

〔研究ノート〕

高齢者の車いす使用時における転倒，転落事故防止策

丹羽 宗弘

はじめに

2010年3月1日現在におけるわが国の総人口は1億2千742万人余りで，そのうち65歳以上の高齢者はおよそ2千921万人，総人口に占める割合は22.9%にのぼる。年齢を75歳以上に絞り込むと，その数は1千395万人となり，総人口の11.0%を占める⁽¹⁾。今から40年後の2050年になると，推定される総人口は9千515万人余り（出生中位，死亡中位の場合）と1億人を割り込み，そのうち65歳以上の高齢者の割合は39.6%へと増加し，わが国は高齢化の一途を辿る⁽²⁾。

今後，医療技術や分子生物学の進歩を背景に，老化の原因の一つとみられる細胞分裂を制御するDNAや生体の恒常性維持を担う遺伝子プログラムの解析などが進むと，最長で120～125年といわれているヒトの寿命に，平均寿命は一段と近づくことが予想され，高齢者人口は現在の推計値を大きく上回ることも予想される。

しかし，余命が延びるとしても，高齢者にとって加齢に伴う体力の低下や罹患率の上昇などの身体的変化は従来とあまり変わることがないと考えられる。たとえ健康で歳を重ねたとしても，高齢になれば視覚や聴覚など五感の衰えは避けられず，刺激に対して反応が生じるまでの時間は遅延する。また，高齢になると骨格筋量が減少するため，過度な力仕事は困難になり，さらに，骨密度の低下によって骨粗鬆症が認められるようになる。日常生活において，高齢者が階段から転落したり，一寸した段差につまずいて転倒したりするのも，その結果として骨折や脳挫傷のような一大事に発展し易いことも，前述のようなさまざまな老化現象が重複するためと考えることができる。また，これらの治療のために安静状態が長期にわたると，運動器や循環器障害，自律神経障害といった廃用症候群を引き起こし，生活機能の維持が困難になる。

厚生労働省による「2006年身体障害児・者実態調査結果」によると，わが国における身体障害者数（知的障害者および精神障害者を除いた推計値）は2001年が約324万人で，そのうち65歳以上が約200万人（62%），2006年では約348万人に対して65歳以上が約221万人（64%）であった。なお，身体障害者のほぼ半数は肢体不自由である。過去のデータをもとに，65歳以上の8.5%が身体障害を有するようになると仮定した場合，2015年における65歳以上の身体障害者は287万人，2020年で305万人，2025では309万人と，高齢化を背景に年々増加することが予想される。

(1) 総務省統計局人口推計（2010年8月確定）

(2) 国立社会保障・人口問題研究所2006年12月将来推計人口

このような障害による身体機能を補完し、加齢による体力の衰えから生じる身体への負担を軽減する目的で、介護福祉用具は開発、利用されてきた。とくに、杖や歩行器、車いすなどの移動補助用具は、歩行が困難な高齢者や障害者にとっての単なる移動手段にとどまらず、人が生まれながらにもっている空間移動の機能の回復という重要な役目を担っていて、近年、QOL (Quality of Life) 向上のための有効な手段として認識されつつある。

移動補助用具による移動の場合、用具が身体の一部を構成することになり、体の動きにあわせた操作が必要である。そのため、操作法が適切でなかったり、補助用具に欠陥が生じた場合、身体のバランスが崩れ、転倒、転落につながることが多い。その結果、骨折や頭部を強打するなどによって二次障害を負うことになり、寝たきりになることも少なくな

目 的

移動補助用具の中でも、手動車いすによる事故は二次障害に発展する可能性が極めて高い。この研究の目的は、移動補助用具使用時における転倒、転落などのリスクを軽減するため、手動車いすを例に、使用時における事故発生の要因を、車いすの諸特性およびそれらのデータ解析によって明らかにし、車いす使用者や介助者が引き起こすヒューマンエラーが原因の事故発生をいかに低減するか、その方策を提案することにある。

1. 方 法

現在の車いすの原型は15～16世紀のヨーロッパにあったとされているが、その基本形状は今もほとんど変わらず、いすに車輪を装着した構造を受け継いでいる。

病院や介護施設、自宅などで一般に使用されている手動式の車いすには大きく分けて、搭乗者自らの腕力によって駆動輪（後輪）の外側のハンドリムを操作し、推進させる自走行車いすと、主として介助者が押して動かす介助用車いすがある。両者とも基本構造は同じであり、加えて車いすとして備わっていなければならない条件、すなわち搭乗者または介助者のいずれが操作しても常に安定した状態が保て、操作がしやすく、身体にかかる負荷が少ないことに加えて座り心地の良いことが要求される⁽³⁾。

本研究では、自走行車いすと介助用車いすの走行実験を通して、両者の操作のし易さおよび身体にかかる負荷の特性の違いを比較し、その結果から、それぞれの車いすの安定性を力学的解析によって明らかにし、事故につながるヒューマンエラーをどのようにしたら低減できるかを論じる。

実験で用いた車いすは、Fig. 1 で示す駆動輪の半径が約28.5cm の、主に介助用として用いられている車いす（以後車いすAと表記）と、Fig. 2 で示す駆動輪の半径が約30.5cm の自走行車いす（以後車いすBと表記）である。

車いすAは日常、介助者の手を借りる介助用として使用されているが、ハンドリムを備え、自走行としても使用することが出来る。この度は、タイプの異なる車いすを搭乗者が

(3) Rory A. Cooper. Wheelchair Selection and Configuration. Demos Medical Publishing, 1998.



Fig.1 車いすA (介護, 自走兼用)



Fig.2 車いすB (自走用)

操作し、得られた種々の特性を比較することが目的であるため、車いすAは搭乗者が自らの力によって推進させた。

実験では、車いすAおよびBによって、1) あらかじめ屋外に設定したコースを自走して、操作性、安定性について定性的な面から比較した。さらに、2) 屋内でトレッドミルを使用し、車いすの速度を変化させたときの酸素摂取量および心拍数を求め、車いすA、Bそれぞれの身体へ加わる負荷を調べた。そして実験1) および2) において示された結果の差違がそれぞれの構造の違いにあると考え⁽³⁾、重心位置の測定を行い、力学的手法によってそれぞれの運動特性を示した。

1.1 コース走行実験

コースは屋外に設定した1周が200メートルのアスファルト舗装道路で、緩やかな起伏と、約5cmの段差2箇所を含む。このコースをボランティアの2名の学生(いずれも19歳男子)がそれぞれ車いすAおよびBに搭乗して、“1周走行後に3分間の安静”を2回繰り返した。さらに車いすA、Bを交換してこの手順に従って再度行った。1周に要した時間は平均3分40秒で速さは歩行速度に等しい4.2km/hであった。走行中、身体に加わる負荷を知るために、走行前と走行時の心拍数を心拍計によって計測、記録した。また、走行中や段差を乗り越える時の問題点などを聞き取り調査し、車いすの操作性、安定性に関する評価の参考とした。

1.2 トレッドミルによる実験

トレッドミルのベルト上に置いた車いすに、呼気分析用マスクおよび心拍数測定用電極を装着した被験者(ボランティア)を着席させ、5分間安静状態を保ち、呼気ガス分析器によって酸素摂取量を、心電計によって心拍数を記録した。その後ベルトの速さを1.2km/hにセットし、3分間走らせて、被験者が車いすを操作する間に摂取した酸素量と、その間の心拍数を測定した。以後、“5分間の安静後に3分間の車いす操作”の手順に従い、ベルトの速さを、2.4、3.6、4.8、6.0km/hと変化させ、その都度酸素摂取量と心拍数を測定

し、車いすの速さに対する被験者の身体に加わる負荷を定量的に求めた。なお、測定対象となった車いすAおよびBには、同一条件の下で二人の被験者が交互に搭乗した。

1.3 車いすの重心位置の決定

車いす単独の場合と車いすに人が乗った場合、4つの車輪に加わる荷重を測定し、各車輪の間の距離からモーメントを計算で求め、それぞれの場合の重心の位置を決定、三次元座標によって表した。また、車いすが急なスロープを登りかけたり、段差に乗り上げたりしたときを想定して、車いすが駆動輪の軸を中心に後方に回転、転倒する瞬間の、水平面からの角度を求め、キャスト（前輪）を安全に持ち上げることの出来る高さの限界について考察した。

なお、ひとが乗った車いすの重心を求める際、ひとの重心位置を決定する必要があるが、立位と座位ではその位置が大きく変わり、脚の折り曲げの程度によっても微妙に変化する。この度の実験では、ひとの重心を立位の場合は仙骨付近、座位では身体の駆幹下部、第一腰椎付近とした⁽⁴⁾。

2. 結果

2.1 コース走行の実験結果

Table 1に3分間の安静時および200メートルのコース走行時の平均心拍数と、1周したときの車いすの平均時速を示す。成人の歩く速さ（4 km/h）と比較すると、かなりのハイペースであるが、このことがかえって二種類の車いすの特性の違いを際立たせる結果となった。

車いすA、Bいずれの場合も、速さに応じて安静時と走行時の心拍数の差が増加する傾向にあるが、とくに車いすBに比べAのときの増加の割合が大きい。心拍数は搭乗者の運動量の増加に伴って上昇するから、速さを増すことは搭乗者の運動負荷を増やすことに他ならない。言い換えると、同じ量の仕事をする場合、車いすAはBよりも、その操

Table 1 自走したときの搭乗者の心拍数の変化

	時速 (km/h)	安静時 心拍数 (1/min)	走行時 心拍数 (1/min)
車いすA	3.3	61	76
	4.1	61	80
	4.8	65	89
	4.8	56	84
車いすB	3.4	64	75
	4.1	67	77
	4.1	57	77
	5.0	58	82

作に多くのエネルギーを必要とすることを意味する。車いすAおよびBのこのような特性の違いをさらに詳しく調べるためにトレッドミルを用いた屋内走行実験を行った。

(4) George B. Benedek, Felix M. H. Villars, Physics with Illustrative Examples from Medicine and Biology. Addison-Wesley Publishing Co.

2.2 トレッドミルによる実験結果

Table 2 a, 2 b に、トレッドミルのベルトの速さにあわせて車いすを推進させたときの、1分あたり摂取した酸素の容積と、平均の心拍数を被験者毎に示す（bでは車いすを互いに交換し測定した）。なお、安静時における酸素摂取量と心拍数は実験開始時の値であり、トレッドミルの速さを変える都度測定した安静時の値は開始時の値に極めて近いため省略した。

Table 2 a, 2 b では、速さに対する心拍数は車いす A, B とも同じ増加傾向を示していて、消費エネルギーが速さと共に増加していることが分かる。運動による消費エネルギーの定量化には、エネルギー量が酸素摂取量と比例関係にあることから、酸素摂取量の測定値から計算によって求めるのが一般的であるが、この度は車いす A, B の特性の違いを相対的に捉えることが目的なので消費エネルギーは求めない。

被験者の消費するエネルギーは、車いす自体の推進だけではなく、同時に被験者の体重移動のために使われている。そこで、Table 2 a, 2 b の酸素摂取量を、車いすの重さと被験者の体重の和で除し規格化した。そのグラフを Fig 3 a, 3 b に示す。

グラフから、同じ仕事量に対して車いす A と比べて B のほうが酸素摂取量が少なく済み、消費エネルギーが少ないという結果が導かれ、実験 1.1 の“コース走行実験”の結果がより厳密に裏付けられた。

同じ機能を有した車いすでありながら、何故このような違いが生じるのか、また、消費エネルギーの少ない車いすは高齢者や介助者にとっても扱いやすく、望ましいように思えるが、安定性という側面からみた場合はどうか、などについて力学的な観点から車いす A および B の特性を調べた。

Table 2 a トレッドミルを使った、車いす走行時の酸素摂取量および心拍数測定結果

	速さ (km/h)	安静時	1.2	2.4	3.6	4.8	6.0
車いす A	酸素摂取量 (ml/min)	407	567	662	786	1031	1141
	心拍数 (1/min)	63	65	72	77	76	80
車いす B	酸素摂取量 (ml/min)	339	456	521	591	663	733
	心拍数 (1/min)	60	66	69	72	76	79

Table 2 b 2 a と同じ実験を車いすを交換して測定した結果

	速さ (km/h)	安静時	1.2	2.4	3.6	4.8	6.0
車いす A	酸素摂取量 (ml/min)	395	673	838	936	909	1310
	心拍数 (1/min)	66	85	91	93	104	118
車いす B	酸素摂取量 (ml/min)	331	508	500	578	772	993
	心拍数 (1/min)	65	96	91	97	106	117

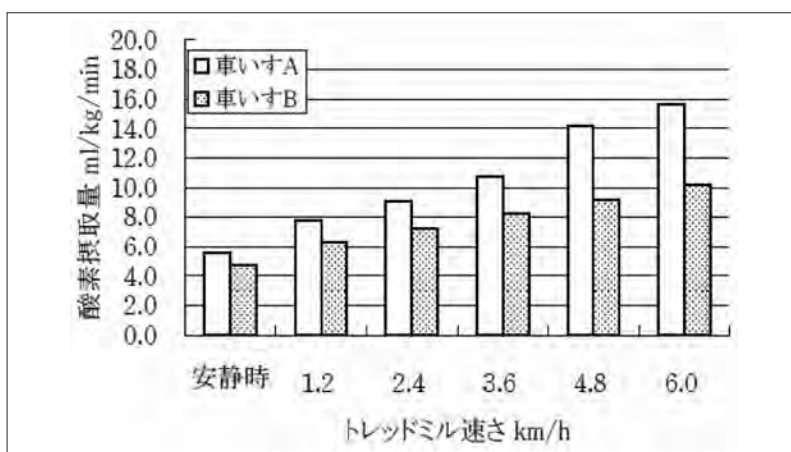


Fig.3a Table 2 a の酸素摂取量を正規化したグラフ

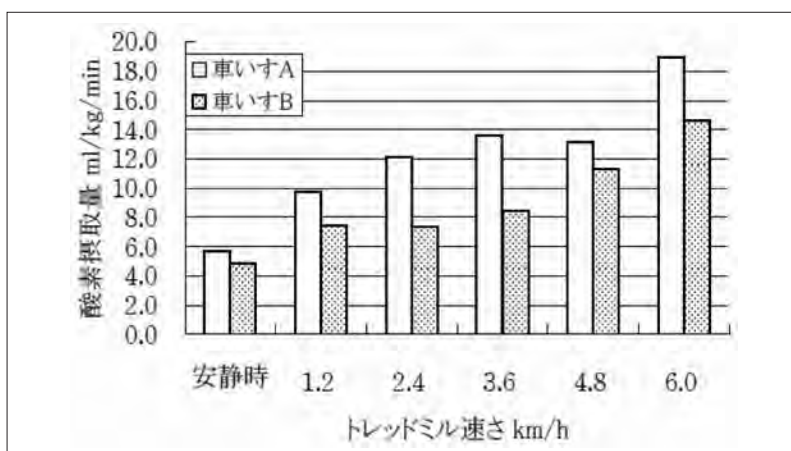


Fig.3b Table 2 b の酸素摂取量を正規化したグラフ

2.3 車いすの重心位置の測定結果

“2つの離れた質点からなる系の重心は、2つの質点を結ぶ線分を、その質量の逆比に内分する位置にある”。このことを用いて、車いすの4つの車輪それぞれに加わる荷重を測定し、対角に位置する車輪間の距離からモーメントを計算し、重心の位置を求めた。

重心の位置を車いすに固定した座標によって表すために、Fig.4で示すように、二つの駆動輪の中心を結ぶ線分をX軸とし、その線分を二等分する位置を原点Oとした。次にX軸に直角で地面と平行にY軸をとり（車いすの進行方向を正とする）、XY平面に垂直にZ軸をとった（上向きを正とする）。

4つの車輪に加わる荷重から得られた重心位置は地面と平行なXY平面座標上に表すことができるが、Z軸方向の座標はこの方法では決定できない。そこで簡単のために、XY平面座標で示された重心位置に垂線を立て、この垂線上のどこかに車いすの重心があると仮定し、Z座標の値を知るために駆動輪（後輪）の車軸を回転軸として車いすを後方

に傾け、車いすが倒れる直前の角度からその座標を求めた。なお、搭乗者がいるときの重心位置も同様にして求めた。

車いすA、Bそれぞれの重心の位置を三次元座標（ X 、 Y 、 Z ）によって表したものがTable 3である。これによって、搭乗者の有無で重心の位置が大きく変わることが分かる。

車いすAを例にとると、搭乗者がいない場合の重心は、原点 O から Y 軸正の方向（前方）に15cm、 Z 軸正の方向（高さ）に6cmの位置、座標で表すと（0, 15, 6）の位置にあるが、人が座ると、重心は Y 軸方向では負の向きに2cm、 Z 軸方向では正の向きに25.3cm移動し、（0, 13, 38.3）となり、重心は搭乗者の身体の駆幹下部、第三腰椎付近に移動する。車いすAとBを比較すると、搭乗者有りの場合、 Y および Z 座標の値が車いすAの方が大きい。この理由として、シートの深さではAに比べBが深く、原点 O からのシートの高さではBに比べAが高い位置にあるからと考えられる。



Fig.4 車いすAに設定した三次元座標
車いすBも同様に座標を設定

Table 3 搭乗者がいない場合とある場合の車いすの重心位置

	X 座標 (cm)		Y 座標 (cm)		Z 座標 (cm)	
	搭乗者無し	搭乗者有り	搭乗者無し	搭乗者有り	搭乗者無し	搭乗者有り
車いすA	0	0	15.0	13.0	6.0	38.3
車いすB	0	0	13.5	5.6	2.0	21.4

3. 考 察

介助者にたよらず、室内や屋外にある段差を自走によって乗り越える場合、搭乗者はキャスターを地面から浮かせるか、または後ろ向きになって駆動輪を使い乗り越える。後者の方法は後方が見えないことへの不安を除けば、転倒事故を起こす確率は極めて低い。しかし、車いすの操作に慣れていない人にとっては、前者の方法をとるのが普通である。段差を乗り越える瞬間に、思った以上に身体が後方へ傾斜し、転倒して後頭部を強打することへの恐怖を感じた搭乗者は少なくない。

この度の実験では、車いすAの場合、16.5cm以上の高さの段差を、キャスターを地面から浮かせて乗り越えようとする、間違いなく後方に転倒することが分かった。同じ条件下での車いすBの場合は、乗り越えることのできる段差の限界は9.0cmと、極端に低くなる。車いすBのもっているエネルギー効率の良さや軽快さと相反するこのような特性、言い換えれば、安定性の悪さは何が原因で生じるのかを、支持基底面積と重心の関係によって明らかにする。

3.1 支持基底面積による車いすの力学的解析

Fig. 5 のように、車いすの4つの車輪の接地している点を直線で結んだ四辺形（灰色で示した部分）の面積を支持基底面積（base of support）と呼ぶ。Fig. 6 のように車いすにはたらく重力を三次元座標で示された重心位置を起点とするベクトル G で表したとき、このベクトルが支持基底面積内を向いているならば、車いすは倒れることなく安定な状態を保ち続ける。

Fig. 7 a, 7 b はそれぞれ、車いすと搭乗者を一体と見なし、それが水平に置かれたときと斜面に置かれたときのベクトル G と支持基底面積の関係を表している。前者の場合、ベクトル G は駆動輪の接地点よりも前側に位置し、その向きは Fig. 5 で示された支持基底面積内を指していることから、車いすは転倒せず、安定な状態にあることが分かる。

一方、斜面に置かれた後者の場合、ベクトル G の向きは駆動輪接地点よりも後ろ側（外側）を指し、支持基底面積内から外れることから、搭乗者がハンドリムを握っている状態で駆動輪がロックされた状態にあるときは、駆動輪の接地点を中心として車いすは後方に、回転するように転倒する。

重心と支持基底面積の関係および実験から得た諸特性から、車いす A, B の操作性、安全に関わる安定性について考察した結果、つぎのことが明らかになった。すなわち、重心が高い位置にありながら、キャストを 16.5cm 以上持ち上げなければ転倒しない車いす A は、重心の位置が低いにもかかわらず、段差 9.0cm で転倒する B と比べ、安定性の点では優れているといえる。

この特性の違いは主に Y 軸方向の重心位置と関係があり、車いす A の重心は座標原点からキャスト寄り、B よりも 2 倍以上近い位置にあることによる。このことによって、キャストの転がり抵抗が大きくなり、加速、旋回などの操作面では重く感じると同時に、走行する際に消費するエネルギーは車いす B よりも 1.2~1.6 倍増加する。

一般に、車いすによる転倒、転落などの事故は、車いすへ乗り降りする際やスロープを後ろ向きで下るとき、キャストを持ち上げた状態で段差を乗り越えるときなどに起きやすいが、同じ傾斜角のスロープ、同じ高さの段差でも、個々の車いすの特性によって転倒する場合もあれば、転倒しない場合もある。このことから、使用する車いすの特性を知ることが事故を未然に防ぐ上で重要である。また、車いすの平均重量が 12kg 前後である



Fig. 5 車と地面が接する4つの点を結んだ灰色の部分が支持基底面積

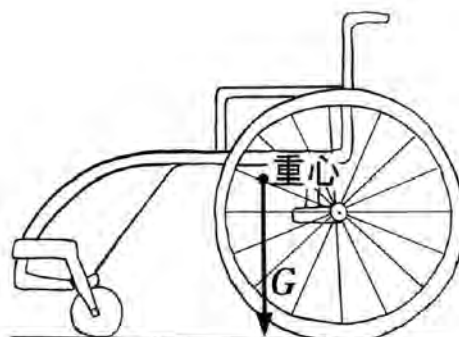


Fig. 6 重心とベクトル G

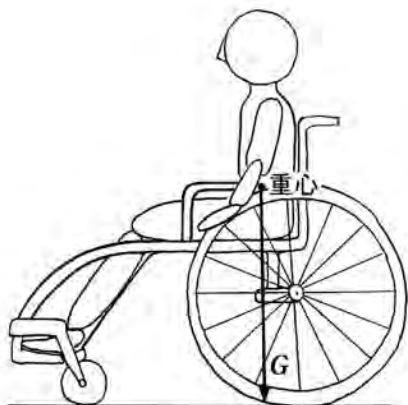


Fig.7a ベクトル G の向きは支持
基底面積を向いている
(安定な状態)

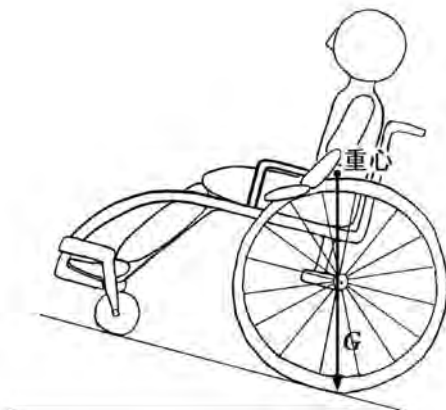


Fig.7b ベクトル G の向きは支持
基底面積から外れている
(後ろに倒れる)

のに対して、成人の体重はその4倍～6倍であることを考慮すると、車いすに座ったときの全体の重心位置は、ひとの重心位置に支配される。平坦な場所で車いすを操作するときは深くシートに座ってキャスターの転がり抵抗を小さくし、段差を越える瞬間には姿勢を前傾させて重心の位置を後ろから前へ移動させるなど、車いすを自分の身体の一部と考えることで事故の発生を低減することが出来る。

重心と支持基底面積の関係を知ることは、歩行中の滑りや転倒のメカニズムを理解するための一助にもなり、移動補助用具を使用する際のヒューマンエラーによる事故発生に対する有効な防止策となる。

3.2 その他の移動補助用具の力学的解析

杖や歩行器のような移動補助用具は、自力での歩行が困難な場合にそれを補助するために用いられ、力学的にはひとが用具の運動を支配する。したがって、事故の大半は使用者のヒューマンエラーに起因し、用具の不備から起きるケースは少ない⁽⁵⁾。ヒューマンエラーの低減には、用具の使用者が歩行のメカニズムを理解することが重要である。

“歩く”，すなわち身体の重心を推進させる力は、足で地面を蹴ることで生じた反作用の、地面と平行な成分である。これが身体を押し出す力となるが、転倒しないためには蹴り足ではない方の足を速やかに前方に接地させて支持基底面積を確保し、身体の重心から垂直に地面に伸びる重力ベクトル G の向きが、常にこの範囲を指すようにしなければならない。歩き出すと慣性力によって身体は前進し続けるので、足を接地させると同時に地面を蹴ると、重心は足の移動と共に前進する。

歩行中障害物によって前足が取られると支持基底面積は前方に伸展して行かない。一方、

(5) R. Lee Kirby, Stacy A. Ackroyd-Stolarz, Murray G. Brown, et al. Wheelchair-Related Accidents Caused By Tips and Falls Among Noninstitutionalized Users of Manually Propelled Wheelchairs in Nova Scotia. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 1994. Sep-Oct;73(5):319-30.

身体は慣性力によって前進し続けるため、ベクトル G は支持基底面積から外れ、その結果前方に転倒することになる。

滑りは、靴などの材質と地面との摩擦が小さく、蹴りによって重心を推進させる力を生み出せないとき、あるいはかかとからつま先へと前足が接地する過程で起こる。前者の場合、ベクトル G は接地し始めた前足がつくる支持基底面積と共に移動するため、後足が滑りを生じても安定な姿勢を保持でき、重大事故には至らない。後者の場合、かかとが重心の移動をはるかに上回る速さで滑ると、それを止めるために反射的に身体を反り、重心を後方に移動させるという行動をとるが、その結果、ベクトル G は支持基底面積から外れ、後頭部を強打することが多い。

骨粗鬆症や事故で歩行に支障を来すような場合、それが軽度の障害であるならば、杖や歩行器によって空間移動の機能を復活させることができる。

杖の場合、身体の重心から垂直に地面に向かうベクトル G が、常に両足と杖とで出来る支持基底面積内にあるように足を運ぶことで、安定した歩行が得られる。このとき、杖は前足の前方に支持基底面積歩を伸展させる役目を負う。片足が障害を負ったため二足歩行ができない場合、解剖学をもとに計算された杖に加わる垂直下向きの力は体重の約1/6である。そのときの支持基底面積は一本の足と杖で囲まれた極めて狭い領域であり、転倒しないためには上体の微妙なバランスのとり方が要求される。

歩行器は、杖よりも格段に広い支持基底面積を前方につくることができる。そのため、滑りを心配することなく、前足を踏み出すことが出来る。ただし、下り坂や歩行器に重い荷物を載せたような場合、慣性力がはたらいって歩行の速さを超えて歩行器が前進し、前のめりから転倒に至ることも少なくない。

3.3 移動補助用具の使用実態について

米国において、医療などの諸施設に収容されている者を除いた、一般市民の年齢別調査結果によると⁽⁶⁾、何らかの移動補助用具を使用している者は、各年齢層の人口を分母にすると、18歳未満で0.2%、18歳から64歳が1.5%に過ぎないが、65歳から69歳では約7%と急激に増加し、以後、70歳から74歳が9%、75歳から84歳が13%と年齢を追うごとに増え続け、85歳以上では39%に達する。

移動補助用具を使用している65歳以上の高齢者を一括りとすると、その数はおよそ436万6千人で、65歳以上の人口3千125万人に対する割合は14%となり、高齢者の7人に1人が何らかの移動補助用具を用いていることになる。また、この調査時の米国の総人口を2億7千万人とすると、米国民のほぼ60人に1人が移動補助用具を使用していると考えられる。使用しているその種類と比率（重複使用を含む）は、手動車いすが15%、杖が55.6%、歩行器が24.7%、その他4.7%である。

一方、わが国における移動補助用具の使用実態調査は、特定の介護施設を対象とした小規模の研究報告または、介護保険福祉用具貸与の報告件数から推測するほかはないが、いずれも、サンプル数が極端に少なかったり、報告書に記載された介護サービス受給者に対

(6) Kaye, H. Stephen, Taewoon Kang, and Mitchell P. LaPlante. Mobility Device Use in the United States: Disability Statistics Report 14. Washington DC: National Institute on Disability and Rehabilitation Research. 2000.

する給付金額または単位ベースから推定する必要があり、実態を反映したデータを得るのは困難である。

各地の介護サービス事業所からの報告によれば、高齢者人口の増加に伴って、介護福祉用具の貸与件数の年次推移は年を追う毎に増加傾向にあり、事故件数もそれに伴って増加すると予想される。移動補助用具の使用者によるヒューマンエラーの低減のために、移動補助用具の使用実態調査と事故統計調査の実施を強く望みたい。

〔抄 録〕

移動補助用具の中でも、手動車いすによる事故は二次障害に発展する可能性が極めて高い。事故発生の要因を知るために、実験によって車いすの諸特性を測定し、重心の位置と支持基底面積の関係から、車いすの安定性と操作性は相反するという結果が得られた。これにより、事故を未然に防ぐには、使用者のヒューマンエラーの低減が重要であるという結論に達した。車いすをはじめとする移動補助用具は使用者の身体の一部として機能することから、用具と一体になったときの運動特性を理解することが、ヒューマンエラーの低減につながる事が明らかになった。