

コンタクトスポーツ上級者の骨盤回旋運動を規範にした ヒューマノイドロボットのモーメント補償高速歩行

上田 淳^{*1} 白 榮 健 司^{*2} 小 田 伸 午^{*3} 小 笠 原 司^{*1}

Moment Compensation for Fast Dynamic Walking of Humanoids based on Human Athletes Pelvis Rotation

Jun Ueda^{*1}, Kenji Shirai^{*2}, Shingo Oda^{*3} and Tsukasa Ogasawara^{*1}

This paper presents a method of momentum compensation around the perpendicular axis of the stance foot during the fast dynamic walk of humanoid robots. In order to perform a task using the arms during a walk, it is desirable that the upper body part, i.e., the arms and the trunk, should not be used for the momentum compensation and should be dedicated to achieving a task. Moreover, a particular walk called a trunk-twistless walk is investigated by experientially observing the pelvic rotation of contact sport athletes. From these observations, an antiphase rotation of the pelvis against the swing leg is observed when compared to the normal walk of a human. This antiphase characteristic of the pelvic rotation is implemented to a humanoid. A method of determining the rotation of the humanoid's waist is proposed in conjunction with the pitch angle of the swing legs. The proposed walk achieves a whole walking motion including momentum compensation only by the lower body. The stance foot torque around the perpendicular axis is reduced in the proposed walk compared to a standard humanoid walk without twisting the trunk or swinging the arms. Improvements to the straightness of the walking trajectory and the stability of the upper body during a fast dynamic walk are also confirmed.

Key Words: Humanoid Robot, Biped Walking, Moment Compensation, Trunk-twisting, Athlete, Friction, Motion Capture

1. はじめに

ヒューマノイドロボットの2足歩行は、ZMP [1]~[4]を規範にした制御手法によりほぼ達成されている。現在は、腕を用いた荷物の運搬や押し作業 [5] など、下半身で歩行しながら上半身で各種タスクの遂行を実現する研究に焦点が移りつつある。

ヒューマノイドで安定な歩行を実現するためには、遊脚の運動によって生成される体幹回りのモーメント（ヨー軸モーメント）を低減する必要がある。このモーメントが支持脚の足裏と床面間で耐えられる摩擦トルクを超えた場合、支持脚回りに回転が発生し、正常な歩行が実現できない。人間は体幹をねじり、遊脚運動と逆位相の腕振り運動によってこのモーメントを相殺していると考えられている [6]~[8]。ヒューマノイドロボットに関しては、腕を含む全身の動作によってモーメントを制御する

研究もなされている [9]~[12]。

しかし、腕を用いたタスクの遂行を期待されるヒューマノイドにおいて、腕振りや胸部の回転によって体幹回りのモーメント補償を行うと、腕の自由な運動が制限され歩行中の作業が限定されるおそれがある。胸部の回転により、両腕および肩部は進行方向に揺動する。例えば、両腕を用いた荷物の運搬や物体の押し作業など、進行方向と力の作用方向がほぼ一致する場合、このような腕の揺動は作業遂行への外乱となる。したがって、上半身によるタスク遂行を目的とするヒューマノイドでは、上半身の自由度をタスク遂行のために残し、さらに上半身の揺動をなるべく抑えることが好ましい。体幹回りのモーメント補償を含めた歩行に関するすべての動作を下半身のみで行うことができれば、動作計画を簡便化できる。また、頭部にカメラが装備されるヒューマノイドでは上半身が大きく振れることは画像処理にとって問題となるが、上半身の回転の揺動を抑えることで処理を簡単化できる。

ロボットの歩行性能を高めるため、人間の歩行を参考にすることは自然な発想といえる。計測機器の発展に伴い、運動科学・スポーツ科学の分野において、より効率的な身体運動の力学的特性の解明が進みつつある。ラグビーや格闘技など、上半身の

原稿受付 2004年6月21日

^{*1}奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科

^{*2}本田技研工業株式会社（元：奈良先端科学技術大学院大学）

^{*3}京都大学大学院人間・環境学研究科

^{*1}Nara Institute of Science and Technology

^{*2}Honda Motor Co., Ltd.

^{*3}Kyoto University

接触を伴ういわゆるコンタクトスポーツの競技者の運動特性には共通点が多く、特に体幹をねじらない運動を行っているときとされる [13]~[15]. このような体幹をなるべくねじらない歩行が存在することは以前より知られていたが、一般人の歩行形態と異なることから自然歩行のうち癖歩行に大別され、正常歩行より効率が悪いと見られていた [16]. しかし、バックパックによって上体への荷重を増加させた場合にも体幹ねじりの減少が確認されており [8], 上半身の運動負荷が高い場合は、腕振りや体幹ねじりでない別のモーメント補償がとられている可能性がある. しかし、その力学的特性を定量的に評価した研究は見当たらず、その特徴をヒューマノイドに応用した例も見られない.

本論文では、体幹をねじらない運動に習熟したスポーツ上級者の歩行を計測し、運動特性を定量的に評価した. その結果、通常歩行と比べ、当該歩行においては遊脚運動と骨盤回旋の相対位相がほぼ逆位相となっており、骨盤回旋によって体幹回りのモーメント補償を行っている可能性が示唆された. そこで、遊脚のピッチ角に連動した腰回旋手法を提案し、この遊脚運動と骨盤回旋の逆位相性を実現する. 本手法をヒューマノイドロボットに実装し、歩行中の支持脚トルクの減少効果を確認する. 腕や上半身を用いなくても支持脚足裏の回転滑りが低減され、高速歩行時の直進性と上体安定性が向上することを示す.

2. 歩 行 計 測

2.1 計測条件

20 年以上の競技歴を持ち、体幹をねじらない運動に習熟した成人男子 3 名の被験者を募り、計測を行った[†]. 被験者はコンタクトスポーツ (それぞれ剣道, 空手, ラグビー) の競技者であり、かつ指導者としての経験がある. 年齢, 身長, 体重はそれぞれ 42.6 ± 7.0 歳 (平均 \pm 標準偏差), 171.33 ± 1.52 [m], 79.3 ± 6.02 [kg] である.

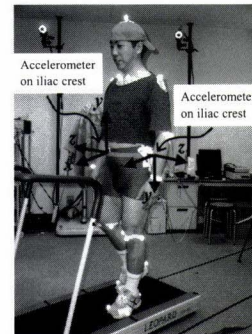
トレッドミル上で通常歩行と当該歩行の 2 種類の測定を行った. トレッドミルの速度は 1.5 [km/h], 3.0 [km/h], 4.0 [km/h] に設定し、定常歩行になってから約 30 秒間運動を計測した. 運動計測には三次元モーションキャプチャ装置 VICON (Vicon Motion Systems Ltd. 製) および 3 軸加速度センサ (MicroStone 社製) を用いた. Fig. 1 (a) に示すように、体には複数のマーカーを取り付けた. また、左右腸骨稜 (Iliac crest) に 3 軸加速度センサも取り付けた. その座標方向は Fig. 1 (b) の通りである.

今回は体幹ねじりを測定するため、Fig. 1 (b) に示すように、左右鎖骨 (Clavicle) に取り付けたマーカーによって胸郭 (Thorax) のヨー軸回り回転を、左右腸骨稜 (Iliac crest) に取り付けたマーカーによって骨盤 (Pelvis) のヨー軸回り回転を計測した. 胸郭のヨー軸回転角度 θ_{thorax} および骨盤のヨー軸回転角度 θ_{pelvis} を Fig. 2 のように定義する. それぞれ、進行方向に体を正対したときを原点 0 とする. また、支持脚時に足裏が地面に作用するヨー軸回りトルクを左右それぞれ τ_{LF} , τ_{RF} と定める. 例えば、 τ_{LF} が正方向に大きくなり足裏の許容静止摩擦力を越える

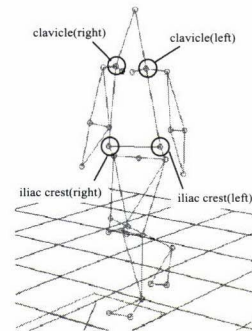
[†]体幹をねじらない運動は、コンタクトスポーツを通じて経験的に獲得されること、20 年の競技歴は技能習得に十分長いことを勘案し、被験者は当該歩行に十分習熟していると判断した.

と、左足裏は動摩擦状態となり結果として全身は時計回りに回転する.

また、Fig. 3 に示す足裏圧力分布計測装置 (Big-Mat, ニッタ社製) を用い、歩行時の足裏位置と COP 軌道 (Center of Pres-



(a) Marker setup and acceleration measurement



(b) Captured human model

Fig. 1 3-D motion capture

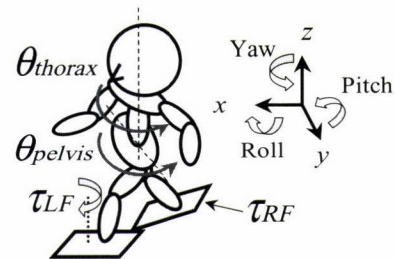


Fig. 2 Pelvis-thorax rotating angle and yaw moment of stance foot

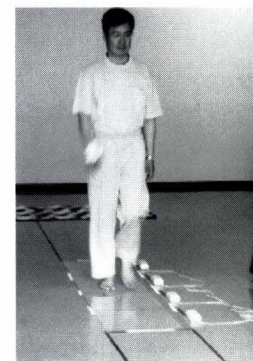


Fig. 3 Pressure distribution measurement of stance foot

sure) を測定した。なお、測定範囲は 440 [mm] × 1920 [mm] である。

2.2 体幹ねじれの比較と腰回旋の逆位相性

モーションキャプチャで得られた被験者背後からの運動姿勢を Fig. 4 に示す。図中では、1 歩行周期のうち LC = (Left heel Contact), RO = (Right toe OFF), RC = (Right heel Contact), LO = (Left toe OFF), 次周期の LC のそれぞれの姿勢を示す。

Fig. 4 より、通常歩行に対して当該歩行は歩隔が大きいことも分かる。さらに、当該歩行の方が股関節外旋位となっている

ことも分かる。また、骨盤の揺動が小さく、回転の位相が異なっていることも分かる。

骨盤部の回転角度 θ_{pelvis} から胸郭の回転角度 θ_{thorax} を減じて体幹ねじれ θ_{twist} を算出した。

$$\theta_{twist} = \theta_{pelvis} - \theta_{thorax} \quad (1)$$

Table 1 に、胸郭、骨盤の回転角度、体幹のねじれ角度、および腕振りに関する平均振幅 (片振幅) および標準偏差を示す。腕振りに関しては、手首に取り付けたマーカの x 軸に沿った変位の振幅を示す。計測したすべての歩行速度において、胸郭、骨盤、体幹ねじれ角、および腕振りの振幅は当該歩行の方が通常歩行よりも小さい。すなわち、当該歩行は体幹ねじりと腕振りを抑え、上体を正対させるような歩行であることが分かる。

胸郭と骨盤の相対位相角の比較を Fig. 5 に示す。例えば、歩行速度 4.0 [km/h] では通常歩行の相対位相 2.09 [rad] (100.1 [deg]) に対して、当該歩行は 0.94 [rad] (50.6 [deg]) と約 1/2 になっている。なお、歩行速度が大きくなると、従来の研究でも示されているようにねじり角度は大きくなるが [7] [8], 当該歩行の方がねじり角度が小さい傾向は変わらない。

歩行速度 4.0 [km/h] における通常歩行と当該歩行の代表的な 3 歩行周期について、 θ_{pelvis} , θ_{thorax} および式 (1) を用いて算出した θ_{twist} を Fig. 6 に示す。図中には左右それぞれの立脚期 (LC, RC) をあわせて示す。通常歩行に対し、当該歩行では腰と肩の位相が近く、体幹ねじれも小さいことが確認できる。また、立脚期との関連では、脚と胸郭の位相はどちらの歩

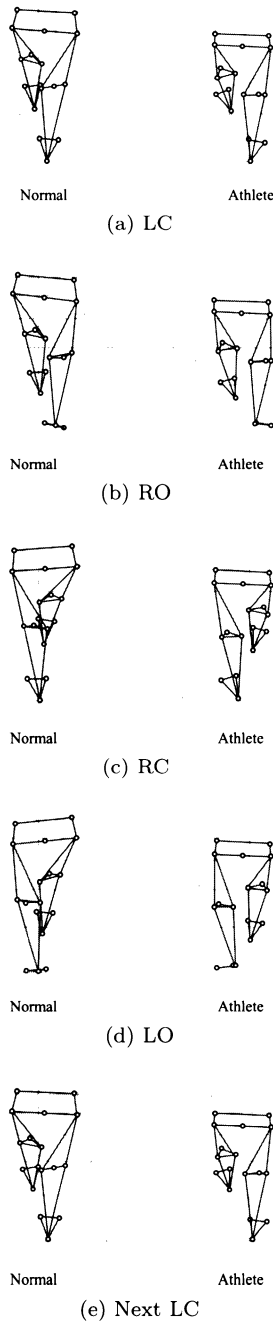


Fig. 4 Captured walking motion (from behind)

Table 1 Mean (standard error) of pelvic, thoracic rotation, twisting angle of trunk, and arm swing (in zero-peak)

Velocity[km/h]		1.5	3.0	4.0
Thorax[rad]	Normal	0.116 (0.042)	0.114 (0.058)	0.091 (0.023)
	Trunk-twistless	0.098 (0.037)	0.097 (0.025)	0.090 (0.034)
Pelvis[rad]	Normal	0.066 (0.023)	0.068 (0.037)	0.093 (0.035)
	Trunk-twistless	0.054 (0.027)	0.059 (0.014)	0.063 (0.004)
Twisting angle of trunk[rad]	Normal	0.117 (0.061)	0.133 (0.090)	0.140 (0.085)
	Trunk-twistless	0.061 (0.015)	0.072 (0.017)	0.083 (0.020)
Arm swing[m] (at wrist)	Normal	0.214 (0.067)	0.266 (0.084)	0.275 (0.067)
	Trunk-twistless	0.167 (0.023)	0.199 (0.033)	0.199 (0.023)

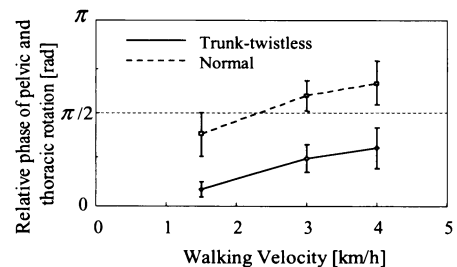
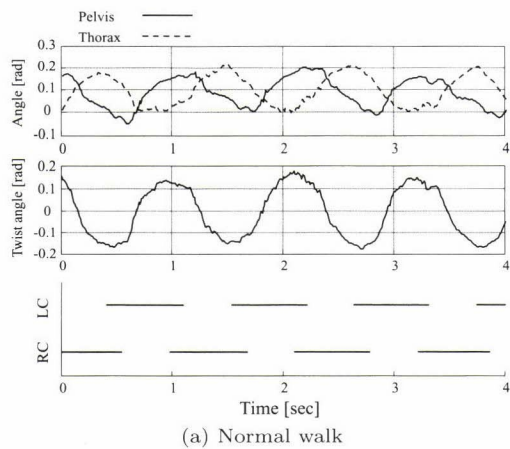


Fig. 5 Relative phase of pelvic and thoracic rotation

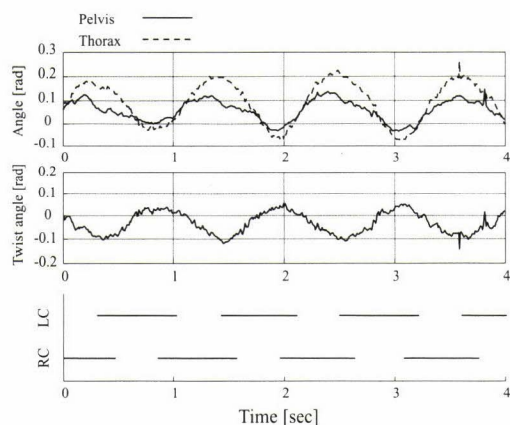
行形態でもほぼ同じであり、骨盤の位相のみ異なっていることが分かる。通常歩行では、例えば左立脚時 (LC)、骨盤は左旋回する。すなわち、右足を前方に振り出す間、骨盤右側が前方となるように回旋している。この回旋方向を脚と同位相と定めれば当該歩行は逆位相であり、同様の区間で骨盤右側が後方となるように回旋している。なお、Fig. 6 の歩行速度 (4.0 [km/h]) では、通常歩行と当該歩行での胸郭の振幅自体はあまり異ならない。しかし、Table 1 に示されるように、通常歩行ではより大きな体幹ねじれ、骨盤の振幅、および腕のねじりを伴っていることに注意されたい。

2.3 片足立脚相での股関節トルクの発生

Fig. 7 は、通常歩行と当該歩行の COP (Center of Pressure) の軌跡を示す。Fig. 4 で確認されたと同様に当該歩行は歩隔が大きく、股関節外旋位となっていることも分かる。Fig. 8 は左足の立脚相、踵接地から足趾離地までの 10 [ms] ごとの足裏圧力分布を示す。Fig. 8 (a) の通常歩行では、圧力中心がかかとから拇指球、拇指へと比較的直線的に移動しているのに対して、Fig. 8 (b) の当該歩行では、かかとから小指球、拇指球へ曲線的に移動する。しかも足指にほとんど圧力が加わらないまま離地している。Fig. 9 に左足のみ足裏分布圧の COP 比較を示すが、ここでも当該歩行では COP が曲線的に移動していることが分かる。



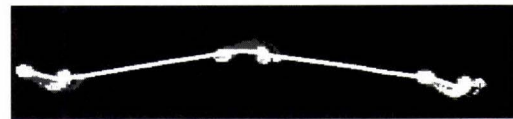
(a) Normal walk



(b) Trunk-twistless walk

Fig. 6 Pelvis-thorax coordination (4.0 [km/h])

この曲線的な圧力分布の変動を確認するため、予備実験を行った。足裏分布圧計測装置上で片足 (左足) で静止状態で立脚し、次に股関節を外旋させ、上方から見て時計回りに 90 度体を回転させた。体の外旋に伴い、足裏にはトルクが加わる。このとき、圧力分布は Fig. 10 となり、Fig. 8 (b) とほぼ同様の結果となった。すなわち、COE の曲線的軌道は、足裏から床面へのト

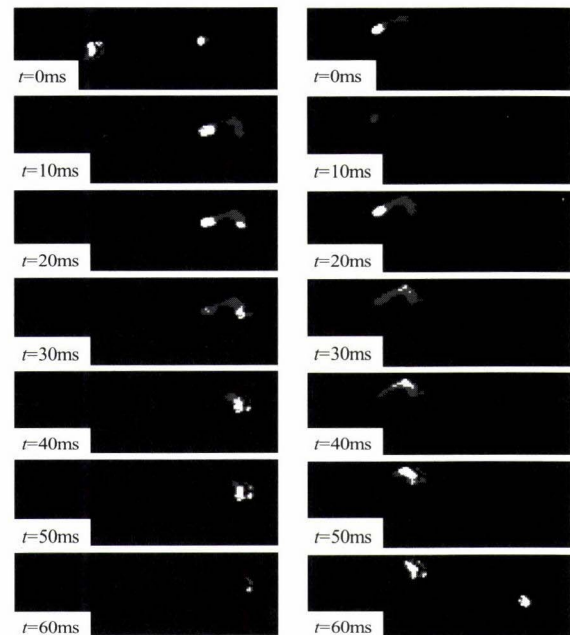


(a) Normal walk



(b) Trunk-twistless walk

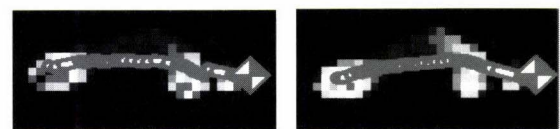
Fig. 7 Trajectory of COP



(a) Normal walk

(b) Trunk-twistless walk

Fig. 8 Comparison of pressure distribution of stance foot



(a) Normal walk

(b) Trunk-twistless walk

Fig. 9 Trajectory of COP of stance foot



Fig. 10 Trajectory of COP when exerting yaw-axis moment

ルク伝達を行うときに生じるといえる。

当該歩行では体幹ねじりによる体幹回りのモーメント補償を行わないため、ある程度まで足裏で回転トルクに耐え、姿勢を保持する必要がある。上体から足裏にトルクを伝達するとき、その間にある関節でもトルクに耐える必要があるが、これに該当する関節は股関節である。したがって、体幹ねじりを伴わない運動では股関節トルクの発生が不可欠といえる。

2.4 体幹をねじらない歩行でのモーメント補償に関する考察

体幹をねじらない歩行の運動特性を、被験者の計測を通じて定量的に評価した。正常歩行と比較した特徴として以下のことが明らかになった。

- (1) 股関節外旋位であり歩隔が大きい
- (2) 胸郭と骨盤回旋の相対位相が小さく、体幹のねじれが少ない
- (3) COP 軌道の曲線性（足裏から地面へのトルク伝達）
- (4) 遊脚運動と腰回旋と脚の位相差が大きい（通常歩行と逆位相）

一般的には、歩行運動に伴う体幹回りのモーメント（以下、モーメントと記述）を上半身を逆位相にねじることで、足裏に伝達するトルクを相殺し、足裏での回転滑りを防止していると考えられる。しかし、被験者が習熟しているコンタクトスポーツでは、上半身を常に正対させ接触に備えておくことが競技上有効である。接触によって運動負荷が高まったときも同様である。体幹ねじりが小さくなる現象は、バックパックを背負うなど上体の運動負荷が高くなった場合にも確認されている [8]。すなわちコンタクトスポーツでは運動に伴うモーメントを体幹ねじりで補償することは競技上不利であり、それ以外の手法に依存することになる。

股関節外旋位の姿勢や COP が足指を通過しない現象は、股関節で発生するトルクを地面に伝達しやすくする工夫であると考えられる。なお、足指を利用できない場合、上体の安定性が若干損なわれ、上体の横方向変位量が増加する現象が確認されている [17]。このため、歩隔を広く取ることでバランス保持を行っていると推測できる。また、歩隔を広く取り支持脚を身体中心軸から遠ざければ足裏の併進力でもモーメントを相殺できるため、足裏のヨー軸トルク自体が減少する。多くのスポーツ競技で推奨される姿勢は上記に共通点が多いと思われるが、なるべく足裏の摩擦を大きくするため、スパイクなどの靴底の工夫なども重要と推察される。

もう 1 点の特徴は腰回旋の逆位相性である。Fig. 2 において、左足支持脚時初期では右足が前方に加速しながら振り出されると τ_{LF} は正方向に増加する。脚と骨盤は同位相となる通常歩行では θ_{pelvis} も増加するのでこれも τ_{LF} を正方向に増加する要因となる。このように脚と骨盤の運動がほぼ同位相のとき、これらを合計したモーメントを体幹ねじりで補償する必要がある。一方、当該歩行では脚と骨盤の運動が逆位相であり、互いにモーメントを相殺する関係になっている。骨盤の慣性モーメントは脚に比べて小さく、骨盤運動によってモーメントは完全に相殺されるわけではない。しかし、残りのモーメントを足裏から地面に伝達すれば体幹ねじりを伴わず歩行が可能であると考えられる。

筆者らの仮説は、歩隔拡大や股関節外旋位などにより受動的ながら足裏でモーメントに耐える方法と、骨盤の逆回旋により

能動的にモーメントを相殺する方法が同時に行われているのではないかというものである。本論文では、この腰回旋運動が足裏トルク低減に寄与すると考え、次章以降でヒューマノイドに応用する。

3. 腰回旋によるヒューマノイドロボットのモーメント補償

3.1 ヒューマノイドロボット HRP-2

本研究で対象とするヒューマノイド HRP-2 [18] の外観を Fig. 11 (a) に、自由度の配置を Fig. 11 (b) に示す。HRP-2 は身長 154 [cm]、体重 58 [kg] であり、ほぼ人間に近いパラメータをもつ。また、全身で 30 自由度であり、胸部と腰部の間に鉛直軸回りの回転自由度を持つことが特徴である。股関節回りにも鉛直軸回りの回転自由度をもつため、Fig. 11 (a) に示す胸部と腰部をそれぞれ独立に鉛直軸回りに回転させることができる。

人間の胸郭を HRP-2 の胸部、骨盤を腰部にそれぞれ対応させることで、前章で推測した骨盤回旋運動の実装が可能となる。このように、腰部のヨー軸回り回旋運動を自在に設定できるヒューマノイドは本研究に適している。また、シミュレーションソフトウェアとして OpenHRP [19] も開発されている。今回は実機とシミュレータを併用し、特に実機では実現できない高速歩行に関してはシミュレータのみで検討を行った。

3.2 人間計測からヒューマノイドロボットへ

前章までにコンタクトスポーツ上級者に見られる体幹をねじらない歩行の特徴の一つに腰回旋の逆位相性があることを確認した。この結果をヒューマノイドロボットに応用する利点を以下に述べる。ヒューマノイドロボット開発の主たる目的は腕などをを用いたタスクの遂行である。歩行のために上半身の自由度を使うことは好ましくなく、逆に下半身で完結する歩行が好ましい。荷物の運搬や押し作業 [5] など、上半身の負荷が高くなる場合も同様である。ヒューマノイドの足裏は、停止時に静安定によって起立させるため人間よりも大きく設計されており、そのままでもある程度の足裏トルクに耐えることができる。このため、低速の歩行ではモーメントを全く考慮しなくても回転は発生せず、問題はなかった。しかし、歩行速度を上げていくと問題になるのは明らかである。体幹をねじらず、腰部の運動のみで補償できることは大きな利点である。また、上半身を回旋させないことで、頭部に搭載されたカメラによる画像処理も容易になる副次的効果もある。

Fig. 7 (a) に示すように、人間の場合、足先が肩幅よりも体幹

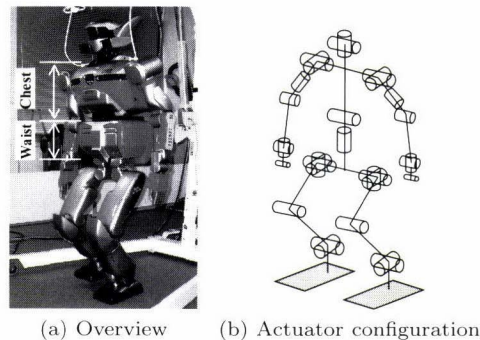


Fig. 11 Humanoid HRP-2

中心側に接地するため、歩隔は若干肩幅よりも小さい。しかし、ZMPで制御されるヒューマノイドではこの点に特に注意は払われておらず、歩隔は肩幅、あるいは股関節部分の取り付け間隔と同じであることが多い。HRP-2に実装されている標準的な歩行パターン[3]も同様であり、遊脚は進行方向に完全に平行に振り出され、歩隔は人間のそれよりも大きくなっている。歩行時の足裏の干渉を避けるためと軌道計画自体の単純化が背景にあると考えられる。一方、計測された人間の歩隔拡大は足裏トルクの低減という側面を持ってると考えられ、その背景は全く異なる。しかし、結果的にどちらも肩幅に近い歩隔となっており、実装が容易になる。

3.3 ヒューマノイドロボットでの歩行の比較

本論文では前章で明らかにされた遊脚と腰回旋の逆位相性のみに着目し、モーメント補償に関する比較を行う。ヒューマノイドロボットの標準歩行（人間計測における通常歩行と区別するため、別語を用いる）および提案歩行をTable 2のように定める。なお、標準歩行は、上半身を用いず腰回旋のみによるモーメント補償の効果を明らかにするために設定した歩行である。人間の通常歩行に対応する歩行ではなく、相違点が多いので注意されたい。

前述したように、腕を用いたタスク遂行のために上半身の姿勢維持が重要であり上半身を用いたモーメント補償は好ましくないと考え、腰から上の上半身（胸部以上）では回転運動を行わない。すなわち、胸部は進行方向に対して常に正対する。また、腕振りも行わない。このようにヒューマノイドロボットの歩行はすべて腰以下の自由度を用いて行うように定める。腰回旋に関する人間計測実験の結果を受け、ヒューマノイドの標準歩行では遊脚の振り出しと腰回旋が同相になるように設定する。この点は人間の通常歩行と共通している。一方、提案する歩行では次節の式(2)で求まる遊脚と腰が逆位相となる腰回旋運動を行う。さらに両者の中間として、腰回旋を全く行わない腰部固定歩行を定めた。また、歩隔は肩幅とほぼ等しくなるように定めており、歩隔拡大の知見は上記3通りの歩行にすべて反映されている。

なお、上記3通りの歩行について、遊脚足先の姿勢、速度、軌道および着地位置はすべて同じになるように逆運動学計算に基づいて補正している。このため、歩行速度、歩幅、歩間隔などはすべて同じであり、腰部の回旋角度のみが異なる。

3.4 モーメント補償腰回旋運動

腰の回旋によって足裏トルクを減少させるためには、モーメントを発生させる原因となる体各部の動きに合わせて制御を行う必要がある。そこで歩行時のモーメントについて考えると、そのモーメントは遊脚の振りにより発生するところが大きいと推

Table 2 Humanoid's walk

	Standard	Waist fixed	Propose
Waist rotation & leg swing	In-phase	0	Antiphase (Eq.2)
Arm swing	0	←	←
Chest Rotation	0	←	←
Step width	Shoulder width	←	←

測できる。Fig. 12に標準歩行における左足裏トルクのシミュレーション結果と算出した右遊脚モーメント成分について比較を示す。図より、左足裏トルクが右遊脚モーメント成分に追従する動きが見られ、遊脚の振りによるモーメント成分が全足裏トルクの大きな部分を占めていることが分かる。

腰回旋を単純に逆位相にするだけでも、ある程度のモーメント相殺効果は確認されている[20]。今回はモーメント相殺効果を高めるため、Fig. 13に示すように、上脚の付け根関節に存在する上脚ピッチ角の角運動に応じて腰回旋を決定することにする。腰回旋角度を以下の式で定める。

$$\theta_{pelvis} = k \frac{\theta_R(t) - \theta_L(t)}{\theta_{max}} \quad (2)$$

ここで $k = 0.175$ [rad](10.0 [deg]) は腰の最大振幅角度、 $\theta_R(t)$ 、 $\theta_L(t)$ はそれぞれ時刻 t における右左脚・左上脚のピッチ角、 $\theta_{max} = 0.5$ [rad](28.6 [deg]) は右左脚ピッチ角と左上脚ピッチ角の差 $(\theta_R(t) - \theta_L(t))$ の1歩行周期中の最大値である。これにより標準歩行とは逆位相の腰回旋運動を行うことになり、遊脚の振り出し加速度に応じた腰回旋運動によってヨー軸トルクが低減される。なお、 k は標準歩行と腰回旋の振幅を一致させるための調整ゲインであり、結果的にどちらも ± 0.175 [rad] の腰回旋運動が行われる。

Fig. 14は基準歩行時の提案歩行を用いた場合の腰回旋の角度の遷移状態を示した図であるが、腰部の回旋が逆位相となっていることが確認できる。

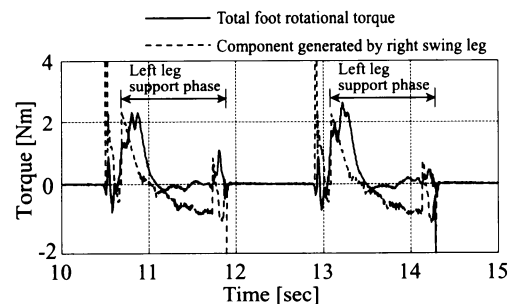


Fig. 12 Component of stance foot torque (Simulation, 0.83 [km/h])

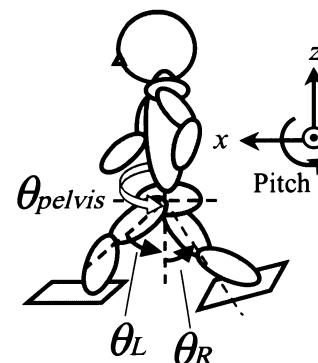


Fig. 13 Rotation angle of waist and pitch angle of swing leg

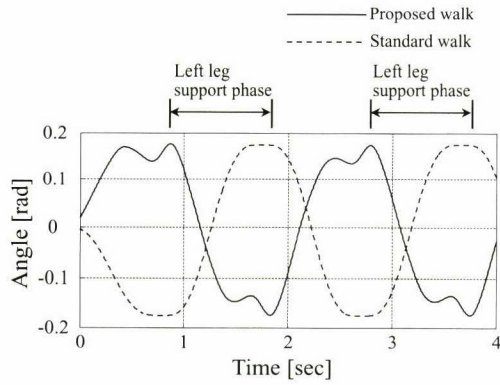


Fig. 14 Rotation angle of waist (Simulation, 0.83 [km/h])

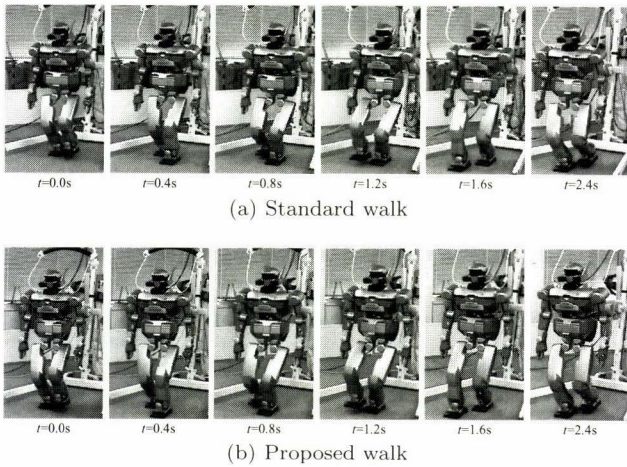


Fig. 15 Experiments with humanoid (0.83 [km/h])

4. ヒューマノイドロボットの高速歩行

4.1 足裏トルクの低減効果

作成した腰回旋パターンについて、シミュレーションおよび実験により検証を行った。Fig. 15 に 0.83 [km/h] での 1 歩行周期内の挙動を示す。標準歩行では脚運動と腰回旋が同相であるが、提案歩行ではほぼ逆相になっていることに注意されたい。Fig. 16 は標準歩行、腰部固定歩行、および式 (2) に従って腰回旋を制御した提案歩行におけるシミュレーションと実験での左足裏トルクを比較した図である。

Fig. 16 (a) より、本提案手法によって、標準歩行に対して約 37% まで足裏トルクのピークが減少できる。また腰部固定歩行時に対しても約 30% 足裏トルクが減少している。Fig. 16 (b) より、実験においても、提案歩行の足裏トルクのピークが標準歩行に対して約 30% 減少している。シミュレーションと比較して実験ではトルクの振幅が大きくかつ周波数が高い。実験ではシミュレーションのような理想的環境ではなく、外乱や制御時間遅れの影響が大きいと考えるが、トルクのピーク値を減少させる効果は双方で確認できる。

Fig. 17 に歩行中の左足ヨー軸回りトルクの RMS (自乗平均) を示す。ピーク値のみならず、歩行全体を通じて作用するトルクが低減されていることが分かる。Fig. 16 に示されるよう

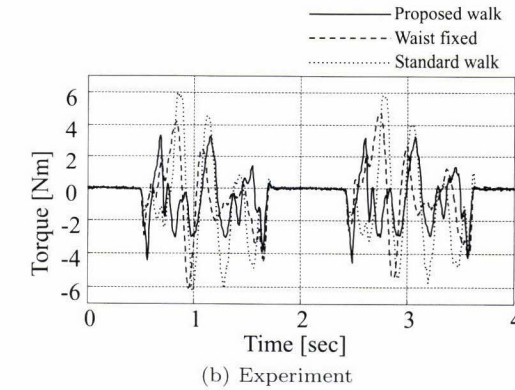
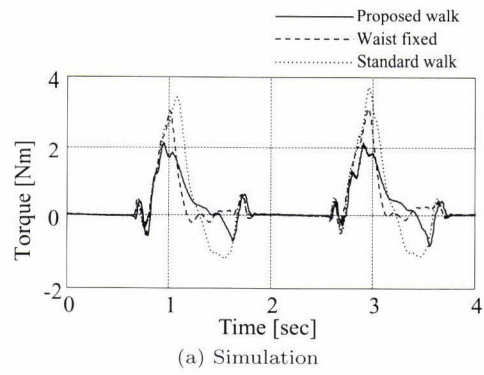


Fig. 16 Yaw-axis torque of stance foot (0.83 [km/h])

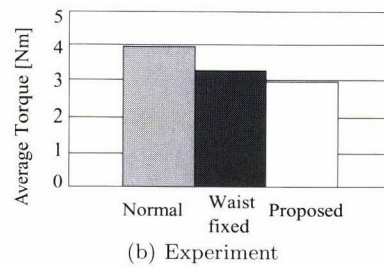
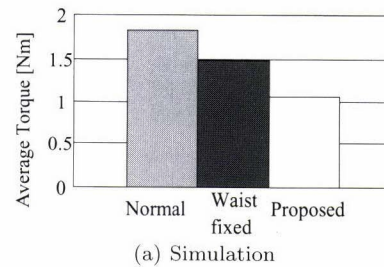


Fig. 17 Comparison of average torque (0.83 [km/h])

にシミュレーションと実機での波形がかなり異なるため RMS の値自体も異なるが、提案手法によってトルクが減少する傾向は双方で確認できる。

4.2 高速歩行時の軌道安定性と上体安定性

本論文では、上体揺動および歩行の直進性に対するヨー軸モーメントが無視できなくなる速度の歩行を高速歩行と呼ぶ。人間と比較して高速ではないが、後述するように標準歩行では 1.5 [km/h] で上体は大きく揺動し、2.5 [km/h] で直進性は大きく損なわれる。なお、筆者らの実験環境において、1.0 [km/h]

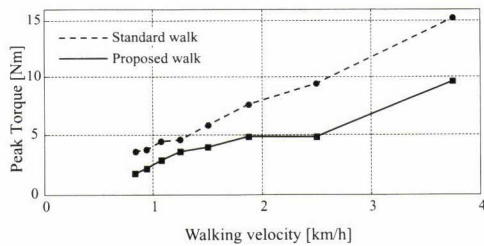


Fig. 18 Walking velocity versus peak torque of stance foot

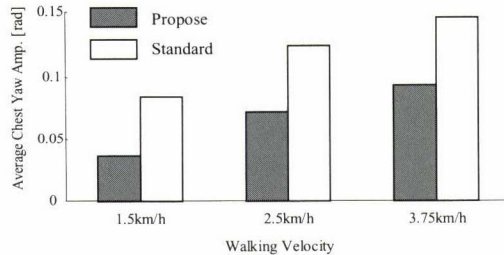


Fig. 19 Upper body rotation during fast walk (Average yaw amplitude)

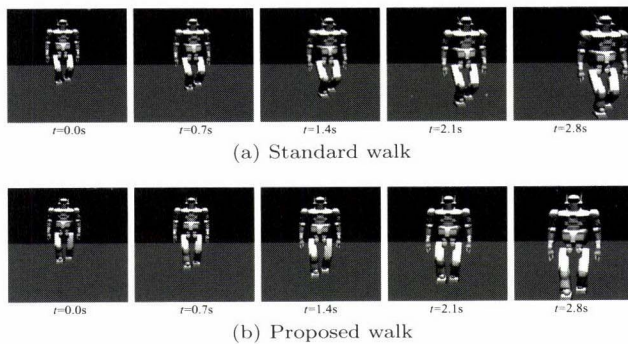


Fig. 20 Straightness of fast dynamic walking (2.5 [km/h])

を超える標準歩行では足裏滑りによる転倒の危険性、股関節の積極的な駆動を伴う提案歩行では股関節強度の不安があった。そのため、機器の安全性の面から以降の検討はシミュレーションで行った。

Fig. 18 は、歩行速度と足裏トルクの最大値の関係を示す。同じ摩擦係数の床面では滑らずに歩行可能な最大速度が増加する可能性が示される。例えば、2.5 [km/h] の標準歩行において最大トルクは 9.4 [Nm] に対し、3.75 [km/h] の提案歩行では最大トルク 9.6 [Nm] である。すなわち、足裏滑りの観点から見れば、提案歩行では標準歩行時に比べ約 1.5 倍の高速歩行が可能である。

Fig. 19 に歩行速度 1.5 [km/h]、2.5 [km/h]、3.75 [km/h] における上体（胸）の平均振幅を示す。計画された歩行パターンでは、上体は常に進行方向に正対するように計画されている。しかし、標準歩行では足裏の回転滑りによって全身がヨー軸回りに回転し、上体も大きく揺動している。一方、提案歩行では足裏の回転滑りが低減しており、結果的に上体のヨー軸揺動が 40% から 50% 低減されている。

Fig. 20 は歩行速度 2.5 [km/h] 時の姿勢を LC を基準に時間ごとに示したものである。どちらも誌面手前に直進するように

計画されているが、標準歩行では足裏滑りが生じるため、時間が経過するに従ってロボットの方位に偏差が生じている。一方、提案歩行の場合、足裏滑りが低減されほぼ直進できている。

このように、提案歩行によって歩行軌道の直進性および上体の安定性が向上しており、歩行中のタスクを容易に遂行できる可能性が示された。

5. おわりに

本論文では、コンタクトスポーツの上級者が行う体幹ねじりを伴わない歩行を計測した。遊脚と骨盤回旋の逆位相性に着目し、ヒューマノイドロボットの腰回旋運動へ適用した。その結果体幹回りのモーメントが低減され、足裏での回転滑りを生じない高速歩行が実現された。また歩行中の上半身の揺動も低減された。下半身のみで歩行動作が完結するため、上半身を腕を使ったタスク遂行に専念させられる利点がある。今回検討した歩行速度は人間と比較して特に高速ではないものの、実機ハードウェアの問題からシミュレーションでの検討にとどまった。今後はより高性能の実機の開発が待たれる。今後、上半身を利用した具体的な作業を行い、有用性を確認する予定である。

一般人を対象とした歩行計測と比較し、スポーツ上級者に限定した計測では被験者数が限られており、統計的な検討には課題が残る。当該歩行の計測では、進行方向加速度ピークの多峰性 [21] などの特徴も確認しており、今後也被験者を増やし解析する予定である。

データ解析にご協力いただいた奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士前期課程 日浦和彦君、武内隆君に謝意を表します。

参考文献

- [1] 高西淳夫, 石田昌巳, 山崎芳昭, 加藤一郎: “2足歩行ロボット WL-10RD による動歩行の実現”, 日本ロボット学会誌, vol.3, no.4, pp.325-336, 1985.
- [2] A. Goswami: “Postural Stability of Biped Robots and the Foot Rotation Indicator (FRI) Point,” Int. J. Robotics Research, vol.18, no.6, pp.523-533, 1999.
- [3] S. Kajita, et al.: “A Realtime Pattern Generator for Biped Walking,” Proc. Int. Conf. Robotics and Automation, 2002.
- [4] 水戸部和久, 矢鳥克知, 那須康雄: “ゼロモーメント点の操作による歩行ロボットの制御”, 日本ロボット学会誌, vol.18, no.3, pp.359-365, 2000.
- [5] 原田研介, 梶田秀司, 金広文男, 藤原清司, 金子健二, 横井一仁, 比留川博久: “ヒューマノイドロボットの押し操作における歩行動作”, 日本ロボット学会誌, vol.22, no.3, pp.392-399, 2004.
- [6] R.E.A. van Emmerik and R.C. Wagenaar: “Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking,” J. Biomech, vol.29, no.9, pp.1175-1184, 1996.
- [7] C.J.C. Lamoth, P.J. Beek and O.G. Meijer: “Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait,” Gait & Posture, vol.16, pp.101-114, 2002.
- [8] M. LaFiandra, R.C. Wagenaar, K.G. Holt and J.P. Obusek: “How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters?,” Journal of Biomechanics, vol.36, no.1, pp.87-95, 2003.
- [9] 高西淳夫: “上体の運動によりモーメントを補償する 2 足歩行ロボット”, 日本ロボット学会誌, vol.11, no.3, pp.348-353, 1993.
- [10] 田宮幸春, 稲葉雅幸, 井上博允: “人間型ロボットの片足立脚動作における全身を用いた実時間動バランス補償”, 日本ロボット学会誌, vol.17, no.2, pp.268-274, 1999.

- [11] K. Yamane and Y. Nakamura: "Dynamics Filter-Concept and Implementation of On-line Motion Generator for Human Figures," IEEE Trans. Robotics and Automation, vol.19, no.3, pp.421-432, 2003.
- [12] S. Kajita, F. Kanehiro, K. Kaneko, K. Fujiwara, K. Harada, K. Yokoi and H. Hirukawa: "Resolved Momentum Control: Humanoid Motion Planning based on the Linear and Angular Momentum," Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intelli. Robots and Systems, pp.1644-1650, 2003.
- [13] 小田伸午: 運動科学: アスリートのサイエンス, 丸善出版, 2003.
- [14] 甲野善紀: 古武術に学ぶ身体操作法, 岩波書店, 2003.
- [15] 木寺英史: 本当のナンバ常歩, スキージャーナル, 2004.
- [16] 浅見他編著: 身体運動学概論, 大修館書店, 1976.
- [17] 岩間博哉, 竹村裕, 上田淳, 松本吉央, 小笠原司: "足指免荷時足指圧力計測に基づく歩行運動に及ぼす足指機能解明", 日本機械学会論文集 C 編, vol.70, no.689, pp.213-220, 2004.
- [18] H. Inoue, et al.: "HRP: Humanoid Robotics Project of MITI," Proc. IEEE-RAS Int. Conf. Humanoid Robots, 2000.
- [19] H. Hirukawa, F. Kanehiro and S. Kajita: "OpenHRP: Open Architecture Humanoid Robotics Platform," Proc. Int. Symp. Robotics Research, 2001.
- [20] 白榮健司, 上田淳, 松本吉央, 小笠原司, 小田伸午: "常歩(なみあし)に習う腰回旋を利用した2足歩行のモーメント補償", 第9回ロボティクス・シンポジウム予稿集, pp.108-113, 2004.
- [21] 上田淳, 白榮健司, 池田篤俊, 竹村裕, 小笠原司, 小田伸午: "股関節の外旋モーメントを利用した歩行および運動の解析", 第3回福祉工学シンポジウム, pp.85-88, 2003.



上田 淳 (Jun Ueda)

1971年6月11日生。1996年京都大学大学院工学研究科修士課程修了。1996~2000年三菱電機先端技術総合研究所勤務。2002年3月京都大学大学院工学研究科機械工学専攻博士課程修了。博士(工学)。同年4月より奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。日本機械学会などの会員。

(日本ロボット学会正会員)



白榮健司 (Kenji Shirae)

1979年8月25日生。2002年法政大学工学部卒業。2004年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士前期課程修了。ヒューマノイドロボットの動作生成に関する研究に従事。同年4月より本田技研工業株式会社勤務。



小田伸午 (Shingo Oda)

1954年5月10日生。1984年東京大学大学院教育学研究科体育学専門第1種博士課程単位修得退学。現在京都大学大学院人間・環境学研究科助教授。運動生理学およびバイオメカニクスの研究に従事。

「身体運動における右と左」(京都大学学術出版会), 「実践ラグビーの科学」(大修館書店), 「競技力向上のスポーツ科学」(朝倉書店), 「運動科学: アスリートのサイエンス」(丸善出版)などの著者。



小笠原司 (Tsukasa Ogasawara)

1955年10月16日生。1978年東京大学工学部計数工学科卒業。1983年同大学大学院情報工学専門課程博士課程修了。工学博士。同年通産省工業技術院電子技術総合研究所入所。1993~1994年, カールスルーエ大学客員研究員。1998年より奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授。知能ロボットの研究に従事。

ACM, IEEE, 日本機械学会などの会員。
(日本ロボット学会正会員)