Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

バイオメカニズム学会誌，Vol.19, No.4（1995）

解　説

高齢者の安定と不安定
ー立位・歩行能力を中心にー

窪　田　俊　夫*

1．まえがき

安定と不安定は，日常繁用されている便利な用語である．例えば，陽気が安定しているとか，天気が不安定とか，あるいは政局が，社会情勢が，物価が安定，不安定とかの表現をよく耳にする．この様に繁用されているのは，本来人間には安定化志向があり，ある事象が安定しているかいないかにより，人間の生活に大きな不利益を与える可能性があるためと考えられる．私共臨床医学の分野でも，病状が安定しているか否かは最大の関心事である．著者の携わっている脳卒中のリハビリテーションの分野でいえば，再発作が起こるとか，時々誤嚥による肺炎を併発するとか，あるいは転倒を時々起こすなどの病状の不安定さは，疾病の回復の予後に大きな影響をもっているためである．ここで，様々な使われ方をしている安定，不安定の概念を少し探ってみると，ある事象が指定した状態，または期待されている状態で，僅かな変動で推移するか，可成り変動しても間もなくある範囲内におさまってくるのが安定で，ある事象が好ましくない状態のまま，大きく変動しながら推移するのが不安定ではないかと考える．そしてこの安定，不安定の受けとめ方，即ち安定感，不安定感は，夫々の事象の生起原因が特定出来るかどうか，状態の推移をどの程度予測することが出来るか，もし予測出来ればどの程度制御出来るかによって大きく影響をうける．もし予測出来ない様な好ましくない事態が頻々と発生し，且つその事態に対して制御が出来ないとすれば"不安定感"はまさに極まることになる．「非線形な決定論的な系が生み出す複雑で予測困難な時間変動」がカオス[1]と定義されているが，この不安定さはこの意味のカオスに近い状態といえる．

さて，与えられたテーマである高齢者の安定と不安定を，リハビリテーション医学における障害の階層構造になぞらえて，機能レベル，能力レベル，社会生活レベルとして捉えてみると，機能レベルでは知的機能[2]，運動機能[3]，感覚機能[4]，排尿機能，嚥下機能，体温調節機能[5]などが，能力レベルでは移動能力，コミュニケーション能力，ADL，生活関連動作などが，社会生活レベルでは役割のもち方，生活の過し方などが挙げられる．この中，高齢者の役割のもち方，生活の過ごし方などに関連した事柄は，高齢化社会の到来とのかかわりで国家的な最重要課題といわれ，リハビリテーション医療も現在高齢者の医療・福祉の最適化に向けて大きなエネルギーを投入している．この様に，高齢者の安定と不安定に関わる事象は多岐にわたるため，本稿では社会生活レベルに視野をおきながら，能力レベルの中の移動能力，とくに立位・歩行能力に的をしぼって述べることにしたい．まず対象となる事象の分析として，高齢者の立位・歩行の安定・不安定とその評価について考察し，次いで予測と制御という視点で転倒・転落の予防も含め，立位・歩行の安定性を向上するプログラムについて述べる．

2．高齢者の立位・歩行の安定・不安定とその評価

著者[6]は神経生理学の文献を中心に歩行のメカニズムについての考察を行い，歩行の成立過程を以下の様に整理した．

「ヒトは位置移動運動(locomotion)の遺伝情報の1つとして歩行の成立に必要な中枢プログラム，反射プログラムが生来与えられている．そして，生後歩行開始とともにこれらのプログラムを基盤とし，中枢神経系と体重支持機構の発達に支えられ，歩行の安定性を脅かす様々な外乱を体験しつつ，適応制御系[7]の構成ともいえる学習過程を経て，次第に歩行の成立に必要な最適特性を形成した．」

この様にして，成人で獲得した立位・歩行の最適特性は，老化にともなう知的機能，運動機能，感覚機能の低下にもとづき，次第に損なわれることとなる．即ち深部知覚，視覚などの感覚機能の低下は，目標値と制御量との差であるエラーの検出の精度を損ない，知的機能の1つである代償機能の低下は運動機能の低下

1995年8月17日受付
*中伊豆リハビリテーションセンター
〒410-25　静岡県田方郡中伊豆町冷川1523－108

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

とあいまって適切な操作量の出力を困難とする．

ところで，立位・歩行を制御対象とするもっとも基本的な特性に安定性に関するものが考えられる．それは，安定性を基盤に自立が得られ，更にスピード性，持久性などの応用性への道が開かれるためである．永田ら[8]は，身体運動特性の評価として，最も大切な特性は安定した運動を行うことであるとし，目標値がステップ関数的に突然変わったときや，外乱がとびこみ制御系の働きが乱されても偏差をゼロにする機能が大切で，この特性が強いほど安定した系であると述べている．このことを心肺機能についていえば，生体にある運動負荷が加えられた時，心拍数応答が好ましい水準において速やかに定常状態となり，更に負荷が除かれた後，速やかに負荷前の状態に復帰することと解釈される．立位・歩行についていえば，静的・動的バランスを脅かす何らかの負荷，または外乱が加えられた時，体重心の動揺をある水準に向けて速やかに収束するか，あるいは一定の水準に保つことによりバランス状態を保つ特性と考えられる．以下この特性を安定能ということにする．

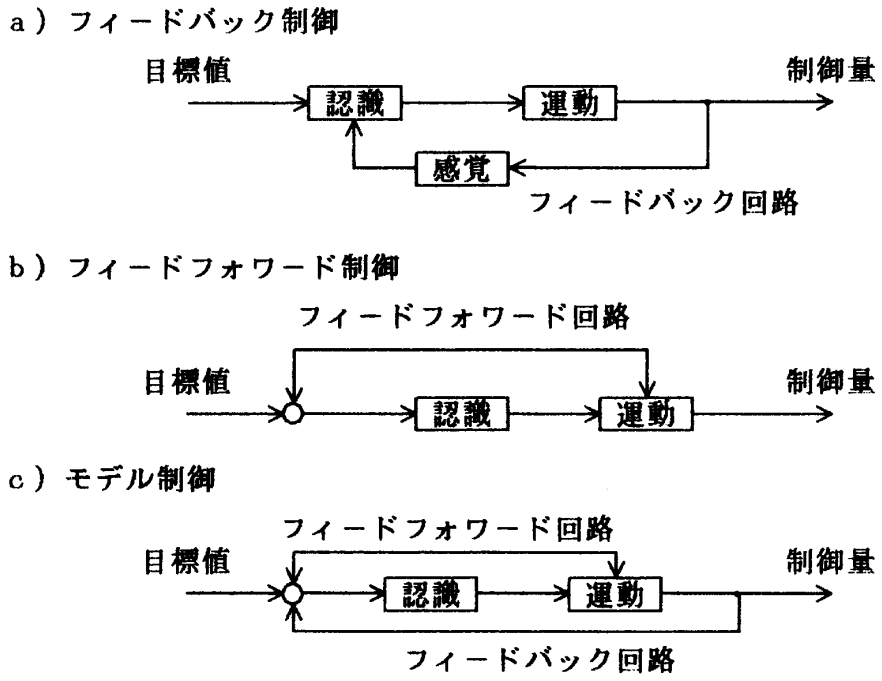


図1　身体運動の調節レベルのブロック線図(文献8，176ページより，一部改変)

表1　立位・歩行の安定能に影響を与える負荷

1）環境的負荷
　立位･歩行路の形状,床面の材質,色,照明,他の歩行者の存在など
　立位･歩行の環境によってもたらされる負荷
2）生理的負荷
　疲労など身体的な条件変動によってもたらされる負荷
3）精神･心理的負荷
　精神･心理的な緊張によってもたらされる負荷
4）動作的負荷
　立位･歩行にともなう動作によってもたらされる負荷
　①基本的動作
　　立ち上がり,移乗,方向変換など
　②応用的動作
　　衣服着脱,排泄,家事,傘をさす動作など
5）課題的負荷
　立ち方,歩き方などに関する課題規制によってもたらされる負荷
　①立ち方
　　注視部位,閉開眼,スタンス幅,つま先き開き角,体重配分など
　②歩き方
　　歩幅,ストライド,歩調,歩行スピードの規制,横歩き,後歩き,またぎ動作の指示など

表1は，立位・歩行の安定能に影響を与える負荷を1)環境的負荷，2)生理的負荷，3)精神・心理的負荷，4)動作的負荷，5)課題的負荷などの分類したもので，この中の1)，3)は必ずしも予期出来ない負荷で，2)，4)，5)は，どちらかといえば予期できる負荷である．とくに，環境的負荷は外乱というのがふさわしい場合がある．これらの負荷は単独かあるいはいくつかの組み合わせにより，立位・歩行の安定能に何らかの影響を与えており，そのため安定能は何らかの負荷が加えられた時の応答性に関する情報によって評価されることになる．

ところで，この安定能は臨床の場でどの様な情報によって評価されているであろうか．排泄動作を例にとると，男性の脳卒中患者で，立位で衣服の操作も含めた排尿動作が可能であれば，立位はほぼ安定域に入ってきたと評価する．歩行についていえば，健手で食器をのせたお盆を所定の場所まで運ぶことが出来れば(この場合，杖の使用は不可となる)，歩行は可成り安定したと評価出来る．これらの動作の過程では，立位・歩行はもはや目的ではなく，手段となっている．換言すれば立位・歩行の安定能の制御は，図1のa)フィードバックより，b)フィードフォワードに転換しているということが出来る．しかし，この制御方式

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

は負荷の種類によって使い分けられるもので，予期される負荷はフィードフォワード，予期しない負荷はフィードバック制御の様に，図1のｃ)のモデル制御方式となると考える．

一方，とくに負荷がなく，立ち易い，歩き易い条件のもとで，十分にフィードバックを活用しても立てない，歩けない場合は，立位・歩行は非常に不安定と評価されることになる．ここで，立位・歩行における負荷・外乱と，これに関連した高齢者の転倒・転落についての文献を概観してみたい．

Nashnerら[9]の姿勢制御に関する研究にもとづき開発されたEqui Test system[10]では，立位保持に必要な視覚，体性感覚への制限，急激な起立台の移動などを負荷あるいは外乱として，姿勢保持能力，及び下肢・体幹筋の協調運動能力を評価しようとしている．

橋詰ら[11]は，加齢にともなう立位保持能力の変化は，随意的に重心位置を最大限に前後方向に移動させる様な姿勢変化に対して，安定化をはかる姿勢調節能力の低下が，安静立位での安定性に比べ，より早く出現すると述べている．

鷲見ら[12]は，安静立位での重心動揺距離は，30歳代から40歳代にかけては大きな変化を示さず，50歳代以降とくに60歳代で増大する特徴を示し，負荷として閉眼立位を試みている．

渡辺ら[13]は，健常者が重量負荷を前腕で保持したとき，および背負ったときの直立姿勢における重心動揺を計測し，動揺面積，重心動揺の軌跡長，重心移動の速度や動揺の周波数情報の評価指数を解析し，重量負荷との関係を明らかにしている．

Wolfsonら[14]は，高齢者の立位バランスを評価するため，滑車とおもりを利用して，一定の力で被検者のバランスを崩した時の転倒の有無，およびBalance Strategy Scoreで判定するテストを開発し，老人の転倒の予測に役立つと述べている．

永田[15]は，高齢者の転倒・転落事故の防止の観点に立ち，バランスを失って倒れるまでの加速刺激を段階的に増して立位能力の測定を行っている．その中で立位姿勢の周囲16方向について方向別の限界加速度をもとめる方法で検討しており，階段寸法，足場板幅，手摺の寸法，履物などの安全性を数量的に評価できる可能性があると述べている．

Winterら[16]は，立位のバランスコントロールの評価についてレビューを行い，立位に関する制御機構を述べている中で，Postural Synergiesにつき，立位の保持の個々の課題に対応する下肢・体幹筋の時間・空間的な収縮パターンと説明している．このPostural Synergiesは「過去の経験にもとづき，姿勢調節と運動を生じさせる中枢神経系内部の通信である運動プログラム(Brooks 1979)」の出力であるといえよう．そして，立位の保持を行うための課題の例として，ドアを開くためにハンドルをにぎる(予期されたもの)とか，人ごみで急に押される(予期しないもの)などを挙げている．この様に，個々の課題に対してPostural Synergyが存在するため，バランスコントロールの評価には，このことを配慮したテストバッテリーを開発する必要があると述べている．

山本ら[17]は，立位時の姿勢制御の基礎的なメカニズムの研究成果を踏まえて，姿勢制御の臨床評価の方法を確立することが必要であるとし，床面の前後方向移動，及び左右方向傾斜など外乱刺激に対する運動プログラムの選択性，反応の遅れや応答の精度等に関する情報が立位保持の評価指標を構築していくことに役立つと述べている．そして高齢者について，運動プログラム(踝関節型，股関節型など)の組み合わせによる複雑な反応が特徴的であり，より遠位部にある筋の反応速度の遅れによるものを推察している．そしてこの時間遅れは，刺激強度が強くなると脚部の反応が無くなる傾向にあり，踝関節軸での倒立振子型の反応パターンが多くなると述べている．これらの知見は，高齢者の姿勢制御のメカニズムの1つの側面を明らかにしたものであり，刺激強度と反応パターンとの関連性を計測することにより「転倒し易いかどうか」を予測し，更にこの予測結果にもとづき，何らかの訓練方法を処方出来る可能性も示している．

徳田[18]は，若年者を対象とした研究実績に比較して，高年齢者の歩行特性は十分な研究蓄積がなされているとはいい難いとし，高齢者の歩行姿勢，歩行バランス，筋活動，呼吸循環能，歩行速度，ADLなどについて文献的考察を行い，これらの知見は高齢者の身体機能に配慮された生活環境の改善と，健常な日常生活への支援に通ずるものであると述べている．そして具体例として，徳田ら[19]は，家庭内災害の中で，階段昇降に伴う転倒・転落事故の占める割合は高く，とくに高齢者では骨折などの重症事故に至る場合も少なくないとの観点から，転倒にかかわる身体機能と，階段寸法の違いや，手摺使用の有無による高齢者の歩行特性を分析し，住宅設計上の指針を示している．

Patlaら[20]は，高齢者問題にとっての最大関心事の1つに転倒・転落があるとの観点に立って，高齢者のバランスコントロールに関するレビューを行っている．その中で，バランスに関する研究の大部分が姿勢保持について行われており，それらの研究によって得

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

られた成績で，歩行に際して生じる転倒の予測が行われていることを指摘し，立位と歩行の運動学的特徴の比較からみて，これらの予測は適切なものでないと述べている．そして転倒・転落の発生を解明する1つのアプローチとして，歩行中に加えられる外乱に対する予測的，反応的なストラテジーについての研究が必要であるが，高齢者に関して歩行時の外乱について検討した研究はほとんど身受けられないと述べている．ここで，著者らの立位・歩行の安定性評価に関する実験成績の一部を紹介する．

まず，立位に関して[21]述べる．対象者は健常者242人(20代66人，30代40人，40代44人，50代20人，60代34人，70代32人，80代６人，男性84人，女性158人)で，測定装置はスギノマシン製動的平衡システムMOBEXを用いた．本装置は立位時の様々な機械的刺激を生成する揺動部と左右両脚用の300×600mmサイズ2枚の床反力計，及びこれらの信号処理部からなっている．なお，以下は揺動刺激を用いていない成績である．

計測条件は，スタンス幅：両側上前腸骨棘間距離，つま先開き角：左右夫々30°，注視部位：開眼にて約1m前方の目標を注視とした．まず，任意の体重配分の状態で20秒間立位を保持した後，課題的負荷として左右に可能な限り体重を移動し，その状態を夫々20秒間保持させた．評価指標は任意立位における20秒間の動揺距離と体重移動後の20秒間における動揺距離である．なお，動揺距離は以下の式によって定義される軌跡長の累積値である．

$$\text{動揺距離}=\sum_{i=1}^{n}\sqrt{(Xi-Xi-1)^2+(Yi-Yi-1)^2}$$

X：COP波形の左右方向成分の振幅
Y：COP波形の前後方向成分の振幅

表2は，得られた評価指標を目的変数とし，年齢，性別，身長，体重を説明変数とする多変量解析を行った成績である．なお，体重は左右の体重移動の場合，移動側の体重とした．任意立位と体重移動について，説明変数による予測式の信頼性を示す重相関係数をみると，右側移動の右動揺距離，左側移動の左動揺距離，前方，後方移動の総合動揺距離で0.416～0.517と比較的高い値がみとめられる．これらの項目について説明変数の偏回帰係数のt値をみると，表3に示す様に任意立位に比し，体重移動の方がより大きな値を示す．これらの結果は，年齢は動揺距離の大きさに有意に関与し，その程度は任意立位より左右前後の体重移動の方が大きいことを示している．

また，著者らは高齢者の歩行における動的バランスを評価[22]する目的で，床反力波形処理による定量的指標(動揺指数)を用い，歩幅を狭く，障碍物をまたぐなどの課題負荷を与えた時の歩行特性を分析した．なお，動揺指数[23]は以下の式によって定義される体重心の大きさに関するものである．

表2　重回帰分析データ１)重相関係数

健常者　n＝２４２

		目的変数	重相関係数
任意立位		右動揺距離	０．３９４
		左動揺距離	０．４４０
		総合動揺距離	０．３９３
体重移動	右側	右動揺距離	０．４５４
		総合動揺距離	０．３６５
	左側	左動揺距離	０．５１７
		総合動揺距離	０．２６８
	前方	総合動揺距離	０．４６７
	後方	総合動揺距離	０．４１６

表3　重回帰分析データ２)偏回帰係数t値

健常者　n＝２４２

説明変数／目的変数	年齢	性別	身長	体重
任意立位 総合動揺距離	３．９１**	－１．９４	－０．１４	－１．６９
右側移動 右動揺距離	５．９３**	－０．７７	１．３２	－１．４４
左側移動 左動揺距離	６．２８**	－０．９５	０．８５	－２．３３
前方移動 総合動揺距離	５．５１**	－１．７０	０．２５	－４．７３
後方移動 総合動揺距離	５．０８**	－１．５５	０．７４	－０．０８

＊＊　P＜０．０１

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

表4　壮年群と老年群の比較

「歩隔を狭く」

		壮年群 n＝58	老年群 n＝48	
動揺指数	前後	110.9±34.2	137.2±60.0	P＜0.05
	上下	110.0±33.3	121.4±37.3	NS

「障碍物をまたぐ」

		壮年群 n＝58	老年群 n＝48	
動揺指数	前後	126.1±23.1	137.1±23.5	P＜0.05
	上下	138.8±17.1	143.7±17.4	NS

表の数値は変動率を示す．

$$\text{変動率}=\frac{\text{課題負荷時の指数}}{\text{「普通に歩く」時の指数}}\times 100\ (\%)$$

$$\text{動揺指数}=\mathrm{MaxG(t)}-\mathrm{minG(t)}$$

$$G(t)=\iint(F(t)/W/g)\,dt\cdot dt$$

F：床反力，W：体重，g：重力加速度

障碍物は，高さ5cm，幅5cm，厚さ0.5cmの木製の板で，長さ360cmの床反力計上に60cm間隔で6ケ所に設置した．表4は，対象を60～80歳代の老年群と30～50歳代の壮年群に分け，2種類の課題負荷について両者を比較すると，5%の水準において有意差がみとめられた．このことは，これらの課題負荷により，老年群では前後方向の動揺性が有意に増加することを示している．

3．立位・歩行の安定能を向上させるプログラム

本章では，前章で述べた立位・歩行の安定能を向上させるプログラムについて考えてみたい．プログラムの作成は図2に示す様に，基本的情報の収集により予後の予測を行い，目標を設定し，この目標を達成するプログラムを選択して実施し，効果を判定するという過程をたどり，効果の判定の情報は図に示す様にフィードバックされ，修正・追加が行われる．以下，この過程にもとづいて述べる．

3.1　基本的情報の収集

基本的情報とは，図2に示した予後の予測，目標の設定，プログラムの選択と実施に必要な情報であり，表5に示す様に個人背景，既往歴・合併症，立位・歩行能力の評価，自覚症状などに分類される．個人背景にある知的機能は，状況判断による適応機能も含めている．既往歴・合併症についていえば，山之内ら[24]は，高齢者の歩行障害の主な原因を骨，関節，筋肉系の運動器の疾患と神経系の疾患とに大別しており，神経疾患としては脳梗塞を主体とする脳血管障害がもっとも多いと述べている．脳梗塞は典型的な場合は見落すことはまずないため，むしろ無症候の脳梗塞を早期に診断することが重要である．運動器疾患としては脊椎疾患，変形性股・膝関節症などの頻度が高く，循環器疾患は高血圧症，冠動脈疾患などが主なものであ

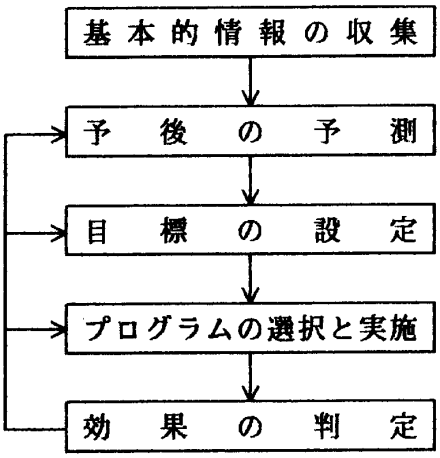


図2　プログラム作成の過程

表5　基本的情報

1．個人背景
年齢，性別，職業，生活歴，教育歴，運動歴，知的機能，体力，体質，社会的活動水準

2．既往歴・合併症
神経系疾患，運動器疾患，循環器疾患など

3．立位・歩行能力の評価

4．自覚症状
痛み，しびれ，易疲労感，動悸，息切れ

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

る．立位・歩行能力の評価は，前章で述べた各種の負荷テストによる評価であり，自覚症状は上述の既往歴，合併症の随伴症状である．

3.2 予後の予測と目標設定

先に述べた障害の階層構造になぞらえて，予測のレベルを機能レベル，能力レベル，社会生活レベルの3つに分け，相互関係と各レベルに影響を与える要因を図3に示した．ここで各レベルは下向きの矢印で示した様な原因と結果という決定論な関係のみでなく，上向きの矢印で示した様な，金子[25]のいう結果が原因にはねかえってくるという自己言及的な関係にあることに留意したい．即ち，立位・歩行能力の維持・向上は，社会的活動水準の維持・向上を高める一方で，後者は機能レベルにも能力レベルにも影響を与える．従って，本稿のターゲットである能力レベルについて予測を行う時，機能レベルの情報のみでなく，社会生活レベルの情報も予測因子として必要である．図3の右側に示した各レベルに影響を与える要因の中で，次節で述べるプログラムが各予測レベルに影響を与えていることに注目しておきたい．

古川[26]は，診断の概念の変遷を整理している中で，治療は予測された予後を良い方向に制御するものであると述べている．ここでいう治療は本稿のプログラムに相当するもので，予測とプログラムも前に述べた自己言及的な関係にあることに留意したい．この様に，能力レベルの予測因子はそれを取り囲む図3の全ての項目となる．予測方法は，予測因子にもとづく総合判断による方法がもっとも一般的である．この方法は，様々な情報を必要な程度に検知し，あらかじめ貯えられた知識，経験にもとづき結論を出すというファジー思考[27]といわれるもので，エキスパートによる判断はこの方法によることが多いといわれる．目標の設定は予測の結果を踏まえ，本人の同意を得た上で行うプログラム提供側の意志決定によって行われ，プログラム作成の基本的指針となる．“可能な限り転倒・転落を予防する”というのがその一例である．

3.3 プログラムの選択と実施

プログラム[28]は，あらかじめその内容を定めておくものという狭義の意と，個々の対象者ごとに組み立てていくものという広義の意がある．後者は，設定された目標を達成するため既に開発され，記述されているプログラム(狭義)の中から，もっとも適切なものを選択し，組み合わせることによって作成される．表6は，立位・歩行能力の維持・向上と，転倒・転落予防プログラムについて現在開発が進められているものを整理したものである．図3に示した様に，運動能力維持・向上プログラムは機能レベルと能力レベルに，移動環境整備プログラムは能力レベルと社会生活レベルに，役割獲得支援プログラムは社会生活レベルに夫々対応している．運動能力維持・向上プログラムの中，基礎的能力に関するものは日常生活の中で立位・歩行の安定能を脅かす様々な外乱を想定して訓練を行うことである．このことは積極的に

表6 立位・歩行の能力の維持・向上と転倒・転落予防のプログラム

—高齢者のための—

1．運動能力維持・向上プログラム
1）基礎的能力に関するもの
2）応用的能力に関するもの

2．移動環境整備プログラム
1）住宅環境に関するもの
2）社会生活環境に関するもの

3．役割獲得支援プログラム
1）雇用の獲保に関するもの
2）ボランティアーに関するもの

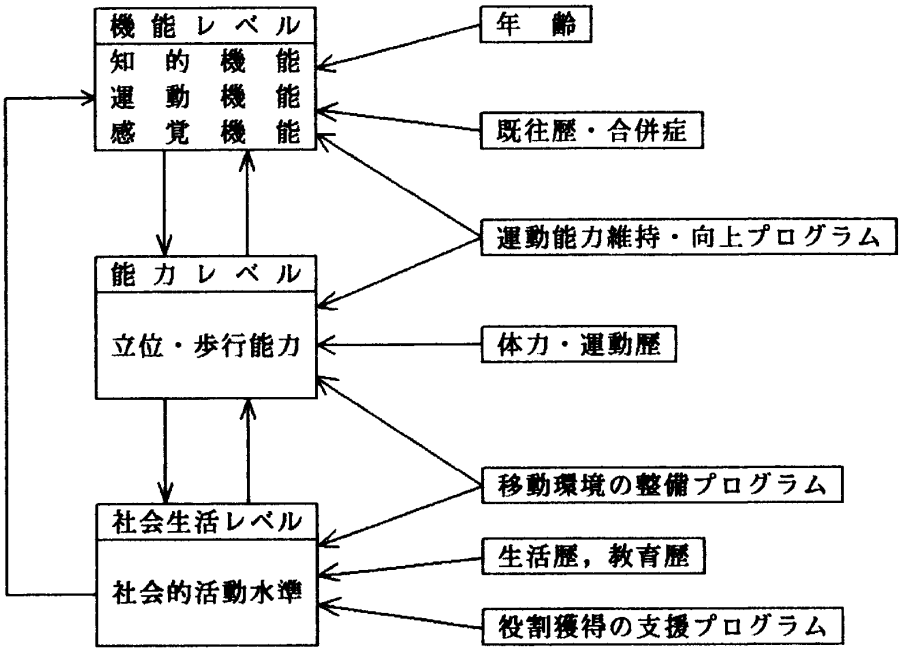


図3 予測レベルの相互関係と影響を与える要因

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

外出・旅行を行うことにより，外乱に対する適応能力を高めるという意義をもつ．また，高齢者が近き将来蒙ると予測される移動障害に備え，車椅子の駆動，四つ這い歩きなどの移動能力の習得に関する訓練もここに入れたい．この訓練が健常な高齢者にどの程度受け入れられるかは問題があるが，運動学習能力が保たれている中に将来必要とする技術の習得を行っておこうという発想にもとづくものである．応用的能力に関するものはとは，スポーツ・レクリエーションを加味した動的な運動能力の向上[29]を意味している．移動環境の整備についてみると，わが国では高齢者に対する住宅の整備は，日本より先に高齢化が進んだヨーロッパより大きく遅れているといわれるが，1995年６月には長寿社会に対応するための「住宅設計指針」が発表され，社会生活環境についても高齢者の意識調査[30]のデータにもとづき，福祉の町づくりに向けて様々な企画が行われている．これらの移動環境の整備にとって，前章で述べた高齢者の立位・歩行の特性を十分配慮することの重要性はいうまでもない．役割獲得支援プログラムは，高齢者が健康で生きがいをもって社会生活が送れることを支援するもので，その具体策として雇用の確保とボランティア活動を挙げておきたい．現在65歳までの継続雇用を実施している企業は数少なく，年金支給年齢の引きあげもあって，高齢者雇用の状況は一段と深刻となるとみられている．この様に，高齢者の適した就労が必ずしも得られないことが多いため，自己の永年に亘わって習得した専門的技術をボランティア活動に生かすための組織づくり[31]が行われており，その意義は十分に評価される．これらの3種類のプログラムは，高齢者の個人背景に関する情報をもとに選択が行われ，既往症・合併症に対する医学的管理と並行させながら実施していく．

3.4 効果の判定

効果の判定の目的は，その結果が予後の予測と目標設定，プログラムの選択と実施の過程にフィードバックされ，プログラムの最適化を図ることにある．効果の判定は，転倒・転落の予防がどの程度達成されたかによって総合的に行われることになるが，立位・歩行の安定能の向上に関しては，各種の負荷テストによる定量的評価が大きな役割をもつと考えられる．

4．おわりに

高齢者は，転倒・転落事故にもとづく臥床状態の継続によって一挙に知的機能，運動機能が低下し，そのため事故前の社会的生活水準にひきもどすことが困難なことが多い．従って，転倒・転落を未然に防ぐことがもっとも望ましい方策であり，本稿ではこのことに関する評価とプログラムに関して前向きの提案を行った．今後，転倒・転落のメカニズムの解明にもとづく科学的アプローチの開発と，移動環境の整備に向けてなお一層学際的な研究が進められることを切に望みたい．

参考文献

1) 高安秀樹：生体におけるカオス，フラクタルの意味，バイオメカニズム学会誌，2(1), 83-89(1995)
2) 辰巳格：高次脳機能の加齢変化，バイオメカニズム学会誌，16(1), 24-30(1992)
3) 長崎浩：高齢者の運動機能－リズム運動を中心に－，バイオメカニズム学会誌，16(1), 11-16(1992)
4) 山本宗平：高齢者の感覚機能，バイオメカニズム学会誌，16(1), 18-22(1992)
5) 入来正躬，浅木恭：高齢者の体温調節，バイオメカニズム学会誌，16(1), 31-37(1992)
6) 窪田俊夫：歩行と歩行分析，大井淑雄，初山泰弘，内藤方雄(編)：リハビリテーション医学，113-127，朝倉書店(1987)
7) 末尾満監修，金井喜美雄著：ロバスト適応制御入門，7-11, オーム社(1989)
8) 永田晟，北本拓，室増男：身体運動工学，91-92, 杏林書店(1981)
9) L. M. Nashner, G. McCollum : The organization of human postural movements, A formal basis and experimental synthesis, The Behavioral and Brain Science, 8, 135-172 (1985)
10) 浅井正嗣，渡辺行雄，大橋直樹，他：Equi Test® systemによる感覚，運動機能の総合分析の診断的意義，耳鼻臨床 補36，38-44(1989)
11) 橋詰謙，伊東元，丸山仁司，他：立位保持能力の加齢変化，日老医誌，23(1), 85-91(1986)
12) 鷲見勝博，渡辺文真，小林章雄，他：重心動揺の年齢にともなう変化について，日老医誌，25(3), 296-299(1988)
13) 渡辺興作，横山清子，高田和之，他：荷重負荷時の直立姿勢動揺の解析，人間工学，23(4), 233-240(1987)
14) L. I. Wolfson, R. Whipple, et al. : Stressing the Postural Response, A Quantitative Method for testing Balance. JAGS, 34, 845-850(1986)
15) 永田久雄：急加速刺激を加えた場合の立位姿勢の安定性に関する基礎的研究，人間工学，26(4), 173-180(1990)

NII-Electronic Library Service

Society of Biomechanisms Japan (SOBIM)

16) D. A. Winter, A. E. Patla, et al. : Assessment of balance control in humans. Medical Progress through Technology. 16, 31-51 (1990)
17) 山本敏泰，浅野裕，村椿良司，朴谷修：立位外乱時の動的姿勢制御特性について，バイオメカニズム11, 261-271, 東京大学出版会(1992)
18) 徳田哲男：歩行(基礎から臨床まで)3．高齢者の歩行，理・作療法，20(5), 347-352(1986)
19) 徳田哲男，児玉桂子，林玉子，他：高齢者の階段昇降動作とそれに関連する身体機能について，Geriatric Medicine, 25, 1205-1214(1987)
20) A. E. Patla, J. S. Frank, D. A. Wirter : Assessment of balance control in the elderly : Physiotherapy Canada, 42(2), 89-97(1990)
21) 窪田俊夫，山本敏泰，宮崎信次，田中繁：立位障害の評価における定量的指標の妥当性の検討(第2報)，第32回日本リハビリテーション医学会予稿集，44(1995)
22) 窪田俊夫，山口恒弘：高齢者の歩行における動的バランスに関する研究－障碍の路歩行について－，長寿科学総合研究，平成4年度研究報告Vol.5, 165-168
23) 山崎信寿，阿部尚彦，小林秀雄，鈴木三夫：大型床反力計による歩行分析の概要，第12回臨床歩行分析懇談会 (1990)
24) 山之内博，豊倉康夫：高齢者の歩行障害の特徴，神経進歩，35(2), 317-326(1991)
25) 金子郁容：<不確実性と情報>入門，36-37，岩波セミナーブックス 33(1990)
26) 古川俊之：コンピュータ診断，37-38，共立出版株式会社(1982)
27) 中村雄二郎，他：ファジー新しい知の展開，200-216，日刊工学社(1990)
28) 窪田俊夫：脳卒中のリハビリテーション・プログラム，－システム化のための1つのアプローチ－，医学のあゆみ，131(6), 345-351(1984)
29) 中山彰一，高柳清美，井原秀俊，他：姿勢バランスの定量的評価，理学療法，8(5), 331-342(1991)
30) 生活環境に対する高齢者及び障害者の意識調査報告書，静岡県民生部(1994)
31) 田中尚輝：高齢化時代のボランティア，73-111，岩波書店(1994)



窪田俊夫（くぼた としお）
昭和32年千葉大学医学部卒業，昭和33年東京大学医学部内科物理療法学室研究生，昭和40年医学博士，昭和63年中伊豆リハビリテーションセンターセンター長，脳卒中のリハビリテーションプログラムのシステム化，歩行分析の臨床応用，障害者の体力検査法の開発に従事，日本リハビリテーション医学会，バイオメカニズム学会，日本老年医学会，臨床歩行分析懇談会会員．

NII-Electronic Library Service