

人工筋骨格アーキテクチャを備えたヒト型ロボットとバランス制御

新山 龍馬¹⁾，國吉 康夫²⁾

1. はじめに

ヒトと、ヒト型ロボットの身体は異なっている。そして、ヒトのような身体を工学的に実現することは非常に難しい。しかし、ロボットの身体がヒトに近づく合理的な理由を追い求める過程で、ヒトとロボットの差異と同一性からヒトについて分かることがあるだろう。筋骨格ロボットの研究は、そのような“作ることで知る”という構成論的アプローチに基づいている。身体運動についての研究は観察・計測と分析にはじまり (Muybridge 1887)，モデル化と計算機シミュレーション研究も活発に行われるようになった (Alexander 2003)。筋骨格ロボットは、動物の身体運動を理解するための新しい方法である。

動物がもつ実世界知能の理解や、より優れたロボットの開発を目指して、これまで様々な生物規範型ロボットが開発されてきた。ヒト型のロボットでは、脊椎や冗長自由度に着目した腱駆動ロボットや (稲葉 2001)，筋駆動による二足歩行ロボット (Verrelst *et al.* 2005) などの例がある。バイオメカニクス分野では、筋駆動ロボット・アームを用いた二関節筋の機能の実証 (熊本ら 2006; 藤川ら 1999) や、ロボティクスの観点からの筋骨格系の運動表現とインピーダンス制御 (伊藤 2005) の研究がある。しかしながら、バイオメカニクスや機能解剖学における筋骨格系についての豊富な知見を、ロボットに応用した例は少ない。

脊椎動物の筋骨格系は、ネズミからゾウまで、様々なスケールの身体とその運動を支えている。筋骨格アーキテクチャは進化的に獲得されたものだが、物理学や数学の法則に従わない生体のかたちは存在しないという観点から (Thompson 1961)，ロボット・アーキテクチャとの

比較や工学的な妥当性を考えることができる。また、筋骨格身体の仕組みを考えることは、身体と不可分な運動制御の仕組みを知ることにもつながる。筋骨格系の工学的な設計論を構築することで、ヒトを含む動物の身体運動についての知見や、高い運動能力をもったロボットの実現が期待される。

2. ヒトの身体，ロボットの身体

2.1 身体アーキテクチャと運動

二足歩行ロボットの存在からも分かるように、単一タスクに限れば、ヒトに近い形態と動作を実現する行動体であってもその身体アーキテクチャは唯一ではない。ここで、身体アーキテクチャとは、運動器を構成するアクチュエータや機構、運動制御の方式やエネルギー源などを含む、身体システムの構造と設計思想を指している。

ヒトとロボットの運動器は、アクチュエータと関節駆動機構を一般的に表現すれば、回転関節で接続された直列リンク系として統一的に扱える (Fig. 1)。

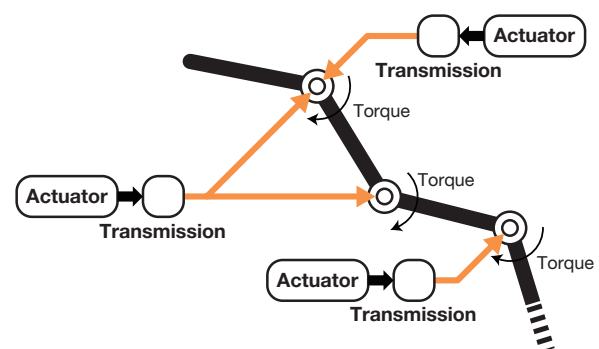


Fig.1 Abstract model of the motor system.

ヒトとロボットの違いは、アクチュエータの特性、およびアクチュエータ出力を関節トルクに変換する機構にある。ヒトは筋・腱で関節を駆動しているのに対し、ロボットでは電磁モータ・減速器を用いる (Fig. 2)。

ヒトを含む脊椎動物は、筋骨格系という仕組みを進化的に獲得してきた。筋骨格系は、複雑な実世界での捕食

NIIYAMA Ryuma, KUNIYOSHI Yasuo

¹⁾ 東京大学大学院情報学環・学際情報学府

²⁾ 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

Key Words: Musculoskeletal System, Robot Architecture, Biomechanics, Bio-Inspired, Pneumatic Artificial Muscle

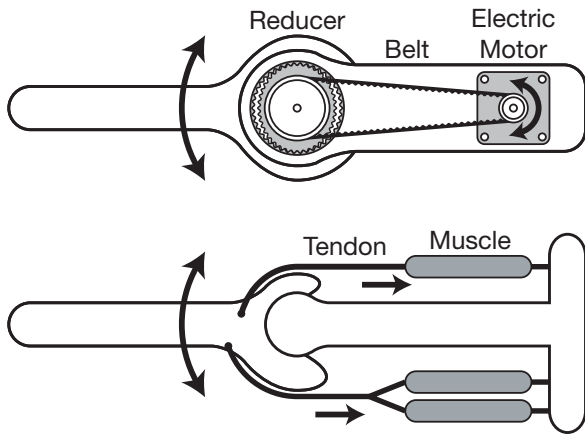


Fig.2 Joint mechanism of human body and robot.

や逃避に有利な運動能力、つまり、多様でダイナミックな全身運動に適した身体アーキテクチャだと考えられる。

一方、産業用のロボット・マニピュレータなどに要求されるのは、動物の生態とはかけ離れた、既知の環境における高精度・高速な繰り返し動作である。二足歩行ロボットを含む、多くのロボットのアーキテクチャと制御手法は、産業用ロボットを基盤としたものである。

ヒトの筋骨格系とロボットの電磁モータ・減速器系は、本質的に異なった性質をもつ身体運動に対する設計解であることがわかる。

2.2 ロボットの運動制御と身体アーキテクチャ

身体アーキテクチャは、運動制御のパラダイムと不可分である。ロボット・マニピュレータの典型的な運動制御パラダイムは、運動をマニピュレータ先端の位置・姿勢の軌道として計画し、時々刻々その位置・姿勢を実現するように各関節の角度を精確にフィードバック制御するというものである (Paul 1981)。精度の面から、関節の剛性は高いほど良い。運動を表現と制御が容易な関節角度に還元し、運動制御を目標角度への追従制御とみなしていることに注意したい。

以上のような運動制御パラダイムは、身体アーキテクチャと強く結びついている。出力特性が関節角度によらない電磁モータや、身体の高非線形な特性を見かけ上小さくする減速器が、線形フィードバック制御の適用を可能にしている。

例えば、ヒューマノイド・ロボットの動歩行では、まず足の接地位置と、足裏基底内におさまる目標 ZMP (Zero Moment Point) を計画し、ZMP 方程式を解くことで身体の重心位置を得る。計画された重心位置を実現するように脚の関節角度を制御し、また、実際の ZMP (CoP: Center of Pressure と呼ぶ)(Sardain and Bessonnet 2004) と

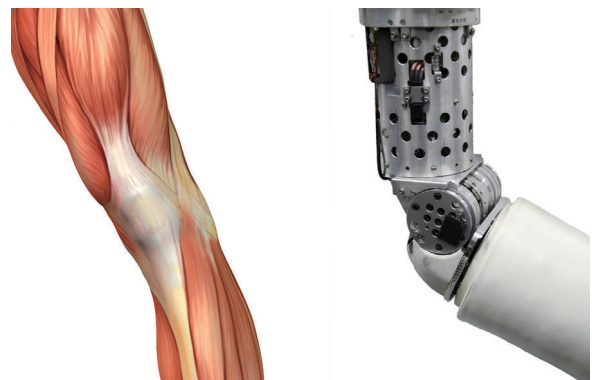
のずれを計測して安定化制御を加えることで動歩行が実現する。

電磁モータ・減速器系と局所線形フィードバックによる角度制御の組み合わせは広く使われている。しかし、複雑な実環境での運動、特にモデル化や観測が難しい接触・衝突を含む運動では限界が指摘されている (國吉ら 2005)。

身体運動は複雑な実環境と身体の力学的相互作用であって、関節角度はその現れにすぎない。ヒトが関節角度を直接計測する感覚器をもたないことはよく知られている。力学の因果律から考えて、力やトルク、剛性や粘性の制御を包含する運動制御のパラダイムと、それに対応した身体アーキテクチャが求められる。

2.3 筋骨格アーキテクチャの工学的解釈

筋骨格系の工学的な合理性を、ダイナミックな身体運動を目指したロボットとの共通点から考えてみよう。ヒトに近いスケールでダイナミックな全身運動を実現したヒューマノイド・ロボットとして、仰向けに寝た状態から脚を振り出して勢いよく起き上がるロボットが開発されている (Kuniyoshi et al. 2005)。その起き上がりロボットの関節部には、出力/重量比の大きな AC モータと、高速な運動のために減速比の低い減速器が使われている。



(a) left knee of human (b) right elbow of the robot

Fig.3 Architecture of human body and robot.

ヒトの筋骨格系と、起き上がりロボットの電磁モータ・減速器系は、外見は異なっている (Fig. 3) が、ダイナミックな全身運動を実現する身体アーキテクチャとして以下のような共通点がある。

- 高い出力/重量比のアクチュエータ
- 瞬発力 (大きな仕事率)
- 接触にともなう外力を許容する、
関節駆動機構のバックドライバビリティ

上記の要求から考えられる、電磁アクチュエータを用

いたロボットのひとつの究極形は、DD (ダイレクト・ドライブ) ロボットである。DD とは、減速器を一切用いず、電磁モータが関節と一体になった関節駆動方式である (浅田 1987)。

しかし、DD モータは重くて大きいので、動物と同じスケールで地面との固定点をもたない多関節 DD ロボットは、工学的に成立しないと思われる。それに対して、筋骨格系の仕組みは腱を介したダイレクト・ドライブとみることができ、たくさんのアクチュエータを骨格に沿って配置できるため工学的にも実現性が高い。

2.4 バランス制御の身体的基盤

バランス制御は、姿勢と外力に応じた全身の協調的な制御である。各関節の協調は、骨格や 2 関節筋で接続されていることによる連関や、中枢神経系からの指令による連関などが考えられる。多様な状況に応じて非線形・冗長な身体の力学的な平衡を保つ問題は簡単ではない。

立位姿勢を考えると、関節剛性の高いロボットであればバランス制御は容易である。関節の剛性を身体の「かたさ/やわらかさ」とするならば、機構的にやわらかい身体を、いかにかたく制御するかが生体の制御に近い。ロボットの制御では、センサ・フィードバックを用いて、かたい身体をいかにやわらかく制御するかが主題となっている。

ダイナミックな運動に適した筋骨格アーキテクチャにおいて、安定状態を保つような制御も行う、ということがヒトのバランス制御の本質と考えられる。

3. 人工筋骨格系

3.1 人工筋骨格系の基本概念

人工筋骨格系 (Artificial Musculoskeletal System) とは、脊椎動物だけのものではあった筋骨格系を、工学的に実現しようとするロボット・アーキテクチャの一種である。身体運動という観点から機械と生体のアーキテクチャを俯瞰することで、知的な行動体についての知見を得ることが期待される。人工筋骨格系の概念には、生体と機械を統一的に扱うモデルと、筋骨格身体およびその制御系の設計論が含まれる。以下では、設計論の一部として、バイオメカニクスと関連が深い人工筋アクチュエータの選定と特性について述べる。

3.2 筋骨格系を実現するアクチュエータ

様々な形態のエネルギーを運動エネルギーに変換する装置をアクチュエータと呼ぶ。筋肉を含めて様々なアクチュエータが存在し、それぞれ長所・短所がある。ここでは、筋骨格系を実現するアクチュエータとして、高圧

エアによって動作し、瞬発的で大きな収縮力が得られる空気圧人工筋を選択した。空気圧人工筋は、非線形な摩擦要素をもたない点で空気圧シリンダより優れている。

空気圧アクチュエータは、電磁モータと比較して制御性能が劣ることから精度が要求されるタスクには向かない。しかし、動物のようなダイナミックな全身運動に適した性質を備えている。また、生体筋に類似した特性も注目される。

3.3 空気圧人工筋の動作原理

空気圧人工筋の中でよく知られているのが、1950 年代に発明された McKibben 型空気圧人工筋である。空気圧で膨張するチューブと、それを覆う編組スリーブから成り、チューブの膨張をスリーブの網の目が収縮力に変換する (Fig. 4)。結果、空気圧を供給すると膨張・収縮する。

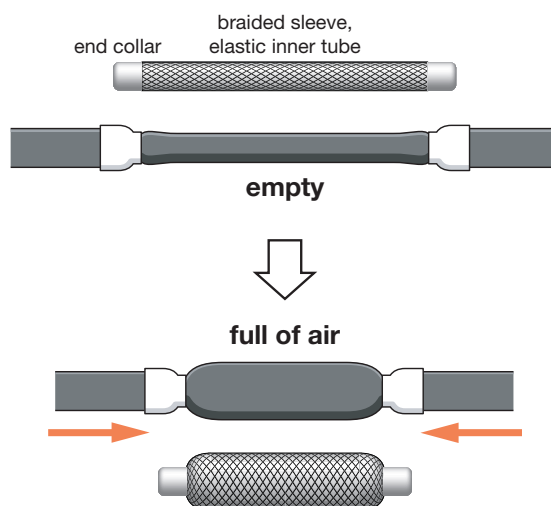


Fig.4 McKibben pneumatic artificial muscle.

空気圧筋はシンプルな構造のため軽量・高出力である。例えば 0 ~ 7 気圧で動作する初期内径 10 [mm]、最大長 200 [mm] の人工筋であれば、重量は 30 [g]、最大収縮力は 800 [N] 程度、収縮率は 30 % 前後である。制御は空気の供給・排出を行う空気圧バルブで行い、高圧エア源を要する。いくつかのメーカーが空気圧人工筋を製品化しており、入手・利用することができる。

3.4 空気圧人工筋の基礎特性

McKibben 型人工筋の静特性は eq.(1) で表される (Schulte et al. 1961)。この特性式から、等尺条件下の筋出力が計算できる。ただし、この古典的な理論式は基礎的な特性のみを表しており、摩擦や弾性チューブの変形などを考慮したより精密なモデルも提案されている (Davis 2003)。

$$F = p \{ A(1 - \varepsilon)^2 - B \} \quad (1)$$

ここで、

$$A = \frac{3}{4} \pi D_0^2 \cot^2 \theta_0, \quad B = \frac{1}{4} \pi D_0^2 \operatorname{cosec}^2 \theta_0$$

変数は、 $F(t)$ [N]: 収縮力, $p(t)$ [Pa]: 内圧, $\varepsilon(t)$: 収縮率, である。また、定数 D_0 [m]: ラバーチューブの初期直径, および θ_0 [rad]: 軸方向に対する繊維の初期角度, は筋に固有のパラメータである。

上式は空気圧人工筋の性質について、出力は筋の断面積に比例すること、最大伸長時に最大筋力を発揮し、短縮ともなると出力は単調に減少すること、などを表している。

この静特性に基づき、出力 F と筋長 L を最大出力 F_0 と自然長 L_0 で正規化し、McKibben 型人工筋と生体筋の特性を比較したのが Fig. 5 である。人工筋は収縮率のレンジが狭く、また、最大出力付近での特性が急峻であることが分かる。

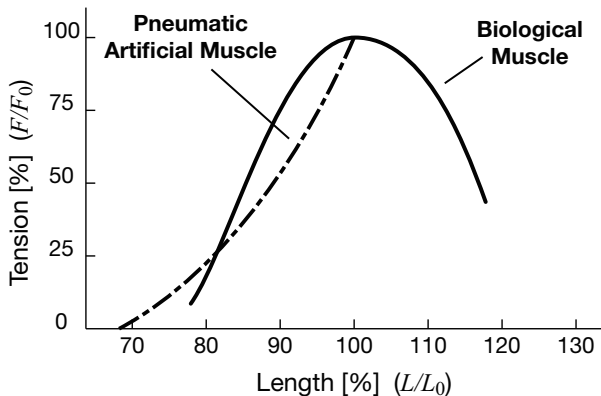


Fig.5 Characteristics of McKibben pneumatic artificial muscle and biological muscle.

空気圧人工筋は粘性要素をもたず、また、動作流体である空気の粘性も低い。そのため、動特性は生体筋と異なっており、短縮性 (concentric) 収縮と伸長性 (eccentric) 収縮で出力に大きな差がない。配列粘性要素や直列弾性要素を接続することで、動特性がより生体筋に近くなることが報告されている (Klute et al. 2002)。

3.5 人工筋骨格系の応用例

ダイナミックな全身運動に適した人工筋骨格系の利点を活かしたロボットの実例としては、跳躍・着地ロボット “Mowgli” がある (Fig. 6)。多自由度の脚式ロボットとしては非常に高い跳躍を実現し、シミュレーションと実機実験から運動制御における筋骨格系の寄与を示した (Niiyama et al. 2007)。二関節筋と発達した抗重力筋

によって、最大跳躍高さは自身の全長の半分を超える 0.5 [m] を達成した。



Fig.6 Mowgli: a bipedal jumping and landing robot.

跳躍・着地ロボット “Mowgli” は最小限度の筋のみを備え、跳躍と着地に適した身体をもっていた。これを発展させ、多様な運動レパートリーと高い運動パフォーマンスを目指したのが、次節で紹介するヒト型筋骨格ロボットである。

4. ヒト型筋骨格ロボット

4.1 筋骨格ロボットの概要

実験に用いる筋骨格ロボットの外観と自由度配置を Fig. 7 に示す。ロボットの質量は 10[kg]、自由度数は 10 自由度 (5 自由度 × 2 脚) である。足関節の自由度が限られている他はヒトに近い関節可動域をもっている。脚を伸ばした直立時の全高は 1.2[m]、脚長は 0.64[m] である (Fig. 8)。電源および空気圧源は外部に設置し、配線・配管を通じてエネルギー供給を行う。

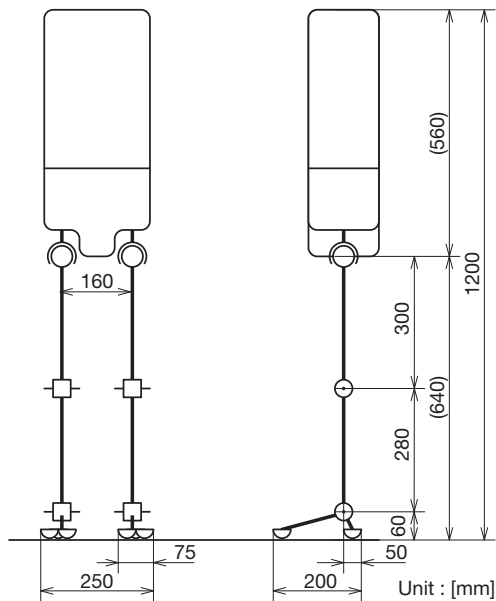


Fig.8 Dimensional outline drawing.

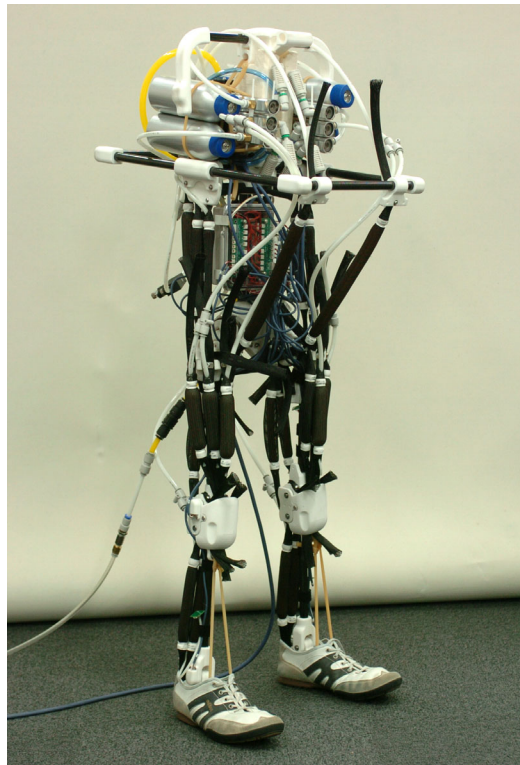
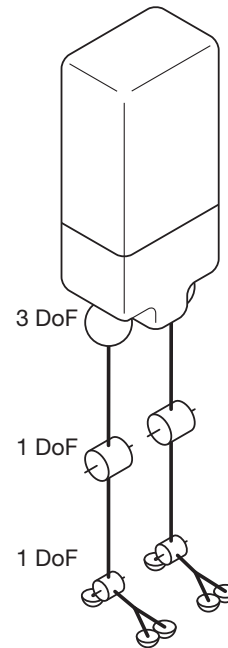


Fig.7 Bipedal robot with artificial musculoskeletal system.



4.2 制御・計測システム

筋骨格ロボットの運動制御を行うため、超小型 CPU ボードを核として空気圧人工筋の数値制御を行う軽量な電気・空気制御システムを構築した (Fig. 9)。

空気圧人工筋が古典的なアクチュエータであるにも関わらずロボットへの適用が少ない理由として、コンパクトな数値制御システムをつくるのが難しかったことが挙げられる。ここでは、計算機からの指令でなめらかに空気の流量を制御できる空気圧弁を採用し、かつ軽量化して用いることで、ロボットに搭載できる電空システムを実現した。

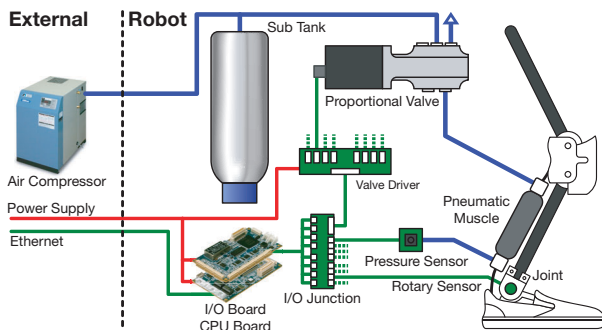


Fig.9 Overview of electro-pneumatic control system.

電空システムはロボットに搭載されているため、電源およびエアの供給に必要な配線・配管はコンパクトで、ダイナミックな運動を妨げない。また、ロボット上には

補助タンクが搭載されており、間欠動作であれば外部装置を必要としない自立型空気圧ロボットを視野に入れている。

センサとしては、関節角を計測する非接触式回転センサ、および人工筋内圧を計測する半導体圧力センサを備えている。

4.3 筋の配置と配分

ロボットの筋骨格系の構成を Fig. 10 に示す。筋配置とは、起始・停止の組合せから考え得る単関節筋・二関節筋から実装する筋を選択することである。また、筋の配分とは、配置された各筋の出力の大小 (断面積の大小) および関節モーメントアームの決定である。筋の配置と配分は、工学的な観点と、機能解剖学の観点の両面から決定した。

ロボットは、ヒトの主要な筋に対応する筋を備えている。具体的には、股関節周りでは大殿筋・中殿筋・小殿筋・腸腰筋・ハムストリングス・内転筋群、膝関節周りでは大腿直筋・大腿の広筋群、足関節周りでは腓腹筋・前脛骨筋に対応する空気圧筋が配置されている。このうち、内転筋群および前脛骨筋はスペースと重量の制約から簡略化のために受動パネとした。

筋の強さおよび関節モーメントアームの長さは、ロボティクスにおける運動学・静力学解析と、ヒトのデータ (Neumann 2005; van Soest and Bobbert 1993) から決定

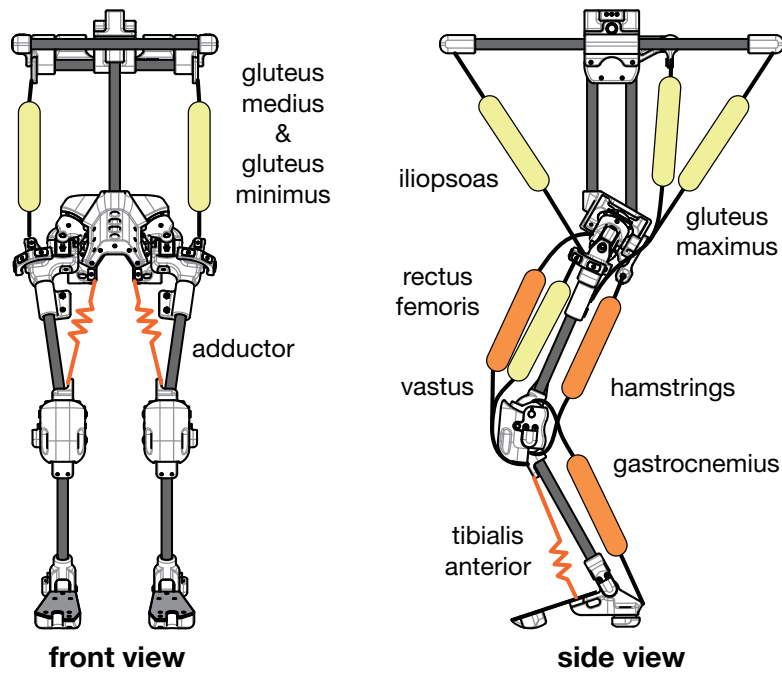


Fig.10 Musculo-skeletal system of the robot.

した．各筋の強さについては，空気圧人工筋の太さではなく並列本数で調整した．これは，様々な太さの空気圧人工筋を製造するよりも，同形状の筋を多数製造する方が合理的だからである．また，多数の並列な運動単位で構成されている生体筋とのアナロジーにもなっている．

5. 筋骨格ロボットによるバランス制御

5.1 足関節の角度制御

ヒトの静止立位制御に関して，制御工学的な観点を含んだバイオメカニクス研究が活発である(政二ら 2007; Masani *et al.* 2003)．バランス制御の基礎として，目標の平衡状態がわかっている時にその状態の近傍における制御を考えよう．制御方式としては，大まかにフィードバック制御とフィードフォワード制御，それらの混合が考えられる．

筋骨格ロボットを用いて，まず単関節について線形フィードバック制御を行った．足関節の角度制御を例に，筋骨格系の制御特性を明らかにする．足関節は Fig. 11 に示すように腓腹筋と前脛骨筋で拮抗駆動される．

腓腹筋は膝関節にも作用する二関節筋だが，実験は膝関節を固定して行った．関節角度センサの値をフィードバックし，目標関節角度との誤差から空気圧バルブの開閉量を調節する PID コントローラを構成した．PID コントローラとは，目標値との偏差およびその微分・積分値に比例した値を操作量とするコントローラである．制

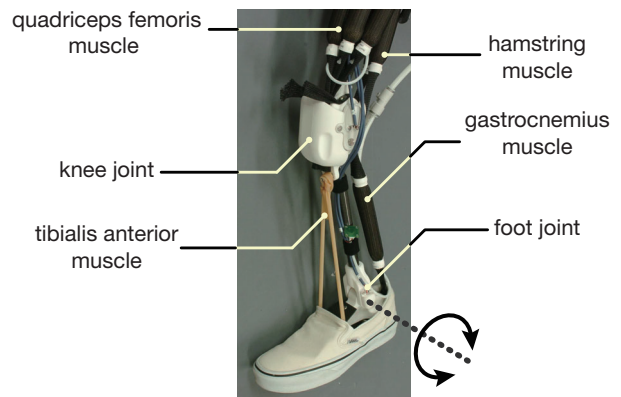


Fig.11 Lower leg of the musculoskeletal robot.

御周期は 2 [ms] で十分速いが，指令に対する応答は筋骨格身体に特有の時定数に支配されることに注意が必要である．

目標値として振幅 30 [deg] のステップ信号を与え，角度制御を行った時の関節角度を Fig. 12 に示す．大きなオーバーシュートや発振が起こらないコントローラのパラメータを設定し，約 1 [sec] で目標値に収束させることができた．空気圧系はバルブの応答遅れや空気の圧縮性から，電磁モータによるサーボ系と比較して制御性能は劣る．

振幅は等しいが初期値の異なるステップ信号を目標値として与えた時の挙動を Fig. 13 に示す．振幅が同じであっても角度制御の結果は異なっていることがわかる．これは，姿勢によって筋長が変わり，筋の長さ-力特性から発揮できる関節トルクが変わるとい筋骨格系の特

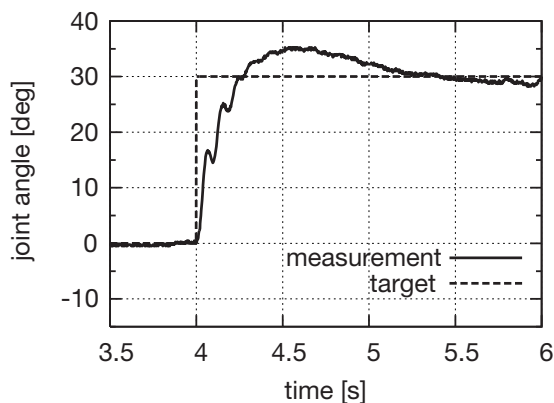


Fig.12 Step response of foot joint from 0 [deg] to 30 [deg].

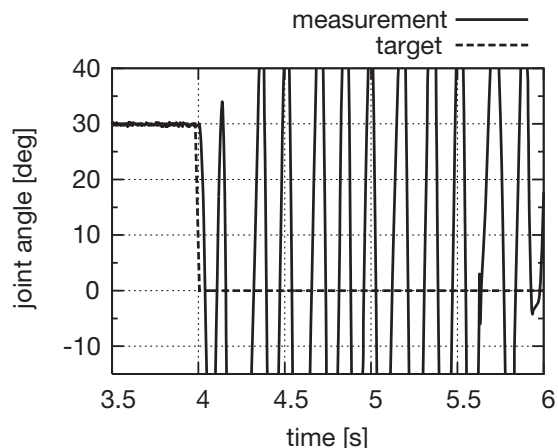


Fig.14 Unstable step response of foot joint.

性によるものである。これは、筋骨格系が線形フィードバックの適用が難しい非線形システムであることを示している。

制御工学の観点からは非線形システムの制御は難しいが、一方で、ヒトは非線形な身体の特徴を活かして、動作に適した姿勢をとるなどの運動スキルを獲得していると考えられる。これは、関節トルクが姿勢によらない電磁モータ駆動のロボット・マニピュレータと大きく異なっている。

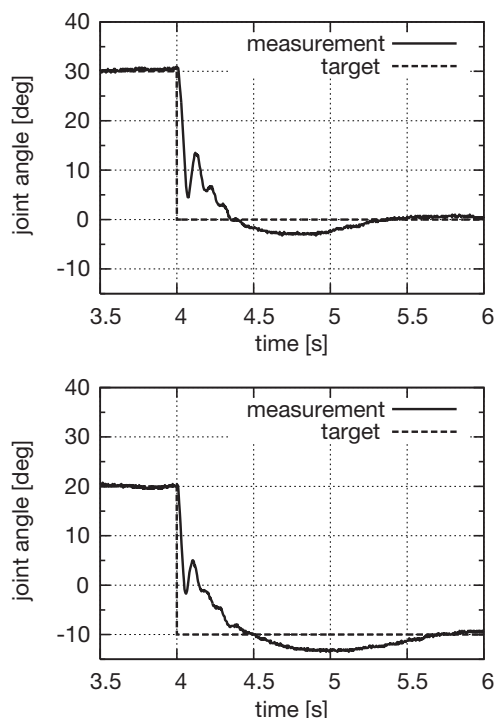


Fig.13 Step response with a signal swing of 30 [deg].

角度制御のフィードバック・ゲインを高くした場合の、不安定で振動的な挙動を Fig. 14 に示す。フィードバック・ゲインは、目標角度との誤差に対して筋を制御する操作量の大きさを決める。ゲインが高いと速やかに

目標に近づくが、システムの特徴によって不安定になることもある。筋骨格系のように剛性が低いシステムでは不安定になりやすい。実験の結果は筋骨格系におけるフィードバック制御の限界を示しており、経験学習やモデル規範によるフィードフォワード制御の適用が考えられる。

5.2 直立静止

筋骨格ロボットの姿勢を制御し、直立静止の実験を行った。前節で述べた単関節の角度制御を基礎にして全関節を PID 制御のみで角度を制御した。その結果、足裏基底が狭くコンプライアンスの高い空気圧駆動・筋骨格ロボットでありながら 30[sec] の直立を実現することができた (Fig. 15)。

この時の左脚の関節角度を Fig. 16 に示す。股関節および膝関節では、関節角度の正符号が屈曲、負符号が伸展を表す。また、足関節では正符号が背屈、負符号が底屈を表す。関節角度は Fig. 8 で示す姿勢における各関節角度を 0 [deg] としている。

周期的な揺らぎが見られ、とくに膝関節と足関節では骨格を通じた相互作用による揺れの同期がある。このような揺らぎは、筋骨格系に特有のメカニカルなやわらかさに起因すると考えられる。

筋骨格系のやわらかさを生み出す関節のバックドライバリティと筋のコンプライアンスは、接触力が大きく瞬発力が必要なダイナミック全身運動に有利な性質である。もしも関節を駆動する系が十分にかたければ直立静止は容易になるが、外力に応答したなじみや撃力への対応、高速な動作は困難になる。

5.3 異なる戦略による直立静止

直立におけるバランス制御は、時には上肢まで含む多自由度な身体の協調によって行われるため、自由度の冗

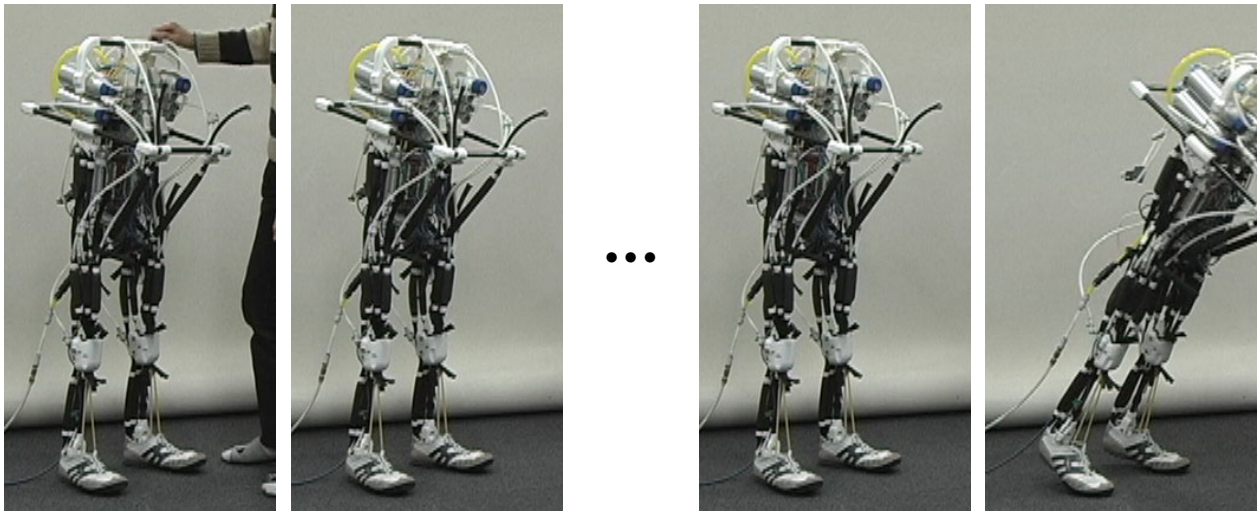


Fig.15 Bipedal musculoskeletal robot standing 30[sec].

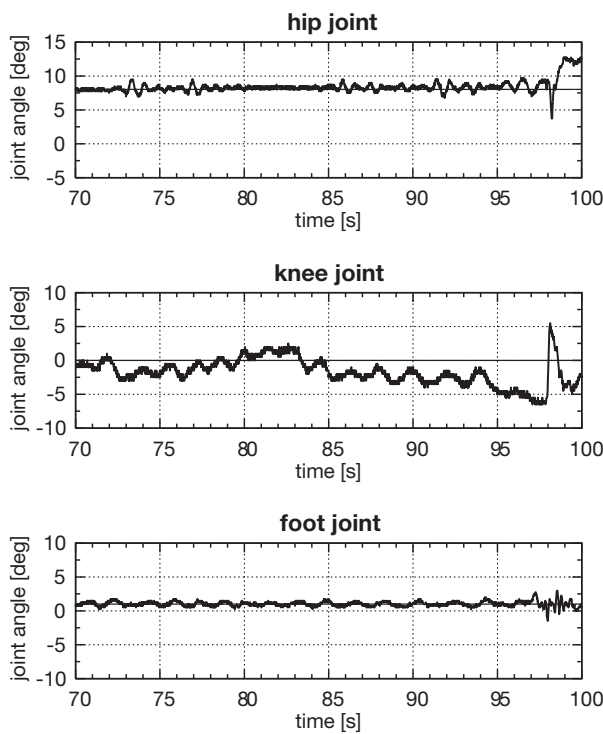


Fig.16 Joint angles during standing with knee strategy.

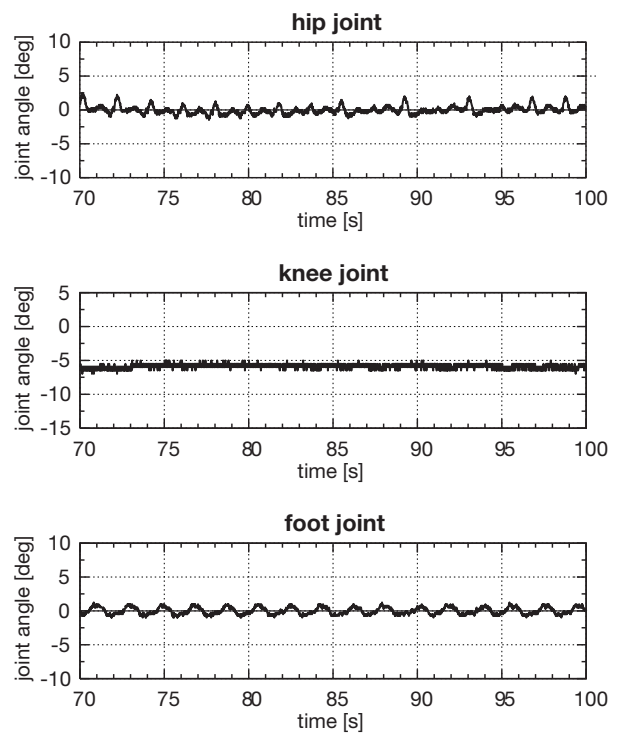


Fig.17 Joint angles during standing with ankle strategy.

長性に由来して無数の戦略が考えられる．ヒトの場合では，外乱や環境の状況から選択される筋活動パターンが報告されている (Horak and Nashner 1986) ．

前節における直立の実験では，関節角度のグラフ Fig. 16 からわかるように，膝関節の操作量が大きい．つまり，膝関節がバランス制御に大きく寄与し，また，転倒の原因にもなっている．そこで，膝を伸展位でかく保った異なるバランス制御の戦略による直立の実験を行った．この時の左脚の関節角度を Fig. 17 に示す．

この時，前節の試行よりも安定した長い直立が実現できた．グラフより，関節角度の変動が小さく，直立姿勢

が安定して保たれていることがわかる．膝関節では関節の可動角限界を利用しており，角度の変動が小さい．また，強力な筋で駆動される股関節の角度変動が小さい．結果として，角度変化に対して重心位置の変動が大きい足首関節がバランス制御に大きく寄与していると考えられる．

5.4 直立静止における重心揺動

足裏と地面との接触で構成される支持多角形の中での床反力の中心点 (Center of Pressure) の挙動は，直立の安定性をよく表している (Murray 1975) ．

実験に用いた筋骨格ロボットの足部は，走行や着地時

の大きな衝撃を想定して、ヒトと同様にアーチ構造をもっており、かかと・親指・小指の3点支持となっている。これは、一般的な2足歩行ヒューノイド・ロボットの平面足裏と異なっている。それらの特徴から、筋骨格ロボットはヒト用につくられた靴を使用することができる。実際に直立静止は靴をはいて行っている。計測データ Fig. 17 および Fig. 19 の試行での、筋骨格ロボットの足底支持面の形状と大きさを Fig. 18 に示す。

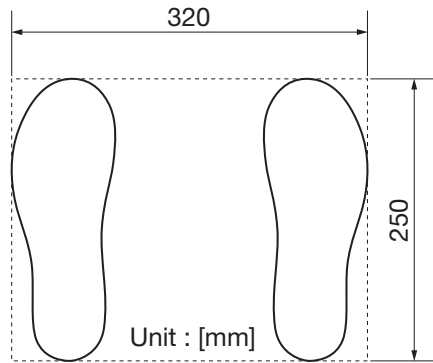


Fig.18 Footprint of the robot.

安定な直立における関節角度を Fig. 17 に示したが、同じ試行で重心の揺動も記録した。筋骨格ロボットの重心(ヒトでのヘソ位置付近)にマーカーを取り付け、そのマーカーを真上からビデオカメラで撮影することで、重心揺動を記録した。その後、ビデオ映像のマーカーをパターンマッチングに基づく手法でトラッキングすることで、重心位置の時系列データを得た。

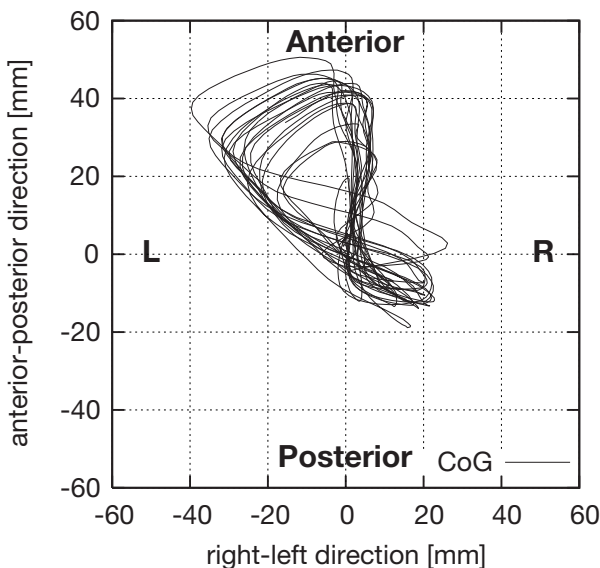


Fig.19 Trajectory of the CoG in standing posture.

重心揺動の軌跡は、ヒトの場合に比べると単調で振幅が大きく、ひとつのリミットサイクルアトラクタを維持しているように見える。これは、ヒトが前庭器官や視覚

など複数の感覚器から得ている空間・姿勢情報に基づいたフィードバックがないためと考えられる。

6. おわりに

本研究では、ヒト身体運動の理解と工学的実現を目指した筋骨格ロボットを用いて、立位姿勢でのバランス制御と実際の振る舞いについて考察した。

筋骨格系は産業用ロボットのような精密動作には不向きだが、接触をともなうダイナミックな全身運動に有利な性質を備えている。そこで、脊椎動物だけのものではあった筋骨格系をロボットに応用する“人工筋骨格系”の概念を提案した。実際の筋骨格ロボットには空気圧人工筋アクチュエータを用いており、その特性を明らかにして生体筋との比較を示した。

筋骨格ロボットによる立位バランス制御の実験では、制御工学の背景からロボット・システムと比較しやすい線形フィードバック制御を適用し、ロボットを数十秒間直立させることができた。実験から、筋骨格系のやかかさや非線形な性質が明らかになり、線形フィードバック制御の限界が示された。

バランス制御の戦略として、膝関節主導と膝関節ロックの2つを比較した。関節の可動域限界を利用して膝関節をロックした場合の方が、関節角度の変動が小さく、重心揺動の計測からも安定した長い直立を実現できることがわかった。また、その時には股関節および膝関節の角度変動は小さく、相対的に足首関節の変動が支配的となった。

今後の課題として、様々な動作での実験を行うことや、身体アーキテクチャについては筋腱複体の効果を考慮することが挙げられる。また、運動制御については、筋骨格ロボットによる実証を通じた、新しい運動制御パラダイムの提案が望まれる。

参考文献

- [1] Alexander, R. M. (2003): Modelling Approaches in Biomechanics, *Phil. Trans. of the Royal Society B: Biological Sciences*, Vol. 358 (1437): 1429–1435
- [2] 浅田春比古 (1987): DD ロボット入門: 開発史・機構・設計・制御技術, 工業調査会
- [3] Davis, S., Tsagarakis, N., Canderle, J. and Caldwell, D. G. (2003): Enhanced Modelling and Performance in Braided Pneumatic Muscle Actuators, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 22, No. 3: 213–217
- [4] 藤川智彦, 大島徹, 熊本水頼, 横井信安 (1999): ヒト上肢における系先端の出力と拮抗筋群の協調活動, 日本機械学会論文集 (C 編), Vol. 65, No. 632 (1999-4): 253–260
- [5] Horak, F. and Nashner, L. (1986): Central Programming of Postural Movements: Adaptation To Altered Support-Surface Configurations, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 55, No. 6: 1369–1381

- [6] 稲葉雅幸 (2001): 脊椎を持つ全身型メカトロニック行動体, 日本ロボット学会誌, Vol. 19, No. 7: 28–36
- [7] 伊藤宏司 (2005): 身体知システム論 — ヒューマンロボティクスによる運動の学習と制御, 共立出版
- [8] Klute, G. K., Czerniecki, J. M. and Hannaford, B. (2002): Artificial Muscles: Actuators for Biorobotic Systems, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 21, No. 4: 295–309
- [9] 熊本水頼, 精密工学会生体機構制御・応用技術専門委員会 (編) (2006): ヒューマノイド工学生物進化から学ぶ2 関節筋ロボット機構, 東京電機大学出版局
- [10] 國吉康夫, 大村吉幸, 寺田耕志, 長久保晶彦 (2005): 等身大ヒューマノイドロボットによるダイナミック起き上がり行動の実現, 日本ロボット学会誌, Vol. 23, No. 6: 706–717
- [11] 政二慶, 河島則天, Vette, A. H., Popovic, M. R. (2007): 筋トルク生成過程で生じる伝達遅れが静止立位制御に及ぼす影響, *バイオメカニクス研究*, Vol. 11, No. 2: 159–166
- [12] Masani, K., Popovic, M. R., Nakazawa, K., Kouzaki, M. and Nozaki, D. (2003): Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 90, No. 6: 3774–3782
- [13] Murray, M., Seireg, A. A. and Sepic, S. B. (1975): Normal Postural Stability and Steadiness: Quantitative Assessment, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 57, No. 4: 510–516
- [14] Muybridge, E. (1887): *Animal Locomotion: an Electro-Photographic Investigation of Connective Phases of Animal Movements*, J.B. Lippincott Company
- [15] Neumann, D. A. (2005): 筋骨格系のキネシオロジー, 医歯薬出版
- [16] Niiyama, R., Nagakubo, A. and Kuniyoshi, Y. (2007): Mowgli: A Bipedal Jumping and Landing Robot with an Artificial Musculoskeletal System, in *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2007)*
- [17] Paul, R. P. (1981): *Robot Manipulators: Mathematics, Programming, and Control*, The MIT Press
- [18] Sardain, P. and Bessonnet, G. (2004): Forces Acting on a Biped Robot. Center of Pressure–Zero Moment Point, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, Vol. 34, No. 5: 630–637
- [19] Schulte, H. F., Adamski, D. F. and Pearson, J. R. (1961): Characteristics of the Braided Fluid Actuator, Technical Report No.5, The University of Michigan Medical School Department of Physical Medicine and Rehabilitation Orthotics Research Project
- [20] Thompson, D. W. (1961): *On Growth and Form*, Cambridge Univ Press
- [21] Soest, van A. J. and Bobbert, M. F. (1993): The Contribution of Muscle Properties in the Control of Explosive Movements, *Biological Cybernetics*, Vol. 69, No. 3: 195–204
- [22] Verrelst, B., Ham, R. V., Vanderborght, B., Daerden, F., Lefeber, D. and Vermeulen, J. (2005): The Pneumatic Biped “Lucy” Actuated with Pleated Pneumatic Artificial Muscles, *Autonomous Robots*, Vol. 18, No. 2: 201–213