

運動学的解析による歩行介助ロボット“Walk-Mate”の有効性評価

小林 哲平*1 三宅 美博*1 和田 義明*2 松原 正明*3

Effectiveness of walk support robot "Walk-Mate" in kinematic analysis

Tetsuhei Kobayashi, Yoshihiro Miyake, Yoshiaki Wada, Masaaki Matsubara

Abstract: In walk rehabilitation, the walk is performed by interdependent Co-creation process between the therapist and the patient. To make such a relationship between the human and the robots, we suggested and evaluated the walk support robot "Walk-Mate". In this research, to apply in clinical use, we developed the evaluation system in the kinematics-analysis using a three-dimensional gait track, and advanced a validity evaluation of Walk-Mate.

Keywords: co-creation, walking support system, hip-joint disease, gait trajectory, three-dimensional acceleration

1. はじめに

歩行訓練において、療法士は患者と寄り添って歩くことで患者の歩行に応じて適切な歩行運動を施す。このとき両者の関係は、療法士が患者に対して治療を施す一方向的なものではなく、歩行を通して療法士と患者が相互依存的に行う対話形式によって行われている。この両者によって創出される協調動作は共創プロセスと呼ばれ、状況の変化に適応する人間特有の現象である。

一方歩行介助機器の現状は、杖や歩行器といった患者が一方向的に機械側に適応する形式か、あるいは電動車椅子、トレッドミルなどの歩行訓練装置といった機械側が一方向的に患者に適応する形式である。このような現状での介助機器では、人間同士のような共創的な関係を実現することは困難である。そのため、我々は歩行において療法士と患者のような人間-人間系を人間-機械系で実現することを目指し、歩行介助ロボット Walk-Mate を提案してきた^[1]。これは人間の歩行リズムと仮想ロボットの歩行リズムが相互に引き込まれる共創プロセスを利用し、歩調を促進、または抑制することのできる協調歩行システムである。

先行研究において、Walk-Mate を歩行障害者に適用し、歩行運動の時間的側面、力学的側面から解析を行うことで有効性評価を進めてきた^{[2],[3]}。しかしながら歩行介助機器として臨床への適用を目指すためには臨床で行われている分析、評価との対応が不可欠である。

臨床における歩行分析は主として目視によって行われており、医師と療法士は患者の歩行を観察し、障害の把握と治療効果の判定をしている^[4]。しかし目視による分析には経験等による個人差があり、客観性に欠けるということがある。この問題を解決するためには、患者の歩行を定量

的に計測し、評価する必要がある。定量的評価法として運動学的分析があり、光学計測を用いた手法が取られている^[5-7]。しかし機器の高価さ、装置の大掛りさといった性質上、場所と計測時間が限定されてしまう。また、患者にかかる心身の負担も大きく、長時間の歩行を行った場合の変化、長期間における歩行の回復量推移を評価することは難しかった。

そこで本研究では加速度センサを用い、得られた加速度波形から装着部の歩行軌跡を求め、その軌跡から運動学的解析を行う手法を提案する。加速度センサは小型軽量であるため、歩行訓練時において装着した場合でも患者への負担は小さく、場所を限定する必要が無いため、長期の時間発展も容易に計測することができる。加速度センサから位置、移動量を求める方法は、接地や重力加速度などによる誤差の蓄積が問題となっており、誤差を排除するための先行研究は広く行われている^[8-10]。また近年加速度センサにおいて精度、分解能といった性能が向上している^[11]ことで、より正確な加速度情報を得ることが可能となっている。

このような背景をふまえ、本研究では加速度情報から歩行軌跡を算出することで、臨床の歩行分析と照らし合わせた運動学的側面による指標を作成し、障害の把握、歩行訓練による回復量推移を評価する。そして歩行介助ロボット Walk-Mate の使用による歩容の変化から先行研究で行われてきた時間的側面、力学的側面の解析に運動学的側面から評価を加えることで、有効性評価を進める。

2. 歩行軌跡算出手法

本研究で提案する計測手法には三次元加速度センサを用い、図1に示すように腰に装着することで加速度情報を計測し、軌跡を求める。

また、腰に取り付けたセンサの空間座標系として左右方向をX（左側を正）、鉛直方向をY、進行方向をZとして3次元方向の加速度をそれぞれ積分し速度、置情報を求める。しかし、加速度Aから速度Vを求めるにあたり、

*1: 東京工業大学大学院 総合理工学研究科

*2: 日産厚生会玉川病院リハビリテーションセンター

*3: 日産厚生会玉川病院股関節センター

*1: Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology

*2: Nissan Tamagawa Hospital Rehabilitation Center

*3: Nissan Tamagawa Hospital Hip Joint Center

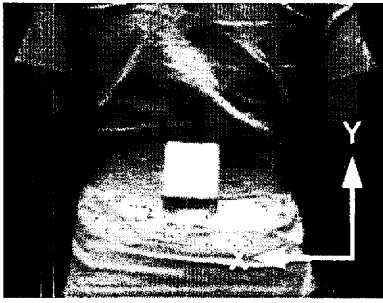


Fig.1 Wearing of accelerometer

式(1)のような単純な積分では接地によるオフセット誤差が蓄積してしまう。そこで提案手法として、鉛直、左右方向の歩行運動に関し、両脚の交換による周期的な揺動運動であると仮定し、歩行周期から軌跡の中心となるベースラインを算出、計測値との変位分を積分することで軌跡を求める。

鉛直方向：加速度情報を積分するにあたり、誤差を生じさせる要因として重力加速度の影響、脚接地時の衝撃が挙げられ、これは特に鉛直方向の誤差に影響する。しかし本研究における歩行運動は水平面上に限定するため、鉛直方向に着目した場合、歩行運動は脚接地における腰の高さが常に等しくなるはずである。そこで式(2)に示すように、ある時点の歩行において前後1秒間という短期的な時間スケールから速度 V_y の平均値を求め、歩行運動のゼロ点となるベースラインとして、その平均値からの変位分を速度 V_y として積分することで誤差を排除した位置 Y を得る。位置の積分においても同様の式(3)を用い Y を求める。

$$V_y(t) = \int A_y(t) dt \quad (1)$$

$$V_y'(t) = V_y(t) - \overline{V_y(t)} = V_y(t) - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_y(t) dt \quad (2)$$

$$Y'(t) = Y(t) - \overline{Y(t)} = \int V_y' dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_y(t) dt \quad (3)$$

左右方向：脚接地時における腰の高さが常に等しい鉛直方向に対し、左右方向に関しては設定したコースに対する歩行軌道の逸脱性が存在する。そのため、左右方向の歩行分析には短期的な一歩ごとの歩行軌跡の変化と、長期的に見たときのコースからの左右方向への逸脱性を別々に分けて評価する必要がある。速度の算出は式(2)と同様の計算(4)を行う。一歩ごとで中心に揃えた歩行軌跡は、短期的時間スケール（前後1秒間）の平均 X_{1sec} を用いる式(5)から、コースに対する逸脱性は長期的な時間スケール（前後5秒間）の平均 X_{5sec} を用いる式(6)から算出する。

$$V_x'(t) = V_x(t) - \overline{V_x(t)} = \int A_x dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_x(t) dt \quad (4)$$

$$X'(t) = X(t) - \overline{X_{1sec}(t)} = \int V_x' dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_x(t) dt \quad (5)$$

$$X''(t) = X(t) - \overline{X_{5sec}(t)} = \int V_x' dt - \frac{1}{10} \int_{t-5}^{t+5} V_x(t) dt \quad (6)$$

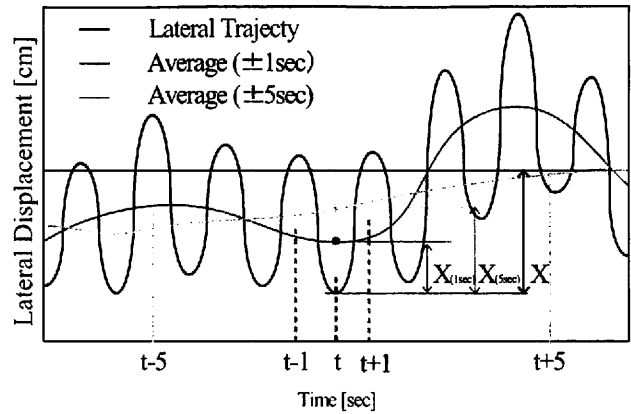


Fig.2 Calculation of lateral displacement

進行方向：進行方向に関して、まずは鉛直、左右方向同様に、式(7)から速度 V_z の平均を用いてオフセットを除去した速度 V_z' を求める。しかし鉛直、左右方向とは異なる点として、進行方向は移動距離 Z を求めるため、周期的な運動と仮定し等速成分を除去してしまう式(2)の手法では、 V_z' は歩行中の速度振幅成分のみとなる。そのため小西らの行っている歩行速度推定手法^[10]を用いる。

速度振幅と歩行速度は回帰直線で近似することが可能であるため、式(8)に示すように V_z' の振幅 ($V_z'_{max}$) から定数 α 倍したものを短時間スケールにおける平均歩行速度として、速度振幅成分 V_z' を加えることで歩行速度 V''_z とする。さらに V''_z を再び積分することで式(9)から移動距離 Z を得る。振幅と速度の関係は個人によって異なり、 α の値は実際の歩行距離と時間から個人ごとに計算し設定する必要がある。

$$V_z'(t) = V_z(t) - \overline{V_z(t)} = \int A_z dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_z(t) dt \quad (7)$$

$$V''_z(t) = V_z'(t) + \alpha V_z'_{max} \quad (8)$$

$$Z(t) = \int V''_z(t) dt \quad (9)$$

このように三次元方向それぞれの動作に対応した計算法を使用することで三次元における歩行軌跡を得ることができる。この計算法の精度として、左右 X 、鉛直 Y 方向は光学計測との対応を行わねばならず、本論文では確認することはできなかったが、進行方向 Z は被験者ごとに普通と感じる速度で歩いた場合の α を用い、歩行速度を変化させて歩いてもらい、実際の歩行距離と比較した結果、誤差 10%未満に収まるという結果が得られた。

3. 実験方法

基準となる健康者として、被験者は 20 代の男性 6 名、65 歳以上の男性 8 名、女性 12 名で 50m の直線コースを自由歩行で歩き、計測を行う。

臨床での計測として、股関節疾患患者 36 名（左股関節

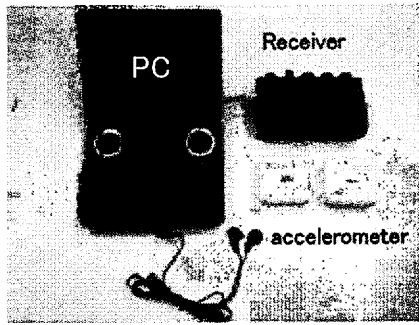


Fig.3 Walk support robot "Walk-Mate"

疾患 20 名、右股関節疾患 16 名) に手術前、手術後のリハビリ経過に従いその都度 20m の直線コースを自由歩行で歩いてもらい計測する。

更に術後、単独歩行可能な患者 10 名で Walk-Mate との協調歩行を行い、直線 30m のコースを折り返す 60m の歩行で計測を行う。このとき被験者に提示する位相差は患側に $-0.5[\text{rad}]$ 、健側に $+0.5[\text{rad}]$ とする。この実験システムとして使用する歩行介助ロボット Walk-Mate を Fig.3 に示す。Walk-Mate は人の足首に装着した加速度センサから脚接地情報を検出し、これを人間の歩行リズムとして PC 上の仮想ロボットにおける歩行リズムと相互に引き込むことで、協調歩行を行うシステムである。[13]

4. 実験結果と考察

4.1 健常者の歩行軌跡と数値化

歩行計測より得られた加速度情報を前述の算出法によって求めた歩行軌跡として、健常者と股関節疾患患者における歩行軌跡の一例を Fig.4 に a) 矢状面、b) 水平面、c) 前額面の順に示す。また LHC(Left heel contact)を左踵の接地タイミング、RHC(Right heel contact)を右踵の接地タイミングとする。なお、この患者は右股関節疾患である。

先行研究による歩行分析[4][6]と Fig.4 より、左脚接地(LHC)から右脚接地(RHC)までの左脚支持期において、健常者は以下の組み合わせで歩行を行っている。

- 鉛直：上昇（左脚は支持，右脚の引き寄せ）
- 下降（左脚は支持，右脚を前に出す）
- 左右：左側（正）へ移動（支持脚である左へ重心の移動）
- 右側（負）へ移動（次の支持脚である右への折返し）

同様に RHC から LHC までの右脚支持期においても同様の挙動を行っている。このとき、鉛直方向において最も高い点となるのは静止時の腰の高さであり、歩行時では左右下肢の長さが各支持期の最高点となる。

一方、健常者と歩行軌跡を比較した場合、股関節疾患患者は鉛直方向において大きく異なる挙動を行っていることが示されている。まず、患側である RHC から LHC までの右脚支持期と、健側である LHC から RHC までの

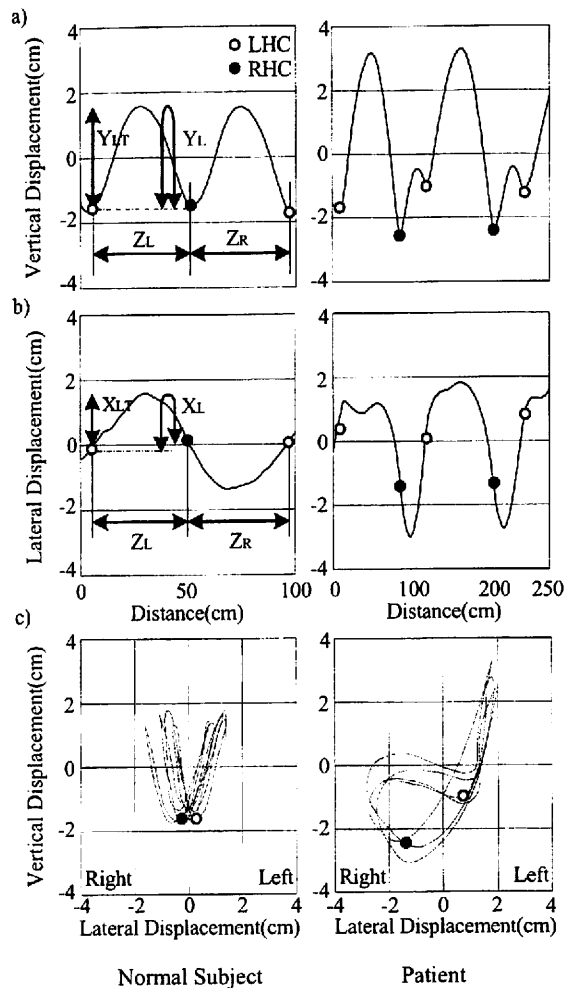


Fig.4 Gait trajectory and numeric conversion

左脚支持期において最も高い点が大きく異なる。これは股関節疾患においては左右脚において下肢長が異なるため、左右支持期での腰の高さが異なる。また、患側において上昇量に比べ、下降量が小さい。この下降量は歩幅が大きくなるほど腰が大きく沈みこむことから、患側支持期において歩幅が小さくなっていることを示している。このような下肢長差、左右移動量の非対称性が股関節疾患における健常者との比較対称となる。

これらの歩行軌跡の特徴点から、定量的に評価を行うための数値化を行う。

- X_L, X_R : 左足, 右足支持時の左右移動量
- $X'_R \cdot X'_L$: 移動量と折返量の比($X_{RT}/X_R, X_{LT}/X_L$)
- X_a : 左右移動量の非対称性($X_L/X_R - 1$)
- $Y_R \cdot Y_L$: 左足, 右足支持時の上下移動量
- $Y'_R \cdot Y'_L$: 上下振幅と重心下降量の比($Y_R/Y_{RT}, Y_L/Y_{LT}$)
- Y_a : 上下移動量の非対称性($Y_L/Y_R - 1$)
- Z, Z_a : 歩幅(Z_L+Z_R)とその非対称性($Z_L/Z_R - 1$)
- T, T_a : 歩行周期(T_L+T_R)とその非対称性($T_L/T_R - 1$)

Table1 Gait parameter of each subject

	young people	elderly people(male)	elderly people(female)	Patient(left)	Patient(right)
	Ave(SD)	Ave(SD)	Ave(SD)	Ave(SD)	Ave(SD)
Speed(cm/s)	118.40(13.46)	112.26(17.97)	123.89(18.93)	79.06(11.47)	70.05(20.42)
T(sec)	1.17(0.08)	1.06(0.08)	1.02(0.08)	1.19(0.09)	1.14(0.15)
XL(cm)	2.81(0.80)	2.57(0.85)	1.83(0.60)	3.62(2.45)	3.44(1.54)
XR(cm)	2.83(0.75)	2.37(0.88)	1.81(0.74)	3.71(3.02)	3.26(1.76)
YL(cm)	5.24(0.95)	4.46(0.87)	3.64(0.61)	2.47(0.84)	4.71(2.87)
YR(cm)	5.01(0.65)	4.91(1.00)	3.82(0.48)	4.18(1.76)	2.78(1.28)
ZL(cm)	70.68(5.63)	58.96(8.58)	62.98(8.10)	39.86(9.11)	50.52(20.27)
ZR(cm)	70.01(5.38)	59.51(7.70)	62.24(8.56)	54.44(9.48)	32.89(10.18)
Ta	0.00(0.02)	0.02(0.02)	0.02(0.03)	-0.16(0.18)	0.24(0.29)
Xa	0.00(0.17)	0.12(0.20)	0.08(0.39)	0.08(0.37)	0.17(0.49)
Ya	0.04(0.12)	-0.09(0.06)	-0.04(0.14)	-0.28(0.39)	0.46(0.51)
Za	0.01(0.03)	-0.01(0.02)	0.02(0.03)	-0.23(0.21)	0.37(0.30)
X'L	0.59(0.12)	0.66(0.15)	0.61(0.16)	0.73(0.19)	0.57(0.25)
X'R	0.60(0.14)	0.69(0.10)	0.63(0.22)	0.72(0.23)	0.57(0.25)
Y'L	0.49(0.04)	0.47(0.03)	0.49(0.03)	0.77(0.18)	0.29(0.14)
Y'R	0.50(0.03)	0.52(0.03)	0.51(0.03)	0.35(0.12)	0.75(0.13)

以上の各特徴量を Table.1 に 20 代男性, 65 歳以上の男性, 女性の順, 股関節疾患患者に関しては右疾患, 左疾患の順に示す。

このとき, 健常者として若者と高齢者を比較した場合, 歩行速度や移動量において差はあるが, 非対称性, 各挙動における比率に有意差は見られなかった。一方股関節障害において, 上下の非対称性 Ya では左疾患では 28%, 右疾患では 46%の非対称性を持ち, これは左右脚の下肢長差によって増加している。また, 左右脚における歩行周期の非対称性 Ta では左疾患は 16%, 右疾患では 24%の非対称性を持ち, 歩幅の非対称性 Za においても左疾患では 23%, 右疾患は 37%の非対称性を持つ。更に YL, YR においては健常者は両脚共に 50%前後と上昇と下降がほぼ同じ比率であるのに対し, 患側における下降率が左疾患では 35%, 右疾患では 29%と低いことから, 非対称性を持つ患側歩幅の中でも患側支持期において健側を前に出すことが困難であることを示している。以上の健常者と患者の比較から, 障害把握のための指標として, 歩行周期の非対称性 Ta, 歩幅の非対称性 Za, 上下振幅の非対称性 Ya, そして上下振幅と下降量の比 YL, YR を用いる。

4.2 リハビリ経過における歩行軌跡と各指標の改善

4.1 では手術前の股関節疾患患者の歩行軌跡を求めたが, 更に術後のリハビリ経過による歩行軌跡を評価することで経時の治療効果判定を行う。このとき 4.1 で述べた指標から, 歩行軌跡は鉛直方向と前進方向の組み合わせである矢状面に注目する。股関節疾患のリハビリ経過における歩行軌跡の変化を Fig.5a)~d)に示す。このとき a)術前, b)術後 7 日目, c)術後 10 日目, d)17 日目である。また,

経時による回復量推移は個人ごとによって大きく異なるため, Table2 に示した数値はこの患者一人のものとする。まず歩行軌跡の比較において, 術前である a) では顕著にあった左右脚の下肢長差が, 術後 10 日目である c)では, 左右脚における下肢長差が見られない。これは Table2 の上下非対称性 Ya が a)68%から b)45%, c)-10%に緩和していることから明らかであり, d)においても-9%と変わらないことから人工股関節手術によって下肢長が等しくなったことを示している。ただし下肢長差が無くなった術後においても b)において非対称性が存在する理由として, 術前の歩行を行ってしまっているためだが, リハビリの経過と共に下肢長差の無い歩行へと変わっている。また b)~d)において下肢長差と同様に股関節障害の特徴であった, 歩行周期, 歩幅の非対称性は緩和し, 健側の踏み出しである患側支持期の下降率 YR もまた b)2%, c)16%, d)24%と増加していることを示す。そして左右方向に関して, 術前術後では術後における左右移動量, 左右脚における非対称性が増加しているが, 振幅に関しては, 歩行速度の増加と共に振幅は減少する^[7]ことが先行研究により示されている。これが同じ速度である Table1 の患者と比較しても有意に大きい理由として, 歩行周期において比較した場合, 術後の方が大きいため, 移動量が増えることが挙げられる。しかしこの左右非対称性, 振幅もまたリハビリの経過に従い減少する傾向を示している。

このように経時の歩行計測を行うことで, 手術による治療効果判定, そしてリハビリテーションによる回復量の推移を各指標において評価できることが示された。

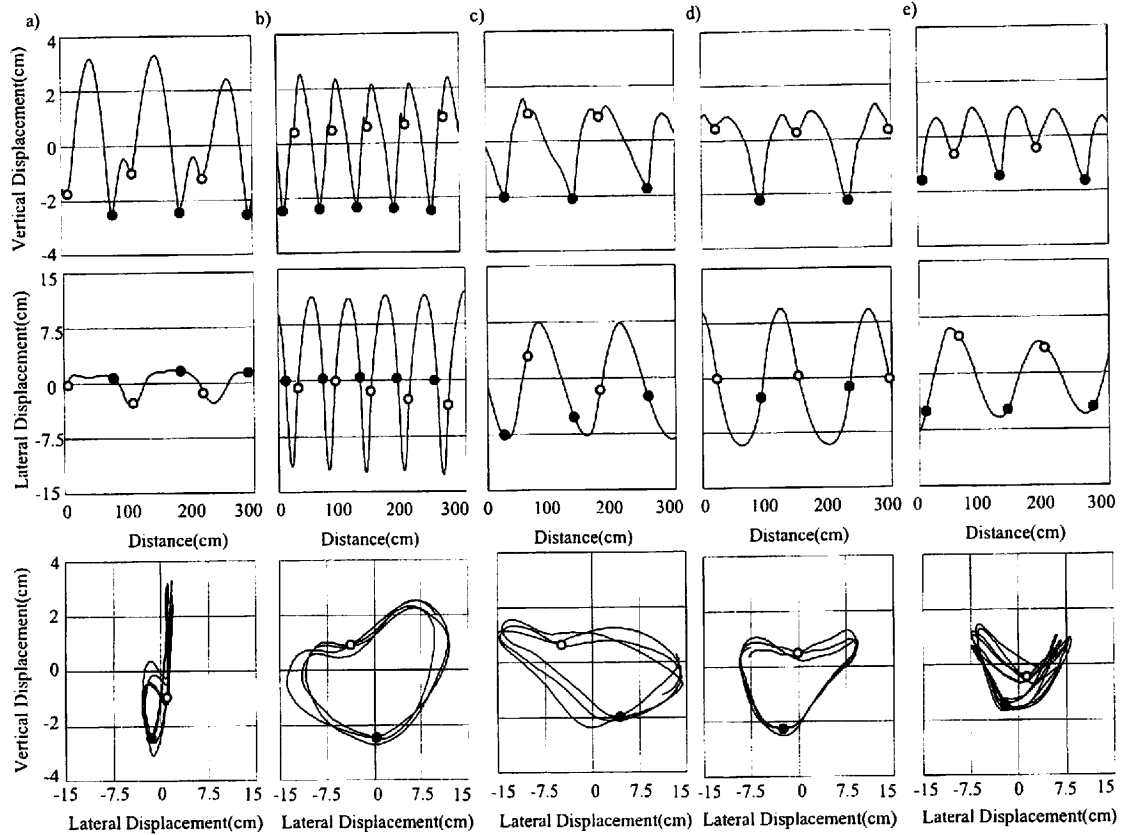


Fig.5 Change of gait trajectory

Table2 Change of gait parameter with time and use of Walk-Mate

	preoperation	day 7th	day 10th	day 17th	day 17th(withWM)
	Ave(SD)	Ave(SD)	Ave(SD)	Ave(SD)	Ave(SD)
Speed(cm/s)	88.11	30.70	57.83	77.76	73.80
T(sec)	1.25(0.10)	1.53(0.19)	1.55(0.09)	1.64(0.05)	1.56(0.07)
XL(cm)	5.30(1.87)	26.89(3.64)	21.14(2.06)	16.82(2.14)	14.68(3.33)
XR(cm)	5.07(0.99)	18.63(1.74)	15.60(2.09)	18.96(3.29)	14.58(2.61)
YL(cm)	9.37(0.52)	5.79(1.05)	3.45(0.62)	4.26(0.61)	3.56(0.66)
YR(cm)	2.99(0.73)	3.21(0.42)	3.84(0.35)	4.67(0.82)	3.67(0.50)
ZL(cm)	80.67(7.31)	40.95(6.98)	66.35(9.46)	80.97(7.91)	78.09(13.74)
ZR(cm)	38.85(4.40)	15.32(2.37)	35.15(5.40)	59.46(8.85)	61.98(13.33)
Ta	0.33(0.07)	0.28(0.11)	0.22(0.07)	0.12(0.09)	-0.03(0.10)
Xa	0.04(0.45)	0.31(0.19)	0.26(0.14)	-0.11(0.10)	0.01(0.14)
Ya	0.68(0.32)	0.45(0.24)	-0.10(0.19)	-0.09(0.11)	-0.03(0.14)
Za	0.52(0.11)	0.64(0.24)	0.48(0.16)	0.28(0.37)	0.21(0.18)
X'L	0.75(0.20)	0.39(0.05)	0.43(0.05)	0.49(0.09)	0.62(0.06)
X'R	0.79(0.10)	0.34(0.04)	0.41(0.08)	0.50(0.07)	0.62(0.06)
Y'L	0.62(0.04)	0.77(0.05)	0.90(0.06)	0.84(0.06)	0.67(0.07)
Y'R	0.15(0.11)	0.02(0.02)	0.16(0.05)	0.24(0.10)	0.39(0.08)

4.3 歩行介助ロボット Walk-Mate の有効性評価

4.2 のようなリハビリ経過において、独歩可能な患者と Walk-Mate とが協調歩行を行ったときの歩行軌跡を Fig.6 の e)、その軌跡の数値化結果を患者 10 名の平均と標準偏差として Table3 に示す。この結果、先行研究により示された、歩行周期非対称性の緩和¹⁰⁾に加え、歩幅における非対称性の緩和、患側支持期における健側踏み出しである Y'R が増加している。この時間経過と Walk-Mate の使用による Y'L と Y'R の推移を Fig.6 に示す。この結果により患側支持期における運動量が増加していることから、股関節疾患患者に対する術後訓練としての歩行リハビリテーションにおいて Walk-Mate の有効性が示唆される。

5. 結言

本論文では加速度センサを用いて歩行軌跡を算出する簡便な計測方法を提案した。更に軌跡から得られた特徴点

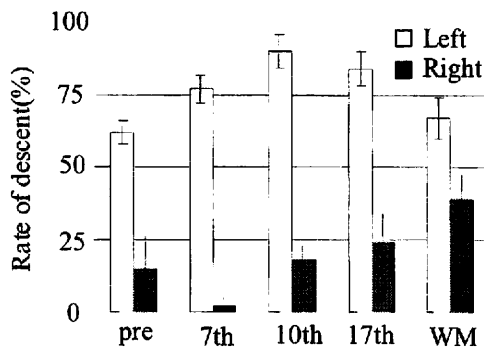


Fig.6 Transition of the rate of descent of center of gravity (Y'L and Y'R)

Table3 Change of the gait parameter with Walk-Mate

	free walk Ave(SD)	with Walk-Mate Ave(SD)
Speed(cm/s)	72.80(21.49)	74.40(21.85)
T(sec)	1.49(0.21)	1.40(0.13)
XL(cm)	7.97(3.41)	6.15(4.94)
XR(cm)	9.17(6.22)	6.79(4.85)
YL(cm)	2.71(1.12)	2.58(0.77)
YR(cm)	3.19(0.74)	3.05(0.67)
ZL(cm)	49.96(16.95)	57.75(15.50)
ZR(cm)	63.70(12.03)	60.53(14.83)
Ta	0.01(0.22)	0.04(0.12)
Xa	-0.13(0.29)	-0.09(0.16)
Ya	-0.15(0.18)	-0.15(0.12)
Za	-0.22(0.22)	0.04(0.33)
X'L	0.50(0.19)	0.63(0.21)
X'R	0.46(0.20)	0.62(0.23)
Y'L	0.18(0.10)	0.35(0.12)
Y'R	0.75(0.15)	0.64(0.09)

を数値化することによって歩行運動の評価となる指標を作り、健常者と股関節疾患患者との比較に適用することで、障害の把握のための指標として有用性を示した。また、手術後のリハビリテーションによる経時的な変化を評価することで治療効果判定、回復量の推移を評価することができた。そこで、歩行介助ロボット Walk-Mate と患者の協調歩行の計測において本手法を用いたところ、患側支持期における前進能力の増加、歩行周期、歩幅の非対称性の緩和という即効性が見られたことから、リハビリテーションにおける有効性を示唆することができた。

今後の予定として、加速度センサによって得た歩行軌跡と光学計測による歩行軌跡との精度を検討する。また、本研究では Walk-Mate 使用時のみでの即効性評価であったため、長期間使用した場合のリハビリテーションに与える影響を明らかにすることが今後の課題となる。

謝辞

本論文を作成するにあたり、計測に協力していただいた日産玉川病院リハビリテーションセンターの職員の皆様、世田谷保険センターの職員の皆様、そして三宅研究室の方々に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] 三宅, 宮川, 田村: 共創型コミュニケーションとしての人間-機械系: 計測自動制御学会論文集, 37-11, 1087/1096(2001)
- [2] 高梨, 三宅: 共創型介助ロボット "Walk-Mate" の歩行障害への適用: 計測自動制御学会論文集, 39-1, 74/81(2003)
- [3] 瀧美, 三宅, 國見, 野村, 別府: 歩行介助システム Walk-Mate の時間的・運動力学的な有効性評価; (In Press)
- [4] 佐藤 房郎: 臨床における歩行分析; 理学療法学, 30-4, 249/253(2003)
- [5] 神先秀人, 南角学・他: 機器を使用した歩行の評価; 理学療法学, 30-4, 254/259(2003)
- [6] 江原義弘: 歩行における科学性; 理学療法学, 30-3, 83/87(2003)
- [7] Eva De Bujanda, Sylvie Nadeau, Daniel Bourbonnais: Pelvic and shoulder movements in the frontal plane during treadmill walking in adults with stroke; Journal of Stroke and Cerebrovascular Disease, 13-2, 58/69(2004)
- [8] 佐川貢一, 佐藤豊, 猪岡光: 水平方向距離の無拘束計測; 計測自動制御学会論文集, 36-11, 909/915(2000)
- [9] 関根正樹・他: 加速度波形を用いた歩行の識別; ライフサポート, 8-3, 1318/1325(1996)
- [10] 小西勇介, 柴崎亮介: 自律方式による歩行者用ポジショニングシステムの開発; 東京大学大学院工学系研究科社会基盤工学専攻 修士論文
- [11] 西澤充智・他: シリコン容量型マイクロ加速度センサを内蔵した小型3軸地下弾性波検出器の試作およびその性能評価; 物理探査学会第 104 回学術講演会論文集(2001)