

図2 浴室

別にまとめているが、ここでは、これを参考に具体的な改善方法を並べてみる。

1. 完全二足歩行の高齢者に対して

居間・寝室においては、つまずきを防ぐために電気コードなどの足元の整理、敷居や畳の端の段差を解消するために補助台、スロープ、手すりなどの取り付けを行う。また家具の安定を行い、とっさに支えとなる場合も想定する。

廊下においてはやはり障害物と段差の解消が基本となるが、そのほかに照明の明るさや履物にも注目し、スリッパは避けてどうしても必要な場合は脱げにくい室内履きを勧めている。

玄関・庭先においては、まずは上がりかまちの段差に対して手すりの設置や段差の解消、照明の改善を行う。また、玄関マットも転倒の原因となりやすく、除去するか固定する。庭先で滑ることを避けるため、雨・雪を避けるためのひさしをつけることが望ましい。

浴室においては、まず浴槽と洗い場の床面の段差に着目し、同一面にある場合は身体が安定する。段差がある場合にはスノコなどを用いて解消する。手すりを設置すればさらに安定する。また浴槽からの立ち上がりを考えると、浴槽の側壁の高さは35~45cm程度が望ましい(図2)。浴室と脱衣所の間に段差がある場合は解消する。また、脱衣所の床面の滑りやすさにも注目する。

トイレにおいては夜間での使用も考え、トイ

レまでの移動経路の安全確保がまず重要である。和式のトイレは使いづらく洋式が望ましい。立ち上がりの際に使用できる手すりの設置が望ましい。

階段においては勾配が緩やかな30°程度が望ましい。両側に手すりを設置することが望ましいが、片側みの場合は降りるときの利き手側に設置する。手すりの高さは大転子の位置が望ましい。また、階段の開始位置および終了位置から30cm以上手すりを延長した方が動作が安定する。

2. 杖使用・伝い歩きの高齢者に対して

居間・寝室においては杖、補助具、歩行器などを使用するため、段差の解消は二足歩行の高齢者よりも重要となり、またそれらを使用するスペースが必要となる。杖の場合は一般に肩幅+20~30cmとされている。また、杖の先ゴムや床の素材にも留意が必要である。

廊下においてはやはりわずかな段差でも転倒につながるため、解消する必要がある。また目に見える段差だけでなく、床の継ぎ目、床の素材が変化する場所にも注意する必要がある。手すりの設置があれば杖なしでも移動できるが、途切れないよう設置する必要がある。手すりの高さは一般的には75cmであるが、本人の身長、姿勢などを考慮して決める必要がある。

玄関・庭先においては段差が大きく、特に靴を着脱する際に転倒の危険性が高く、椅子を設置し、座って着脱できるようにする必要がある。また手すりの設置も必要であり、庭先で滑ることを避けるため、雨・雪を避けるためのひさしをつけることが望ましい。

浴室においては二足歩行の高齢者よりも危険性が高いため、浴槽と洗い場を同一面にし、手すりの設置が必要である。また浴室と脱衣所の間に段差がある場合は解消する。また、脱衣所の床面が滑らないようにする配慮が必要である。

トイレにおいては、やはりトイレまでの移動経路の安全性を確保することが第一である。入り口の段差の解消や、便器を洋式に替えることや、立ち上がりのための手すりを設置する必要

がある。また、照明や気温にも配慮が必要である。

階段においては、まず本人が昇降できるかを判断しなければならない。不可能な場合は、階段を使用せずに生活する手段を考慮するか、階段昇降機などの設置が必要となる。

3. 車いす使用の高齢者に対して

居間・寝室においては、まず車いすを使用して生活できるだけのスペースの確保が必要である。車いすを回転させるには一般に直径150cmのスペースが必要とされており、このスペースは最低必要であるが、さらに生活用品を車いすから手の届く位置に配置しなければならない。手を伸ばして無理に取ろうとしたり、移乗の際に転倒が発生しやすいからである。寝具としてはベッドが必要で、移乗しやすい高さに設置しなければならない。また、少しの段差でも大きな障害となるため解消する必要がある。

廊下においても、やはり使用できるスペースを確保することが必要である。一般に80cm以上の幅が必要で、曲がり角の近くでは85cm以上の幅が必要となる。段差の解消も必要である。

玄関・庭先においては、車いすで移動できるように段差をいかにして解消するかが問題となる。

浴室においては、基本的に介護者の介護が必要となるため、介護者のためのスペースや、移乗の際の手すりだけでなく、浴槽内にも身体を支えるための手すりが必要となる。

トイレにおいては、やはり介護者のためのスペースが必要となる。困難な場合はポータブルトイレの使用を考慮する。この場合はベッドのすぐ横に設置し、移乗に必要な手すりも確保する必要がある。

階段の使用は基本的に困難であるため、階段を使用せずに生活する手段を考慮するか、階段

昇降機などの設置が必要となる。

このように、身体機能別に必要度を考えていけば、不要な住宅改修に手間と資金を費やすことがなくなる。

おわりに

前に述べたように、すべての高齢者が全くバリアのない環境で生活することが望ましいわけではない。なぜならば、バリアフリーの施設に入所している高齢者は、自宅に住む高齢者よりも体力的に劣るとした報告があり¹⁾、住環境の改善を行っただけではかえって身体機能を落とす可能性があるからである。あくまでも高齢者本人の機能に適した環境設定と、身体機能を落とさない配慮などを総合的に行うことにより、転倒、骨折を防ぐことができるものと思われる。

文 献

- 1) 内閣府：高齢者の住宅と生活環境に関する意識調査。2001。
- 2) 中土 保ほか：高齢女性の転倒と重心動揺を含めた運動機能との関連について。日本臨床バイオメカニクス学会誌 26：419-424, 2005。
- 3) 野久尾尚志：転倒事故の起きやすい住まい・施設・屋外環境。総合リハ 32(3)：225-230, 2004。
- 4) 安田 彩：転倒予防のための住環境整備のチェックポイント。コミュニティケア 7(6)：35-38, 2005。
- 5) 市川政雄ほか：在宅高齢者の生活環境と転倒経験。月刊ナーシング 21(13)：136-140, 2001。
- 6) 鈴木みずえほか：高齢者の転倒ケア(予測・予防と自立支援のすすめ方)。医学書院、東京、2001。
- 7) 小松泰喜ほか：施設入居高齢者の身体機能の特性(転倒予防の観点から)。日老医会誌 37(11)：908-911, 2000。

高齢女性の転倒と重心動揺を含めた運動機能との関連について

中土 保^{*1} 村西 壽祥^{*2} 松下 直史^{*3} 高岡 邦夫^{*4}

Relationship between falls and motor function including
body sway in elderly women.

Tamotsu NAKATSUCHI, PhD., Hisayoshi MURANISHI, PT,
Naohumi MATSUSHITA, MD., Kunio TAKAOKA, PhD.

Abstract

We measured motor functions of elderly women who could walk alone, and divided them into two groups, fall group and non-fall group. We examined differences of motor functions between the two groups. We especially paid attention to the displacement of the center of gravity in walking calculated from ground reaction force.

From our results, we recognized a significant difference in FFD. The fall group declined in muscular strength, but there was not a significant difference. There was also no significant difference in displacement of the center of gravity.

We concluded that two variables, that is "timed up and go test" and lateral displacement of the center of gravity, are adequate measurement items which represent motor function of elderly women.

Key words : Center of gravity, Fall, Motor function, Ground reaction force.

-
- ※1 大阪市立大学大学院 医学研究科リハビリテーション部
〒545-8585 大阪府大阪市阿倍野区旭町1-4-3
 - ※2 大阪市立大学医学部附属病院 リハビリテーション部
〒545-0051 大阪府大阪市阿倍野区旭町1-5-7
 - ※3 大阪府立身体障害者福祉センター リハビリテーション科
〒590-0808 大阪府堺市旭ヶ丘中町4-3-1
 - ※4 大阪市立大学大学院 医学研究科整形外科学教室
〒545-8585 大阪府大阪市阿倍野区旭町1-4-3

Corresponding Author : Tamotsu NAKATSUCHI, PhD.

Division of Rehabilitation Medicine, Osaka City University Medical School

1-4-3 Asahi-machi, Abeno-ku, Osaka 545-8585, Japan

Tel & Fax : 06-6645-3984

E-mail address : nakatsuchi@med.osaka-cu.ac.jp

はじめに

現在日本では長寿高齢社会に突入し、高齢者における転倒に注目が集まっている。特に転倒により大腿骨頸部骨折を発症し、要介護状態や寝たきり状態に陥ることは、社会的に大きな問題とされている¹⁾。

林は、高齢者では転倒発生頻度が高まり、その原因として加齢に伴い立位での重心動揺が大きくなり、重心が移動した際に倒れずに立っていらる能力が低下するためとしている²⁾。木村は歩行が加齢とともにつまずきやすい動作パターンに変化し、バランス能が著しく低下している³⁾。内山は高齢者で平衡機能が低下しており、これは加齢変化に加え様々な疾病によって形成されておりこれが転倒の一因としている¹²⁾。渡辺は高齢者の転倒は内的要因と外的要因が複雑に関連し合って発生し、内的要因の中に運動要因を含めている¹³⁾。

また、バランス機能の評価として一般に静的バランス能は静止立位時の重心動揺を計測されることが多いが、動的バランス能としては外乱に対する立ち直り機能を計測されることが多い^{6), 7)}。しかし、高齢者の転倒は歩行時につまずく、滑る等で発生することが多いとされているにもかかわらず¹³⁾、歩行時の重心動揺と転倒との関連を検討した報告は我々が渉猟したなかでは見当たらなかった。我々は歩行時の重心動揺は動的なバランス能の一つと考え、これと転倒の関連を明らかにすることは重要と考えた。

また、安村、金成らは我が国における在宅高齢者の転倒の頻度は10~20%程度で、施設入所者の10~40%と比べて少ないとしている^{4), 14)}。しかし、施設入所者と比較して在宅高齢者は自立度が高く、これらの高齢者が転倒、骨折により要介護状態に陥ることは特に社会経済的な問

題が大きいと考えた。

そこで今回の研究は、比較的歩行の安定した高齢者の転倒の要因を特に重心動揺を含めた運動機能を調べ、転倒との関連を分析し、日常生活に自立している高齢者の転倒予防対策上どのような点に注目すべきかに関する有用なデータを抽出することや、さらに運動機能検査により転倒の危険性の高い高齢者を抽出できないかについての検討を試みた。

対 象

大阪市立大学附属病院に通院中の独歩可能な65歳以上の女性、82名(年齢 70.8 ± 5.0 歳、身長 148.5 ± 5.0 cm、体重 48.4 ± 7.1 kg)を対象とした。これらの被験者は主として骨粗鬆症などの内科的疾患で通院しており、中等度以上の下肢変形性関節症は合併していない。

方 法

被験者の運動機能(筋力、柔軟性、バランス機能等)を計測し、初回計測後半年から一年経過して再診し、この間に転倒の記録をつけてもらう。この間に転倒のあった被験者を転倒群、なかった被験者を非転倒群とし、両群間の初回の運動機能計測結果を比較し、Welchのt検定を用い危険率5%で差の検定を行った。

計測項目は以下の通りとした。

1. 基礎データ

- a. 年齢
- b. 身長 (cm)
- c. 体重 (kg)
- d. 最高及び最低血圧 (mmHg)
- e. Cadence (自由歩行時, step/min)

2. バランス機能等のデータ

- a. LNG (総軌跡長, cm)
- b. LNG/Time (単位時間軌跡長, cm/s)

- c. L/EArea (単位面積軌跡長, 1/cm)
- d. ENVArea (外周面積, cm^2)
- e. RECArea (矩形面積, cm^2)
- f. RMSArea (実効値面積, cm^2)

a~fの項目はアニマ社製グラビコーダGS-7を用い、30秒間の開眼静止立位で足圧中心位置データから求めた。

- g. 片脚起立時間 (開眼片脚立位で何秒間可能かを計測, sec)
- h. Tandem Gait (2 mの直線上をつぎ足歩行させその秒数を計測, sec)
- i. Timed Up and Go Test (椅子座位から立ち上がり3 m離れた地点を回ってもどり再び座位になるまでの時間を計測, sec)
- j. 垂直と側方方向の歩行時重心動揺距離 (cm)

2 m×40cmのKistler社製大型床反力計2枚を用いて一歩行周期間の垂直方向と側方方向の床反力を計測しこれを2回積分して垂直側方方向の重心移動に変換し、最大値と最小値の差をそれぞれ垂直と側方方向の歩行時重心動揺距離

と定義した(図1)。計測条件は裸足による自由歩行で、床反力計まで約3 mの歩行を行い定常状態と思われる歩行を左右踏み分けて計測した。サンプリング周波数は120Hzであり、この結果より求めたCadenceが上記1-eの項目である。

3. 柔軟性のデータ

- a. FFD (foot floor distance, 長坐位で指尖と足底との距離を計測し指尖が足底を越えた場合を正と記載, cm)
- b. SLR (臥位で計測, 度)

4. 筋力のデータ

- a. 握力 (左右, kg)
- b. 膝屈曲伸展筋力(Myoretを用い膝60度屈曲位 isometric で計測, Nm)
- c. 腹筋力 (背臥位膝伸展位で足部を固定し上体を25度挙上し保持できる時間を計測, sec)

また、それぞれの計測項目の検証を行うために、各項目間の相関を求め、ピアソンの相関係数の検定を用いて相関係数の有意性を検定した。

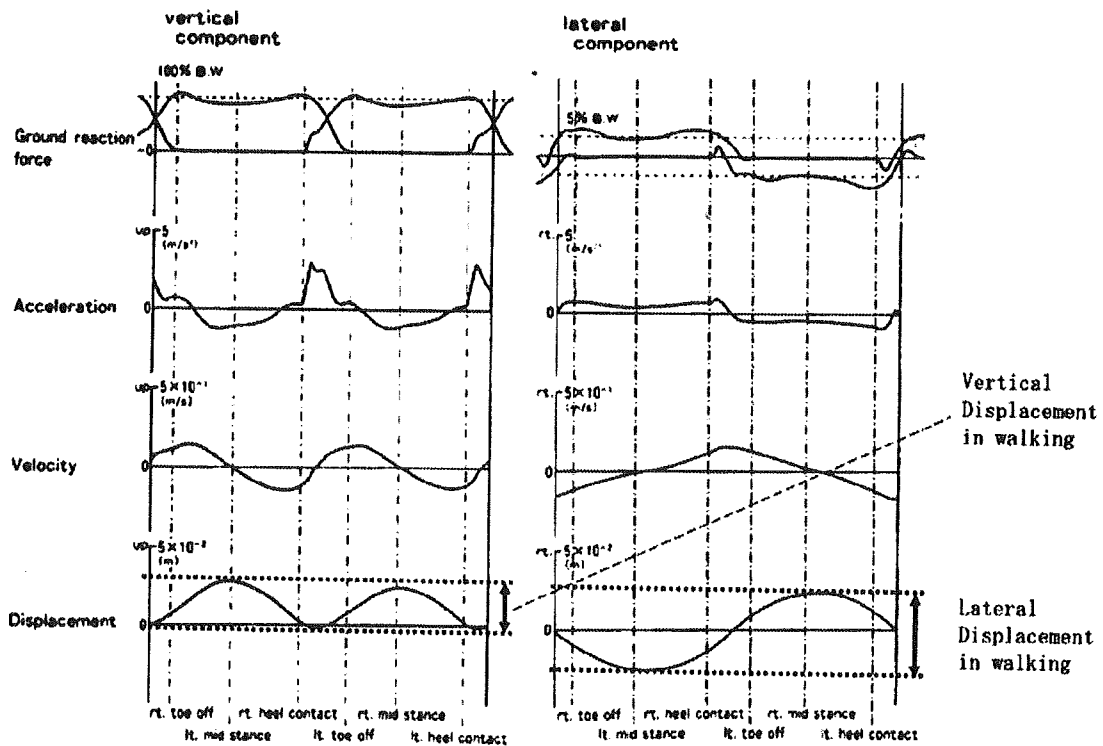


図1. Displacement of center of gravity calculated from ground reaction force.

結 果

初回計測を行った被験者は95名であったが、平成16年11月末までに経過を追えた被験者は82名であり、この82名を今回の分析対象とした。

82名中、転倒群は29名、非転倒群は53名であった（転倒率35.4%）。それぞれの計測結果を表1～2に示す。

転倒群と非転倒群の計測結果を比較すると、年齢等の基礎データにおいて統計学的に有意な差は認めなかった。柔軟性や筋力データでは転倒群の方が低下している傾向を認めたが、統計学的に有意であったのはFFDのみであった。バランス機能に関するデータでは、どの項目においても統計学的に有意な差は認めなかった。

各計測項目間の相関関係を求めた結果は表3に示す。歩行時重心動揺距離と他の運動機能との関係を見ると、垂直方向では他の項目との相関関係はほとんど見られなかったが、側方方向では筋力や他のバランス機能項目、年齢、ca-

denceとの相関が認められた。また、Timed up and go testでは筋力、柔軟性、他のバランス機能項目、年齢、cadenceともっとも多くの項目との相関が認められた。

考 察

これまで高齢者の転倒と運動機能の関連を調べた研究は多数行われている。新野らは特別養護老人ホームの入所者を対象に転倒とその関連要因を調査し、握力が有意に転倒と関連があったと報告している¹¹⁾。また、鈴木らは比較的健康的な在宅高齢者を対象に転倒発生と身体要因の調査を行い、自由歩行速度と皮下厚が負の関連要因としている⁹⁾。

我々は、病院に通院中ではあるが主に骨粗鬆症での投薬治療が主で、自宅から通院し独歩可能で日常生活動作がほぼ自立している高齢者を対象にした。安村、金成らは在宅高齢者の転倒の頻度を約10～20%としているが^{4), 14)}、我々の被験者では35.4%とこれらの報告よりも転倒率は高かった。この理由としては、骨粗鬆症での投薬治療が主であるとはいえずべて内科に通院中で、他の合併症を持つ被験者もあり、全体的に見ると平均よりも転倒の危険性の高い集団に対する調査であった可能性が考えられる。

また、今回の計測においては、床反力計を用いて自由歩行時の床反力から重心移動を計算し、垂直、側方方向の歩行時重心動揺距離を求めている。我々は以前さまざまな疾患で同様の歩行時重心動揺距離を求め、歩行能力の一つの指標としている⁸⁾。これらは歩行時の揺れを表すため、動的バランス能の一つとして転倒との関連を調べた。しかしながら、結果は転倒群と非転倒群の間に統計学的に有意な

表 1.

		Fall group (mean±S.D.)	Non-fall group (mean±S.D.)	
Number of subjects		29	53	
Age	y. o.	70.83±5.32	70.83±4.85	N.S.
Body height	cm	149.79±4.65	147.76±5.04	N.S.
Body weight	kg	48.43±7.49	48.44±6.87	N.S.
Systolic blood pressure	mmHg	134.15±16.89	136.06±19.21	N.S.
Diastolic blood pressure	mmHg	74.41±10.72	70.92±8.79	N.S.
Cadence	step/min	121.58±12.17	121.37±13.95	N.S.
Balance				
LWG	cm	44.96±22.20	42.47±12.89	N.S.
LWG/Time	cm/s	1.494±0.741	1.410±0.430	N.S.
L/E Area	l/cm	17.96±5.72	17.43±5.69	N.S.
ENY Area	-	2.862±2.021	2.743±1.350	N.S.
RFC Area	-	7.433±6.280	7.001±4.099	N.S.
RMS Area	-	1.924±1.333	1.920±1.183	N.S.
Standing time on one leg	sec	33.42±37.74	30.91±32.45	N.S.
Tandem Gait	sec	7.262±4.042	8.307±3.405	N.S.
Timed up and go Test	sec	12.03±3.43	11.89±3.17	N.S.
Lateral Displacement of C.O.G.	cm	3.555±1.599	3.656±1.371	N.S.
Vertical Displacement of C.O.G.	cm	4.583±1.264	4.542±1.490	N.S.

表 2.

		Fall group (mean±S.D.)	Non-fall group (mean±S.D.)	
Body flexibility				
FFD	cm	5.328±12.322	10.000±7.133	P<0.05
SLR (R)	degree	76.03±8.80	77.36±8.47	N.S.
SLR (L)	degree	74.31±10.06	74.43±9.84	N.S.
Muscle power				
Grip power (R)	kg	19.94±3.01	19.59±4.47	N.S.
Grip power (L)	kg	18.34±3.68	18.65±4.37	N.S.
Power of knee extensor (R)	Na	69.83±18.72	76.35±28.82	N.S.
Power of knee flexor (R)	Na	43.91±11.14	44.64±14.24	N.S.
Power of knee extensor (L)	Na	67.19±23.36	77.32±28.98	N.S.
Power of knee flexor (L)	Na	43.47±11.73	44.53±14.92	N.S.
Power of abdominal muscle	sec	14.86±13.74	20.44±19.61	N.S.

表 3. Correlation between each variables.

(black: moderate correlation, grey: weak correlation, +: positive correlation, -: negative correlation)

	Age	Height	Weight	Systolic blood pressure	Cadence	LNG	Standing time on one leg	Lateral Displacement of C.O.G.	Vertical Displacement of C.O.G.	Tandem Gait	Timed Up and Go Test	FFD	SLR (R)	Grip power (R)	Power of knee extensor (R)	Power of knee flexor (R)	Power of abdominal muscle
Age				+	-	+					+						
Height			+														
Weight			+	+												+	+
Systolic blood pressure				+	-												
Cadence													+		+	+	
LNG																	
Standing time on one leg																	
Lateral Displacement of C.O.G.																	
Vertical Displacement of C.O.G.																	
Tandem Gait																	
Timed Up and Go Test																	
FFD																	
SLR (R)																	
Grip power (R)																	
Power of knee extensor (R)																	
Power of knee flexor (R)																	
Power of abdominal muscle																	

差は認められず、今回特に注目した歩行時重心動揺距離と転倒に直接関連はなかった。

歩行時重心動揺距離以外のバランス機能項目についてみると、鈴木らの報告では転倒群と非転倒群の身体機能比較を行い、静止開眼時の重心軌跡長やTandem Gaitにおいて、転倒群で有意に揺れが大きくなったとしている¹⁰⁾。また泉らも転倒者の静止重心動揺軌跡長は非転倒者より延長したとしている³⁾。しかし、我々の計測したバランス機能に関する項目においては、転倒群と非転倒群の間に統計学的に有意な差は得られなかった。

一方、柔軟性の項目のうち、FFDでは非転倒群の方が値が大きく、統計学的に差は有意となった。また筋力に関する項目でも、統計学的に差は有意ではないものの、握力、膝周囲筋力、腹筋力すべて非転倒群の方が強いという結果になった。また今回の計測で、転倒群での1回目の転倒の原因を調べると、29例中12例がつまずいたことにより転倒している(つまずいた12例、すべった5例、踏み外した4例、ふらつい

た3例、その他5例)。これらの結果を統合すると、歩行時の転倒は、下肢筋力や柔軟性の低下から遊脚期の下肢の拳上や足関節の背屈が不十分となり、歩行時のtoe clearanceが低下し、転倒の原因となっていることが考えられる。今後、歩行時の足関節の可動域の計測等を行い、転倒との関連を分析課題としたい。

一般に在宅高齢者は施設入所者より運動機能は高いとされており⁶⁾転倒の危険性も低いとされている。しかしながら施設に入所し介護を受けている状態よりも自立生活を行なっている状態から転倒により介護が必要な状態に陥ることは特に社会的に問題が大きい。よって、在宅の自立した高齢者においてどのような要素があれば転倒の可能性が高いかを分析することは重要であり、もし運動機能検査によって転倒リスクが判定できれば有意義なものと思われたが、今回の研究により転倒リスクを判定できる方法を発見する事はできなかった。

木村らは加齢とともに歩行能、バランス能は低下し、これらは相互に関連が深く、また下肢

筋力が一定レベル以下に低下すると急激に歩行能、バランス能も低下するとしている⁵⁾。今回、床反力計を用いて求めた歩行時重心動揺距離と他の運動機能との関連を調べるために各計測項目間の相関関係を求めたところ、垂直方向ではほとんど見られなかったが、側方方向では筋力や他のバランス機能項目、年齢、cadenceとの相関が認められた。ただし、cadenceと歩行時重心動揺距離との関連は健常人でも見られる傾向である⁸⁾。また、Timed up and go testでは筋力、柔軟性、他のバランス機能項目、年齢、cadenceともっとも多くの項目との相関が認められた。よって今回の計測項目の中ではTimed up and go testと側方方向の歩行時重心動揺距離の二つの項目が、高齢者の運動機能を集約できる項目と言える。

今回の結果で、歩行時の重心動揺距離と転倒との関連は認められず、また運動機能検査より転倒しやすさを判定する事はできなかったが、Timed up and go testと歩行時の重心動揺距離は高齢者の運動機能の評価方法としては比較的簡便で有用と考えられる。現在のところまだ短期的な結果のみであり、今後長期的な計測を行なっていきたい。

結 語

- ・歩行可能な高齢女性の運動機能を計測し、その後の転倒の有無を調査し、転倒群と非転倒群の運動機能の差を検討したところ、転倒群がFFDで有意に低下し、また筋力でも有意な差ではないが低下していた。
- ・今回の計測では特に床反力から求めた歩行時重心動揺距離に注目し、計測したが転倒との直接の関連は認めなかった。
- ・各計測項目の相関関係を見たところ、Timed up and go testと側方方向の歩行時重心動揺距離の二つの項目が、高齢者の運動機能を集

約できる項目と考えられた。

文 献

- 1) 林泰史：転倒・骨折予防は21世紀の医療の大きな柱。MB Med Reha31：1-8, 2003.
- 2) 林泰史：新しい治療戦略としての「転倒予防」。Osteoporosis Japan11 (3)：621-628, 2003.
- 3) 泉キヨ子, 平松知子, 他：高齢者の転倒予測因子としての骨量および重心動揺に関する研究(地域および入院高齢者の経年的変化についての検討)。北陸公衛誌 26 (1)：25-29, 1998.
- 4) 金成由美子, 安村誠司：転倒・骨折の頻度。MB Med Reha31：9-14, 2003.
- 5) 木村みさか：転倒・骨折を惹起する高齢者の体力。MB Med Reha31：15-24, 2003.
- 6) 小松泰喜, 田中尚喜, 他：施設入所者の身体機能の特性(転倒予防の観点から)。日老医誌 37：908-911, 2000.
- 7) 前田祐輔, 田中敏明, 他：高齢者の静的・動的バランス能力。札幌医科大学保健医療学部紀要 5：79-85, 2002.
- 8) 中土保：歩行時の重心変位に関する研究。中部整災誌 36 (4)：890-902, 1993.
- 9) 鈴木隆雄, 杉浦美穂, 他：地域高齢者の転倒発生に関連する身体的要因の分析的研究(5年間の追跡研究から)。日本老年医学会雑誌 36 (7)：472-477, 1999.
- 10) 鈴木隆雄：転倒予防外来(内容と成果)。MB Med Reha31：49-53, 2003.
- 11) 新野直明, 中村健一：老人ホームにおける高齢者の転倒調査・転倒の発生状況と関連要因。日本老年医学会雑誌 33 (1)：12-16, 1996.
- 12) 内山靖：高齢者の平衡機能と転倒。理学療法18 (9)：858-864, 2001.
- 13) 渡辺丈眞：高齢者転倒の疫学。理学療法18 (9)：841-846, 2001.
- 14) 安村誠司：高齢者の転倒・骨折の頻度。日医雑誌 122 (13)：1945-1949, 1999.

ポータブル動作解析機の人工股関節置換術前後の 機能訓練への応用

松下 直史^{※1} 大橋 弘嗣^{※2} 今久保伸治^{※3} 中土 保^{※3}
井上 茂之^{※4} 田中 真司^{※4} 山本 浩司^{※4} 高岡 邦夫^{※5}

Application of portable motion analysis apparatus for the functional
assessment before and after total hip arthroplasties.

Naofumi MATSUSHITA, PhD., Hirotsugu OHASHI, PhD., Shinji IMAKUBO, Tamotsu NAKATSUCHI, PhD.,
Shigeyuki INOUE, Shinji TANAKA, Hiroshi YAMAMOTO, Kunio TAKAOKA, PhD.

Abstract

Many motion analysis apparatus are installed in particular institutes, thus there is a limitation in clinical application. We developed a portable motion analysis apparatus that can measure the movement of the center of gravity of the body elsewhere even in outdoors. The portable motion analysis apparatus has three axial acceleration sensors. Data are sent by wireless to a personal computer and are analyzed to evaluate affected/unaffected support ratio, stance width and walking speed.

We used this apparatus to evaluate these three parameters in twelve patients before and after total hip arthroplasties. The affected/unaffected support ratio increased from 73.5% before operation to 88.4% at the end of functional exercise program. The stance width decreased from 10.9 log power to 10.1 log power and the walking speed increased from 0.63m/s to 0.79m/sec, respectively.

From these results, the walking ability before and after total hip arthroplasty can be evaluated quantitatively and objectively. This portable motion analysis apparatus has a possibility for quantitative evaluation of the results of functional exercise on various diseases.

Key words : Portable motion analysis apparatus, Total hip arthroplasty, Functional assessment.

※1 大阪府立身体障害者福祉センター リハビリテーション科
〒590-0808 堺市旭丘中町4丁目3番1号

※2 済生会中津病院 整形外科
〒530-0012 大阪市北区芝田2丁目10番39号

- ※3 大阪市立大学 医学部リハビリテーション科
〒545-8586 大阪市阿倍野区旭町1丁目5番7号
- ※4 松下電器産業株式会社 暮らし環境開発センター
〒570-8501 守口市八雲中町3丁目1番1号
- ※5 大阪市立大学大学院 医学研究科 整形外科
〒545-8585 大阪市阿倍野区旭町1丁目4番3号

Corresponding Author : Naofumi Matsushita, PhD.

Rehabilitation Center for The Handicapped, Osaka Prefecture
4-3-1 Asahigaokanaka Sakai City, 590-0808, Japan
Tel & Fax : 0729-83-2530
E-mail address : naofumi7023@hct.zaq.ne.jp

要 旨

現在まで使用されてきた動作解析機は施設設置型であり、臨床応用に限界があった。本研究において我々は、屋外でも使用可能なポータブル動作解析機を開発した。このポータブル動作解析機は、上下・前後・左右のXYZの3軸の加速度センサーを有し、患側/健側支持率・スタンス幅・歩行速度を測定できる。今回我々は、このポータブル動作解析機を用い人工股関節置換術前後の機能訓練に使用した。その結果、患側/健側支持率では歩行時の荷重時間比率を、スタンス幅で歩行時の歩行の安定性を、歩行速度では歩行時の推進力などの評価が可能であった。このポータブル動作解析機は、今後様々な疾病での機能訓練の治療効果判定に利用できると考えられる。

はじめに

現在機能訓練は、医療従事者の経験に基づき、進行していることが多く、EBM (Evidence Based Medicine) の観点からみると不合理な点が多々認められる。その理由として元来リハビリテーション医療分野は、バイオフィードバック・機能的電気刺激など患者条件・研究デザインを一定にしやすい分野以外は、患者の背景因子や治療条件が多様で実験室的条件下で得

られた結果を適応しにくい点や無作為化比較試験を実施しにくい点があり、EBMを展開することが難しい分野である²⁾。最近では、FIMなどの国際的にも信頼性の高いADLの評価法を使用した研究分野や認知リハビリテーション分野でも、定量的評価が行われているが、機能訓練分野では、計測の簡易な測定機器の開発・普及が遅れており、定量的評価が不十分な点も認める。特に機能訓練の現場では、多種多様の疾患に対し、医療従事者の経験に基づき定量的評価を行わず、明確なゴール設定のないまま、慢性的に機能訓練を行っているケースを多々見受け

こうした中、動作解析技術は、機能訓練の効果を定量化し治療効果を明確にしていくためには必要不可欠な技術となっていくと考えられる。動作解析技術は以前より研究されてきた分野であるが、これまでの動作解析機は施設設置型であり、緻密な動作解析が可能であるが、一方非常に高価かつ広いスペースを要し、測定環境が動作解析機設置場所に限定されるという点で、臨床応用に大きな制約があり、特に屋外環境での機能評価が行えないという大きな欠点があり、技術普及の大きな障害ともなっていた。そこで我々は、操作・解析共に非常に簡便であり、かつ測定環境を選ばず、屋外環境でも測定をおこなうことが可能な小型のウェアラブルセ

ンサーを用いたポータブル動作解析機を用いて人間の行動を比較的長時間計測・評価する技術の開発を行い、まず従来より平衡機能検査時に使用されている重心動揺計と比較して閉眼立位検査での両測定機で測定した単位軌跡長の回帰分析を行い、標準回帰係数が、0.76となり、静止時の評価精度が高い事を確かめた⁶⁾。次に、歩行速度に関しては、本動作解析機とメトロノームの音に歩調を同調させた歩行実験にて標準回帰係数が、0.93となり、歩行時の評価精度が高いことを確かめた⁶⁾。今回、人工股関節置換術後の患者について自由歩行での歩行解析を行い、その有効性を実証したので報告する。

ポータブル動作解析機

ポータブル動作解析機は箱型のウェアラブルセンサーであり、3軸の加速度センサーと、心拍センサーを内蔵し、Bluetoothを用い、支援端末に逐次無線収集するよう構成し、支援端末にて、運動機能評価・転倒検知・データ解析及び管理を容易に行える。ポータブル動作解析機を専用のセンサー固定用ベルトにて腰部に固定し、ノート型コンピューターを支援端末として使用し、無線で通信して動作解析を行った(図1)。ノート型コンピューターで加速度データ・原波形を解析することにより、運動機能情報を抽出し、リアルタイムモニターにて計測時間・3軸の波形・姿勢を同時に表示することが可能である。歩行時の加速度のデータ解析は、測定時には、ウェアラブルセンサーの検知した情報をノート型コンピューター上でXYZ軸の加速度の原波

形として同時に表示する(図2)。歩行後ノート型コンピューター上で加速度データ・原波形を解析し、上下・前後・左右の3軸の加速度解析から、患側/健側支持率(%)・スタンス幅(log Power)・歩行速度(m/s)が評価可能であり、経時的に歩行能の変化を調査することが可能である(図3)。評価アルゴリズムは下記のようになっている。

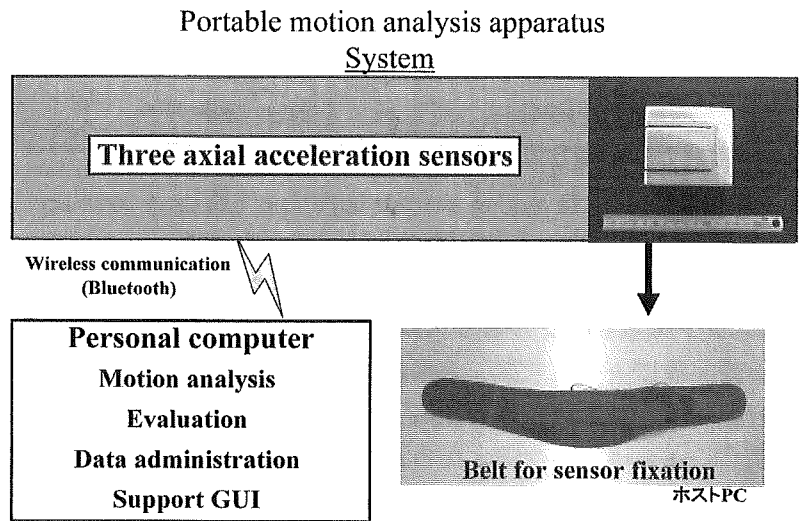


図1. We developed a portable motion analysis apparatus to be able to measure the movement of the center of gravity of the body elsewhere even in outdoor. Data are sent by wireless to personal computer.

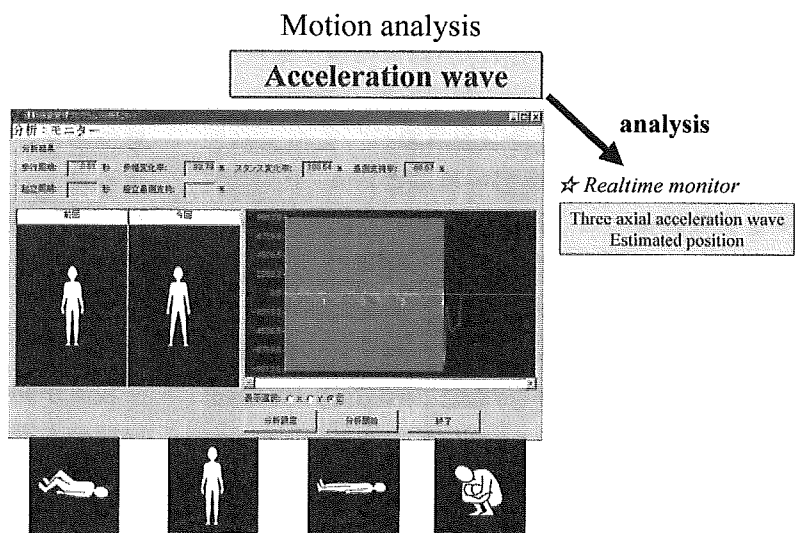


図2. Data are sent by wireless to personal computer and are analyzed to evaluate affected/unaffected support ratio, stance width and walking speed.

Acceleration data analysis

Portable motion analysis apparatus detects three axial acceleration simultaneously.

Stance width and acceleration wave pattern

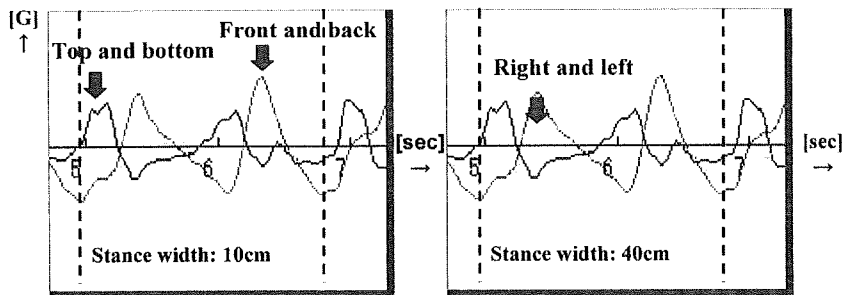


図3. The portable motion analysis apparatus has three axial acceleration sensors.

a. スタンス幅評価アルゴリズム

予備実験により、スタンス幅の増加に伴い左右方向における歩行周期の加速度変動成分が増加することを確認したことから、歩行時における左右方向の加速度データに対して周波数分析を行い、歩行周期にあたる周波数のパワー（の対数）をスタンス評価の指標とする。

b. 歩速評価アルゴリズム

機能訓練の進行に伴い歩行速度が増加すると考えられる。歩行速度の指標としては、前後方向における歩行周期の加速度変動成分（ストライド評価指標）と1秒間の歩数との積により算出することとした。

c. 左右支持率評価アルゴリズム

運動機能回復時の歩容の特徴として、左右の脚を交互に使うこと自体はできるが、負担が良い方の脚（健側）に負担が偏る傾向にあり、脚に掛る左右の負荷のバランスを指標とした。左右支持率評価指標としては、歩行中における左右方向の加速度変動成分を逐次積分し、歩行完了後での結果を算出した。

症例及び方法

片側人工股関節置換術前後の患者12名を対象とし、平均年齢63歳（32～84歳）、平均身長153cm（133～164cm）、平均体重61kg（50～

70kg）であった。この症例に対し、ポータブル動作解析機装着下で10m歩行検査を歩行訓練開始時（平均術後9.1日）、松葉杖開始時（平均術後16.6日）、機能訓練終了時（平均術後29.3日）に行い、患側/健側支持率、歩行スタンス幅、歩行速度を計測し評価検討を行った。

結 果

患側/健側支持率は術前73.5%で、歩行訓練開始時平行棒内で79.0%、松葉杖開始時82.5%、機能訓練終了時では、ステッキで、88.4%となった（図4）。歩行スタンス幅は術前10.9（log Power）で、歩行訓練開始時平行棒内で10.5 log Power、松葉杖開始時10.3 log Power、機能訓練終了時では、ステッキで、10.1 log Powerと訓練開始時と比較して松葉杖開始時・機能訓練終了時が共に改善を認めた（図5）。歩行速度は術前0.63m/sで、歩行訓練開始時平行棒内で0.39m/s、松葉杖開始時0.68m/s、機能訓練終了時では、ステッキで、0.79m/sと訓練開始時と比較して松葉杖開始時・機能訓練終了時が共に改善を認めた（図6）。患側/健側支持率は有意ではないが増加し、患側への荷重が増加傾向となった。歩行スタンス幅・歩行速度は共に有意な改善を認めた。このように人工股関節置換術後の患側/健側支持率、スタンス幅、歩行速度の変化を評価できた。

考 察

我々が開発したポータブル動作解析機は、測定環境を選ばないため、今まで不可能であった屋外でも動作解析が可能となった。今回は普段歩く機会の多い病棟の廊下で行ったが、検査室以外での測定が可能になり、臨床上的制約がなくなることにより、維持期や日常生活下での動作解析も可能となる。更に松葉杖やステッキ、

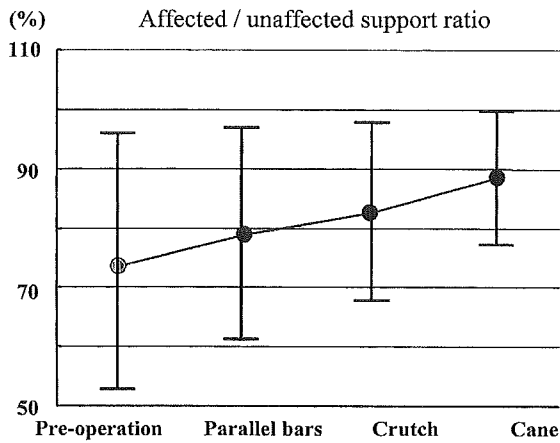


図 4. The affected/unaffected support ratio increased from 73.5% before operation to 88.4% at the end of functional exercise program.

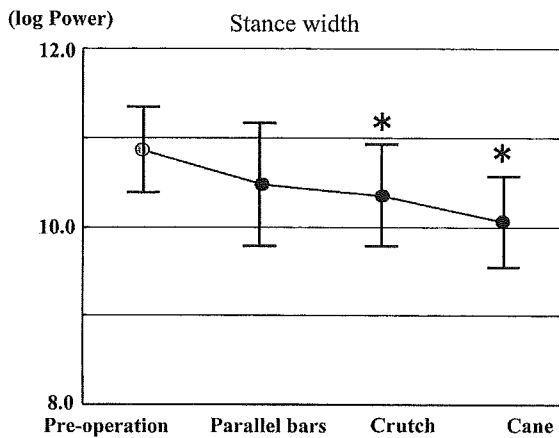


図 5. The stance width decreased from 10.9 log power before operation to 10.1 log power at the end of functional exercise program.

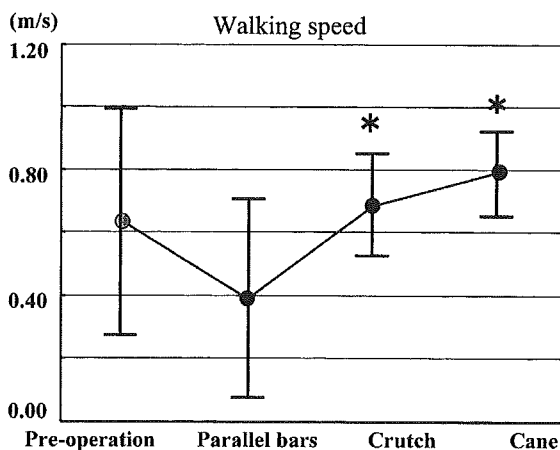


図 6. The walking speed increased from 0.63m/s before operation to 0.79m/sec at the end of functional exercise program.

装具を装着したままでも解析が可能である。一方、従来の施設設置型動作解析機による動作解析は、人工股関節置換術後だけではなく、大腿切断者や頸髄症・脳血管疾患後の片麻痺患者など様々な疾病に応用されており^{1), 5), 9), 10)}、歩行解析の結果から治療装具を作成する様な研究も行われている。また、人工股関節置換術後に対する動作解析技術は、歩行解析のみではなく、人工股関節の脱臼姿位の解析にも応用されている^{3), 4), 7), 8)}。しかし、従来の動作解析機は、緻密な動作解析は可能であるが、非常に高価かつ操作・解析共に困難であるため、導入できる施設が限定され、治療効果判定にも使用し難い。

また、施設設置型であり日常生活下での動作解析には使用できないため、動作解析の結果が実際の日常生活での動作を正確に反映しているとは考えにくい。その点このポータブル動作解析機は、操作・解析共に非常に簡便であり、かつ測定環境を選ばないため、転倒予防・スポーツの機能評価・条件の悪い悪路での歩行機能評価など様々な臨床応用が可能となると考えられ、屋内環境と屋外環境での機能比較もできるため、より厳密な安静度を設定することも可能となる。現在機能訓練は、医療従事者の経験に基づき行われていることが多く、EBMの観点からも、機能訓練の進行に不合理な点が多々認められた。操作・解析が簡便で測定環境を選ばないこの動作解析技術が普及することにより、医療従事者の経験に基づいていた機能訓練が根拠あるデータに基づいて進めていくことが可能になると考えられる。

結 語

加速度センサーを内蔵するポータブル動作解析機は人工股関節置換術後の運動機能回復の定量的測定法として有用であった。この動作解析技術は、今後様々な疾病での機能訓練の治療効果判定に利用できると考えられる。

なお、本研究は経済産業省の産業技術基盤研究 研究開発プロジェクト「人間行動適合型生活環境創出システム技術」として、新エネルギー

ギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) からの委託を受けて, (社) 人間生活工学研究センター (HQL) を通して実施したものである.

文 献

- 1) 元田英一, 鈴木康雄 他: 筋骨格コンピューターモデルと三次元剛体バネモデルによる股関節の解析. 関節外科 Vol.22, No.2:19-30, 2003.
- 2) 木村彰男: リハビリテーション医学とEBM. 総合リハビリテーション. 29 (10): 889-893, 2001.
- 3) Kristen A, Bowsher L, et al. : Effect of foot-progression angle on hip joint moments during gait. J Biomech. 28 : 759-762, 1995.
- 4) Lai KA, Lin CJ, et al. : Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip-comparison with untreated patients. J Orthop Res. Nov ; 19 (6): 1147-1152, 2001.
- 5) 前田貴司, 志波直人 他: 大腿切断者の歩行解析. 関節外科. 22 (2): 86-93, 2003.
- 6) 松下直史, 大橋弘嗣 他: ウェアラブルセンサーを用いた重心動揺計の精度と有用性. 日本整形外科学会雑誌. 78 (8): 1059, 2004.
- 7) Mark E, Douglas R, et al. : Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. J Biomech. Apr ; 36 (4) : 577-591, 2003.
- 8) 田中義孝: 変形性股関節症および人工股関節置換術例の歩行分析. 日整会誌. 67 : 1001-1013, 1993.
- 9) 山田博之, 坂田清 他: 頸髄症の歩行分析. 関節外科. 22 (2) : 94-100, 2003.
- 10) 山本澄子: 歩行分析に基づく片麻痺者のための短下肢装具の開発. 関節外科. 22 (2) : 101-108, 2003.

ポータブル動作解析機の THA 術後リハビリテーションでの使用経験

大阪府立身体障害者福祉センターリハビリテーション科

松下直史

済生会中津病院整形外科
大橋弘嗣

大阪市立大学医学部リハビリテーション科
今久保伸治・中土保

大阪市立大学大学院医学研究科整形外科
高岡邦夫

松下電器産業(株)くらし環境開発センター
井上茂之・田中真司・山本浩司

はじめに

人工股関節置換術 (THA) の術後リハビリテ-

Availability of portable motion analysis apparatus
to evaluate the progress of rehabilitation after
THA

Rehabilitation Center for The Handicapped,
Osaka Prefecture
Naofumi Matsushita et al.

Key words : ポータブル動作解析機 (Portable motion analysis apparatus)
歩行解析 (Gait analysis)
人工股関節置換術 (Total hip arthroplasty)

ションのプログラムはこれまでは術後の全身状態の回復, インプラントと骨との固定性, 筋肉や筋膜などの癒合・治癒などを考慮して経験的に決められていた。わが国では一般的には術後1ヶ月以上の入院で段階的に筋力強化や荷重歩行訓練が行われ, その進行は緩やかであったためにリハビリテーションの到達度を厳密に評価する必要性は少なかった。しかし, 最近ではインプラントの改良により術後早期からの荷重が可能となるとともに, 最少侵襲手術手技 (MIS) の導入により全身および局所への侵襲が軽減され, 術後早期からのリハビリテーションの開始と速やかな進行が可能となってきた。一方, クリニカルパスの導入によって合理的な治療やリハビリテーションの計画を立てることが必要不可欠になってきた。従って, リハビリテーションの到達度を評価し, これに基づいてリハビリテーションを進めていかなければならない。

リハビリテーションの到達度の定量的評価には,

これまで筋力測定や動作解析が用いられてきた。特に歩行解析は下肢の機能やバランス能などを総合的に評価できる方法として優れているが、その装置は高価であり、さらに施設設置型であるため広いスペースを要し測定環境が動作解析機設置場所に限定されるという点が臨床応用に大きな制約となっていた。そこで我々は、小型のウェアラブルセンサーを用いたポータブル動作解析機を用いて人間の行動を比較的長時間計測し、評価する技術の開発を行い、従来の動作解析機と比較して閉眼立位検査で精度が充分であることを確かめた。今回、我々はTHA術後の患者について歩き慣れた病棟の廊下で自由歩行での歩行解析を行い、その有効性を実証したので報告する。

方法および対象

1. ポータブル動作解析機

ポータブル動作解析機は箱型のウェアラブルセンサーであり、3軸の加速度センサーと、心拍センサーを内蔵し、Bluetoothを用い、支援端末に逐次無線収集するよう構成し、支援端末にて、運動機能評価・転倒検知・データ解析及び管理を容易に行える。ポータブル動作解析機を専用のセンサー固定用ベルトにて腰部に固定し、ノート型コンピューターを支援端末として使用し、無線で通信して動作解析を行った(図1)。ノート型コンピューターで加速度データ・原波形を解析することにより、運動機能情報を抽出し、リアルタイムモニターにて計測時間・3軸の波形・姿勢を同時に表示することが可能である。歩行時の加速度のデータ解析は、上下・前後・左右のXYZ軸の加速度を同時に検出し、解析を行う(図2)。上下・前後・左右の3軸の加速度解析から、患側/健側支持率(%)・スタンス幅(log Power)・歩行速度(m/s)が評価可能であり、経時的に歩行能の変化を調査することが可能である(図3)。

2. 対象

片側人工股関節置換術後の患者12名を対象とし、平均年齢63歳(32~84歳)、平均身長153cm(133~164cm)、平均体重61kg(50~70kg)であった。原疾患は変形性股関節症9例、特発性大腿骨頭壊死症2例、大腿骨頸部骨折後1例であった。人工股関節置換術の術式は、前外側進入法の最少侵襲手術であり、セメントレスが2関節、ハイブリッドが4関

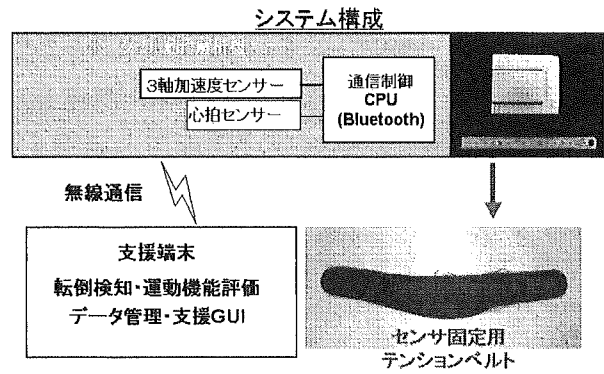


図1 ポータブル動作解析機

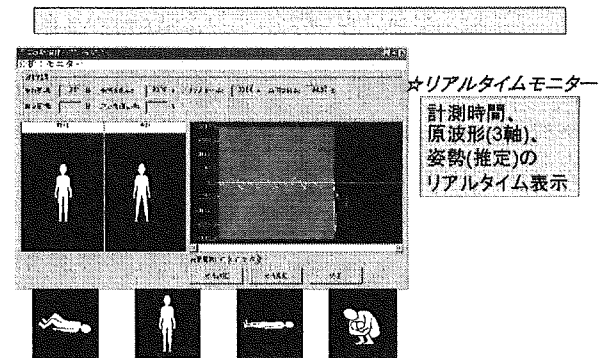


図2 動作計測・解析

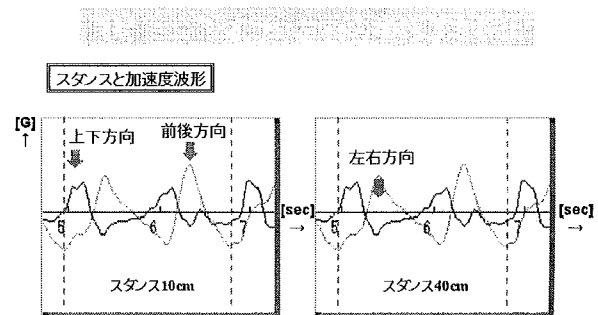


図3 歩行時の加速度データ解析

節、セメントが6関節であった。全例同じTHA術後のクリニカルパスを使用し、そのプログラムでは、術後1週目で平行棒歩行開始、2週目より松葉杖開始、4週目よりステッキ歩行開始としている。これらの症例に対し、ポータブル動作解析機装着下で10m歩行検査を普段歩き慣れた病棟の廊下で歩行訓練開始時(平均術後9.1日)、松葉杖開始時(平均術後16.6日)、リハビリテーション終了時(平均術後29.3日)に行い、患側/健側支持率、歩行スタンス、歩行速度を計測し評価検討を行った。

結 果

患側／健側支持率は歩行訓練開始時平行棒内で79.0%，松葉杖開始時82.5%，リハビリテーション終了時では、ステッキで、88.4%となった(図4)。歩行スタンスは歩行訓練開始時平行棒内で10.5log Power, 松葉杖開始時10.3log Power, リハビリテーション終了時では、ステッキで、10.1log Powerと訓練開始時と比較して松葉杖開始時・リハビリテーション終了時が共に改善を認めた(図5)。歩行速度は歩行訓練開始時平行棒内で0.39 m/s, 松葉杖開始時0.68m/s, リハビリテーション終了時では、ステッキで、0.79m/sと訓練開始時と比較して松葉杖開始時・リハビリテーション終了時が共に改善を認めた(図6)。患側／健側支持率は有意ではないが増加し、患側への荷重が術後経過とともに増加傾向となった。歩行スタンス幅・歩行速度は共に有意な改善を認めた。このように人工股関節置換術後の患側／健側支持率，スタンス幅，歩行速度の変化を評価できた。

考 察

これまで、人工股関節置換術後の歩行能の評価は、筋力や歩行解析によって行われてきた^{1,3,5)}。まず、筋力による評価であるが、KIN-COM・Cybexなどを用い、股関節周囲筋群の最大筋力を測定し、それを評価の指標とするものである⁴⁾。これは、正確な最大筋力を測定できているか不明である点と、測定した筋力が実際の歩行時の筋活動を正確に反映しているとは考えにくい点である。次に動作解析機を用いた評価であるが、歩行速度・歩行時の荷重時間比率・安定性・床反力計を用いた各動作時の筋活動などを正確に測定できる点で前者より明らかに優れた測定方法と考えられる。しかし従来の動作解析機は、緻密な動作解析は可能であったが、非常に高価かつ操作・解析共に困難であり、また施設設置型であるため、測定環境が制限され、日常生活での測定ができないため、臨床応用に制約があった^{2,6,7)}。だが、我々が開発したポータブル動作解析機は、測定環境を選ばないため、今まで不可能であった屋外でも動作解析が可能となった。今回は普段歩く機会の多い病棟の廊下で行ったが、検査室以外での測定が可能であるため、臨床上の制約がなくなり、維持

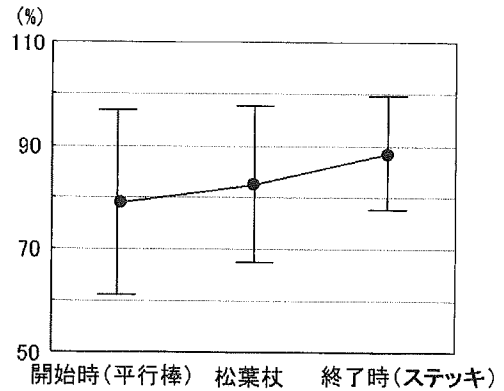


図4 結果 (患側/健側支持率)

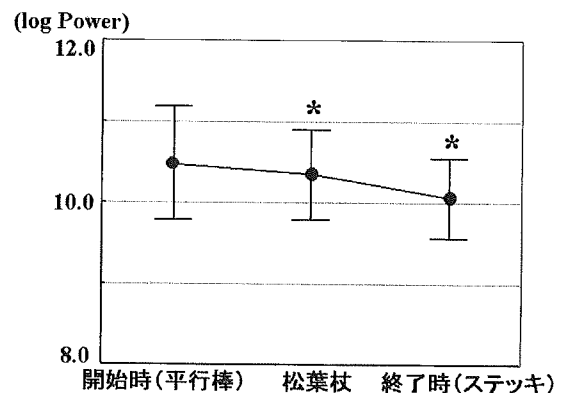


図5 結果 (歩行スタンス)

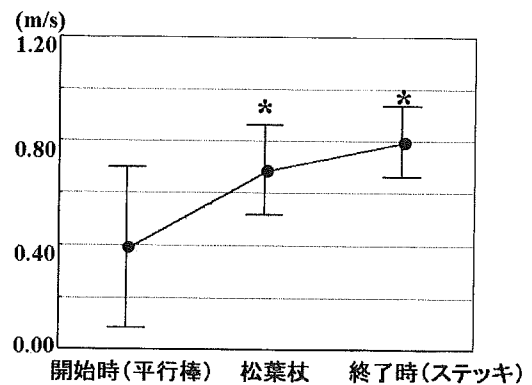


図6 結果 (歩行速度)

期や日常生活下での動作解析も可能となった。また3軸の加速度センサーによって、患側／健側支持率では歩行時の荷重時間比率を、スタンス幅で歩行時の歩行の安定性を、歩行速度では歩行時の推進力などの評価が可能となる。更にこのポータブル動作解析機は、操作・解析共に非常に簡便であり、かつ測定環境を選ばないため、将来転倒予防・スポーツの機能評価・条件の悪い悪路での歩行機能評価など様々な臨床応用が可能となり、屋内環境と屋外環境

での機能比較もできるため、より厳密なリハビリテーションプログラムを設定することも可能となる。現在リハビリテーションは、医療従事者の経験に基づき行われていることが多く、EBMの観点からも、リハビリテーションの進行に不合理な点が多々認められた。いままで動作解析技術は、操作・解析が困難で測定環境が制限されていたことにより、あまり普及しなかったが、操作・解析が簡便で測定環境を選ばないこの動作解析技術が普及することにより、医療従事者の経験に基づいていたりハビリテーションが根拠あるデータに基づいて進めていくことが可能になると考えられる。

結 語

われわれが開発したポータブル動作解析機を用いてTHA術後患者の歩行解析を行った。その結果、患側への荷重は術後経過とともに増加傾向となり、歩行スタンス幅と歩行速度は共に有意な改善を認めた。本ポータブル動作解析機は操作・解析共に非常に簡便であり、かつ測定環境を選ばないため、今後いろいろな分野での臨床応用が可能になると考えられた。

なお、本研究は経済産業省の産業技術基盤研究開発プロジェクト「人間行動適合型生活環境創出システム技術」として、新エネルギー・産業技術

総合開発機構 (NEDO) からの委託を受けて、(社)人間生活工学研究センター (HQL) を通して実施したものである。

文 献

- 1) Kristen A et al.: Effect of foot-progression angle on hip joint moments during gait. *J Biomech.*, 28: 759-762, 1995.
- 2) Lai KA et al.: Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip-comparison with untreated patients. *J Orthop Res.*, 19 (6): 1147-1152, 2001.
- 3) Mark E et al.: Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. *J Biomech.*, 36 (4): 577-591, 2003.
- 4) McGrory BJ et al.: Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.*, 77 (6): 865-869, 1995.
- 5) 元田英一ほか: 筋骨格コンピューターモデルと三次元剛体バネモデルによる股関節の解析. *関節外科*, 22(2): 19-30, 2003.
- 6) 田中義孝: 変形性股関節症および人工股関節置換術例の歩行分析. *日整会誌*, 67: 1001-1013, 1993.
- 7) Trudelle-Jackson E et al.: Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.*, 85 (7): 1056-1062, 2004.