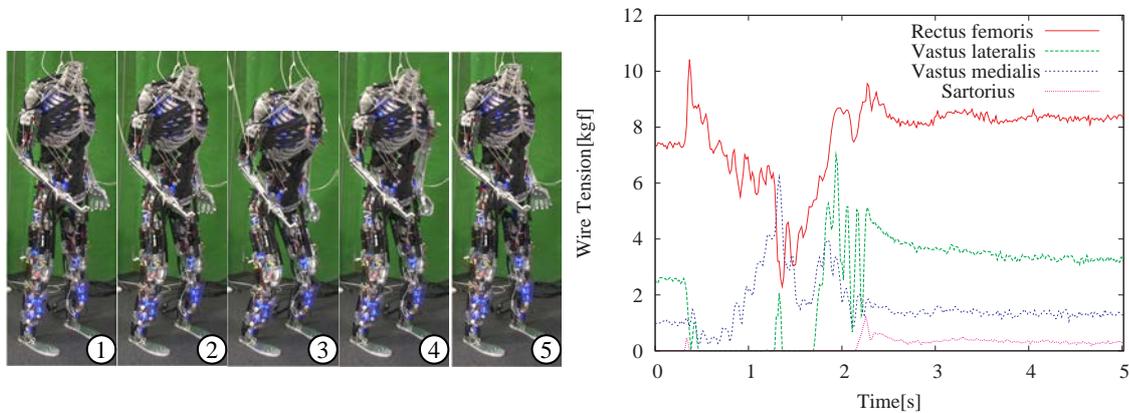


図 4.5: Left: A snapshot of squat motion of Kenshiro [19]. Right: Muscle tensions of right knee extensors during the experiment.

¹筋骨格ヒューマノイドにおける、このような拮抗による内力の高まりは、通常のヒューマノイドにおける自己干渉や環境拘束による内力の高まりと同様の問題としてとらえることも出来る。

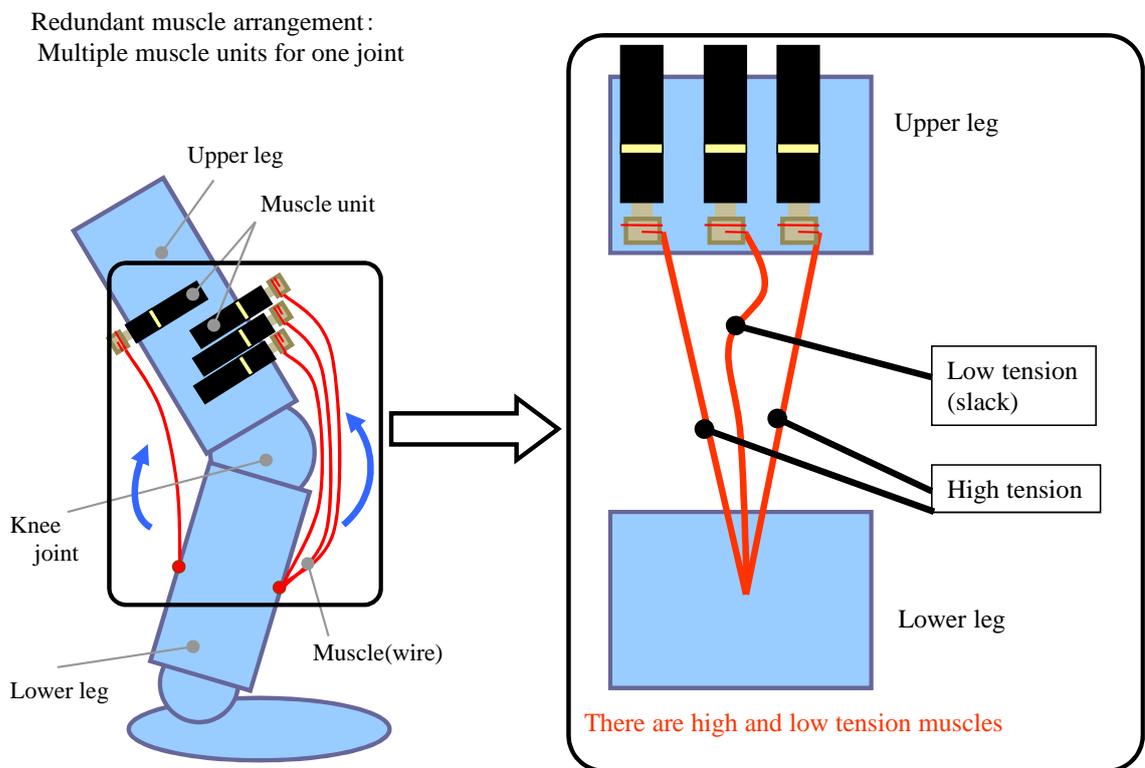


図 4.6: Muscle slack due to redundant muscle arrangement is a problem of tendon driven structure [63].

4.1.3 人体模倣筋配置における冗長筋制御

筋の伸びや柔らかさ、実機モデル間誤差を有する筋骨格ヒューマノイドにおいては、それらを補正することが動作生成するために重要である。その一つの方法として、張力値に基づく筋張力制御があり、身体負荷を分散したい場合や、環境接触動作を行っていくような場合に、張力制御を行っていくことが望ましい。

筋張力値に基づく筋負荷分散制御

負荷集中による筋の伸びや、それによって生ずる筋の弛みを解決するために、冗長筋の有効活用による筋の負荷分散を提案する。高負荷を伴う運動課題の遂行には、前述の筋の伸びの問題があるため、身体各所からの複数の筋の協調が必要となる。言い換えれば、負荷が増大すれば、その負荷重量を持ち上げるために、主働筋をサポートする筋を新たに増やす必要がある。人間は、非常にたくさんの筋によって構成されているが、共同筋という筋の反射レベルの仕組みによって、動作に主動的な役割をする筋群の協調によって大きな力を発揮することが出来る。筋骨格ヒューマノイドにおいても、冗長な筋配置を有効活用し、全ての筋が働くようにすることで、一本一本の筋張力を分散させることが可能となる。つまり、たるみや負荷のかかっていない筋の検出機能と、それらを動員することによる負荷分散システムが有効であると考えている。弛みや負荷集中の問題は、主に上位指令であるフィードフォワードの筋長指令によるものであるから、これらの修正方法として、筋張力に着目し、各筋の張力をフィードバックし、張力に応じて筋長の修正を行うシステムの構築を目指す。

張力制御の分類

筋骨格ヒューマノイドの張力制御を行う上で、実装レイヤ、制御入出力などによって以下に示すようないくつかの分類が考えられる。

- 筋間協調の有無
- 制御周期 (実装レイヤ) の違い
- 電流フィードバックの有無

筋単独の張力制御では、 $1[\text{ms}]$ とヒューマノイド制御に十分とされる高速な制御周期を実現している。また、さらに高速な $200[\text{us}]$ の電流値フィードバックを用いる張力制御も実現されてきており、応答性に改善がなされている。しかし、張力制御において、筋単体だけではなく複数筋間の協調を考え

ていく場合、ロボットハードウェア層ではなく、一段上で複数筋の情報を扱う上位層で考える必要がある。上位層は、多数の筋アクチュエータセンサ情報を扱う必要があるため、ハードウェア層に比べ制御周期が劣る (8-16[ms]) 点に注意が必要である。

これまでに行われてきた張力制御研究は図 4.7 のようになっており、本論文では、1. の筋間協調を考慮した筋負荷分散と、3. の電流制御フィードバックによる張力制御を扱っていく。

	Control cycle	Layer	Muscle coordination	Feedback
Muscle load sharing	16[ms]	Plugin	o(as muscle group)	Muscle length, muscle tension(L,T)
Spring control	1[ms]	Robot hardware (H818)	-	Muscle Length, Muscle tension(L,T)
Spring control with current feedback	1[ms](with current feedback 200[us])	Robot hardware (H818+FPGA02 D)	-	Muscle length, Muscle tension, Current(L,T,I)

図 4.7: Classification of muscle tension control

- 電流値フィードバックに基づく張力制御

200[us] の高速な電流フィードバックによって、応答性のよい張力制御が可能となった。これまでのフィードバックが無かったものに対して、応答性がよく柔軟性の高い張力制御が実現された。これによって、容易な筋負荷分散が可能となる。

ロボットハードウェアにおける筋単体での実装は、高速な制御周期 (1[ms]) を実現できる一方で、制御対象は筋単体であり、他の筋の情報を考慮に入れることが出来ない。

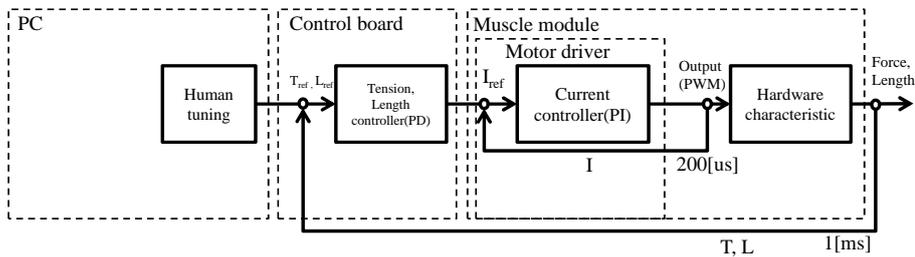


図 4.8: Tension control with current feedback

- 筋グループ間での張力分散

筋間協調を筋グループ間で考えた例を示す。例えば、膝の伸転筋をグループとし、グループ内での筋張力の分散を行うものである。これらの方法では、単純な動作においてはパラメータチューニングによって動作する容易さを持っているものの、より一般的な姿勢や動作全般に拡張するためには、ヤコビアンを介し関節トルクとして扱っていく必要がある。筋間協調を実装するために、8-16[ms] の制御レイヤに実装を行う必要がある。

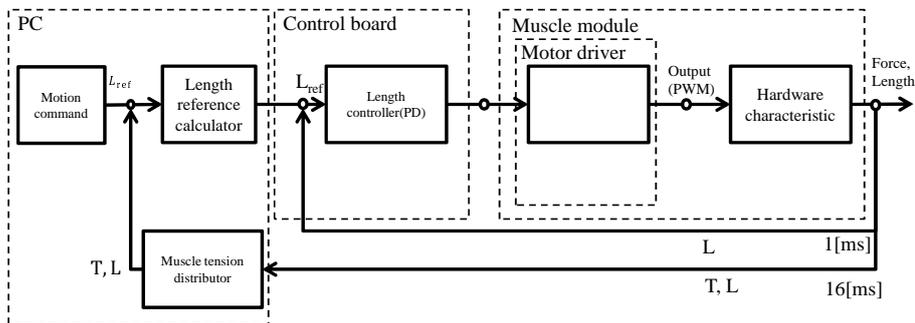


図 4.9: Tension control with load sharing

4.2 踏み出し動作に向けた筋設計

4.2.1 踏み出しに必要な関節トルクと速度

踏み出し動作に向けた設計仕様を決定するために、等身大筋骨格ヒューマノイドの目標身体プローションに近いヒューマノイド HRP2(身長 1539[mm], 体重 58[kg]) の歩行時のデータを設計参考値とすることとした。hrpsys シミュレーションで,HRP2 を歩行させ, その時の関節速度及びトルクをプロットした。歩行は, 片脚につき三歩歩行させ, その時の右脚のデータを図 4.10 に示す。最大で必要な速度は,3.7[s] 付近の膝関節での 200[deg/s] となっており, これは遊脚の屈曲時のデータである。一方で最もトルクが必要なのは,3.0[s] 付近で同じく膝関節において,-40[Nm] となっており, これは, 支持脚での伸展時のデータである。筋骨格脚は, 拮抗配置となっているため, 拮抗側の発揮力によって駆動力が内力として打ち消しあってしまうことがある。関節を駆動するためには, 駆動側と拮抗側の関節トルクの差分が 40[Nm] を達成している必要があるため, 必要トルクの 2 倍を見積り,80[Nm] を発揮目標値とする。一つの筋アクチュエータで 80[Nm] を発揮することは困難であるため, 複数の筋を冗長配置することでこれらの達成を目指す。

以上より, 速度, トルクが最も必要な関節は共に膝関節という結果と, 必要な関節出力の仕様として, 関節速度を 200[deg/s], 関節トルクを 80[Nm] という値が得られた。一番条件の厳しい膝関節に合わせて他の関節も構成することによって膝関節以外でも自然と仕様が満たされていることを狙い, 筋アクチュエータの選定及び, 筋配置の決定を行っていく。

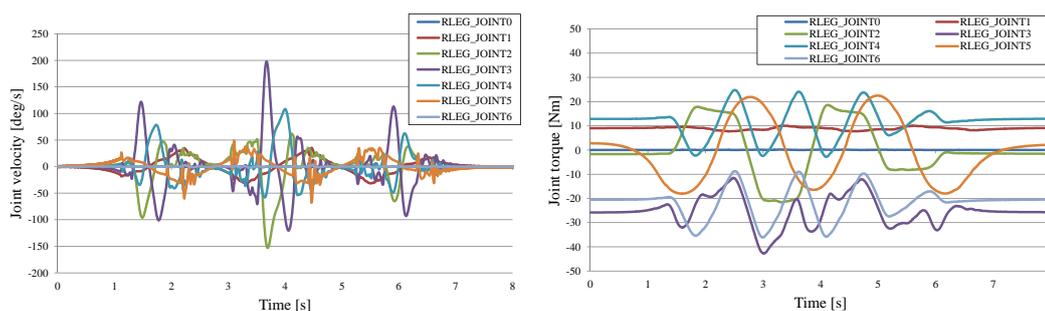


図 4.10: Right leg joint data during walking of HRP2. Left: joint velocity, Right: joint torque.

4.2.2 筋アクチュエータ選定

筋アクチュエータは, 表 4.2 に示す四つのマクソンモータを候補として, 腱駆動構成とした時の関節出力特性を算出し, 仕様を満たしている筋アクチュエータの選定を行う。なお, 数値データはカタログ

表 4.2: Muscle actuator candidate.

#	Motor	Nominal voltage [V]	Reduction
(1)	EC4pole ϕ 22 120W	24	53:1
(2)	EC4pole ϕ 22 120W	24	29:1
(3)	EC4pole ϕ 22 90W	24	53:1
(4)	EC ϕ 22 100W	24	128:1

グ値を用い, モータブリー半径 6[mm], 関節モーメントアーム 50[mm] とし, 26.4[V] のバッテリーでの駆動を想定し 26.4–40[V] でのデータを作成した (図 4.11).

現在の関節トルクにおけるボトルネックはギア強度であるため, 関節トルク限界は, ギア断続最大トルクに依存する. また, 関節速度は, 発揮トルクと相互に依存し合い, 速度-トルク勾配によって求まる. つまり, 26.4[V] のバッテリー駆動での動作達成を行うためには, 関節トルク限界 (水色線) と, 速度-トルク勾配 (ピンク線) で囲まれた領域で, 値を検討していく必要がある. なお, 巻線温度上昇危険電流は, カタログ値より求めた値であり, 巻線を焼損しない電流の参考値である.

(4) は臆志郎で主に用いていたモータであり, 26.4[V] 駆動で, 200[deg/s] の仕様を満たしていない. そのため, トルク性能がよいモータ EC-4pole シリーズに減速比が低いギアをつけることで, 目標領域における速度とトルクの両立を狙う方針をとることとした. (1),(3) は, 200[deg/s] を, ギア断続トルク値まで達成しており, 今回用いるモータとして望ましい.(1) は, 速度-トルクのバランスがよく, 高負荷に耐える必要のある脚部においても安定的な動作が期待できる.(3) は, 高トルク領域で速度の低下が見られるものの, 小型なため人体模倣高密度配置に適しており, 他のアクチュエータとの負荷分散でカバー出来る. (2) は, 速度は十分であるものの, 20[Nm] のトルクを発揮するために, 8–9[A] 程度の電流を必要とすることとなっているため, 温度上昇に不安があり, 多数のモータで高トルクを持続的に発揮する必要がある筋骨格脚部に適していない.

以上より, 膝関節における目標値の 200[deg/s], 80[Nm] を, バッテリー駆動 26.4[V] で達成するためのアクチュエータとして, (1),(3) を用いることとする. 筋 1 本につき約 20[Nm] を発揮することを想定すると, 4 本冗長に配置する必要がある.

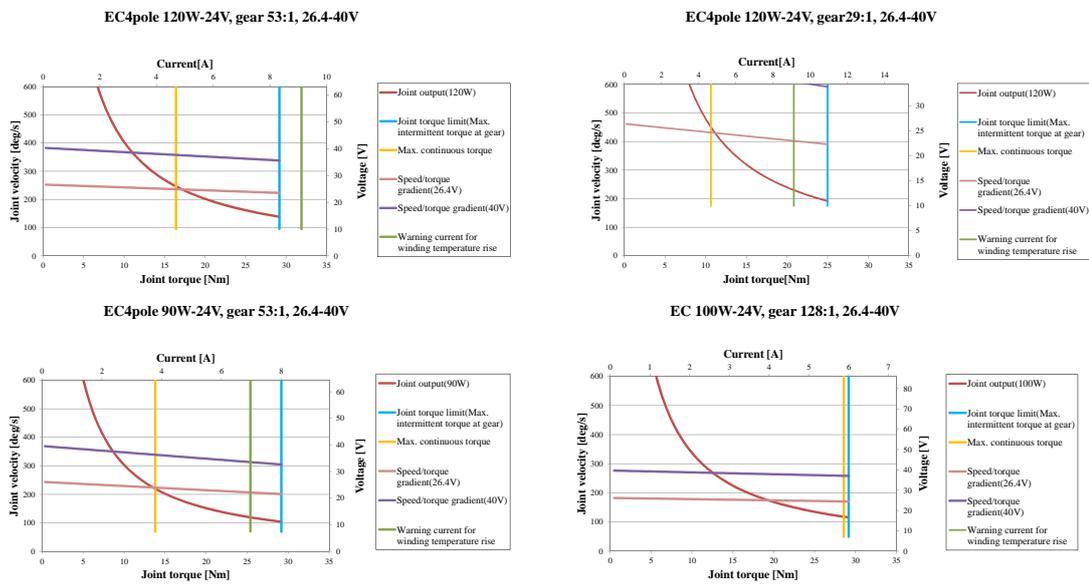


図 4.11: Joint output properties generated by several muscle actuators.

4.3 センサ-ドライバ統合型筋モジュール

筋アクチュエータ要素をモジュール化したセンサドライバ統合型筋モジュールの設計要件の明確化と開発について述べる。筋モジュールとして必要な、モータ、モータドライバ、センサ類の構成要素をコンパクトにまとめ、高い張力域を計測可能かつ柔軟な張力制御が可能な筋モジュールとして、センサ-ドライバ統合型筋モジュールを提案を行い、その有効性を示す。図 4.13 に提案する筋モジュールを示す。本論文で提案する筋モジュールは、骨格筋用のモジュールであり、大出力と設計の汎用化の両立を目指す筋モジュールである。表 4.3 に、提案する筋モジュールの性能と既存研究との比較を示す。

これまでにも、アクチュエータのユニット化はなされてきていたが、モータドライバ、センサまでも統合的に扱ってきたことは無かった。アクチュエータ、センサ、モータドライバが別々になっていたことが、ケーブルパスや、組み立て、メンテナンス性の低下させ、ヒューマノイドを複雑にする原因であった。したがって、センサとモータドライバをアクチュエータ部と統合し、一体として扱うことで、筋骨格ヒューマノイドの構成がシンプルとなり、構造的な分かりやすさ、及びメンテナンス性が格段に向上し、人間が扱う見掛け上の要素数を削減することが可能となり、扱いやすいヒューマノイドとすることができる(図 4.12)。

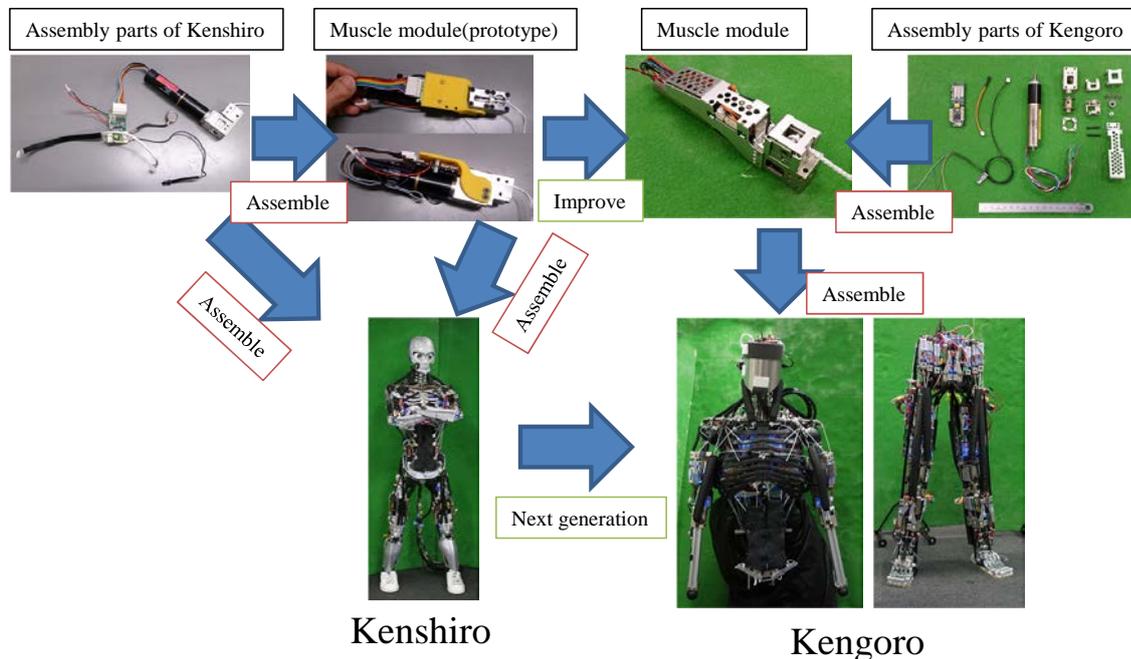


図 4.12: Muscle module comparison.

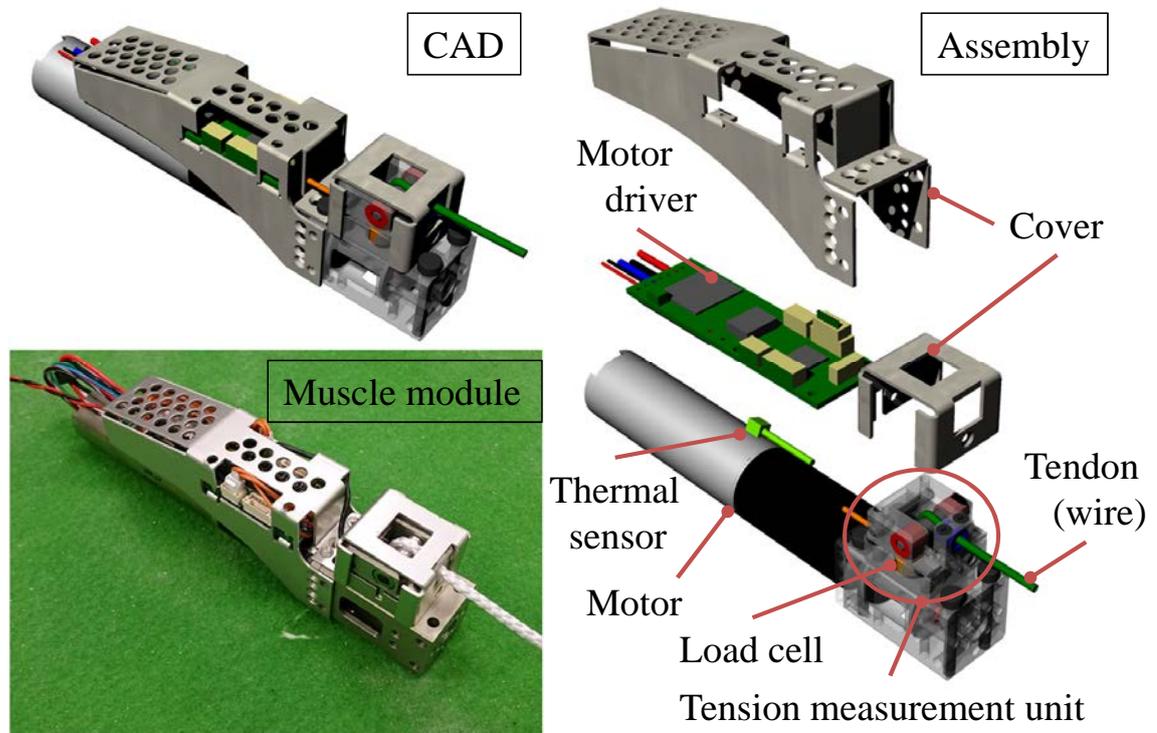


図 4.13: The developed sensor-driver integrated muscle module. The module is composed of a motor, a motor driver, a tension sensor, a thermal sensor and covers [62].

表 4.3: Muscle module specification [62].

	Muscle module(proposed)	Muscle unit(previous)	Mountable actuator unit[40]
Module dimension [mm ³]	22.0 × 40.5 × 149	22.0 × 33.5 × 154	24.0 × 34.0 × 94.0
Module weight [kg]	0.32	0.27	0.1
Actuator	AC120W motor (changeable)	AC100W motor (changeable)	AC15W motor
Reduction ratio of actuator	53:1 (changeable)	128:1 (changeable)	157:1
Actuator dimension [mm]	φ 22.0 × 127	φ 22.0 × 117	φ 16.0 × 74.0
Actuator weight [kg]	0.24	0.21	0.08
Diameter of winding pulley [mm]	12	12	10
Continuous maximum winding tension [N]	338 (24V)	500 (24V)	147 (32V)
Winding rate with No load [mm/s]	200 (24V)	145 (24V)	75 (32V)
Effective winding length [mm]	450	600	350
Allowable sensing tension [N]	1000 (based on loadcell rating)	809 (θ = 18deg)	981

4.3.1 設計要件

筋モジュールの開発に向けて必要な設計要求仕様を整理する。

- 小型化

筋アクチュエータは腱駆動ロボットの体積の大部分を占める構成要素であるため、一つ一つのサイズがロボット全体の大きさに影響を及ぼす。また、筋モジュールが長すぎたり太すぎたりした場合、関節動作に伴う干渉が生じやすく、ロボットの動作に悪影響を及ぼす恐れがある。したがって、モジュールのサイズは可能な限り小型であることが望ましい。

- 構成要素のパッケージング

筋アクチュエータに関連する要素をパッケージングし、まとめることで、配線が不必要に混雑することを防ぐ。具体的には、モジュール内に、筋アクチュエータ（モータ）、モータドライバ、筋長センサ（hall sensor）、筋張力センサ（load cell）、温度センサ（thermal sensor）とそれらを接続するケーブルを内蔵させる。

- メンテナンス性

ロボットを運用していく上で、メンテナンス性を高めることは、ロボットの実験不能なダウンタイムを少なくすることへつながる最重要課題の一つである。特に、私たちが開発してきている筋骨格ヒューマノイドにおいては、構成要素が非常に多いことから、センサなどの故障の確率も比較的高いため、素早い故障部位の診断及び交換が求められる。構成要素をモジュール化することによって、これらの素早い交換が可能となる。

- 配線・コネクタの防御性

筋モジュールには、モータ、モータドライバ、センサのコネクタ部など外的な接触から守るべき要素が多数含まれている。センサ類のケーブルはモータドライバに接続するような構成とし、これらの配線類を筋モジュール内で完結させることによって、配線・コネクタの露出を防ぎ、不必要な外部からの環境接触を防ぐ。これによって、故障・メンテナンスの頻度を格段に下げることが可能となる。

- 多様な部位で使用可能な配置汎用性

腱駆動ロボットは、複雑な骨格の形状や筋の経路が一樣でないことによって、部位によって適切なワイヤの繰り出し方向が異なることも多い。ロボット全体で基本的には同じ筋モジュールを

用いていくことを想定すると、特定のワイヤ繰り出し方向しか対応できなければ設計の自由度を著しく低下させかねない。また、設計の初めの段階で、筋配置の全てを計画し、その通りに進めて行くことは非常に困難であることを考えると、筋モジュールには可能な限りどの部位でも使える汎用性を持たせることが望ましい。したがって、自由なワイヤ繰り出し方向を実現可能な機構とすることで、モジュールに汎用性を持たせることが重要である。

- 取り付け/取り外しの簡易性

モジュールの取り付け/取り外し性を意識し、直接ボルト固定可能な構造とすることで、故障時、モジュールごと取り外し交換するということが可能となる。さらに、このような簡易な取り付け方法を採用することによって、非ロボットの構造体に駆動源を与え、簡単に腱駆動ロボット化することも可能となる。

- 高張力可測性を備えた測定力計測機構

腱駆動ロボットにおいては、制御や動作生成のために張力を計測する必要があり、一般的には、小型の一軸力センサを用い、ワイヤの張力を力に変換して計測することが多い。力計測は、ロボットの制御・動作生成に影響を及ぼすため、正確であることが望ましい。腱駆動ロボットはワイヤと構造体の摩擦が大きな問題となるため、可能な限り摩擦の少ない設計の工夫を行っていくが、力計測機構に関しても同様で機構自体の摩擦は少なくし、摺動が少ない構成であることが望ましい。また、等身大腱駆動ヒューマノイドであれば、500[N] を越える力がワイヤにかかることもまれではなく、最大 1[kN] ほどの力がかかることを想定すると、可能な限り高負荷に耐えうる設計であることが必要である。そのときに、高負荷領域でも線形な計測特性を有していることが望まれる。

4.3.2 筋モジュールの概要

図 4.14 に筋モジュールのシステムフローを示す。提案する筋モジュールは、張力計測による力制御と温度監視による焼損防止機能を備えている。ワイヤを巻取るモータに、ロードセルを用いた張力測定機構を取り付けている。モータにサイズを合わせたモータドライバ基板を設置し、温度センサによりモータの温度を監視する。さらに、外装として、板金カバーをかぶせ、構成要素やケーブル類の外的な接触による劣化防止も行っている。

また、モジュールの外部に制御基板とホスト PC を必要とし、それらから目標指令を送る。その他のモジュールとはデジチェーンでシリアルに 3 個接続することが可能である。

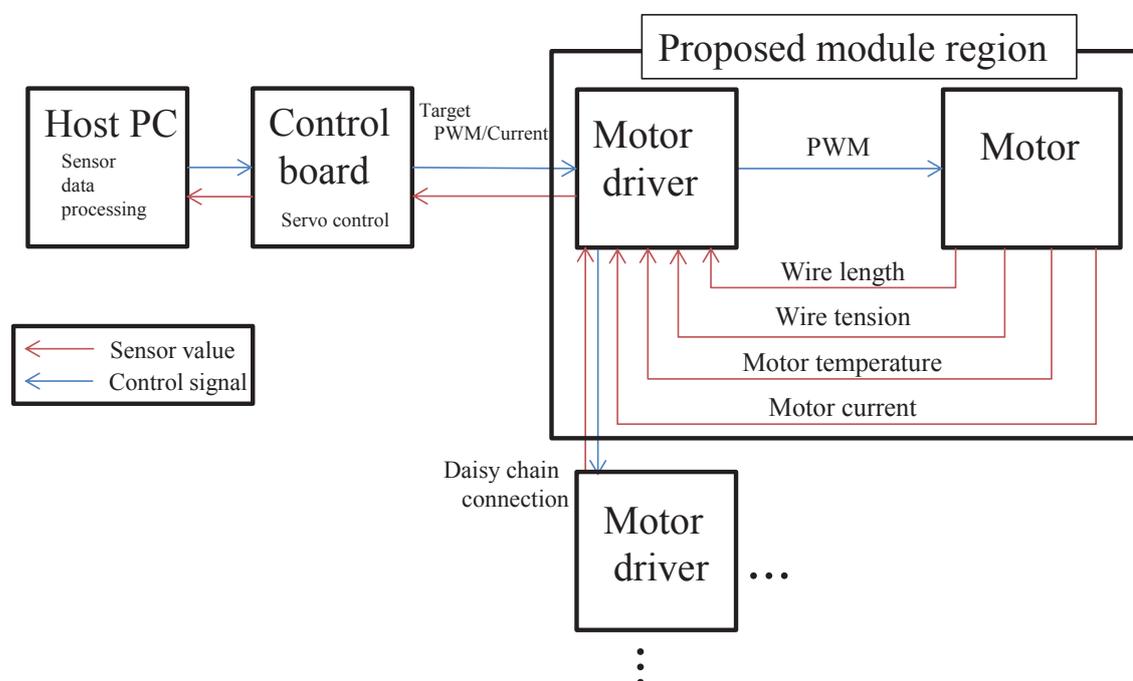


図 4.14: Developed muscle module system flow [62].

4.3.3 筋モジュールの構成要素

筋モジュールは、モータ、モータドライバ基板、ロードセル、温度センサで構成される。以下に各構成要素について詳細を述べる。

- モータ

筋骨格ヒューマノイドの筋アクチュエータとしてモータを用いている。モータは体積出力比が高く、小型のわりに大きな出力を発揮することが出来る点で優れており、体内の限られたスペースを有効活用する必要のある腱駆動型ロボットにおいて用いられることの多いアクチュエータである。制御性も良いため、ワイヤの繰り出し、巻取りを正確に行える点で優れており、様々な制御や動作生成法を容易に実装可能である点もメリットが大きい。また、電源確保が容易であることから、バッテリーと併用することで、ポータブルで独立した筋モジュールを構成可能であることもメリットの一つである。本稿で提案する筋モジュールは、等身大腿駆動ヒューマノイドでを使用することを想定し、出力などの面からモータ外形が $\phi 22$ のモータに特化したモジュールとなっている。本稿においては、maxon EC-4pole 120W モータ (定格 24V) によってモジュールを

構成している。モータ外形が $\phi 22$ であれば、アタッチメント無しで交換は可能である。

- モータドライバ基板

筋モジュールで用いているモータドライバ基板を示す (図 4.15, 左)。これまで用いていたモータドライバ基板 FPGA01D は横幅 26mm とモータの幅より大きく、はみ出していたため、今回 $\phi 22$ のモータサイズに合わせたモータドライバとして、新たに設計開発を行った。サイズは、縦が 73mm, 横幅が 22mm とモータからはみ出さないように寸法を決定している。また、新たな特徴として、電流センサを取り付けたことで 200[us] 程度での電流フィードバックによる電流制御が可能となり、高速な応答性を実現する基板となっている。後述のロードセルを用いた張力計測機構を用いることで、腿駆動ロボットにおける柔軟な張力制御を可能とする。

- ロードセル

1軸の力センサであるロードセルを用いて力を張力へ変換し、測定する。ロードセルには、小型かつ高負荷に耐えられるものとして、超小型圧縮ロードセル (東洋測器, MCDW-50L, $\phi 7$, 定格 500[N]) を用いている。配線が非常に細いため、取扱いに注意が必要である。

- 温度センサ

温度センサをモータに張り付けモータの温度監視を行えるようにすることで、モータの焼損を防ぐことが可能である。小型デジタル式温度センサ (TMP03FT9Z) を使用している。

- 外装

カバーは基板及びコネクタ及びを守ることを目的とし、外装カバーを取り付ける。外装は基本版、簡易版の二種類用意している (図 4.15, 右)。基本的には右のカバーを用い、配置スペースの都合などが問題となるときは左が簡易カバーを用いることを想定している。

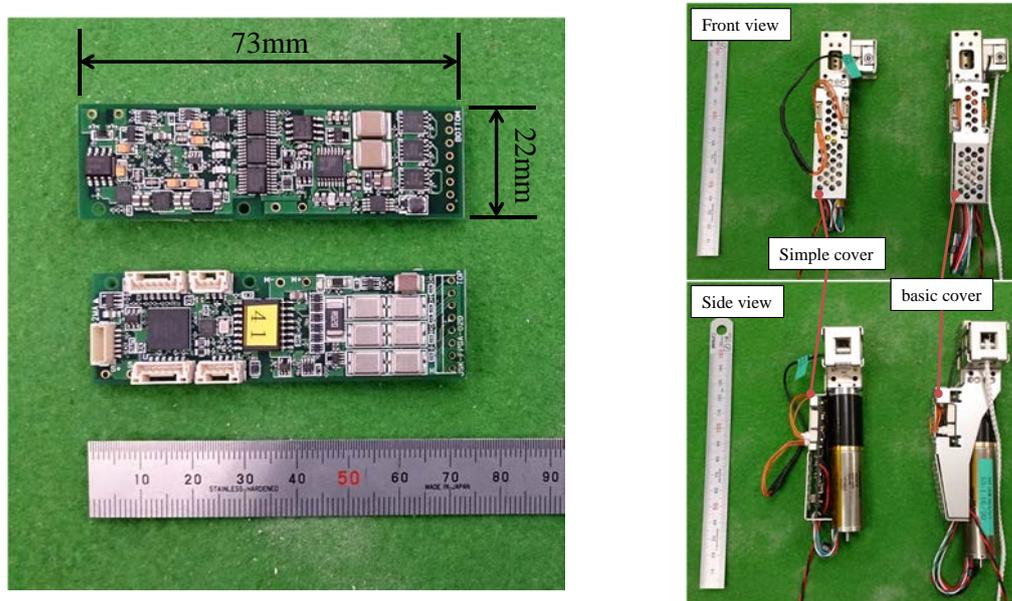


図 4.15: Left: Newly developed motor driver for the muscle module, Right: Two types of outer covers for the muscle module [62].

4.3.4 腱駆動ロボット設計容易可のための多様な組立自由度

提案する筋モジュールは、ユニットの取り付け位置を変更することにより、上下左右の四方向へワイヤを繰り出すことができ、かつ基板の取り付け位置は、モータ側面の四箇所へ取付可能な自由度を持っている。すなわち、計 16 種類の組み合わせが存在し、これは腱駆動ロボット設計に非常に有利である。図 4.16 に、組み合わせのいくつかの例を示す。実際には、ワイヤの干渉の問題から、ワイヤ下方向繰り出し、正面基板取り付けの組み合わせを除くと、15 種類から選択することとなる。

ワイヤ繰り出し方向に関して、上下左右の四方向からワイヤを繰り出し、40[kgf](392[N]) の重りを上げ下げする実験を行った。図 4.17 は、実験の様子である。図 4.18 は、その時の張力であるが、四方向全てで正しく張力が計測できており、有効性を示した。



図 4.16: Various assemble types of the motor module. Left: left wire and right board, Second from the left: above wire and left board, Center: below wire and front board, Second from the right: below wire and front board, Right: below wire and right board [62].

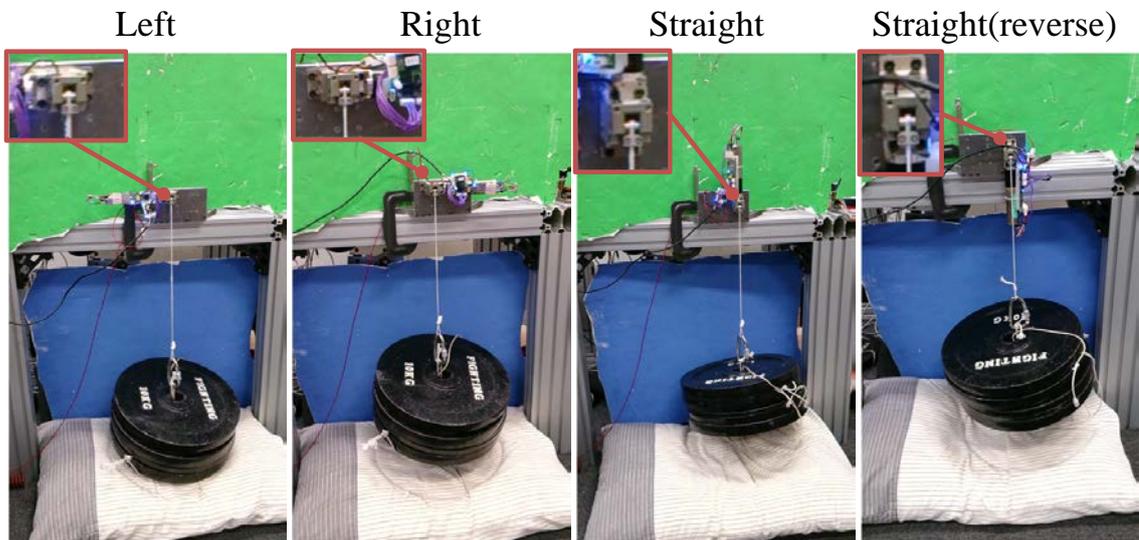


図 4.17: An experiment of a 40[kgf](392[N]) weight lift up/down with 4 wire directions [62].

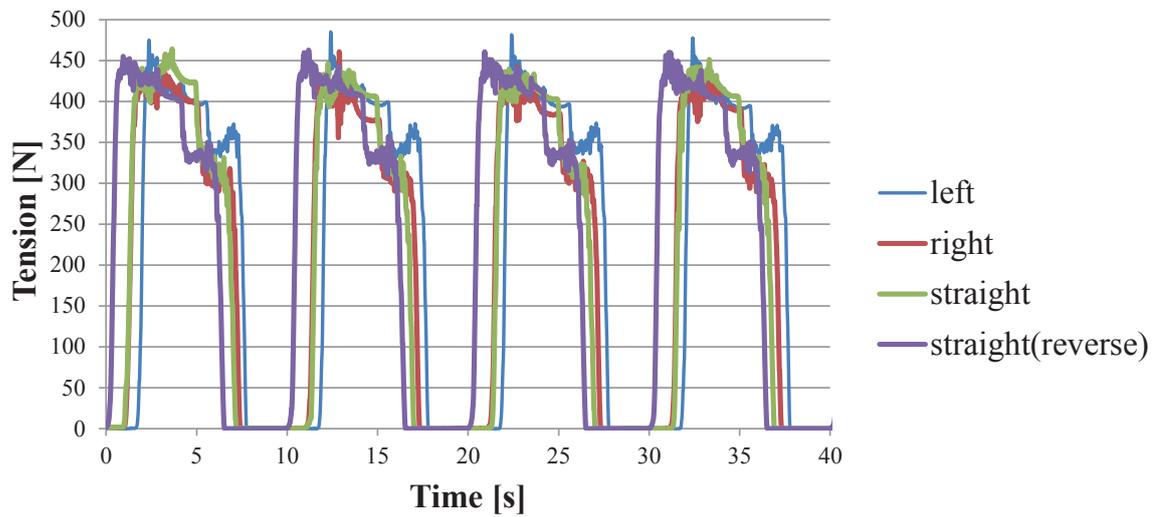


図 4.18: Wire tensions during the weight lift experiment [62].

4.3.5 経年変化の影響を受けにくい張力計測機構

私たちはこれまでに腱駆動ヒューマノイド用に張力計測機構の開発を行ってきた。しかし、長期に渡って安定した張力計測を行うことは経年変化などによって困難であり定期的に張力のキャリブレーションを要してきた。経年変化の原因として、張力測定機構の問題、コネクタの接触不良、部品の変形などが考えられる。

張力測定方式の改善

今回、その経年変化の問題をハードウェア開発の面から解決する張力測定機構を新たに考案した。その機構は、経年変化の原因の一つであると考えているスライド方式の張力測定機構ではなく、回転式の張力測定機構を用いたものである。以下に、これまで用いてきた機構との比較しながら新ユニットの優位性の説明を行う。図 4.19 に、これまで使用していた張力計測機構と、提案する筋モジュールの張力計測機構を示す。ワイヤの張力を T 、ロードセルにかかる負荷を F とすると、旧ユニットでのロードセルに対する負荷は単純に、

$$F_{prev} = 2T \sin\theta \quad (4.1)$$

となる。つまり、計測結果がワイヤの経年変化による細径化や部品の変形によって影響を受ける構造となっていた。また、シリンダ摺動型なので、加工精度や潤滑によっては、構造上引っかかりを生じ、ロードセル以外の部分に負荷が生じる可能性のある点で問題があった。

一方で、新たに考案した機構では、シリンダ摺動型から回転機構型へ構造を変更し、ロードセル以外へ想定外の力がかかり負荷が逃げることを防止し、ロードセルと背後の点の2点に負荷がかかる構造を実現した。このとき、ロードセルにかかる負荷は、

$$F_{new} = T/2 \quad (4.2)$$

となる。

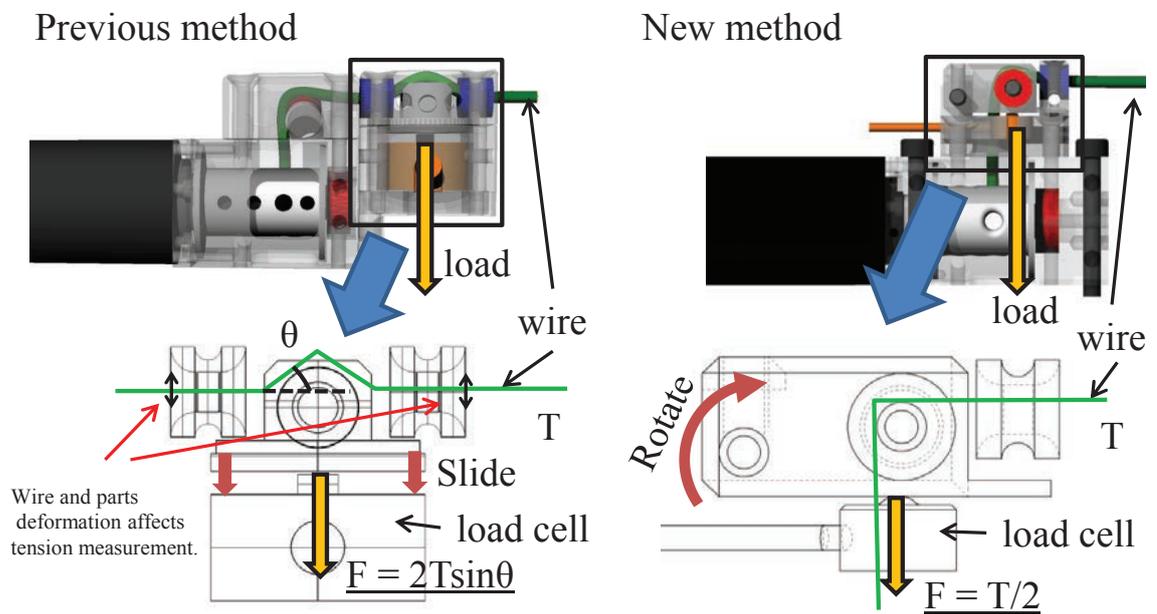


図 4.19: Tension measurement methods comparison. Left is the previous method and right is the new method [62].

新旧ユニットでの張力値の経年変化

これまでの張力ユニットでは、経年変化によって得られるセンサ値と実際の張力値に差異が生じてしまうことが問題であった。このようなずれのある状態で張力制御を行うと、過巻取り、過繰出しによる暴走の危険性があるため、頻繁な張力キャリブレーション、ケーブル交換といったメンテナンスを要し、ヒューマノイドの張力制御での運用を妨げていた。定常的な張力制御での運用を行うためには、安定的に張力計測が出来る機構が必要であった。

図 4.20 は、新旧ユニットでの張力値の経年変化の平均値を示したものである。旧ユニットでは、6ヶ月前に行った張力キャリブレーションのデータと新しく行った張力値キャリブレーションデータの比較を 12 個のモータに対して行った。6 個のモータで 6ヶ月前と同等の傾きと初期値の張力データ、1 個のモータで傾きはほぼ同じだが、初期値のずれた張力データ、3 個のモータで傾きもしくは、初期値が大きくずれた張力データ、2 個のモータで張力値の読み取りが不可でコネクタ部のメンテナンスが必要という結果が得られた。図 4.21 の左図は旧ユニットにおいて、経年変化によって張力値が変わってしまったものの一例である。

一方で、新ユニットでは、4ヶ月での経年変化の比較を 12 個のモータに対して行った。12 個のモータで良好な張力データが計測でき、4ヶ月前とほとんど変わらない張力特性を得ることが出来た。図 4.21 の右図は、新ユニットにおいて、経年変化がほとんど見られなかった一例である。新ユニットでの改善は、張力測定機構の改善、コネクタ部の改良、ケーブルを露出させないモジュール設計、モータドライバでの張力センサ用動作アンプ回路の抵抗を高精度化した点、などの改良などが要因であると考えられ、これによって新ユニットでは、長期に渡り安定した張力制御を行うことが可能となった。

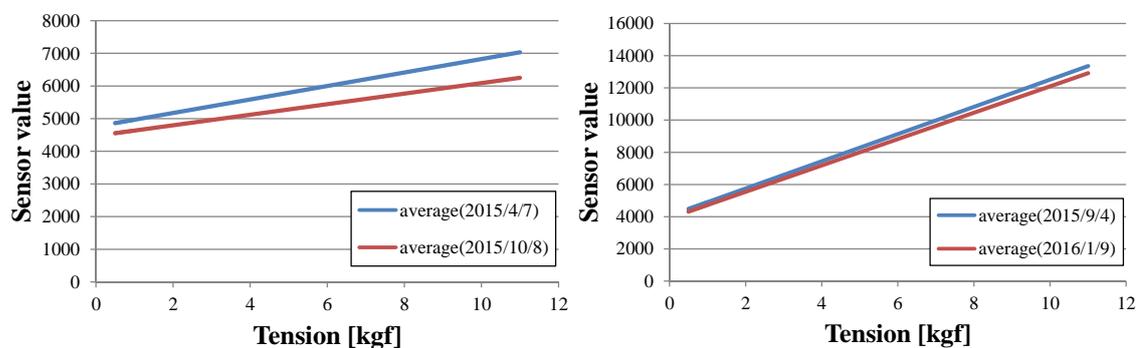


図 4.20: Average aging of tension calibration data. Left: six month aging of old unit used in Kenshiro. Right: four month aging of new unit used in Kengoro.

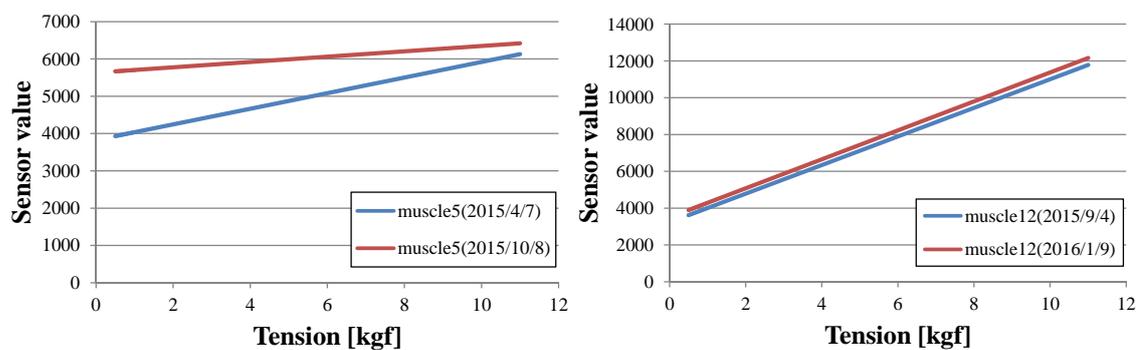


図 4.21: Examples of calibration data of muscle actuators. Left: bad example of old unit. Right: good example of new unit.

4.3.6 高張力域での計測が可能な張力測定機構

腱駆動ロボットにおいて、筋張力計測することは、制御、動作生成への影響が大きいため、特に重要な要素である。筋モジュールにおいては、この張力計測機構を小型かつ大出力に耐える構造とすることが重要となってくる。

ユニットの線形性

実際に、運用する場合は、ロードセルのAD値と張力値をキャリブレーションし運用していくことになる。図4.22は、新機構でのロードセルのAD値と張力値の関係であり、実際に等身大ロボットを運用する上でかかりうる40[kgf](392[N])まで線形な特性を有していることを確認した。もし、計測特性が非線形な場合、計測範囲内で細かくキャリブレーションを行うことや、フィッティング曲線を用意する必要があるため、線形性は計測機構の重要な特性の一つである。

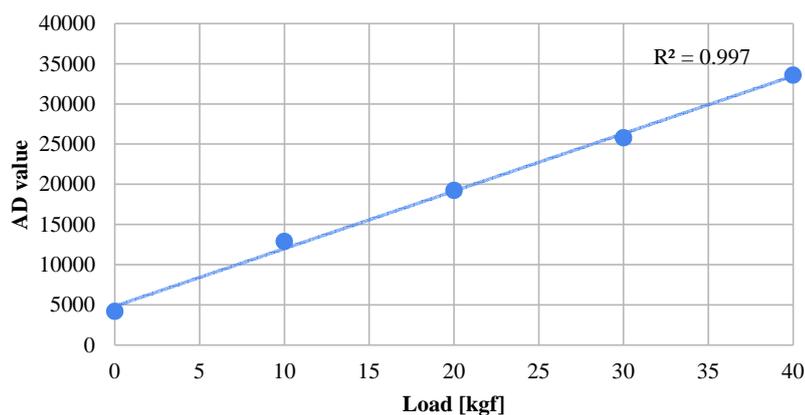


図 4.22: Linearity of the new tension measurement unit [62].

高負荷に耐える構造

どの程度の負荷に耐えうる構造であるかを有限要素解析でシミュレーションした。解析ソフトには、CADソフト solidedge に付属する FEA アプリケーションを使用した。解析条件として、ロードセルの定格より求まる 1000[N] の負荷がベアリングへかかることを想定し、ユニットの下面を固定とした。結果、ユニットとロードセルの接触点において、最大応力が生じ、ユニットへ働く応力は超々ジュラルミン A7075 材質の耐力 503[MPa] を下回っていた。したがって、ユニットは 1000[N] までの張力をユニットの変形無しで計測出来ることが分かった。解析結果を図 4.23 に示す。

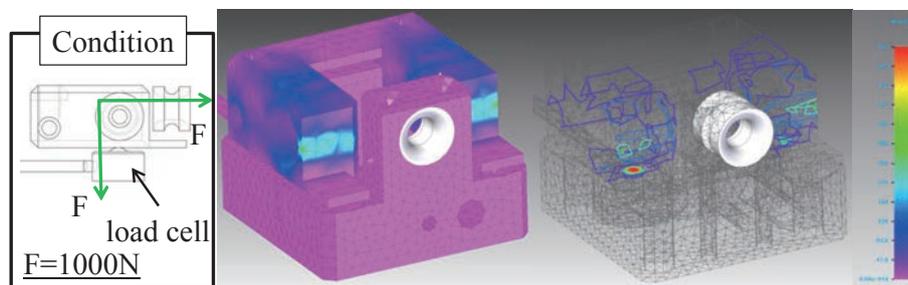


図 4.23: FEM analysis of new tension measurement unit. 1000[N] is applied to the mechanism [62].

4.3.7 柔軟性を実現する張力制御

腱志郎で使用してきたドライバ基板 (FPGA01D) では、速度制御での張力制御を試みていたことから、張力制御で振動的な挙動を示すことや、外力に対する応答性が低いことが問題であった。新しく開発したドライバ基板 (FPGA02D) では、電流フィードバックループをモータ制御に実装出来るようにしたことで、力と相関の高い電流を用いた張力制御が可能となった。目標張力値を T_r 及び、目標筋長を L_r を入力とした目標電流値を用いたモータ出力を決定することが可能となった。出力を決める計算式は単純な比例制御であり、以下ようになる。

$$I_{ref} = K_{T,p}(T_r - T) + K_{L,p}(L_r - L) \quad (4.3)$$

一軸試験機で目標張力値を 0.5[kgf] とし自由落下させた際の、制御方法間での張力制御における応答性の比較を図 4.24 に示す。電流制御ベースの張力制御の方が速度制御ベースでの張力制御に比べ、自由落下に近い早い応答性を示した。これによって、電流制御による張力制御が筋骨格ヒューマノイドの柔軟で追従性のよい張力制御に有効であることが確かめられた。

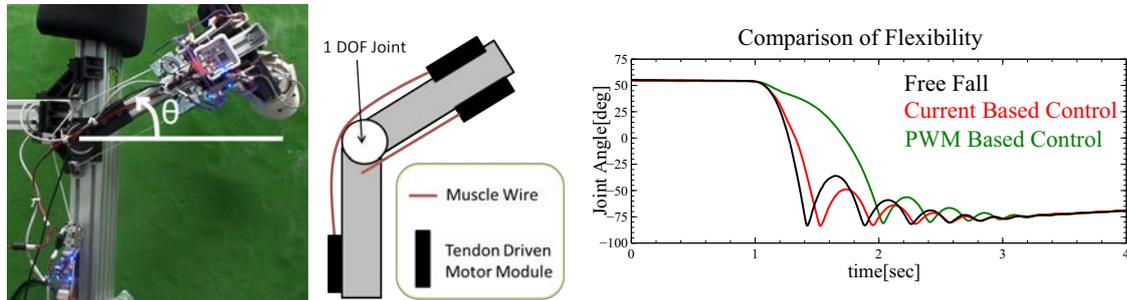


図 4.24: Response speed comparison between different control methods under tension control [62].

4.3.8 全筋張力制御の実現

開発した筋モジュールで構成した筋骨格脚において、全筋を張力制御とする動作試験と外力に対する応答実験を行った。実験中、電源は骨格内バッテリーより確保し、体内PCで動作プログラムを実行することで、スタンドアローンでの動作環境とした。

図 4.26 に、右脚の股関節、膝、足首での筋の張力を示す。目標張力は、冗長筋の位置関係による張力の偏りを無くすために、足首において、筋番号 48 番を 3.0[kgf]、その他の筋を 1.0[kgf] と設定した。足首に関係しないその他の筋は、全て均一に 2.0[kgf] と設定した。実験は、筋を弛ませた状態 (tension = 0.0 [kgf]) の状態で開始し、22[s] 付近において、張力制御を開始している。22-34[s] において、筋張力値は目標張力値に追従していることが確認できる。34[s] 付近より、人間が筋骨格脚に外力を与え動作させており、各筋の張力は与えられた動作に応じて馴染み挙動を示している。

これまでの、筋骨格ヒューマノイドでは、筋と骨格との摩擦や、経年変化があり不安定な張力計測、速度ベースでの張力制御などによって、全筋を張力制御状態にすることは難しかった。しかし、そのような問題を解決した筋モジュールで筋骨格脚を構成することによって、安定的に張力制御が行えるようになったことを示した。全筋を張力制御出来るようになったことで、動作中の筋の弛み防止、初期姿勢セットの容易化による実験促進、外力に対する馴染み応答、等身大全身力制御への展開、などの利点がある。

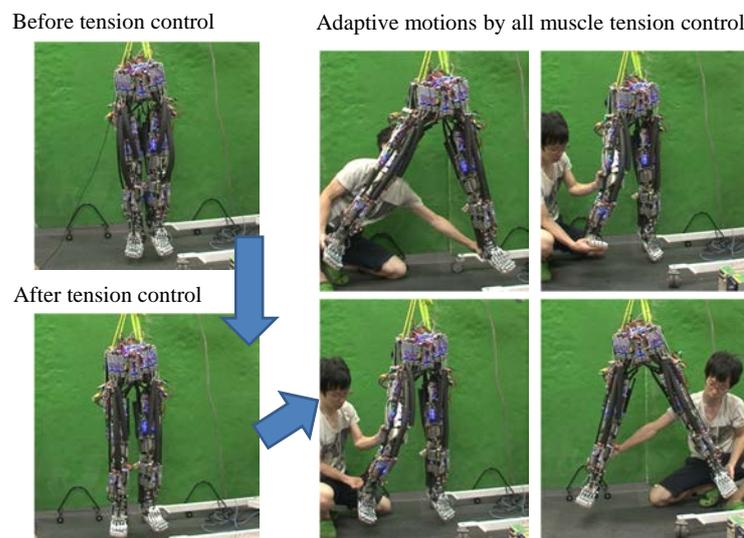


図 4.25: The verification experiment of the developed leg with tension controlled 54 muscles. The leg was stand-alone by being powered from batteries inside its bones.

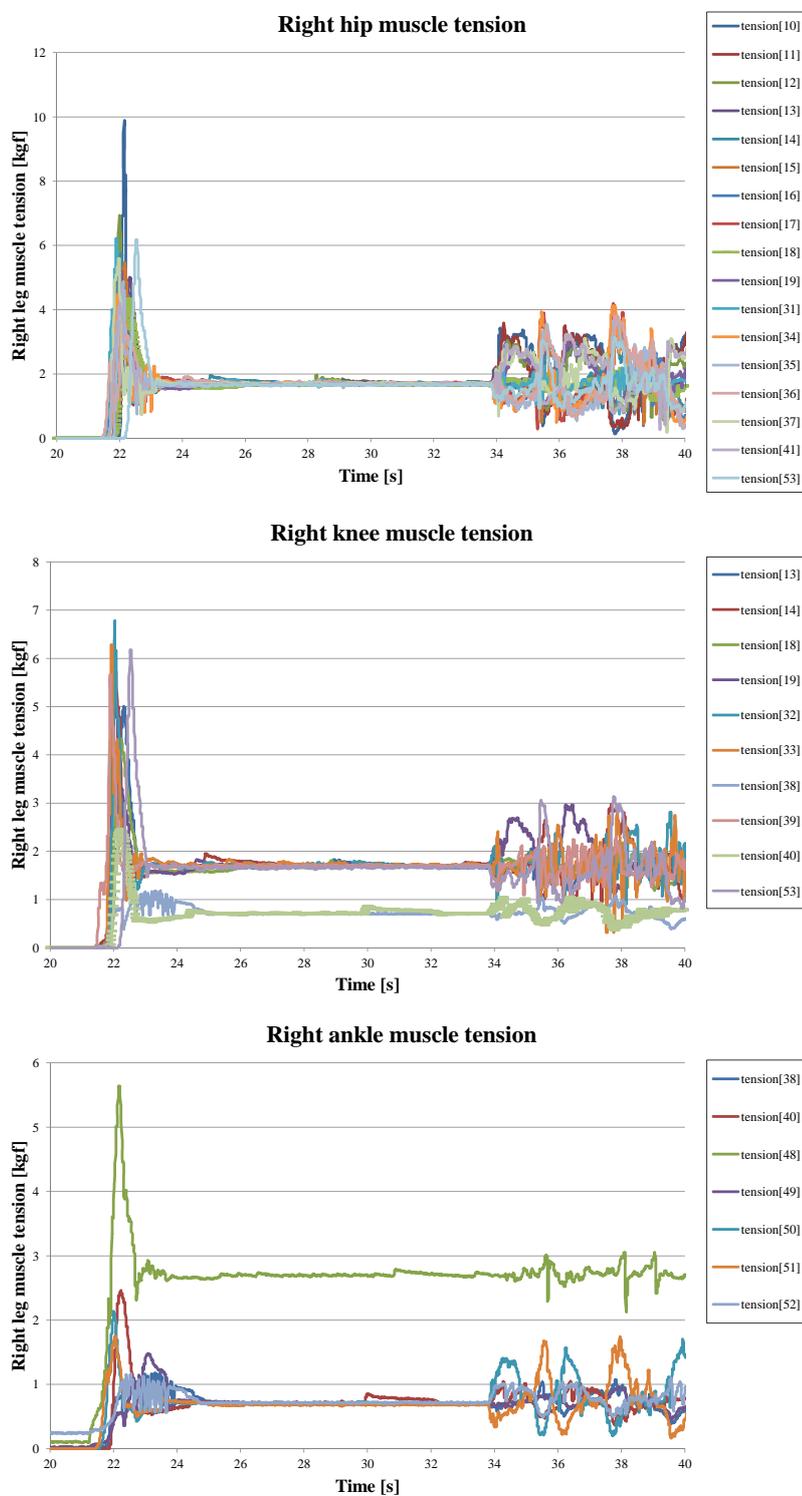


図 4.26: Right leg muscle tensions during the experiment. Top: hip muscle tensions. Middle: knee muscle tensions. Bottom: ankle muscle tensions.

4.4 冗長筋の負荷分散制御の実装

4.4.1 張力分散の実装コンセプト

張力負荷分散を実装する際のコンセプトと着目した点について述べる。挙動としては、張力の低い筋が存在した場合には、筋の弛みを防ぐために筋を収縮させ、反対に、張力の高い筋が存在した場合には、筋の負荷集中を防ぐために筋を弛緩させるように実装を行った。また、制御における上位層 (euslisp) の運動指令 (筋長指令) と同じ制御周期でシステムを実装すると、姿勢変化に対応することが出来ず、筋の弛みや負荷集中を招いてしまう。したがって、本研究で実装するシステムには、以下が重要であると考えられる。

- 随意運動としての上位運動指令を妨げないこと
- 速い応答速度で動作中に筋長の修正を行えること

これらを満足するために、上位層 (約 100[ms]) の一つ下の階層である制御周期 16[ms] の中間層での実装を試みる。張力を測定するために、筋アクチュエータに搭載されたロードセル (Valcom, VSR212S-1KN-BC) による張力センサを用いる。

4.4.2 筋負荷分散実装アルゴリズム

本論文において、実装した負荷分散アルゴリズムについて述べる。図 4.28 は、実装システムのフローチャートである。初めに、筋負荷分散を適用する筋グループを決定する。グループ分けは、冗長筋のうち、右膝の伸展筋や右膝の屈曲筋などように、役割に応じて行う。以下に、毎周期ごとの挙動を示す。

1. 筋グループにおける筋張力の平均値 T_{ave} を計算し、そこに張力オフセット T_{offset} を加えることで、目標筋張力 T_{target} を決定する。

$$T_{target} = T_{ave} + T_{offset} \quad (4.4)$$

2. 単純な PD 制御を用いて、 i 番目の筋の筋長修正量 δL_i を決定する。前回の制御ループまでの修正量に、今回の修正量を足し合わせ L_{offset} として保存する。 δL_i が正の時は、 i 番目の筋を緩めるように作用し、反対に負の時は、締めるように作用する。筋張力分散だけでなく、姿勢追従性とのバランスをとるために、筋長誤差に対するバネ成分を取り入れた。なお、 K_t は張力比例ゲイン、 D_t は張力微分ゲインであり、 K_l は筋長比例ゲインである。

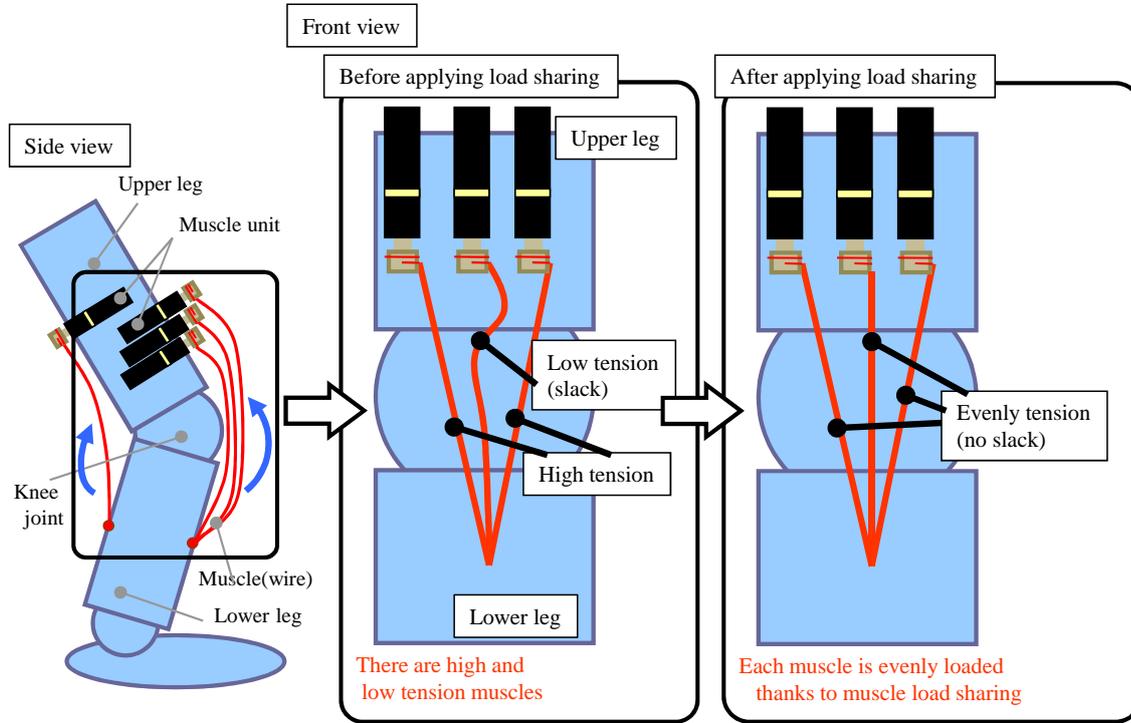


図 4.27: Concept of muscle load sharing with a redundant knee joint [63].

$$\delta L_i = K_t(T_i - T_{target}) + D_t \frac{dT}{dt} + K_l L_{offset,i} \quad (4.5)$$

$$L_{offset,i} = \sum \delta L_i \quad (4.6)$$

3. 上位からの筋長指令 L_{target} に修正量 L_{offset} を足し合わせ、最終的に実機に送る指令 L_{send} を決定する。

$$L_{send,i} = L_{target,i} + L_{offset,i} \quad (4.7)$$

また、修正量 δL_i を決定する際、振動や急巻取りによる暴走を防ぐために以下の張力監視の安全機構を組み込んだ。毎周期、筋張力を監視し、以下に示す状況に該当した場合に、筋長の修正を行わない。ただ、このような安全機構を組み込んだとしても、発散や振動を抑えるロバスト性を完全に担保することは難しいため、パラメータは注意深く決定する必要がある。

- それぞれの筋に不感帯 T_{range} を設け、目標張力に対し現在の張力が一定の範囲内にあつたら、

振動を抑えるために筋の修正は行わない。

$$\begin{aligned} \text{if } |T_{target} - T_i| < T_{range}, \\ \text{then } \delta L_i = 0 \end{aligned}$$

- i 番目の筋が既に緩んでおり、反応最小張力 $T_{lowerthre}$ を下回っているにも関わらず、筋長修正指令が筋を弛緩させるような場合においては、筋の弛みを抑えるために筋を伸ばす修正を行わない。

$$\begin{aligned} \text{if } T_i < T_{lowerthre} \wedge \delta L_i > 0, \\ \text{then } \delta L_i = 0 \end{aligned} \tag{4.8}$$

- i 番目の筋が既に十分な張力がかかっており、反応最大張力 $T_{upperthre}$ を越えているにも関わらず、修正指令が筋を引張るような場合においては、筋の過剰張力を抑えるために筋を巻取る修正は行わない。

$$\begin{aligned} \text{if } T_i > T_{upperthre} \wedge \delta L_i < 0, \\ \text{then } \delta L_i = 0 \end{aligned} \tag{4.9}$$

- i 番目の筋の張力変化速度がしきい値 $T_{diffthres}$ を越えている場合においては、筋の振動を防ぐために、筋長の修正は行わない。

$$\begin{aligned} \text{if } \frac{|T_i - T_{i,previous}|}{cycletime} > T_{diffthres}, \\ \text{then } \delta L_i = 0 \end{aligned}$$

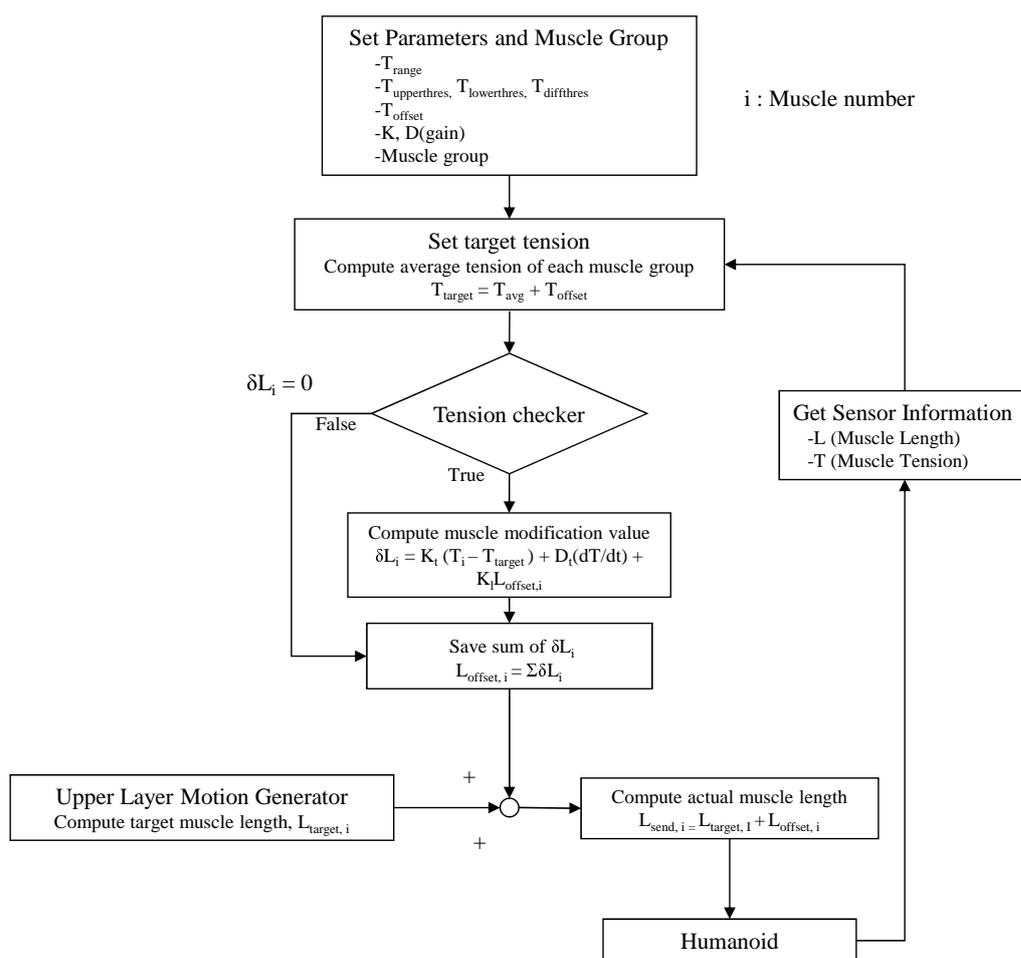


図 4.28: System flowchart of muscle load sharing [63].

4.4.3 段差上り実験

実装したアルゴリズムの検証として、左右の膝関節伸筋群に負荷分散を適用し、段差昇降実験を行った。比較として、負荷分散を適用せずに同じ動作での実験も行った。実験の様子と負荷分散を適用した筋群を図 4.29 に示す。

筋ユニット内のロードセルに基づく筋張力を図 4.30 に示す。筋張力変化に着目すると、負荷分散が無い状態では大腿直筋 (Rectus femoris) に負荷の集中が見られ、脚拳上時に最大 20[kgf] 程度、段差上り時には 16[kgf] 程度の筋張力となっている。一方、負荷分散のある状態では、全体を通して 10[kgf] を越える筋がなく、複数筋の協調動作による負荷分散が行えていることがわかる。

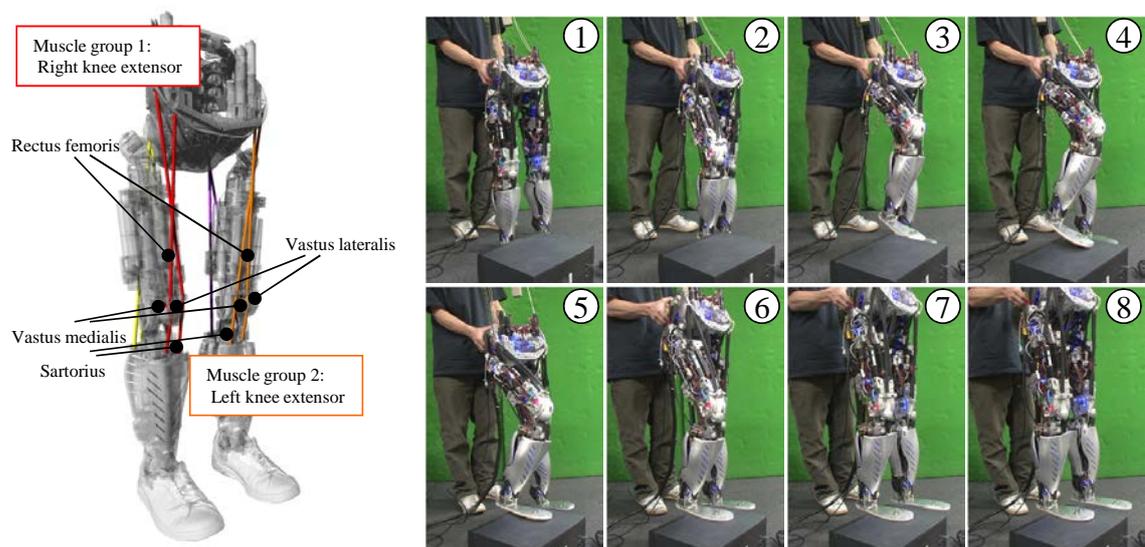


図 4.29: Experimental step up of Kenshiro's leg with load sharing [63].

4.4.4 上腕拳上実験

上腕の拳上動作における肩筋群での張力値を負荷分散制御の有無で比較した。実験の様子を図 4.31 に、実験中の筋張力は図 4.32 にそれぞれ示す。

負荷分散が無い状態では三角筋後部繊維に負荷の集中が見られ、最大で 50[kgf] 程度の筋張力となっている。一方、負荷分散のある状態では、同様に三角筋後部繊維に負荷が高まっているものの、ピーク値が 30[kgf] 程度へ低減されており、筋間協調動作による負荷分散が行えていることがわかる。負荷

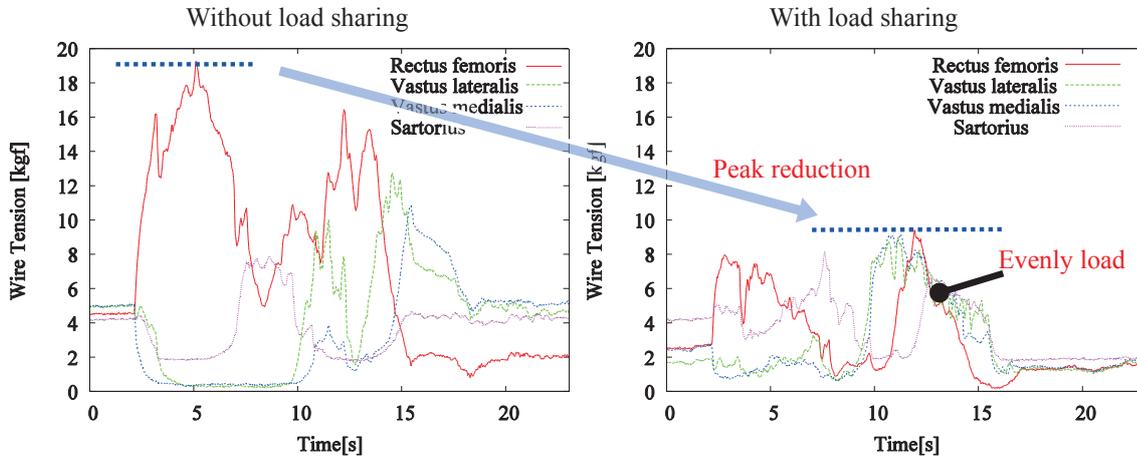


図 4.30: Wire tensions of right knee extensors during experimental step up [63]. Left: without load sharing. Right: with load sharing.

の集中は、実機モデル誤差によるものや、上腕挙上時の拮抗関係も含めた姿勢保持負荷が三角筋後部繊維に集中していることによって生じていると考えられる。ピーク値が低減されることによって、紐の伸びや自己身体の破壊が防止されることがメリットである一方で、姿勢追従性が低下してしまうことは解決すべき課題である。姿勢追従性をあげるためには、内力が高まることを許容し負荷を集中させることか、さらに筋の本数を増やし冗長化し、様々な姿勢で力を発揮できる構成とすることで、各筋の負荷を分散しつつ動作を行える構成としていく必要がある。

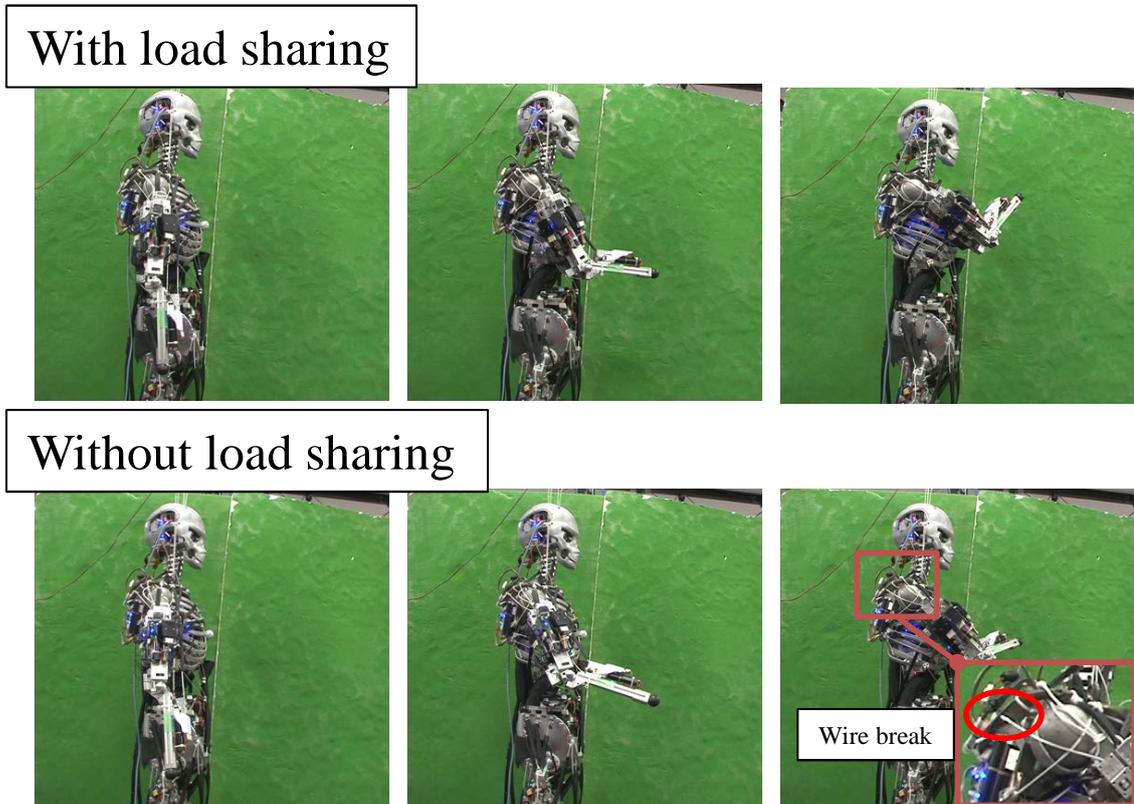


図 4.31: Wire tensions of right shoulder muscles during experimental raise arm. Upper: With load sharing. Lower: without load sharing. The case of without load sharing shows an example of wire break by tension concentration.

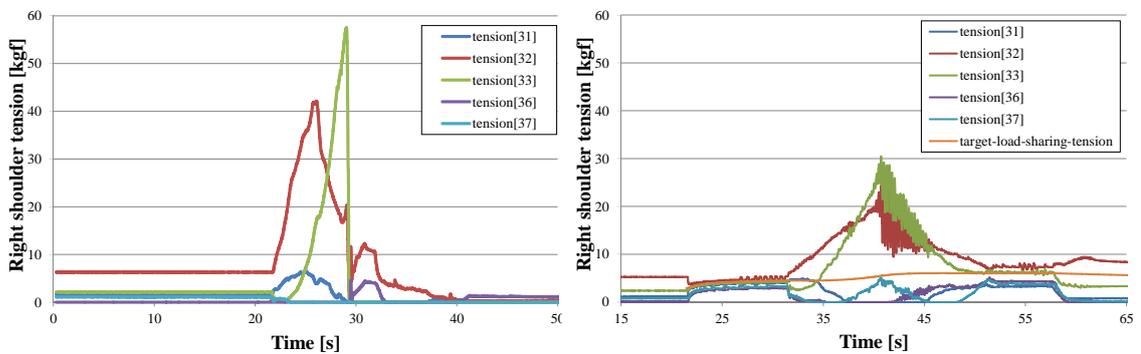


図 4.32: Right shoulder muscle tensions of Kenshiro during raising arm motion. (Left: without load sharing. Right: with load sharing.

4.4.5 全身における筋負荷分散実験

等身大ヒューマノイド健志郎の膝関節における、冗長伸展筋に対し、筋負荷分散制御を適用し、踏み出し動作と屈伸動作を行わせた。ヒューマノイドへ送る上位の動作指令は、人間が脚部に姿勢指示スーツを着用し、生成した。左右の膝関節伸展筋群に負荷分散を実装し、上位指令の修正を行わせた。踏み出し動作においては、操縦者がヒューマノイド肩部分を支え、転倒防止と重心の移動を補助した。結果、ヒューマノイドは2歩の踏み出しを行うことが出来た。動作の様子を図 4.33 に示す。また、屈伸動作においては、第三者がヒューマノイド肩部分を支え、転倒防止を補助した。屈伸動作の様子と実験中の右膝の負荷分散を適用した筋群張力値を図 4.34 に示す。張力値のグラフより、負荷分散適用筋において、屈伸中に全ての筋が張力を発揮しており、負荷分散が働いていたことが確認できる。しかし、随所に張力値の振動や不安定な状態が見られることから、アルゴリズムの改良やより最適なパラメータ値の設定、安定性解析などが今後の課題である。

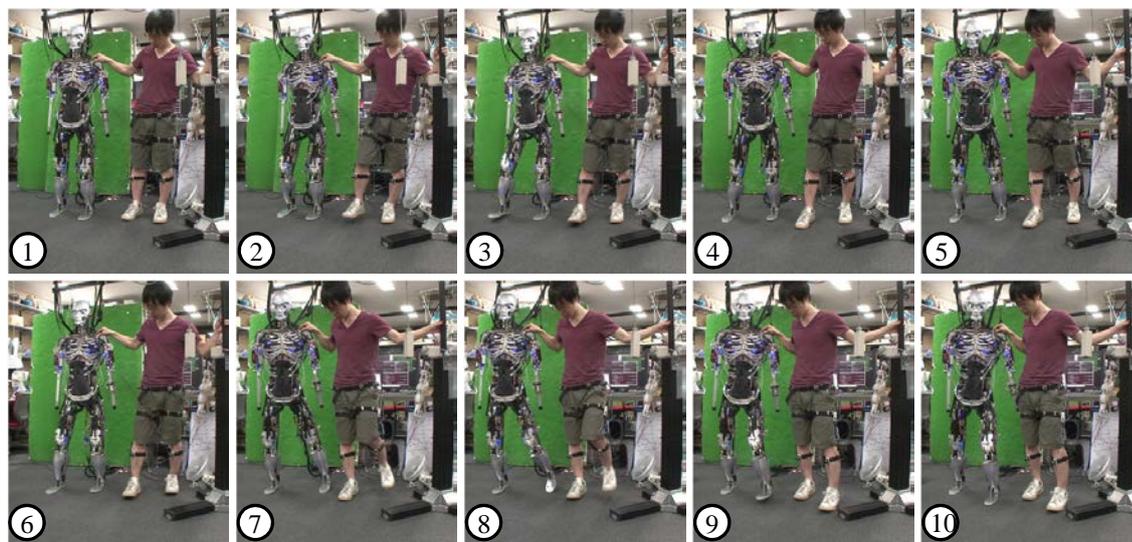


図 4.33: Step forward motion of Kenshiro with the interactive suit system [63].

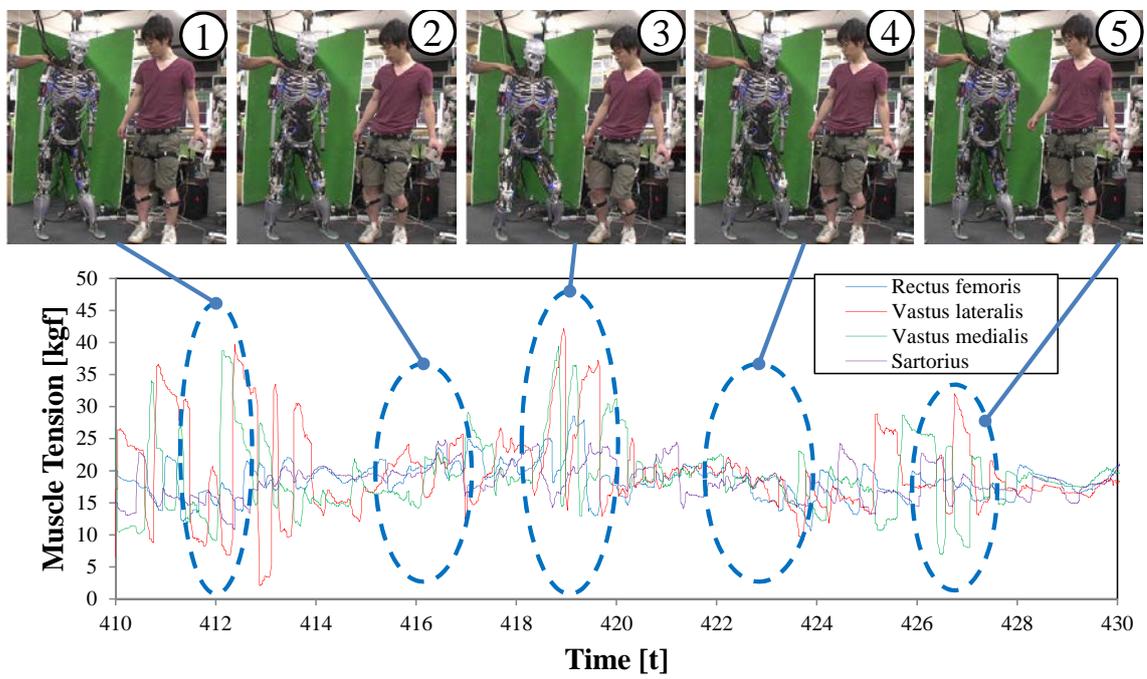


図 4.34: Squat motion of Kenshiro with the interactive suit system and muscle load sharing [63].

4.5 本章のまとめ

本章では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの人体模倣筋配置を構成するための筋構造や筋制御のあり方について述べた。人体模倣筋配置では、非常に多くの構成要素を高密度に配置する必要があり、ケーブルパスが複雑化しやすいため、筋アクチュエータに必要なモータ、モータドライバ基板、センサ、カバーをパッケージ化し一体としケーブル保護などによるメンテナンス性を重視した構成として、センサドライバ統合型筋モジュールを提案、実現し、その有効性を述べた。筋モジュールの配置汎用性を活かし、筋骨格ヒューマノイドの全体に渡るアクチュエータ部を提案した筋モジュールによって共通化していくことで、複雑な身体でありながらも高いメンテナンス性、張力制御に基づく高い運動性能を備えた人体模倣筋骨格ヒューマノイドを構成することが可能となった。

人体模倣筋配置とすることによって、筋経路と身体の複雑度が増し、実機モデル誤差の影響が大きくなることと、筋冗長度が増すことによって、筋負荷の偏りが生じやすくなる。この負荷を緩和し、身体を破壊しない柔軟な筋制御の必要性を受け、筋負荷分散の実装を行った。筋間協調に基づく負荷分散は、筋間の張力値に基づいて筋制御可能な点がメリットであり、膝や肩関節における張力分散を実現した。一方で、新モータドライバによって可能となった電流フィードバックによる張力制御に基づく負荷分散は、全筋での安定的な張力制御が可能であるため、高速な制御周期での、外乱に対して柔軟な応答性能を有することがメリットであり、外力に対する柔軟な馴染み動作を実現した。

第5章

全身分布型センサの活用に基づく 姿勢安定化戦略

5.1 全身分布型センサを活用した姿勢安定化制御

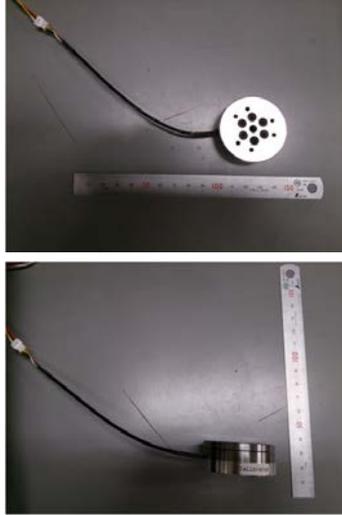
本章では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおいて、全身分布型力センサ系の活用に基づいた姿勢安定化指標として、筋張力 ZMP と足底力覚 ZMP を提案し、評価検証を行う。また、多節脊椎関節や足指関節などの人体模倣骨格構成を活用することで、姿勢安定化をはかるスタビライザの構築と評価検証を行っていく。さらにそれらを組み合わせることで、全身分布力センサ系と人体模倣骨格系の活用に基づく人体模倣型の姿勢安定化戦略の有効性を示す。

5.1.1 ヒューマノイドにおける姿勢安定化制御の課題

ヒューマノイドは二足歩行による不安定を抱えているため、バランス制御は非常に重要であり、数々のスタビライザの研究が行われている。歩行中の姿勢安定化に着目した研究 [64][7] や、力制御によるバランス制御の研究 [65][10] がなされている。一般的に、ヒューマノイドの安定化制御に用いられる Zero Moment Point (ZMP) は、足部に搭載した 6 軸力センサの値を用いて求められていることが多いため、制御が 6 軸力センサに依存していることも多い。しかし、6 軸力センサは、ヒューマノイドの移動に伴う衝撃負荷を受けるため、故障することもまれではなく、もし、このような冗長でないセンサが故障した場合、ヒューマノイド制御が不可能となってしまうため、致命的である。定格の大きな 6 軸力センサはサイズが大きいため、冗長に 6 軸力センサを入れることはサイズやスペースの問題から現実的ではなく、設計においても、6 軸力センサが設計のサイズ制約となり、設計自由度の低下を招いていることは問題とされている。このように、冗長配置が難しく、故障が致命的な 6 軸力センサに依存した現在のバランス制御及びヒューマノイド構成法はヒューマノイド研究における大きな課題の一つである。

5.1.2 人間の姿勢安定化戦略

人間の姿勢安定化戦略は、ヒューマノイドと異なり ZMP を求めるということはないが、重心位置を感知し、それらを巧みに操作することで姿勢の安定化を行っている。それらは、全身触覚や筋張力による力検知、三半規管による姿勢検知に基づいてなされている。力検知においては、全身の筋張力、足部に分布する皮膚感覚による圧縮力、引張力、剪断力検知など、全身の力センサを総動員しているといっても過言ではない。また、それらは非冗長的な単独センサではなく、体内に分布的にいくつも存在し、冗長性が確保されており、ヒューマノイドのように足部の 6 軸力センサに依存しているということはない。このようなセンサ入力に対し、外乱等による重心変位を補償するように、アングルヒップス



Parameter	Unit	Value
Weight		0.122 [kg]
Diameter		45 [mm]
Height		18.3 [mm]
Range of measurement(Fx, Fy)		± 1500 [N]
Range of measurement(Fz)		± 2000 [N]
Range of measurement(Tx, Ty)		± 35 [Nm]
Range of measurement(Tz)		± 25 [Nm]
Resolution(Fx, Fy)		0.25 [N]
Resolution(Fz)		0.25 [N]
Resolution(Tx, Ty)		0.005 [Nm]
Resolution(Tz)		0.004 [Nm]

図 5.1: Specification of 6DOF force sensor used in Kenshiro.

トラテジー, ステッピングストラテジーなどの姿勢安定化戦略をとる。この時に用いる関節は, 腕, 背骨, 股関節, 膝, 足首, 足指と多岐に渡り, 幅広いレンジの外乱に対応可能なことから, 人間は無意識ながらも非常に優秀なスタビライザーが体内で構築されていることを示唆している。

5.1.3 筋骨格ヒューマノイドにおける6軸力センサの問題点

人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼志郎は人間に似せたプロポーションを有していることから, その骨格サイズに適応し, かつ定格の十分な6軸力センサはほとんど存在しない。その中でも, 狭い設計スペースに収まるものとして, 図 5.1 に示す $\phi 45$ の小型の6軸力センサ (iit, FTsens) を搭載しているが, このような小型センサでは, 高いモーメント負荷を計測することが困難である。図 5.2 は, 隼志郎を直立させた状態で, 足首にモーメント負荷をかけている時のセンサ値であるが, 大きなモーメント負荷がかかるとセンサ値がストップしてしまっている。センサ値がストップしてしまう原因は, 等身大ヒューマノイドでは体の傾斜時に大きなモーメントがかかることや, ヒューマノイドの設計仕様など様々考えられる。その一方で, 筋張力より求めた関節トルクは正常に計測出来ており, 私たちの用いる筋張力センサ機構は最大 1000[N](表 4.3) 程度の定格を有しているため, この領域では計測に問題がないことが分かる。

このように, 小型の6軸力センサが必要なヒューマノイド構成においては, 6軸力センサより計測したトルクよりも, 筋張力より求めたトルクの方が有効な場合も存在する。

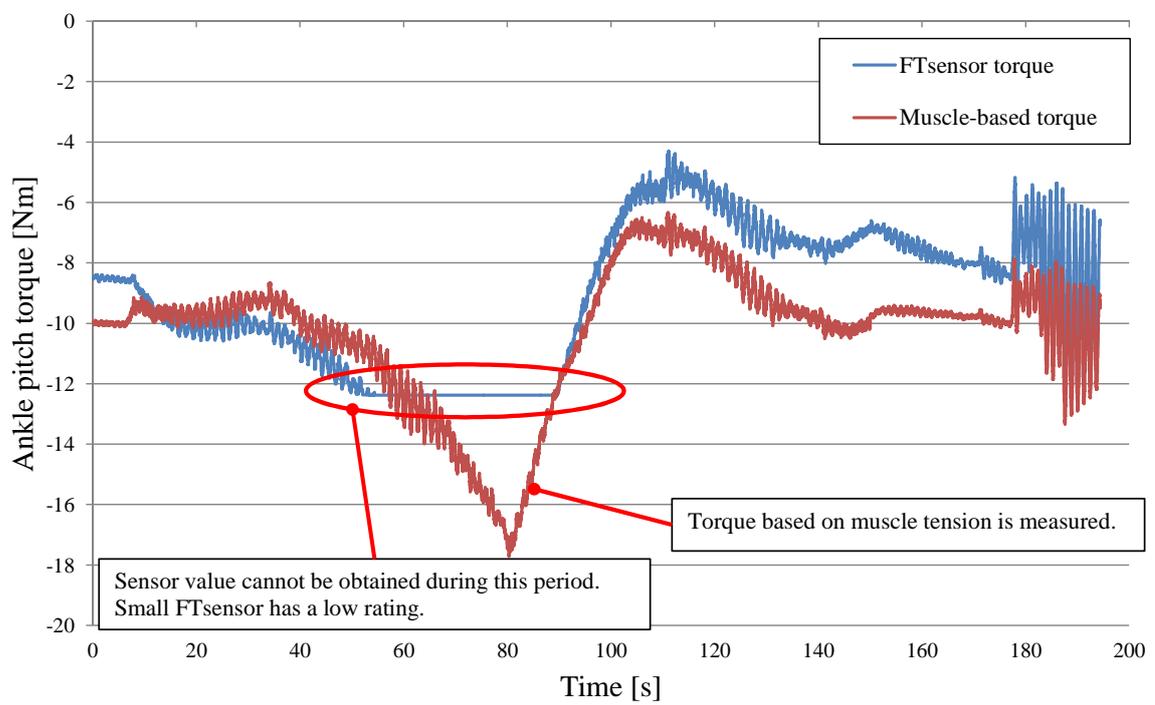


図 5.2: Ankle joint torque measured by 6DOF FTsensor and muscle. The sensor torque cannot be measured during high loaded period around 60 – 90[s] [33].

5.1.4 人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおけるバランス戦略

ヒューマノイドの姿勢制御でよく用いられる ZMP は、必ずしも 6 軸力センサがなければ求められないというものではなく、全身に分布する力センサ情報を用いて求めることも可能である。全身分布型の力センサ系を備える人体模倣型の筋骨格ヒューマノイドは、この点で人間の特徴が表されており、このようなバランス戦略の試行錯誤に適している。これまでに、筋骨格ヒューマノイドの身体構成に着目したバランス研究として、人間のアンクルヒップストラテジーで用いる股関節、足首動作における、筋反射を利用したものがなされてきている [35][66]。

筋骨格ヒューマノイドの各筋に搭載された筋張力センサや、足部における多軸一軸力センサからなる冗長な力センサ系を利用することで、ZMP に相当する安定化指標を構築可能である。また、背骨、足指関節など、全身における多自由度高可動域な人体模倣身体構造を利用することで、これまでのヒューマノイドでは行われてこなかった人間のような柔軟姿勢でのバランス戦略の構築が可能となる (図 5.3)。

このように、私たちは、ヒューマノイドのバランス制御を考える上で、人間のバランス戦略に学び、これまでのヒューマノイド研究で行われてこなかった人間らしい自然なバランス戦略の構築に取り組むことを基本アプローチとする。図 5.4 に、本論文で構築したバランス戦略のフローチャートを示す。本章においては、フローチャート内における安定化指標の ZMP 計算部と、バランス戦略部分の各モジュールについて説明を行う。各モジュールは独立であるため、自由に組み合わせることが可能である。

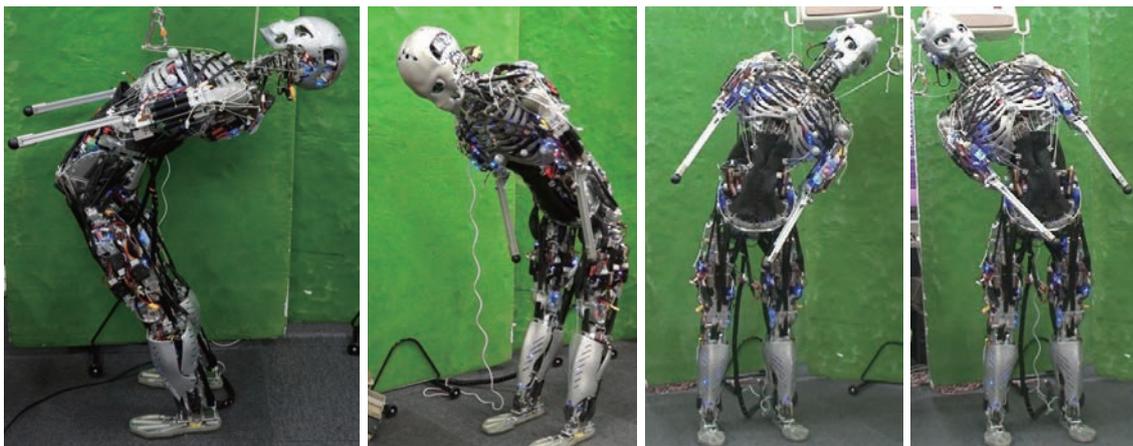


図 5.3: Spine balancing by musculoskeletal humanoid Kenshiro [33].

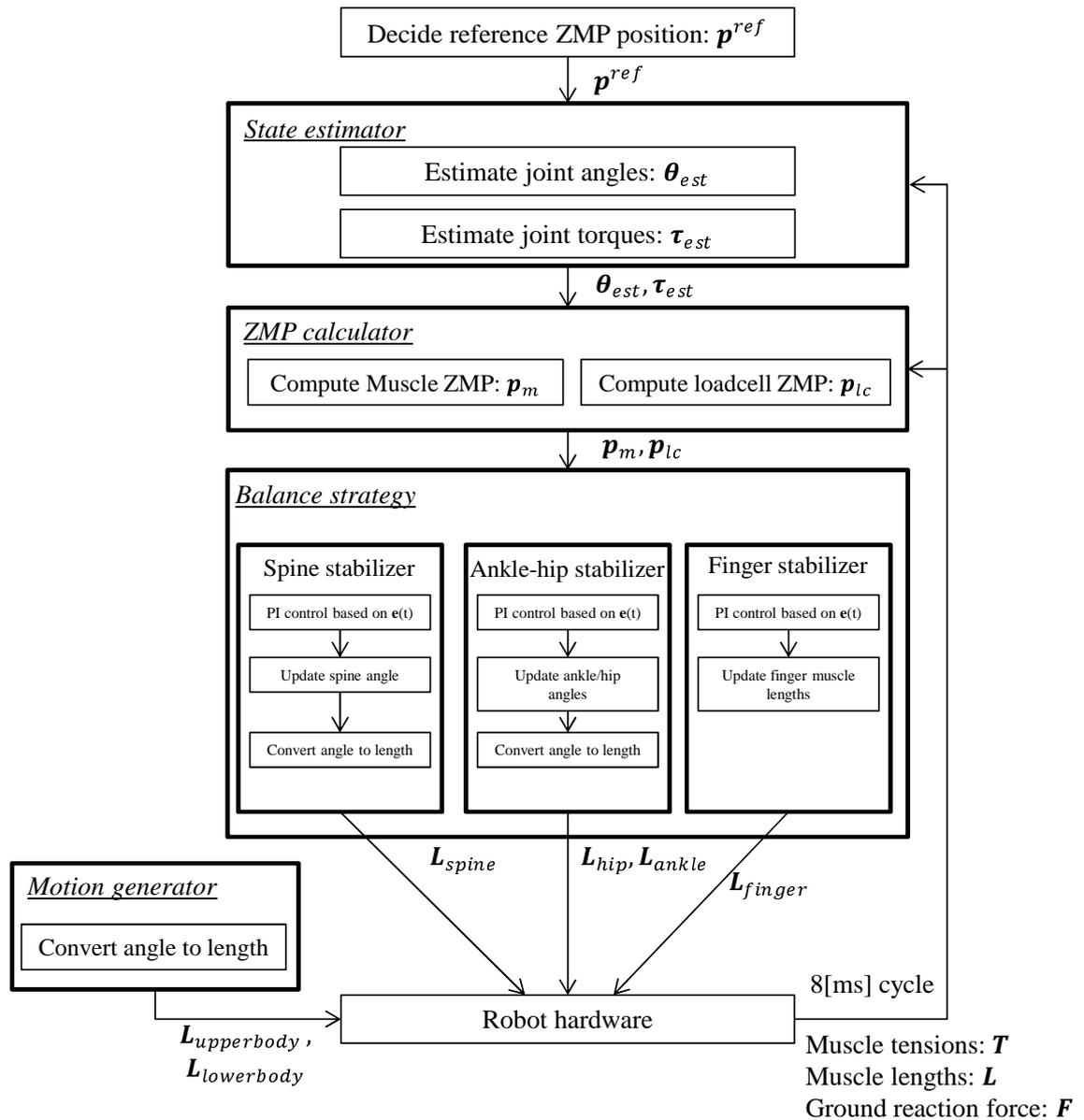


図 5.4: The flowchart of the balance strategy proposed in this paper.

5.2 筋張力 ZMP

通常 ZMP を求める際には、足部 6 軸力センサより水平力 f_x, f_y 、垂直床反力 f_z 及び x, y 軸回りのトルク τ_x, τ_y を計測し求める。筋骨格ヒューマノイドは、筋張力より関節トルクを求められるため、これらを 6 軸力センサより得られるトルクの代用として用いることで、6 軸力センサに依存しない ZMP 相当の安定化指標の計算が可能である。本論文では、このようにして求める ZMP を筋張力 ZMP と定義し、筋骨格ヒューマノイドの安定化指標としての効果と有効性を検証していく。筋張力 ZMP の算出に当たっては、筋張力と垂直床反力を用いることとする。

5.2.1 筋骨格ヒューマノイドにおける関節トルク

関節に n 本の筋を有する筋骨格ヒューマノイドにおいて x, y 軸回りの関節トルクベクトル $T (\in R^2)$ は、関節を駆動する筋の筋張力ベクトルを $F (\in R^n)$ 、筋長ヤコビアンを $G (\in R^{n \times 2})$ とすると、以下の関係式を用いることで求めることが可能である。

$$T = G^T F \quad (5.1)$$

$$\begin{bmatrix} \tau_{m,x} \\ \tau_{m,y} \end{bmatrix} = G^T \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_n \end{bmatrix}$$

ここで、筋長ヤコビアンは筋長ベクトル L と関節角度ベクトル θ を対応付けるヤコビ行列であり、 $G(\theta) = \partial L / \partial \theta$ の関係式より求められる。大久保らは、筋長ヤコビアンの算出方法として関数近似を用いた手法を提案しており、筋長を関節角度を変数とした関数として表しそれらを微分することで、筋長ヤコビアンを求めている [67]。このような手法を用いることで、誤差を含むモデル幾何形状からではなく、実機幾何形状を反映する筋長ヤコビアンの算出が可能である¹。

¹モデル幾何形状においては、筋経路を直線で表しているが、実機においては、筋は骨格へ巻きつくなど必ずしも筋経路が直線とは限らないため、これらが実機モデル誤差となる。実機モデル誤差は姿勢位置精度の低下、拮抗内力の高まりなど悪影響を及ぼす。

5.2.2 筋張力 ZMP の導出

一般的なヒューマノイドにおいては, 足リンクに搭載した 6 軸力センサをもって, ZMP の計測を行う. 導出においては, [68] によれば, ZMP は, 床反力によるモーメントの水平成分が 0 になる点, として定義され, 以下に示す点 p 回りのモーメントが 0 となる点として求めていく. 図 5.5 に, 各種 ZMP を求める際の幾何条件などを示す.

$$\tau(p) = \sum_{j=1}^N \{ (p_j - p) \times f_j + \tau_j \} \quad (5.2)$$

ここで, p は ZMP の位置ベクトルであり, p_j は力センサの位置ベクトルである. ZMP の位置は, 式 (5.2) において, p のモーメントの釣り合いを考え, 右辺の x, y 成分を 0 とし, p_x, p_y について解くことで, 以下のように求められる.

$$p_x = \frac{\sum_{j=1}^N \{ -\tau_{jy} - (p_{jz} - p_z) f_{jx} + p_{jx} f_{jz} \}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.3)$$

$$p_y = \frac{\sum_{j=1}^N \{ \tau_{jx} - (p_{jz} - p_z) f_{jy} + p_{jy} f_{jz} \}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.4)$$

筋張力 ZMP の位置 $p_{m,x}, p_{m,y}$ は, 筋張力より求めた関節トルク τ_m を 6 軸力センサより求めたトルク τ に代用し, 式 (5.5), 式 (5.6) を書き換えることで以下のように求まる. この時, 床反力を計測する力センサは x, y, z を算出可能な 3 軸力センサである必要がある.

$$p_{m,x} = \frac{\sum_{j=1}^N \{ -\tau_{m,jy} - (p_{jz} - p_z) f_{jx} + p_{jx} f_{jz} \}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.5)$$

$$p_{m,y} = \frac{\sum_{j=1}^N \{ \tau_{m,jx} - (p_{jz} - p_z) f_{jy} + p_{jy} f_{jz} \}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.6)$$

本論文においては, 力センサ構成をさらに簡略化したものとして, z 方向の垂直床反力のみを計測する 1 軸力センサを用いる場合について考察を進める. すなわち, 床反力水平成分は, 影響が少ないことと筋張力により計測が困難であるため, $f_x \approx 0, f_y \approx 0$ と近似し計算を行っていくこととする. この場合, 筋張力 ZMP の算出式は以下のようになり, 足首回りの幾何条件は図 5.6 に示したようになる.

$$p_{m,x} = \frac{\sum_{j=1}^N \{ -\tau_{m,jy} + p_{jx} f_{jz} \}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.7)$$

$$p_{m,y} = \frac{\sum_{j=1}^N \{\tau_{m,jx} + p_{jy} f_{jz}\}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.8)$$

ここで、両足を用いる $N = 2$ の場合で、 f_z の計測中心が力センサ上にあり、座標原点が両センサの中間点としたときに、筋張力 ZMP は以下のように求まる。

$$p_{m,x} = \frac{-\tau_{m,Ly} + p_{Lx} f_{Lz} - \tau_{m,Ry} + p_{Rx} f_{Rz}}{f_{Lz} + f_{Rz}} \quad (5.9)$$

$$p_{m,y} = \frac{\tau_{m,Lx} + p_{Ly} f_{Lz} + \tau_{m,Rx} + p_{Ry} f_{Rz}}{f_{Lz} + f_{Rz}} \quad (5.10)$$

$$\mathbf{p}_m = [p_{m,x}, p_{m,y}, p_{m,z}]^T \quad (5.11)$$

本論文では、筋張力に基づく関節トルクと床反力より求めた \mathbf{p}_m を筋張力 ZMP と定義し、姿勢安定化制御の指標として用いていく。実験で用いる臈志郎の足部は、図 5.7 に示すように、足首を駆動する 6 本の筋肉と 6 軸力センサが取り付けられている。足関節トルクは 6 本の筋から取得し、6 軸力センサからは f_z のみを取得する。

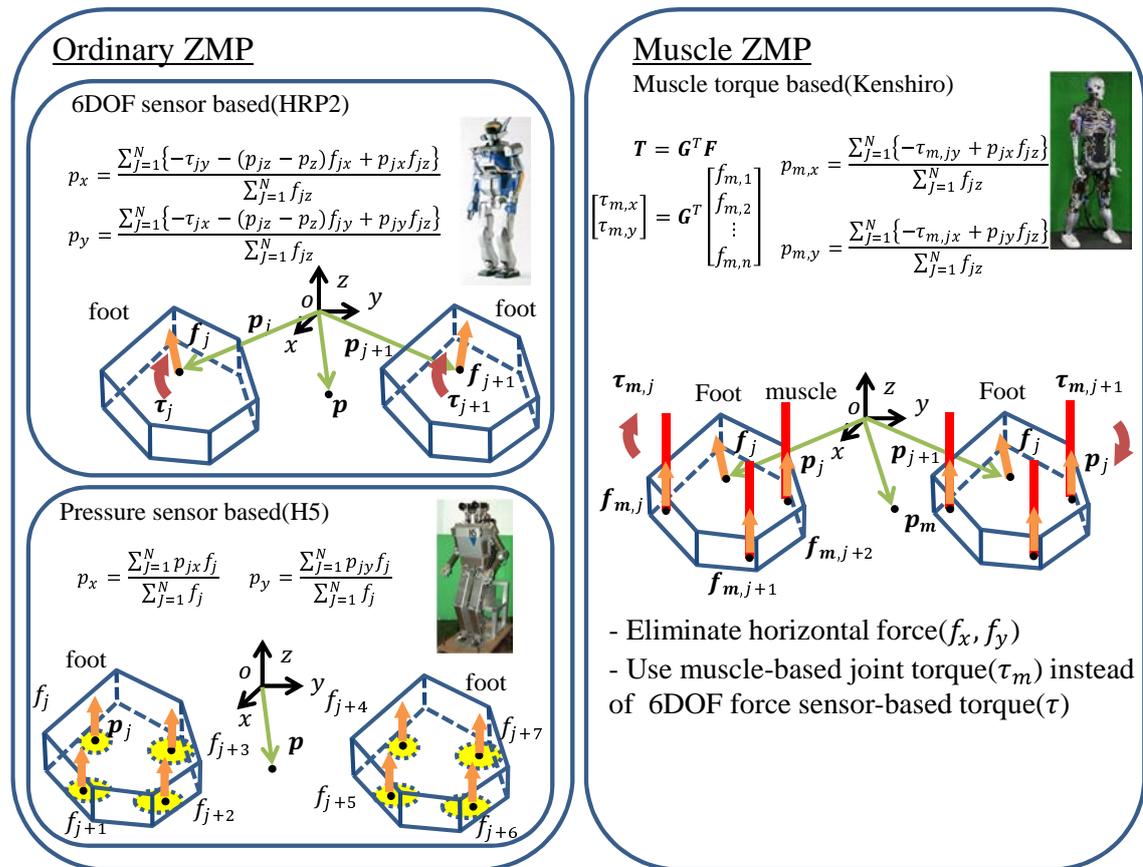


図 5.5: Several ZMP calculation methods.

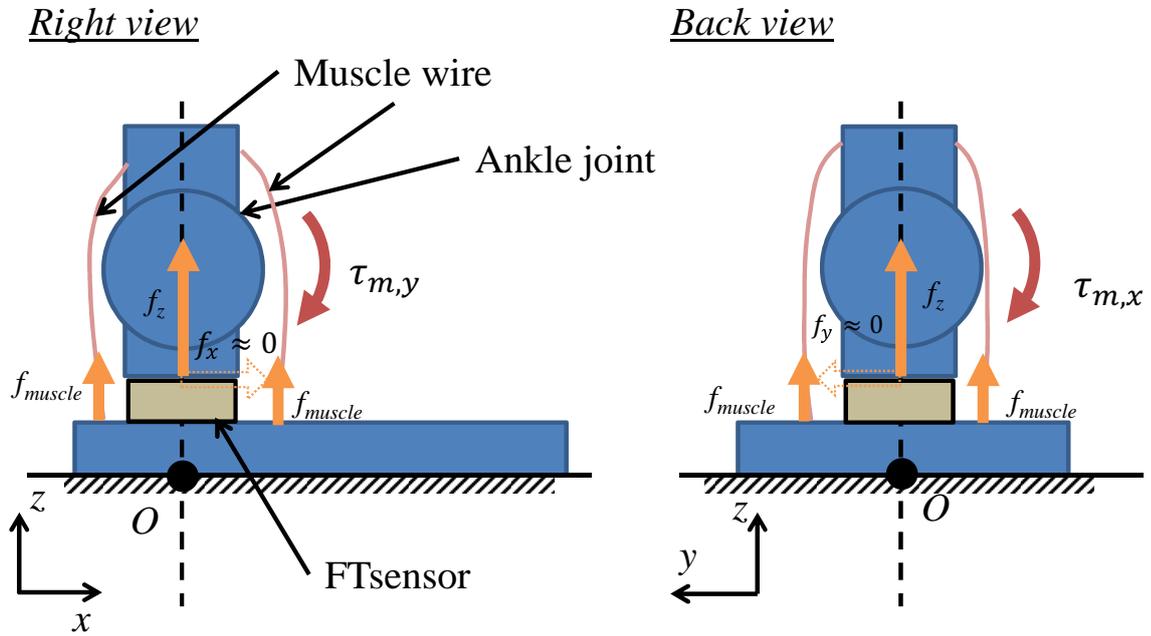


図 5.6: Ankle geometric condition to compute muscle ZMP [33].

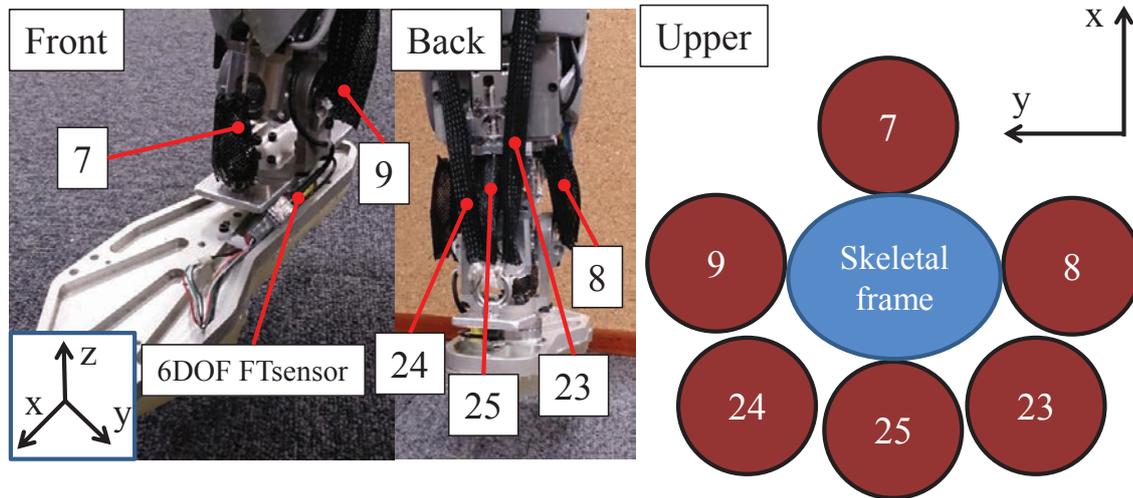


図 5.7: Ankle muscle arrangement and 6DOF FTsensor configuration of Kenshiro. Muscle numbers correspond to those used in 図 6.10 and 表 6.3 [33].

5.2.3 筋張力 ZMP の妥当性評価

筋張力 ZMP が, 実際の 6 軸力センサより求めた ZMP とどの程度の相関性があるかを評価する. まずは, 筋による関節トルクと 6 軸力センサのトルクの比較を行う. 実験として, 隼志郎を空中に浮かせた状態で, 足部をつかみ様々な方向へ負荷をかけた. 図 5.8 に示す結果より, 筋張力より求めた関節トルクと 6 軸力センサから得られたトルクがほとんど等しいため, 関節トルクを 6 軸力センサの代わりに用いて行くことは可能であると考ええる.

次に, 筋張力 ZMP が 6 軸力センサによる ZMP に対して, 実際にどの程度の精度を有するかを評価していく. 実験として, 隼志郎を両足で自立させた状態で, 重心が円軌道を描くような動作を行わせ, その時の 6 軸力センサより求めた ZMP と筋張力 ZMP の値を比較する. 図 5.9 は, そのときのグラフであり, ZMP に対して筋張力 ZMP は完全に一致はしないが同様の傾向をもつ値を計算できていることが確認出来る. 目標軌道に対して比較的追従性がよくないのは, 筋骨格ヒューマノイド特有の身体の柔軟性による姿勢追従性が低いことに由来するものであると考ええる.

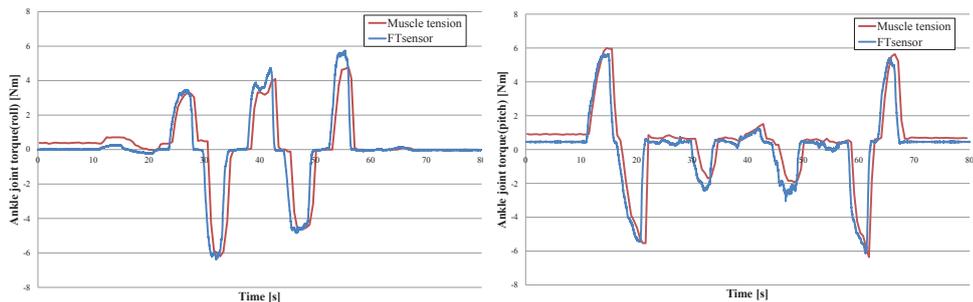


図 5.8: Comparison of ankle joint torques obtained using muscle tensions and those obtained using FTsensor [33].

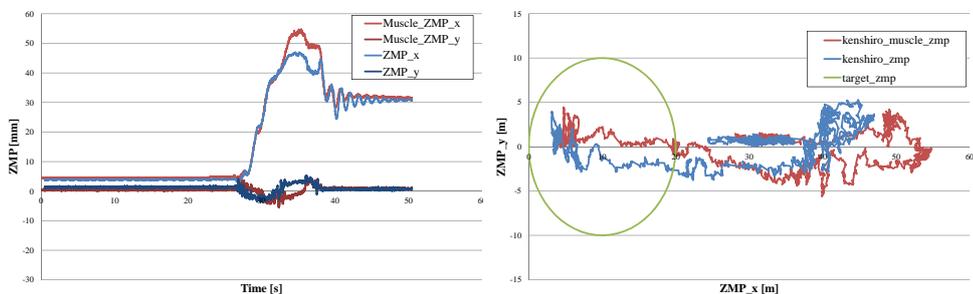


図 5.9: Left: Comparison of ZMP values obtained using muscle tensions and those obtained using FTsensor. Right: The plot in the xy plane [33].

5.2.4 床反力水平成分が筋張力 ZMP へ及ぼす影響

本来,ZMP 導出には, 水平床反力成分 f_x, f_y のモーメント項が含まれている. 3 軸力センサを用いる場合は, それらも考慮した値を算出できるが, 1 軸力センサを用いる場合では, 床反力水平成分が及ぼすモーメント成分は考慮に入れていない. このことの妥当性について, 考察を行う.

図 5.10 は, 上記動作時に 6 軸力センサより取得した床反力水平成分によるモーメントと, 同じく 6 軸力センサより取得したトルクを比較したものである. y 軸に関しては, 水平力のモーメント成分の寄与が少なく, y 軸回りの関節トルクが支配的であるため, モーメント成分が ZMP に及ぼす影響は少ない. Ty_from_sensor と $Moment_from_fx$ の最大最小値の絶対値の割合は 0.0833 であり, トルクが支配的であることが確認できる. x 軸に関しては, モーメント成分の寄与は x 軸回りの関節トルクに対して, 比較的大きく, Tx_from_sensor と $Moment_from_fy$ の最大最小値の絶対値の割合は, 0.265 であり, モーメント成分も少なからず ZMP 計測に影響を及ぼすことが確認できる.

したがって, 筋張力 ZMP の特性として, y 軸回りのトルクと, 水平力 f_x が及ぼすモーメントを用いて算出する位置 $p_{m,x}$ は高い精度で求められ, x 軸回りのトルクと, 水平力 f_y が及ぼすモーメントを用いて算出する位置 $p_{m,y}$ は, 水平力モーメントの影響が大きくなる場合において, 誤差を含んでいる可能性がある. 筋骨格ヒューマノイドは, ZMP や関節角度位置が比較的低い精度であり, 誤差を含んでいるような状態でも, 動作可能な動作生成戦略を構築していくことが求められるが, より正確な値を計測するための対策として, 1 軸力センサの代わりに 3 軸力センサを用いることで, 水平力までも考慮に入れたより通常の ZMP に近い筋張力 ZMP を求めていくことなどが考えられる.

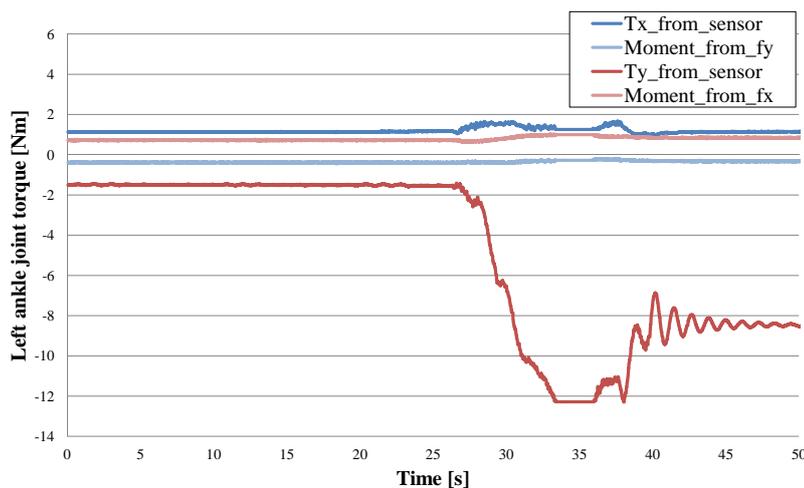


図 5.10: Moment influence generated from f_x and f_y against FTsensor torques [33].

5.3 足底力覚 ZMP

5.3.1 分布一軸力センサによる床反力計測構造と足底力覚 ZMP の算出

人体模倣筋骨格ヒューマノイド健悟郎の足部の床反力計測構造として、人間と同様に分布床反力を分散型のカセンサで計測するために、一軸力センサであるロードセルを複数個用いることとした。ロードセルには、筋モジュールと同様の超小型圧縮ロードセル（東洋測器, MCDW-50L, $\phi 7$, 定格 500[N]）を用いている。6 軸力センサのような一点集中型力計測でなく、分散型力計測であるため、一つ一つの定格はそれほど大きくなくともよい。図 5.11 に足部におけるカセンサの計測原理とセンサ配置を示す。計測は、筋モジュールと同様に、シリンダの影響を受けない回転型を採用し、ユニットをモジュール化することで、複数箇所と同様のユニットを使えるようにした。それぞれのユニットは、足裏に接続したウレタンゴムを介して床反力受ける。ロードセルは各指先に計 5 個、各指の付け根に計 5 個、かかと計 2 個搭載し、片足で計 12 個のロードセルを配置した。

このとき足底力覚 ZMP の位置 p_{lc} は、多軸の一軸センサを用いた求め方となり、以下の式により求まる。ここで、各カセンサの位置を $p_j(p_{jx}, p_{jy})$ 、各カセンサより計測される反力を f_{jz} とする。算出において、指関節の動作によって、位置誤差が生じ、ZMP 位置に影響を及ぼす可能性があることに注意が必要である。

$$p_{lc,x} = \frac{\sum_{j=1}^N p_{jx} f_{jz}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}}, p_{lc,y} = \frac{\sum_{j=1}^N p_{jy} f_{jz}}{\sum_{j=1}^N f_{jz}} \quad (5.12)$$

$$p_{lc} = [p_{lc,x}, p_{lc,y}, p_{lc,z}]^T \quad (5.13)$$

Force sensor configuration

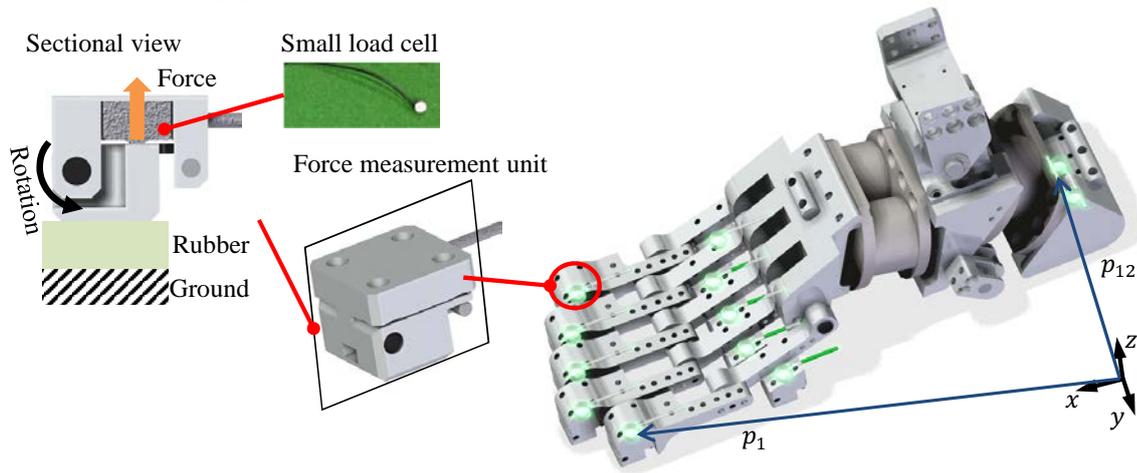


図 5.11: Force sensor configuration on the foot.

5.3.2 足底力覚 ZMP の評価

臙悟郎においては、筋張力 ZMP と足底力覚 ZMP の両方で ZMP を算出することが出来るので、冗長な ZMP の計測手段を備えていることとなり、それぞれの方式で計測を行い、結果の比較を行う。臙悟郎脚部をフォースプレート (wiibalance board) の上の直立させた状態で人間が静的に外乱を与え、その時の ZMP を計測した。ZMP は、足底力覚、筋張力及びフォースプレートのそれぞれの方式で求めており、図 5.12 に計測結果を示す。フォースプレートの値が正しいとした時に、足底力覚 ZMP も筋張力 ZMP も、誤差は残るものも同様の傾向を示していることが確認できる。

以下、誤差についての考察を行う。足底力覚 ZMP は概ね、フォースプレートと同様の値となっているが、変位が大きい時間 (例えば、ZMP(x) における 50[s] や、65[s] 付近) において誤差が大きくなる傾向にある。これは、臙悟郎の足裏は柔軟要素で接続されているため、これらの変形などによって計測ユニットの向きが変わり、各ロードセル負荷に誤差が乗っていることや、剪断力が回転を介してロードセル負荷に影響を及ぼしていること、指や足全体に自由度があるため、前傾や後傾した際に、センサ位置誤差が生じ ZMP 測定結果に影響を及ぼしていることなどが可能性として考えられる。また、筋張力 ZMP においては、各領域において、誤差が残る結果となった。これは、使用した筋長ヤコビアンが実機センサデータに基づくものであったため、ヤコビアン自体に誤差が乗っていたことや、筋長制御で計測を行ったので、筋の弛みなどによってトルク計測に誤差が乗っていたことなどが原因として考えられる。しかし、いずれにしても、人間は正確な ZMP 計測に基づいてバランス戦略を立てていないことを考えると、傾向が正しいことが重要でありこのような誤差があっても破綻しないバランス戦略を構築することが求められている。

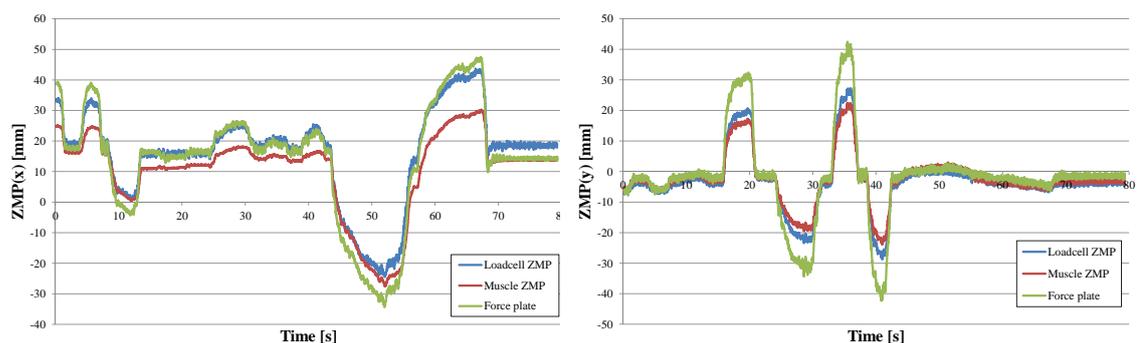


図 5.12: ZMP comparison on Kengoro.

5.4 筋骨格身体を用いた姿勢安定化戦略

ヒューマノイドは、重心投影点が支持多角形の中に収まっていけば転倒することはないので、バランスは重心を支持多角形内へ収めるよう全身を制御するように実装する必要がある。例えば、背骨関節の大きな可動域を利用することで、図 5.13 に示すように、上半身の重心を操作し、下半身の重心が大きく移動した場合であっても重心投影点が支持多角形内に収まるように制御することが可能である。

本節においては、人間のバランス戦略に着目し、多自由度筋骨格身体で特徴的な背骨や足部指関節を活用したものや、人間のアンクルヒップストラテジーに基づいたバランス戦略の構築を行い、その効果の検証を行っていく。

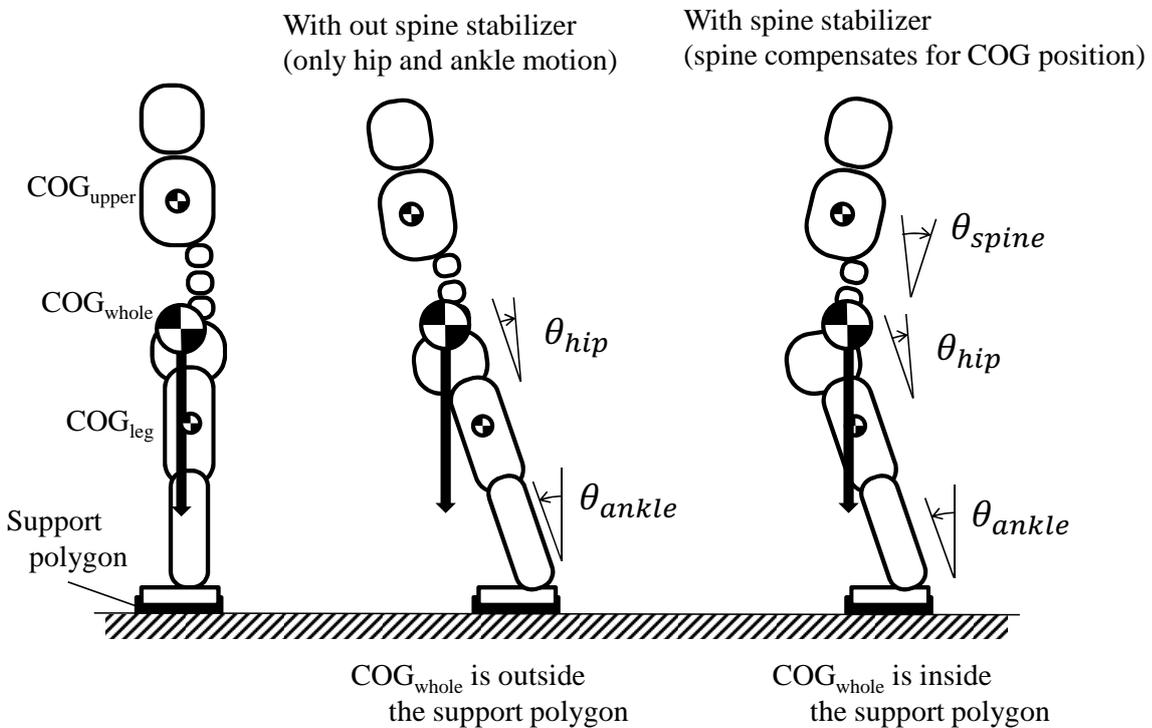


図 5.13: The spine stabilizer approach to compensate for COG displacement [33].

5.4.1 Spine stabilizer の実装

図 5.4 にそって, 実装と処理の流れを説明する. ヒューマノイドを直立させた状態で, 制御を開始し, この時に計測した ZMP を目標 ZMP として扱う. ループの上位に関節トルクの推定器があり, 筋長変化と筋張力に基づいて各関節の関節トルクを推定している. 背骨制御のレイヤーにおいては, ZMP と目標 ZMP との偏差に基づき PI 制御によって背骨角度の決定を行っている. 決定した背骨角度に基づいて, ヒューマノイドは動作し, 筋長や筋張力, 床反力などが更新される. また, 上位レイヤーから脚などへ関節角度指令を送ることができ, 背骨安定制御によってこれらの補償を行うことが可能である.

具体的な駆動関節の制御式は以下となる. 目標 ZMP と現在の ZMP の差 $e(t)$ に対して, 背骨関節の roll, pitch 方向へ PI 制御することで, バランスの補償を行うように設計した. すなわち, 背骨関節の目標値を以下のように制御する.

$$\theta_{spine} = K_{s,p}e(t) + K_{s,i} \int e(t)dt \quad (5.14)$$

$$\theta_{spine} = \begin{bmatrix} \theta_{s,roll} \\ \theta_{s,pitch} \end{bmatrix} \quad (5.15)$$

$$e(t) = \begin{bmatrix} p_y^{ref} - p_y(t) \\ p_x^{ref} - p_x(t) \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

ここで, p_x^{ref} は目標 ZMP の x 成分, p_y^{ref} は目標 ZMP の y 成分であり, 制御を開始した時の値を用いる. また, これらの制御は 8[ms] の周期で実行されるレイヤーへ実装した.

5.4.2 Ankle-hip stabilizer の実装

背骨バランスでの例とは反対に、主に上半身での動作を下半身で補償するバランス制御の方法として、人間のアンクルヒップストラテジーを参考としたバランス戦略を実装した。実装は、Spine stabilizerと同様に ZMP 偏差に対する PI 制御であり、制御周期は 8[ms] であるが、背骨ではなく足首と股関節を駆動することで重心変位を補償することとしている。以下に、駆動関節の制御式を示す。

$$\boldsymbol{\theta}_{ah} = K_{ah,p}e(t) + K_{ah,i} \int e(t)dt \quad (5.17)$$

$$\boldsymbol{\theta}_{hip} = a_h \boldsymbol{\theta}_{ah} \quad (5.18)$$

$$\boldsymbol{\theta}_{ankle} = (1 - a_h) \boldsymbol{\theta}_{ah} \quad (5.19)$$

$$\boldsymbol{\theta}_{hip} = \begin{bmatrix} \theta_{h,roll} \\ \theta_{h,pitch} \end{bmatrix} \quad (5.20)$$

$$\boldsymbol{\theta}_{ankle} = \begin{bmatrix} \theta_{a,roll} \\ \theta_{a,pitch} \end{bmatrix} \quad (5.21)$$

$$\boldsymbol{e}(t) = \begin{bmatrix} p_y^{ref} - p_y(t) \\ p_x^{ref} - p_x(t) \end{bmatrix} \quad (5.22)$$

5.4.3 Finger stabilizer の実装

これまでに、ヒューマノイドにおけるつま先自由度の有効性について論じた研究がなされてきている。西脇らは、ヒューマノイド H7 を用いて、膝関節負荷の緩和による高い段差昇降、歩行速度の増大及び、膝付き姿勢の実現といったつま先自由度の有効性を主張している [69]。橋本らは、ヒューマノイド WABIAN-2R において受動つま先関節を実装し、つま先とアーチ機能の効果について論じてきている [49]。小椋らは、同様にヒューマノイド WABIAN-2R において、かかと接地、つま先離床による膝を伸ばした歩行を実現している [70]。このように、つま先の歩行や動作実現に関する寄与を明らかとする研究や、機能解明に関する研究はなされてきているが、つま先自由度のバランス動作への寄与の検証と、実現に関する研究はまだあまりなされてきていない。

人間の姿勢維持におけるつま先の効果に着目すると、経験的には前方に重心が移動した時、地面方向につま先を駆動し、指を地面に踏ん張るようにして反射的にバランスをとることがある。これは、多自由度で指部に柔軟性がある足部において、指を駆動することで、足の剛性を確保し、足首と連携し体を後方へ回転させるようなトルクを発生させることで、前方への転倒を回避していることに相当する。このような経験を裏付けるものとして、足把持力が静的及び動的なバランス性能の向上を示唆する研究報告もなされている [71] [72]。したがって、人間は単純な立位状態においても、指部の活用によってバランスを維持しているということが示唆されており、本節では、人間のバランスにおけるつま先の活用法と反射的な振り舞いに着目し、筋骨格ヒューマノイドにおける人体模倣型バランス戦略の枠組みとして、指の踏ん張りを活用した Finger stabilizer の実装とその動作検証を行う。

実装は、これまでと同様で、ZMP 偏差に対する比例制御であり、制御周期は 8[ms] である。以前の二つの戦略と異なり特徴的な点は、足指を駆動する筋アクチュエータに直接長さ指令を送り駆動する点で、関節角度-筋長の変換を行っていない。以下に、駆動する筋の制御式を示す。

$$\mathbf{L} = K_{f,p}e(t) \quad (5.23)$$

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} l_{lf} \\ l_{rf} \end{bmatrix} \quad (5.24)$$

$$e(t) = \begin{bmatrix} p_x^{ref} - p_x(t) \end{bmatrix} \quad (5.25)$$

5.5 人体模倣筋骨格ヒューマノイドによるバランス戦略の動作検証

これまでに安定化指標として筋張力 ZMP, 足底力覚 ZMP の二通り, バランス戦略として, Spine stabilizer, Ankle-hip stabilizer, Finger stabilizer の三通りを実装してきた。これらはモジュール化されているので, 状況に応じて適当な組み合わせとすることが出来, 2 通りの安定化指標と, 3 通りのバランス戦略があるため, 計 6 通りの組み合わせが考えられる。本節では, 提案してきた安定化指標とバランス戦略を組み合わせの中からいくつかを人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼志郎, 隼悟郎に適用し, 動作検証を行う。

5.5.1 筋張力 ZMP と Spine stabilizer によるバランス実験

安定化指標として筋張力 ZMP を用い, バランス戦略として Spine stabilizer を用いたバランス動作実験を行った。ヒューマノイドは隼志郎を用い, いくつかの実験環境で挙動の確認をした。

前後バランス実験

前後方向へのバランス実験として以下の二つを行った。

- 前方向へのバランス
- 後ろ方向へのバランス

両実験において, 背骨安定化制御を実行し, 上位レイヤーより足首と股関節に関節角度指令を送り, 背骨制御でバランスを補償している。上位レイヤーの指令は, 人間が与えている。また, 頭と骨盤にそれぞれ IMU を搭載しており, 動作中の関節角度の計測が可能である。

図 5.14 の左図は, 前方向への背骨バランス実験の様子であり, 図 5.14 の右図は実験時のデータである。目標 ZMP に対して, 筋 ZMP が追従しようとする挙動から, 背骨安定化制御が機能しているといえる。また, 頭角度は最大で $54.0[\text{deg}]$ ほどとなっており, 与えられた脚動作を補償するために, 大きく前傾できていることが確認できる。

図 5.15 の左図は, 後ろ方向への背骨バランス実験の様子であり, 図 5.15 の右図は実験時のデータである。前方向と同様に, 目標 ZMP に対して, 筋 ZMP が追従する挙動を示していることから, 背骨安定化制御が機能していることが確認できる。また, 頭角度は, 大きく後傾し最下点で $-54.4[\text{deg}]$ となっていることから, 脚動作による重心のずれを, 背骨によって補償していることが確認できる。

重り付加実験

背骨安定化制御によって, どの程度の負荷を許容可能かを調べるために, 重りを付加する実験を行った. 前腕部に取り付けた袋へ重りを追加していき, 最終的に 15[kg] の重りを追加しても転倒せずにバランスを維持することが可能であった. 図 5.16 の左図は実験時の様子であり, 図 5.16 の右図はその時のデータである. 目標 ZMP に対して, 筋 ZMP が追従していることから, 背骨安定化制御が機能していることが確認できる. 垂直床反力を見ると, 0[s] において, 両足の床反力の合計は, 477[N] であるが, 110[s] 付近において 622[N] であることから, 約 15[kgf](147[N]) の負荷がかかっていることも確認できる.

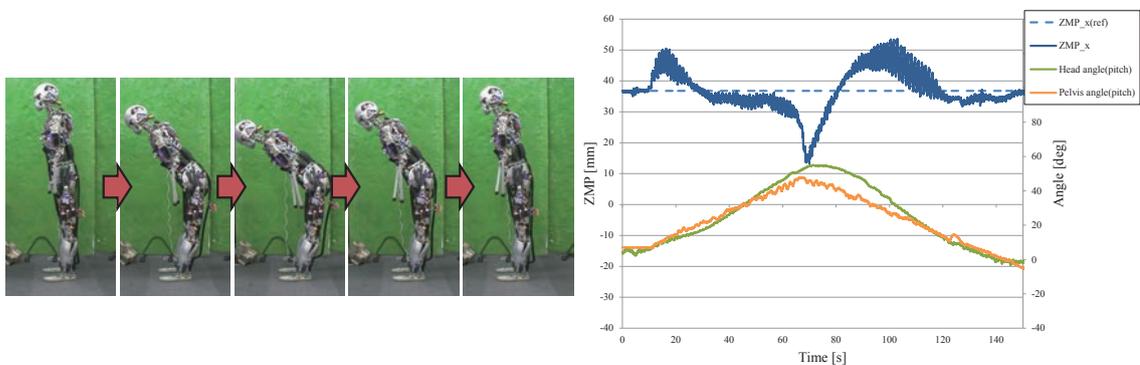


図 5.14: Left: Forward flexion movement by musculoskeletal humanoid Kenshiro. Right: Experimental data during the forward flexion movement of Kenshiro [33].

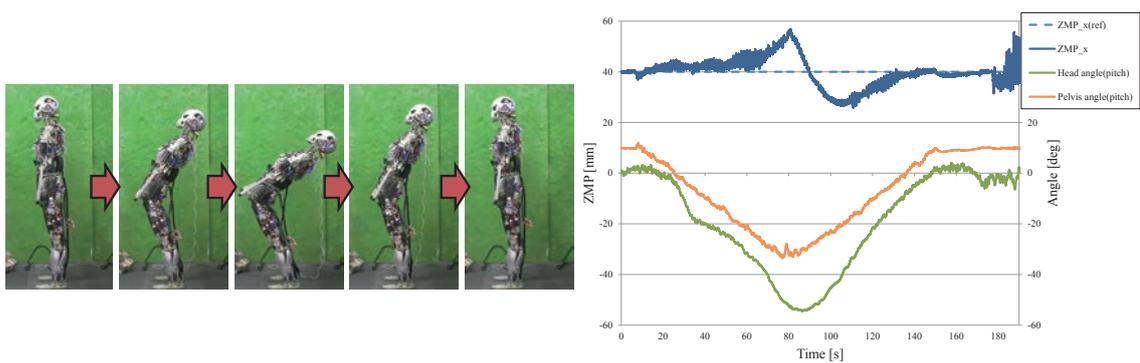


図 5.15: Left: Backward extension movement by musculoskeletal humanoid Kenshiro. Right: Experimental data during the backward extension movement of Kenshiro [33].

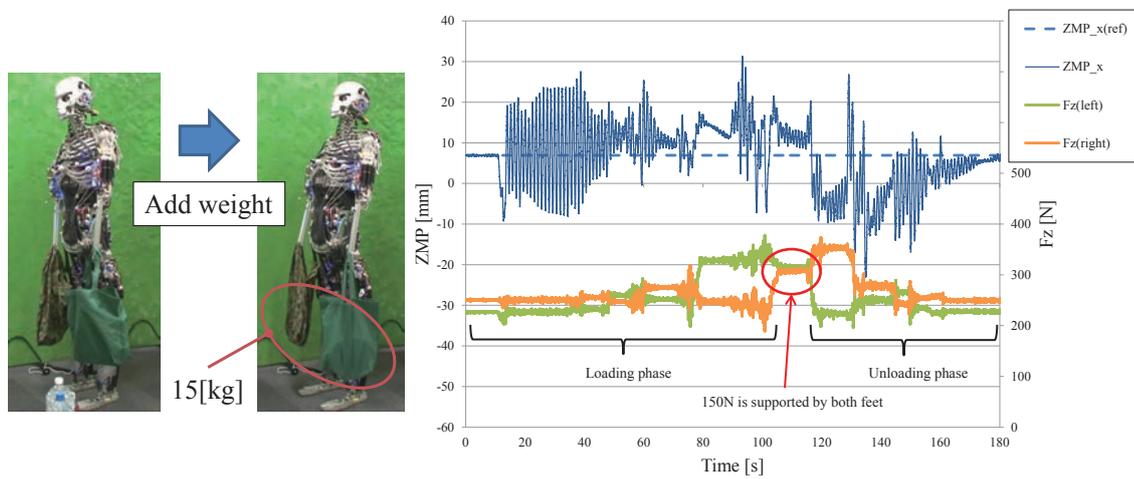


図 5.16: Left: Weight addition experiment with the spine Stabilizer. A 15 [kg] weight is added, and the result are shown in the right image. Right: Experimental data during the weight addition experiment [33].

5.5.2 筋張力 ZMP と Ankle-hip stabilizer によるバランス実験

安定化指標として筋張力 ZMP を用い, バランス戦略として Ankle-hip stabilizer を用いたバランス動作実験を行った. 実験は, 上半身の主に背骨に動作指令を与え, Ankle-hip stabilizer による股関節, 足首駆動で重心変位の補償を行っている. 図 5.17 に示す実験の様子より上半身の脊椎関節及び, 腕関節動作においても, ヒューマノイドが転倒せずにバランスできていることが確認できる. 図 5.17 の左図の ZMP 遷移のグラフを確認すると, 50[s] 付近より, 背屈動作が開始し ZMP が後方に移動し始め, 150[s] 付近で最も後ろにそった姿勢となり, 220[s] 付近で直立姿勢に復帰していることが確認できる. 動作中に見られる ZMP の振動は, 後方に背屈する上半身に対し, 脚部が前方に駆動し, バランスをとろうとしている挙動であることが示唆される.

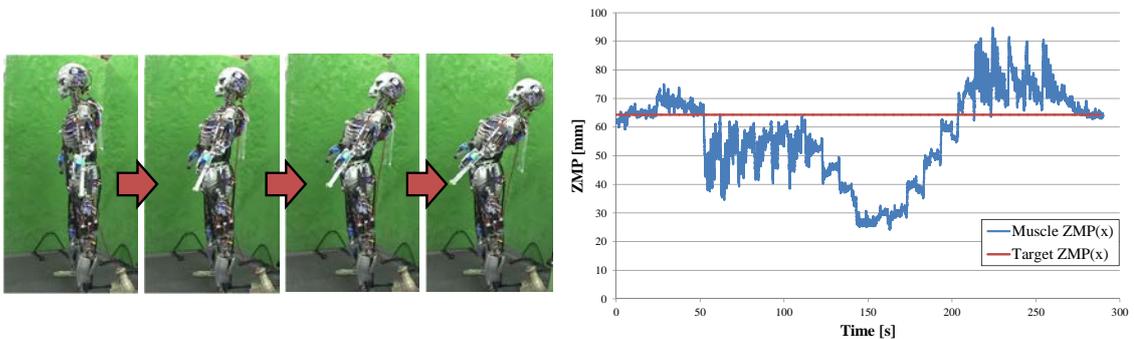


図 5.17: Balance experiment with ankle-hip stabilizer on musculoskeletal humanoid Kenshiro.

5.5.3 足底力覚 ZMP と Ankle-hip stabilizer によるバランス実験

ZMP は多軸ロードセルより求めた足底力覚 ZMP を用い, バランス戦略は, Ankle-hip stabilizer に基づくものを組み合わせ, 臧悟郎の脚部を用いて, バランス実験を行った.

実験において, 人間が外乱を与え, その時の ZMP の挙動を, 床面は平らな床上とパイプ上での二通りで計測した. 平らな床における結果は, 図 5.18 であるが, 人間が外乱を与えることで, ZMP 変位が生じているが, 各時間において目標 ZMP に復帰させるような挙動となっており, 145[s] の終了時付近では, 概ね目標 ZMP に収束していることが確認できる. パイプ上での結果は, 図 5.19 であり, 比較的振動的な挙動となっているが, ZMP 計測に基づいて, 関節を駆動し転倒が防止されていることを確認した. 柔軟な足部を有しているため, パイプ上でも足部を馴染ませて立位姿勢を保つことが出来, かつ, 誤差は含むものの多軸ロードセルを用いて ZMP 計測を行いバランス動作が可能であったことは, 多自由度足部を有していることの利点である.

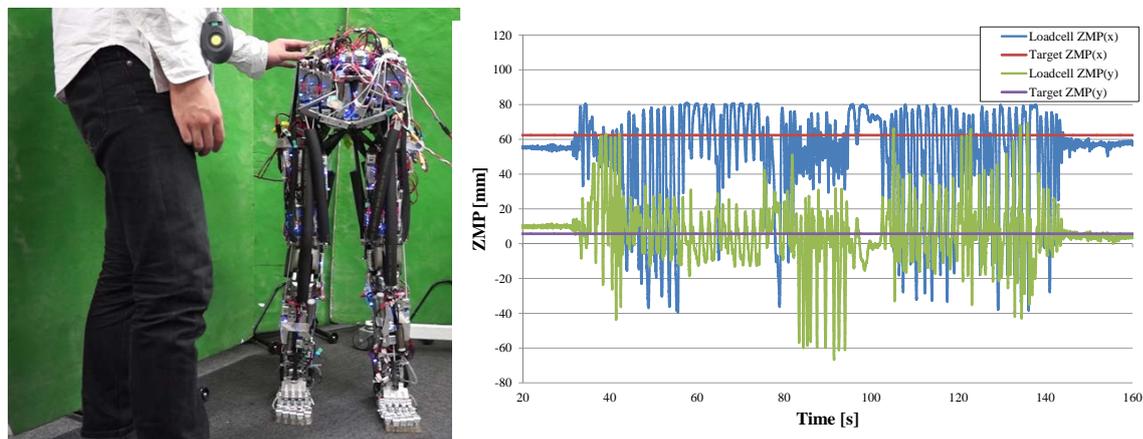


図 5.18: Balancing experiment of Kengoro legs on the floor using loadcell ZMP

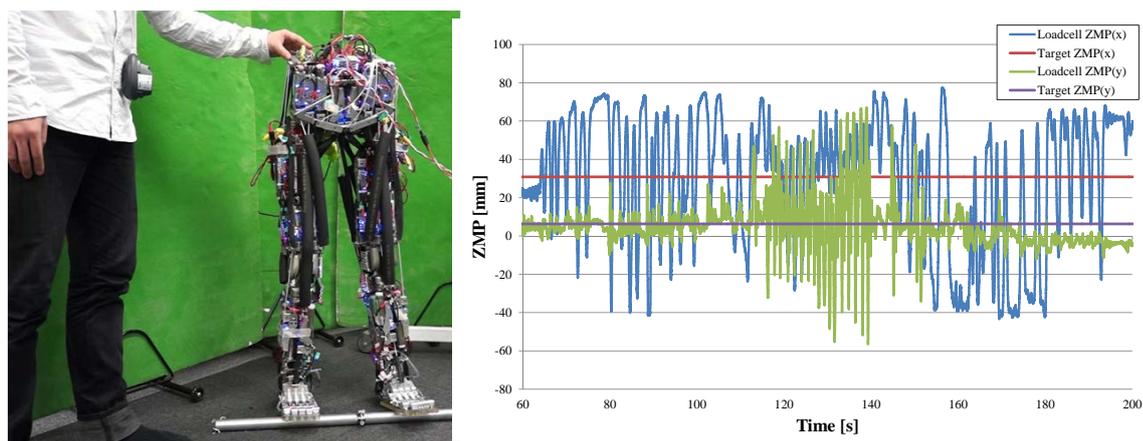


図 5.19: Balancing experiment of Kengoro legs on the pipe using loadcell ZMP.

5.5.4 足底力覚 ZMP と Finger stabilizer によるバランス実験

ZMP は多軸ロードセルより求めた足底力覚 ZMP を用い, バランス戦略は, Finger stabilizer に基づくものを組み合わせ, 健悟郎の脚部を用いて, バランス実験を行った. 実験中の健悟郎脚の様子を図 5.20 に示す. 実験中の ZMP 変位と, 指を引っ張る長拇指屈筋/長指屈筋の長さ変化を図 5.21 に示す. ZMP の前後変位に対して, 筋長の収縮し指関節を屈曲方向へ駆動していることが確認できる. 図 5.22 は, 実験中の右足部におけるロードセルのセンサ値である. 例えば, 10[s] 付近や, 25[s] 付近など, 指部の動作が大きく行われている時に, 指先端のロードセル (data[12-16]) 及び指中間部のロードセル (data[17-21]) の負荷も高まっており, かかと部のロードセル (data[22,23]) は, 負荷が軽くなっていることが確認できる. これらは, 指を駆動することによって, 指を地面に押し付け, かかとを持ち上げるような挙動で, いわば背伸びをするような挙動となっていることが示唆される. これらの結果は, ヒューマノイドの重心が外乱によって前方向へ移動してきた際に, 指で踏ん張ることで重心を後ろ方向へ押し戻し, 転倒を防止している挙動であると考えることが出来る.

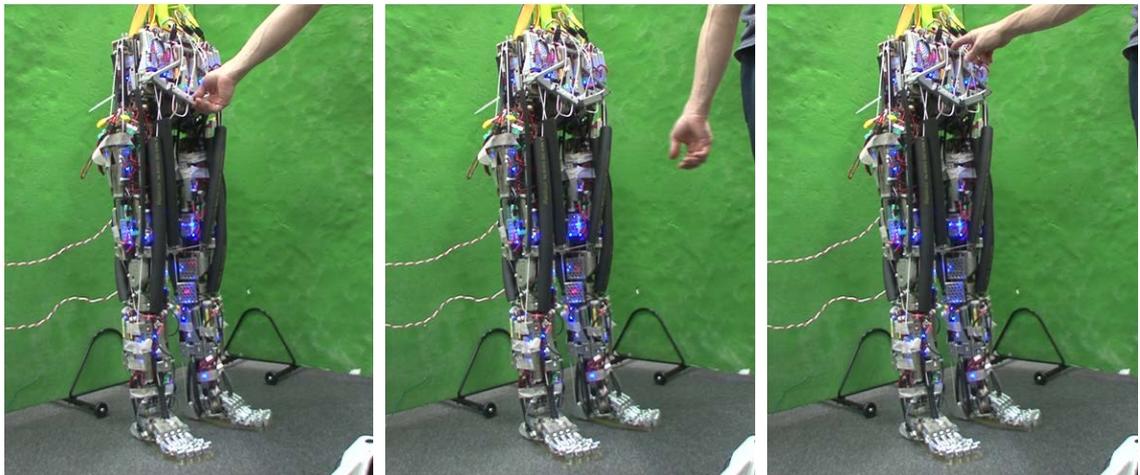


図 5.20: Balancing experiment of Kengoro leg with foot finger stabilizer.

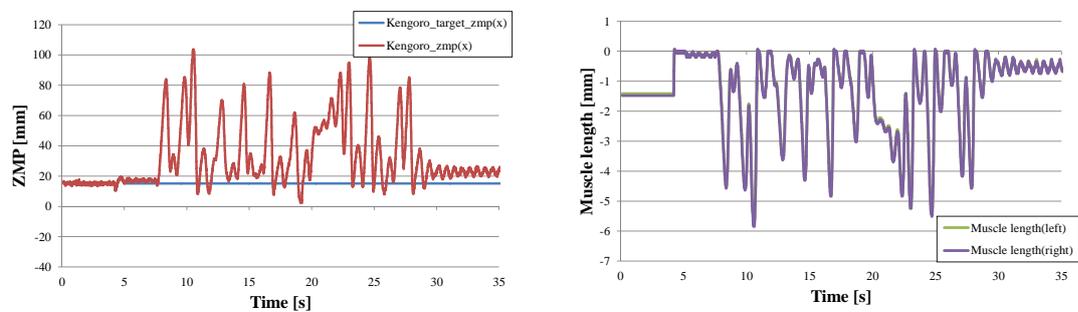


図 5.21: Upper: ZMP and target ZMP of Kengoro during the finger stabilizer test experiment. Lower: Muscle lengths(Flexor hallucis/digitorum longus) which pull finger during the experiment.

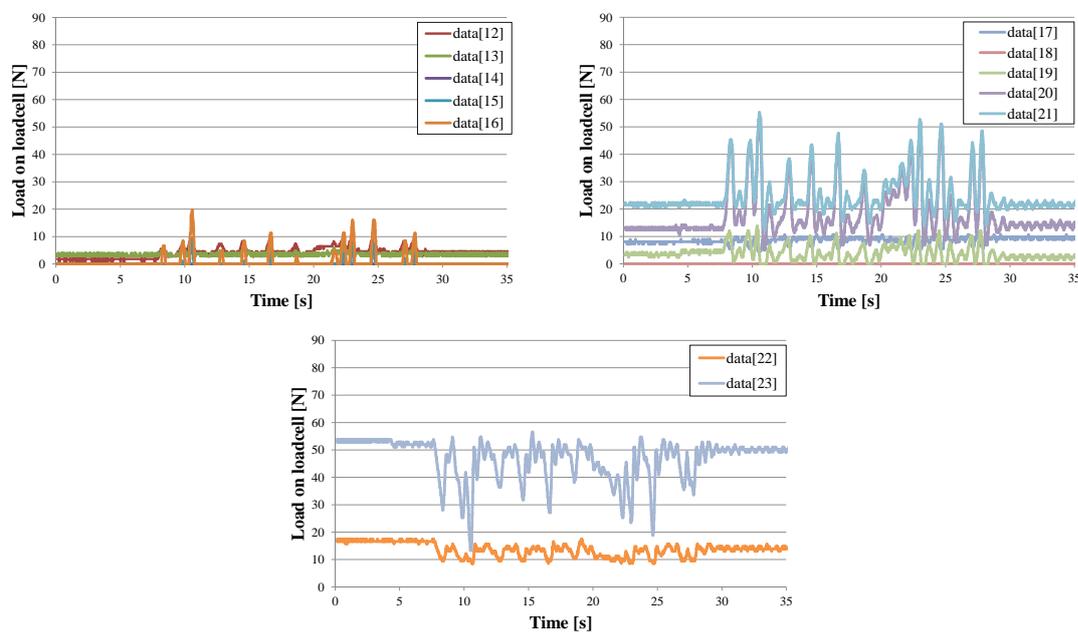


図 5.22: Right foot loadcell values during the experiment. data[12-16] are located at finger tip, data[17-21] are located at middle finger, data[22,23] are located at the heel of the foot.

5.6 本章のまとめ

本章では、従来のヒューマノイドのように、運動学解析、正確な ZMP 計測と位置制御に基づくバランス制御ではなく、人間の方法に学んだバランス制御の枠組みを構築していくために、人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおける冗長な全身分布力センサ系を利用した安定化指標とバランス戦略を提案し、その評価検証について述べた。人間のように全身分布型センサ構成を活用するバランスの方法として、従来の 6 軸力センサに依存するものではなく、筋骨格ヒューマノイドの筋アクチュエータから得られる筋張力を利用した安定化指標として筋張力 ZMP を提案し、その妥当性を検証した。また、多骨連結構造を模した柔軟足部において多軸の一軸力センサに基づく ZMP を算出し、従来の ZMP と同様の傾向が得られていることを確認した。

バランス戦略の実装に関しては、人間のバランス戦略を参考とし、1) 背骨を活用した Spine stabilizer, 2) 股関節足首を活用した Ankle-hip stabilizer, 3) 足趾を活用した Finger stabilizer の三つについて、目標 ZMP と現在の ZMP の誤差に基づいて重心変位補償を行うバランス系の実装を行った。

さらに、これらの人体模倣型の姿勢安定化指標とバランス戦略を組み合わせ、前後バランスや重り付加、外乱応答実験を通して、提案手法の有効性を示した。筋骨格ヒューマノイドは冗長で一見複雑な身体構造を有するが、有効に活用することで、人間のバランス戦略を模擬したヒューマノイドにおける人体模倣型のバランス戦略を構築していける可能性を示した。

第6章

人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体設計と 人体模倣度評価

本章においては、等身大筋骨格ヒューマノイド健志郎及び、健悟郎の人体模倣身体設計について述べ、達成した人体との類似度を人体模倣度として評価を行う。

6.1 人体模倣筋骨格ヒューマノイド健志郎の全身構成

6.1.1 健志郎の身体特徴

人体模倣筋骨格ヒューマノイド健志郎(図 6.1)は、より人体に近い身体構造を備えたヒューマノイドの構成法を明らかとし、そのようなヒューマノイドの可能性を探求することを目指し、開発がなされ、人間のような歩行やバランス動作の実現を目指し、多角的に研究に取り組んでいる [73][74][61]。健志郎の設計コンセプトは、人体模倣であり 2.2 節に述べたような身体特徴を備えている。

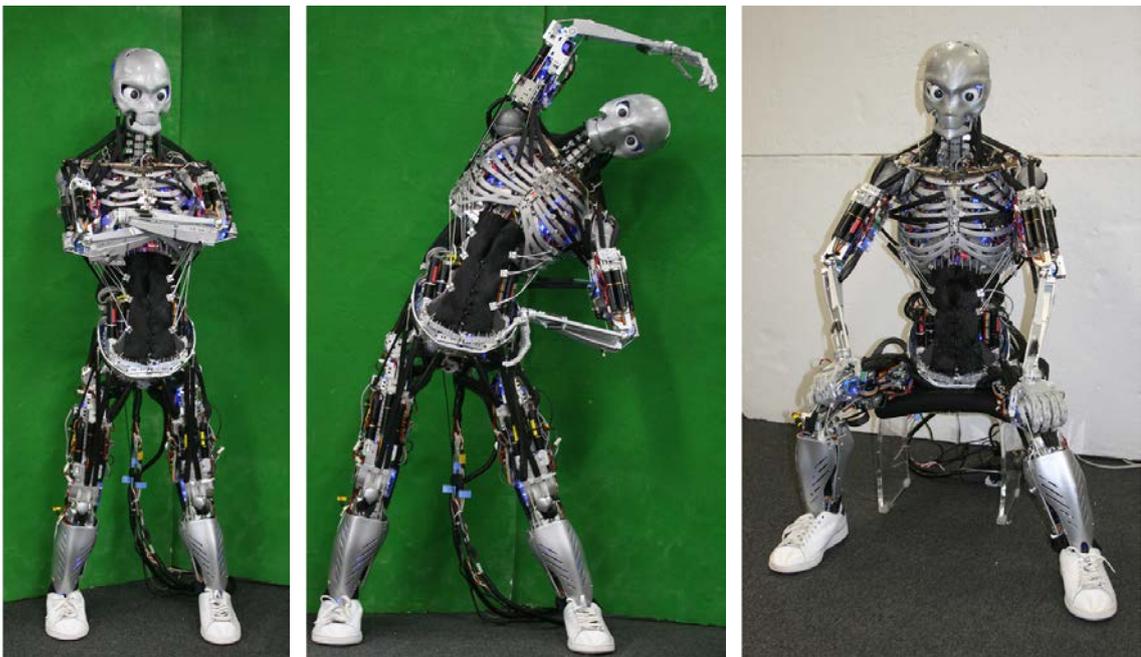


図 6.1: Human mimetic musculoskeletal humanoid “Kenshiro”.

6.1.2 臙志郎の筋構造設計

筋アクチュエータユニット

臙志郎の筋アクチュエータは、モータに張力測定ユニットを取り付けることで、アクチュエータユニット化している。それぞれモータの軸方向に対し、平行に紐が繰り出される縦ユニットと直角に繰り出される横ユニットの二種類を用意し、部位によって使い分けている(図 6.2, 図 6.3)。また、アクチュエータユニットに使用するセンサについて以下に説明を行う。

- 筋長センサ

アクチュエータユニットのプーリを駆動するモータ付属のホールセンサの値からプーリの回転量を求め、ワイヤが巻かれるプーリの平均半径を使って筋長変化量を計算している。

- 張力センサ

ワイヤ張力を用いた力制御や張力値に基づく負荷分散などを目的として、駆動ワイヤの張力を測定する。負荷の低い上半身には、株式会社東洋測器製の定格容量 0.5[kN] の超小型ロードセルを用い、負荷の高い下半身には、主に株式会社 Valcom 製の定格容量 1[kN] の小型ロードセルを用いている。張力センサは張力測定モジュールに格納され、ワイヤの張力方向に対して垂直方向の圧縮力をセンサに加えることで張力を推定する。

- 温度センサ

モータ内の温度を推定するために、モータ側部に小型温度センサを取り付ける。推定温度を用いて異常発熱を検知し、モータのゲインを低減したり、強制的にモータ駆動を停止することにより、過負荷による故障を防ぐ。

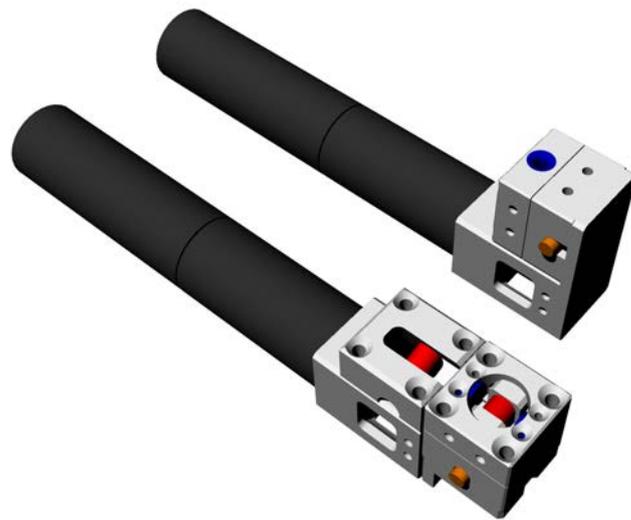


図 6.2: 100[W] actuator unit. Upper: horizontal unit, Lower: vertical unit [75].

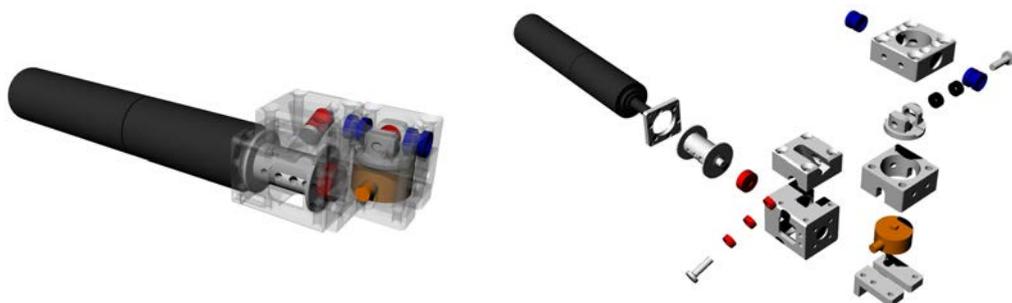


図 6.3: 100[W] actuator unit structure. Left: transparent model, Right: assembly model [75].

アクチュエータ

腱志郎で主に用いているアクチュエータは maxon の BLDC モータの 100[W] であり, サイズ制約の厳しい頭部等では 40[W] を用いている. 100W モータのギア比は, 14:1, 29:1, 62:1, 128:1, 333:1 の 5 種類 (図 6.4) を部位により使い分けており, 負荷の低い上半身では減速比の低いモータ, 負荷の高い下半身では減速比の高いモータを主に用いている. 腱志郎で採用した 100W モータのスペックを小次郎, 腱臓で用いられていた 40W モータとの比較を表 6.1 に示す.

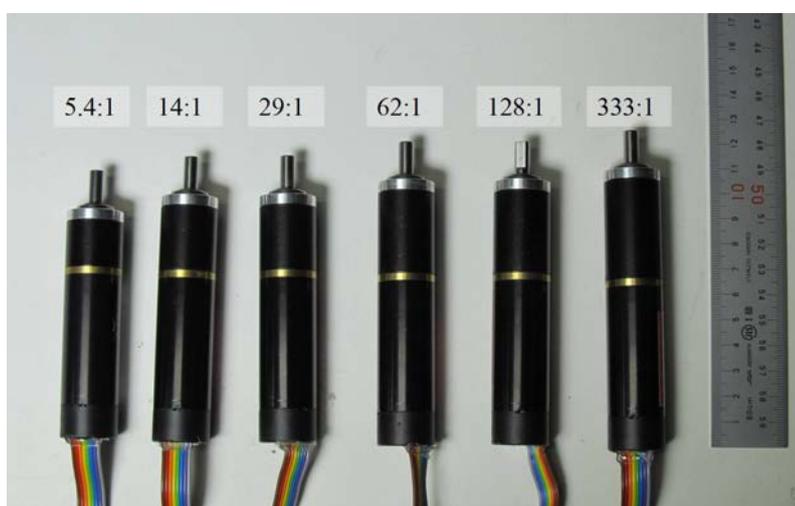


図 6.4: From 0 to 65mm is motor part. Head part than 65mm is gear. From the right, 5.4:1(1stage 39mm) / 14:1,29:1(2stages 45mm) / 62:1,128:1(3stages 52mm) / 333:1(4stages 59mm) [75].

表 6.1: Specification of motors [75].

Category	40[W]	100[W]
Declared power[W]	40	100
Nominal voltage	24	24
Overall size[mm]	$\phi 22 - 44.5$	$\phi 22 - 62.8$
Weight[g]	85	128
Continued MAX torque[mNm]	19.7	43.7
No load RPM[rpm]	35100	29500
RPM when continued MAX torque[rpm]	31900	27300

張力測定ユニット

臆志郎で使用する張力測定ユニットは, 使用するロードセルのサイズに応じて二種類を使い分けている. 主に上半身で用いられている小型ロードセル用張力ユニットを図 6.5 に, 主に下半身で用いられている張力ユニットを図 6.6 に示す .

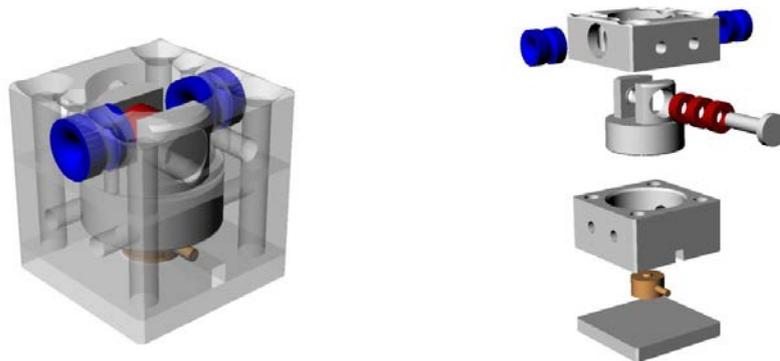


図 6.5: Tension measurement module for upper body (small type) [75].

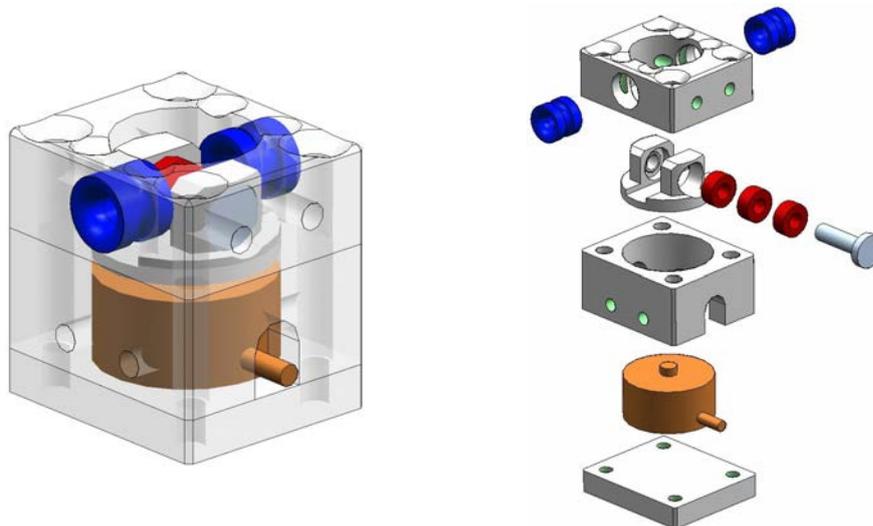


図 6.6: Tension measurement module for legs [76].

面状筋構造 [32]

腱志郎における筋構造において、単純に筋を「線」として扱うのではなく、筋に広がりを持たせ、「面」として扱う試みとして、面状筋構造 (図 6.7) の採用がなされている。面状筋機構では、一本のワイヤを動滑車を用いて幾度も折り返し減速比を上げると共に、筋肉の面積、外装的役割を再現することが目的である。図 6.8 に線状筋と面状筋の比較を示す。腱志郎においては、腹直筋・広背筋といった体幹部や胸郭、肩甲骨、上腕からなる上肢系においてこの面状筋駆動システムが主に取り入れられている。

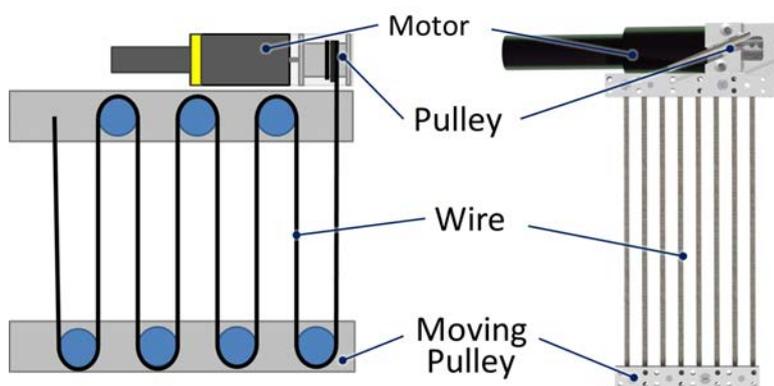


図 6.7: A concept and basic mechanism of planar muscle [32].

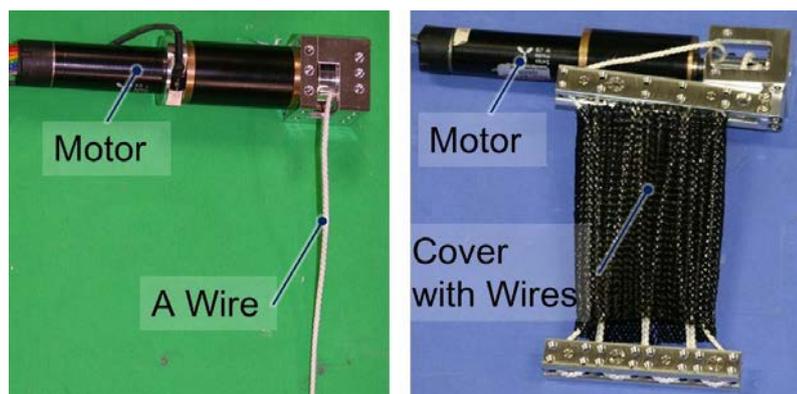


図 6.8: Comparison of linear and planar muscle. Left: linear muscle winding one wire using one motor. Right: planar muscle winding multiple wires using one motor [32].

臙志郎の筋配置

臙志郎の筋は人間の動作に主要な筋を重点的に選択し、人体解剖学に基づいて筋取付点及び配置を決定している。また、前述の 1 つのアクチュエータで複数の筋を実現する面状筋の実装により、脊椎のような劣駆動関節であっても、筋の冗長駆動による効果的な関節拘束がなされ、多くの姿勢の実現が可能となる。

筋アクチュエータの本数は全身で 93 本であり、内訳は、上半身に関しては、体幹を駆動する筋が 8 本、頭部等を駆動する筋が 11 本、肩甲骨、肩関節、肘関節を駆動する筋が左右で 12 本ずつで計 43 本から構成されている。上半身で特徴的な筋は、僧帽筋上部繊維である。この筋は肩甲骨を挙上させる動作の際に大きな効果を発揮するが、それに伴い頸椎根本に大きな負荷トルクを生じる。従来の筋骨格ロボットと異なり、人体を模し僧帽筋上部繊維の負荷トルクに対抗する筋を多く配置させることにより、肩甲骨の大きな運動と並行して頸椎運動させることが可能となった [61]。また、三角筋は、筋骨密着構造により、骨格に筋が巻きつく構造としたことで、開放型肩関節の脱臼防止、モーメントアーム確保と大可動域の実現をしている [20]。

下半身に関しては、股関節、膝関節、足首関節を駆動する筋が左右で 25 本ずつ計 50 本となっている。全身動作を行うために末端軽量化によると重心の上方化を目指し、骨盤に搭載されているアクチュエータは 22 本、大腿骨に搭載されているアクチュエータは片側で 9 本、下腿に搭載されているアクチュエータは片側 5 本、である。脚における二関節筋としては、骨盤側に大腿直筋、半腱様筋・半膜様筋、大腿二頭筋長頭を配置しており、大腿側にはヒ腹筋 2 本、下腿に縫工筋 1 本を実装している。

図 6.9 に上半身、図 6.10 に下半身の自由度配置と筋配置を示す。上半身の筋名称を表 6.2 に、下半身の筋名称を表 6.3 に、示す。

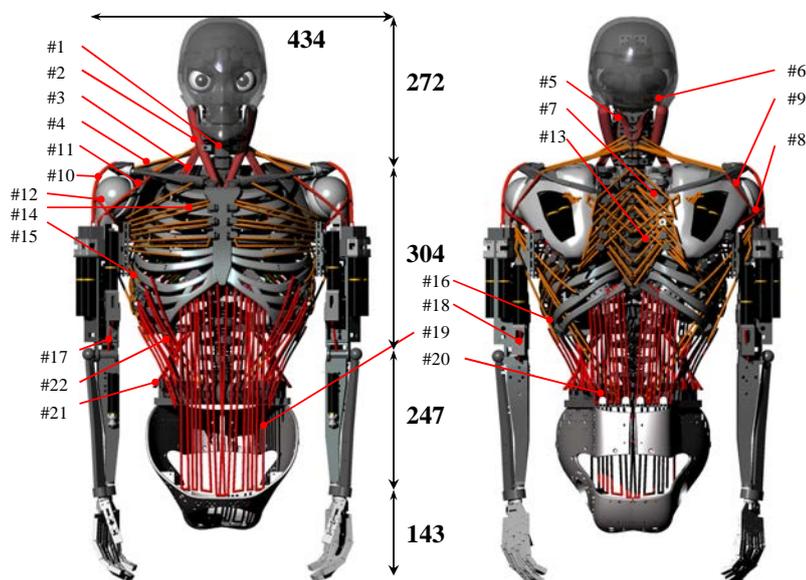


図 6.9: Left: Upper body of Kenshiro including the muscles [5].

表 6.2: Names of muscles in Kenshiro's upper body [33].

#	Muscle Name	Joint	#	Muscle Name	Joint
1	Longus colli	Neck	12	Subscapularis	Shoulder
2	Sternocleidomastoid	Neck	13	Trapezius(bottom)	Blade
3	Scalenus	Neck	14	Pectoralis major	Shoulder
4	Trapezius(upper)	Neck, blade	15	Serratus anterior	Blade
5	Splenius capitis	Neck	16	Latissimus dorsi	Spine, shoulder
6	Obliquus capitis superior	Neck	17	Brachialis	Elbow
7	Rhomboid	Blade	18	Triceps brachii	Elbow
8	Infraspinatus	Shoulder	19	Rectus abdominis	Spine
9	Deltoid(rear)	Shoulder	20	Erector spinae	Spine
10	Deltoid(middle)	Shoulder	21	Internal oblique	Spine
11	Deltoid(front)	Shoulder	22	External oblique	Spine

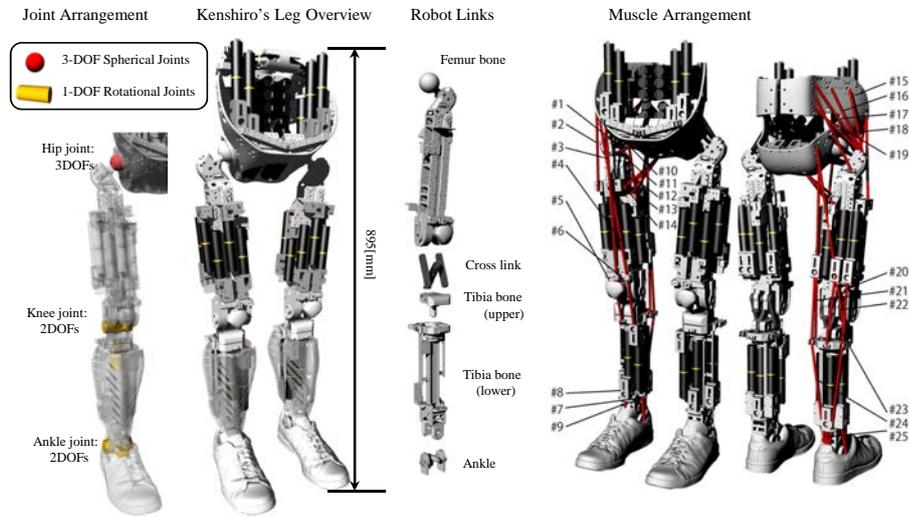


図 6.10: Joint configuration and muscle arrangement of Kenshiro's leg [33].

表 6.3: Names of muscles in Kenshiro's legs [33].

#	Muscle Name	Joint	#	Muscle Name	Joint
1	Iliopsoas	Hip	14	Adductor magnus (medial)	Hip
2	Tensor fasciae latae	Hip	15	Gluteus medius (front)	Hip
3	Rectus femoris	Hip, knee	16	Gluteus medius (back)	Hip
4	Sartorius	Hip, knee	17	Gluteus maximus (upper)	Hip
5	Vastus lateralis	Knee	18	Gluteus maximus (lower)	Hip
6	Vastus medialis	Knee	19	Piriformis	Hip
7	Tibialis posterior	Ankle	20	Biceps femoris short	Knee
8	Peroneus longus	Ankle	21	Semimembranosus/Semitendinosus	Hip, knee
9	Tibialis anterior	Ankle	22	Biceps femoris longus	Hip, knee
10	Pectineus	Hip	23	Gastrocnemius (lateral)	Knee, ankle
11	Adductor longus	Hip	24	Gastrocnemius (medial)	Knee, ankle
12	Adductor brevis	Hip	25	Soleus	Ankle
13	Adductor magnus (lateral)	Hip			

6.1.3 臙志郎の骨格設計

人体の構造を模した脊椎系 [61]

人体の骨格構造の中で脊椎は、可動域の拡大や、生物らしい柔軟性を付与するなど特に重要な役割を持つ。また人体の各椎には筋取付点が存在し、それぞれ四肢へと繋がる筋も存在していることから、身体運動における体幹の重要性が示唆されている。

人体の脊椎は上部から、頸椎、胸椎、腰椎、仙骨と4部位に分かれており、臙志郎の設計においても、脊椎は人体構造を忠実に再現し、バネと金属により構成される多節の劣駆動関節とすることで、同様の構造をとっている(図 6.11)。人体において、各椎は椎間板とよばれるゴム状の要素で拘束されており、それぞれが三軸球関節の自由度を持つ。従来の筋骨格ヒューマノイドでは椎間板の要素としてシリコンゴムで設計することが多いが、臙志郎の設計においては重量が増加してきている上半身運動であっても十分な復元力をもたせるため、ゴムではなく金属のバネ要素を取り入れた。以下で仙骨を除く各椎の特徴について述べる。

- 頸椎

人体における頸椎は七椎から構成されており、第一頸椎は yaw 軸回転の1自由度、第二頸椎から第七頸椎までが球面関節の3自由度を持つ。臙志郎の脊椎において、第一頸椎は頭部と一体の1軸関節とし、残りの六椎は個別の椎とすることによって、人体構造と同等な自由度を有する頸椎を設計した。人体における脊椎は頭部に近づくにつれ小さくなっていくことから、頸椎には省スペースかつ座屈防止のため引きバネを利用した。

- 胸椎

胸椎は人体の内臓を保護する肋骨と接しているため、肋骨を固定するために広がりを持った椎形状とする必要がある。各椎は椎間板である非線形バネだけではなく、肋骨による拘束も受けしており高い負荷を受けることになる。椎全体を金属化することで、高負荷に耐えかつ小型な椎を実現した。

- 腰椎

人体における腰椎は五椎構造であり、骨格も脊椎の中で1番大きい。体幹運動の中心となる椎であり、上半身の運動を支えなければならない。そのため、特にバネ係数が高い非線形断面バネを使用し、各椎間を拘束した(図 6.12)。非線形バネを用いることで上半身の自重にも耐えうる構

造となった. しかし, 非線形バネを使用する構造だと yaw 回旋方向の運動に十分な可動範囲が確保できない点が課題である.

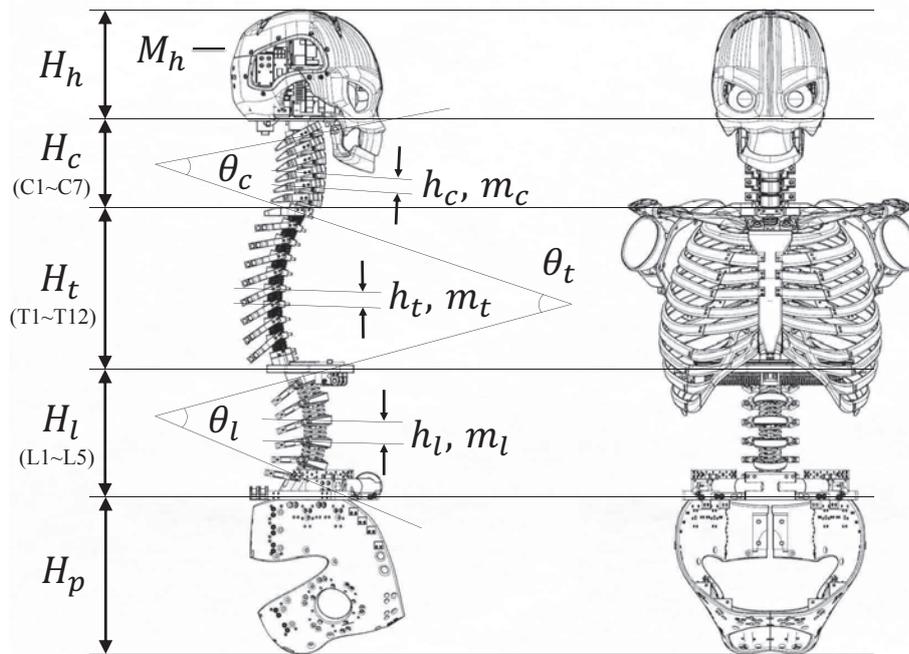


図 6.11: Overview of Kenshiro's upper body [61].

表 6.4: Physical Parameters of Kenshiro and Human [61].

symbol	quantity name	value	human
H	Height of the upper body[mm]	896	882 [77] *
H_h	Height of the head [mm]	154	-
H_c	Height of the neck [mm]	124	-
H_t	Height of the chest [mm]	220	-
H_l	Height of the spine [mm]	175	-
H_p	Height of the pelvis [mm]	223	-
M_h	Mass of the head [kg]	2.68	4.8 [78]
m_c	Mass of the cervical vertebra [g]	53.0	4.5 [79]
m_t	Mass of the thoracic vertebra [g]	37.0	6.5 [79]
m_l	Mass of the lumbar vertebra [g]	44.1	15.0 [79]
h_c	Height of the cervical vertebra [mm]	18.3	17.8 [80] **
h_t	Height of the thoracic vertebra [mm]	22.7	25.1 [80] **
h_l	Height of the lumbar vertebra [mm]	35.8	28.9 [80] **
θ_c	Angle of the cervical vertebrae [deg]	38.2	35 [79]
θ_t	Angle of the thoracic vertebrae [deg]	49.1	40 [79]
θ_l	Angle of the lumbar vertebrae [deg]	40.0	45 [79]

* Average of 14-year-old male

** Average of L1-L5, T1-T12, and C3-C7

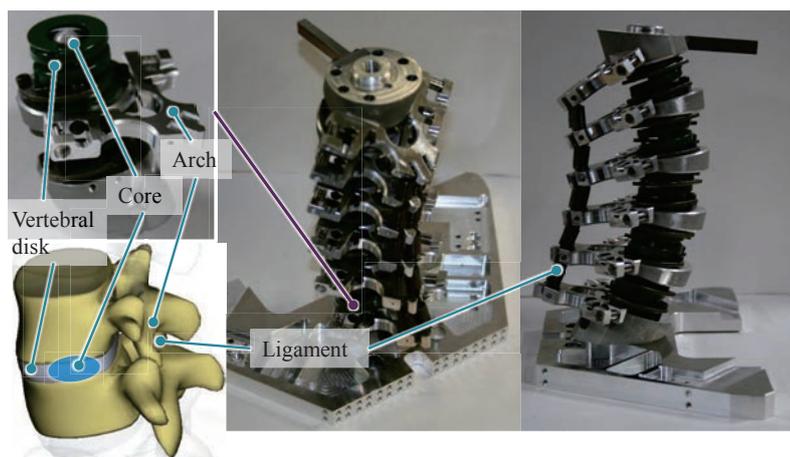


図 6.12: Spine structure of Kenshiro. The spine is composed of five vertebrae with a combination of springs and aluminum parts [17].

人体構造を模した上半身の構成 [20]

図 6.13 に、隼志郎の上肢帯構造を構成する肩甲骨構造, 上腕構造を示す.

- 鎖骨・肩甲骨: 金属 RP による高強度化

人間の複雑な筋骨格系の中でも, 肩甲骨は複雑で特殊な構造であり, 胸郭のシェル状の曲面をスライドする仕組みとなっている. 鎖骨には, 人体筋配置を再現するために筋取付点を設けている. 鎖骨, 肩甲骨は, 曲面形状でなく不均一な形状なことに加え, 多数の筋取付点となっていることから, 強度を確保するためにステンレス RP で製作した.

- 上腕: 筋骨密着構造による大可動域実現

上腕と肩甲骨による関節を肩甲上腕関節と呼び, この関節は体中の全関節中で一番可動域が広い. 大可動域は, 肩甲上腕関節における開放型球関節によって実現され, 脱臼を防ぐために, 筋を骨格巻きつけるように筋を配置する筋骨密着構造を取り入れている.



図 6.13: Left: Bladebone structure of Kenshiro. The blade bone is made of stainless steel. Right: Upper arm structure of Kenshiro [20].

人体構造を模した下半身の構成

- 骨盤・大腿構造: 自由曲面金属骨盤と最密充填配置大腿骨 [81]

骨盤は、金属の一体形状とすることで、人間らしい曲面形状で高剛性な骨盤を実現した。股関節は三自由度をもつ球関節構造とし、接触面には摩擦を低減するためにテフロン素材を用いている。大腿部分は、人体を模した内骨格構造を規範としつつ断面性能のよいH型の形状とし、溝部分に体積の小さい基板及び配線といった電装系を収納し、外部に体積の大きいモータ配置する最密重点配置設計を採用することで、要素の高密度化をはかった(図 6.15)。

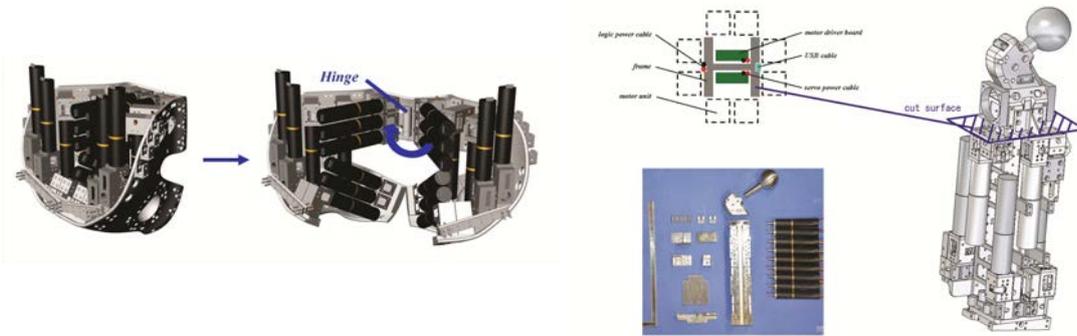


図 6.14: High maintainability pelvis [81] .

図 6.15: H-shaped femur [81] .

- 膝関節: 人体機能模倣膝関節 [29]

膝関節においては、膝屈曲時に yaw 回旋自由度が現れ、屈曲時にはロックされる終末強制回旋機構を取り入れ、脚における自由度の増加を狙った。また、十字靭帯を模したクロスリンク構造とすることで、設計スペースを確保しつつ、大可動域の確保を行えるような構造を取り入れた。開発した膝関節の骨格構成を図 6.16 に示す。また、詳しくは、3.3 節、3.4 節においても説明があるので参照されたい。

腱志郎における関節自由度構成

腱志郎の CAD 全身図及び自由度配置を図 6.17 に示す。全身の関節自由度は、ハンドを除き、64 自由度あり、特徴的であるのは、多節からなる脊椎関節と回旋自由度を備えた膝関節である。

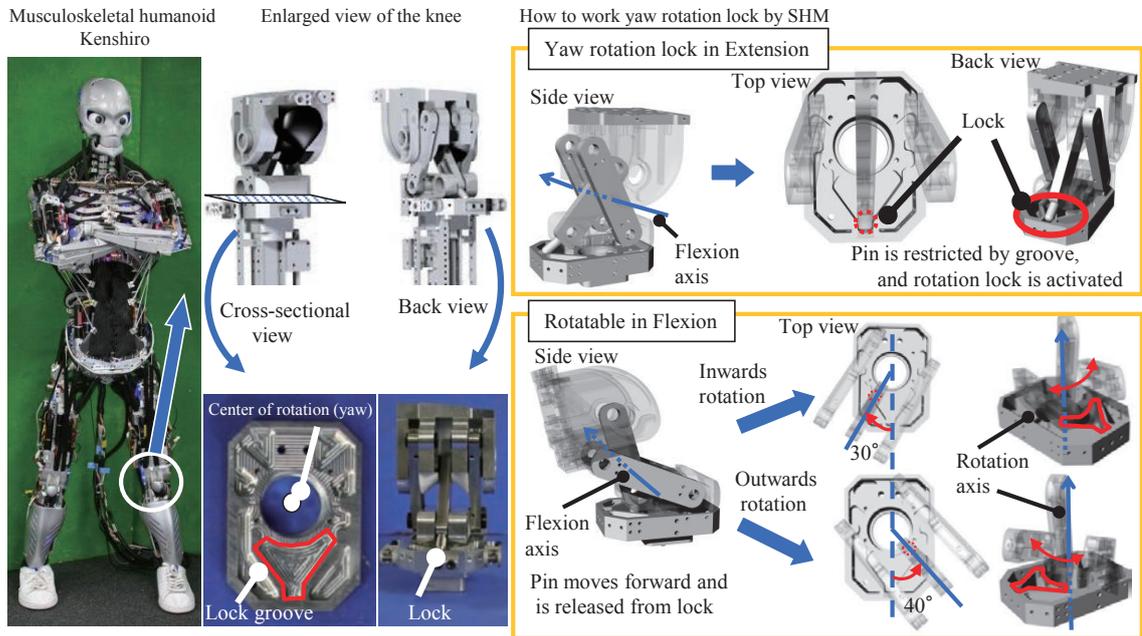


図 6.16: Knee joint structure of Kenshiro [29].

背骨は多自由度な身体構成を実現するための重要な関節であり、椎部分には、従来の筋骨格ヒューマノイドのゴム素材から、強力バネへと変更した関節構造を採用している。従来と比べて、バネの復元力が強力となっているので、サーボオフ状態での姿勢維持が可能な構成としている。脚における関節自由度は、人体の自由度を参考とし、股関節が球関節による 3DOFs, 膝関節が Pitch, Yaw 軸回りの 2DOFs, 足部関節は Roll, Pitch 軸回りの 2DOFs である。膝関節は、従来制御性と安定性を得るために、1 自由度関節として扱うことが多いが、回旋自由度を取り入れたことが特徴である。隼志郎の関節可動域を表 6.5 に示す。

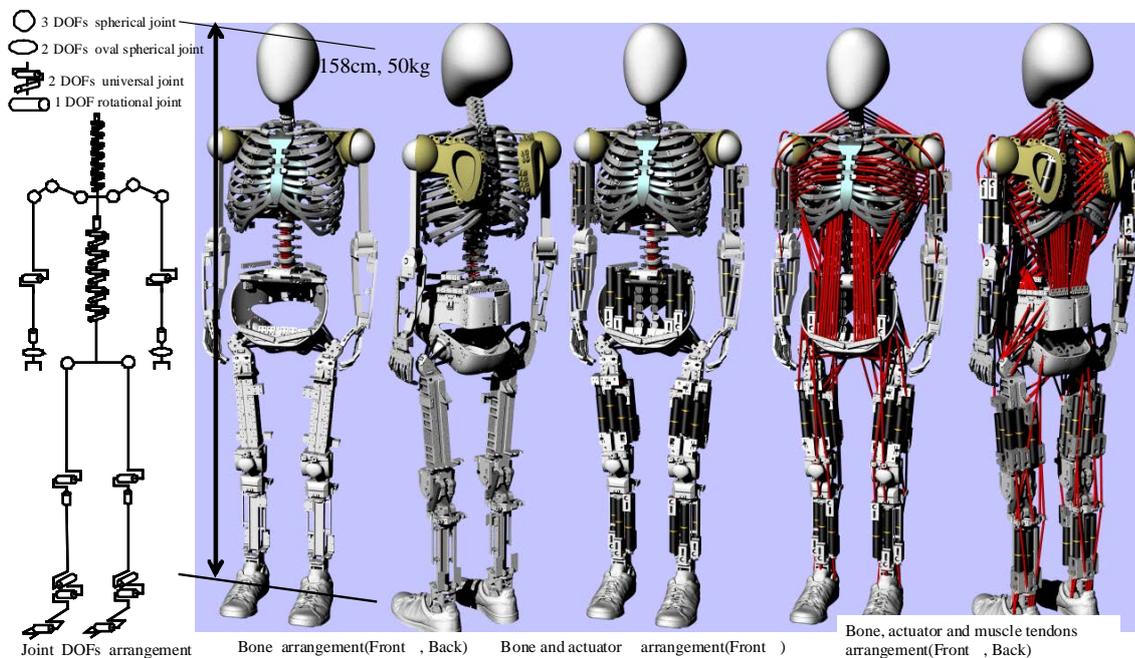


図 6.17: Outline of Kenshiro as detail human simulator robot [17].

表 6.5: Joint movement range of Kenshiro [33].

Joint ^{*1}	Movement range [deg]	
Spine	R	-63 – 63
	P	-57 – 90
	Y	-10 – 10
Hip	R	-55 – 70
	P	-85 – 35
	Y	-60 – 60
Knee	P	-4 – 160
	Y	-30 – 40 ^{*2}
Ankle	R	-25 – 12
	P	-20 – 60

^{*1} R = roll, P=pitch, Y=yaw

^{*2} Knee pitch angle = 100 [deg]

6.1.4 隼志郎の体内電装系

USB による体内通信系

隼志郎では、これまでの筋骨格ヒューマノイドで採用されてきたリモートブレイン方式 [82] ではなく、体内の頭部に小型ブレイン PC(図 6.18) を搭載することによる体内完結型の身体構成が可能となった。隼志郎の電装系においては、モータのサーボ制御、センサ出力の AD 変換を、体内に分散配置した組込プロセッサで行う分散処理方式を用い、USB を用いて体内ネットワーク及びブレインコンピュータとの通信を行う [83] [84]。この方式を採用することで以下の利点がある。

- アクチュエータ, センサとプロセッサ間の配線長を短くしノイズの影響を軽減
- アクチュエータ, センサを容易に追加可能
- 差動通信, エラーチェック再送機能による高品質な通信
- 既存の USB デバイスをロボットに転用可能

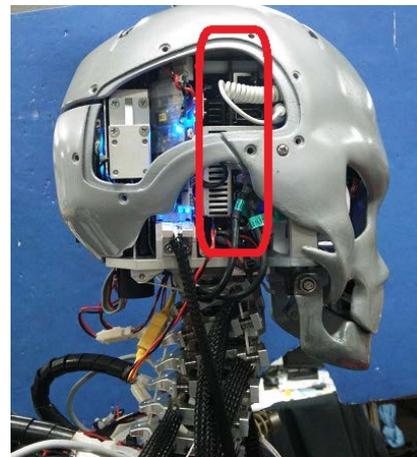


図 6.18: Small brain PC(intel NUC) inside Kenshiro head.

体内通信における基板 [83]

隼志郎に搭載されるプロセッサは、小型モータドライバ基板とコントロール基板から構成される。前者はモータの駆動・センサ情報の読み込みを行い、後者はそれらの情報のブレインコンピュータとの通信・モータ出力計算を行う。図 6.19, 図 6.20 にモータドライバ基板とコントロール基板を示す。

- 高出力アクチュエータ駆動用小型モータドライバ FPGA-01D

FPGA-01D はモータ駆動用の PWM 生成と、接続される各種センサの AD 変換、コントロール基板 H8-18 との通信を行う。一枚の基板で一つのブラシレスモータを制御する構成で、120[W] モータまで駆動可能である。一枚のコントロール基板に対して複数枚の FPGA-01D 基板を直列にデジチェーン接続し、複数のモータを独立に制御する。コントロール基板及び順次接続される FPGA-01D 基板とはシリアル通信 (RS485) を行っている。モータ駆動回路とロジック回路をアイソレータで電源分離することで、ノイズの影響を軽減している。センサ回路として、ロードセル、温度センサ、リニアスライダのための回路があり AD 変換を行う。基板サイズは $26[mm] \times 46[mm] \times 7.5[mm]$ である。

- コントロール基板 H8-18

H8-18 には H8 マイコンと FPGA が搭載される。マイコンが USB(12Mbps) でホストコンピュータと通信を行い、マイコンとバスで結線された FPGA がモータドライバ基板 FPGA-01D とシリアル通信を行う。また、通信処理だけでなく、浦田らが提案したモータコア温度推定 [85] を行うことで、モータが一定以上の温度となった際には出力停止指令を出し、モータの熱傷を防ぐ。

- 小型 USB ハブ基板

多自由度筋骨格ヒューマノイドは、体内に数多くのモータドライバ基板、コントロール基板を分散配置するために、ロジック電源配線が長くなることで電圧降下が生じ、各基板の入力電圧の低下が問題となる場合がある。臙志郎における電装系は、DC/DC コンバータを搭載した USB ハブからのバスパワーで電力供給を行い駆動する。図 6.21 に、臙志郎で使用している小型 USB ハブ基板を示す。本基板は 7 ポートの USB 接続が可能であるとともに、DC/DC コンバータを搭載することで、省スペースな設計を実現している。

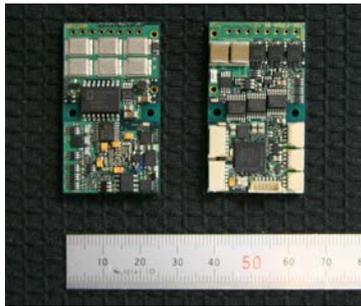


図 6.19: FPGA-01D [86].

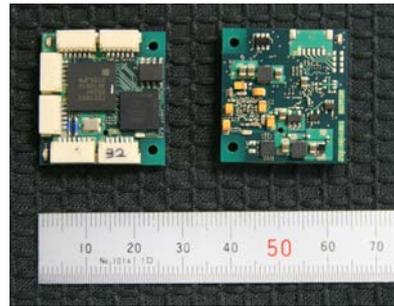


図 6.20: H8-18 [86].

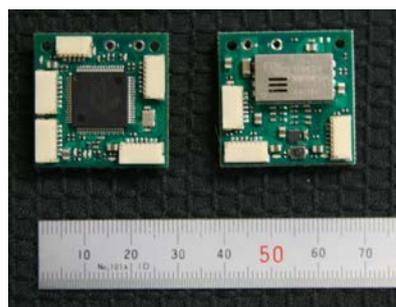


図 6.21: USB hub broad [86].

体内センサ系

健志郎の体内に搭載されるセンサ系の説明を行う。

- IMU

健志郎の頭部には、人間の三半規管を模し IMU 基板を搭載している (図 6.22)。この基板は、飛行ロボットや、姿勢計測スーツに用いられているものと同様のもので、加速度 3 軸、角速度 3 軸、地磁気 3 軸、気圧 1 軸の計 10 軸のセンサ値を取得可能である [87][88]。

- 6 軸力センサ

健志郎は足部に 6 軸力センサ (FTsens, iit) を搭載しており、実験における床反力計測、バランスにおけるセンサ値の活用などに用いる。図 6.23 に、センサの外観を示す。

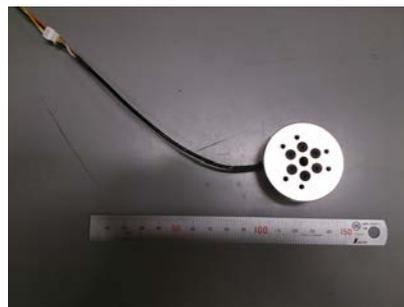
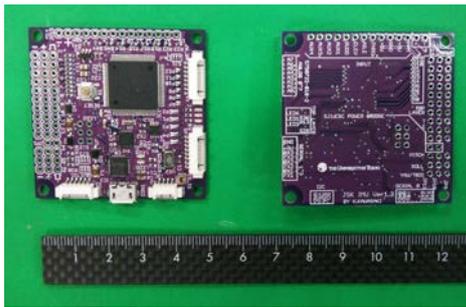


図 6.22: IMU board used in Kenshiro [88]. 図 6.23: 6DOF force sensor used in Kenshiro.

6.2 人体模倣筋骨格ヒューマノイド 臧悟郎の全身構成

6.2.1 臧悟郎の身体特徴

設計コンセプト

人体模倣筋骨格ヒューマノイド 臧悟郎 (図 6.24) は、臧志郎で行ってきた、「身体設計における人体模倣」に基づく人体模倣身体設計を踏襲しつつ、「動作実現における人体模倣」に向け、人間のよう
に実世界環境での動作実現が可能な人体模倣筋骨格ヒューマノイドとして開発を行った。全身を電流
フィードバックに基づく柔軟張力制御が可能なセンサドライバ統合型筋モジュールで構成し、システ
ムの安定性と外力に対する防御力を高めつつ柔軟な張力制御が可能とすることで、環境接触時の適応
的な動作の実現を目指している。また、骨格構造ではさらなる多自由度化を進め、足部における多自
由度足部、胸骨における可動胸郭を実現し、全身で 114 自由度を実現した。人間の骨格における多機
能性にも着目し、骨格構造を支持材としてだけでなく、エネルギー供給や放熱構造を取り入れた機能
性骨格として、電源一体内蔵型骨格、気化熱冷却骨格を採用し、実世界環境での動作に向けた身体構成
としている。

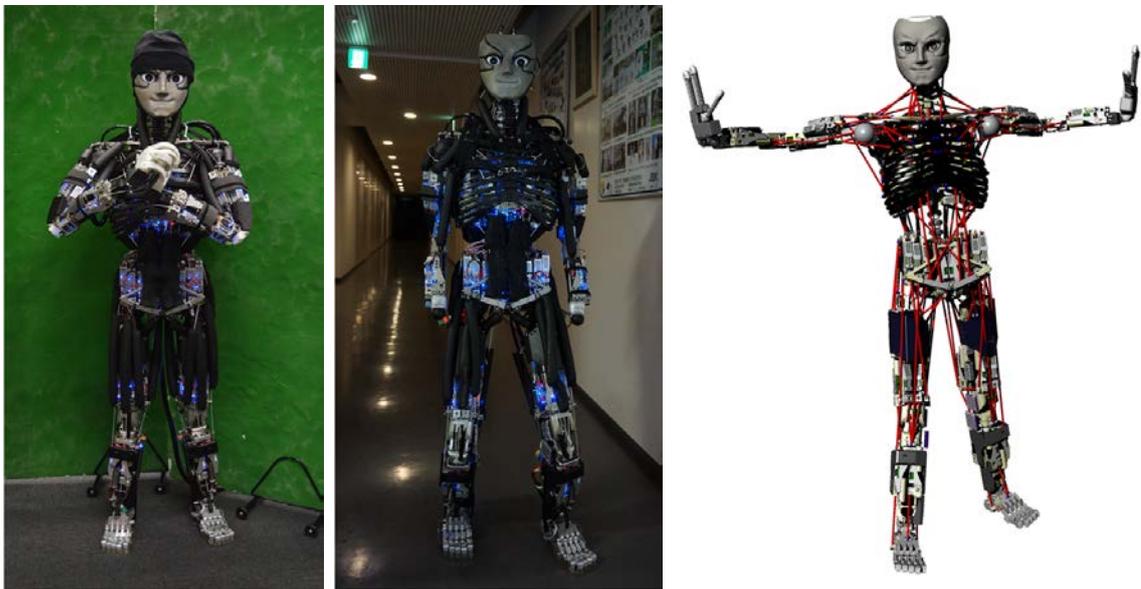


図 6.24: Human mimetic musculoskeletal humanoid Kengoro for real world physically interactive actions.

6.2.2 臙悟郎の筋構造設計

センサドライバ統合型筋モジュール

臙悟郎の筋アクチュエータは、柔軟な張力制御が可能なセンサ-ドライバ統合型筋モジュールを用いている(図 4.13)。筋モジュールの詳細は、4.3 節に記述している。

全身を筋モジュールで構成することで、臙志郎での全身張力制御を妨げていた以下の課題

- 経年変化する張力値
- コネクタとケーブルの露出によるトラブル
- 速度ベースの張力制御

の改善がなされ、システムの安定性が格段に向上し、全身で 106 本にも及ぶ筋アクチュエータの全てで張力制御が可能となった。

上半身では、筋モジュールを計 52 個搭載しており、その内訳は、頭部に 5 個、胸郭に 25 個、肩甲骨に 4 個、上腕に 12 個、前腕に 6 個である。駆動する関節(腕は片側)で分類すると、頸部駆動に 10 個、脊椎駆動に 8 個、肩甲骨駆動に 4 個、肩関節駆動に 6 個、肘関節駆動に 3 個、手首駆動 2 個、指駆動に 1 個となる。そのうちのいくつかは二関節筋や多関節筋のため、重複している。脚では、両足で計 54 本(片足 27 本)搭載しており、その内訳は、骨盤に 20 個、大腿に 22 個、下腿に 12 個である。駆動関節での分類は、股関節に 17 個、膝関節に 10 個、足首関節に 7 個となる。同様にいくつかは、二関節筋であるため、関節間での重複が見られる。

臙悟郎の筋配置

臙悟郎の筋配置も、臙志郎と同様に人間の筋配置に基づき筋の選定を行っている。図 6.25 に筋配置を、表 6.6 に上半身の筋名称を、表 6.7 に下半身の筋名称を示す。

臙志郎からの変更点は、上半身では、上腕二頭筋を追加し、肩関節の駆動を強化した点、内腹斜筋の筋取付点を上部にあげモーメントアームが増加する構成とした点、外腹斜筋を左右で交差させることで、回旋駆動力の向上をはかった点などがある。脚部では、新たに大腿方形筋を追加し、股関節の回旋自由度の駆動を強化した点、股関節駆動力強化による運動時の安定性を向上を狙い大腿筋膜張筋の筋取付点を下腿部まで延長したこと、大内転筋の筋取付点を大腿下部とした点などが変更点である。また、足趾を駆動する長趾屈筋/長母趾屈筋を追加したことで、足趾の能動的な駆動による踏ん張り動作が可能となった。

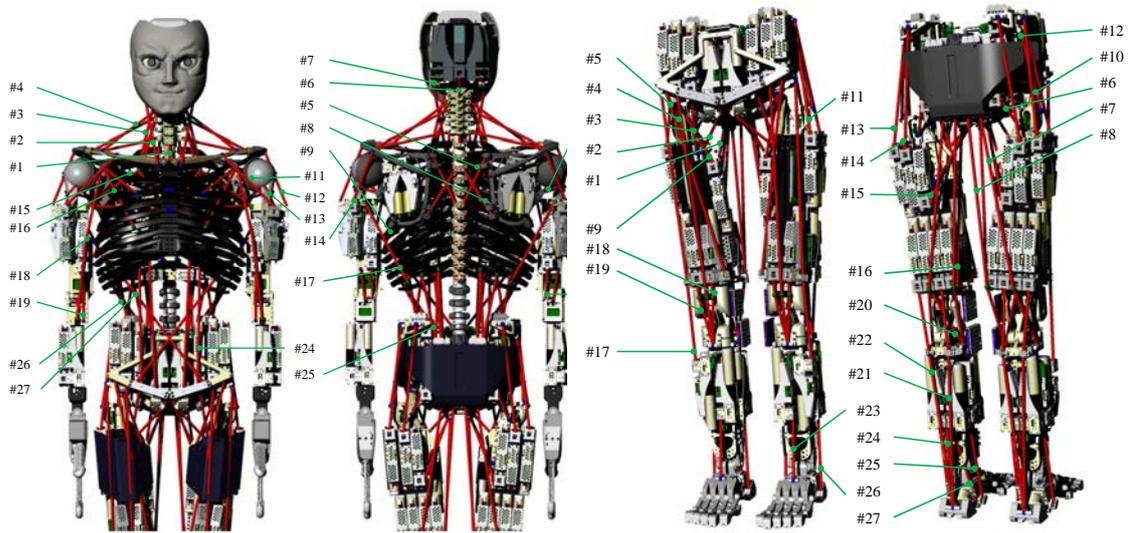


図 6.25: Muscle arrangement of Kengoro. Left: upper body, Right: lower body.

表 6.6: Names of muscles in Kengoro's upper body.

#	Muscle Name	Joint	#	Muscle Name	Joint
1	Longus colli	Neck	15	Pectoralis major	Shoulder
2	Sternocleidomastoid	Neck	16	Pectoralis minor	Shoulder
3	Scalenus	Neck	17	Latissimus dorsi	Shoulder, spine
4	Trapezius(upper)	Neck, blade	18	Biceps brachii	Shoulder, elbow
5	Trapezius(bottom)	Blade	19	Brachialis	Elbow
6	Splenius capitis	Neck	20	Triceps brachii	Elbow
7	Obliquus capitis superior	Neck	21	Flexor carpi ulnaris	Wrist
8	Rhomboid	Blade	22	Extensor carpi ulnaris	Wrist
9	Serratus anterior	Blade	23	Flexor pollicis longus/ flexor digitorum profundus	Finger
10	Infraspinatus	Shoulder	24	Rectus abdominis	Spine
11	Deltoid(front)	Shoulder	25	Erector spinae	Spine
12	Deltoid(middle)	Shoulder	26	Internal oblique	Spine
13	Deltoid(rear)	Shoulder	27	External oblique	Spine
14	Subscapularis	Shoulder			

表 6.7: Names of muscles in Kengoro's legs.

#	Muscle Name	Joint	#	Muscle Name	Joint
1	Adductor minimus	Hip	15	Adductor brevis	Hip
2	Adductor longus	Hip	16	Adductor magnus	Hip
3	Pectineus	Hip	17	Tensor fasciae latae	Hip, knee
4	Rectus femoris	Hip, knee	18	Vastus medialis	Knee
5	Sartorius	Hip, knee	19	Vastus lateralis	Knee
6	Quadratus femoris muscle	Hip	20	Biceps femoris short	Knee
7	Biceps femoris longus	Hip, knee	21	Gastrocnemius(medial)	Knee, ankle
8	Semimembranosus/ semitendinosus	Hip, knee	22	Gastrocnemius(lateral)	Knee, ankle
9	Iliopsoas(iliacus)	Hip	23	Tibialis anterior	Ankle
10	Gluteus minimus	Hip	24	Soleus	Ankle
11	Gluteus medius(front)	Hip	25	Tibialis posterior	Ankle
12	Gluteus medius(back)	Hip	26	Peroneus longus	Ankle
13	Gluteus maximus(front)	Hip	27	Flexor digitorum (hallucis) longus	Ankle, toe
14	Gluteus maximus(back)	Hip			

バネ・発泡素材による筋外装

人間の筋は、関節駆動の他にも柔らかさをもった外装としての役割も備えている。腱志郎では、筋ワイヤを編組スリーブの中に通すことで、筋-骨格間の摺動による摩耗を防止していたが、柔軟外装としての機能は備えていなかった。腱悟郎の設計では、環境接触動作に向けた外装の重要性から、筋ワイヤのスリーブに柔軟で軽量な素材である発泡素材を用いる筋外装を採用した(図 6.26)。筋外装の内側には、バネ定数の低いバネを通し、筋がバネの中を通るような構成とすることで、筋が押しつぶされ、駆動不可となることを回避している。筋骨格ヒューマノイドの体表面に占める筋ワイヤ及びその保護スリーブの割合は比較的大きいため、筋部分を柔軟素材とすることで、新たに柔軟外装を設置せずとも、環境接触が格段に行いやすくなるという利点がある。



図 6.26: Muscle wire cover newly proposed for Kengoro.[89]

6.2.3 臙悟郎の骨格設計

頭部設計 [90, 91] (設計担当: 片山健 (頭部デザイン), 川村将矢, 矢野倉伊織 (内部デザイン))

頭部デザインは, 臙志郎での人体骨格での頭蓋骨を意識したデザインから, 実際の人間のように顔面の筋肉を意識したデザインとした. 歌舞伎における血管や筋肉を誇張させる隈取りを意識したデザインを取り入れ, 筋肉質な顔面印象を演出している.

頭部内部には, 小型情報処理用 PC(NUC) 二台, ステレオカメラ (ps4eye), スピーカー, リザーバー, ネットワークハブ, IMU, が搭載されている. 構成要素の一部を図 6.27 に示す. 二台の情報処理 PC は, 一台が臙悟郎の運動生成を司り, 筋アクチュエータ情報の管理と運動生成を行い, もう一台は, ステレオカメラの画像情報処理を司る. 臙志郎との主な変更点は, この情報処理 PC を一台増設し画像情報の処理を可能とした点であり, 実世界環境における動作実現に向けた構成となっている. 人体模倣の観点では, 人間の脳においても, 運動生成, 情報処理のために, 運動野, 視覚野など役割の分担がなされており, 臙悟郎においても複数の PC を搭載することで, 情報処理における負荷の低減をはかっていることとなる.



図 6.27: Components inside Kengoro's head. From left: internal PC(intel NUC), stereo camera(ps4eye), speaker.[91]

S 字形状を備えた背骨構造 [89, 92, 90] (設計担当: 川村将矢 (頸椎), 上月豊隆 (胸椎, 胸郭), 大久保 壮一 (腰椎))

脊椎構造においては, 臙志郎と同様に, 計 24 椎の脊椎構造を腰椎, 胸椎, 頸椎に分類し, それぞれに求められる機能に応じて, 設計手法を検討することで小型化を実現し, 人間のような S 字の多節脊椎構造を実現した (図 6.28). 以下にそれぞれの部位の特徴を説明する.

- 頸椎

人体の頸椎は七椎から構成され, 第一頸椎に 1 自由度の軸関節, 六箇所の椎間板に 3 自由度の球

面関節を有している。これを模倣するため第一頸椎と頭蓋骨は軸受によって接続し、椎と椎は腱志郎と同様に引きばねを溶接して接続することによって人体と同等の自由度を実現している。

頸椎には多数の筋の取付点・折返し点が存在しているため、摩擦や骨格の突起への筋の引っかかりが生じやすい部位である。これを防ぐため、骨格を曲面的で引っかかりが生じにくい形状とした。また、胸鎖乳突筋は、骨格の突起や他の筋と干渉しやすいため、筋外装に通すことで筋経路変化と干渉を低減させている。このように摩擦や筋の引っかかりを低減する工夫を行ったことで、張力変化における摩擦の影響が低減し、外力に対して柔軟に馴染む動作が可能となった。

- 胸椎

腱志郎の胸椎 12 椎は、内部のモータ、基板や電装系の保護を優先し固定としたが、腱悟郎では環境接触動作のための更なる人体模倣自由度の実現を目指し、可動胸椎構造を実現した。12 個の胸椎の内、上の 6 椎が pitch 可動域を有し (図 6.29)、脊椎の運動自由度を高めている。肋骨も人体と同様に 12 本あり、後部では各椎と、前部では胸骨と接続している。素材に、CFRP を用いることで、肋骨に弾性が備わったことも可動胸椎の実現に貢献している。

- 腰椎

腰椎部では、バネと構造材を一体化する切削バネ構造を採用した。腱志郎では、押しバネと金属部品をボルト接続する方法を採用しており、小さなスペースでの煩雑な組み立てや、径の小さなボルトを使わざるを得ないためボルトの破断などが問題となっていた。この問題に対して、切削で切り出したバネを用いることによって、部品点数の削減と、固定に置ける煩雑さを回避し、必要な強度も備える腰椎構造が実現した。

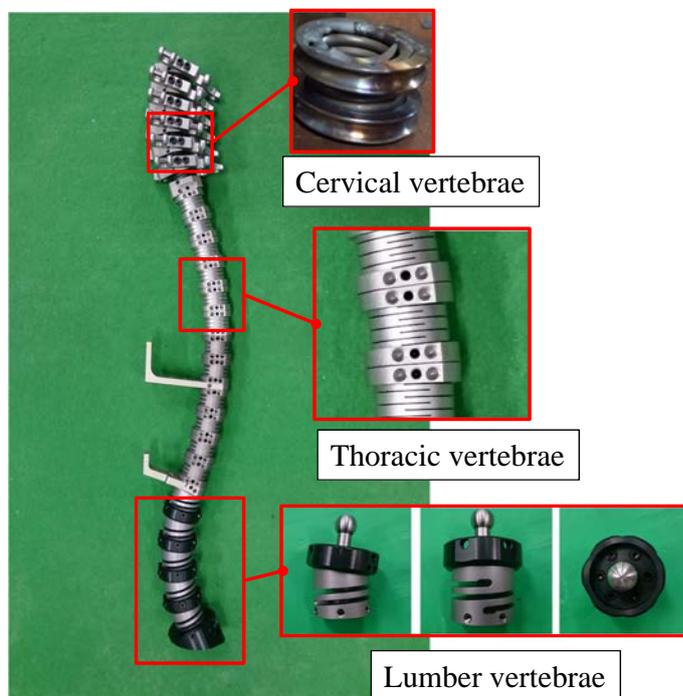


図 6.28: Overview of Kenshiro spine structure. The structure has 7 cervical vertebrae, 12 thoracic vertebrae, and 5 lumber vertebrae. [89, 92, 90]



図 6.29: Overview of the rib cage, thoracic and lumber vertebrae. Rib cage is made from CFRP. The rib cage was designed to keep its flexibility to keep the DOF in the thoracic vertebrae. 12 cervical vertebrae and 5 lumber vertebrae can be seen. [89]

上肢帯設計 [89] (設計担当: 上月豊隆)

上腕部設計においては、人間の構造における多機能性に着目し、複数機能を兼ね備えた骨格として、“支持材”と“冷却機能”を兼ね備えた骨格構造とした。冷却機能として、Bi-layer ポーラス構造による気化熱冷却が可能な骨格構造としている(図 6.30)。モータからの受熱部、他部品との連結部を除いた4箇所 Bi-layer ポーラス構造を採用し、気化熱冷却を可能な構造とした(図 6.31)。以下に上腕における構造の特徴を整理したものを示す。

- 筋骨密着構造に基づく上腕設計

上腕骨頭周辺の骨格においては、臧志郎と同様に筋骨密着構造 [20] を採用することで上腕骨頭への棘下筋、肩甲下筋の巻き付きを再現し、腕のねじりに対して広い可動域の確保を狙っている。

- モータ形状に合わせた半円状の断面形状の骨格

3D プリントでの粉末焼結造形法のメリットを活かし、モータの半面が骨格に密着出来ような半円状の骨格形状としている。これによって効率的にモータでの発熱が、熱伝導率の高いアルミ骨格を介して、Bi-layer ポーラス部に伝えるようになっている。

- 骨格中に3次元水管を設置

一般的に水冷を採用するロボットにおいて、水管の取り回しによる配線取り回しの煩雑化や、水漏れの危険性が問題となる。ここで、水管を骨格内部に通す、水管一体化骨格とすることで、Bi-layer ポーラス構造に直接水を供給でき、見た目上や取扱いにおける構成のシンプル化に貢献している。また、気化熱冷却に加えて、ラジエータを併用し水を循環させることで、通常の水冷も合わせて使用可能としている。図 6.32 に構造の断面図を示す。水路部分には、粉末焼結造形法のメリットを活かし3次元リブを設けることで、剛性を確保する工夫を施している。

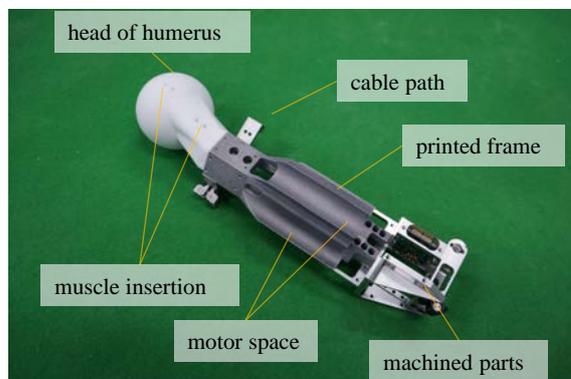


図 6.30: Overview of developed humerus. The white part represents the head of humerus that enables adhesion of muscles and bones. Printed aluminum has Bi-layer porous structure that enables vapor cooling. [89]

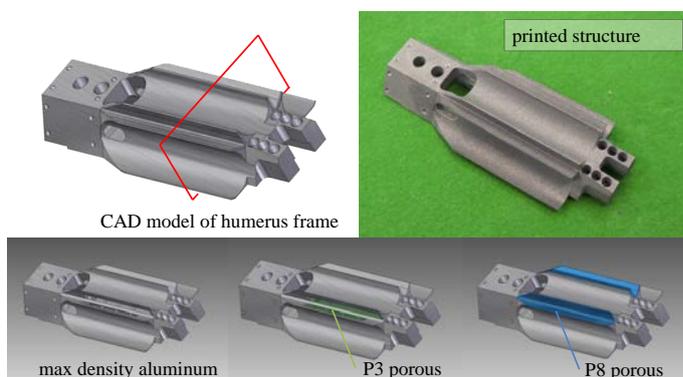


図 6.31: Developed structure with Bi-layer P3-P8 porous. [89]

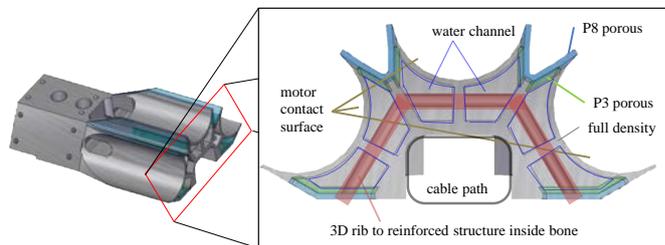


図 6.32: Cross section of skeletal frame of humerus. The bi-layer structure works both to support the frame and cool the motors. The 3D rib to reinforce the structure is shown in red. [89]

脚部設計 (設計担当: 浅野悠紀)

脚部は, 張力制御に基づく柔軟性だけではなく, 全身の高負荷を支え, スピードのある関節駆動を可能とする関節パワーが求められる. 4.3 節に述べたセンサドライバ統合型筋モジュールで全筋を構成することによって, 筋の最重点配置が容易となり, 筋の冗長化による高トルクが発揮可能である. 骨格寸法は, 隼志郎と同様に人体模倣身体プロポーション設計に基づいて設定し, 股関節幅を狭くすることで, 重心移動が容易な構成とした. 脚の骨格構造の概要を図 6.33 に示し, 特徴の概略を以下に述べる. なお, 脚構造については, 第 3 章においても詳しく解説しているため, そちらも参照されたい.

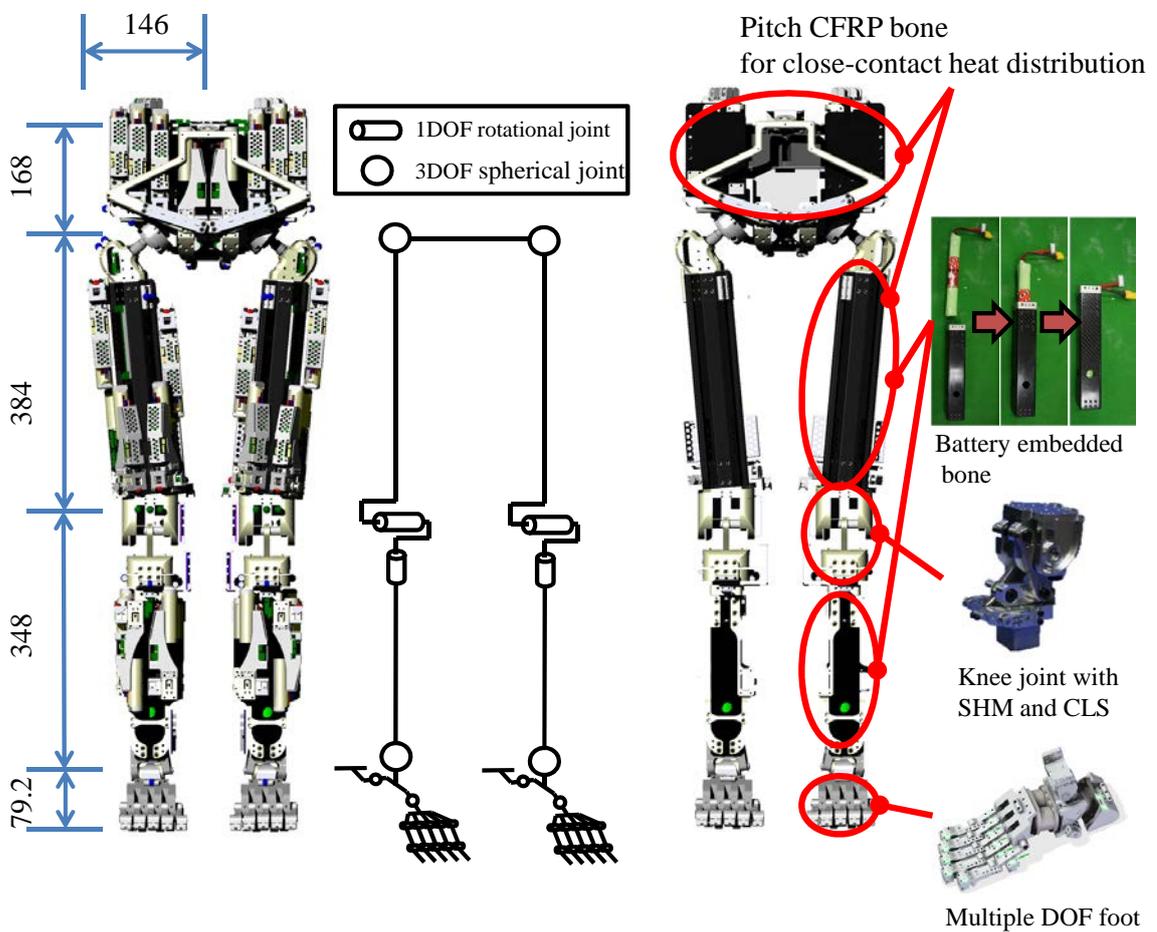


図 6.33: The skeletal structure overview of Kengoro legs

- 電源一体内蔵型骨格

大腿, 下腿部を CFRP の薄肉中空構造とし, バッテリーを内蔵する骨格構造とした. 体内にバッテリーを内蔵することによって, 屋外環境でもスタンドアローンでの動作実現が可能となる. また, CFRP の形状自由度の高さを活用し, 電装ケーブルを通すケーブルパイプを設けることで, 電装系の保護によるシステムの安定をはかった. 骨盤, 大腿リンクにおいては, 熱伝導率の高い pitch 系 CFRP を採用し, アクチュエータ及びバッテリーが接するように高密度に配置する最密重点配置を行うことで, 構成要素を高密度に集約しながらも, 発生する熱の分散が可能な骨格構造を目指している.

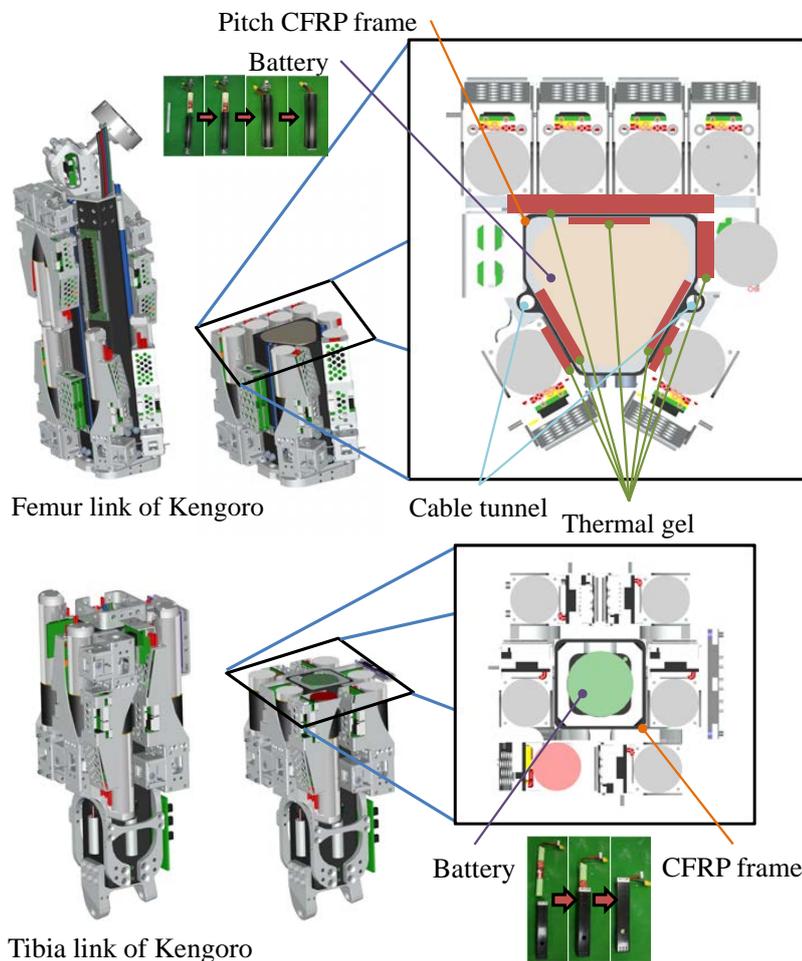


図 6.34: Left: Femur bone of Kengoro, Right: Tibia bone of Kengoro.

- 終末強制回旋機構と十字靭帯構造を模した膝関節

膝関節では、健志郎の膝関節構造を踏襲し、通常の pitch 回転自由度の他に、yaw 回旋自由度を加え、2 自由度の膝関節構造とした。また、終末強制回旋機構による膝伸展時の回旋ロック機構と、十字靭帯構造を模したクロスリンク関節による大可動域を実現している。

- 多骨連結構造を模した多自由度柔軟足部

健悟郎では、環境接触動作におけるエンドエフェクタの重要性を意識し、人体足部の多自由度を生み出す多骨連結構造に着目した開発を行い、計 16 自由度の多自由度足部を実現した。自由度の内訳は、足趾で 10 自由度 (1 趾につき、2 つの 1 軸回転自由度があり、計 5 趾ある)、距骨下関節における多骨連結部と、リスフラン関節をバネ形状弾性要素によって再現しており、それぞれが 3 自由度をもつため、計 16 自由度となる。また、足首関節は、拘束付き球関節による 3 自由度構成としており、足と足首における自由度を合わせると、計 19 自由度となる。

自由度を増やした場合に、各趾は回転が可能となるため、意図せぬ回転を防ぐために足趾同士を拘束する必要がある。人間の足部においても、足底腱 (筋) 膜がかかとと足趾の付け根を接続し、アーチを構成している他、様々な筋、腱、靭帯、皮膚が複数の骨を拘束し足部形状を維持している。健悟郎では、足底腱膜と皮膚を形状拘束要素として一体で考え、粘弾性要素 (ウレタンゴム) による足部拘束を採用した。足裏に敷いたゴムを趾部品に接続することで、足趾間の自由度が受動的に拘束されるようにし、足部を剛体とした場合には困難となる環境へ馴染む柔軟性を実現した。

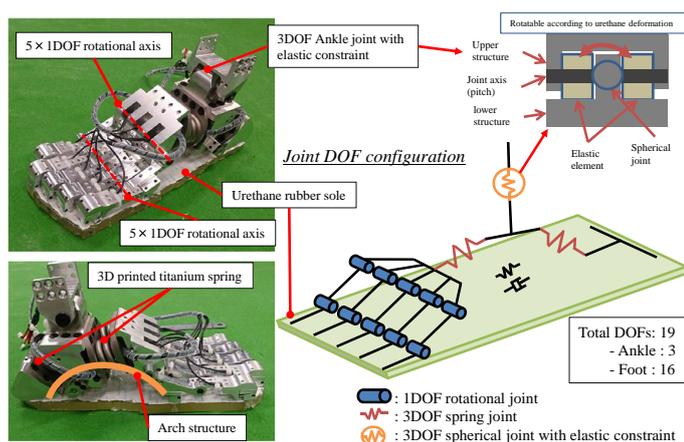


図 6.35: Overview of Kengoro foot with human mimetic multiple DOFs.

隼悟郎の関節自由度構成

隼悟郎の全身 CAD 図及び自由度構成を図 6.36 に示す。関節自由度は全身で、ハンドを除き、110 自由度である。背骨構造では、計 40DOFs であり、その内訳は、腰椎で 15DOFs(3DOFs が 5 椎)、胸椎で 6DOFs(6 椎に Pitch の 1DOF)、頸椎に 19DOFs(3DOFs が 6 椎に加え、最上部で yaw の 1DOF) である。上肢では、計 22DOFs であり、その内訳は左右の片側で、胸鎖関節に 3DOFs、肩鎖関節に 3DOFs、肩甲骨腕関節に 3DOFs、肘関節に 1DOF、手首関節に 1DOF である。脚部では、計 48DOFs であり、その内訳は左右の片側で、股関節の 3DOFs、膝関節の 2DOFs、足首関節の 3DOFs、足部での 16DOFs である。これにハンドの自由度として、左右片側で、把持 1DOF、親指駆動 1DOF を加えると、隼悟郎の全体での関節自由度は 114DOFs となる。隼志郎と比べ特徴的なのは、上半身では、可動胸郭として胸椎に自由度を与えた点と、環境接触動作に向けハンドを搭載した点である。脚部の特徴的な点は、足部を通常のヒューマノイドで用いられるような平板ではなく、多自由度な足部とした点、足首関節を拘束付き球関節とすることで、足回りに人間のような柔軟性を与え、接地時や着地時の地面との位置誤差を吸収できるような構成とした点である。

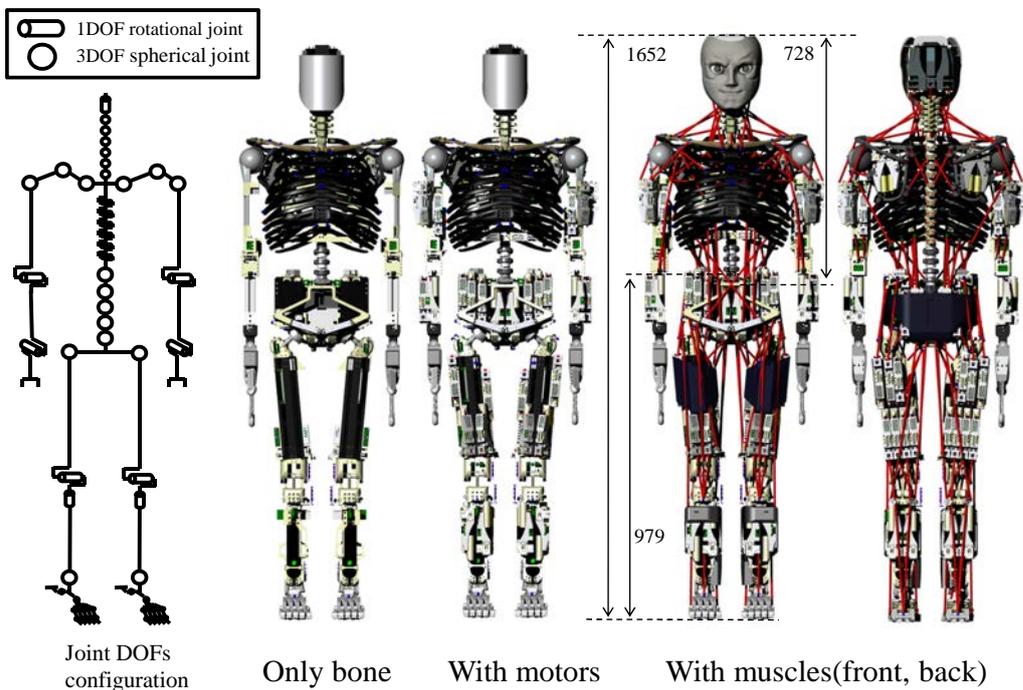


図 6.36: Overview and joint DOFs configuration of Kengoro.

6.2.4 隼悟郎の体内電装系

体内通信のための基板

隼悟郎の体内通信システムは、隼志郎と同様に USB 通信であるが、隼志郎で課題であったシステム安定性の向上に向け、電装基板系を新たに開発しており、以下にその特徴を示す。

- 電流制御モータドライバ FPGA-02D[92] (設計担当: 大久保壮一)

隼志郎で用いていたモータドライバ FPGA01D では、PWM 指令値による速度制御に基づいた張力制御を行っていたが、イナーシャ成分が残るような挙動となっており、環境適応動作を実現出来るような柔軟な張力制御は行えていなかった。この原因を、力制御は加速度に強く関連する制御であるが、目標 PWM 指令による速度次元での制御で行っていることにありと考察し、電流フィードバックに基づく目標電流指令を可能とするモータドライバの開発を行った (図 6.37)。また、1[ms] 周期で計算ループを回す H8-18 基板でのマイコン上で実装されていた張力制御で、FPGA のハードウェアレベルでの実装による電流フィードバックを利用可能としたことも、高速で柔軟な張力制御に貢献すると考える。その他の特徴として、基板サイズは、センサドライバ統合型筋モジュールを意識し、モータ径に合わせた 22[mm] とし、コネクタは横型より縦型とすることで、モジュールの集積度をあげる工夫を行った点、張力計測用動作アンプのゲイン・オフセット調整抵抗を高精度化した点、小型化に対する要求から、電流計測にはシングルシャント方式を採用した点、電流計測に、16[bit]、40k[SPS] のデルタ・シグマ型 AD コンバータを使用している点、コネクタに GH を採用した点、などがあげられる。また、デジチェーン接続により、直列に 3 枚までつなぎモータを制御することが可能である。

- コントロール基板 H8-18-GH [92] (設計担当: 大久保壮一)

隼志郎で用いた H8-18 基板と機能は同様であるが、モータドライバ基板 FPGA02D 及び USB ハブ基板との接続コネクタを SH より GH に変更し、システムの安定性向上に向けた改良を行っている。

- USB ハブ基板 (設計担当: 浅野悠紀)

隼志郎で用いていた USB ハブ基板は、7 ポートの USB ハブで、DCDC やハブ素子の負荷が高く、発熱で時に 70-80°C に達することもあり、システムが不安定となることが問題であった。また、7 ポート全てを使っていない部位も多く、基板配置構成を工夫することで、少ないポートでも全身を構成することが可能であった。そこで、システムの安定性向上に向け、新しく USB ハブ

基板を開発した(図 6.39)。本基板では、ポート数を削減し、現状に適した4ポートUSBハブとし、効率のよいDCDCを選定することで、発熱によるシステム不安定性を改善した。また、下流基板での電圧降下を想定し、出力電圧をあえて若干高めめの5.2V程度とすることで、低電圧による基板の起動失敗及び、リセットを防止している。コネクタ部も、SHよりZHに変更したことで、径の太いケーブルを使用可能となり、接触不良や振動による緩み防止などがなされ、システムの安定性に貢献した。

- コネクタ部における改善

臆志郎の電装基板系で主に採用していたSHコネクタは、導体サイズAWG28-32、適合被覆外形 $\phi 0.4\text{--}0.8[\text{mm}]$ と比較的細いケーブルを想定したコンパクトなコネクタで、一見、構成要素の膨大な筋骨格ヒューマノイドに適しているが、圧着不良、経年劣化によるコンタクトの広がりによる接触不良、電圧降下によるシステムの不安定性の原因となっていたため、臆志郎の電装基板系では、多少のサイズ増を容認し、コネクタ及びケーブルの改善を行っている。具体的には、ZHとGHコネクタを採用する事としており、GHコネクタは、導体サイズAWG26-30、被覆外形 $\phi 0.76\text{--}1.0[\text{mm}]$ と太いケーブルが使用できる点、ロック機構がついている点、良好な嵌合クリック感、2点接触による良好な接触などが利点である。ZHコネクタは、AWG26-32、被覆外形は $\phi 0.5\text{--}1.1[\text{mm}]$ で、電圧降下の少ない太いケーブルが使用でき、比較的外れにくいコネクタである。

ヒューマノイドは動作するため、振動等によりコネクタが緩まないようにコネクタは外れにくいことが重要でありつつも、故障時には外しやすくメンテナンスしやすい点も重要である。つまり、外れにくく外しやすいという一見矛盾するコネクタが求められている。その点、GHコネクタは、良好なロック機構によって、外れにくさと外しやすさを両立しているコネクタであり、頑強性とメンテナンス性を兼ね備えている点がロボット用通信コネクタに適していると言える。表 6.8 に、SH、ZH、GHコネクタの特徴を示す。

表 6.8: Comparison of connectors.

	SH	ZH	GH
Dimension(7pin, side)	4.25 x 9.0 x 2.95	6 x 13.5 x 3.7	4.05 x 12.1 x 4.35
Cable size[mm]	$\phi 0.4-0.8$	$\phi 0.5-1.1$	$\phi 0.76-1.0$
AWG	28-32	26-32	26-30
Lock mechanism	-	-	with good click feeling
Advantage	Compact	Thick cable, hardly pulled out	Thick cable, good contact, easily attaching/detaching
Disadvantage	Easily pulled out, contact failure	Relatively large	Relatively large

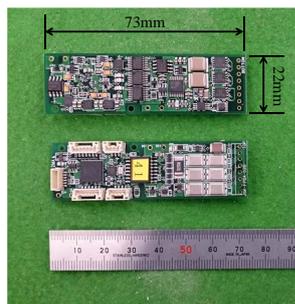


図 6.37: FPGA02D [62].



図 6.38: H8-18-GH [92].

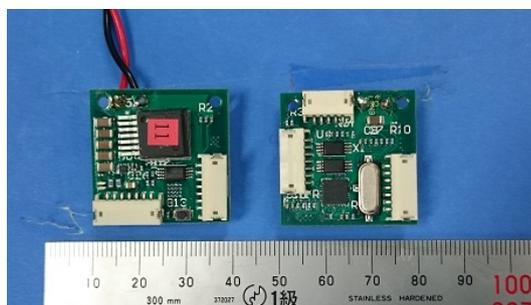


図 6.39: USB hub board for Kengoro.

体内センサのための基板

隼悟郎の体内におけるセンサ基板の説明を行う。

- 多軸ロードセル用アンプ基板 (設計担当: 中島 慎介)

隼悟郎の足部では, 計 12 個のロードセルによる分散型床反力計測方式を採用しており, ロードセルのセンサ値を増幅し, AD 変換し読み込むための基板を開発した (図 6.40). 基板本体には, 計装アンプとマルチプレクサを搭載しており, 12 個のロードセル及び, 4 個の歪みゲージの増幅が可能である. AD 変換には, Arduino nano の AD 変換ポートを使うことを想定した設計となっており, 本基板に Arduino nano を接続し使用する.

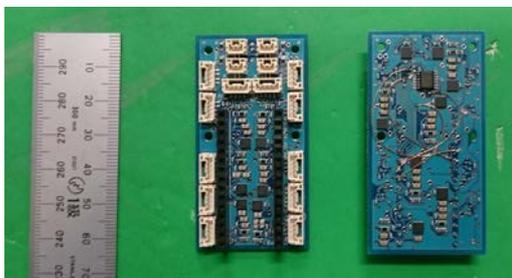


図 6.40: Amplifier board to read loadcell value in Kengoro foot.

- IMU 基板

隼悟郎の頭部には, 隼志郎と同様に三半規管を模し IMU 基板を搭載している (図 6.41).

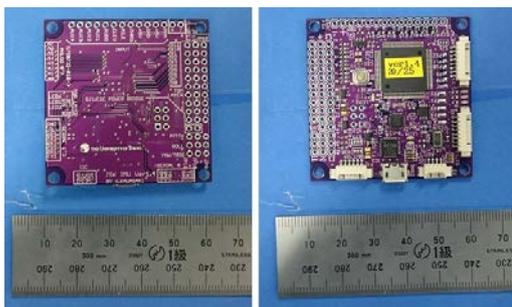


図 6.41: IMU board inside Kengoro's head.[92]

体内電源構成

臙悟郎は, 実世界環境での動作実現へ向けて, 体内にバッテリーを備え, テザーレスでの動作実現が可能である. バッテリーは, 図 6.42 に示すように, 体内 PC 系, ロジック系, サーボ系の三系統であり, 表 6.9 にそれぞれの性能を示す. 単純な立位状態における持続時間は, ロジック系は 22 分, サーボ系が約 71 分, PC は 7 時間以上となっている. 体内でのバッテリー配置は, 脚部における電源一体内蔵型骨格として, 左右大腿にサーボバッテリー, 左右下腿にロジックバッテリーが常時搭載されており, PC バッテリーは状況に応じて背中等に配置する. 更なる詳細は, 3.2 節を参照されたい.

表 6.9: Specification of Kengoro's battery

Usage	Logic	Servo	PC
Type	LiFe	LiFe	Li-ion polymer
Voltage[V]	9.9	26.4	19.0
Capacity[Ah]	5.0	5.0	4.5
Run time(Standing) [min]	22	71	over 420

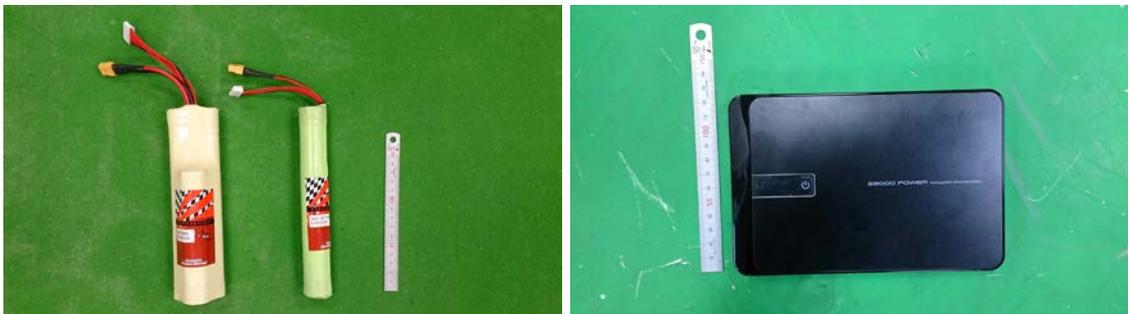


図 6.42: Batteries for Kengoro power supply. Left: Batteries for logic (green) and servo (yellow). Right: Battery for internal brain PC.

6.3 身体設計における人体模倣の評価

開発した人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼志郎、隼悟郎の身体構造について、2節にて示した「身体設計における人体模倣」の観点から比較・評価を行い、人体模倣筋骨格ヒューマノイドと人体との類似度に対して考察する。以下に、身体設計における人体模倣の指針を再掲する。

- 人体模倣身体プロポーション
- 人体模倣骨格関節構造
- 人体模倣筋配置
- 人体模倣関節特性

6.3.1 人体模倣身体プロポーションの評価

リンク長

人体模倣身体プロポーションのリンク長の達成度評価として、隼志郎、隼悟郎と目標人体寸法値との比較を図 6.43 に示す 17ヶ所の測定部位について行った。隼志郎と目標値との比較を、表 6.10 に、隼悟郎と目標値との比較を、表 6.11 に示す。隼志郎と隼悟郎で目標人体寸法が異なるのは、異なる人体骨格モデルを用いたからである。

比較の結果、目標値に対する割合の平均値で見ると、隼志郎で、103%、隼悟郎で、107% の達成度となり、全身に渡って人体寸法に基づく目標値と近い寸法を実現出来ており、人体模倣プロポーションが実現されていることが確認出来た。

表 6.10: Link length comparison between human and Kenshiro.

Sign	Name	Length [mm]		
		Human(target length)	Kenshiro	Ratio [%]
a	Body height	1580	1598	101
b	Face(head)	213	227	107
c	Chest length	256	265	104
d	Chest thickness	203	211	104
e	Spine	652	682	105
f	Upper arm	271	270	99.6
g	Fore arm	248	236	95.2
h	Hand	155	_* ¹	-
i	Shoulder width	369	372	101
j	Pelvis height	925	915	98.9
k	Hip width(joint)	164	168	102
l	Hip width(trochanter)	304	309	102
m	Upper leg	351	348	99.1
n	Lower leg	346	343	99.1
o	Foot	69	74.3	108
p	Foot length	231	260	113
q	Foot width	99	90	90.9
Average				103

*¹ Hand excludes from the list because Kenshiro doesn't have hand.

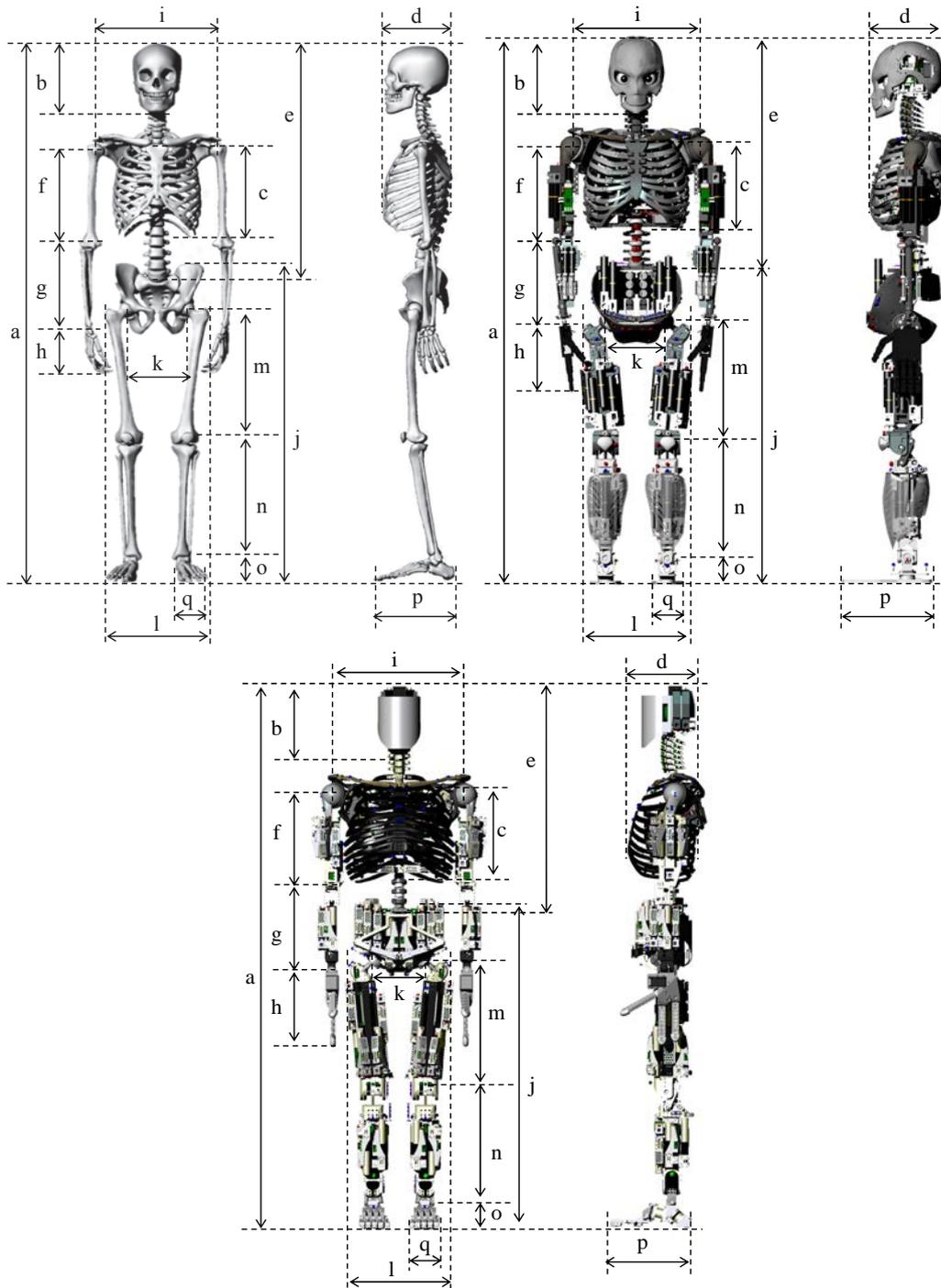


図 6.43: Length proportion of human bone(design target), Kenshiro and Kengoro. The bone is from [23].

表 6.11: Link length comparison between human and Kengoro.

Sign	Name	Length [mm]		
		Human(target length)	Kengoro	Ratio [%]
a	Body height	1574	1652	105
b	Face(head)	199	213	107
c	Chest length	248	281	113
d	Chest thickness	188	203	108
e	Spine	686	728	106
f	Upper arm	275	271	98.5
g	Fore arm	244	256	105
h	Hand	141	232	165
i	Shoulder width	350	395	113
j	Pelvis height	932	979	105
k	Hip width(joint)	169	151	89.3
l	Hip width(trochanter)	303	293	96.7
m	Upper leg	381	384	101
n	Lower leg	351	348	99.1
o	Foot	71.3	79.2	111
p	Foot length	234	241	103
q	Foot width	99	91	91.9
Average				107

マスプロパティ

マスプロパティについても同様に、隼志郎、隼悟郎と目標値の比較を行った。表 6.12 に、比較結果を示す。比較の結果、隼志郎で 109%、隼悟郎で 115%となっていた。隼志郎では、マスプロパティにおいても、人体模倣度が高いことが確かめられたが、隼悟郎では、重量が増加傾向にあることが分かった。隼悟郎では、人体模倣度が相対的に低くなった要因は、隼悟郎では、隼志郎で最優先した身体設計における人体模倣を踏襲しつつも、動作実現における人体模倣の実現にも重きを置いたため、トレードオフにより身体構造の模倣度よりも、必要な構成要素を積極的に追加していった部分が要因であると考察する。例えば、隼志郎に搭載されていなかったバッテリーを搭載したことや、筋アクチュエータ数、追加の体内情報処理コンピュータ等による構成要素数の増加は直接的な要因である。しかし、構成要素は増えても、人体プロポーションを逸脱しない数値を実現出来ていることは、骨格設計に CFRP を用い軽量化を図った点や、一つの構成要素に複数の機能を持たせる多機能化を進めたことにより、配置効率が向上し、配線重量が最小限に抑えられている点などの工夫によるものであると考察する。

表 6.12: Link weight comparison between human, Kenshiro and Kengoro.

Name	Weight [kg]				
	Human(target weight)	Kenshiro	Ratio [%]	Kengoro	Ratio [%]
Body weight	50.0	51.9	104	55.9	112
Head* ¹	4.0	3.1	77.5	2.6	65.0
Trunk* ²	17.0	18.4	108	17.1	100
Upper arm	1.5	1.95	130	2.19	146
Fore arm	1.0	1.16	116	1.28	128
Hand	0.5	-* ³	-	0.39	78.0
Pelvis	6.0	7.98	133	8.64	144
Upper leg	5.0	4.0	80	5.07	101
Lower leg	2.5	3.05	122	3.53	141
Foot	1.0	1.07	107	1.34	134
Average			109		115

*¹ Head includes neck.

*² Trunk includes spine, chest and bladebone.

*³ Kenshiro doesn't have hand.

6.3.2 人体模倣骨格関節構造の評価

関節自由度数の比較

これまでに開発されてきている等身大ヒューマノイド [1, 93, 26, 27, 94, 2, 95, 96, 17, 16, 3] において、顔とハンドを除いた関節自由度数の比較を図 6.44 に示す。これらを、大きく分けて二つのグループに分類し、その構成について考察を行う。一つ目は、HRP2, ASIMO のような一般的な、シリアルマニピレータ型のリンク構成のヒューマノイド群で、関節自由度数は 28–35 である。二つ目のグループは、小太郎, 小次郎, 腱志郎, 腱悟郎などの筋骨格ヒューマノイド群であり、関節自由度数は 55–110 と比較的多自由度な構成となっている。多自由度の要因は、多節脊椎自由度の寄与するところが大きく、二つのグループは脊椎自由度を備えたヒューマノイドとそうでないものという分類方法もありうる。すなわち、現状のヒューマノイドは、脊椎自由度の有無で自由度数に大きな飛躍があることが分かった。腱志郎は、64 自由度であり、これは人間の 15% に相当する。自由度増大の要因は、多節脊椎関節と、膝関節における回旋自由度である。腱悟郎は、多節脊椎にさらに可動胸郭を導入した点や、足部を自由度無しの平板でなく多自由度の構成としたことで、筋骨格ヒューマノイドの中でも 110 自由度と突出しており、これは人間の 26% に相当する。しかし、人間の 419 自由度に対しては遠く及んでおらず、さらに人間に近づけるためには、小スペースに多くの自由度を搭載する機構的な工夫の他にも、増加した自由度を拘束する筋構造の工夫も必要となる。

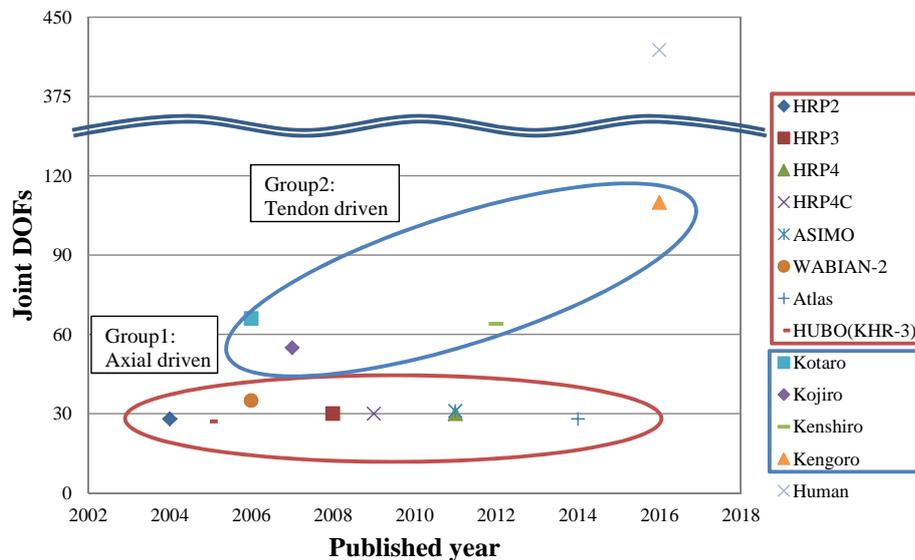


図 6.44: Joint DOF comparison on several humanoids.

6.3.3 人体模倣筋配置の評価

筋再現度評価

人体模倣筋配置を行うことで、筋骨格ヒューマノイドが人間の筋をどの程度再現できているか定量的に数値を示し、比較検討することが可能となった。表 6.13 に、開発してきた人体模倣筋骨格ヒューマノイド 隼志郎、隼悟郎と人間の同名筋の筋本数を比較したものを示す¹。

脚において、足部内在筋を除外した場合、人間の筋種類数と比較して、隼志郎は 50%、隼悟郎は 57% の筋を備えており、隼志郎から隼悟郎へと筋の増加が確認された。全身では、指駆動筋と足部内在筋を含まない場合は、隼志郎で 38%、隼悟郎で 46% の筋再現率となった。相対的に脊椎駆動部での再現率が低く、実機において脊椎の回旋駆動が難しい点などからも、その影響が伺える。指駆動筋と足部内在筋を含んだ場合は、隼志郎で 30%、隼悟郎で 36% の筋再現率となっており、全身の筋数に対して、エンドエフェクタ部の筋数も比率が大きいことと、人間の動作実現におけるエンドエフェクタ部の重要性が伺える。同様の身体プロポーションでありながら隼悟郎で再現率が高い結果が得られたのは、最密重点配置のための筋モジュールによって、配置密度を高められたことの影響が大きい。

さらに筋再現率を高め人間に近づける方策として、モーター一つの出力を下げ、小型なモーターを採用することがあげられる。筋数は、身体サイズとモーターサイズのトレードオフとなるので、小型モーターを多数用いた方が、筋再現度を高める分には有利である。しかし、モーターの出力を下げると、関節トルク、持続時間で劣るため、運動性能を低下させてしまう危険性もある点には注意が必要である。長期的には、現状のサイズより小さく出力の大きなモーター開発への期待や、筋骨格ヒューマノイド専用に筋アクチュエータを研究開発すること、もしくは、抜本的な設計方法の変更で、骨格に筋アクチュエータを固定する方式から脱却し、人間のように収縮要素を空中に配置する方式なども選択肢となりうる。また、人間は、柔軟多自由度な足部を有しており、それらを拘束し駆動する足部駆動筋を多数備えているが、筋骨格ヒューマノイドではまだ多自由度足部開発がそれほど進められていないため、足部駆動筋があまり搭載されていない。同様に、ハンドも、設計スペースと筋アクチュエータ数のトレードオフがあり、筋再現を行うのが非常に困難な部位である。今後、ハンドや足部といったエンドエフェクタ部と人間との関係に対する考察をさらに深め、人体機能を再現する人体模倣型エンドエフェクタ部の開発が筋再現における重要な課題である。

¹ 人間は、名称の存在する代表的な筋を計数した。筋骨格ヒューマノイドでは、同じ名称の筋を複数本搭載していることがあるため、単純な筋（アクチュエータ）数ではなく、人間の同名筋を基準に筋を計数し比較した。

表 6.13: Same name muscle number evaluation

	Human	Athlete robot[36]	Pneumat-BS[35]	Kenshiro[17]	Kengoro
Number of muscles in spine	34	-	2	10	10
Ratio to human	1.0	-	0.06	0.29	0.29
Number of muscles in an arm (without hand)	31	-	3	10	15
Ratio to human	1.0	-	0.097	0.32	0.48
Number of muscles in a leg (without foot)	42	7	16	21	24
Ratio to human	1.0	0.17	0.38	0.50	0.57
Number of muscles in whole body (without hand and foot)	104	-	22	40	48
Ratio to human	1.0	-	0.21	0.38	0.46
Number of muscles in whole body (with hand and foot)	132	-	22	40	48
Ratio to human	1.0	-	0.17	0.3	0.36

6.3.4 人体模倣関節特性の評価

身体冗長度評価

人間と、隼悟郎、隼志郎について、筋-関節及び、関節-作業冗長度、筋-作業冗長度の比較と評価を行った。表 6.14 に、筋数、関節自由度数、筋-関節冗長度、関節-作業冗長度、筋-作業冗長度について計数した結果を示し、以下に得られた結果について考察する。筋数は筋再現度と同様に、同名筋の観点から計数した。

- 筋-関節冗長度

筋-関節冗長度が 1.0 を越える場合は、冗長駆動関節、下回る場合は、劣駆動関節と分類される。人間、隼志郎、隼悟郎では、首や背骨において、劣駆動関節であり、4 肢では冗長駆動関節であることが確認できる²。冗長度が高い冗長駆動関節は、多くの筋が少ない関節を拘束することになるので、関節剛性を維持しやすく、関節が安定しやすい。反対に、冗長度の低い劣駆動関節は、少ない筋で多くの関節を駆動することになるので、重量、コスト、信頼性で優れている一方で、関節を拘束しきれず不安定な状況となる可能性がある。

上半身では、首、背骨関節で劣駆動関節となっており、多節脊椎構造における自由度の高さが現れている。隼志郎、隼悟郎では、筋の広がり再現のためにワイヤを折り返す面状筋構造が採用されており、劣駆動であっても力強く安定的に関節を駆動する工夫がなされている。

股関節、膝関節において、隼志郎、隼悟郎と開発が進むにつれて、人体への接近が確認できる。ヒューマノイドが行える動作も、小次郎では、屈伸が困難であったが、隼志郎では、屈伸が可能となり、隼悟郎では、屈伸姿勢での静止が可能となって来たように、開発に応じて増えてきていることから、筋冗長度を増すことで、関節拘束による関節剛性が維持され、全身動作に有利となっていくことが示唆される。

足首関節では、人間に対してまだ大きく離されており、人間の柔軟な足首関節を、筋骨格ヒューマノイドで十分に模擬出来ていないことを表している。人間の足首関節は足部とも関係が深く、柔軟足部を駆動する筋も多く関係している。足部は、立位状態で、ヒューマノイドと環境とを接触させる部位であり安定化に重要であるため、簡略化した構造を用いることも多く、まだ明らかとなっていない部分も多い。したがって、足首と足部を駆動する筋骨格構造には、まだ多くの課題が残されており、開発の余地が多く残っていることを示唆している。

²隼志郎の手首は受動関節で筋アクチュエータは無しとして計数した

- 関節-作業冗長度

関節-作業冗長度が高いということは、特定のエンドエフェクタ姿勢を様々な全身姿勢で表現出来るということとなる。上半身では、首、背骨関節部で非常に冗長となっており、脊椎構造が人間及びヒューマノイドの身体柔軟性に重要な位置づけであることを表している。上肢及び、脚部においては、作業空間の自由度はそれほど高くないこともあり、腱悟郎は人間にせまる関節-作業冗長度を備えている。したがって、人間のように様々な姿勢をとれることになるが、能動的に筋を駆動してその姿勢となれるかどうかは、筋の力学的特異点の課題などもあるため、一筋縄にはいかない。筋骨格ヒューマノイドの更なる動作実現のためには、関節自由度の増加に加えて、筋-関節空間の冗長度も増していくことや、筋の協調駆動によって、あらゆる姿勢での関節運動を安定化させていくことが重要となる。

- 筋-作業冗長度

筋-作業冗長度は、筋とエンドエフェクタの関係であり、値が高いことは単純には、作業空間での運動自由度を高めることとなる。また、多数のセンサ入力を必要とする学習や姿勢推定において、入力センサ情報が増加することとなるので、得られる結果により影響を及ぼす可能性がある。しかし、二関節筋や多関節筋の存在や、一部の関節に筋が集中している場合もあることには注意が必要である。腱悟郎では、腱志郎に比べ、上肢の冗長度が高まってきており、上肢動作が可能となってきたことから、上肢を動作に活用可能なヒューマノイドとなってきたことを示している。また、背骨の冗長度がやはり低く、筋数の不足が示唆されている。

表 6.14: Redundancy evaluation

	Muscle number	Joint DOFs	Muscle-joint redundancy	Muscle-joint redundancy (ratio to human)	Joint-workspace redundancy	Joint-workspace redundancy (ratio to human)	Muscle-workspace redundancy	Muscle-workspace redundancy (ratio to human)	
Human	Neck	19	0.8	1.0	12.2	1.0	5.7	1.0	
	Spine	54	0.4	1.0					
	Shoulder	15	1.7	1.0					
	Elbow	7	3.5	1.0	2.2	1.0	5.5	1.0	
	Wrist	11	5.5	1.0					
	Hip	24	8.0	1.0					
	Knee	11	5.5	1.0	1.3	1.0	8.0	1.0	
	Ankle								
	(including pronation and supination)	13	4.3	1.0					
	Neck	6	19	0.3	0.4	6.7	0.55	1.7	0.3
Kengoro	Spine	4	0.2	0.5					
	Shoulder	10	1.1	0.7	1.8	0.8	2.7	0.5	
	Elbow	3	3.0	0.9					
	Wrist	3	3.0	0.5					
	Hip	15	5.0	0.6					
	Knee	8	4.0	0.7	1.3	1.0	4.8	0.6	
	Ankle	6	2.0	0.5					
	Neck	6	13	0.5	0.6	4	0.33	1.7	0.3
	Spine	4	11	0.4	1.0				
	Shoulder	8	9	0.9	0.5	2.2	1.0	1.7	0.3
Kenshiro	Elbow	2	1.0	0.3					
	Wrist	0	0.0	0.0					
	Hip	13	4.3	0.5					
	Knee	8	4.0	0.7	1.2	0.9	4.3	0.5	
	Ankle	5	2.5	0.6					

関節トルク

図 6.45 に、隼悟郎、隼志郎と小次郎における股関節トルクの比較を示す。人体模倣筋配置によって、筋本数の増加と筋の冗長化がなされた隼悟郎、隼志郎で、小次郎よりも大幅に関節トルクの改善がなされていることが確認できる。隼悟郎では、外転、内転トルクが隼志郎に比べ向上しており、得に、屈伸姿勢のような股関節屈曲時での、股関節トルクの向上が見られていることから、動作の予備姿勢における姿勢の安定化が期待される。また、大腿方形筋のように外旋トルクに寄与する筋を追加したこともあり、外旋トルクの改善が見られ、踏み出し動作における様々な足位置の実現に貢献することが期待される。一方で、内旋トルクが隼志郎より低く算出されているが、隼志郎の動作において、内股部分に筋の取付点が集中し、股関節が内旋してしまうことが多かったことをうけ、取付点が大腿全体に分散するように配置した結果であると考察する。

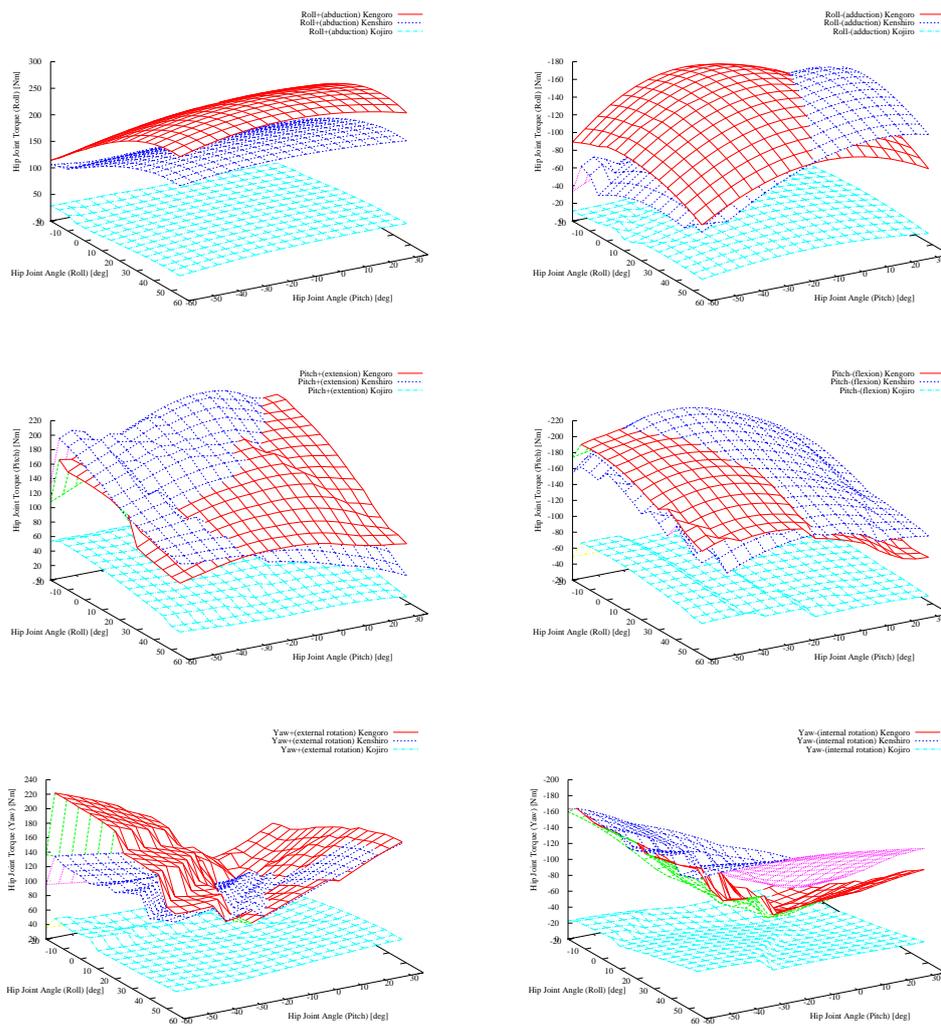


図 6.45: Hip joint torque of Kengoro, Kenshiro and Kojiro.

6.4 本章のまとめ

本章では、人体模倣筋骨格ヒューマノイド隼志郎及び隼悟郎の身体構成の詳細の説明を行い、身体設計における人体模倣について評価を行った。

身体設計における人体模倣に基づく隼志郎、隼悟郎の身体構造について、身体構成、骨格構造、筋構造、関節特性の観点から詳細を述べた。隼志郎は、骨格構造では、多節脊椎、終末強制回旋機構、球関節といった人体模倣型の特殊関節を備え、多自由度化を実現している。また、肩関節における開放型球関節は、人体模倣の広い可動域の実現に効果的である。筋構造では、筋の広がり再現した面上筋を積極的に採用し、多節脊椎関節や首関節の駆動を行っている。隼悟郎は、隼志郎の人体模倣身体設計を踏襲しつつ、動作実現における人体模倣の実現に向け、環境接触動作や、外力適応動作を可能とする全身構成となっている。筋構造では、センサドライバ統合型筋モジュールで全筋を構成することにより、全筋の張力制御が可能となり、環境への馴染み挙動や、関節における可変剛性を実現した。また、人体の骨格の多機能性に着目し、バッテリーと骨格を一体とする電源内蔵骨格、気化熱冷却骨格を備え、小スペースでありながら、多くの機能を実現に向けた設計がなされている。関節構造には、隼志郎での設計を踏襲しつつ、更なる全身多自由度化に向けて、多自由度足部や可動胸郭を実現し、全身の自由度をさらに人間に近づけた。

人体模倣度の評価では、身体設計における人体模倣の4項目について隼志郎、隼悟郎の全身構成を人間と比較し、達成度と今後の課題を考察した。人体模倣プロポーションでは、リンク長さやマスプロパティについて目標に設定した人骨モデルの値と比較し、達成度を比較した。人体模倣骨格関節構造では、いくつかのヒューマノイド、人間と隼志郎、隼悟郎の全身関節自由度を比較し、筋骨格ヒューマノイドが比較的人間に近い自由度を備えている事を確認した。人体模倣筋配置では、同名筋を計数し筋再現率を示した。また、関節出力の比較として、筋-関節、関節-作業、筋-作業空間における身体冗長度の比較を行い、筋冗長度の向上によって駆動筋の増加による関節トルクの向上がなされていることを確認した。以上の4項目で、身体設計における人体模倣の評価を行うことで、各ヒューマノイドで統一的に、身体設計における人体模倣度を評価可能とする評価指標の一例を示した。

第7章

人体模倣筋骨格ヒューマノイドによる 動作実現

7.1 人体模倣筋骨格ヒューマノイドの動作実現システムアーキテクチャ構成

7.1.1 ソフトウェアシステムの概要

臆志郎のソフトウェアシステムは、求められる実効周期ごとにレイヤ分けをした階層的な構造となっている。バランス制御等の制御周期が求められる処理及び、センサ情報やロボット状態の更新はロボット体内のコンピュータで行い、制御周期は 8-16[ms] である。アクチュエータ制御やセンサの信号処理などさらに実行周期の速さが求められる処理はロボット体内に搭載される小型プロセッサで処理し、制御周期は 1[ms] である。図 7.1 に臆志郎で用いるソフトウェアシステムの全体図を示す。以下に、各階層の概要について述べる。

- ブレイン層

ロボットの幾何モデルや視覚情報、センサ情報処理を行い、動作の生成を行う。

- 中間層

ロボットボディ層側からのセンサデータを収集し、ブレイン層とデータのやりとりを行う。ブレイン層側からは目標指令列を受け取りそれを補間して一定周期でボディ側へ伝えたり、アクチュエータ制御のためのパラメータ値をボディ側のプロセッサに伝えるインタフェースの役割を担う。

- ロボットボディ層

中間層から送られてきた各アクチュエータへの回転角度指令や各種パラメータを受け取りアクチュエータの制御を行う。モータへの指令およびセンサ情報の収集を行うファームウェアレベルのソフトウェアシステムであり、ロボット体内に搭載されるセンサデータを A/D 変換し中間層に伝える。これらの処理を行うプロセッサ群はロボット体内に分散配置している。

7.1.2 ブレイン層

ブレイン層は主に Euslisp[97] により記述されるプログラム群であり、ロボット動作における上位指令の生成を行う。また、Robot Operating System(ROS) との接続拡張もなされており、様々なプログラム間でのデータのやりとりを可能としている。

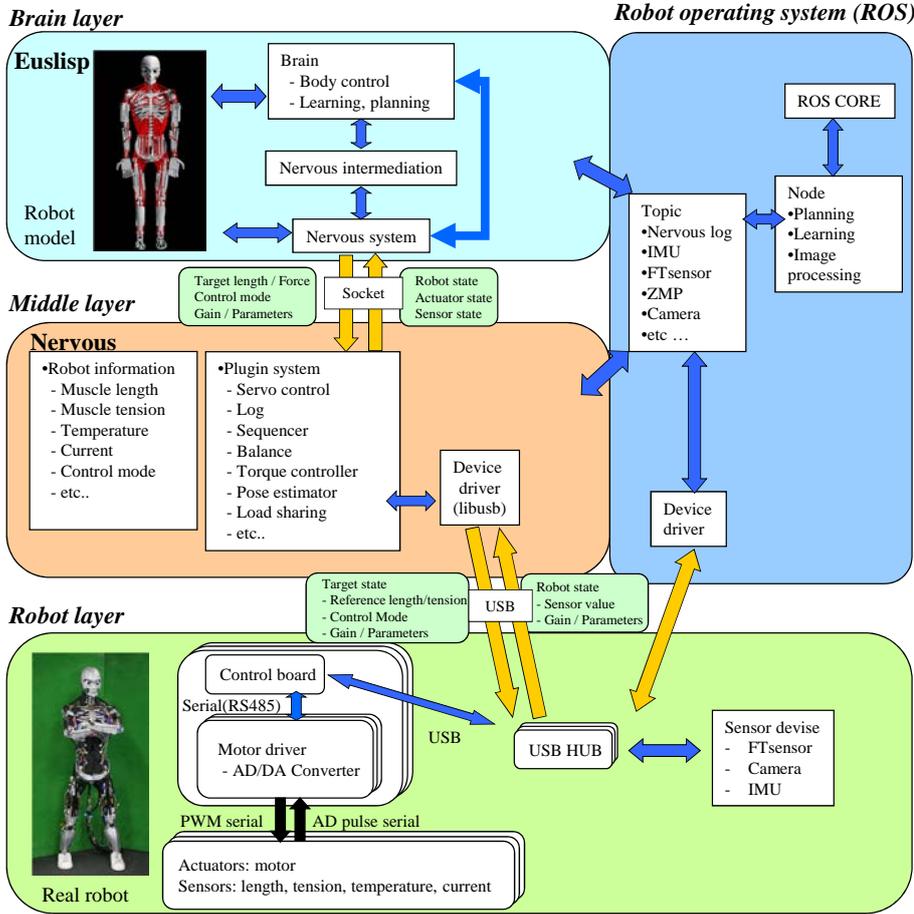


図 7.1: Overview of software system

幾何モデル

ヒューマノイド 健志郎の幾何モデルを Euslisp 上のビューワ上に表示したものを図 7.2 に示す。幾何モデルには、関節、骨格寸法、質量特性、ワイヤの三次元取り付け点、経由点が記述されている。筋骨格ヒューマノイドにおける幾何モデルは、逆運動学によるエンドエフェクタ位置指定や、リンク幾何情報より筋の経路計算を行う。これにより目標筋長さを決定し、実機に送ることで動作を生成する。

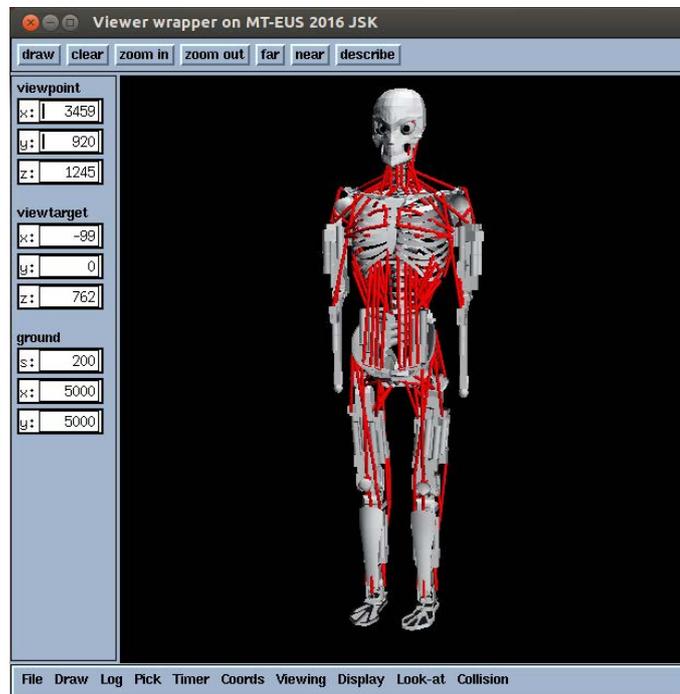


図 7.2: 3D geometrical model of Kenshiro

7.1.3 中間層

上位層とのインタフェース

中間層は、センサ情報、アクチュエータ情報の表示及び、後述するプラグイン機能の起動・終了・パラメータ設定などの役割を備える。ブレイン層とは、ソケット通信によりデータの受け渡しを行っており、インタラクティブに情報の操作及び閲覧が可能である。

プラグインアーキテクチャ

中間層には機能拡張手段としてプラグインアーキテクチャが用意されている。プラグインを用いるとセンサ情報を利用してアクチュエータ情報を操作可能であるので、上位層まで上がらない制御ループを構成することができ、バランス制御モジュールや筋負荷分散モジュールはここに実装している。

7.1.4 ロボットボディ層

USB 通信部

コントロール基板とホストコンピュータは USB により接続され、ホスト側から指示のあったデータの送信及び、ホストより送信されたデータの受信と解釈を行う。

筋アクチュエータの制御

各ワイヤを駆動するモータ、ホールセンサ、張力センサは一つのモータドライバに接続され、各基板上で様々な制御モードを実現している。制御モード及び制御パラメータは、上位層からの指令により切り替えが可能である。主な制御モードを以下に示す。

- 筋長制御

ホールセンサを用いて筋長が目標値に追従するように PID 制御を行う。

- 張力制御

張力センサの値を用いて、張力が目標値となるように PID 制御を行う。ホールセンサの値も用いることで、筋にソフトウェア的にバネの挙動をさせることも可能である。

- 初期値合わせモード

ホールセンサの値を指定値で上書きする。ロボットの初期姿勢生成において、よく用いる。

7.1.5 全身動作実現のための状態可視化システム

筋骨格ヒューマノイドのための状態可視化システム

筋骨格ヒューマノイドの全身動作実現のために、オペレータは、ヒューマノイドを視覚的に確認し得られる情報の他に、外部からは確認できない体内センサ情報など、ヒューマノイドの全身状態を効率的に把握する必要がある。

CUI (図 7.3) は、習熟したオペレータであれば、十分な情報を得られることもあるが、万人に分かりやすく受け入れやすいものかという点では疑問が残る。一方、GUI は、ヒューマノイドの状態を視覚的に提示することが出来、一見にしてヒューマノイドの状態を把握することが出来る点で有用である。筋骨格ヒューマノイドは、約 100 のアクチュエータ、モータドライバなど、体内要素が非常に多いため、CUI での状態把握には限界があり、GUI を効果的に用いていく必要があり、図 7.4 に示すような、全身状態可視化システムを構築した。以下に、表示する情報について説明を行う。

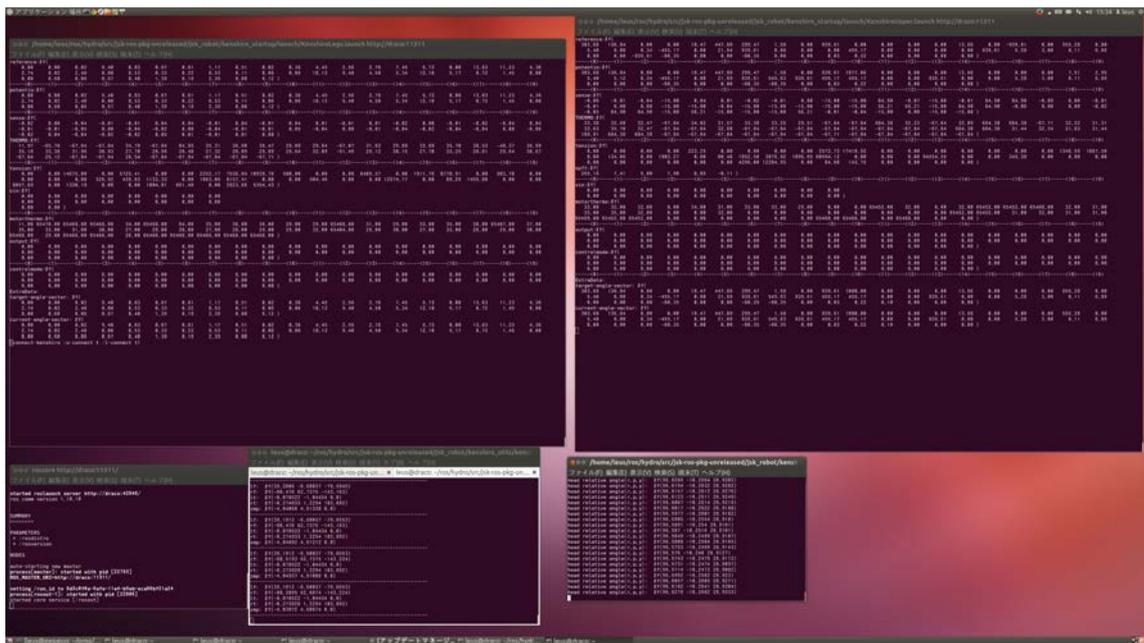


図 7.3: CUI robot state indicator.

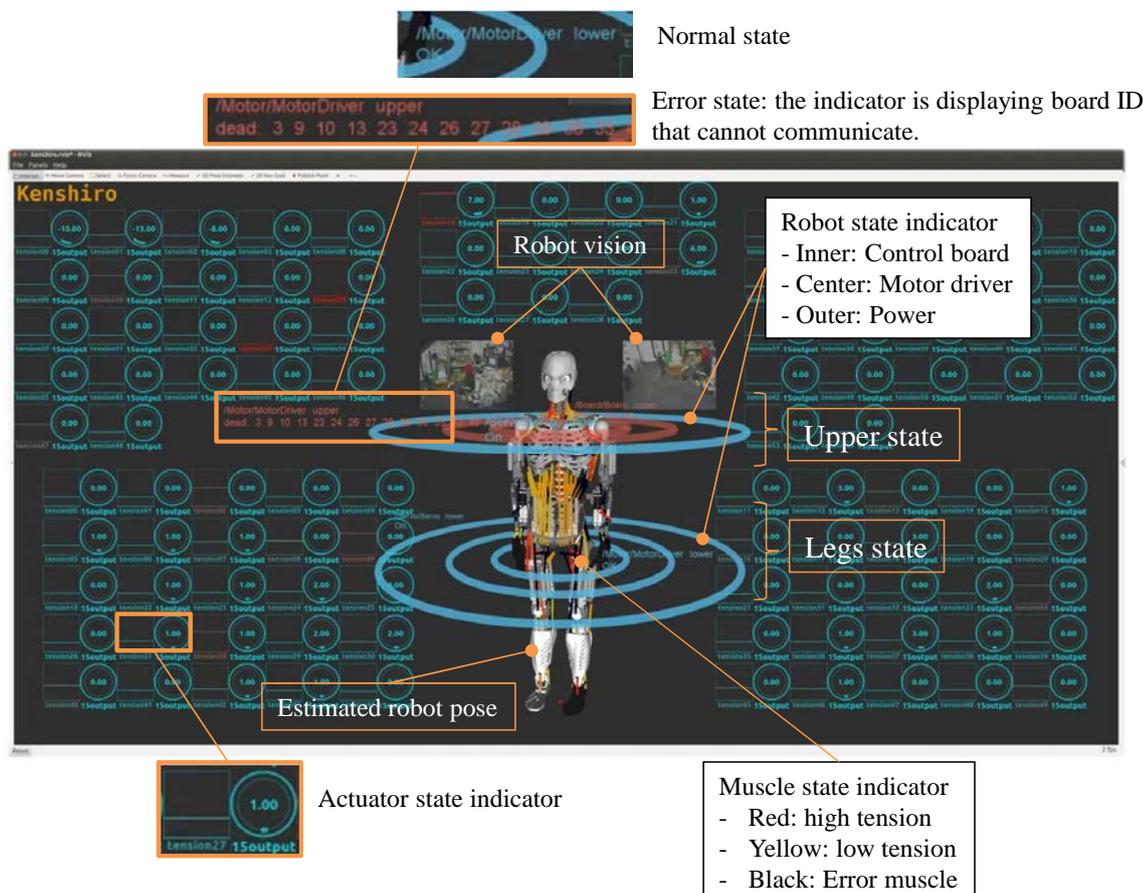


図 7.4: Overview of musculoskeletal humanoid state viewer.

- ヒューマノイド状態

ヒューマノイドの状態として、モータドライバ、制御基板、電源の状態を表示した。それぞれの状態は、ヒューマノイドを中心とする円で表されており、青が正常、赤が異常状態を表す。内側の円が制御基板、真ん中の円がモータドライバ、外側の円がサーボ、ロジック系電源の状態を表している。基板が通信不良の場合は、基板 ID を表示するようになっており、どの基板をメンテナンスすべきかが把握しやすいようになっている。

- ヒューマノイド姿勢

筋骨格ヒューマノイドは、関節に関節角度センサを有していないため、直接的に各関節の角度を知ることは出来ないが、筋長変化を用いて角度を推定することが可能である。図 7.5 は、実機動

作と可視化システム上での姿勢推定結果を示しているものである。このように、オペレータは推定されたヒューマノイドの姿勢を知ることが出来る。

- モータ情報

モータ情報として、出力と筋張力値を表示した。その他に表示可能な情報として、温度情報などがあり、ロボットの特性や状況に応じて表示するセンサ値を選択していくことが可能である。

- 筋状態

筋張力の高低をヒューマノイドに重畳することで、視覚的に分かりやすく表示した。赤が高張力、黄色が低張力、黒は張力が見えない(不具合が起きている)、ことを表す。可視化することで、動作中にどの部位や筋の張力が高まっているか把握がしやすく、また故障した張力センサの把握が容易となることは、メンテナンス性の向上に有用である。

- ヴィジョン

眼球に取り付けたカメラの画像を表示し、ヒューマノイドが見ている環境情報の把握が可能である。

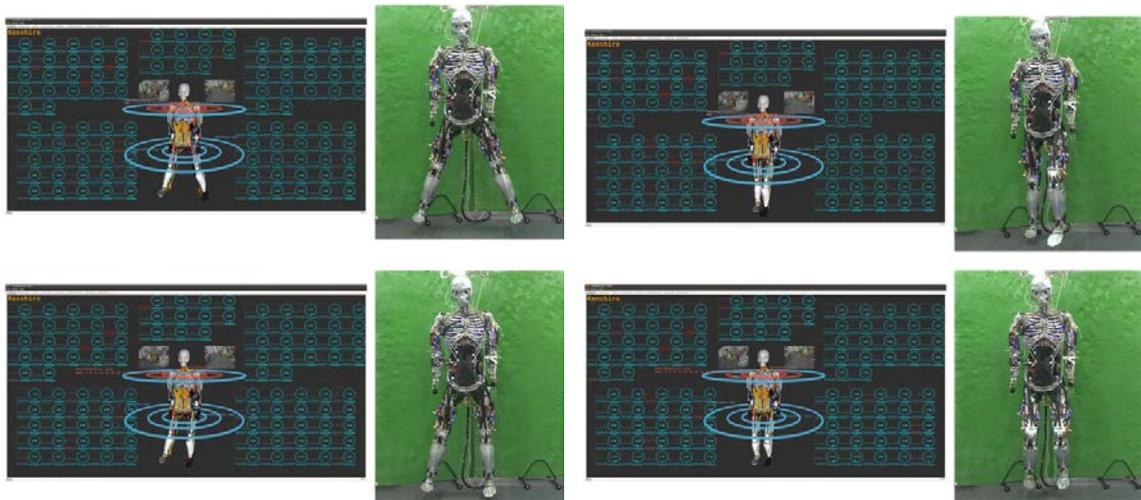


図 7.5: Real motion and estimated pose of Kenshiro.

7.2 立位状態における動作実現

7.2.1 立位でのマニピュレーション動作の実現

立位状態でのマニピュレーション動作として、バルブ回し動作を実現した。ZMP 算出に、多軸ロードセルによる手法、バランスには、アングルヒップストラテジーに基づくバランス戦略を用いた。腕の動作は教示再生によって生成し、アームエンドエフェクタとバルブ間に緩い拘束を設け、バルブのマニピュレーションを補助した。図 7.7 に一連の動作を、図 7.6 に、動作中の ZMP 遷移と、左肩駆動筋群の筋張力値を示す。170[s] 付近より、筋張力値の高まりから、動作の開始とそれに伴う ZMP の変位が確認できる。ZMP が遷移するが、バランスのおかげで転倒することなく、190[s] 付近より、筋張力が止まっていることから動作が終了していることが確認できる。これによって、アームマニピュレーションによって転倒しないバランス性能を示した。今後、エンドエフェクタ-バルブ間の拘束をといった状態での動作実現のためには、人間のように視覚を用いたバルブ位置の認識や、ヴィジュアルフィードバックによって逐次動作修正を行っていくこと、反力を検知し筋張力を調停することで巧みに動作生成を行っていくことが、解決すべき課題である。

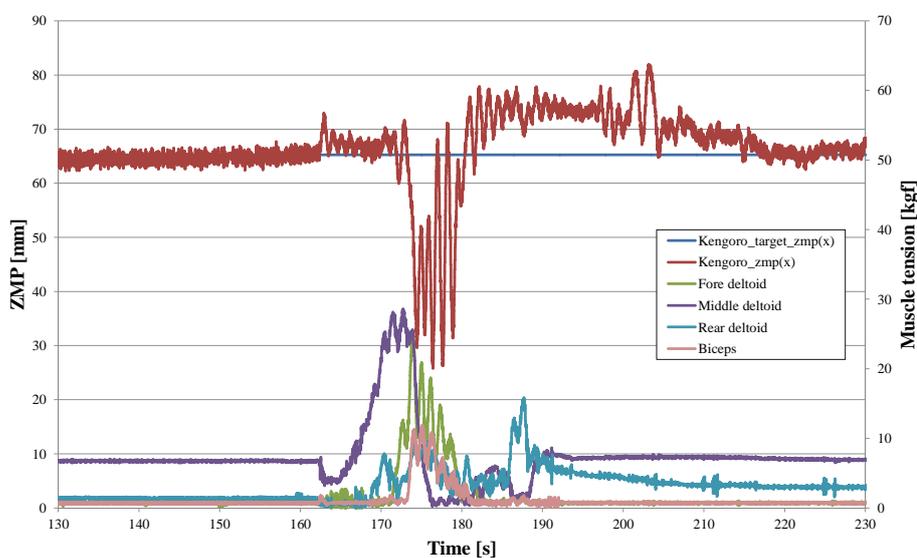


図 7.6: ZMP and left shoulder muscle tensions during valve manipulation.

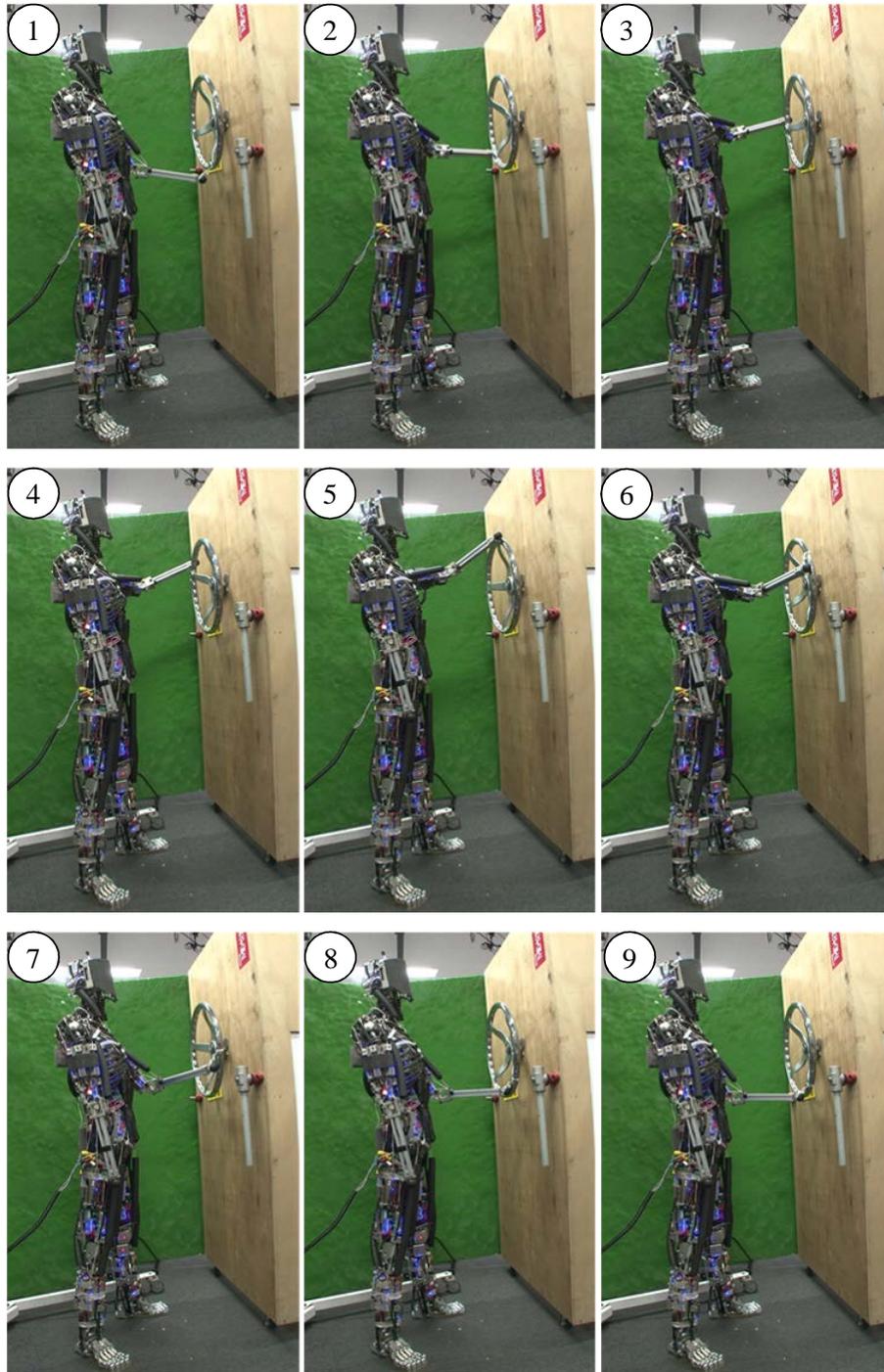


図 7.7: A snapshot of Kengoro manipulating valve with balancing. Arm motion is generated by teaching and play.

7.2.2 屋外環境における動作実現

立位状態での安定性評価及び、体内バッテリーによるスタンドアローン動作試験として、屋外環境での動作実現を行った。以下に、いくつかのバランス戦略を変更し行った実験を示す。

Finger stabilizer によるバランス

ZMP 算出に、多軸ロードセルによる手法、バランスには、指の踏ん張りによるバランス戦略を用いた。腕の開閉動作は幾何モデルによって事前に生成したものをを用い、計三回の開閉動作を送っている。図 7.9 に一連の動作を、図 7.8 に、動作中の ZMP 遷移と、左肩駆動筋群の筋張力値を示す。125[s] 付近より、筋長変化から、動作の開始とそれに伴う ZMP の変位が確認できる。ZMP 遷移は全領域に渡って安定しており、バランスを崩すほどにはなっていない。また、踏ん張りバランス戦略において、ZMP が目標 ZMP より後方にある場合は動作はしないことから、バランス動作が働かずとも転倒はしなかったこととなる。160[s] 付近より、筋長変化が元の値へ戻っていることから、動作の終了が確認できる。

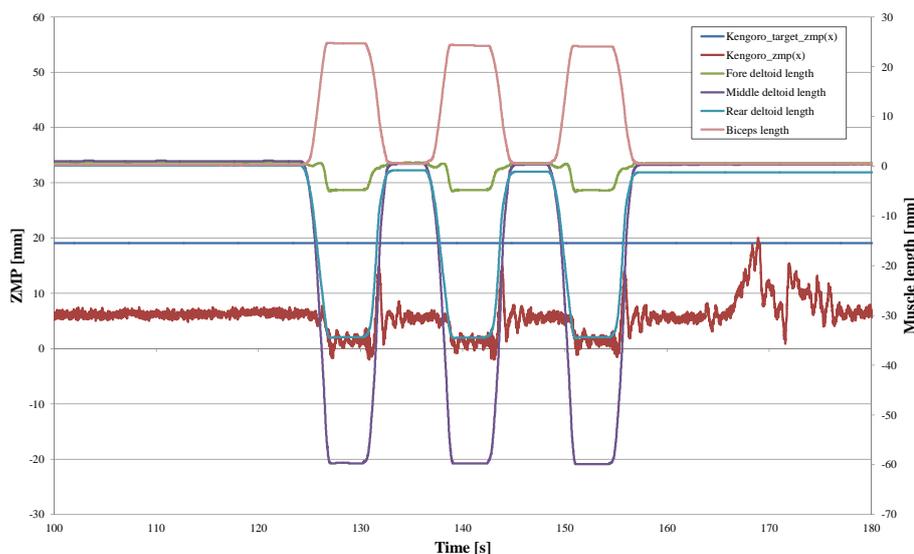


図 7.8: ZMP and left shoulder muscle tensions during outdoor experiment.

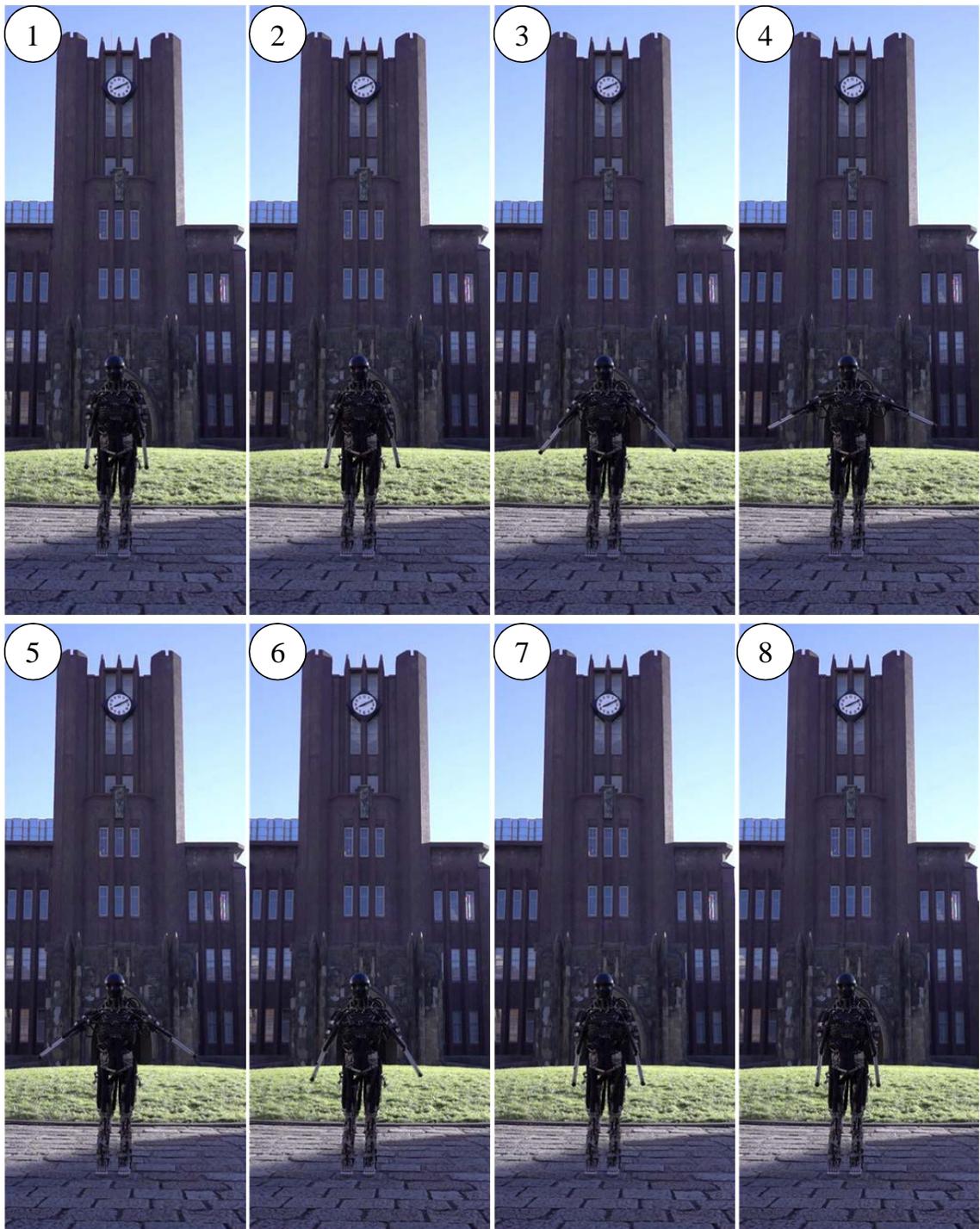


図 7.9: A snapshot of Kengoro standing-alone with finger stabilizer and moving its arms.

Ankle-hip stabilizer によるバランス

ZMP 算出に、足部の多軸ロードセルを用いた手法、バランスには、Ankle-hip stabilizer によるバランス戦略を用いた。腕の開閉動作は、オペレータによるコントローラ操作で生成した。図 7.10 に動作の様子を、図 7.11 に、動作中の ZMP 遷移と、左肩駆動筋群の筋張力値を示す。80[s] から 140[s] 付近が図 7.10 中のデータに相当する。腕部の筋長変化とそれに伴う ZMP 変位から、腕部動作とそれを補償するバランスが働いていることが確認できる。ZMP 遷移は全領域に渡って目標値に追従するような挙動となっており、転倒を回避していることも確認できる。

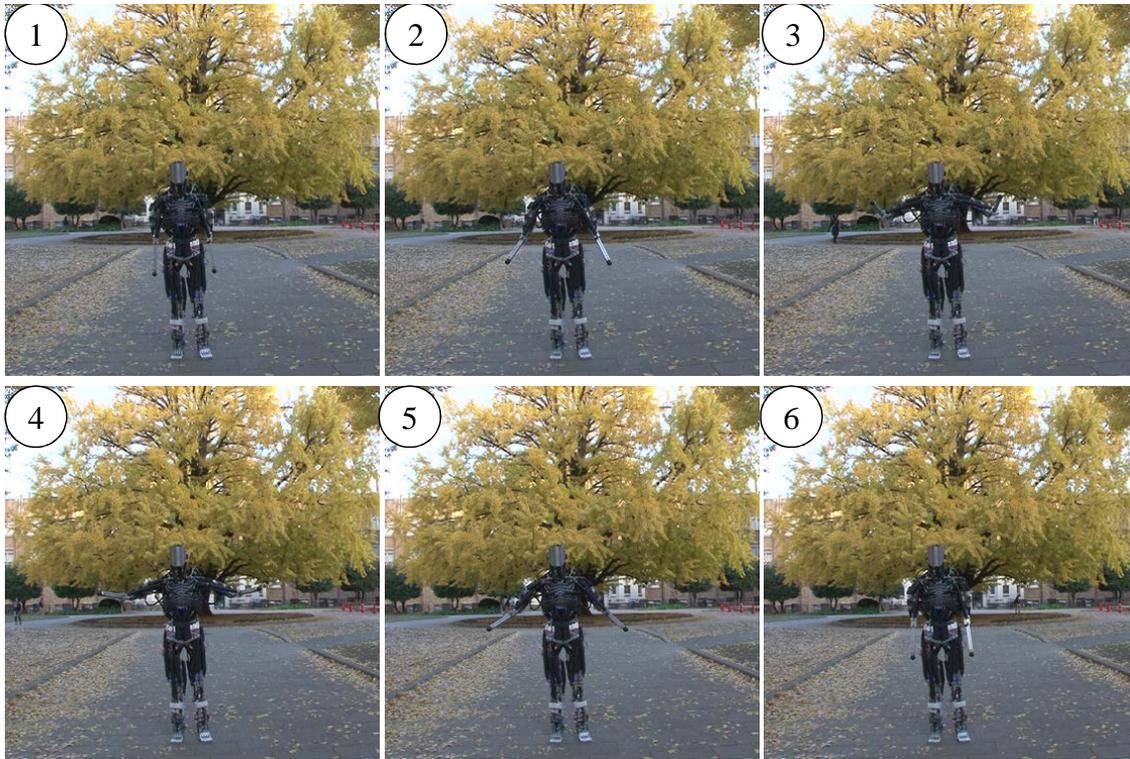


図 7.10: A snapshot of Kengoro standing-alone with ankle-hip stabilizer and moving its arms.

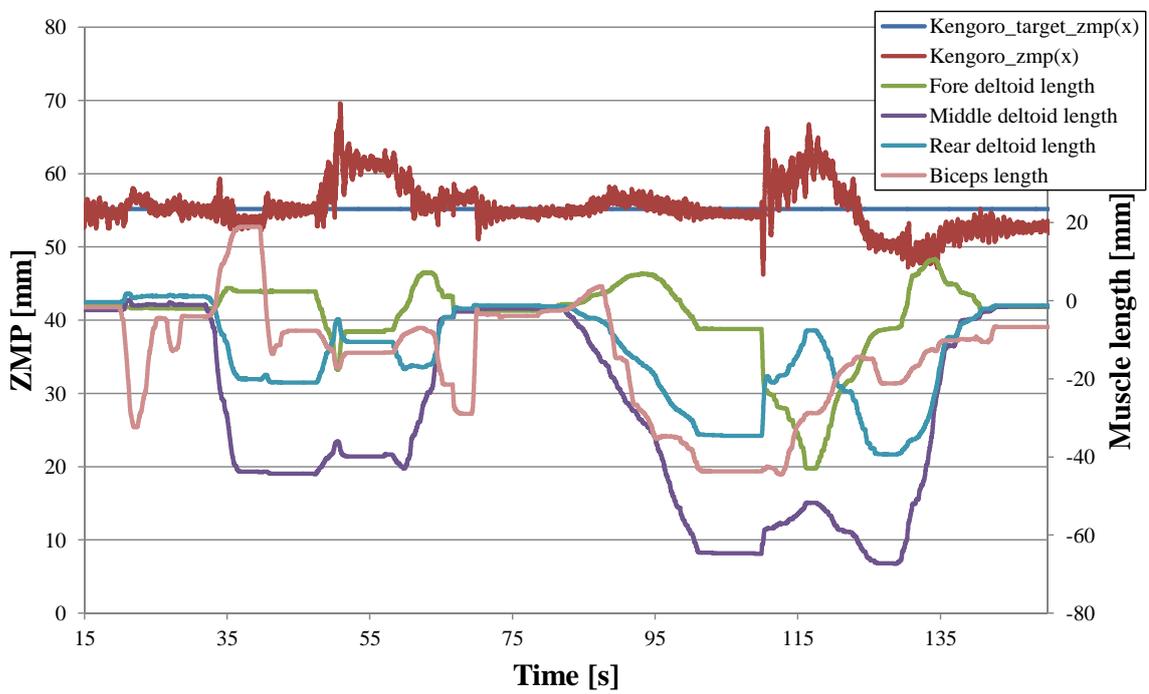


図 7.11: ZMP and left shoulder muscle tensions during the experiment.

7.3 環境接触動作の実現

環境接触を伴う動作は多くのヒューマノイドで課題とされており重要である。本論文では、環境接触動作を以下の二つに分類し、動作実現に取り組む。

- 環境を積極的に利用した動作
壁伝い踏み出し
- 環境拘束を受けた状態での動作
着座姿勢での車運転動作、寝返り動作

7.3.1 環境を積極的に利用した動作実現

壁を利用した踏み出し動作実現

壁に手をつくことを利用した踏み出し動作によって、環境に対する適応的な馴染み挙動を可能とする張力制御の有効性を確かめる。ZMP 算出に基づくバランス手法は行っておらず、壁を利用することで転倒を防止する。左腕のリーチング動作及び、脚の踏み出し動作は幾何モデルにより生成し、左腕は張力制御とし、力と長さの両方の目標値によって制御される。図 7.12 に一連の動作を、図 7.14 に左肘の筋データを示す。40[s] 付近において、左腕の拳上により張力値の高まりが見られる。48[s] 付近において、肘の伸展筋である Triceps の張力が高まり、肘の屈曲筋である Brachialis の張力が減少し、右ロードセル合計値の負荷上昇、左ロードセル合計値の負荷減少が見られることから、左手を壁に押し当て、右足寄りに重心が移動したことが確認できる。この時、Triceps の張力は、目標張力値より高くなっているので、力を目標とする項が筋制御に寄与し、長さ指令値に対して完全には追従していない。これは壁に手を押し付けすぎず、環境に対して適応的に馴染んだことを示している。これによって、転倒が防止され、環境を利用した踏み出し動作を実現した。

図 7.13 では、上半身だけでなく下半身も全身も全身を張力制御として、踏み出し動作に取り組んでいる。両手を壁に押し当て、環境接触状態を積極的にバランスの補助に活用することで、二歩の踏み出し動作を実現した。

今後、例えば、リーチングにおける手先目標位置の認識、筋作業空間学習に基づくフィードフォワード動作生成、接触力操作による重心操作、踏み出し位置の自己調節機能など、様々な要素の開発改善が求められる。また、その時可能な限り、人間が事前に用意する動作列を与えるのではなく、状況に応じてヒューマノイドが適応的に判断し行動していくことの出来るシステム構成となっていることが望ましいと考えている。

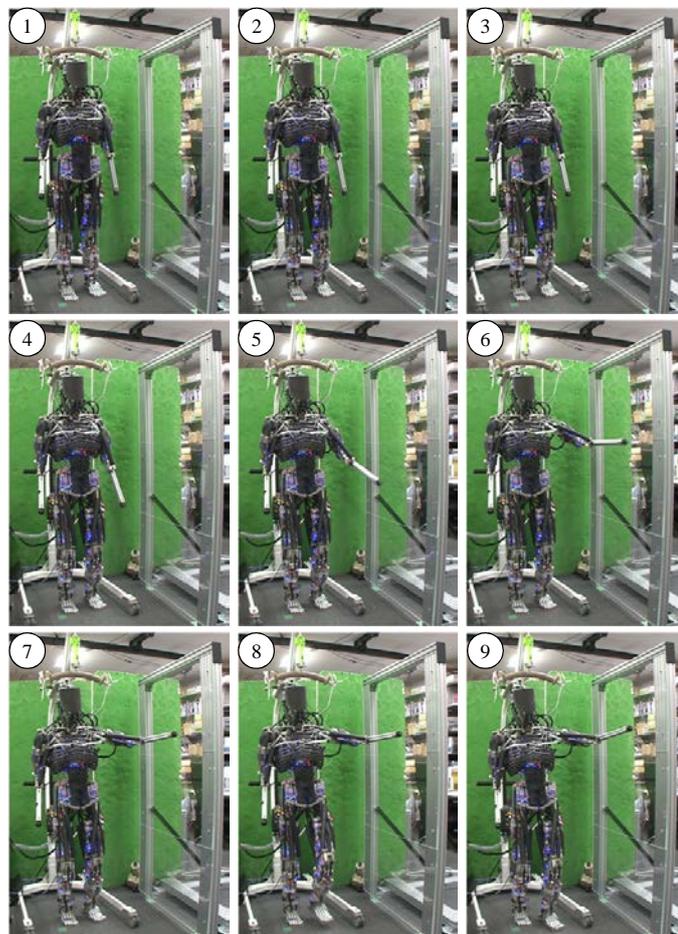


図 7.12: The snapshot of Kengoro stepping utilizing a wall.

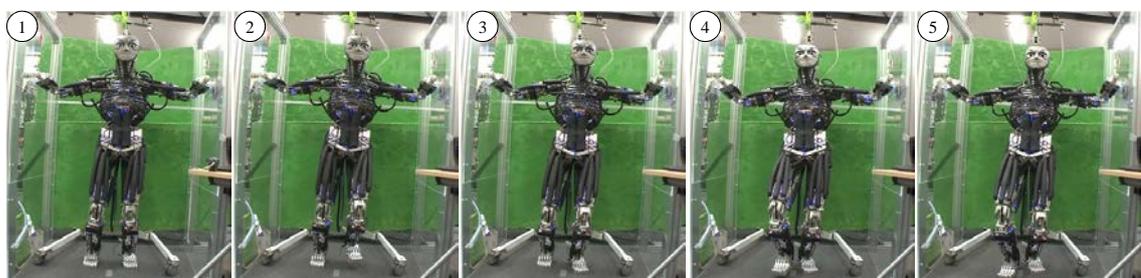


図 7.13: The snapshot of Kengoro stepping twice utilizing walls. All muscle actuators of Kengoro are controlled by tension control.

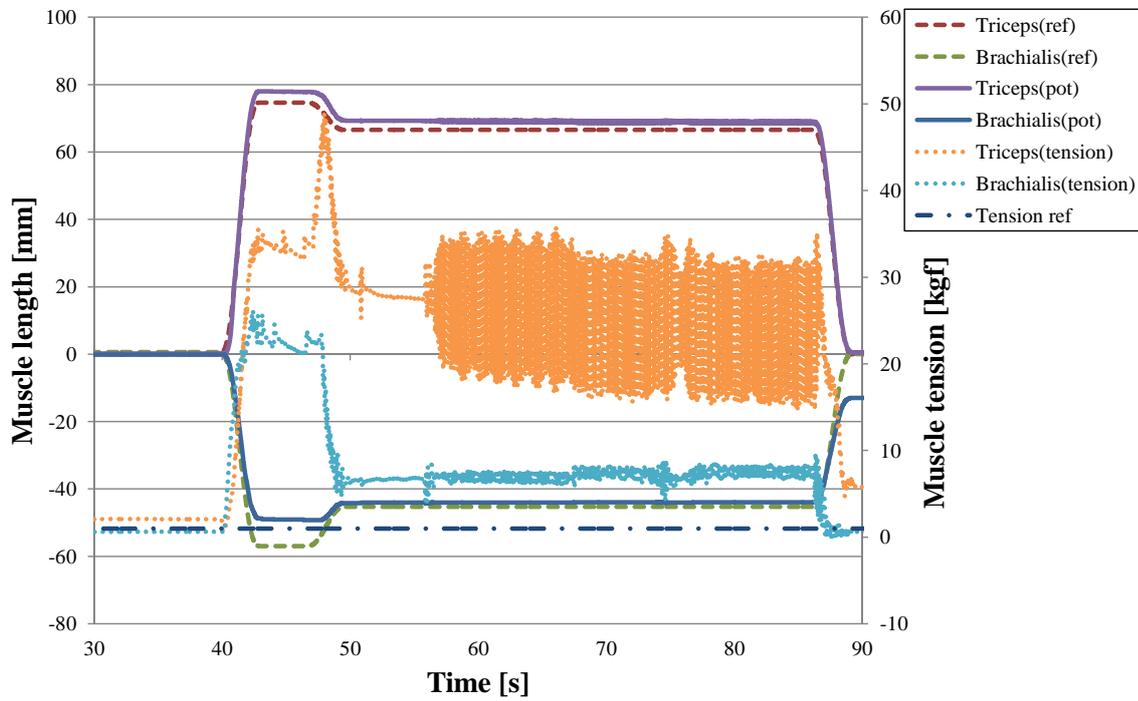


図 7.14: Left elbow muscle data during the stepping experiment.

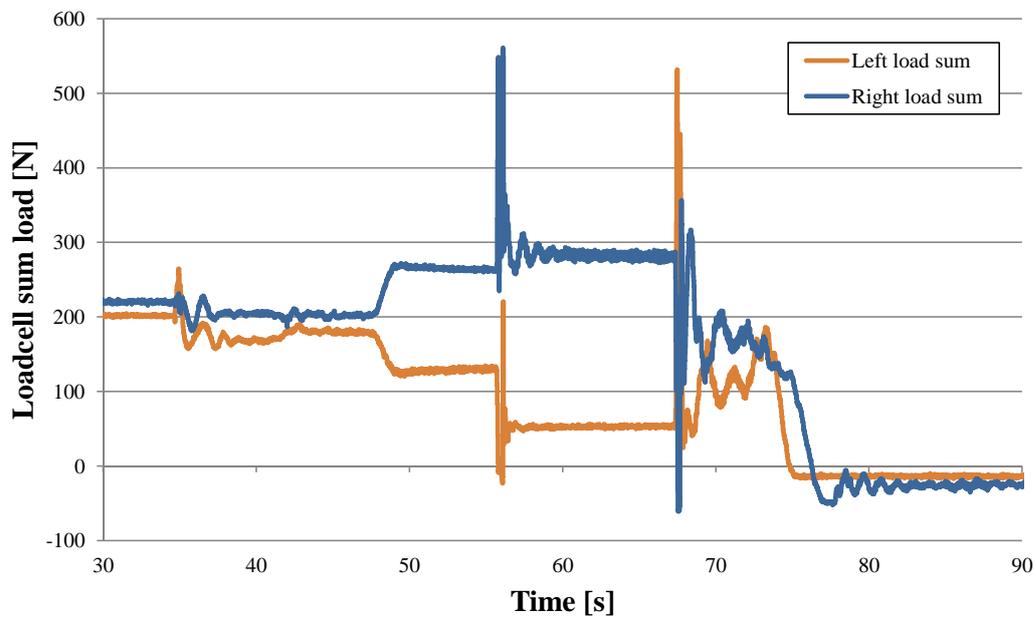


図 7.15: Loadcell load during the stepping experiment.

7.3.2 環境拘束を受けた状態での動作実現

筋骨格ヒューマノイドは、冗長多自由度な関節自由度を有しているため、特性のリンクが環境より拘束された際にそれを補うことが可能であり、環境拘束の問題を解決する一つの手段である。

脚部冗長自由度の活用に基づく自動車運転動作

自動車運転においては、着座状態で、大腿リンクは環境と接触し拘束されるため、通常の脚 6 自由度構成のヒューマノイドだと足先の自由度は減少する。このような状況で、ペダルを踏みかえる方法として、右足をブレーキ、左足をアクセルにのせ、それぞれの足首関節 pitch 軸を操作し運転するという方法が考えられる。また一方で、膝 yaw 回旋自由度を含む脚冗長 7 自由度構成のヒューマノイドであれば、着座時においても、足先を動かせるので、この利点を活用しペダルの踏み分けを行っていくという方法も考えられる。

図 7.16 に実験で使用する自動車の概要を示す。実験で使用する自動車は、バッテリー給電によるモータ駆動である。アクセル/ブレーキペダルは制御 PC と接続しており、踏み込みに応じてモータを制御している。実験を行う上で、アクセルペダルを前進、ブレーキペダルを後進に割当てた。ヒューマノイドの動作生成は人間の操縦により、股関節 3DOF、膝関節 2DOF、足首関節 2DOF の操作が行える状態で実験を行った。図 7.17 は運転実験の一部であり、前進及び後進を行っていることが確認できる。

図 7.18 は、運転実験中の右膝における回旋自由度の変位であり、赤枠で囲っている部分が連続写真中のものである、これらから運転動作において膝回旋自由度が貢献していることが確認できる。

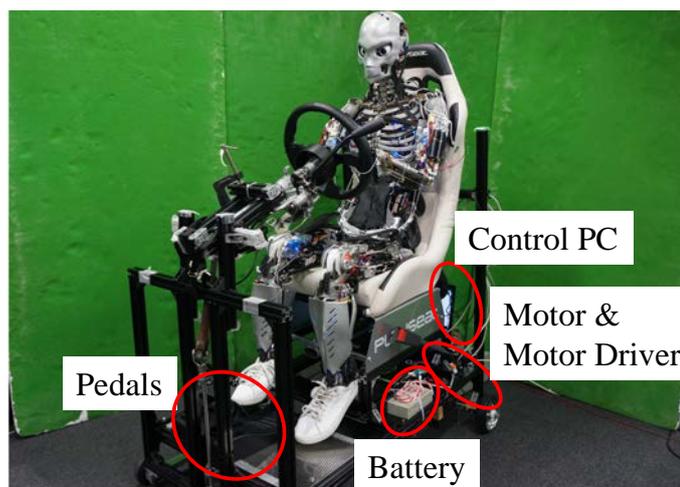


図 7.16: Musculoskeletal humanoid Kenshiro on the experimental setup vehicle [88].

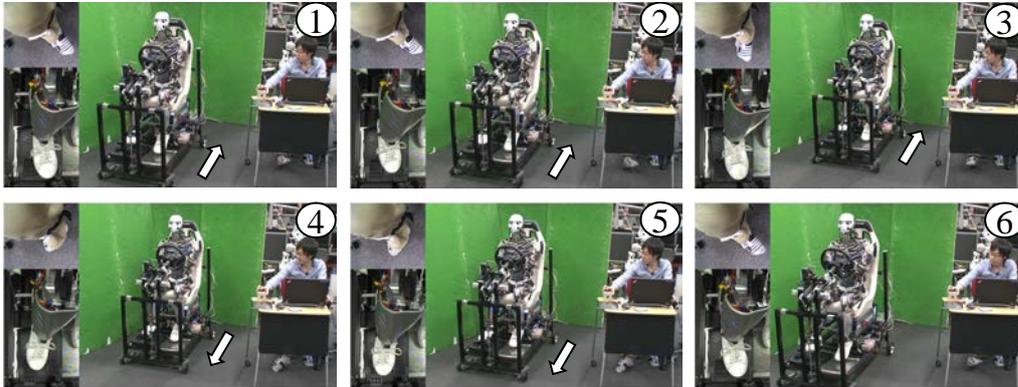


図 7.17: The driving experiment with switching pedals by Musculoskeletal humanoid Kenshiro controlled by the IMU suit [88].

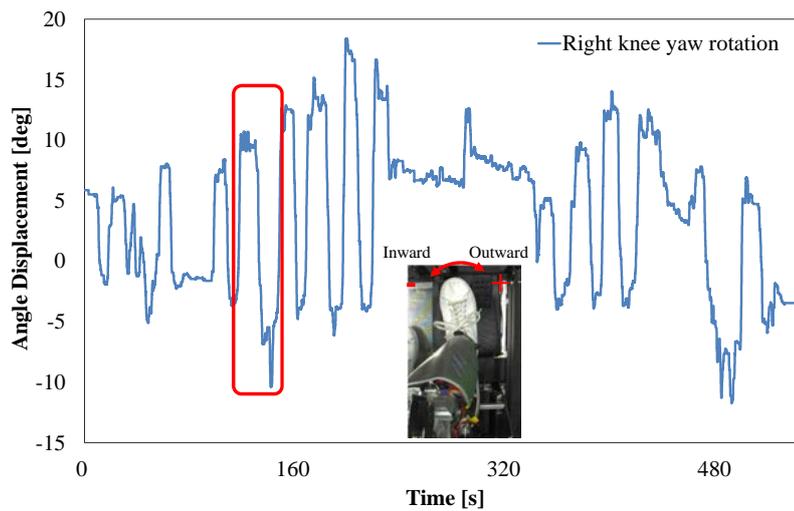


図 7.18: The enhanced toe reachability enabled by the yaw DOF of the knee was contributed to the vehicle driving. Inside the red frame is the joint angles during the experiment [88].

寝返り動作実現

全身が環境と接する寝返り動作を行った。健悟郎の全身動作は、ヒューマノイド型入力デバイス [98] を用いて生成した。健悟郎の全身を張力制御とし、床面との環境接触に対して適応的に馴染むことで、内力による自壊を防止するような制御モードとした。図 7.19 に寝返り動作の様子を示す。動作が成功した要因は、本論文で述べてきた環境接触のための筋骨格ヒューマノイド構成による、

- 人体模倣身体形状設計
- 安定的な動作システム
- 全身張力制御による内力緩和

によるものが大きいと考える。

人体模倣身体設計による、人体のように連続的で、滑らかで引っかかりのない身体形状や、球関節のようなコンパクトな関節構造は、仰向け姿勢より側臥位への遷移、寝返り時に脚全体を床面に押し付け身体を持ち上げる動作、終盤の肩の抜き動作などから効果的であることが示された。また、センサードライバ統合型筋モジュールでの、基板及びケーブル保護などによって、システムの安定性が格段に向上し、身体負荷の高い状況であっても、継続的に動作可能であった点も動作実現に大きな寄与を果たした。高いシステム安定性は、常時全身での筋張力制御を可能とし、床面と身体での環境接触による内力の高まりを適応的な振る舞いによって緩和し、身体負荷軽減による故障を減少させ、寝返り動作の実現に大きな貢献を果たしていると考えられる。

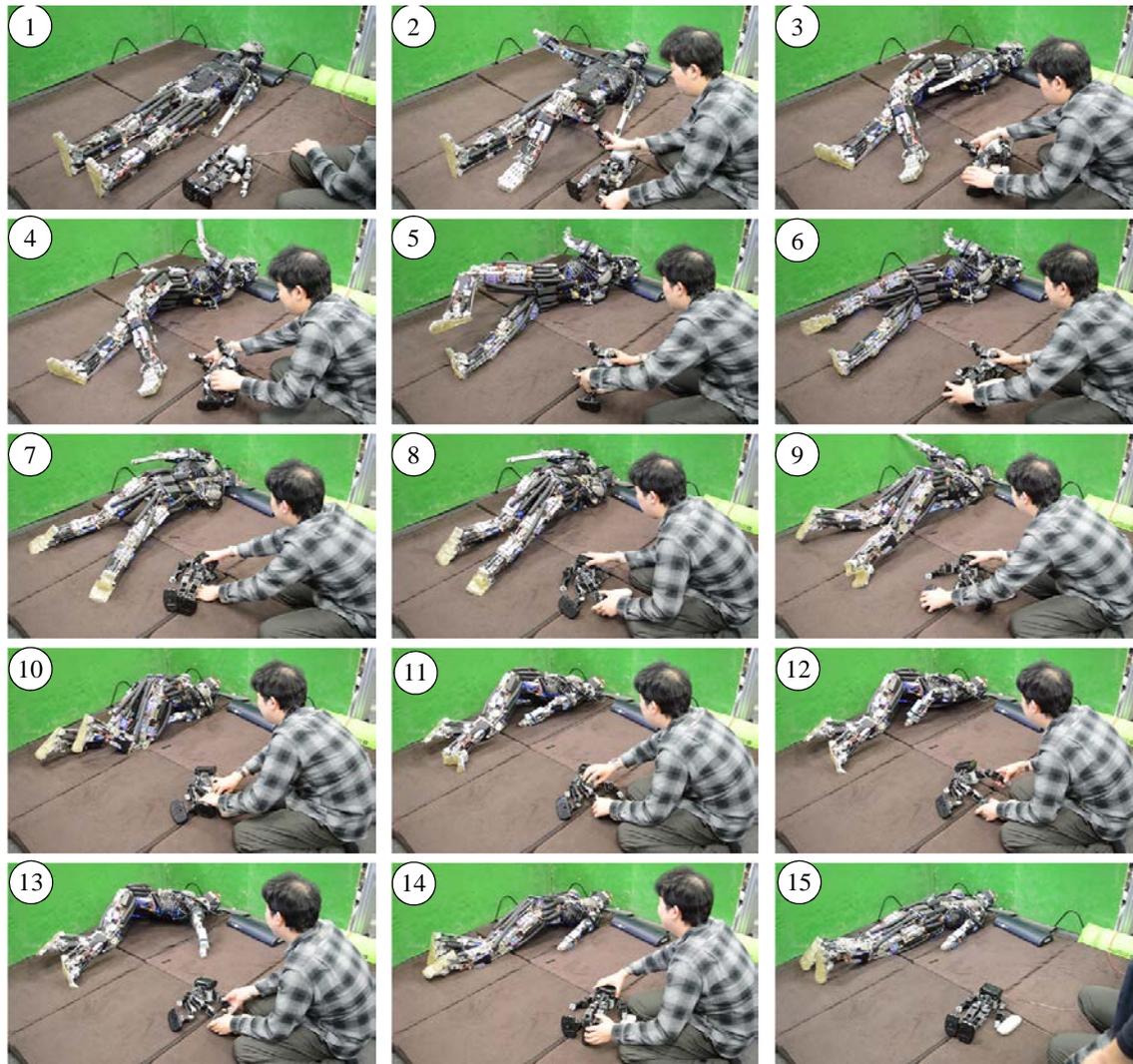


図 7.19: Roll over motion of Kengoro controlled by an interactive humanoid controller.

7.4 踏み出し動作の実現

7.4.1 踏み出し動作における脚回旋自由度の活用

ヒューマノイドの踏み出し動作において、重心軌道生成が重要である。通常、重心軌道は、支持脚より遊脚側の斜め方向へと向かい、ヒューマノイドに前方向への加速度を生じさせるため、速い踏み出しや大きな踏み出しにおいては、勢い余って転倒する可能性がある。これまでに、ヒューマノイドの歩行研究として、転倒しない重心軌道生成のための全身動作制御などがなされてきているが、これらとは異なる方法での重心軌道補償を検討する。

具体的には、脚における回旋自由度を活用し、重心軌道にそって足部の踏み出し角度を決めることで、踏み出し後に重心軌道方向へ加速するヒューマノイドを減速し転倒を回避することを目指す。筋骨格ヒューマノイド健悟郎は脚部に回旋自由度を備えており、これまでに本論文で、股関節におけるの外回旋トルク強化、膝における終末強制回旋機構の実装、足首における受動的回旋自由度の実装について述べてきた。本節では、それらの全身動作における活用と、バッテリーによる自律駆動と筋出力設計の有効性確認のため、踏み出し動作の実現に取り組む。

7.4.2 踏み出し動作における重心軌道及び姿勢生成

踏み出し動作は、屈伸、支持脚（右足）に重心寄せる、踏み出す、という順序とし、その時の重心軌道と足位置は図 7.20 のようになるように、オフラインで生成した。重心軌道が x 軸と成す角は、 $42.8[\text{deg}]$ 、足部の踏み出し角は、 $25.0[\text{deg}]$ とした。踏み出し動作における遊脚の足部軌道は、サイクロイドに基づく軌道を生成した。動作中は、バランス制御として Ankle-hip stabilizer を用いて、屈伸中及び、着地後の転倒を防止する。

7.4.3 踏み出し動作実現

踏み出し動作は、バッテリー駆動と自立バランス制御による自律駆動で行った。実現した踏み出し動作の一連の動作の流れを図 7.21 に、動作中の ZMP の値を図 7.22 に示す。40[s] 付近より、踏み出し前の予備姿勢として、屈伸姿勢への移行が始まっている。それに伴い、バランス制御によって、姿勢を補正しているため、ZMP の振動が見られる。60[s] 付近より、指示脚である右足寄りに重心を移動し、75[s] 付近で、踏み出し動作を行っている。 x 方向においては、バランス制御によって目標 ZMP に対する追従性が確認できる。 y 方向においては、多少の誤差が残っており、これはバランス制御における股関節足首の配分やゲイン調整、ロードセルのキャリブレーション誤差、初期姿勢による誤差などが原

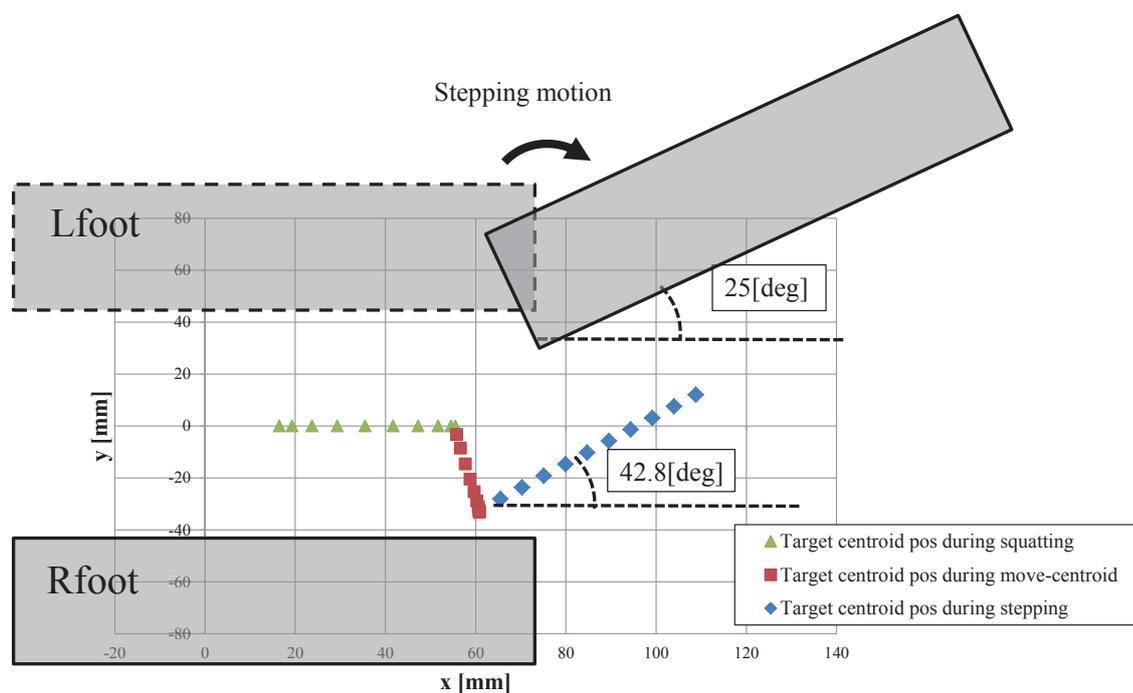


図 7.20: Centroid trajectory and foot step for stepping motion.

因として考えられる。動作中, [67] の手法を用いて筋長変化と筋張力より推定した関節角度, 関節速度, 関節トルクを図 7.22 に示す。関節トルクは, 支持脚, 遊脚ともに絶対値の最大で約 40[Nm] となっており, 筋設計における設定値を達成できていることが確認できる。関節角度より算出した関節速度は, 遊脚で約 200[deg/s] であり, こちらも設定値を達成できていることが確認できる。

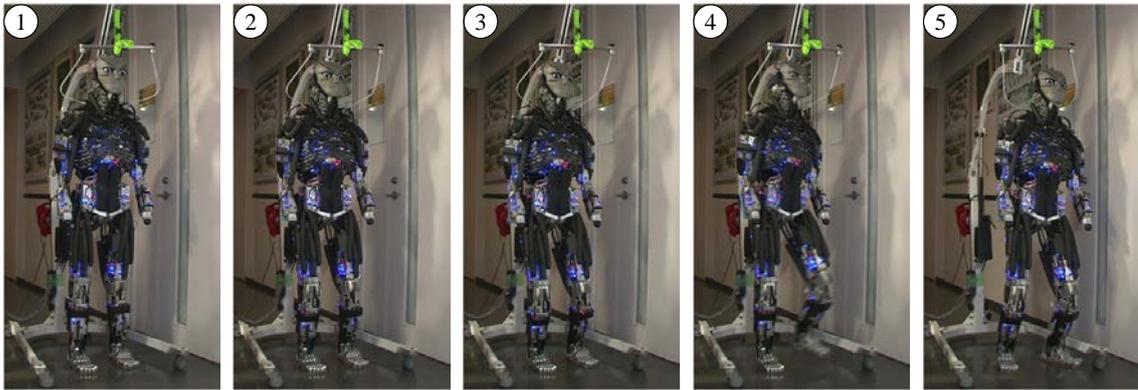


図 7.21: A snapshot of Kengoro stepping with balancing and battery.

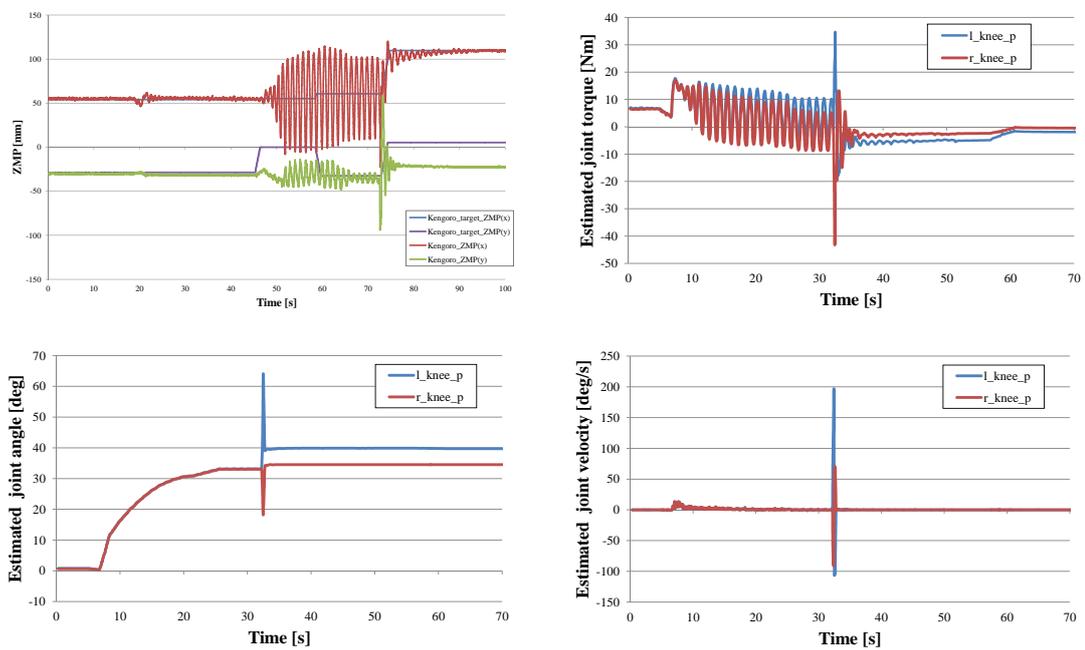


図 7.22: Sensor values during the stepping experiment. Upper left: target and measured ZMP values. Upper right: estimated knee joint torques. Lower left: estimated knee joint angles. Lower right: estimated knee joint velocities.

7.5 本章のまとめ

本章では、前章までで述べてきた人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体構成と、動作実現システムの実装によって可能となった動作実現について述べた。屋外環境動作、立位時のマニピュレーション動作の実現を通して、上半身動作中であっても安定性を確保するバランス戦略の有効性と、身体設計スペースが制約となる筋骨格ヒューマノイドにおいても体内自律駆動系を確保する電源一体型骨格の有効性を示した。環境接触動作として、壁利用踏み出し動作、自動車運転動作、寝返り動作を実現し、環境より受ける反力を柔軟に吸収する筋制御と、脚において十分な筋出力が発揮できることを確認した。自動車運転動作においては、着座時のようなリンクが環境に接触し拘束されている時に、脚部の冗長自由度が有効であることを指摘し、動作実現を通して、冗長自由度の有用性を実証した。踏み出し動作における、踏み出し軌道の生成には、重心軌道方向へ足部を回旋させることによって、着地後の足部の踏ん張りにより、身体の加速度を緩和させ、転倒を防止しやすいような軌道を生成した。動作実現を通して、人体模倣筋出力設計と軌道生成の有効性を確かめた。

これらの実現によって、本研究で取り組んできた人体にハードウェア及びソフトウェアの両面から学ぶことで構成された人体模倣筋骨格ヒューマノイド身体構成法と、バランス戦略と筋制御からなる全身動作実現システムの有効性を示した。

第8章

結論

8.1 結論

8.1.1 研究の総括

本論文で論じてきたことは、人体の身体構造及び動作実現プロセスに学んだ人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体構成法と動作実現についてである。以下に本論文を総括し、それらを実現するために論じてきたことを振り返る。

人体模倣筋骨格ヒューマノイドの提案

第 2 章では、本論文で目標とする実世界環境で行動するヒューマノイドの実現に向けた人体模倣によるヒューマノイド構成アプローチについて、「身体設計における人体模倣」と「動作実現における人体模倣」の二つの観点より説明を行った。「身体設計における人体模倣」では、人体解剖学的な観点からの人間との比較検討によって、筋骨格ヒューマノイドを捉えなおし全身を構成する人体模倣筋骨格ヒューマノイドの設計指針を示した。設計指針には、人体模倣プロポーション、人体模倣骨格関節構造、人体模倣筋配置、人体模倣関節特性の四項目を掲げ、人体の骨格構造、筋構造について考察を深め、筋骨格ヒューマノイドの身体構造設計へ展開した。「動作実現における人体模倣」では、人間のように実世界環境で動作可能なヒューマノイドの実現に向け、人体模倣身体を活用する例として、環境接触動作、屋外環境での動作、踏み出し動作の三つの実現を、第一歩として位置づけ、これらの動作実現を行っていく方針を示した。さらに、それらを実現する人体模倣型の全身動作システムとして、全身分布センサに基づくバランス戦略と柔軟な筋制御の必要性に言及し、動作実現システムの全体像を述べた。

第 6 章においては、以上のような設計指針によって実現した、人体模倣筋骨格ヒューマノイド 健志郎、健悟郎の身体構成について説明し、人体模倣度の評価を行った。健志郎は、「身体設計における人体模倣」によって全身を構成した筋骨格ヒューマノイドであり、この実現によって人体模倣筋骨格ヒューマノイドの身体設計の指針を定めた。しかし、人間のように実世界環境で適応的な動作を実現していくための、「動作実現における人体模倣」の必要性を感じ、環境接触動作や、外力適応動作の実現へ向けて、環境接触行動に向けた人体模倣筋骨格ヒューマノイド 健悟郎の開発を行った。健悟郎の筋構造は、筋アクチュエータ関連要素を外装も含めて一体化することで安定的な筋駆動を可能とするセンサドライバ統合型筋モジュールで全身を構成することにより、全筋での張力制御を可能としたことや、骨格構造に単なる支持材としての役割だけでなく、機能性をも付与した電源一体内蔵型骨格や、全身

の更なる多自由度化を目指し、足部等において多自由度足部などを実現することで、「動作実現における人体模倣」を目指した身体構成を示した。

また、開発した隼志郎、隼悟郎の評価として、身体設計における人体模倣の四項目について人体や他のヒューマノイドとの比較を通して、人体模倣度について考察を行った。

脚構造における人体機能抽出による人体模倣設計

第3章では、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの脚構造における骨格設計法について述べた。これまでの筋骨格ヒューマノイドにおいては、背骨関節や肩関節における柔軟性が指摘されてきていたが、本論文では、脚部における膝や足部の多自由度化とそれを活用した動作の重要性を指摘し、それらを実現する身体設計を検討し、実装した。ヒューマノイドにおける脚は全身の負荷を支える必要があるため、負荷を支え動作を行うためのシンプルな構造と、人体模倣による複雑な構造のトレードオフであり、全ての人体機能を再現することは困難である。したがって、人体の機能で重要な部分を抽出しヒューマノイド構造として落とし込むことによる、機能抽出に基づく骨格構造設計によって人体模倣筋骨格ヒューマノイドの脚構造設計を進める方針を示した。

具体的な構造として、骨格構造設計では、骨の二層構造を模し、バッテリーを骨格内に搭載する電源一体内蔵型骨格や、構成要素を高密度に配置することで構成要素間で熱負荷を分散する熱源密着型放熱構造を実現し、骨格の多機能化を進めた。膝関節においては、人体機能の終末強制回旋機構による回旋自由度とそのロック機構を備えた膝関節の設計と実装を行い、膝の回旋自由度を利用した動作として、着座時の環境接触状態における膝回旋自由度を利用した足先ペダル操作を実現した。また、転がり滑りと十字靭帯構造による大可動域性能を抽出し、骨格に多数の構成要素があっても大可動域を確保するクロスリンク構造による大可動範囲を備えた関節構造を実現した。足部においては、環境に適合する柔軟性を与えるために、人間の足部が多く骨から構成される多骨連結構造に着目し、単純な平板ではなく、多自由度をもち柔軟な足部構成の一例を示した。また、つま先駆動の踏ん張りによるバランス動作実現へ向けて、下腿部に配置した指部駆動筋による、指部の動作確認を行い、壁を利用したつま先立ちが可能な筋力を有することを確認した。このように、人体の冗長筋骨格身体における多自由度構成とその自由度拘束機能へ着目することで、自由度を増やしつつも動作実現を可能とする人体模倣骨格設計のアプローチを示した。

人体模倣筋構造の実現

第 4 章においては、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの人体模倣筋配置を構成するための筋構造や筋制御のあり方について述べた。筋アクチュエータ選定法として、等身大ヒューマノイドで踏み出し動作が行える関節トルクと関節速度性能を設計要件とし、それらを実現する筋アクチュエータ選定及び、筋構造の構成について論じた。人体模倣筋配置では、非常に多くの構成要素を高密度に配置する必要があり、ケーブルパスが複雑化しやすいため、筋アクチュエータに必要なモータ、モータドライバ基板、センサ、カバーをパッケージ化し一体としケーブル保護などによるシステム安定性とメンテナンス性を重視した構成として、センサドライバ統合型筋モジュールを提案、実現し、その有効性を述べた。筋モジュールの配置汎用性を活かし、筋骨格ヒューマノイドの全体に渡るアクチュエータ部を提案した筋モジュールによって共通化していくことで、複雑な身体でありながらも高いメンテナンス性、張力制御に基づく高い運動性能を備えた人体模倣筋骨格ヒューマノイドを構成することが可能となった。また、環境接触に向けた張力制御として、センサドライバ統合型筋モジュールは、全筋での安定的な張力制御を可能とする高速な電流フィードバックが可能なモータドライバ、安定的な張力計測が可能な張力センサ機構を含み、全筋において安定的な張力制御が可能であることを確認した。

人体模倣筋配置とすることによって、筋経路と身体の複雑度が増し、実機モデル誤差の影響が大きくなることと、筋冗長度が増すことによって、筋負荷の偏りが生じやすくなる。この負荷を緩和し、身体を破壊しない柔軟な筋制御の必要性を受け、筋負荷分散の実装を行った。筋間協調に基づく負荷分散は、筋単独でなく複数筋間で張力値を協調させながら筋制御可能な点がメリットであり、筋張力の偏りを低減し、ピーク張力の低減及び、筋群への均等な負荷がなされることを、膝関節、肩関節において確認した。一方で、新モータドライバによって可能となった電流フィードバックによる張力制御に基づく負荷分散は、全筋での安定的な制御が可能であるため、高速な制御周期での、外乱に対して柔軟な応答性能を有することがメリットであり、外力に対して柔軟な馴染み動作を実現した。

全身分布型センサを活用した人体模倣型バランス戦略の構築

第 5 章においては、従来のヒューマノイドのように、運動学解析、正確な ZMP 計測と位置制御に基づくバランス制御ではなく、人間の方法に学んだバランス制御の枠組みを構築していくために、人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおける冗長な全身分布力センサ系を利用した安定化指標とバランス戦略を提案し、その評価検証について述べた。全身分布型センサ構成を活用する安定化指標として、従来の 6 軸力センサから算出する ZMP ではなく、筋骨格ヒューマノイドの筋アクチュエータから得ら

れる筋張力を利用した筋張力 ZMP を提案した。筋張力 ZMP の妥当性の検証として、筋張力 ZMP と通常の ZMP を比較検証を行い、同様の傾向が得られていることを確認した。また、多骨連結構造を模した柔軟足部において多軸の一軸力センサに基づく ZMP を算出し、従来の ZMP と同様の傾向が得られていることを確認した。これらの全身分布センサより求めた ZMP を安定化指標としたバランス戦略として、人間のバランス戦略を参考とし、1) 背骨を活用した Spine stabilizer, 2) 股関節足首を活用した Ankle-hip stabilizer, 3) 足指を活用した Finger stabilizer の三つについて、目標 ZMP と現在の ZMP の誤差に基づいて重心変位補償を行うバランス戦略の実装を行った。これらは、外乱や上下半身動作によって生じる重心変位を該当関節の駆動によって補償するシンプルなものであり、筋骨格ヒューマノイドにおける人間の方法に学んだ人間らしいバランス戦略の枠組みである。さらに、提案してきた安定化指標とバランス戦略を組み合わせ、前後バランスや重り付加、外乱応答実験を通して、提案手法の有効性を示した。これらは、筋骨格ヒューマノイドは冗長で一見複雑な身体構造を有するが、有効に活用することで、人間のバランス戦略を模擬したヒューマノイドにおける新しいバランス戦略を構築していける可能性を示したことに相当する。

人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおける動作実現

第7章では、上記で論じてきた人体模倣型の身体構成と動作実現方法を活用し、人体模倣筋骨格ヒューマノイド 健志郎・健悟郎において動作実現に取り組んだ。

動作実現システムアーキテクチャとして、ブレイン層、ミドルウェア層、ロボットハードウェア層の三層構成のシステム全体像を述べ、それぞれについて説明を行った。動作実現システムのバランス戦略、筋負荷分散制御はミドルウェア層のプラグインとして実装されており上位からの運動指令を修正する役割を果たし、人間の平衡感覚や筋制御の調性を司る小脳の機能に準じたものである。

直立姿勢でのマニピュレーション動作、屋外環境での動作実現を通して、直立時のバランス戦略の貢献による安定性と、体内完結駆動電源系によるテザーレスでの動作実現が可能であることを示した。筋骨格ヒューマノイドにおいて、直立時の安定性を確保するためには、5章で論じたような全身分布型センサや人間の行動原理に基づくバランス戦略が有効であることを示した。屋外環境での動作においては、人体模倣身体プロポーションを維持しつつも、構成要素の多い筋骨格身体で駆動電源系を完結させるために、最密充填配置設計による電源一体内蔵型骨格が有効であることを示した。環境接触を伴う動作として、車の運転動作と、壁に手をついての踏み出し動作、寝返り動作を実現した。車運転動作は、身体が環境拘束を受ける状態での冗長関節自由度である膝関節における回旋自由度を活用したものであり、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの特徴である多自由度冗長身体の有効性を示したものであ

る。壁に手をついて踏み出す動作は、環境接触を積極的に活用する動作実現例であり、低剛性で柔軟性を活かし環境に馴染んでいく上半身制御と高剛性で身体負荷を支える下半身制御があってなせる動作であり、全身張力制御可能な身体構成の有効性を示したものである。寝返り動作は、肩や股関節、背中に機械らしい角張った形状の無い人体模倣身体プロポーションと、位置と力を目標値とすることで身体負荷を軽減し、環境適応を可能とする全身での張力制御によって可能となった動作であり、人体模倣型ヒューマノイドにおける実世界環境への適応性を示す動作実現の一例である。また、脚における自由度と関節出力に基づく踏み出し動作は、これまでのヒューマノイド研究で実現されて来ていなかった柔軟身体を有する筋骨格ヒューマノイドにおける歩行動作へと可能性をつなぐものであり、ヒューマノイドで歩行を行わせるために、必ずしも高剛性身体で構成する必要がなく、人間のように柔らかい体がベースにあり必要に応じて身体を固くすることが出来る低剛性と高剛性を切り替えられる剛性可変身体が重要であることを示したものである。実世界環境での行動実現において、ヒューマノイドが歩行などの移動手段を備えている事は必須であり、踏み出し動作の実現は、人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおける移動手段の獲得へ向けた第一歩である。

8.1.2 論文の結論

本論文で述べてきたような、人体模倣筋骨格身体と動作実現システムによって、多様な動作群を実現してきたことは、筋骨格ヒューマノイド研究において大きな前進であり、大きな進歩であると言える。人体模倣身体設計としたことによって、身体関節冗長性の活用した動作実現や全身剛性可変身体による柔軟性と位置制御性の両立による環境接触動作が可能となり、体内完結電源系や人間環境と親和性の高い人体模倣身体プロポーションによって、ケーブルや環境に左右されない動作実現研究を行っていただける性能を示したこととなる。また、踏みだし動作は、脚における関節出力を示すものであり、人体模倣筋骨格ヒューマノイドにおける移動手段の獲得への可能性を示したこととなる。

このように本論文では、「身体設計における人体模倣」に基づき、従来の筋骨格ヒューマノイド身体をベースに人体解剖学に基づく人体模倣身体設計の要素を取り入れ、「動作実現における人体模倣」を目指し、人体模倣型のバランス戦略や筋制御法の構築を進め、人間のように実世界環境での動作実現が可能な人体模倣筋骨格ヒューマノイドを構築してきた。これまでに開発されてきた筋骨格ヒューマノイドにおいても、各筋アクチュエータに搭載された力センサに基づいた全身力制御可能なヒューマノイドとして、環境接触行動、転倒受身動作などの研究を行っていただけるだけの身体特性は持っていたはずであるが、関節出力が不十分であることや、システムが不安定であることなども相まって、そのような動作実現を行っていくことは困難であった。しかし、本論文では、人体の冗長筋骨格構造が備え

る多自由度とその拘束機能へ着目し身体を構築していく人体模倣による筋骨格ヒューマノイドの身体構成法を取り入れ、人体の動作プロセスに学んだ動作実現システムを構築していくことで、人と似た身体プロポーションを備えつつも実世界環境で動作実現が可能な人体模倣筋骨格ヒューマノイドが構成可能であることを示してきた。これによって、本格的に、筋骨格ヒューマノイドでの全身力制御に基づく環境接触行動をベースとする、ヒューマノイドの知能獲得研究に取り組みに行くことになる。すなわち、本論文の貢献は、筋骨格ヒューマノイドを実世界環境での行動実現に向けた等身大プラットフォームへと進化させるための方法論を示したことであり、実際に行ってきた動作実現はそれらの裏付けであり、人体模倣筋骨格ヒューマノイドの今後の可能性を示すものである。

8.2 今後の課題・展望

ヒューマノイド研究には様々な目的が存在している。そのうちのひとつとして、人間作業を代替していくこと、というのがあるとするれば、ヒューマノイドは私たち人間の自律性、移動能力、運動能力、認識能力、判断能力、学習能力を備えていくことは必須であろう。私たちはこれらを実現するアプローチの一例として、人間の身体構成と動作実現プロセスに学び、ヒューマノイドを構成する人体模倣筋骨格ヒューマノイドの構成法に取り組んできた。

私たちが取り組んでいる人体模倣筋骨格ヒューマノイドは、一見すると通常のヒューマノイドに比べ構成要素も多く複雑で、制御性も劣るため、動作実現研究に向いていないと思われることも多いのは事実である。しかし、ヒューマノイドの行動実現の幅を広げ様々な行動を成し遂げていく上で、より人間に近く高い能力を誇るヒューマノイドを実現していくためには、人体の構造や仕組みに学ぶ私たちのアプローチは、一見遠回りのように見えるが、避けては通れない道であろう。

まだヒューマノイドで実現されていない人間の動作の実現を目指す場合には、その動作に必要な人間の身体構造を模擬する身体ハードウェアを構築し、人間の行動プロセスにそった動作実現ソフトウェアを実装していくのが直感的で分かりやすい。人体模倣筋骨格ヒューマノイドはそのアプローチをとるために、最適な対象である。移動手段の獲得や自己身体構造把握、高度な学習能力など私たちが普段無意識下で活用している動作実現プロセスのヒューマノイドへの実装方法論は未だ明らかとなっておらず、人間と筋骨格ヒューマノイドの間には、まだまだ大きな乖離がある。この乖離を少しずつ埋めるためにも、私たちは、人間に対する理解をさらに深め、人間が動作実現において活用する機能への着目と、それらのヒューマノイドへの積極的な実装による検証をさらに進めていく必要がある。

謝辭

本論文は筆者が東京大学大学院 情報理工学系研究科 知能機械情報学専攻に在学中、稲葉雅幸教授、岡田慧准教授の御指導のもとで執筆したものです。ヒューマノイド研究を希望し、大学院進学を検討していた学部三年生の夏、JSK の存在を知った時の衝撃は今でも鮮明に覚えています。幸運にも JSK に在籍することが出来、修士から博士の 5 年もの間研究に没頭できたことは筆者の人生においてとても大きなものとなりました。この論文を完成させることが出来たのも、JSK の皆様並びに、支援していただいた全ての皆様のご協力あってのものであり、ここに改めて感謝の意を表したいと思います。

稲葉雅幸教授には、研究に取り組む姿勢、博士論文の方針など様々なことをご指導頂きました。私たちの研究はヒューマノイドの中でも特に、なかなか理解を得ることが難しい数十年先を見据えた内容であるにも関わらず、いくつもの筋骨格ヒューマノイドを生み出してこれたのは、先生のご理解があって始めて成り立つものでした。先生の壮大な構想力から生み出されるヒューマノイド研究の未来像や、教育者として大らかであり、厳しくもある振る舞いは、筆者にとって非常に刺激となりました。

中村仁彦教授、國吉康夫教授、岡田慧准教授、新山龍馬講師には、本論文の審査においてご多忙の中、貴重な時間を割いていただきました。論文の論点を整理していく中で、皆様より有意義なご意見をいただけたことに感謝致します。

岡田慧准教授を初めとする JSK の教員の皆様にも感謝致します。皆様の豊富な知識と経験に基づくアドバイスは、研究を進める上で非常に重要なものとなりました。経験に基づく先人の知恵の重要性を改めて認識させられるとともに、皆様のご指導の下、研究に取り組めたことに感謝致します。

73B1 の腱駆動班のメンバーにも感謝致します。皆様との研究に関する議論や意見交換、切磋琢磨、協力がなければ、今の私も腱志郎、腱悟郎もあり得ませんでした。筋骨格ヒューマノイドへの興味という共通点で集まった皆様と共に過ごし、研究に没頭した 5 年間は筆者のかけがえの無い思い出です。

OB、現役問わず、JSK のメンバーの皆様にも感謝致します。皆様との何気ない会話や、普段の生活全てが研究の助けとなり、たくさんのことを学ばせていただきました。様々な分野でレベルの高い人物が揃う中、皆様と共に 5 年間研究できたことに感謝致します。

吉田育英会の皆様からは、修士課程、博士課程在学中に奨学金で金銭的な支援をしていただきました。この場を借り、改めて感謝申し上げますと共に、御会の素晴らしい奨学事業が今後も末永く継続され、私のような学生に対する支援がなされていくことを心より願っております。

最後になりましたが、不規則になりがちな筆者の生活を支えてくれた家族と妻に感謝致します。

様々な人たちの支えにより、本論文を完成させられたことを嬉しく思います。お世話になったすべての皆様に改めて感謝致します。有難うございました。

2015 年 12 月 11 日 浅野 悠紀

発表文献

- [1] 浅野 悠紀, 溝口弘悟, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 白井拓磨, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 終末強制回旋機構を備えた人体模倣膝機構の実装と筋骨格ヒューマノイドによる環境接触下における動作実現. 日本ロボット学会誌, Vol. 32, No. 10, pp. 887–894, 2014.
- [2] Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Soichi Ookubo, Koji Kawasaki, Takuma Shirai, Kohei Kimura, Kei Okada, and Masayuki Inaba. A sensor-driver integrated muscle module with high-tension measurability and flexibility for tendon-driven robots. In *Proceedings of the 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5960–5965, Oct 2015.
- [3] Yuki Asano, Soichi Ookubo, Toyotaka Kozuki, Takuma Shirai, Kohei Kimura, Shunichi Nozawa, Youhei Kakiuchi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Spine balancing strategy using muscle zmp on musculoskeletal humanoid Kenshiro. In *Proceedings of The 2015 International Symposium on Robotics Research*, pp. 1–16, September 2015.
- [4] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Achievement of twist squat by musculoskeletal humanoid with screw-home mechanism. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4649–4654, November 2013.
- [5] Yuki Asano, Takuma Shirai, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Motion generation of redundant musculoskeletal humanoid based on robot-model error compensation by muscle load sharing and interactive control device. In *Proceedings of the 2013 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 336–341, October 2013.
- [6] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Toyotaka Kozuki Yotaro Motegi, Masahiko Osada, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Lower thigh design of detailed musculoskeletal humanoid “Kenshiro”. In *Proceedings of the 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4367–4372, 10 2012.
- [7] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Masahiko Osada, Toyotaka Kozuki, Junichi Urata, Tamon Izawa, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Biomimetic design of musculoskeletal humanoid knee joint with patella and screw-home mechanism. In *Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1813–1818, 12 2011.

- [8] 浅野悠紀, 上月豊隆, 川崎宏治, 茂木陽太郎, 趙漢居, 白井拓磨, 大久保壮一, 木村航平, 矢口裕明, 垣内洋平, 岡田慧, 稲葉雅幸. 反射的振る舞いに対する自動車衝突試験のための筋骨格ヒューマノイドによる運転と衝突反射行動の実現. 第32回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2D1-01, sep 2014.
- [9] 浅野悠紀, 川崎宏治, 趙漢居, 白井拓磨, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 大久保壮一, 矢口裕明, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体姿勢計測スーツを用いた筋骨格ヒューマノイドの膝回旋自由度操作による自動車運転動作の実現. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 3P1-F06, may 2014.
- [10] 浅野悠紀, 白井拓磨, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 実機モデル間誤差を考慮したインタラクティブ操縦デバイスと筋負荷分散による冗長筋骨格ヒューマノイドの動作生成法. 第31回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2G2-01, 9 2013.
- [11] 浅野悠紀, 中島慎介, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨格ヒューマノイドへの伸長反射の適用による膝蓋腱反射. 第31回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2G2-05, sep 2013.
- [12] 浅野悠紀, 溝口弘悟, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 終末強制回旋機構を備えた筋骨格ヒューマノイドによる全身回旋動作の実現. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13 講演論文集, pp. 2P1-A13, may 2013.
- [13] 浅野悠紀, 溝口弘悟, 上月豊隆, 長田将彦, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体模倣筋骨格ヒューマノイド「健志郎」の下腿設計 -二関節筋を有する脚部機構による膝関節回旋動作の実現-. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'12 講演論文集, pp. 1A1-K08, 5 2012.
- [14] 浅野悠紀, 溝口弘悟, 浦田順一, 伊沢多聞, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 膝蓋骨を有する腱駆動ヒューマノイドの膝関節の開発. 第29回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2P1-4, 9 2011.
- [15] 上月豊隆, 茂木陽太郎, 白井拓磨, 浅野悠紀, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨密着構造に着目した人体模倣筋骨格上肢構造の設計. 日本ロボット学会誌, Vol. 33, No. 9, 2015.
- [16] 茂木陽太郎, 川崎宏治, 上月豊隆, 白井拓磨, 浅野悠紀, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨格ヒューマノイドにおける頸部筋群負荷を支持可能な剛性可変脊椎構造の開発. 日本ロボット学会誌, Vol. 32, No. 7, pp. 615-623, 2014.

- [17] Yuto Nakanishi, Shigeki Ohta, Takuma Shirai, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Yuriko Kakehashi, Hironori Mizoguchi, Tomoko Kurotobi, Yotaro Motegi, Kazuhiro Sasabuchi, Junichi Urata, Kei Okada and Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. Design approach of biologically-inspired musculoskeletal humanoids. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 10, pp. 1–18, 2013.
- [18] Masahiko Osada, Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Application of “planar muscle” with soft skin-like outer function suitable for musculoskeletal humanoid. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 24, No. 6, pp. 1080–1088, 2012.
- [19] Soichi Ookubo, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Takuma Shirai, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Learning nonlinear muscle-joint state mapping toward geometric model-free tendon driven musculoskeletal robots. In *Proceedings of the 2015 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 765–770, November 2015.
- [20] Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Koji Kawasaki, Yuki Asano, Takuma Shirai, Soichi Ookubo, Yohei Kakiuchi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Development of musculoskeletal spine structure that fulfills great force requirement in upper body kinematics. In *Proceedings of the 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2768–2773, Oct 2015.
- [21] Shinsuke Nakashima, Yuki Asano, Takuma Shirai, Toyotaka Kozuki, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Balancing by musculoskeletal humanoid Kenshiro with acquiring muscle-COG jacobian and muscle classification. In *International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines 2015*, Jun 2015.
- [22] Toyotaka Kozuki, Takuma Shirai, Yuki Asano, Yotaro Motegi, Yohei Kakiuchi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Muscle-tendon complex control by “tension controlled muscle” and “non-linear spring ligament” for real world musculoskeletal body simulator Kenshiro. In *Proceedings of The 2014 IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 875–880, August 2014.

- [23] Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Takuma Shirai, Yuki Asano, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design of upper limb by adhesion of muscles and bones -detail human mimetic musculoskeletal humanoid Kenshiro-. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 935–940, November 2013.
- [24] Yuto Nakanishi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Hironori Mizoguchi, Yotaro Motegi, Masahiko Osada, Takuma Shirai, Junichi Urata, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design concept of detail musculoskeletal humanoid “Kenshiro” -toward a real human body musculoskeletal simulator-. In *Proceedings of the 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 1–6, 11 2012.
- [25] Toyotaka Kozuki, Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Masahiko Osada, Takuma Shirai, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design methodology for thorax and shoulder of human mimetic musculoskeletal humanoid Kenshiro -a thorax with rib like surface-. In *Proceedings of the 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4367–4372, 10 2012.
- [26] Masahiko Osada, Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design of humanoid body trunk with “multiple spine structure” and “planar-muscle-driven” system for achievement of humanlike powerful and lithe motion. In *Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 2217–2222, 12 2011.
- [27] Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Tamon Izawa, Masahiko Osada, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Biomimetic design and implementation of muscle arrangement around hip joint for musculoskeletal humanoid. In *Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1819–1824, 12 2011.
- [28] 上月豊隆, 白井拓磨, 茂木陽太郎, 浅野悠紀, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. ヒトの筋腱複合体を模した張力制御筋と非線形バネ腱の統合機構による筋骨格ヒューマノイドのコンプライアンス動作の実現. 第 19 回ロボティクスシンポジウム予稿集, pp. 37–42, 3 2014.

- [29] 上月豊隆, 廣瀬俊典, 中島慎介, 浅野悠紀, 大久保壮一, 垣内洋平, 岡田慧, 稲葉雅幸. 機電要素一体設計に基づく気化熱冷却可能な機能組織体設計法. 第 16 回 SICE システムインテグレーション部門講演会講演概要集, pp. 1563–1566, Dec 2015.
- [30] 大久保壮一, 浅野 悠紀, 上月豊隆, 白井拓磨, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨格腱駆動ヒューマノイドにおける非線形筋骨格構造の学習と制御. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'15 講演論文集, pp. 2A1–Q09, may 2015.
- [31] 木村航平, 浅野悠紀, 上月豊隆, 白井拓磨, 岡田慧, 稲葉雅幸. 能動脚と受動脚の交互協調によるヒューマノイドのペダリング操作と走行の実現. 第 15 回 SICE システムインテグレーション部門講演会講演概要集, pp. 1194–1197, Dec 2014.
- [32] 矢口裕明, Wesley P. Chan, 浅野 悠紀, 長濱虎太郎, 稲葉雅幸. 家事行動を観察学習するためのヘッドマウント・ウェアラブルセンサシステム. 第 32 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 1C3–04, sep 2014.
- [33] 上月豊隆, 茂木陽太郎, 白井拓磨, 浅野 悠紀, 垣内洋平, 岡田慧, 稲葉雅幸. 詳細人体模倣筋骨格ヒューマノイド「隼志郎」の前腕設計 - センサ内蔵直動アクチュエータの開発による橈骨・尺骨構造前腕. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 3P1–F06, may 2014.
- [34] 大久保壮一, 白井拓磨, 上月豊隆, 浅野 悠紀, 茂木陽太郎, 岡田慧, 稲葉雅幸. 面状筋への筋剛性制御適用による脊椎系の馴染み動作と肩甲上腕帯の動作生成. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 3P1–G07, may 2014.
- [35] 木村航平, 浅野 悠紀, 白井拓磨, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 中島慎介, 岡田慧, 稲葉雅幸. 腱駆動足首の柔軟弾性特性を利用したヒューマノイドのペダリング適応動作の実現. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 3P1–F05, may 2014.
- [36] 中島慎介, 上月豊隆, 白井拓磨, 浅野 悠紀, 岡田慧, 稲葉雅幸. モータ駆動腱を用いた空気圧人工筋の予備伸張による初期加速度の増大. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 1A1–C05, may 2014.
- [37] 矢口裕明, 浅野 悠紀, 稲葉雅幸. 全身装着型モーションセンサを用いた人間の歩行状態推定に基づく遠隔追従ロボットの實現. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 3P2–N04, may 2014.

- [38] 中島慎介, 浅野悠紀, 白井拓磨, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 等身大筋骨格ヒューマノイド隼志郎における筋長重心ヤコビアンに基づくバランス動作. 第14回 SICE システムインテグレーション部門講演会講演概要集, pp. 1501-1504, Dec 2013.
- [39] 矢口裕明, 浅野悠紀, 稲葉雅幸. 人間行動と環境情報の同時計測のための全身装着型モーションセンサシステム. 第14回 SICE システムインテグレーション部門講演会講演概要集, pp. 2604-2607, Dec 2013.
- [40] 茂木陽太郎, 川崎宏治, 上月豊隆, 浅野悠紀, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 僧帽筋負荷を支持可能な異線形バネユニットを有する多節 s 字脊椎構造開発. 第31回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2G2-02, sep 2013.
- [41] 上月豊隆, 茂木陽太郎, 浅野悠紀, 白井拓磨, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 詳細人体模倣筋骨格ヒューマノイド「隼志郎」の上肢設計. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13 講演論文集, pp. 2P1-A12, may 2013.
- [42] 溝口弘悟, 浅野悠紀, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体詳細等身大腱駆動ヒューマノイド『隼志郎』による対話的フィードバックに基づく動作生成戦略. 第30回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2C3-6, 9 2012.
- [43] 中西雄飛, 長田将彦, 上月豊隆, 溝口弘悟, 浅野悠紀, 白井拓磨, 浦田順一, 稲葉雅幸. 人体模倣筋骨格ヒューマノイド隼志郎の全身設計. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'12 講演論文集, pp. 1A1-K07, 5 2012.
- [44] 上月豊隆, 溝口弘悟, 浅野悠紀, 長田将彦, 白井拓磨, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体模倣筋骨格ヒューマノイド隼志郎の胸郭・肩の設計-肋骨状曲面を有する肩甲骨・胸郭構造の設計-. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'12 講演論文集, 5 2012.
- [45] 溝口弘悟, 浅野悠紀, 上月豊隆, 長田将彦, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体模倣筋骨格ヒューマノイド「隼志郎」の骨盤設計-冗長筋骨格系を模した高密度高出力筋群を備えた金属性強化骨盤・大腿骨の開発-. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'12 講演論文集, pp. 1A1-K09, 5 2012.
- [46] 白井拓磨, 上月豊隆, 溝口弘悟, 浅野悠紀, 長田将彦, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体模倣筋骨格ヒューマノイド「隼志郎」の運動制御-人体の関節構造を模した面状筋機構を有する腱駆動口

- ボットでの動作教示のためのシステム構成-. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'12 講演論文集, pp. 1A1-K10, 5 2012.
- [47] 溝口弘悟, 浅野悠紀, 伊沢多聞, 長田将彦, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨格等身大ヒューマノイドの骨盤冗長筋配置における設計法と評価. 第 29 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 1J2-7, 9 2011.
- [48] 伊沢多聞, 中西雄飛, 黒飛朋子, 浅野悠紀, 岡田慧, 稲葉雅幸. 機械的柔軟性とフィードフォワード反射モジュールを用いた筋骨格ヒューマノイドの捕球動作の実現. 第 29 回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2P1-2, 9 2011.
- [49] 木村航平, 浅野悠紀, 上月豊隆, 白井拓磨, 岡田慧, 稲葉雅幸. 能動脚と受動脚の交互協調によるヒューマノイドのペダリング操作と走行の実現. 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 SI2014 優秀講演賞, 2014.12.16.
- [50] 中島慎介, 浅野悠紀, 白井拓磨, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 等身大筋骨格ヒューマノイド健志郎における筋長重心ヤコビアンに基づくバランス動作. 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 SI2013 優秀講演賞, 2013.12.20.
- [51] 中島慎介, 浅野悠紀, 白井拓磨, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 等身大筋骨格ヒューマノイド健志郎における筋長重心ヤコビアンに基づくバランス動作. 計測自動制御学会 2014 年度学術奨励賞, 2013.12.20.
- [52] 浅野悠紀, 溝口弘悟, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 終末強制回旋機構を備えた筋骨格ヒューマノイドによる全身回旋動作の実現. JSME Fellow Award for Outstanding Young Engineers, ROBOMECH2013, 2014.
- [53] Yuki Asano, Takuma Shirai, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Motion Generation of Redundant Musculoskeletal Humanoid Based on Robot-Model Error Compensation by Muscle Load Sharing and Interactive Control Device. Best Paper Awards (Interactive Paper Category), Humanoids2013, 2013.10.
- [54] Toyotaka Kozuki, Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Masahiko Osada, Takuma Shirai, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design methodology for thorax and shoulder of human mimetic musculoskeletal humanoid Kenshiro -a thorax with rib like

surface-. IEEE Robotics and Automation Society (RAS) Japan Chapter Young Award (in IROS2012), 2012.

参考文献

- [1] 赤地一彦, 五十棲隆勝, 平田勝, 太田成彦, 石崎雅一. ヒューマノイドロボット・HRP-2の開発-人と一緒に働くロボットの設計・製作について-. 川田技法, 2004.
- [2] MASATO HIROSE and KENICHI OGAWA. Honda humanoid robots development. *PHILOSOPHICAL TRANSACTIONS A*, Vol. 365, No. 1850, pp. 11–19, 2006.
- [3] Ikuo Mizuuchi, Tomoaki Yoshikai, Yoshinao Sodeyama, Yuto Nakanishi, Akihiko Miyadera, Taichi Yamamoto, Tuomas Niemela, Marika Hayashi, Junichi Urata, Yuta Namiki, Tamaki Nishino, and Masayuki Inaba. Development of musculoskeletal humanoid Kotaro. In *Proceedings of The 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 82–87, 2006.
- [4] Yoshinao Sodeyama, Tomoaki Yoshikai, Tamaki Nishino, Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. The designs and motions of a shoulder structure with a wide range of movement using bladebone-collarbone structures. In *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3629–3634, Oct 2007.
- [5] Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Takuma Shirai, Yuki Asano, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design of upper limb by adhesion of muscles and bones -detail human mimetic musculoskeletal humanoid Kenshiro-. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 935–940, November 2013.
- [6] Hugo Gravato Marques, Michael Jantsh, Steffen Wittmeier, Owen Holland, Cristiano Alessandro, Alan Diamond, Max Lungarella, and Rob Knight. Ecce1: the first of a series of anthropomimetic musculoskeletal upper torsos. In *Proceedings of the 2010 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 391–396, 2010.
- [7] Koichi Nishiwaki and Satoshi Kagami. Strategies for adjusting the ZMP reference trajectory for maintaining balance in humanoid walking. In *Proceedings of The 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4230–4236, May 2010.
- [8] K. Okada, M. Kojima, S. Tokutsu, Y. Mori, T. Maki, and M. Inaba. Integrating recognition and action through task-relevant knowledge for daily assistive humanoids. *Advanced Robotics*, Vol. 23, No. 4, pp. 459–480, 2009.

- [9] Johannes Engelsberger, Alexander Werner, Christian Ott, Bernd Henze, Maximo A. Roa, Gianluca Garofalo, Robert Burger, Alexander Beyer, Oliver Eiberger, Korbinian Schmid, and Alin Albu-Schaffer. Overview of the torque-controlled humanoid robot TORO. In *Proceedings of the 2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 916–923, November 2014.
- [10] Zhibin Li, Bram Vanderborght, Nikos G. Tsagarakis, Luca Colasanto, and Darwin G. Caldwell. Stabilization for the compliant humanoid robot COMAN exploiting intrinsic and controlled compliance. In *Proceedings of The 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2000–2006, May 2012.
- [11] A. MURAI, K. KUROSAKI, K. YAMANE, and Y. NAKAMURA. Computationally fast estimation of muscle tension for realtime biofeedback. In *Proceedings of The 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009.
- [12] Johan Davidsson. *BioRID II final report*. Chalmers University of Technology, 1999.
- [13] A Nouredine, A Eskandarian, and Kennerly Digges. Computer modeling and validation of a hybrid iii dummy for crashworthiness simulation. *Mathematical and computer modelling*, Vol. 35, No. 7, pp. 885–893, 2002.
- [14] Yuto Nakanishi, Shigeki Ohta, Takuma Shirai, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Yuriko Kakehashi, Hironori Mizoguchi, Tomoko Kurotobi, Yotaro Motegi, Kazuhiro Sasabuchi, Junichi Urata, Kei Okadaand Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. Design approach of biologically-inspired musculoskeletal humanoids. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 10, pp. 1–18, 2013.
- [15] Yuto Nakanishi, Tamon Izawa, Masahiko Osada, Nobuyuki Ito, Shigeki Ohta, Junichi Urata, and Masayuki Inaba. Development of musculoskeletal humanoid kenzoh with mechanical compliance changeable tendons by nonlinear spring unit. In *Proceedings of The 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics(IEEE-ROBIO2011)*, Dec 2011.
- [16] Ikuo Mizuuchi, Yuto Nakanishi, Yoshinao Sodeyama, Yuta Namiki, Tamaki Nishino, Naoya Muramatsu, Junichi Urata, Kazuo Hongo, Tomoaki Yoshikai, and Masayuki Inaba. An ad-

- vanced musculoskeletal humanoid Kojiro. In *Proceedings of the 2007 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 294–299, December 2007.
- [17] Yuto Nakanishi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Hironori Mizoguchi, Yotaro Motegi, Masahiko Osada, Takuma Shirai, Junichi Urata, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design concept of detail musculoskeletal humanoid “Kenshiro” -toward a real human body musculoskeletal simulator-. In *Proceedings of the 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 1–6, 2012.
- [18] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Masahiko Osada, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Lower thigh design of detailed musculoskeletal humanoid “Kenshiro”. In *Proceedings of the 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4367–4372, 2012.
- [19] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Achievement of twist squat by musculoskeletal humanoid with screw-home mechanism. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4649–4654, November 2013.
- [20] 上月豊隆, 茂木陽太郎, 白井拓磨, 浅野悠紀, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨密着構造に着目した人体模倣筋骨格上肢構造の設計. *日本ロボット学会誌*, Vol. 33, No. 9, 2015.
- [21] Makiko Kouchi, Masaaki Mochimaru, Hiromu Iwasawa, and Seiji Mitani. *Anthropometric database for Japanese Population 1997-98*. Japanese Industrial Standards Center (AIST, MITI), 2000.
- [22] 河内まき子, 持丸正明. 2006: AIST/HQL 人体寸法・形状データベース 2003. 産業技術総合研究所 H18PRO-503, 2006.
- [23] 中村仁彦, 山根克, 諏訪元, 近藤修, 河内まき子, 川地克明, 持丸正明. 2008: 成人男性骨格形状データ (産総研 H20PRO-905), 2008.
- [24] 文部科学省. 中学生統計データ H24, 2012.
- [25] 小原二郎. 人間工学からの発想. 講談社, 1982.

- [26] Kenji KANEKO, Kazuhiko AKACHI, Fumio KANEHIRO, Go MIYAMORI, Mitsuharu MORISAWA, Atsushi HAYASHI, and Noriyuki KANEHIRA. Humanoid robot HRP-4 - humanoid robotics platform with lightweight and slim body-. In *Proceedings of the 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4400–4407, September 2011.
- [27] Kenji KANEKO, Fumio KANEHIRO, Mitsuharu MORISAWA, Kanako MIURA, Shin'ichiro NAKAOKA, and Shuuji KAJITA. Cybernetic human HRP-4C. In *Proceedings of the 2009 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 7–14, December 2009.
- [28] 石黒浩, 平田オリザ. ロボット演劇. 日本ロボット学会誌, Vol. 29, No. 1, pp. 35–38, 2012.
- [29] 浅野悠紀, 溝口弘悟, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 白井拓磨, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 終末強制回旋機構を備えた人体模倣膝機構の実装と筋骨格ヒューマノイドによる環境接触下における動作実現. 日本ロボット学会誌, Vol. 32, No. 10, pp. 887–894, 2014.
- [30] Yuto Nakanishi, Yuta Namiki, Junichi Urata, Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. Design of tendon driven humanoid's lower body equipped with redundant and high-powered actuators. In *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3623–3628, Oct 2007.
- [31] Yoshinao Sodeyama, Tamaki Nishino, Yuta Namiki, Yuto Nakanishi, Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. The designs and motions of a shoulder structure with a spherical thorax, scapulas and collarbones for humanoid “kojiro”. In *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1465–1470, 9 2008.
- [32] Masahiko Osada, Hironori Mizoguchi, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Application of “planar muscle” with soft skin-like outer function suitable for musculoskeletal humanoid. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 24, No. 6, pp. 1080–1088, 2012.
- [33] Yuki Asano, Soichi Ookubo, Toyotaka Kozuki, Takuma Shirai, Kohei Kimura, Shunichi Nozawa, Youhei Kakiuchi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Spine balancing strategy using muscle zmp on musculoskeletal humanoid Kenshiro. In *Proceedings of The 2015 International Symposium on Robotics Research*, pp. 1–16, September 2015.

- [34] 田所諭, 西岡伸介, 木村哲也, 服部元史, 高森年, 前田潔. 冗長ケーブル駆動ロボットのケーブル配置の基本設計に関する研究. 日本機械学会論文集 (C 編), Vol. 66, No. 647, pp. 133–140, 2000.
- [35] Keita Ogawa, Kenichi Narioka, and Koh Hosoda. Development of whole-body humanoid “Pneumat-BS” with pneumatic musculoskeletal system. In *Proceedings of the 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4838–4843, 2011.
- [36] Ryuma Niiyama, Satoshi Nishikawa, and Yasuo Kuniyoshi. Athlete robot with applied human muscle activation patterns for bipedal running. In *Proceedings of the 2010 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, 2010.
- [37] Satoshi Kitano, Shigeo Hirose, Gen Endo, and Edwardo F. Fukushima. Development of lightweight sprawling-type quadruped robot titan-xiii and its dynamic walking. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 6025–6030, 2013.
- [38] Markus Grebenstein, Alin Albu-Schaffer, Thomas Bahls, Maxime Chalon, Oliver Eiberger, Werner Friedl, Robin Gruber, Sami Haddadin, Ulrich Hagn, Robert Haslinger, Hannes Hoppner, Stefan Jörg, Mathias Nickl, Alexander Nothhelfer, Florian Petit, Josef Reill, Nikolaus Seitz, Thomas Wimbock, Sebastian Wolf, Tilo Wusthoff, and Gerd Hirzinger. The DLR hand arm system. In *Proceedings of The 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3175–3182, 2011.
- [39] Hugo Gravato Marques, Maufroy Christophe, Alexander Lenz, Konstantinos Dalamagkidis, Utku Culha, Maik Siee, Paul Bremner, and the MYOROBOTICS Project Team. Myorobotics: a modular toolkit for legged locomotion research using musculoskeletal designs. In *Proc. 6th International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM’13)*, Darmstadt, Germany, 2013.
- [40] Shigeki Ohta, Kazuo Hongo, Yuto Nakanishi, Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. Improvement of performance for musculoskeletal robots by mountable actuator units. *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 22, No. 3, 2010.
- [41] Iori Kumagai, Shintaro Noda, Shunichi Nozawa, Yohei Kakiuchi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Whole body joint load reduction control for high-load tasks of humanoid robot through

- adapting joint torque limitation based on online joint temperature estimation. In *Proceedings of the 2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 463–468, November 2014.
- [42] Antonio Paolillo, Andrea Cherubini, Francois Keith, Abderrahmane Kheddar, and Marilena Vendittelli. Toward autonomous car driving by a humanoid robot: A sensor-based framework. In *Proceedings of the 2014 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 451–456, November 2014.
- [43] Masafumi OKADA, Tetsuya SHINOHARA, Tatsuya GOTOH, Shigeki BAN, and Yoshihiko NAKAMURA. Double spherical joint and backlash clutch for lower limbs of humanoids. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 491–496, 2003.
- [44] Y. Morita, Y. Kawai, Y. Hayashi, T. Hirano, H. Ukai, K. Sanaka, H. Nakamuta, and K. , Takao. Development of knee joint robot for students becoming therapist - design of prototype and fundamental experiments. In *International Conference on Control Automation and Systems (ICCAS)*, 2010.
- [45] Gordon Cheng, Sang-Ho Hyon, Jun Morimoto, Ale Ude, Joshua G. Hale, Glenn Colvin, Wayco Scroggin, and Stephen C. Jacobsen. Cb: A humanoid research platform for exploring neuroscience. *Advanced Robotics*, Vol. 21, No. 10, pp. 1097–1114, 2007.
- [46] Appolinaire C. Etoundi, Ravi Vaidyanathan, and Stuart C. Burgess. A bio-inspired condylar hinge joint for mobile robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4042–4047, 2011.
- [47] A. Hamon and Y. Aoustin. Cross four-bar linkage for the knees of a planar bipedal robot. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 379–384, 2010.
- [48] Kenichi Narioka, Toshiyuki Homma, and Koh Hosoda. Humanlike ankle-foot complex for a biped robot. In *Proceedings of the 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 15–20, 2012.
- [49] Kenji Hashimoto, Yuki Takezaki, Kentaro Hattori, Hideki Kondo, Takamichi Takashima, Hun ok Lim, and Atsuo Takanishi. A study of function of foot’s medial longitudinal arch using

- biped humanoid robot. In *Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2206–2211, 2010.
- [50] 小林太樹, 清水正宏, 荻原直道, 名倉武雄, 中村俊康, 陣崎雅弘, 細田耕. 解剖学的に詳細なヒト足部の3次元FEモデルによる歩行時のGRF解析. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13 講演論文集, pp. 1P1–N03, 2013.
- [51] 久米真之介, 成岡健一, 細田耕, 荻原直道, 陣崎雅弘, 名倉武雄, 中村俊康, 今西宣晶, 相磯貞和. CTデータに基づく詳細な足モデルおよび人工筋骨格歩行シミュレータの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'13 講演論文集, pp. 2A1–I02, 2013.
- [52] I Mizuuchi, M Kawamura, T Asaoka, and S Kumakura. Design and development of a compressor-embedded pneumatic-driven musculoskeletal humanoid. In *Proceedings of the 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 811–816, 2012.
- [53] Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Design of high torque and high speed leg module for high power humanoid. In *Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4497–4502, October 2010.
- [54] Mitsunori Yomioka, Katsuhiko Mizota, and Shin Murata. *ESSENTIALS of KINESIOLOGY for the PHYSICAL THERAPIST ASSISTANT*. Nankodo Co.,Ltd., 2010.
- [55] 石井慎一郎, 山本澄子. 非荷重時の膝関節自動伸展運動におけるスクリーホームムーブメントの動態解析. 理学療法科学, Vol. 23, No. 1, pp. 11–16, 2008.
- [56] I.A.KAPANDJI. *PHYSIOLOGIE ARTICULAIRE*, Vol. 2. Ishiyaku Pub,Inc., 5 edition, 1987.
- [57] 嶋田智明. 筋骨格系のキネシオロジー. 医歯薬出版株式会社, 2005.
- [58] 製品評価技術基盤機構. 人間特性データブック, 2009.
- [59] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, and Kai-Nan An. Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, No. 8, pp. 839–846, 2004.
- [60] 橋本健二, 本橋弘光, 吉村勇希, 林憲玉, 高西淳夫. ヒト足部の機械的特性を模擬した着靴可能な足部機構の開発. 第32回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. AC1M3–05, 2014.

- [61] 茂木陽太郎, 川崎宏治, 上月豊隆, 白井拓磨, 浅野悠紀, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 筋骨格ヒューマノイドにおける頸部筋群負荷を支持可能な剛性可変脊椎構造の開発. 日本ロボット学会誌, Vol. 32, No. 7, pp. 615–623, 2014.
- [62] Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Soichi Ookubo, Koji Kawasaki, Takuma Shirai, Kohei Kimura, Kei Okada, and Masayuki Inaba. A sensor-driver integrated muscle module with high-tension measurability and flexibility for tendon-driven robots. In *Proceedings of the 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5960–5965, Oct 2015.
- [63] Yuki Asano, Takuma Shirai, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Motion generation of redundant musculoskeletal humanoid based on robot-model error compensation by muscle load sharing and interactive control device. In *Proceedings of the 2013 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 336–341, October 2013.
- [64] Shuuji Kajita, Mitsuharu Morisawa, Kanako Miura, Shin'ihciro Nkaoka, Kensuke Harada, Kenji Kaneko, Fumio Kanehiro, and Kazuhito Yokoi. Biped walking stabilization based on linear inverted pendulum tracking. In *Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4489–4496, 2010.
- [65] Christian Ott, Maximo A. Roa, and Gerd Hirzinger. Posture and balance control for biped robots based on contact force optimization. In *Proceedings of the 2011 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 26–33, 2011.
- [66] Yuto Nakanishi, Yuta Namiki, Kazuo Hongo, Junichi Urata, Ikuo Mizuuchi, and Masayuki Inaba. Realization of large joint movement while standing by a musculoskeletal humanoid using its spine and legs coordinately. In *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 205–210, 2008.
- [67] Soichi Ookubo, Yuki Asano, Toyotaka Kozuki, Takuma Shirai, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Learning nonlinear muscle-joint state mapping toward geometric model-free tendon driven musculoskeletal robots. In *Proceedings of the 2015 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 765–770, November 2015.

- [68] Shuuji Kajita, Hirohisa Hirukawa, Kensuke Harada, and Kazuhito Yokoi. *Introduction to Humanoid Robotics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2014.
- [69] Koichi Nishiwaki, Satoshi Kagami, Yasuo Kuniyoshi, Masayuki Inaba, and Hirochika Inoue. Toe joint that enhance bipedal and fullbody motion of humanoid robots. In *Proceedings of The 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3105–3110, 2002.
- [70] Yu Ogura, Hun ok Lim, and Atsuo Takanishi. Human-like walking with knee stretched, heel-contact and toe-off motion by a humaonid robot. In *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3976–3981, 2006.
- [71] 竹井和人, 村田伸, 甲斐義浩. 足趾機能と静的・動的バランスとの関連—内容的妥当性の検討. 西九州リハビリテーション研究, Vol. 2, pp. 13–19, 2009.
- [72] 加辺憲人, 黒澤和生, 西田裕介, 岸田あゆみ, 小林聖美, 田中淑子, 牧迫飛雄馬, 増田幸泰, 渡辺観世子. 足趾が動的姿勢制御に果たす役割に関する研究. 理学療法科学, Vol. 17, No. 3, pp. 199–204, 2002.
- [73] 溝口弘悟, 浅野悠紀, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体詳細等身大腱駆動ヒューマノイド『健志郎』による対話的フィードバックに基づく動作生成戦略. 第30回日本ロボット学会学術講演会講演論文集, pp. 2C3–6, 9 2012.
- [74] 中島慎介, 浅野悠紀, 白井拓磨, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 等身大筋骨格ヒューマノイド健志郎における筋長重心ヤコビアンに基づくバランス動作. 第14回 SICE システムインテグレーション部門講演会講演概要集, pp. 1501–1504, Dec 2013.
- [75] 浅野悠紀. 人体機能模倣膝関節を備えた筋骨格ヒューマノイドの下肢設計と行動実現. 修士論文, 東京大学, 2012.
- [76] 本郷一生. 筋骨格腱駆動系の構造推定に基づくヒューマノイドの操縦システムと行動制御の実現. 東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻 修士論文, 2010.
- [77] 文部科学省学校保健統計調査. http://www.mext.go.jp/b_menu/toukei/chousa05/hoken/kekka/k_detail/1331751.htm, 2012.
- [78] Charles E Clauser, John T McConville, and John W Young. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Technical report, DTIC Document, 1969.

- [79] Donald A Neumann and Elisabeth E Rowan. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. Mosby St. Louis, MO, 2002.
- [80] Iris Busscher, Joris JW Ploegmakers, Gijsbertus J Verkerke, and Albert G Veldhuizen. Comparative anatomical dimensions of the complete human and porcine spine. *European Spine Journal*, Vol. 19, No. 7, pp. 1104–1114, 2010.
- [81] 溝口弘悟, 浅野悠紀, 上月豊隆, 長田将彦, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体模倣筋骨格ヒューマノイド「臙志郎」の骨盤設計-人体の冗長筋骨格系を模した高密度高出力筋群を備えた金属性強化骨盤・大腿骨の開発-. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'12 講演論文集, pp. 1A1–K09, 5 2012.
- [82] Masayuki Inaba, Satoshi Kagami, Fumio Kanehiro, Yukiko Hoshino, and Hirochika Inoue. A platform for robotics research based on the remote-brained robot approach. *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 19, No. 10, pp. 933–954, 2000.
- [83] Nobuyuki Ito, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Development of very small high output motor driver for realizing forceful musculoskeletal humanoids. In *IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 385–390, 2010.
- [84] 伊東信之, 浦田順一, 中西雄飛, 岡田慧, 稲葉雅幸. ヒューマノイドの為の超小型センサ統合大出力モータドライバの開発. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, pp. 2P1–C17, 2010.
- [85] J. Urata, T. Hirose, N. Yuta, Y. Nakanishi, I. Mizuuchi, and M. Inaba. Thermal control of electrical motors for high-power humanoid robots. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2047–2052, 2008.
- [86] 伊沢多聞. 機械的柔軟性を備えた筋骨格ヒューマノイドにおける環境からの接触作用への知覚反応行動の実現. 東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻 修士論文, 2012.
- [87] Koji Kawasaki, Moju Zhao, , Kei Okada, and Masayuki Inaba. Muwa: Multi-field universal wheel for air-land vehicle with quad variable-pitch propellers. In *Proceedings of the 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1880–1885, 2013.

- [88] 浅野悠紀, 川崎宏治, 趙漢居, 白井拓磨, 上月豊隆, 茂木陽太郎, 大久保壮一, 矢口裕明, 岡田慧, 稲葉雅幸. 人体姿勢計測スーツを用いた筋骨格ヒューマノイドの膝回旋自由度操作による自動車運転動作の実現. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'14 講演論文集, pp. 3P1-F06, may 2014.
- [89] 上月豊隆. 筋骨格ヒューマノイドの関節駆動構造における機能統合構成法に関する研究. 博士論文, 東京大学, 2016.
- [90] 川村将矢. 腱駆動ヒューマノイドにおける剛性制御による環境接触適応行動の実現に関する研究, 2016.
- [91] 矢野倉伊織. 腱駆動ヒューマノイドの認識行動統合システムに関する研究, 2016.
- [92] 大久保壮一. 筋骨格写像を学習する全身力制御型腱駆動ヒューマノイドの実現に関する研究. 修士論文, 東京大学, 2016.
- [93] Kenji KANEKO, Kensuke HARADA, Fumio KANEHIRO, Go MIYAMORI, and Kazuhiko AKACHI. Humanoid robot HRP-3. In *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2471–2478, September 2008.
- [94] Yu Ogura, Hiroyuki Aikawa, Kazushi Shimomura, Hideki Kondo, Akitoshi Morishima, Hunok Lim, and Atsuo Takanishi. Development of a new humanoid robot WABIAN-2. In *Proceedings of The 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 76–81, May 2006.
- [95] Maurice Fallon, Scott Kuindersma, Sisir Karumanchi, Matthew Antone, Toby Schneider, Hongkai Dai, Claudia Porez D'Arpino, Robin Deits, Matt DiCicco, Dehann Fourie, Twan Koolen, Pat Marion, Michael Posa, Andros Valenzuela, Kuan-Ting Yu, Julie Shah, Karl Iagnemma, Russ Tedrake, and Seth Teller. An architecture for online affordance-based perception and whole-body planning. Computer Science and Artificial Intelligence Laboratory Technical Report, 2014.
- [96] Ill-Woo Park, Jung-Yup Kim, Jungho Lee, and Jun-Ho Oh. Mechanical design of humanoid robot platform KHR-3(KAIST humanoid robot - 3: HUBO). In *Proceedings of the 2005 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pp. 321–326, 2005.

- [97] Tshihiro Matsui and Masayuki Inaba. Euslisp: an object-based implementation of lisp. *The Journal of Information Processing*, Vol. 13, No. 3, pp. 327–338, 1990.
- [98] 岩石智志, 室岡雅樹, 植田亮平, 佐藤顕治, 岡田慧, 稲葉雅幸. 物体認識に基づく操縦補助ソフトウェアとヒューマノイド型入力デバイスを統合したタスク実現システム. 第15回 SICE システムインテグレーション部門講演会講演概要集, Dec 2014.

以上

1p ~ 273p 完

博士論文

平成 27 年 12 月 11 日提出

知能機械情報学専攻

48137501 浅野 悠紀