

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6037183号
(P6037183)

(45) 発行日 平成28年12月7日(2016.12.7)

(24) 登録日 平成28年11月11日(2016.11.11)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 B
A 6 3 B 71/06 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 G
A 6 3 B 69/00 (2006.01)	A 6 3 B 71/06 J
	A 6 3 B 69/00 Z

請求項の数 15 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2014-524959 (P2014-524959)	(73) 特許権者	504346525
(86) (22) 出願日	平成24年8月9日(2012.8.9)		ネーデルランツェ・オルガニザーティ・フ
(65) 公表番号	特表2014-528752 (P2014-528752A)		オール・トゥーヘパストナトゥールウェテ
(43) 公表日	平成26年10月30日(2014.10.30)		ンシャッペレイク・オンダーズーク・テー
(86) 国際出願番号	PCT/NL2012/050553		エヌオー
(87) 国際公開番号	W02013/022344		オランダ、エヌエルー2595デアアー・
(87) 国際公開日	平成25年2月14日(2013.2.14)		スフラーフェンハーヘ、アンナ・ファン・
審査請求日	平成27年7月22日(2015.7.22)		ビューレンブレイン1番
(31) 優先権主張番号	11176967.5	(74) 代理人	100107456
(32) 優先日	平成23年8月9日(2011.8.9)		弁理士 池田 成人
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100162352
			弁理士 酒巻 順一郎
		(74) 代理人	100123995
			弁理士 野田 雅一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ランニングスタイルについてフィードバックするための方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者のランニングスタイルに関するフィードバックを生成するためのシステムであつて、

複数の圧力センサを備える感圧面(A)であり、前記圧力センサが、該感圧面(A)に対して加えられる圧力(P)に応じて電子信号(Sp)を生成するためのものである、感圧面(A)と、

タイムスタンプ情報を提供するように構成されたクロック(602)と、

データの記憶のために構成されたメモリ(603)と、

複数の前記圧力センサを読み出し、前記クロックによって供給されるタイムスタンプと共に圧力中心信号を前記メモリに格納し、これにより前記感圧面(A)に対して被験者の足によって加えられる圧力の運動中心(C)の時間依存(T)測定値を形成するように構成された読み出し装置(601)であり、前記圧力の運動中心(C)が、少なくともランニング方向の前方軸(Xf)に沿って区別される圧力歩行線(211、212)を形成する、読み出し装置(601)と、

視覚、音声、又は触覚フィードバック信号(Sf)のうちの1つ又は複数を生成するように構成され、プロセッサ(604)によって制御されるフィードバック装置(605)であり、前記プロセッサ(604)が、

前記メモリ(603)から前記データを読み取り、

前記データから、前記被験者の足が地面に接触し始める最初の登録される瞬間の第1

10

20

のタイムスタンプ (T 1) を求め、

前記データから、前記圧力の運動中心 (C) が前記前方軸 (X f) に対して前記歩行線に沿った最も後方の登録される位置に達する瞬間の第 2 のタイムスタンプ (T 2) を求め、

前記第 1 のタイムスタンプ (T 1) と前記第 2 のタイムスタンプ (T 2) との間の時間差を定義済み荷重時間 (d T) として計算し、

前記フィードバック装置を制御して、前記荷重時間 (d T) に応じてフィードバック信号 (S f) を生成するように構成された、フィードバック装置 (6 0 5) とを備えるシステム。

10

【請求項 2】

前記プロセッサが、

前記第 1 のタイムスタンプ (T 1) が記録された瞬間に測定された圧力中心 (2 0 1) と、前記第 2 のタイムスタンプ (T 2) が記録された瞬間に測定された圧力中心 (2 0 2) との間の距離を定義済み荷重距離 (d) として計算し、

前記フィードバック装置を制御して、前記計算した荷重距離 (d) に応じて前記フィードバック信号 (S f) を生成するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記メモリ (6 0 3) が、前記圧力の運動中心 (C) を、移動する踵位置 (U) に変換する変換テーブルを含み、

前記プロセッサ (6 0 4) が、前記圧力の運動中心 (C) を、移動する踵位置 (U) に変換して、前記フィードバック装置 (6 0 5) を制御して、前記移動する踵位置 (U) に応じて前記フィードバック信号を生成するようさらに構成されている、請求項 1 又は 2 に記載のシステム。

20

【請求項 4】

前記感圧面が、踵センサ (3 0 3) を備え、前記プロセッサが、前記踵センサによって測定される踵圧力がしきい踵圧力未満である場合、前記圧力の運動中心 (C) を、移動する踵位置 (U) に変換するように構成されている、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記感圧面 (A) が、靴の内側に配置するためのインソールとして成形され、前記インソールが、前記被験者の足のフロントエリア及びバックエリアを画定し、前記感圧面が、前記フロントエリアにフロントセンサ、及び / 又は前記バックエリアに踵センサを備える、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載のシステム。

30

【請求項 6】

前記プロセッサが、定義済みランニング反応性 (R) として前記荷重時間 (d T) の逆数を計算し、前記フィードバック装置を制御して、前記計算したランニング反応性 (R) に応じて反応性フィードバック信号 (S f) を生成するようさらに構成されている、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 7】

前記プロセッサが、

質量測定間隔中に、合計の測定された圧力 (P) の和から前記被験者の質量 (M) を計算し、この和に較正定数 (K c) を掛け、

前記フィードバック装置を制御して、前記被験者の質量 (M) に応じて前記フィードバック信号 (S f) を生成するように構成されている、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載のシステム。

40

【請求項 8】

圧力センサが両方の足について設けられており、前記プロセッサが、

前記被験者の一方の足が地面に触れ終わる最後の登録される瞬間 (T 3) と、前記一方の足とは反対側の前記被験者の次の足が地面に触れ始める最初の登録される瞬間 (T 1

50

)との間の飛行時間 (T O F) を求め、

定義済みランニング反応性 (R) として前記荷重時間 (d T) の逆数を計算し

前記飛行時間に応じて前記ランニング反応性を正規化する

ように構成されている、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 9】

前記フィードバック装置が、スピーカと、音声フィードバック信号を、前記計算したランニング反応性に応じて、前記音声信号のラウドネス、ピッチ、又はパルス周波数に従って前記スピーカを介して、生成するように構成された音声コントローラとを備える、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 10】

被験者のランニングスタイルに関するフィードバックを生成するための方法であって、感圧面 (A) に対して前記被験者の足によって加えられる圧力の運動中心 (C) の時間依存 (T) 測定値を含むデータ (D) を受信するステップであり、前記圧力の運動中心 (C) が、少なくともランニング方向の前方軸 (X f) に沿って区別される圧力歩行線 (2 1 1、2 1 2) を形成する、受信するステップと、

前記データから、前記被験者の足が地面に接触し始める最初の登録される瞬間の第 1 のタイムスタンプ (T 1) を求めるステップと、

前記データから、前記圧力中心 (C) が前記前方軸 (X f) に対して前記歩行線に沿った最も後方の登録される位置に達する瞬間の第 2 のタイムスタンプ (T 2) を求めるステップと、

前記第 1 のタイムスタンプ (T 1) と前記第 2 のタイムスタンプ (T 2) との間の時間差を定義済み荷重時間 (d T) として計算するステップと、

前記フィードバック装置 (6 0 5) を制御して、前記荷重時間 (d T) に応じてフィードバック信号 (S f) を生成するステップを含む方法。

【請求項 11】

前記フィードバック信号 (S f) が、前記第 1 のタイムスタンプ (T 1) が記録された瞬間に測定された圧力中心 (2 0 1) の位置と、前記第 2 のタイムスタンプ (T 2) が記録された瞬間に測定された圧力中心 (2 0 2) の位置との間の計算した荷重距離 (d) に応じて生成される、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

定義済みランニング反応性 (R) として前記荷重時間 (d T) の逆数を計算し、前記フィードバック装置を制御して、前記計算した反応性 (R) に応じて反応性フィードバック信号 (S f) を生成するステップをさらに含む請求項 10 又は 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記フィードバック信号を生成する前に、前記計算したランニング反応性に前記被験者の質量 (M) が掛けられる、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記被験者の質量 (M) が、前記感圧面 (A) に対して前記被験者の足によって加えられる合計の測定された圧力を加え、この合計の測定された圧力に較正定数 (K c) を掛けることによって計算される、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

ランニングスタイルに関するフィードバック (S f) をユーザに提供するために被験者の手首又は腕に着用可能なヒューマンインターフェース装置 (5 5 0) であって、

前記被験者のランニング反応性 (R) を示す信号 (S w) を受信するように構成されたワイヤレストランシーバ (5 0 3) であり、前記ランニング反応性が、前記被験者の足が地面に当たる第 1 の瞬間 (T 1) と、前記被験者の足によって加えられる圧力中心 (C) が前記被験者のランニング方向 (F) に対して最も後方の位置 (2 0 2) に達する第 2 の瞬間 (T) との間の測定された時間期間に反比例するパラメータ (R) と定義される、ワイヤレストランシーバ (5 0 3) と、

10

20

30

40

50

前記被験者のランニング反応性 (R) の前記受信した信号 (S w) に応じてイメージを表示するように構成されたディスプレイ (5 0 4) と、

前記被験者の手首又は腕に前記ディスプレイ (5 0 4) を取り付けられるように構成された取付け手段 (5 1 2) と

を備えるヒューマンインターフェース装置 (5 5 0) 。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、被験者のランニングスタイル又はランニング技法を分析しフィードバックするためのシステム及び方法に関し、詳細には、被験者のランニング反応性に対するフィードバックを自動的に提供するシステム及び方法に関する。

10

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

ランニングの分野では、より速く、より長くランニングするため及び/又は怪我の危険を最小限に抑えるために使用すべき最適なスタイルに関して相異なる理論が存在する。特に、相異なるタイプのランニング方法が、ランニングコミュニティの相異なる部分で支持される。一方では、Nicholas Romanovによって開発されたランニングのいわゆる「ポーズ法」がある。ポーズランニングスタイルの背後にある一原理は、上下方向の運動によって不要なエネルギーが消費されるので、ランナーはランニング中に可能な限りこれを避けるべきであることである。他方では、Frans Bosch及びRonald Klompによって開発された、いわゆるBosch and Klompランニングスタイルがあり、これは「BK法」とも呼ばれる。BK法の背後にある一原理は、ランナーの身体、特にランナーの脚部及び足部の筋肉及び腱の弾性を使用することにより、ランナーはランニング中に自分の消費したエネルギーの一部を回復することができることである。したがって、BK法では、ランナーは、ランニング中に上下方向に「はずむ」ことが奨励され、これはポーズ法とは全く対照的である。こうした方法に関するさらなる参照資料及び詳細は、例えば「Dr. Romanov's Pose method for running」並びにFrans Bosch及びRonald Klompによる「Running: Biomechanics and Exercise Physiology in Practice」(2005)という書籍に見出すことができる。

20

30

【 0 0 0 3 】

ランニングの効率とは、使用するエネルギー量に対する、アスリートが行う(所望の)動作量の比を指す。より良い効率を達成するために、「浪費される」エネルギー量を削減すること、及び/又は消費されるエネルギーの一部を回復して再利用するように試みることが有利である。

【 0 0 0 4 】

「反応性ランニング」とは、ランニングで使用される用語であり、特にBosch and Klompランニングスクールで使用される用語である。反応性とは、有用な動作、この場合はランニングを実施する目的のために再利用されるエネルギー量を指す。より反応性の高いランニングとは、より多くの消費エネルギーが、あるステップから次のステップに再利用されることを意味し、より反応性の低いランニングとは、再利用されるエネルギーが少なく、又は存在せず、したがってエネルギーが身体内の制動構造によって吸収又は和らげられることを意味する。

40

【 0 0 0 5 】

「ランニング反応性」は、ランニング活動中にユーザのステップがどれだけ(粘性ではなく)反応的か、又はばね的/弾性的かの尺度である。ランニング反応性に関して、ポーズ法とBK法は、尺度の2つの端点にあり、ポーズ法は、衝撃を最小限に抑えるように努力し、本質的には、衝撃を低減するために筋肉腱単位のより粘性の挙動を利用して反応性を低減する(はね返りなし)、一方、BK法は、より多くのエネルギーを戻すために筋肉

50

腱単位のより弾性の高い挙動を利用して反応性を高めるように努力する（最大のはね返り又はばね動作）。ランナーにとって、自分のランニングスタイルが尺度のどの部分に位置するかを知ることは有利であることがある。ランナーは、自分の反応性に関するフィードバックを受けることにより、例えば、あるタイプ又は他のタイプのランニングスタイルを強調又は回避するように、自分の運動を選択すること及び/又は調節することができ、筋肉腱単位のより粘性の高い挙動を用いるより反応性の低いスタイルの結果、より高いエネルギーが吸収され、したがってランナーの受ける衝撃が低下し、より弾性の高い挙動を用いるより反応性の高いスタイルの結果、より多くのエネルギーがランナーに戻されるが、ランナーはより高い衝撃を受けることがある。

【0006】

Taylorら(Am. J. Sports Med、1990年6月、第18巻、第3号、300~309)は、筋肉腱単位の弾粘性挙動を説明している。ほとんどの生物組織の場合と同じく、筋肉は弾粘性的に振る舞うと考えられる。したがって、筋肉は弾性と粘性のどちらも有すると考えられる。弾性は、長さの変化、すなわち変形が、加えられる力、すなわち負荷に正比例する。変形速度が、加えられる力に正比例する場合、粘性は、時間依存及び速度変化依存として特徴付けられる。バイオメカニクスでは、真の弾性は、完全なばねのフックのモデルによって表され、粘性要素は、ダシュポットと呼ばれるハイドロリックピストンのニュートンのモデルによって表される。生物力学的モデルは、様々な構成でばねとダシュポットを組み合わせるによって弾粘性挙動を表現しようと試みる。

【0007】

個人のランニングスタイルは、原理上は、様々なランニング技法に通じた、訓練を受けた観察者、例えば個人的コーチによって評価することができる。しかし、ランニングスタイルをより客観的に定量化すること、特にランニング反応性を定量化可能な特性として測定又は決定することが望ましい。ランニング活動中の被験者の運動パターンのいくつかの側面を自動的に導出するシステムが、当技術分野で知られている。例えば、米国特許出願第2002/0040601号は、靴に装着された加速度計及び傾斜センサを備える運動分析システムを開示する。この知られているシステムは、歩行パラメータを測定して、ランニング速度及び移動した距離を求める。運動パターンを導出するために加速度計を使用することの不利点は、加速度計が不正確に装着された場合、及び/又は加速度計の向きが使用中に狂った場合、この方法の精度が低くなり、したがって定期的な較正を必要とすることである。加速度計はまた、振動による外乱、及び不安定な、不正確な、又はゆるんだ装着の影響を非常に受けやすい。加速度計は、加速度計が直接接触している身体の動的要素(ランナーの靴又は足)を測定することに限定され、運動のより静的な段階(ランニングの立脚相)は、加速度測定を利用してそれほど容易に測定することはできない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ランニング効率、怪我の危険、又はユーザの快適さを評価するために、足の動力学、特に足の弾粘性挙動の動力学を分析する実際的な測定技法が求められている。被験者の運動の直接的なセンサ測定値によって与えられるデータの単純な分析を使用する、被験者のランニング反応性に関する客観的なフィードバックを提供する方法がさらに求められている。例えば単純なセンサ及び機器を使用して、実装するのが簡単であり、ランニング中の被験者にとって使用の快適さ及び容易さをも実現する、前記データを提供及び分析するシステムも求められている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

第1の態様では、被験者のランニングスタイル又はランニング技法に関するフィードバックを生成するためのシステムが提供される。システムは、感圧面、クロック、メモリ、読み出し装置、プロセッサ、及びフィードバック装置を備える。感圧面は、前記感圧面に対

10

20

30

40

50

して加えられる圧力に応じて電子信号を生成する複数の圧力センサを備える。クロックは、タイムスタンプ情報を提供するように構成されている。メモリは、データを記憶及び検索するために構成されている。読出し装置は、複数の圧力センサ及びクロックを読み出し、感圧面に対して被験者の足によって加えられる圧力の運動中心の時間依存測定値を含むデータをメモリ内に記憶するように構成されている。圧力の運動中心は、少なくともランニング方向の前方軸に沿って区別される圧力歩行線を形成する。フィードバック装置は、視覚、音声、又は触覚フィードバック信号のうちの1つ又は複数を生成するように構成され、プロセッサによって制御される。プロセッサは、メモリからデータを読み取り、データから、被験者の足が地面に接触し始める最初の登録される瞬間の第1のタイムスタンプを求め、データから、圧力中心が前方軸に対して歩行線に沿った最も後方の登録される位置に達する瞬間の第2のタイムスタンプを求め、第1のタイムスタンプと第2のタイムスタンプとの間の時間差を定義済み荷重時間として計算し、フィードバック装置を制御して、荷重時間に応じてフィードバック信号を生成するように構成されている。

10

【0010】

第2の態様では、被験者のランニングスタイルに関するフィードバックを生成するための方法が提供される。この方法は、感圧面に対して被験者の足によって加えられる圧力の運動中心の時間依存測定値を含むデータを受信するステップを含む。圧力の運動中心は、少なくともランニング方向の前方軸に沿って区別される圧力歩行線を形成する。この方法は、データから、被験者の足が地面に接触し始める最初の登録される瞬間の第1のタイムスタンプを求めるステップと、データから、圧力中心が前方軸に対して歩行線に沿った最も後方の登録される位置に達する瞬間の第2のタイムスタンプを求めるステップと、第1のタイムスタンプと第2のタイムスタンプとの間の時間差を定義済み荷重時間として計算するステップと、フィードバック装置を制御して、荷重時間に応じてフィードバック信号を生成するステップとをさらに含む。

20

【0011】

第3の態様では、ランニングスタイルに関するフィードバックをユーザに提供するために被験者の手首又は腕に着用可能なヒューマンインターフェース装置が提供される。この装置は、ワイヤレストランシーバ、ディスプレイ、及び取付け手段を備える。ワイヤレストランシーバは、被験者のランニングスタイルを示す信号を受信するように構成されている。この場合、ランニング反応性は、被験者の足が地面に当たる第1の瞬間と、被験者の足によって加えられる圧力中心が被験者のランニング方向に対して最も後方の位置に達する第2の瞬間との間の測定された時間枠に反比例するパラメータと定義される。ディスプレイは、被験者のランニング反応性の受信した信号に応じてイメージを表示するように構成されている。取付け手段は、被験者の手首又は腕にディスプレイを取り付けるように構成されている。

30

【0012】

本システム及び方法の別の利点並びに適用範囲は、以下で与える詳細な説明から明らかとなるであろう。詳細な説明及び特定の例は、自動姿勢評価のための方法及びシステムの例示的实施形態を示すが、例示のためのものにすぎず、本発明の範囲を限定しないものとする。

40

【0013】

以下の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面から、本発明の装置、システム、及び方法のこれら並びに他の特徴、態様、及び利点がより良く理解されよう。

【図面の簡単な説明】**【0014】**

【図1】第2の態様による実施形態での靴を着用しているランニング中の人の一部を概略的に示す図である。

【図2】記録された圧力中心線を概略的に示す図である。

【図3】靴内部に着用するのに適した感圧面を概略的に示す図である。

【図4】例えば図3に示す感圧面で測定された圧力マップを示す図である。

50

【図5】第2の態様によるシステムの2部式の実施形態を概略的に示す図であり、ここで、第3の態様による装置とのワイヤレス通信がある。

【図6】第2の態様によるシステムの一実施形態を概略的に示す図である。

【図7】第1の態様による方法の一実施形態を概略的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

いくつかの例示的实施形態の以下の説明は、例示的な性質のものにすぎず、本発明、その適用例、又は使用をいかなる形でも限定しないものとする。本システム、装置、及び方法の実施形態の以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成する添付の図面を参照し、添付の図面は、記載の装置及び方法を実施することのできる特定の实施形態が例として示される。これらの実施形態は、当業者が現在開示されるシステム及び方法を実施することが可能となるように十分詳細に説明され、他の実施形態を利用できること、及び本システムの精神及び範囲から逸脱することなく構造的及び論理的变化を行えることを理解されたい。したがって、以下の詳細な説明を限定的な意味で理解すべきではなく、本システムの範囲は、添付の特許請求の範囲のみによって定義される。さらに、明瞭にするために、本システムの説明を曖昧にしないように、よく知られている装置及び方法の詳細な説明は省略される。

【0016】

腱が非常に弾性があり、ばねのように振る舞うことができることはよく実証されている (Ker (1981) J. Exp. Biol. 93:283)。長さが10%増えると、腱を引き伸ばす際に行われる動作の93%の弾性戻りを得ることができる。この挙動の一例は、ランニング中の下腿の筋肉腱単位を使用して行うことができる。最初の接触の場合、筋肉腱単位の弾性要素が引き伸ばされ、腱が弾性的に反動するとき筋肉腱単位が次のステップで再び解放される前に、エネルギーが蓄えられる。このタイプの動作はしばしば反応性と呼ばれる。この反応性は、以下のステップのために蓄え、再利用することにより、垂直変位中に加えられるエネルギーの一部を回復できることを意味することができる。足の力学も、この例でエネルギーを再利用するこのプロセスを助けることができる。初期着地段階の間、足構造が変形することができ、筋肉腱単位により多くのエネルギーを蓄える。例えば、Ker、Bennett、Bibby、Kester、及びAlexander (1987)、「The spring in the arch of the human foot」、Nature、325:147~9を参照されたい。Tim Noakesの書籍「Lore of Running」(1985)によれば、下腿及び足の筋肉腱単位の様々な構成要素の合成弾性効果は、垂直変位のために必要なエネルギーの最大50%を再利用することができる。身体内には、腿筋及び腸脛靭帯を含む、この弾性挙動に寄与することのできる弾性構造がさらにある。この場合、骨盤が矢状軸の周りに回転するとき、腸脛靭帯は、身体の質量中心を引き上げるのに必要なエネルギーのために、蓄えられた弾性エネルギーを使用することができる (Noakes、1985)。

【0017】

膝より下の筋肉及び腱、並びに足の構造は、効率的な弾性ばねとして共に働くことができる (Ker、Bennett、Bibby、Kester、及びAlexander、1987。「The spring in the arch of the human foot」、Nature 325:147~9)。4.5m/sで走る70kgの男性は、2000ニュートンのピーク地面力を加える。男性は、各ステップで100ジュール (KE + PE) を失い、回復する。

【表1】

	エネルギー(J)	戻り(%)
アキレス腱	35	93
足のアーチ	17	78
ランニングシューズ	6~8	54~66
ハーバードトラック	7	90

【0018】

10

最適に動作させるために、最も効率的な運動を再開し、生み出すように筋肉腱単位の筋肉を適切に協調させなければならない。これは、身体からの大きな固有受容感覚及び協調を必要とする非常に要求の厳しい課題である。Noakes(1985)によれば、効率的なランニングには、多くのトレーニング指示が必要であり、良いランナーであっても、自分の技法を維持するように継続的に練習しなければならないと言明されている。

【0019】

反応性ランニングの原理は、筋肉動作が地面に反応しなければならないことにある。この動作が最適となるために、事前収縮した筋肉からの張力が、接触の前に脚に既に存在していなければならない。これにより、着地中に弾性筋肉腱単位セグメントにより効果的に荷重することが可能となる。本質的に、筋肉の収縮は、弾性セグメントの効果的な荷重を受け持つ。筋肉腱単位の弾性要素に蓄えられるエネルギーが他の機構を通じて散逸しないように接触時間が十分に短いことも重要である。もちろん、足の配置が、戻りエネルギーが運動に対してどれほど有用であるかに影響を及ぼす可能性がある。足は、可能な限り股関節の真下近くに配置すべきである。さらに、踵での着地は、接触中に補充することのできる弾性要素数を制限するので、それほど反応性ランニングの助けとはならない。Noakes(1985)はさらに、同時に、短時間の地面接触、及び十分な垂直変位が、両方のエネルギーを消費する部分運動中にエネルギーを最適に節約する助けとなることを述べている。

20

【0020】

筋肉腱単位の弾粘性挙動を推論する「ランニング反応性」又は単に「反応性」と呼ぶ測定可能なパラメータにより、上述のポーズ法とBK法との違いを客観的に定量化できることを本発明者らは発見した。特に、このランニング反応性は、ばねのばね定数に比例し、及び/又は例えば足が地面に当たる瞬間から再び揚げられるまでのフットステップ期間中の、被験者の筋肉及び腱の弾粘性特性と同等であるダッシュポット(ダンパ)の弾粘性に反比例するパラメータとしてモデル化される。ある意味では、ランナーの身体及び脚が、質量・ばね・ダンパ系の同等物のように働くと考えられる。安定した環境及び物理的状态を仮定して、結合組織及び筋肉のばね定数は、任意の一個人についてほぼ一定であることが判明しており、したがって特に、筋肉の収縮の状態がランニング被験者によって用いられ、下腿に関する全ばね定数に影響を及ぼすことができる。したがって、より高い弾性挙動を達成するために、ランニング被験者は着地前に脚の筋肉をあらかじめ緊張させるべきであることが判明している。着地からのより多くエネルギーが次のステップで再利用されるほど、ランニングスタイルはより「反応的」であると言える。

30

40

【0021】

フォアフットランニング中、特にスプリント中に、感圧面に対して被験者によって被験者の足を通じて加えられる圧力中心は、衝撃直後に、再び前方に移動する前に、足が地面から揚げられるまでに後方に移動していることがあることを本発明者らは観察した。本発明者らは、この現象を、少なくとも部分的に、運動エネルギー(の一部)が下腿の結合組織に吸収され、ランニングに有用な方向の運動エネルギーとして(部分的に)戻される前に位置エネルギーとして一時的に蓄えられるプロセスの結果に起因するとした。運動エネルギーを位置エネルギーに蓄え、位置エネルギーを運動エネルギーにするこのプロセスは

50

、ばねが運動する質量のエネルギーを蓄える方法と類似していることが判明した。したがって、この比較では、ランニングする人のステップのランニング反応性「R」が、ばねのばね定数（又は弾性定数）「k」に比例し、ダッシュポット/ダンパの粘性「μ」に反比例するものとしてモデル化される。

【0022】

驚くべきことに、例えばランナーの靴内の感圧インソールを使用して、ランニング活動中に表面に対して加えられる時間依存圧力中心の測定値からランナーの反応性を推論及び定量化できることを本発明者らは発見した。特に、圧力中心が移動する距離に結び付けられた（着地後の）ステップ中に圧力中心が後方に移動し終わるのにかかる時間と、BK法で使用されるステップの反応性との間の相関を本発明者らは発見した。理論に縛られることなく、この発見に関する確証が、以下の議論及び式によって与えられる。

10

【0023】

ばねの弾性をモデル化するのに使用されるフックの法則は、以下を示す。

$$(E1) \quad F = -k \cdot x$$

上式で、「F」は、平衡から変位「x」だけ引き出される、ばね定数「k」を有するばねによって与えられる力である。負号「-」は、力「F」が変位「x」とは逆であることを示す。

【0024】

質量の加速度を支配するニュートンの法則は、以下を示す。

$$(E2) \quad F = m \cdot a$$

上式で、「F」は、質量「m」を加速度「a」で加速するのに必要な力である。加速度「a」は、時刻「t」に関する位置「x」の2次導関数であるので、これを以下のように書くこともできる。

20

$$(E3) \quad F = m \left(\frac{d^2 x}{dt^2} \right)$$

式(E1)と(E3)を組み合わせると、

$$(E4) \quad \frac{d^2 x}{dt^2} = - \left(\frac{k}{m} \right) x$$

【0025】

時間依存変位「x(t)」に関するこの微分方程式の解は、固有振動数「Fn」で振動する調和関数（例えば正弦関数及び余弦関数）の（一次結合）の形を取る。

$$(E5) \quad F_n = 1 / (2 \cdot \pi) \cdot \text{SQRT} [k / m]$$

上式で、πは、円周と円の直径との間の比（約3.14の値を取る）であり、SQRT[...]は、平方根関数、この場合はばね定数「k」を質量「m」で割ったものの平方根関数である。固有振動数「Fn」を、ばねが1つの全運動を経るのにかかる時間期間「Tn」の逆数で置き換えることにより、以下の式が得られる。

30

$$(E6) \quad 1 / T_n = 1 / (2 \cdot \pi) \cdot \text{SQRT} [k / m]$$

両辺を平方すると、

$$(E7) \quad 1 / T_n^2 = 1 / (2 \cdot \pi)^2 \cdot (k / m)$$

これをばね定数「k」に関して以下のように書くことができる。

$$(E8) \quad k = (2 \cdot \pi)^2 \cdot (m / T_n^2)$$

【0026】

40

この場合、「Tn」は、ばねの（周期的な、前後の）運動の時間期間である。足が地面に当たる第1の瞬間T1から、圧力中心（歩行）線の転換点T2までの時間期間dTは、固有ばね運動周期の4分の1（1/4）と考えることができる。この時間期間「dT」は、ばねを押す質量によるばねの荷重と同様に、「荷重時間」と呼ばれる。固有ばね周期と荷重時間との間の関係は以下の通りである。

$$(E9) \quad T_n = 4 \cdot dT$$

例えば、振動が非対称であり、或いは不完全な正弦関数の場合、及び/又はダンピング振動の場合、固有振動数「Tn」と荷重時間「dT」との間に他の関係が存在できることを理解されたい。式E8とE9を組み合わせることにより、以下が得られる。

$$(E10) \quad k = (2 \cdot \pi)^2 \cdot (m / (4 \cdot dT)^2) = (\pi^2 / 4) \cdot m / dT^2$$

50

【 0 0 2 7 】

ばね定数 k は、ばねがどれだけ堅いかの尺度である。筋肉腱単位が弾粘性的に振る舞うと仮定されるので、「ばね」が堅いほど、系はより弾性的であると仮定することができる（同一の初期運動量を仮定すると、より堅いばねにより高速で荷重されるため）。系が弾性的であるほど、より多くのエネルギーが再利用され、ランニング技法がより反応的であると考えることができ、したがって反応性「 R 」は、ばね定数「 k 」に比例するパラメータであり、すなわち

$$(E11) R \sim k$$

上式で、「 \sim 」符号は比例関係を示す。E 1 0 と E 1 1 を組み合わせると、最終的に以下が得られる。

$$(E12) R \sim 1 / dT^2$$

【 0 0 2 8 】

したがって、非限定的な例では、圧力中心運動が、ランニング被験者が受け、足によって中継されるばね運動の少なくとも一部を示す場合、特性時間期間「 dT 」を使用して、人間の「ばね系」のばね定数「 k 」を求めることができ、それによってランニングステップの反応性に関する客観的な尺度が得られることが示される。したがって、一般的な用語では、「反応性関数」とも呼ばれる反応性に関する尺度を、荷重時間「 dT 」の関数として計算することができる。長い荷重時間が低い反応性に対応し、短い荷重時間が高い反応性に対応することがさらに示される。

【 0 0 2 9 】

さらに特に、（ばねの）荷重時間と呼ばれる特性時間期間「 dT 」の平方の逆数を計算することにより、（少なくとも比例関係の点で）反応性「 R 」を定量化することができる。反応性を求めるために、この時間パラメータを圧力中心の変位の時間として理解できることが判明している。特に、この時間パラメータは、足が最初に地面に当たる瞬間 T_1 と、圧力中心が（例えば、前方移動方向又は足の長さに沿った方向に関して）足の最も後方の位置に達する瞬間 T_2 との間の時間に比例することが判明している。言い換えれば、時間パラメータは、圧力の後方運動中心が転換点（そこで再び前方への移動を開始する）に達するのにかかる時間である。

$$(E13) dT = T_2 - T_1$$

【 0 0 3 0 】

最初の足の衝突が圧力中心に関する最も後方の位置を既に与えている場合（例えば踵の衝突）、時間期間は 0 となり、上記で定義される反応性は無限となることに留意されたい。しかし、一方で、ランナーの踵での着地は、典型的には、最小の反応性を有すると認識される。したがって、有利な実施形態では、圧力中心がフットステップ期間中に後方に移動せず、及び / 又は任意の時間期間「 dT 」が一定の最小時間しきい値未満となる踵の衝突について、反応性は 0 又は「未定」と定義される。別の有利な実施形態では、圧力中心が後方に移動する距離で反応性をスケールング又は正規化することもでき、したがって後方の距離がない場合、反応性 0 が与えられる。

【 0 0 3 1 】

式 E 1 0 を使用して、人の質量「 m 」及び測定される時間パラメータ「 dT 」を挿入することにより、人間のばね系のばね定数「 k 」（例えば、ニュートン毎メートル単位）を絶対的に求めることも可能であることにさらに留意されたい。このばね定数「 k 」を、反応性「 R 」を絶対項で定義するために使用して、例えば、異なる被験者間のランニング反応性を比較することができる。代替又は追加として、ばね定数を求めるために力の測定値も使用することができる。

【 0 0 3 2 】

反応性と時間との間の上記の関係 E 1 2 を次元引数に基づいて推論することもできることに留意されたい。例えば、式 E 1 から、ばね定数「 k 」、したがって反応性「 R 」を、力を位置の単位で割った単位（すなわちニュートン / メートル）で書くことができる。式 E 2、又は全般的な原理から、質量の単位（すなわちキログラム）に加速度を掛けた単位

10

20

30

40

50

で力を表すこともできることを示すことができ、力自体は、位置を時間の2乗で割った単位(すなわちメートル/秒²)を有する。したがって、これらの2つの式を組み合わせると、反応性「R」が質量を時間の2乗で割った単位を有することができることを示すことができる。したがって、荷重時間d Tの逆数を定義済みのランニング反応性Rとして計算し、計算したランニング反応性Rに応じてフィードバックを提供することが有利であることがある。

【0033】

最後に、ここでは荷重時間「d T」の平方の逆数が使用され、等価ばね定数に関して定義される「ランニング反応性R」の絶対値(又は相対的尺度)が与えられるが、原理上は、荷重時間「d T」の任意の関数「f(d T)」を使用して、ユーザのランニング効率に関するユーザフィードバックを提供することに留意されたい。特に、より短い荷重時間「d T」をより高い反応性「R」(すなわち、より大まかにはランニング効率として定義される)に相関させ、より長い荷重時間「d T」をより低い反応性「R」に相関させる任意の関数として反応性関数を定義することができる。

10

【0034】

一例を挙げると、以下のような荷重時間「d T」の「P」乗に反比例する任意の関数として反応性「R」を定義することができる。

$$(E14) R \sim 1 / d T^P$$

上式で、指数「P」は正の実数(>0)である。式E12は、式E14の特に有利な実施形態であることに留意されたい。

20

【0035】

以下では、より概括的なモデルを提示し、ばね・質量・ダンパ系を考慮する。そのような系では、式14の指数「P」は1とすることができることを示す。

【0036】

適用例の要件に応じて、これは、ばねとダンパが直列に配置されるマクスウェルモデルの形を取ることができる。或いは、ばねとダンパが並列に配置されるケルビンモデルを筋肉及び腱のシミュレーションとして使用することもできる。これを、ケルビンモデルと直列のばね、又はダンパと直列の追加のばねを追加することにより、より複雑であるがより代表的な標準線形ソリッドモデル又はツェナーモデルに拡張することができる。

【0037】

どちらの場合でも、ダンパ又はダッシュポット粘性は、収縮した筋肉張力と同程度の変動要素であり、大きい張力は高い粘性に相関する。どちらのモデルでも、変動の結果は、系の時定数()の変化となる。

30

【0038】

いずれの場合も、粘性モデルを使用することは、時間と変位がどちらも重要な入力パラメータであることを意味する。マクスウェルモデルの場合、このことは、ばね内の力、ばね定数、及びダッシュポット粘性からの全変位の以下の計算で明らかである。

ダッシュポット変位:

$$d S^{t o t a l} / d t = d S^{d a s h p} / d t + d S^{s p r i n g} / d t$$

上式で、

$S^{t o t a l}$ = 全変位

$S^{s p r i n g}$ = ばねの変位

$S^{d a s h p}$ = ダッシュポットの変位

t = 時刻

40

$$d S^{d a s h p} / d t = F^{d a s h p} / \mu$$

上式で、

$F^{d a s h p}$ = ダッシュポット内の力

μ = ダッシュポットの粘性

50

$$d S^{s p r i n g} / d t = d (F^{s p r i n g} / k) / d t$$

上式で、

$F^{s p r i n g}$ = ばね内の力

k = ばね定数 / 弾性係数

【 0 0 3 9 】

したがって、

$$d S^{t o t a l} / d t = F^{d a s h p} / \mu + d (F^{s p r i n g} / k) / d t$$

【 0 0 4 0 】

通常のランニング中、ランナーの体重はランの持続時間にわたって比較的一定のままであると仮定することができる。ランニングは飛行段階を含み、重力による加速度は一定であるので、降下する足の加速度も、ほとんどの通常のランニングスタイルでは比較的一定であると仮定することができ、したがって衝撃の間の全体の力も比較的一定であるはずである。力の変化率は、異なる表面上で、又は異なるランニング技法で変化することがある。

10

【 0 0 4 1 】

ランニング表面が一定であるとき、「ばね」(筋肉腱単位)の長さの変化率の変化はランニング技法の変化によるものと仮定することができる。したがって、式では、変位が大きく、又は荷重時間が短いと、 $d S^{t o t a l} / d t$ の値が大きくなる。筋肉腱単位の物質特性が、比較的安定した環境でのラン中に実質的に変化せず、したがってモデル中のばね定数も変化しないと仮定すると、このことは、変位の大きさ又は荷重の時間の変化が主にダッシュポットの粘性の変化の影響を受けると仮定できることを意味する。筋肉腱単位の粘性は、筋肉組織収縮によって影響を受けるようにモデル化され、収縮が強いと粘性が高いと推論される。

20

【 0 0 4 2 】

粘性が高いと、同一の力について、ばねを通じて分散する変位が多くなる。この結果、ばねに蓄えられるエネルギーが多くなり、その後で、力が取り除かれたときに戻されるエネルギーが多くなり、したがって、より高い反応性ランニングスタイルが得られる。

【 0 0 4 3 】

変位と時刻とのグラフ、又はひずみ(ひずみ = $d L / L$ 、したがってやはり変位に関係する)と時刻とのグラフに関してモデルを考えることができる。どちらにしても、時定数()を視覚化し、計算することができる。弾粘性力学では、 は以下のように定義される。

30

$$= \mu / k$$

上式で、

= 時定数

μ = 粘性

k = 弾性係数

【 0 0 4 4 】

この場合、 k は一定であると仮定され、したがって は粘性 μ に比例し、この場合、粘性 μ は筋肉組織の収縮強度に対応する。 は、マクスウェルモデルで応力緩和を計算するのに使用される。

40

$$\text{応力緩和} = k e^{(-1 /) \cdot t}$$

【 0 0 4 5 】

はまた、恐らくは本願にとってより適切なことに、ケルビンモデルクリープを計算するのに使用される(ひずみ対時刻)。

$$\text{クリープ関数} = 1 / k (1 - e^{(-1 /) \cdot t})$$

【 0 0 4 6 】

適用例の要件に応じて、使用されるモデルを交換することができる。有利な実施形態では、以下の方法が使用される。

- 1 . 時間内に空間分解能で垂直圧力を測定する。

50

2. 時間内にこの測定データから圧力中心 (COP) を解決する。
3. 通常のランニング及びウォーキングの歩行中にCOPが踵位置に関係することが判明し、この情報を使用して、筋肉腱単位長さを推定することができる。
4. 足の衝突でCOPの初期位置を識別することができる。
5. 踵に向かう後方のこの圧力中心の運動が、モデルのための入力として使用される (このモデルの例、例えばケルビン弾粘性モデルが与えられる)。
(b. ランニング歩行中、ステップ間の飛行時間も入力として使用して、身長を推定することができ (重力が一定であり、離陸及び着地の高さは同程度であると仮定する)、衝撃時の減速の時間と共に、足に加えられる全体の力を推定することができる。これを使用して、モデル入力を正規化し、又は力及び/又は圧力、並びにこれらのパラメータに依存する任意の変数の絶対値を推定することができる。)
6. COPの後方への移動距離及び時刻は、系の時定数、又は系内のばねの荷重の時間を推定するのに使用されるパラメータである。
7. 筋肉腱単位の振舞いがより弾性的であるほど、筋肉収縮は強くなり (弾粘性モデルでは、これがダッシュポットの粘性に関係付けられる)、より多くのエネルギーを回復することができ、より反応的なランニングスタイルと言われる。

【0047】

より弾性的な挙動とは、より多くのエネルギーが各ステップから回復され、下肢の結合組織により多く荷重され、ランナー並びにランナーの関節及び骨が受ける衝撃がより高いことを意味する。これらは、ユーザの必要及び目標に応じてユーザの技法を導くのに使用することができる、効率及び怪我の危険に対する関連を有する。したがって、より高い k 及び/又は低い μ ついて、より反応性 R が達成され、すなわち系は、粘性挙動よりも弾性挙動を表す。したがって、このことは、時定数がより低いとき、より高い反応性が達成されることを意味する。実際の系では、例えば測定される荷重時間「 d_T 」が時定数に比例すると仮定することができる。

【0048】

反応性が筋肉の収縮強度に応じて変化する、又は反応性が、本質的には筋肉腱単位の弾性、又はプライオメトリック効果、又は恐らくはより包括的には歩行又はランニング技法の弾性の尺度であると言うことができる。

【0049】

有利な実施形態では、時間依存圧力中心運動が、踵の対応する運動に関係付けられる。時間の関数としてのこの対応する踵運動が、弾粘性モデル、例えばマクスウェル、ケルビン、又はツェナーと比較される (すなわちフィッティングされる)。この比較又はフィットから、測定される系 (すなわちランニングユーザ) の粘性又は弾性パラメータに関係するパラメータを抽出することができる。次いで、例えば粘性パラメータ μ に比べて高い弾性パラメータ k に対して高い反応性パラメータを提供することにより、ユーザのランニングスタイルの反応性の尺度をユーザに提供することができる。例えば、反応性は、上述の時定数に反比例することができる。

【0050】

生理学に関連して、筋肉及び腱が引き伸ばされるとき、ばねと同様に、自然の弾性により、筋肉及び腱が延長され、位置エネルギーが蓄えられる。これらの構造がその通常の長さに戻るとき、この位置エネルギーを解放することができ、機械的力が生み出される。筋肉及び腱の弾性構造を利用することによってランニング効率に影響を及ぼすことは可能であることが一般に受け入れられている。腱を能動的に制御することはできないので、筋肉の張力が、単位が引き伸ばされる速度に影響を及ぼす支配的な要素である。ランニング中の弾性応答の効果を最大にするために、ランナーが使用前に筋肉組織をあらかじめ緊張させ、したがって筋肉及び腱を堅くし、より多くの弾性エネルギーを吸収/蓄えることができるようにすることが有利である。反応性ランニングのために筋肉をあらかじめ緊張させることは、ウォーキング効率を改善するためのランニング技法で、様々なコーチ、研究者、及びエリートアスリートによって支持されている。

10

20

30

40

50

【0051】

さらなる情報は、例えば以下で見出すことができる。

「Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome」、Fredericson等、(2000)、Clin. J. Sport Med. 7月、10(3):169~75、Department of Functional Restoration、Stanford University、California、943055105、米国

「Explosive Running: Using the Science of Kinesiology to Improve your Performance」、Michael Yessis、Ph.D、(2000)、Contemporary Books、Chicago、IL

「The mechanics of sprint running」、Cavagna等、J. Physiol.、1971年9月、217(3):709~721)

10

【0052】

概して、「歩行」という用語は、固体基板上を移動中の被験者の肢の運動パターンを指す。ランニングは、人間又は動物が足で迅速に移動することを可能にする陸上移動の手段である。ランニングは、体育理論用語では、ランニングサイクル中の規則的な時点で両方の足が地面から離れる歩行と定義される。ばね・質量・ダッシュポットの機構の観点からのランニングする身体の特徴は、ストライド内の運動エネルギー及び位置エネルギーの変化が同時に生じ、弾性のある腱及び受動的な筋肉弾性によってエネルギー蓄積が達成されることである。飛行時間又は地面を離れる時間は、質量中心の高さ、及び着地力を示す。ランニングという用語は、ジョギングからスプリンティングまでの範囲の様々なスピードのいずれも指すことができる。フットステップ期間は、足が地面に触れ始めた後の最初の瞬間と、足が地面から揚げられる前の最後の瞬間との間の期間と定義することができる。

20

【0053】

ランニングスタイルがフォアフット又はミッドフット衝突を含むとき、アキレスに接続された筋肉を使用して、足の挙動に影響を及ぼすことが可能であることが判明している。足、足首、及び下腿の構造の固有の受動的な材料特性を別にして、踵着地は、この筋肉腱単位がエネルギーの蓄積又は再利用に対してそれほど大きな効果を有することを可能にしない。

30

【0054】

フォアフット又はミッドフット着地中、アキレス腱に関連する筋肉を収縮させることにより、アキレス腱に関連する筋肉の張力を増大させ、筋肉腱単位を堅くすることができる。したがって、より堅い単位は、加えられる衝撃力によってより高速に荷重され、その弾粘性の性質により、より弾性的に振る舞い、したがって衝撃から戻るより多くのエネルギー、すなわちより多くの運動エネルギーが、筋肉腱単位に位置エネルギーとして蓄えられ、後続の運動で運動エネルギーとして使用される。

【0055】

ランニング中に、ランナーの足圧力パターンで筋肉腱単位の伸長を観測できることを本発明者らは発見した。圧力中心が、運動方向につま先に向かって再び前方に移動する前に、踵に向かって戻る向きに距離を移動することを観測することができる。圧力中心のこの「後方移動」は、初期衝撃後に踵が地面に向かって降下する結果であり、本質的には、圧力の2次元中心が踵位置(揚げられた位置、すなわち長さ及び高さの点でのつま先からの距離)に相関すると仮定することができる。

40

【0056】

踵上昇の高さは、筋肉腱単位の長さに相関すると仮定され、特に、踵上昇の変化が、筋肉張力単位長さの変化に相関することができる。腱の絶対長は、人ごとに異なることがある。筋肉腱単位の長さは、筋肉を弛緩することによって、又は単位のどちらか(又は両方)の構成要素(複数可)を弾性的に引き伸ばすことによって変化させることができる。こ

50

の場合は単位の弾性に注目するので、筋肉の収縮又は緩和の状態は直接的には関係しない。しかし、これらの側面は、筋肉活動化状態を測定するための筋電計測（EMG）機器の使用なしには容易には分離することができない。

【0057】

完全に弛緩した筋肉は、足の衝突の衝撃に対してほとんど抵抗を与えず、その結果、実際的には有効な弾性伸長が得られず、同様に、完全に収縮される筋肉腱単位の延長は、弾性伸長のみによるものとして行うことができる。本質的に、可能な弾性伸長の範囲は、筋肉収縮のレベルに依存すると仮定することができる。

【0058】

こうした要素を考慮すると、上述の仮定に基づいて、筋肉腱単位の弾性挙動の範囲は、収縮のレベル及び筋肉腱単位が引き伸ばされる速度に依存することが判明する。この効果は、初期の足の衝突後に踵が降下する範囲及び速度に相関し、圧力中心がつま先から離れて後方に移動する速度及び距離を測定することによってそれを推定することができる。着地後に圧力中心が後方に移動することを停止するのが早いほど、より多くのエネルギーが再利用され、したがって定義により、より反応性の高いランニング技法となる。後のステップで推進のために前のステップから再利用されるエネルギー量は、本質的には下腿のばね定数及び/又は減衰（ダッシュポット）の粘性の関数である。

【0059】

図面の以下の詳細な説明から、別の利点及び適用例をより明らかにすることができる。やはり、この説明は例示的及び非限定的にみなされるべきである。特に、添付の特許請求の範囲によって定義される、この方法及びシステムの範囲から逸脱することなく、図示される実施形態のステップ及び/又は部分が省略及び/又は追加されることがある。

【0060】

図1に、ランニング中の被験者100の一部、特に被験者の脚及び足を概略的に示す。被験者の脚及び足の筋肉及び腱の弾粘性挙動が、ばね定数「 k 」を有するばね、及び粘性「 μ 」を有するダンパによって概略的に表現されている。ばね及びダンパは、適切な弾粘性モデルに応じて、（図示するように）直列に、或いは並列に、又はそれらの組合せで構成することができる。ランニング中、被験者の質量「 M 」は、脚及び足を通じて地面「 G 」に対して圧力「 P 」を与える。得られる圧力プロファイルは、例えば、足と地面との間に配置された感圧面「 A 」によって測定することができる。「地面」を参照する場合、任意のウォーキング又はランニング面で十分であることに留意されたい。

【0061】

フットステップ期間中、被験者が自分の足で地面に着地したとき、圧力の増大が、例えば機器150で測定され、第1のタイムスタンプ T_1 が求められる。図1に示されるように被験者が自分のフォアフットで着地したとき、被験者が地面の上で自分の足を「回し」、図示される軸「 U 」上で下方に自分の足の後ろを動かすときに、まず圧力中心「 C 」が後方に移動していることになる。例えば第2のタイムスタンプ T_2 として登録されるある時点で、被験者が自分の足を押して再び地面から揚げ、自分の他方の足（ここでは図示せず）でプロセスを反復する前に、この後方に移動する圧力「 C 」が反転する。

【0062】

図2に、時刻 T の関数としての、方向 X_f の座標 x に沿って測定したランニング活動中の地面上の足の記録された圧力中心歩行線のグラフ200を概略的に示す。時刻 T_1 での第1の記録された圧力中心又は着地点201の後に、時刻 T_2 の反転点202に達するまで、圧力の後方運動中心が歩行線211を形成する。 T_1 と T_2 の間の時間期間は、荷重時間「 dT 」と呼ばれる。反転点202は、前方軸 X_f に関して歩行線（211、212）に沿った最も後方の登録される位置である。反転後、圧力中心は再び前方に移動し、時刻 T_3 の上昇点203に達するまで、継続する歩行線212を形成する。原理上は、反応性ランナーを、荷重時間 dT 中にランナーの人間ばね系（筋肉及び腱）に荷重し、その中に蓄えられた位置エネルギーを、解放時刻 $T_2 \sim T_3$ の間のランナーの次のステップに解放する人と考えることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

ばねの後続の観測されないスイング 2 1 3 は、全周期 T_n 中の人間のばねの仮想振動を完成するために例示として示されるにすぎない。特に、これは、時間差 $d T = T_2 - T_1$ が、人間のばねの全固有振動周期 T_n の約 4 分の 1 に等しいことを示す。実際には、振動の約半分 ($T_1 \sim T_3$) だけが観測され、反応性を計算するためには、約 4 分の 1 の振動 $T_1 \sim T_2$ だけを記録することで十分である。大きく減衰される系は振動しないことがあることに留意されたい。

【 0 0 6 4 】

図 2 で着地点 2 0 1 が上昇点 2 0 3 と同じ位置に示されているが、例えばフットステップ期間の終わりに被験者が自分の足を押し始めることがあるので、これらは異なる位置にある可能性があり、概して、異なる位置にある。さらに、バックスイング又は「荷重」期間 $T_1 \sim T_2$ は、前方スイング又は「非荷重」期間 $T_2 \sim T_3$ とは異なることがある。飛行時間 (TOF) は、上昇点 2 0 3 と次の着地点 2 0 1 との間の時間でもよい。

【 0 0 6 5 】

本発明者らは、反応性を期間 $T_1 \sim T_2$ から計算することが有利であることを発見した。例えば、この周期は、例えば被験者が時刻 T_3 のあたりで自分の足を押すときにより長い接触を保つことによって引き起こされる異常によって受ける影響が少ないからである。そのような押す動作は、ここでの所望のパラメータであるステップの反応性 R の表示が低い。さらに、後方に進む歩行線は、踵着地よりも高い反応性を与えることができるフォアフット着地を示す。

【 0 0 6 6 】

図 3 に、複数の圧力センサ 3 1 0 を備える感圧面「A」を概略的に示す。図示されるように、表面「A」は、靴内部に着用するためのインソール 3 0 0 として適切に成形することができる。インソールは、被験者の足のフロントエリア 3 0 1 及びバックエリア 3 0 2 を画定する。感圧面は、フロントエリアのフロントセンサ、及び / 又はバックエリアの踵センサ 3 0 3 を備える。表面「A」上には、時刻 T_1 の着地点 2 0 1 と時刻 T_2 の反転点 2 0 2 との間のバックスイング又は荷重部分と、後続の前方スイング 2 1 2 と、時刻 T_3 の上昇点 2 0 3 とを含む例示的歩行線 2 1 1 が示される。圧力中心歩行線 2 1 1、2 1 2 は、少なくとも、矢状面に沿った、前方ランニング方向 X_f の座標 x に沿って測定される。実際の実施形態では、図示されるように、前方軸 X_f は、表面 A の長さ方向と同一視することができる。この軸 X_f が幾分 (例えば、最大 30 度) 回転する場合であっても、このことは、上記で定義されるタイムスタンプ T_1 及び T_2 を測定することに対してほとんど影響しないことに留意されたい。第 1 の衝撃の瞬間 T_1 は依然として同一であり、一方反転点 2 0 2 の変化は (わずかであるが) 無視できるほどのものにすぎず、したがってタイムスタンプ T_2 に対しての影響は無視することができる。

【 0 0 6 7 】

着地点 2 0 1 と反転点 2 0 2 との間の距離として定義される荷重距離「d」も示される。この距離は、図示されるように、前方軸 X_f に沿って投影することができ、或いはバックスイング歩行線 2 0 1 に沿った線積分として測定又は計算することができる。任意選択で、荷重距離「d」は足の長さ「L」によって正規化することができる。荷重距離は、足 (及び脚) がバックスイングを反転するのに必要な距離の尺度を与える。荷重距離は、例えば、被験者の筋肉及び腱がばね動作中に耐えなければならない衝撃の尺度を与える。反応性距離が長いことは、着地期間が長いことに対応することができる。その場合、この荷重距離が長いほど、被験者が受ける衝撃は少なくなる。荷重距離のそのような尺度は、ランナーのランニングスタイル、ランナーの怪我の傾向 / 危険の可能性についてランナーに追加の情報を提供することができる。例えば、ランナーは、短過ぎる荷重距離を回避したいことがあり、又は逆に、自分の筋肉を緊張させ、それによって恐らくは反応性を得ることによってこの距離を短縮したいことがある。

【 0 0 6 8 】

感圧面「A」は、例えば、加えられる圧力量だけではなく、この圧力が測定される場所

も測定する、表面にわたって適切に配置された複数の圧力センサを備えることができる。異なる位置「 X_n 」での圧力「 P_n 」の複数の「 n 」個の測定値から、(正規化された)第1の瞬間又は(圧力で重み付けされた)重み付き平均位置の計算により、圧力中心の位置「 X_c 」を計算することが可能となる。

$$(E15) X_c = \text{Sum}[X_n P_n] / \text{Sum}[P_n]$$

上式で、 $\text{Sum}[\dots]$ は、「 n 」個の測定値にわたる合計である。

【0069】

位置変数「 X_n 」は、表面「 A 」に沿った1次元又は2次元位置をそれぞれ表すスカラー又はベクトルでもよいことに留意されたい。したがって、圧力中心位置「 X_c 」は、すべての力を1つの点に分解することができるように、各圧力測定値をその大きさ及び位置で重み付けすることによって計算することができる。

10

【0070】

ランニング反応性 R を計算するために、必要なのは、足が地面に触れ始めるときの第1のタイムスタンプ T_1 と、(前方軸 X_f に対する)最大の後方圧力が感圧面(「矢状面」とも呼ばれる)によって測定される第2のタイムスタンプ T_2 とを求めることだけであることに留意されたい。したがって、必要なのは、前方軸 X_f に沿ったこの圧力を測定することだけであるが、2次元で測定された圧力をこの前方軸にマッピングすることも可能である。

【0071】

$E15$ で与えられる重み付き平均を明示的に計算する必要はないことにも留意されたい。例えば、表面の前方及び後方の2つのセンサを使用し、 T_1 を設定するために、急激な圧力の増加が観測されたときを求め、 T_2 を設定するために、最高の圧力が全圧でスケールリングされるバックセンサ上のセンサによって感知されたときを求めることによって T_1 及び T_2 を求めすることも可能である。別の有利な実施形態では、単一の直線上にない少なくとも3つの感圧点を使用され、2次元圧力中心が求められる。

20

【0072】

有利な実施形態では、踵センサ303を使用して、被験者の踵が地面から離れたこと、例えば踵センサ303によって測定される踵圧力がしきい踵圧力未満であるかどうかを判定することができる。それに応じて、有利な実施形態では、踵位置を求める方法が提供され、ステップが以下を含む。

30

踵が地面ともはや接触していないと言われる、踵センサに関するしきい圧力を定義すること

大きさ及び相対空間位置によって圧力センサを解決し、圧力中心を定義すること

つま先からの圧力中心(COP)の縦方向距離を測定すること

COP位置を使用して、踵経路の曲率半径が距離と共に変化する踵位置の中心点を計算する関数を定義すること(COPがつま先に近いほど、半径が大きい)。これは、回転軸が、足底筋膜及び足根中足関節の伸長と共に足の母指球にわたって移動し、次いで中足指骨関節の関節の周りを移動し、次いでその後足の近位/中間/遠位指骨関節を通じて移動するときを生じる。集合的な骨構造が、無視できる柔軟性を有し、したがって曲率半径が主にこれらの構造間の関節に相関すること、及びこれらの関節が、通常は健康な個人の場合と同様に順次的につながれることが仮定される。足のサイズを知ること(又はこの場合、インソールのサイズ又はセンサ間の距離を知ること)で十分であることがある。これらは靴内、又はユーザの足の下にあり、したがって足のサイズとある程度は相関するはずであるからである)は、COPの位置及び関連する曲率半径に基づいてスケール関数から踵の高さを推定することが可能であることを意味する。

40

【0073】

個人の反応性を求めるために圧力センサを使用することの利点は、圧力センサが一般に妥当な価格で入手可能であり、軽量で薄型であり、例えば靴又はインソール300に容易に組み込めること、及び信号処理が直接的であることである。反応性を測定することに加えて、同一の圧力センサを使用して、例えば、ステップ速度、回内速度及び範囲、圧力分

50

布、人間の他の生物力学的パラメータなどのランニングパラメータを求めることができることが有利である。

【0074】

有利な実施形態では、感圧面は、ユーザの体重又は質量「M」を求める体重測定装置として働くことができる。特に、複数の圧力測定値「P_n」にわたって合計し、この合計に較正定数「K_c」を掛けることによって被験者の質量「M」を計算することができる。すべての圧力が、表面「A」に対して質量「M」が加えられる圧力センサによって測定される場合、質量を以下のように計算することができる。

$$(E16) M = \text{Sum}[P_n] \cdot A / g$$

上式で、「g」は、約9.8 m/s²の値の重力定数である。したがって、較正定数「K_c」はこの場合、表面「A」を重力定数「g」で割ったものに等しい変換因子でもよい。例えば、すべての圧力が記録されるわけではなく、又はユーザは1つのインソールだけを着用している間に2つの脚で立っており、較正定数は前述のA/gの線形又は高次関数であることがあるので、表面によって測定される圧力は、ユーザの体重の完全な力を表さないことに留意されたい。

【0075】

一実施形態では、測定される圧力を対応する質量に相関させるルックアップテーブルによって較正定数を形成することもでき、より早い時間にルックアップテーブルを記録することができる。質量測定間隔で質量を測定することができる。例えば、ユーザの質量がトレーニング運動の始めに測定される間、静止して立つようにユーザに促すことができる。或いは、被験者がランニング中又はウォーキング中に、例えば測定された圧力の平均を取ることにより、質量を測定することができる。ユーザが一方の足だけに感圧面を着用している一実施形態では、測定される圧力は、被験者の質量の約半分に対応する。それに応じて、正しい質量を取り出すために較正定数「K_c」を2倍にすることができる。

【0076】

別の有利な実施形態では、フィードバック信号は、反応性の関数だけではなく、例えば装置自体によって計算され、又はユーザによって別々に入力されるユーザの質量の関数でもある。特に、例えば式E10とE11を組み合わせ、又は全般的な考察から、反応性がユーザの質量「M」に比例し、荷重時間「dT」の平方に反比例することが判明する。

【0077】

ここで、適用面積「A」が既知であるとき、

$$(E17) F = \text{Sum}[P_n] \cdot A$$

であるため、式E1~E3の力「F」は、原理上は全圧「Sum[P]」から同様に解決できることに留意されたい。

【0078】

しかし、現在市販の一般的なインソール圧力測定システムは、圧力を測定するためのインソールの材料特性に依存することがあることにも留意されたい。インソールは概して、軟質弾性又は弾粘性材料から作成されるので、フットステップ期間中の絶対圧力測定値を解決することを非常に難しくするヒステリシス、弛緩時間などの動的な効果の影響を受けやすく、インソールの使用が圧力の相対的尺度に制限される。これを考慮すると、測定された相対圧力から力を単に推定することは難しいことがある。したがって、荷重時間「dT」の現在提案されている測定は、他の手段では容易に達成できない、反応性を計算する有利な方法を提供する。

【0079】

さらに、飛行時間(TOF)も既知である場合は特に、荷重時間「dT」から力を推定することができる。例えば、COPの移動時間から力を推定することができる。図では、TOFが、(足ステップの)上昇T3と着地時間T1との間の時間として示されている。飛行時間を測定するために、圧力センサが両方の足について設けられることが好ましい。

【0080】

人の体重が圧力センサを作動させるように足と人を支持する表面との間に位置する圧力

10

20

30

40

50

センサにより、異なる位置での足の圧力を測定することができる。本文書で複数のセンサを参照する場合、複数のセンサは物理的に別々の装置である必要はないことを理解されたい。センサは、異なる位置で圧力を測定することを可能にする1つのセンサ、例えばマトリックス電極を備える圧電材料のシートでもよい。

【0081】

センサは、図3に示されるような靴内に配置されるインソール内又はインソール上に固定されることが好ましい。感圧面「A」を備えるインソール300のこの特定の例は、8個の圧力センサ310を備える。センサが靴内に配置されるインソール内又はインソール上に固定されることが好ましいことがあるが、センサは、例えば靴底に取り付け、又は靴内に配置し、又は足裏に接着することもできる。センサは、さらに、床又は任意の他の好都合な表面、或いは足と、人が立っている、ウォーキングしている、又はランニングしている表面との間の界面の中又は上に装着することができる。

10

【0082】

床上のセンサと比べた感圧インソールの利点は、測定が特に適合された床などの特定の場所に束縛されないこと、及びセンサ数を少なく保つことができることである。代替の有利な実施形態（図示せず）では、感圧面は、ランニングトレッドミルなどの移動コンベヤベルトの一部でもよい。そのような実施形態の利点は、インソールを必要とすることなく、ランナーが長距離を走ることができることである。

【0083】

支持面上の足の圧力を測定するのに適したセンサの例は、例えば、キャパシタンス（例えばカーボン積層板）、インダクタンス、圧電又は piezo 抵抗効果などの電気的特性に基づくセンサである。しかし、反射又は回折（例えばドップラーシフト、ブラッグ光ファイバ）、色変化（例えば piezo 光学）などの光学的特性に基づくセンサも適していることがある。歩行線を測定することのできる感圧インソールの一例は、米国特許第6360597号でも見出すことができる。人の足によって加えられる時間依存圧力中心を測定することのできる任意の装置を感圧面として利用できることに留意されたい。

20

【0084】

図4に、図3に示されるような感圧面を使用して記録された圧力マップ400の一例を示す。この非限定的な例で使用される圧力センサは、当技術分野で知られている容量感圧インソールを備えた。圧力マップ400は、特定の瞬間に足が感圧面に加える空間圧力分布を示す。高圧力のエリア410は、より明るい色で示され、低圧力のエリア430はより暗い色で示されている。中圧力のエリア420も示されている。例えば時刻Tに測定されたこの圧力マップ400は、例えば式E15を使用して処理することができ、その時刻Tについての平均圧力点又は圧力中心位置が得られ、この場合、歩行線211、212の着地点201が得られる。

30

【0085】

図4の現在示されている例では、圧力センサ又は圧力センサのレイがユーザの足の下に配置された。センサ（複数可）からの出力を使用して、足の圧力中心を計算することができる。規則的な時間間隔で次々に測定を行うことにより、圧力中心位置を時間内にプロットすることが可能となり、一般に「歩行線」と呼ばれる線が形成される。着地後、全体の合計した足圧力が定義済みの接触しきい値を超える第1の瞬間の圧力中心の位置が、「衝突位置」と定義される。圧力中心が矢状面内を踵に向かって後方に移動する場合、方向を変化させて、つま先に向かって再び移動する前に、圧力中心が移動する距離及び時間が測定される。これらの時間及び圧力中心変位の値が、反応性又はエネルギー戻りモデル計算への入力として使用される。

40

【0086】

足の異なる位置での圧力が、ウォーキング又はランニング中に足が地面に当たる頻度よりもかなり高いサンプリング周波数で測定されることが好ましい。特に、サンプリング周波数50Hz以上が有利であることがある。そのような高いサンプリング周波数により、圧力中心位置の準連続的測定が可能となる。所与の瞬間の圧力中心位置は、その瞬間にす

50

すべての地面反力の合力が働く地点である。

【0087】

ステップ中に圧力マップが変化するとき、圧力中心位置も変化する。したがって、この時間依存平均圧力点は、「歩行線」と呼ばれる表面上の線をもたらす。歩行線は、空間内の点を結ぶ直線である必要はないことを理解されよう。歩行線という語は、支持面との足の接触時間中の異なる圧力中心の空間分布を記述するのに使用される。

【0088】

図5に、第1の態様によるシステムの2部式の実施形態を概略的に示し、感圧面「A」を備える機器150が、第2の態様によるヒューマンインターフェース装置550にデータをワイヤレスに送信することができる。特に、動作中に、感圧面「A」上の複数のセンサパッド310から、電気配線511を通じて読出し装置501に出力電子信号を送ることができる。読出し装置は、圧力の平均を取り、圧力中心を得るプロセッサを備えることができ、或いは、読出し装置は単に、すべての異なる測定される圧力を測定し、データを前方に送ることができ、その場合、プロセッサは、ヒューマンインターフェース装置550の一部でもよい。データは、例えばワイヤレス送信機502によって受信機503に送ることができる。装置502及び503は共に、例えば、反応性を測定する必要がない時間の間に電池のエネルギーを節約するためにセンサをスイッチオフすることなど、読出し装置501のさらなる制御のために、2方向通信を実現するワイヤレストランシーバも備えることができる。

【0089】

ヒューマンインターフェース装置550は、ユーザにとっての好都合な可搬性のためのリストストラップ512を備える腕時計の形状因子を有することができる。リストバンドの代替として、例えば、ヒューマンインターフェース装置は、例えばユーザの上腕、腰、又はユーザの身体上の任意の場所の材料のパッチに取り付けられるベルクロ(Velcro)又は他の取付け手段インターフェースを備えることができる。米国特許第4578769は、ワイヤレス通信が可能な足センサと手首に着用されるディスプレイ装置の組合せの一例を示す。

【0090】

ヒューマンインターフェース装置は、ランニング反応性に関するフィードバックをユーザに提供する被験者の手首、腕、又は他の身体部分に着用可能である。ヒューマンインターフェース装置は、被験者のランニング反応性Rを示す信号Swを受信するワイヤレストランシーバ503と、被験者のランニング反応性の受信した信号Swに応じてイメージを表示するように構成されたディスプレイ504と、被験者の手首、腕、又は他の身体部分にディスプレイ504を取り付ける取付け手段512とを備えることができる。

【0091】

したがって、ヒューマンインターフェースは、計算した反応性Rに応じて視覚フィードバック信号「Sf」をユーザに供給するディスプレイ504を備えることができる。ディスプレイは、例えば、計算した反応性に比例する数を表示し、及び/又はグラフ、例えば反応性に応じて伸びる棒グラフを表示することができる。ディスプレイはまた、計算した反応性に応じて、表示されるイメージの色を変更することによってフィードバックを提供することもできる。

【0092】

視覚フィードバックに加えて、ヒューマンインターフェース装置はまた、例えば、計算した反応性に応じて音響フィードバック装置のピッチ又は音量を変調することにより、音声フィードバック信号Sfをも供給することができる。特に、フィードバック装置は、スピーカと、計算したランニング反応性に応じて、例えば音声信号のラウドネス、ピッチ、又はパルス周波数に従って、スピーカを介して音声フィードバック信号を生成するように構成された音声コントローラとを備えることができる。

【0093】

例えば、ユーザに触覚又は触感刺激を与える触覚装置により、別のタイプの感覚フィー

10

20

30

40

50

ドバック信号 S_f を供給することができ、例えばユーザがプリセットされた反応性しきい値より上/下で走る場合、振動する。

【0094】

ステップの反応性を求める目的でのさらなる分析及び処理のためにデータを供給するために、リアルタイム又は後に、センサの出力信号を通信又は処理装置に送ることができる。データは、各センサについて、又はセンサ上の各位置について、圧力及び圧力が測定される時間を含む。通信ユニットは、センサデータを記憶することができ、データの自動処理に適した処理装置に、ワイヤ又はワイヤレスでデータを送ることができる。処理装置及び通信ユニットを単一の装置又は別々の装置内に組み込むことができる。

【0095】

人が処理装置を搬送している方法は、例えばディスプレイ又は信号ランプ、例えばユーザの反応性の棒グラフを形成するLEDの列を使用して光学的に、又は記録された音声又は信号音を使用して音響的に、人の反応性についての情報をリアルタイムに人に提供するために有利である。さらに、例えば、携帯電話、又は「スマートフォン」、又はインターネット電話、又はコンピュータ画面、又は任意の他の媒体を使用して情報を表示することができる。

【0096】

図6に、被験者のランニングスタイルに関するフィードバック S_f を供給するシステム600の一実施形態を概略的に示す。ランニング活動中、被験者は、被験者の足を通じて感圧面Aに対して圧力Pを加える。この圧力が、読出し又は測定装置601によって記録され、読出し又は記録装置601は、全圧力 S_p を圧力中心信号Cに変換し、圧力中心信号Cは、クロック602によって供給されるタイムスタンプTと共にメモリ603に格納される。このようにして記録された時間依存圧力中心C(T)は、他のパラメータと共にメモリ603からプロセッサ604によって読み出すことのできるデータDを形成し、それらは別々にメモリに供給することができる。これらの他のパラメータは、例えば、ランニング被験者の体重、身長、靴サイズ、年齢、加速度、位置などを含む。

【0097】

プロセッサ604は、歩行線C(T)中の着地点及び転換点のデータからタイムスタンプT1及びT2を求めることができる。一実施形態では、プロセッサは、例えば足着地の始めの第1の測定した圧力中心の位置に関するしきい値から、被験者が踵で着地したか、又はフォアフットで着地したかをまず判定する。フットステップが踵の衝突であると判定した場合、反応性0がフィードバック装置に渡される。フォアフット着地と判定した場合、反応性の計算が続行される。

【0098】

着地時刻T1を、急激な圧力の増加が観測された時間、例えば足が最初に地面に触れ始める瞬間として割り当てることができる。転換時刻T2を、歩行線C(T)の軌跡から、線が前方軸に対して最も後方の位置に達した時刻として推論することができる。T1とT2の間の時間差dTから、荷重時間dTを計算することができる。荷重時間dT及び距離に応じて反応性Rを計算することができ、フィードバック装置605、例えばディスプレイ、音響装置、又は触覚装置を制御するのに使用することができる。フィードバック装置は、ユーザのステップの反応性をユーザに通知するフィードバック信号 S_f をユーザに供給することができる。この反応性は、例えば、ステップごとに更新される値でもよく、又は任意の数のステップにわたる移動平均でもよい。

【0099】

メモリ603は、データが格納される任意のタイプのメモリ(例えば、RAM、ROM、取外し可能メモリ、ハードドライブ、フロッピィディスク、メモリカードなど)でもよく、又は伝送媒体でもよく、又はネットワーク(例えば、光ファイバ、ワールドワイドウェブ、ケーブル、又は時分割多元接続、符号分割多元接続、又は他の無線周波数チャネルを使用するワイヤレスチャネルを含むネットワーク)を通じてアクセス可能である。コンピュータシステムと共に使用するのに適した情報を格納及び/又は送信することのできる

10

20

30

40

50

、知られている、又は開発される任意の媒体を、コンピュータ可読媒体及び/又はメモリとして使用することができる。メモリはまた、本システム及び方法に従って動作を実施するようにコントローラ/プロセッサ604を構成する、コントローラ/プロセッサ604によってアクセス可能なアプリケーションデータ並びに他の所望のデータをも格納することができる。専用プロセッサや共有プロセッサなどの任意のタイプのプロセッサを使用することができる。

【0100】

プロセッサ604は、マイクロプロセッサ、中央演算処理装置(CPU)、デジタル信号プロセッサ(DSP)、ASIC、又は任意の他のプロセッサ(複数可)、又はデジタル光デバイスなどのコントローラ(複数可)、又は同一の機能を実施するアナログ電気回路を含むことができ、電子技法及びアーキテクチャを利用することができる。プロセッサは通常、例えばソフトウェア制御下にあり、ソフトウェアと、ユーザプリファレンス、パラメータ、評価範囲、並びに/又は時間、帯域幅、及び分率しきい値などの他のデータを格納するメモリを有し、又はメモリと通信する。

10

【0101】

クロック602は、時間の経過の表示を与えることのできる任意の計器でもよい。特に、反応性の判定のために必要なのは時間差「 dT 」だけであるので、クロックは、絶対的な時間の尺度を保つ必要はない。クロックは、何らかの標準タイミング装置に準拠する必要はなく、特に、クロックが秒、分、時などの標準単位の時刻を与える必要はない。時間的に線形である限り、クロックによって使用される任意の単位で十分である。

20

【0102】

感圧面「A」、読出し装置601、クロック602、メモリ603、プロセッサ604、及びフィードバック装置605はすべて、又は部分的に、任意のウェアラブル装置や非接触装置などの単一の(完全又は部分的に)統合されたユニット600の一部でもよい。或いは、単一の装置に統合する代わりに、各部分を複数の装置、例えば別々の感圧面及び/又はフィードバック装置間に分散させることもできる。図示される各部分のいずれの間でも、装置間又はその部分間で信号を送信及び受信するためにワイヤード又はワイヤレスインターフェースが存在することができる。さらに、装置又はシステム600は、電源用の電池又は例えば太陽電池を備えることができる。一実施形態では、ユーザのフットステップで圧力センサに電源供給することさえできる。

30

【0103】

図示されるシステム600では、荷重距離「 d 」に関する別のパラメータ値を計算することができる。荷重距離「 d 」は、 $T1$ 及び $T2$ での圧力中心位置間の距離と定義することができる。距離は、固定軸、例えば前方軸に沿って測定することができる。又は時刻 $T1$ 及び $T2$ での圧力中心位置間の歩行線に沿った線積分として距離を計算することができる。この計算された荷重距離「 d 」を使用して、ユーザのランニングスタイルに関するさらなるフィードバックをユーザに提供することができる。プロセッサ604によってフィードバック装置605を制御して、荷重時間「 dT 」と荷重距離「 d 」の両方に応じてフィードバック信号 Sf を供給することができる。

40

【0104】

さらに有利な実施形態では、全体の足サイズに比例して荷重距離「 d 」をスケジューリングすることができる。さらに、足サイズを使用して、反応性の尺度を正規化することもできる。ユーザの体重及び年齢によって因子をさらに正規化することができる。これにより、異なるランナー間で反応性を比較することについて利点を得ることができる。さらに、飛行時間(TOF)に応じて反応性を正規化することができる。TOFは、被験者の足が地面に触れ終わる最後の登録される瞬間($T3$)と、被験者の足が地面に触れ始める最初の登録される瞬間($T1$)との間の時間、すなわち、被験者が地面に触れていないものとして登録される時間と定義することができる。

【0105】

有利な実施形態では、メモリ603は、圧力の運動中心Cを移動する踵位置U(図1を

50

参照)に変換する変換テーブルを備える。プロセッサは、圧力の運動中心Cを移動する踵位置Uに変換し、フィードバック装置605を制御して、移動する踵位置Uに応じてフィードバック信号Sfを生成するようにさらに構成されている。

【0106】

さらに有利な実施形態では、メモリは、最小又は最大の所望の踵加速度に関するしきい値を含む。プロセッサは、移動する踵位置から加速度を計算し、この計算した踵加速度をしきい踵加速度と比較する。次いで、プロセッサは、フィードバック装置を制御して、この比較に応じて、例えば計算した踵加速度がしきい踵加速度値の内側又は外側に低下するかどうかに応じて、フィードバック信号を生成する。

【0107】

さらに有利な実施形態では、感圧面は踵センサ303(図3を参照)を備え、プロセッサは、踵センサによって測定される踵圧力がしきい踵圧力未満である場合、圧力の運動中心Cを移動する踵位置Uに変換するように構成されている。特に、踵が地面から離れている場合、圧力中心を踵位置に関係付けることができることに留意されたい。

【0108】

図7に、ユーザのランニング反応性Rに関するユーザフィードバックを提供する方法700の実施形態を概略的に示す。この方法では、座標xに沿った圧力中心位置Cが測定され(ステップ701)、時刻Tの関数としてのデータDとして格納される。このデータは歩行線を形成し、歩行線から、着地時刻T1と、軸Xに沿った最も後方の測定される圧力中心点Cに対応する時刻である時刻T2とに対応する第1の及び第2のタイムスタンプT1及びT2が求められる(ステップ702)。2つのタイムスタンプT1及びT2から、この場合は時間差 $dT = T2 - T1$ の平方の逆数に比例するように定義される反応性が計算される(ステップ703)。反応性は、反応性Rに応じてフィードバック信号Sfをユーザに供給するのに使用される。

【0109】

原理上は、荷重距離を伴う、又は伴わない荷重時間dTの任意の関数を使用して、ユーザの反応性に関するユーザフィードバックを提供できることを理解されたい。極限的な例では、荷重距離を伴う、又は伴わないこの時刻を、さらなる処理を行わずに単にユーザに提供することができ、ユーザ自身が、より低い荷重時間に対して反応性がより高いことを解釈することができる。概して、荷重時間「dT」の関数としてのフィードバック信号は、より高い荷重時間に対するより低い反応性「R」、又はより低い荷重時間に対するより高い反応性の表示を、荷重時間を0と定義することができると共に、反応性も無視することができる、踵着地の注目に値する例外と共に、ユーザに提供すべきことを理解されたい。

【0110】

有利な実施形態では、出力又はフィードバック信号Sfは、系の弾性を介して有用な動作に戻されるエネルギー量に比例する値でもよい。出力値を相対的尺度として使用して、再利用されるエネルギー/反応性の量の比例変化を監視することができる。体重、身長、靴サイズ、例えば圧力中心変位と足サイズの比によってスケールされ、体重が掛けられる圧力中心変位(サイズ及び体重について正規化)などの追加のパラメータを使用して、出力を正規化することもできる。或いは、モデルの出力を機械的効率又は最大の可能な反応性/弾性の割合に変換するのに必要なスケール因子の値を定義するために、潜在的な効率を実験的に求めることができる。

【0111】

議論及び図示した実施形態の様々な要素は、反応性及び/又はランニング効率の表示を与えることなど、いくつかの利点をもたらす。もちろん、上記の実施形態又はプロセスのうちいずれか1つを1つ又は複数の他の実施形態又はプロセスと組み合わせ、設計及び利点を発見及び整合する際にさらに改善をもたらすことができることを理解されたい。本発明は、反応性を荷重時間dTの平方の逆数と定義することについて特定の利点をもたらす、概して、反応性/効率、或いは荷重時間及び/又は荷重距離の関数である他の関連す

10

20

30

40

50

るランニングパラメータの形態の任意のフィードバック信号「Sf」を生成するのに適用できることを理解されたい。

【0112】

最後に、上記の議論は、本システムの例にすぎないものとし、何らかの特定の実施形態又は実施形態のグループに添付の特許請求の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。したがって、本システムの特定の例示の実施形態を参照しながら本システムを特に説明したが、以下の特許請求の範囲に記載される本システムのより広範な所期の精神及び範囲から逸脱することなく、多数の修正形態及び代替実施形態を当業者は考案できることも理解されたい。したがって、明細書及び図面は例示的にみなされるべきであり、添付の特許請求の範囲の範囲を限定しないものとする。

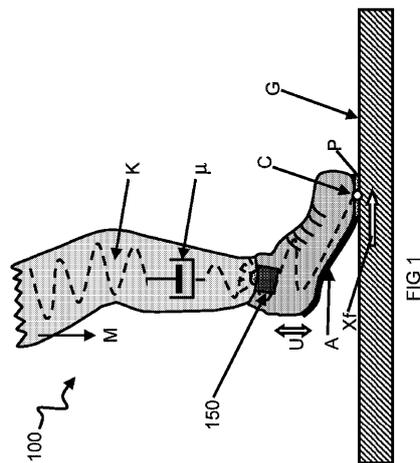
10

【0113】

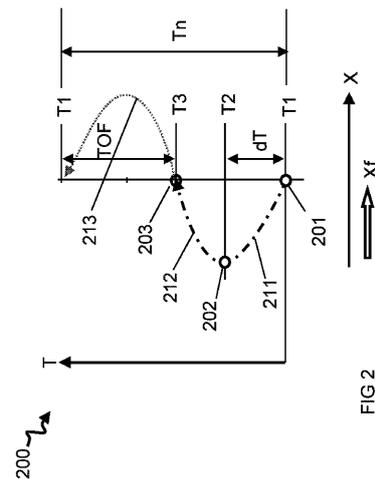
添付の特許請求の範囲を解釈する際に、「備える、含む」という語は、所与の請求項で列挙される以外の他の要素又は動作の存在を除外しないこと、要素に先行する「a」又は「an」という語は、複数のそのような要素の存在を除外しないこと、特許請求の範囲の任意の参照符号はその範囲を限定しないこと、いくつかの「手段」が、同一若しくは異なる項目（複数可）又は実装される構造若しくは機能によって表されることがあること、別段に明記されていない限り、開示される装置のいずれか又はその各部分を互いに組み合わせることができ、或いはさらなる部分に分離することができること、別段に規定されていない限り、動作又はステップの特定の順序は必要とされないものとする、及び別段に規定されていない限り、要素の特定の順序付けは必要とされないものとすることを理解されたい。

20

【図1】



【図2】



【 図 3 】

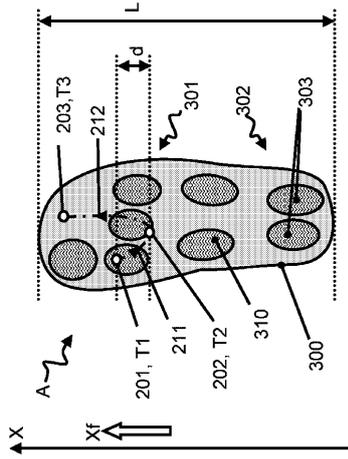


FIG 3

【 図 4 】

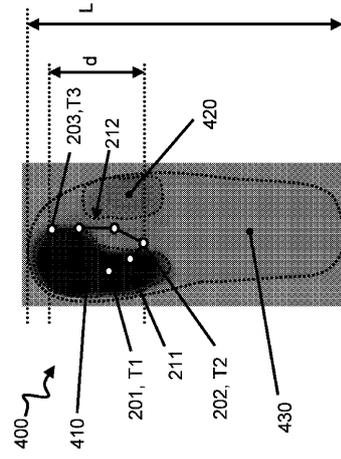


FIG 4

【 図 5 】

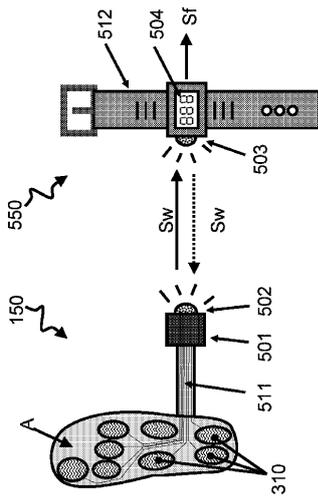
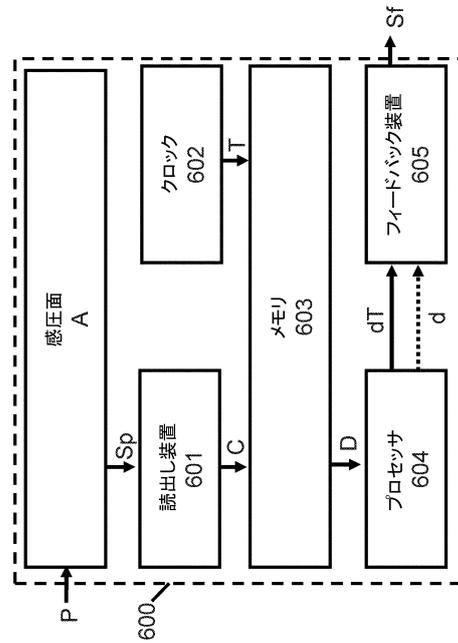
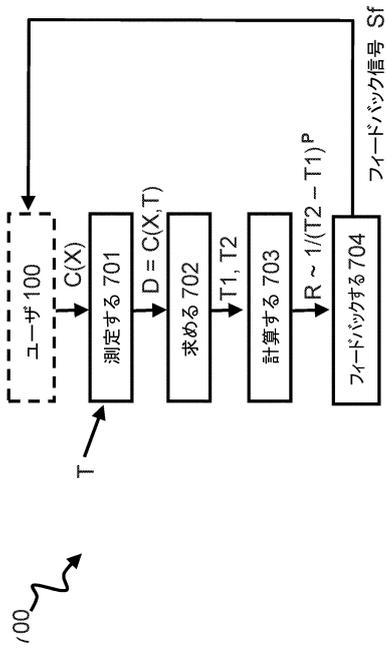


FIG 5

【 図 6 】



【図7】



フロントページの続き

(74)代理人 100148596

弁理士 山口 和弘

(72)発明者 ステーサム, アンドリュー

オランダ, エヌエル-2628 ヴェーカー デルフト, スフーマーカーストラート 97,
ケアオブ ティーエヌオー-ピーエルティ

(72)発明者 ホッペンブロワース, マルクス ベネディクトゥス

オランダ, エヌエル-2628 ヴェーカー デルフト, スフーマーカーストラート 97,
ケアオブ ティーエヌオー-ピーエルティ

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開2009-106391(JP, A)

特開2004-201885(JP, A)

特開昭63-040577(JP, A)

国際公開第2009/124193(WO, A1)

米国特許第05921004(US, A)

米国特許出願公開第2005/0131317(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B5/103

A61B5/11

A63B71/00

A63B23/00-24/00