

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges

Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales

Veröffentlichungsdatum

13. Juli 2017 (13.07.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer

WO 2017/118610 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

A41D 13/018 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/000021

(22) Internationales Anmeldedatum:
9. Januar 2017 (09.01.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2016 000 086 7. Januar 2016 (07.01.2016) DE

(71) Anmelder: WOLFGANG, Müller-Adam [DE/DE];
(DE).

(72) Erfinder: und

(71) Anmelder : RÖDER, Gunther [DE/DE]; Echterstr. 12B,
81479 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK,

DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA,
NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO,
RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV,
SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST,
SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG,
KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH,
CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE,
IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR DETECTING A FALL

(54) Bezeichnung : VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR STURZERKENNUNG

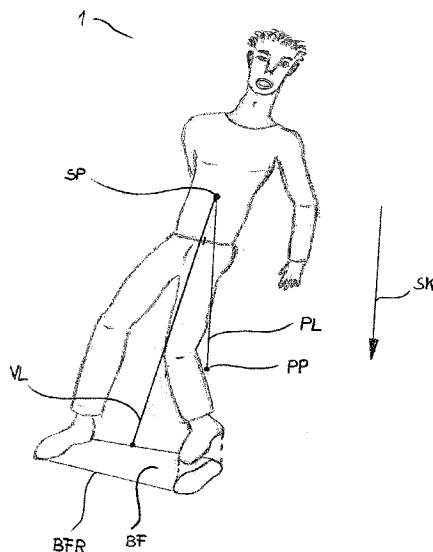


Fig. 2

(57) Abstract: A method for determining a tipping fall or a tipping fall danger comprises the following steps: determining the position of the centre of gravity and a standing base of a person; determining the spatial connection between the centre of gravity and the standing base, comprising the steps: detecting the angular position between lower leg and the associated upper leg and between said upper leg and the torso, and calculating a relative position of an ankle, a part of a foot or footwear of the leg in relation to the centre of gravity, wherein said angular positions and the lengths of the lower leg and the upper leg and a relative position between the hip joint of the leg and the centre of gravity are used. A tipping fall or a tipping fall danger is derived from the extent to which the centre of gravity and the standing base are in relation to one another in the direction of the acceleration of the centre of gravity. The method can be applied in fall protection clothing, among other things.

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren zur Ermittlung eines Kippsturzes oder einer Kippsturzgefahr weist folgende Schritte auf: Ermitteln der Position des Schwerpunktes und einer Standbasis eines Menschen, Ermitteln der räumlichen Verbindung zwischen dem Schwerpunkt und der Standbasis, umfassend die Schritte: Erfassen der Winkelstellung zwischen Unterschenkel und zugehörigem Oberschenkel sowie zwischen demselben Oberschenkel und dem Torso und Berechnen einer Relativposition eines Fußgelenks, eines Teils eines Fußes oder einer Fußbekleidung des Beins in Bezug zum Schwerpunkt, wobei besagte Winkelstellungen sowie die Längen des Unterschenkels und des Oberschenkels sowie eine Relativposition

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



zwischen dem Hüftgelenk des Beins und dem Schwerpunkt verwendet werden. Ein Kippsturz oder eine Kippsturzgefahr wird daraus abgeleitet, in welchem Ausmaß zutrifft, dass sich der Schwerpunkt und die Standbasis in der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung zueinander befinden. Das Verfahren kann u.a. in einer Sturzschutzbekleidung Anwendung finden.

Titel: VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR STURZERKENNUNG

Diese Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erkennung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes eines Menschen, bei dem der Mensch außerhalb seines Gleichgewichts stürzt. Weiter betrifft die Erfindung eine Vorrichtung zur Erkennung einer Sturzgefahr oder eines Sturzes sowie eine Sturzschutzkleidung mit einer solchen Vorrichtung.

Ein Kippsturz ist eine Art des Sturzes, bei dem der Mensch aus seinem Gleichgewicht gerät und umkippt. Er wird in dieser Patentanmeldung von einem Vertikalsturz unterschieden, bei dem der Mensch innerhalb seines Gleichgewichts durch Versagen der Unterstützung des Schwerpunkts, zum Beispiel durch Ohnmacht oder Muskelschwäche, zusammenbricht oder zusammensackt.

Im Stand der Technik ist es bekannt, zum Schutz von Menschen vor Sturzfolgen Schutzbekleidung mit Aufprallschutzdämpfern zu verwenden. Nachteilig daran ist, dass diese häufig sperrig sind und die Beweglichkeit der Schutzbekleidung einschränken. Außerdem können Sie den Menschen nur an den Stellen schützen, an denen sie an der Bekleidung angebracht sind. Es ist weiter bekannt, in eine Schutzbekleidung einen aufblasbaren Prallschutzsack zu integrieren, welcher bei einer Sturzgefahr geöffnet wird. Es sind jedoch keine universell einsetzbaren und zuverlässigen Verfahren zur Erkennung einer Sturzgefahr oder eines Sturzes bekannt, mit deren Hilfe das Öffnen eines Prallschutzsackes ausgelöst werden kann.

Im Stand der Technik ist die US2014/0276242 A1 bekannt, welche offenbart, den Balancezustand eines Menschen durch Abbilden seines Massenschwerpunkts in einer Standbasis festzustellen. Die Standbasis wird dabei als der Bereich auf dem Boden definiert, auf dem sich der Mensch mit seinen Füßen abstürzt. Zum Abbilden des Massenschwerpunkts in der Standbasis wird vorgeschlagen, eine lotrechte Linie von dem Massenschwerpunkt zu der Standbasis zu ziehen, wobei der Schnittpunkt dieser lotrechten Linie mit der Standbasis den Balancezustand darstellt. Es wird vorgeschlagen, einen Balanceverlust festzustellen, wenn der Schnittpunkt die Standbasis um weiter als 1 Zoll verlässt. Die US2014/0276242 A1 schweigt jedoch bezüglich Details der Messung und Berechnung der Relativposition sowie der Inbezugsetzung zur lotrechten Richtung.

Erfindungsgemäß wird ein Verfahren zur Ermittlung eines Kippsturzes oder einer Kippsturzgefahr mit folgenden Schritten vorgeschlagen:

- Ermitteln einer Schwerpunktposition eines Schwerpunktes des Menschen, der einen

- tatsächlichen Massenschwerpunkt des Menschen oder eine Annäherung daran repräsentiert,
- Ermitteln einer Position einer Standbasis des Menschen oder einer Annäherung daran,
 - Ermitteln von Verbindungsinformationen bezüglich einer räumlichen Verbindung zwischen dem Schwerpunkt und der Standbasis, umfassend die Schritte
 - - Erfassen von einer Winkelstellung wenigstens eines Unterschenkels eines Beins zu dem zugehörigen Oberschenkel und einer Winkelstellung desselben Oberschenkels zum Torso,
 - - Berechnen einer Relativposition eines Fußgelenks oder wenigstens eines Teils eines Fußes oder einer Fußbekleidung des Beins in Bezug auf den Schwerpunkt als Verbindungsinformation, wobei Winkelstellungen zwischen Unterschenkel und Oberschenkel sowie zwischen Oberschenkel und Torso sowie Längen des Unterschenkels und des Oberschenkels sowie eine Relativposition zwischen dem Hüftgelenk des Beins und dem Schwerpunkt verwendet werden,
 - Ableiten eines Kippsturzes oder einer Kippsturzgefahr daraus, in welchem Ausmaß zutrifft, dass sich der Schwerpunkt und die Standbasis in der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung zueinander befinden.

Die Verbindungsinformationen können Informationen über die Form der Standbasis enthalten. Diese Informationen können zum Beispiel als Punkte und/oder Linien in einem Koordinatensystem, die den Rand oder einzelne Punkte der Standbasis beschreiben, oder als Vektoren, die Strecken zwischen Punkten des Randes der Standbasis darstellen, vorliegen. Weiter enthalten die Verbindungsinformationen wenigstens einen Abstand zwischen dem Schwerpunkt und einem Punkt oder einer Linie der Standbasis; alternativ oder zusätzlich können Sie Informationen über Vektoren oder äquivalente Daten enthalten, aus welchen sich der genannte Abstand zusammensetzt. Die Verbindungsinformationen können fixe und variable Anteile enthalten, wie unten ausführlich beschrieben ist. Als fixe Anteile können die Abstandsinformationen einen Abstand oder Vektor umfassen, welcher sich von einem Hüftgelenk zu dem Schwerpunkt erstreckt, und gegebenenfalls einen Abstand oder Vektor zwischen dem Fußgelenk und der Standbasis.

Der Abstand weist eine Richtung im Raum auf. In demselben Raum hat auch die Schwerpunktbeschleunigung eine Richtung. Um feststellen zu können, in welchem Ausmaß sich der Schwerpunkt und die Standbasis in Richtung der Schwerpunktbeschleunigung zueinander befinden, kann zunächst Richtung des Abstands entweder in Bezug auf die Schwerpunktbeschleunigung oder in Bezug auf ein Koordinatensystem, welches der Abstand mit der Schwerpunktbeschleunigung gemeinsam hat. Im letzteren Fall kann die Richtung der

Schwerpunktbeschleunigung in gemeinsamem Koordinatensystem bestimmt werden. In beiden Fällen kann dann eine Richtungsabweichung zwischen der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung und der Richtung des Abstands berechnet werden. Diese Richtungsabweichung kann als Ausmaß für das Zutreffen interpretiert werden, dass sich der Schwerpunkt und die Standbasis in der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung zueinander befinden. Dem steht gleich, dass eine Projektion des Schwerpunkts in die Ebene der Standbasis oder eine Projektion zumindest eines Teils des Randes der Standbasis in eine Ebene des Schwerpunkts durchgeführt wird. Die Projektionsrichtung ist dabei die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung. Dies kann mathematisch einfach gehandhabt werden, wenn die Koordinaten des Schwerpunkts und der Standbasis sich auf ein Koordinatensystem beziehen, in dem eine Koordinatenachse die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung hat. Dann kann eine Projektion in Schwerpunktbeschleunigungsrichtung auf einfache Weise durch Änderung der Koordinate der Koordinatenachse in Schwerpunktbeschleunigungsrichtung durchgeführt werden.

Da sich die Schwerpunktbeschleunigungsrichtung grundsätzlich ändern kann, kann im Falle solcher Änderungen und/oder regelmäßig eine Neuberechnung der Ausrichtung des Koordinatensystems erfolgen. Ebenso kann eine Neuberechnung der Verbindungsinformationen im Falle von Änderungen und/oder regelmäßig durchgeführt werden. Aus zeitlich aufeinanderfolgend gewonnenen Verbindungsinformationen können Verläufe, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen des Schwerpunkts in Bezug auf die Standbasis berechnet werden. In einer alternativen Berechnungsvorschrift kann auch das Koordinatensystem feststehen und stattdessen die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung neu berechnet werden. Eine Projektion hat dann eine kompliziertere Rechenvorschrift, weil die Projektion nicht mehr in Richtung einer Koordinatenachse stattfindet. Beispielsweise kann das feststehende Koordinatensystem als eine Koordinatenachse die Längsrichtung des Unterschenkels aufweisen. Für jedes der Beine kann jeweils ein eigenes Koordinatensystem vorgesehen sein.

Optional kann über die Erfassung nur von Kippstürzen hinaus, die als Folge von Gleichgewichtsverlust auftreten, auch eine Erfassung von Vertikalstürzen, bei denen eine Person in sich zusammensackt, ohne zunächst dabei aus dem Gleichgewicht zu geraten, vorgenommen werden. Da Vertikalstürze oder Mischformen von Vertikalstürzen und Kippstürzen häufig vorkommen, wird die Erfassung auch von Vertikalstürzen oder Vertikalsturzteilen für eine umfassende Einschätzung der Sturzgefahr oder von Stürzen bevorzugt.

Es wird vorgeschlagen, dass ein Vertikalsturz erkannt wird, wenn eine Geschwindigkeit oder Beschleunigung eines Torsos des Menschen in Richtung der Standbasisfläche erfasst wird, die größer als ein zuvor festgelegter Schwellenwert ist, wobei insbesondere ein beginnender Sturz erkannt wird wenn eine Überschreitung einer Vertikal-Sturzbeginngeschwindigkeit und/oder einer Vertikal-Sturzbeginnbeschleunigung erkannt wird und/oder ein Bodensturz erkannt wird, wenn eine Überschreitung einer Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit und/oder einer Vertikal-Bodensturzbeschleunigung erkannt wird. Die Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit kann einer Aufprallwucht entsprechen, die der stürzenden Person voraussichtlich merkbare Schmerzen oder Verletzungen zufügen würde. Die Vertikal-Bodensturzbeschleunigung kann eine Beschleunigung sein, bei der anzunehmen ist, dass ein weitgehender Kontrollverlust der Person über ihre Bewegungen eingetreten ist. Dies kann beispielsweise eine Beschleunigung sein, die bei Muskelversagen in wenigstens einem Bein auftritt. Ein Sturzbeginn, der möglicherweise noch aufgehalten werden kann, kann beispielsweise durch eine Unterzuckerung und einen eingetrübten Geisteszustand eintreten. Da die Muskeln nicht sofort vollständig versagen, treten geringere Geschwindigkeiten und Fallbeschleunigungen auf. Es kann ein Alarm ausgelöst werden, um die Aufmerksamkeit der Person auf ihre Situation zu lenken. Einer Vertikalsturzgefahr können Vorzeichen für einen Kontrollverlust vorausgehen. Diese können beispielsweise erhöhte Hüftbeugung, verstärkte Wirbelsäulenkrümmung oder blitzartiges Halten des Kopfes mit den Händen sein. Solche Vorzeichen können durch Erfassung der Körperhaltung erkannt werden. Als Folge solcher Vorzeichen kann die Datenverarbeitungsgeschwindigkeit erhöht werden, um schneller auf einen tatsächlich eintretenden Vertikalsturz reagieren zu können. Da ein reiner Vertikalsturz deutlich schneller von staten geht, als ein Kippsturz, ist die Zeit dabei merklich kritischer. Die Geschwindigkeit des Torso kann aus mehrfach zeitlich nacheinander bestimmten Verbindungsinformationen zwischen Standbasis und Schwerpunkt berechnet werden, indem Änderungen von Positionsinformationen durch ihren zeitlichen Abstand geteilt werden. Die Beschleunigung des Torso kann analog aus Änderungen der Geschwindigkeit des Torso berechnet werden.

Insbesondere kann bei Erkennung eines Sturzbeginns eines Mischsturzes aus einem Kippsturz und einem Vertikalsturz ein kombinierter Mischsturzbeginn-Schwellenwert verwendet werden, welcher einen Anteil umfasst, der von Vertikal-Sturzgeschwindigkeit abhängt und einen Anteil umfasst, der von einem Kippsturzbeginnschwellenwert abhängt, der eine Schwelle für Bewegung und/oder Position von einem Projektionspunkt in der Standbasis definiert. Der Projektionspunkt ist unten detailliert beschrieben. Analog kann ein Mischbodensturz-Schwellenwert definiert werden.

Es ist weiter möglich, einen Sturzbeginn und einen Bodensturz an einer Geschwindigkeit in Richtung einer unten detailliert definierten Bodenfläche oder an einer erwarteten Aufschlaggeschwindigkeit zu erkennen. Dies ist für alle Sturzarten möglich. Die aktuelle Geschwindigkeit zum Beispiel von Torso, Kopf oder Handgelenken kann mit jeweils einem Schwellenwert für eine Geschwindigkeit in Richtung Bodenfläche verglichen werden.

Der Schwerpunkt ist in dieser Patentanmeldung ein fiktiver Punkt, in dem die Masse des Körpers des Menschen konzentriert gedacht ist. Der Schwerpunkt unterscheidet sich vom tatsächlichen Massenschwerpunkt dadurch, dass die Position des Schwerpunkts und möglicherweise auch die Masse eine Annäherung an die Realität ist. Da der tatsächliche Massenschwerpunkt im Allgemeinen schwierig zu ermitteln ist und sich durch Veränderungen der Haltung des Körpers verschieben kann, kann stattdessen der Schwerpunkt als Annäherung verwendet werden.

Die Standbasis ist ein fiktiver Bereich, in dem eine aktive Unterstützung des Schwerpunkts durch Kraftübertragung in den Boden stattfinden kann, auf dem der Mensch sich befindet. Zusätzlich kann die Standbasis auch Bereiche umfassen, in denen keine Kraftübertragung in den Boden stattfindet, die aber für die Berechnung der Unterstützung des Schwerpunkts in der Vergangenheit oder Zukunft relevant sein können. Die nachfolgend geschilderten Überlegungen bezüglich der Standbasis lassen sich auch auf eine Standbasis durch die Fußgelenke anwenden, sofern es nicht wesentlich auf die Form eines Fußes oder Schuhs ankommt. „Fuß“ oder „Schuh“ ist dann durch „Fußgelenk“ zu ersetzen. Die Standbasis kann einen Bereich unter einem aufgesetzten Fuß umfassen und/oder einen Bereich unterhalb eines nicht aufgesetzten Fußes umfassen, weil eine Wahrscheinlichkeit besteht, dass dieser zum Übernehmen der Unterstützung des Schwerpunkts aufgesetzt wird, zum Beispiel beim Gehen oder beim Abfedern eines Sturzes. Außerdem kann die Standbasis eine Zwischenfläche zwischen zwei aufgesetzten Füßen umfassen. Eine Standbasis kann eine flächige Ausdehnung haben, was jedoch nicht zwingend erforderlich ist. Eine Standbasis kann eine zusammenhängende Fläche sein; sie kann jedoch auch unzusammenhängende Bereiche und/oder Abschnitte umfassen. Die Standbasis kann eine Standbasisfläche und/oder eine Standbasislinie und/oder einen Standbasispunkt umfassen, die die Standbasis definieren. Eine Standbasislinie kann zum Beispiel eine Annäherung an die Realität darstellen oder abbilden, dass ein Mensch zum Beispiel Ski, Schlittschuhe oder Inline-Skates trägt.

Die Standbasis liegt in einer fiktiven Bodenfläche, die zu diesem Zweck definiert wird und die

mit einer realen Bodenfläche zusammenfallen oder diese annähern kann. Die Bodenfläche muss keine zusammenhängende Fläche sein; dies ist jedoch möglich. Als Bodenfläche können alle Stellen gelten, auf denen der Mensch mittels eines Fußes Körpergewicht abstützen kann oder Annäherungen daran. Es ist auch möglich, dass der Mensch an Stellen Gewicht abstützt, die nicht zu der Standbasis gehören, zum Beispiel, wenn er sich festhält oder an einer anderen Stelle seines Körpers als den Füßen abstützt.

Es kann zur Erfassung der Sturzgefahr oder von Stürzen vereinfachend eine Standbasis verwendet werden, welche nicht die tatsächliche Aufstandsfläche der Füße darstellt, sondern durch die Fußgelenke verläuft, welche in vielen Situationen eine konstante Relativposition zu der tatsächlichen Aufstandsfläche haben. Die genannte Berechnung von Verbindungsinformationen auf Basis der Fußgelenke kann Teil einer umfassenderen Berechnung sein, welche noch weitere Rechnungsanteile umfasst. Zum Beispiel kann in der Berechnung weiter eine Relativposition zwischen den Fußgelenken und den Unterseiten der Füße oder Schuhsohlen berücksichtigt werden, so dass eine Standbasis verwendet werden kann, welche die tatsächliche Aufstandsfläche wiedergibt.

Eine Standbasisfläche ist eine fiktive Größe und kann auch einen Abschnitt umfassen, auf der sich der Mensch nicht tatsächlich abstützt. Dies kann auf Grund von Annäherungen einer realen Aufstandsfläche durch die Standbasisfläche der Fall sein. Die Standbasisfläche muss aus demselben Grund auch nicht die gesamte reale Aufstandsfläche umfassen. Es kann auch die gesamte Standbasisfläche eine rein fiktive Standbasisfläche sein, auf der der Mensch gar nicht aufsteht, zum Beispiel wenn er abgesprungen ist, rennt, wobei phasenweise beide Füße abgehoben sind, oder bei einem Fall den Bodenkontakt verliert.

Eine Standbasisfläche kann in einer Bodenfläche definiert werden, auch wenn die Füße den Boden nicht berühren, beispielsweise aus Daten des Verlaufs des Abhebens des Menschen vom Boden. Wenn beide Füße abgehoben sind, liegt die Bodenfläche vorzugsweise in einem Abstand zu dem Menschen, in dem er sich zu der Bodenfläche theoretisch befinden müsste, was sich aus Sprunghöhe, Sprungbahn, Fallhöhe oder eine Zeitdauer seit dem Verlust des Bodenkontaktes auf einer Bodenfläche und/oder eine Geschwindigkeit und/oder Beschleunigung sowie deren Richtungen beim Verlust des Bodenkontakts und/oder eine Flugbahn ergeben kann. Die Bodenfläche kann eine reale Bodenfläche annähern, insbesondere in der Höhe und/oder einem Neigungswinkel. Sie kann sich auch mit einer realen Bodenfläche decken oder teilweise decken. Auf der Bodenfläche kann zumindest ein Fuß oder ein damit verbundener Schuh in der Gegenwart aufstehen und/oder in der Vergangenheit

aufgestanden haben und/oder in der Zukunft voraussichtlich aufstehen.

Eine Projektion des ersten oder zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des ersten oder zweiten Fußes oder einer Unterseite davon in die Bodenfläche als Teil der Standbasisfläche kann in Gravitationsrichtung oder in Bewegungsrichtung des Fußes oder in Richtung der Schwerpunktbeschleunigung oder entlang einer Freifluglinie ohne Annahme einer Krafteinwirkung oder entlang einer Schwenklinie, die sich aus dem Schwenken des Körpers um das Fußgelenk eines aufgesetzten Fußes ergibt, oder entlang einer typischen aktiv ausgeführten Bewegung durchgeführt werden. Die vorgeschlagenen Möglichkeiten können miteinander kombiniert werden. Sie können unter anderem zeitlich gestaffelt zur Anwendung kommen. Beispielsweise kann in Situationen, in denen ein Mensch geht oder rennt, ein Schwenken um den aufgesetzten Fuß angenommen werden, das als Basis für die Projektionslinie herangezogen werden kann. Beim Springen oder Fallen kann zum Beispiel die Freifluglinie als Projektionslinie herangezogen werden, entlang der keine Kräfte außer der Gravitation auf den Körper wirken. Eine Projektion in Richtung der Gravitation ist weniger rechenaufwendig und simuliert die Situation, in der der Fuß ohne Berücksichtigung von weiteren Kräften oder Geschwindigkeiten nach unten fiel. Eine Projektion in Bewegungsrichtung des Fußes wird bevorzugt in einem Zeitraum vor dem Absetzen angewendet. Es ist weiter denkbar, als Projektionslinie eine typische Bewegungslinie eines Fußes beim Gehen oder Laufen zu verwenden, die beispielsweise an die Gang- oder Laufgeschwindigkeit angepasst sein kann.

Die Standbasisfläche umfasst insbesondere:

- wenn ein erster Fuß oder eine Fußbekleidung des ersten Fußes auf eine Bodenfläche aufgesetzt ist, eine Unterseite eines ersten Fußes oder einer Fußbekleidung des ersten Fußes als erste Fuß-Standbasisfläche, und
- wenn der erste Fuß oder eine Fußbekleidung des ersten Fußes von der Bodenfläche abgehoben ist, eine Projektion einer Unterseite des zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des ersten Fußes in die Bodenfläche als erste Fuß-Standbasisfläche, und
- wenn ein zweiter Fuß oder eine Fußbekleidung des ersten Fußes auf eine Bodenfläche aufgesetzt ist, eine Unterseite des zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des zweiten Fußes als zweite Fuß-Standbasisfläche, und
- wenn der zweite Fuß oder einer Fußbekleidung des zweiten Fußes von der Bodenfläche abgehoben ist, eine Projektion einer Unterseite des zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des zweiten Fußes in die Bodenfläche als zweite Fuß-Standbasisfläche und

- eine Zwischenfläche der Standbasis zwischen der ersten Fuß-Standbasisfläche und der zweiten Fuß-Standbasisfläche.

Eine Standbasisfläche, die durch einen Fuß gebildet ist, kann angenähert werden, da eine exakte Bestimmung der Standbasisfläche schwierig sein kann und in vielen Fällen den Aufwand nicht lohnt. Vorzugsweise wird die Stelle des Randabschnitts der Standbasisfläche für den Vergleich mit dem Projektionspunkt als zumindest ein Abschnitt einer Außenkontur der Füße oder eines damit verbundenen Schuhs definiert, der nicht ein Randabschnitt ist, an dem die Füße einander zugewandt sind und/oder eine Stelle der Standbasisfläche durch eine Verbindungslinie definiert, die die jeweiligen Außenkonturen der beiden Füße zumindest näherungsweise tangential berührt. Die Verbindungslinie ist vorzugsweise gerade.

Bei teilweise aufgesetztem Fuß, etwa beim Auftreten auf eine Treppenstufe oder auf eine Bordsteinkante oder beim Abrollen des Fußes, kann die Standbasisfläche auf eine Fläche verkleinert sein, die nur den Teil unter dem Fuß umfasst, welcher aufgesetzt ist. Es ist möglich, zumindest einen Teil des Randes dieser Aufsetzfläche unter dem Fuß zumindest näherungsweise, beispielsweise durch eine Erkennung von wenigen, zum Beispiel von vier Sektoren unter der Fußsohle zu erfassen. Vorzugsweise wird jedoch für eine sicherere und genauere Erkennung der Sturzgefahr die Lage und Position der Standbasisfläche mit einer guten Genauigkeit, zum Beispiel von weniger als 80 mm, bevorzugt weniger als 40mm und besonders bevorzugt weniger als 20mm, bestimmt. Die Erfindung kann auch mit einer Genauigkeit zwischen diesen beiden Extremwerten ausgeführt werden. Zur Erkennung der Aufsetzfläche kann beispielsweise eine mit Drucksensoren ausgerüstete Schuhsohle, Schuheinlage oder Socke verwendet werden, welche in der Lage ist zu erkennen, welcher Teil der Sohle zur Aufsetzfläche gehört. Bezüglich des Abrollens des Fußes kann ein aufgesetzter Teil des Fußes aus der Stellung des Beins geschätzt werden. Nach Feststellung des Vorgangs des Gehens kann auch aus der Gangphase der aufgesetzte Teil des Fußes geschätzt werden.

Die Standbasisfläche kann zumindest näherungsweise rechtwinklig zur Richtung der Gravitation, ausgerichtet sein, beispielsweise wenn der Mensch auf einer horizontalen und ebenen realen Bodenfläche steht. Die Standbasisfläche kann jedoch auch schräg zur Gravitation ausgerichtet sein, wenn jemand an einem Hang oder in Gelände mit ungleichmäßigem Boden steht oder dort entlanggeht. Dadurch, dass mit der vorgeschlagenen Erkennung der Sturzgefahr oder eines Sturzes eine Projektion in Gravitationsrichtung vorgenommen wird, ist die erhöhte Umkipppneigung an einem Hang oder einem unebenen Bodenabschnitt dadurch repräsentiert, dass die Standbasisfläche durch ihre Schräglage in der

Projektion verkürzt erscheint. Zur Vereinfachung des Verfahrens kann jedoch auf eine Berücksichtigung einer Neigung der tatsächlichen Standbasisfläche verzichtet werden.

Ein Neigungswinkel eines Fußes oder Schuhs kann zum Beispiel durch einen Neigungssensor oder mehrachsigen Beschleunigungssensor in Bezug auf die Gravitation gemessen werden. Denkbar ist auch, am Fußgelenk einen Winkelsensor anzuordnen, der einen Winkel zwischen Unterschenkel und Fuß erfasst, wobei bevorzugt zusätzlich die Winkellage des Unterschenkels gegenüber der Gravitation bekannt ist oder gemessen wird. Es kann jedoch auch angenommen werden, dass der Winkel des Unterschenkels zumindest beim Gehen und zumindest näherungsweise in einer Ebene liegt, die durch die Längsrichtung, also in Richtung vorne-hinten in Bezug auf den Menschen, und die Gravitationsrichtung definiert ist. Dann kann eine seitliche Abschüssigkeit einer realen Bodenfläche nur aus dem gemessenen Winkel zwischen Unterschenkel und Fuß ermittelt werden. Wenn der Neigungswinkel des aufgesetzten Fußes oder Schuhs gegenüber der Gravitation bekannt ist, kann die Winkellage der zugehörigen Standbasisfläche als parallel zu einer Fußsohle oder Schuhsohle des Fußes berechnet werden. Eine Projektion der realen Fußsohlen kann in Richtung der Gravitation oder in Normalrichtung der Standbasisfläche in die Standbasisfläche hinein berechnet werden. Vorzugsweise wird die Bodenfläche so berechnet, dass die Winkelabweichung zu den Winkeln der Fußsohlen in Summe minimal ist. Die Standbasisfläche kann an dem Ort, an dem sie sich befindet, die Form der Bodenfläche an dem Ort haben. Wenn die Fußsohlen nicht parallel zueinander ausgerichtet sind, was u.a. durch Kippen der Füße möglich ist, so wird vorzugsweise die Bodenfläche unter Berücksichtigung der Kippung der Füße berechnet, zum Beispiel als gebogene Fläche oder als Abschnitte ebener Flächen.

Es ist jedoch auch möglich, dass die Winkellage der Fußsohle nicht bekannt ist. Insbesondere dann kann, wenn zwei Füße oder Schuhe aufgesetzt sind, die Bodenfläche bezüglich ihrer Winkellage als Verbindungsebene von Fußpunkten der Füße oder Schuhe oder Sport-Fußbekleidungen oder vorangegangener Positionen der vorgenannten definiert werden. Ein Fußpunkt ist ein Punkt, bevorzugt ein Mittelpunkt, an der Unterseite des Fußes oder Schuhs oder einer Sport-Fußbekleidung wie einem Rollschuh, Schlittschuh, Ski, Schneeschuh oder dergleichen. Ein Aufstandspunkt ist ein Fußpunkt eines Fußes, der auf den Boden aufgesetzt ist. Es kann auch ein Fußpunkt verwendet werden, der kein aktueller Aufstandspunkt ist und insbesondere in der Vergangenheit ein Aufstandspunkt war. Vorzugsweise werden zwei Fußpunkte in der Bodenfläche verwendet, um eine erste Richtung der Bodenfläche zu definieren. Eine zweite Richtung einer so definierten Bodenfläche kann eine Normalrichtung zur Gravitationsrichtung sein, um eine Ausrichtung im Raum zu definieren, insbesondere, wenn

weitere Informationen über deren Neigung fehlen. Denkbar ist alternativ oder zusätzlich, eine weitere Richtung der Bodenfläche aus einem aktuellen und einem letzten Aufstandspunkt desselben oder des anderen Fußes zu definieren. Es kann auch eine Bodenfläche als Ebene aus drei Fußpunkten berechnet werden. Drei Punkte definieren eine mathematische Ebene im Raum. Vorzugsweise ist mindestens ein zur Definition der Ebene verwendeter Punkt ein aktueller Aufstandspunkt eines Fußes. Wenn beide Füße aufgesetzt sind, können deren Aufstandspunkte und der letzte Aufstandspunkt eines der Füße zur Berechnung der Bodenfläche verwendet werden. Es ist weiter denkbar, die Bodenfläche aus einem aktuellen und den letzten beiden Aufstandspunkten oder, im Falle ohne Bodenkontakt an beiden Füßen, aus den letzten drei Aufstandspunkten zu definieren. Analoges kann bei einer Definition der Bodenfläche mittels Richtungen angewendet werden.

Denkbar ist weiter, dass die Bodenfläche keine Ebene im mathematischen Sinne ist, sondern auch gebogene Abschnitte oder Stufen enthalten kann. Dies bietet eine höhere Genauigkeit bei der Erkennung einer Sturzgefahr seines Sturzes und/oder seinen Folgen. Eine solche Bodenfläche kann beispielsweise mit einer oder mehreren Kameras erfasst werden, insbesondere als dreidimensionale Oberfläche. Wenigstens ein Aufstandspunkt wenigstens eines Fußes und/oder Messpunkte aus berührungsloser Messung mit z.B. einem Ultraschallsensor und/oder einem photonisch arbeitenden Laufzeitmesssystem kann außerdem berücksichtigt werden. Denkbar ist auch, eine solche komplexere Bodenfläche aus mehreren Teilbodenflächen zu definieren, welche aus einzelnen Fußpunkten und/oder Messpunkten und möglicherweise deren Umgebung definiert sein können

Wenn zum Beispiel beim Gehen oder bei einem beginnenden Sturz ein Fuß oder Schuh abgehoben ist, kann eine Bodenfläche zur Nutzung bei der Überwachung des Gehens oder Benutzens von mit den Füßen verbundenen Sportgeräten berechnet werden. Die Kontur des abgehobenen Fußes oder Fußbekleidung oder eine Aufstandsfläche des Sportgeräts oder eine Annäherung daran kann in Richtung der Gravitation oder in Richtung der Geschwindigkeit des Fußes oder entlang einer zu erwartenden Bewegungsbahn des Fußes in die Bodenfläche projiziert werden, um dort eine erwartete Standbasisfläche zu bilden, die verwirklicht wird, wenn der Fuß abgesetzt wird. Aus der Gleichmäßigkeit der Anordnung der Standbasisflächen der Füße, unter Umständen auch aus der Vergangenheit, kann eingeschätzt werden, ob ein normaler Gehvorgang vorliegt bzw. ob der Sturz durch einen Auffangreaktion noch abgewendet werden kann. Eine weitere Möglichkeit dieser Einschätzung besteht in der Überprüfung, ob der projizierte Schwerpunkt beim nächsten Schritt in der erwarteten Standbasisfläche zu liegen kommt.

Der menschliche Körper kann in einer theoretischen Annäherung als ein umgekehrtes, nach oben gerichtetes Pendel betrachtet werden, dessen Schwerpunkt instabil oberhalb eines Auflagerpunkts gelagert ist. Wenn ein solches Pendel zu kippen beginnt, kippt es zunächst sehr langsam und beschleunigt dann zunehmend stärker bis zum Aufschlag. Daher bleibt zu Beginn eines Sturzes eines Menschen Zeit, den Aufschlag durch eine Auffangreaktion zu verhindern. Dies ist typischerweise ein Reflex, bei dem wenigstens ein Fuß in eine Richtung gebracht wird, in die der Körper fällt, um das Umkippen aufzuhalten. Dabei wird, wenn die Auffangreaktion erfolgreich ist, die Standbasis wieder in Ausrichtung mit dem Schwerpunkt entlang der Richtung der momentanen Schwerpunktbeschleunigung zu der Standbasis gebracht. Insbesondere wird durch einen Ausfallschritt die Standbasis so erweitert, dass sie den Schwerpunkt wieder unterstützt. Wenn der projizierte Schwerpunkt in einem Abstand zur erwarteten Standbasisfläche zu liegen kommt, liegt ein Sturzbeginn vor, wobei ein Bodensturz, bei dem ein Fall bis zum Boden erwartet wird, vermeidbar ist oder erscheint, wenn der projizierte Schwerpunkt mit einem Auffangreflex wie etwa einem Ausfallschritt oder einem anderweitig veränderten Schritt mit der Standbasisfläche unterstützbar ist oder erscheint, sodass die Person nicht aufschlägt. Es kann beispielsweise eine Erwartung für eine machbare Abweichung von der erwarteten Standbasisfläche bei einem Auffangreflex definiert werden, insbesondere in Abhängigkeit des körperlichen Zustands der Person.

Das Verfahren beruht grundsätzlich auf dem Prinzip, dass ein Mensch im Gleichgewicht ist und somit nicht durch Umkippen stürzt, wenn sich vom Massenschwerpunkt seines Körpers ausgehend in Richtung einer Schwerpunktbeschleunigung eine Standbasis befindet. Zur Ermittlung, ob ein Kippsturz oder eine Kippsturzgefahr vorliegt, kann festgestellt werden, wie zutreffend dies ist. Eine Sturzgefahr liegt vor, wenn die Unterstützung des Massenschwerpunkt durch die Standbasis in Richtung Schwerpunktbeschleunigung verloren zu gehen droht. Ein beginnender oder fortgeschrittener Sturz liegt vor, wenn diese Unterstützung verloren ist. Ein Ausmaß des Fortschritts des Sturzes kann daran erkannt werden, wie weit sich die Relativposition des Schwerpunkts zu der Standbasis von der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung entfernt hat, was auf verschiedene Weise festgestellt werden kann.

Konkret kann das Umkippen eines Menschen beginnen, wenn sich der in Richtung der Schwerpunktbeschleunigung in die Standbasis projizierte Schwerpunkt über den Rand eines Fußes oder Schuhs hinweg bewegt. Wenn der Mensch als Fußbekleidung einen Schuh oder ein im Rahmen dieser Patentanmeldung ebenfalls als Fußbekleidung bezeichnetes Sportgerät wie

einen Ski oder einen Inlineskate-Schuh oder Schlittschuh trägt oder auf einem Snowboard oder Skateboard fährt, kann die Fußaufstandsfläche vergrößert oder verkleinert sein und bis zum Rand der Fußbekleidung reichen. Steht ein Mensch zum Beispiel breitbeinig und kippt nach vorne über, so bewegt sich der Schwerpunkt jedoch nicht über den Fuß hinweg, sondern über eine Zwischenfläche zwischen den beiden Füßen, die normalerweise ebenfalls zur Standbasisfläche gehört. Diese Zwischenfläche ist in diesem Fall aufgespannt zwischen den Fußspitzen und den Enden der Fersen und endet an den Innenseiten der Füße bzw. Schuhe. Die Begrenzung der Standbasisfläche nach vorn und hinten ist in diesem Fall eine Verbindungslinie zwischen den großen Zehen und den Enden der Ferse. Die Zwischenfläche kann für weitere denkbare Relativpositionen der Füße zueinander auf ähnliche Weise definiert werden. Es kann berücksichtigt werden, dass ein Fuß auch gedreht werden kann. Dann können die Verbindungslinien unter Umständen an anderen Stellen und auch an unterschiedlichen Stellen an den Füßen beginnen und enden. Vorzugsweise wird als Außenkontur der Zwischenfläche je eine gerade Verbindungslinie an die Außenkontur der beiden Füße derart angelegt, dass sie die Konturen von beiden Füßen verbindet, wobei eine Fortsetzung der Verbindungslinie nicht durch den Teil der Standbasisfläche läuft, der sich unter den Füßen befindet. Dann liegt die Verbindungslinie zumindest näherungsweise tangential an der Außenkontur der beiden Füße an. Dies gilt für beide Verbindungslinien. Der Begriff „zumindest näherungsweise tangential“ umfasst, dass die Verbindungslinie genau tangential sein kann sowie den Fall, in dem die Verbindungslinien an einem vorstehenden Radius in der Kontur einer Fußsohle anliegt. Diese Bedeutung des Begriffs „tangential“ soll in analogem Sinne auch für andere Merkmale gelten, die an anderer Stelle in dieser Patentanmeldung als „tangential“ beschrieben sind.

Das Vorliegen, insbesondere auch das Ausmaß, einer Sturzgefahr und/oder das Vorliegen eines Sturzes, insbesondere eines beginnenden oder fortgeschrittenen Sturzes, kann festgestellt werden durch Berechnung innerhalb der Standbasis oder der Bodenfläche, in die rechnerisch der Schwerpunkt projiziert wird oder durch Berechnung in einer Ebene, die durch den Schwerpunkt des Menschen verläuft und in die rechnerisch gegen die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung zumindest eine Stelle des Standbasisflächenrandes projiziert wird. Weiter kann die Bodenfläche und/oder die Standbasis im Falle eines Sturzes verwendet werden, um den Zeitpunkt und/oder eine Aufschlagsheftigkeit vorauszuberechnen. Es kann zu diesem Zweck ein Abstand des Schwerpunkts von der Bodenfläche berechnet und herangezogen werden und/oder eine aktuelle oder für den Aufschlag vorausberechnete Geschwindigkeit herangezogen werden. Wenn beispielsweise die Bodenfläche stark geneigt ist, kann der Aufprall milder ausfallen, wenn der Mensch in einen ansteigenden Hang hinein fällt,

jedoch heftig ausfallen, wenn der Mensch den Hang hinunter fällt. Gleiches gilt analog auch für Treppen. Eine Treppe kann durch eine Bodenfläche angenähert werden, wobei es möglich ist, die Stufen zu vernachlässigen und sie beispielsweise als schräge Ebene zu definieren. Die fläche kann durch einen Fußpunkt eines auf den realen Boden aufgesetzten Fußes verlaufen. Eine Fläche, auf die ein Aufschlag zu erwarten ist, und die höher oder niedriger als die Höhe ist, von der aus der Sturz beginnt, kann in eine Berechnung der Aufschlagsheftigkeit einbezogen werden, wenn sie bekannt ist, beispielsweise, weil die Person zuvor darauf stand und oder weil sie durch eine Messung erfasst wurde, zum Beispiel mit Ultraschall-Abstandsmesstechnik, Laserabstandsmesstechnik oder Videotechnik, insbesondere 3D-Videotechnik. Die Aufschlagsheftigkeit kann in eine Entscheidung über eine Auslösung von Schutzmaßnahmen für den Menschen einbezogen werden. Beispielsweise kann auf die Auslösung von Schutzmaßnahmen verzichtet werden, wenn mit einer geringen Aufschlagsheftigkeit gerechnet wird, beispielsweise unterhalb eines Schwellenwertes, der in Abhängigkeit der Verletzungsanfälligkeit der stürzenden Person eingestellt sein kann. Zum Beispiel kann eine solche Einstellung für einen jungen Sportler von der Einstellung für eine Seniorin abweichen.

Das Einwirken einer Schwerpunktbeschleunigung auf den Schwerpunkt bedeutet in dieser Patentanmeldung einen fiktiven Vorgang. Tatsächlich greifen Beschleunigungen an vielen Stellen am Körper an, deren Gesamtwirkung als auf den Schwerpunkt einwirkend gedacht wird. Daher kann es schwierig sein, die Beschleunigung am Schwerpunkt festzustellen. Es kann daher mit einer Annäherung daran gearbeitet werden.

Die Schwerpunktbeschleunigung umfasst vorzugsweise die Gravitationsbeschleunigung auf den Schwerpunkt. Bevorzugt umfasst die Schwerpunktbeschleunigung zusätzlich eine Beschleunigung des Schwerpunkts im Raum und/oder eine Zentrifugalbeschleunigung auf den Schwerpunkt. Wenn ein Mensch seine Geschwindigkeit ändert, wirkt neben der Gravitation auch eine Beschleunigung des Schwerpunkts im Raum. Wenn ein Mensch sich in einer Rotation mit Drehpunkt außerhalb des Schwerpunkts befindet, kann eine Zentrifugalbeschleunigung auf seinen Schwerpunkt wirken. Wenn er sich in einem rotierenden System befindet, können außerdem Coriolisbeschleunigungen auf seinen Schwerpunkt wirken.

Die Berücksichtigung einer Beschleunigung des Schwerpunkts im Raum und/oder einer Zentrifugalbeschleunigung kann insbesondere vorgenommen werden, wenn der Mensch entsprechenden Beschleunigungen unterworfen ist. Bei Tätigkeiten wie Sitzen, Stehen oder Liegen kann darauf verzichtet werden. Es ist jedoch trotzdem möglich, vereinfachend nur die Gravitationsbeschleunigung zu verwenden. Bremskräfte werden wie üblich als negative

Beschleunigungskräfte betrachtet.

Es wird vorgeschlagen, einen Schwerpunkt des Menschen in Richtung der Schwerpunktbeschleunigung in eine Standbasisfläche des Menschen als Projektionsfläche zu projizieren oder die Standbasisfläche oder zumindest einen Teil des Standbasisflächenrands in Gegenrichtung zur Schwerpunktbeschleunigung in eine Projektionsebene zu projizieren, in der der Schwerpunkt liegt, und die unter einem Winkel zur Schwerpunktbeschleunigung angeordnet ist, der insbesondere 90° beträgt. Die Projektion des Schwerpunktes in Richtung der Schwerpunktbeschleunigung in die Standbasisfläche wird im Folgenden Projektionspunkt genannt. Dasselbe Prinzip kann umgesetzt werden, indem nicht der Schwerpunkt des Menschen in die Standbasisfläche projiziert wird, sondern umgekehrt die Standbasisfläche oder ein Teil davon in eine Ebene projiziert wird, in der der Schwerpunkt liegt. Die Projektionen folgen jeweils der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung bzw. ihrer Gegenrichtung und sind als Gleichgewichtsermittlungsverbindungen zu betrachten. Im Folgenden kann der Einfachheit halber von einer Projektion des Schwerpunktes in die Standbasisfläche gesprochen werden; es ist jedoch stets auch die analoge oben genannte Lösung gemeint, gemäß der die Standbasisfläche oder ein Teil davon in eine Ebene mit dem Schwerpunkt projiziert wird.

Vorzugsweise wird eine Referenzstelle eines Standbasisflächenrandes in der Projektionsebene ermittelt. Eine Kippsturzgefahr oder ein Kippsturz kann aus der Position des Projektionspunkts in Bezug auf den Standbasisflächenrand und insbesondere in Bezug auf die Referenzstelle abgeleitet werden.

Eine Referenzstelle kann ein Abschnitt des Standbasisflächenrandes sein. Eine Referenzstelle wird vorzugsweise für die Erkennung Sturzgefahr oder Sturz ausgewählt, um festzustellen, wie nah sich ein Mensch an der Grenze seines Gleichgewichts befindet und/oder ob diese bereits überschritten ist. Die Position der Referenzstelle auf dem Standbasisflächenrand hängt vorzugsweise mit der Richtung zusammen, in die der Mensch zu kippen droht oder kippt. Die Referenzstelle kann zum Beispiel als Stelle des Standbasisflächenrandes ausgewählt werden, an der eine Verbindungslinie zwischen der Referenzstelle und dem Standbasisflächenrand eine Normale zu der Richtung des Verlaufs des Standbasisflächenrandes bildet. Dies kann mehrdeutig sein und mehrere Referenzstellen liefern. Vorzugsweise wird der dem Projektionspunkt oder dem Schwerpunkt nächstgelegene Referenzpunkt und meistbevorzugt ein Referenzpunkt zumindest näherungsweise in Richtung der Bewegung des Schwerpunkt ausgewählt.

Die Projektion wird bevorzugt durch Berechnung durchgeführt. Aus wenigstens zwei aufeinanderfolgenden derartigen Berechnungen kann die Geschwindigkeit des Projektionspunktes oder des Schwerpunkts in Bezug auf die Standbasisfläche oder ihren Rand oder die Referenzstelle bestimmt werden und aus drei derartigen Berechnungen die Beschleunigung des Projektionspunktes.

Insbesondere wird eine Kippsturzgefahr erkannt, wenn sich in der Projektionsebene der Projektionspunkt innerhalb der Standbasisfläche befindet und sich der Projektionspunkt näher als ein Sturzgefahrabstand an dem Standbasisflächenrand und insbesondere an der Referenzstelle befindet und/oder sich der Projektionspunkt mit einer Relativgeschwindigkeit zu dem Standbasisflächenrand oder die Referenzstelle auf den Standbasisflächenrand bzw. die Referenzstelle zubewegt, die erwarten lässt, dass der Standbasisflächenrand oder die Referenzstelle in weniger als einer vordefinierten Zeit erreicht wird und/oder die Relativgeschwindigkeit oberhalb eines Sturzgefahrswellenwertes liegt.

Ein Kippsturz erkannt werden, wenn sich in der Projektionsebene der Projektionspunkt außerhalb der Standbasis befindet. Vorzugsweise wird dazu ein Kippsturzbeginn erkannt, wenn der Abstand des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand oder der Referenzstelle geringer als ein Bodensturzschwellenabstand ist und/oder die Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes geringer als eine Bodensturzrelativgeschwindigkeit ist und/oder eine Relativbeschleunigung geringer als eine Bodensturzrelativbeschleunigung ist. Alternativ oder zusätzlich kann ein Bodensturz erkannt werden, wenn der Abstand des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand oder der Referenzstelle größer als der Bodensturzschwellenabstand und/oder die Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes größer als die Bodensturzrelativgeschwindigkeit ist und/oder eine Relativbeschleunigung größer als eine Bodensturzrelativbeschleunigung ist.

Wenn sich der Projektionspunkt in der Standbasisfläche befindet oder sich analog dazu der Schwerpunkt innerhalb der in eine Projektionsebene projizierten Standbasisfläche befindet und der Mensch im Gleichgewicht ist, ist ein Drehmoment um die Querachse des Menschen erforderlich, um ihn zum Sturz zu bringen. Ein solches Drehmoment kann beispielsweise entstehen, wenn der Mensch einen Schubs erhält oder gegen ein Hindernis läuft. Dadurch verschiebt sich der Schwerpunkt gegenüber der Standbasisfläche. Wandert der Projektionspunkt aus der Standbasisfläche heraus, so kommt der Mensch in einen instabilen Zustand. Das Drehmoment, das auf den Menschen einwirkt, bewirkt, dass der Mensch umzukippen beginnt, was eine weitere Verstärkung des Drehmoments zur Folge hat, sodass

der Kippvorgang progressiv an Geschwindigkeit gewinnt. Ein Verlassen der stabilen Lage kann auch stattfinden, wenn sich die Standbasisfläche unter dem Schwerpunkt so verändert, dass der Projektionspunkt nicht mehr in der Standbasisfläche liegt. Die Standbasisfläche kann sich verändern, wenn die Füße in Bezug auf den Projektionspunkt in ihrer Position verändert werden. Beim Gehen ändert sich die Standbasisfläche mit jedem Schritt. Das Gehen ist ein dynamischer Prozess, bei dem zeitweise nur ein Fuß am Boden ist. In dieser Situation droht der Mensch prinzipiell gesehen mit jedem Schritt umzukippen; das Gehen ist jedoch ein solcher dynamischer Prozess, dass der Umkippvorgang jeweils durch das Aufsetzen des anderen Fußes wieder aufgefangen wird. Der Fuß muss dazu an der richtigen Position aufgesetzt werden. Man kann auch zwischen einer Projektion des abgehobenen Fußes in die Bodenfläche und dem aufgesetzten Fuß die gedachte Standbasisfläche aufspannen und für die Sturzerkennung nutzen. In einem funktionierenden dynamischen Gehprozess bleibt der Projektionspunkt in einer derart aufgespannten Standbasisfläche. Er verlässt die Standbasisfläche jedoch beim Bremsen und beim Beschleunigen, da ein Zurücklehnen bzw. Vorlehnen für diese Geschwindigkeitsänderungen aus Gründen der Balance unabdingbar ist. Dies wird jedoch normalerweise durch entsprechende Schritte wieder aufgefangen.

Wenn sich der Projektionspunkt sich im Inneren der Standbasisfläche, jedoch an deren Standbasisflächenrand oder an der Referenzstelle befindet, besteht Sturzgefahr. Liegt der Projektionspunkt außerhalb der Standbasisfläche, so befindet sich der Mensch zumindest am Beginn eines Sturzes. Der Sturz ist im allgemeinen umso weiter fortgeschritten, je weiter sich der Projektionspunkt von der Standbasisfläche wegbewegt. Insbesondere, wenn sich der Projektionspunkt vom Inneren der Standbasisfläche aus auf den Standbasisflächenrand oder die Referenzstelle zubewegt, ist zu befürchten, dass diese Bewegung sich fortsetzt und der Mensch in den Sturzbereich kommt. Die Bewegung des Projektionspunkt in der Standbasisfläche repräsentiert das Kippen des Menschen in eine bestimmte Richtung, was mit einem Massenträgheitsmoment verbunden ist, sodass eine Fortsetzung ohne weitere Krafteinleitung stattfindet. Die Bewegung des Projektionspunktes ist daher besonders relevant dafür, zu welchem Zeitpunkt der Mensch in diese Richtung sturzgefährdet wird und/oder ob ein Sturz in diese Richtung eintritt. Dabei ist insbesondere interessant, ob ein Sturzbeginn, zu dem der Sturz noch abgefangen werden kann, oder ein Bodensturz eintritt, bei dem ein Abfangen nicht mehr zu erwarten ist. Vorzugsweise wird dazu die Überschreitungsstelle des Basisrandes bestimmt, über die sich der Projektionspunkt bzw. Schwerpunkt voraussichtlich bewegen wird. Alternativ kann auch der ganze Standbasisflächenrand bestimmt werden. Vorzugsweise wird die Erkennung bzw. Bestimmung des Standbasisflächenrandes vielfach wiederholt, um die aktuelle Situation des Menschen zu beobachten. Die Wiederholungsrate der Erkennung bzw.

Bestimmung kann an die Situation des Menschen angepasst sein und beispielsweise beim Gehen, Springen, Aufstehen, Hinsetzen, Steigen von Treppen oder einer Stufe oder bei Erkennung einer Sturzgefahr oder eines Sturzes häufiger ausgeführt werden als in anderen Situationen. Die Wiederholungsrate kann in Abhängigkeit des Ausmaßes der Sturzgefahr erfolgen, insbesondere in Abhängigkeit des Abstands des Projektionspunkts bzw. Schwerpunkts von dem Standbasisflächenrand oder der Überschreitungsstelle oder einer Referenzstelle. Eine Überschreitungsstelle oder eine Referenzstelle des Standbasisflächenrandes kann ein Punkt oder ein Abschnitt einer Außenkontur eines Fußes oder eines damit verbundenen Schuhs oder einer Unterseite davon oder der Rand der Zwischenfläche sein.

Beim Stolpern, bei dem typischerweise beim Gehen ein Fuß an einem Hindernis hängen bleibt, kann der Mensch unter Umständen die Standbasisfläche nicht mehr unter den Schwerpunkt bringen, um den kontrollierten Fall beim hochnehmen eines Fußes wieder aufzufangen. Dabei verlagert sich, wenn das Gleichgewicht verloren wird, der Projektionspunkt vom Inneren der Standbasisfläche über den Standbasisflächenrand in die Umgebung der Standbasisfläche. Normalerweise ist der Fuß, der hängenbleibt, der Fuß, der über die Bodenfläche hinweg bewegt wird und daher nicht mit dem Körpergewicht belastet ist. Ein Auffangreflex hat daher recht gute Chancen auf Erfolg, insbesondere wenn das Hängenbleiben beendet werden kann. Ob es tatsächlich zu einem Sturz kommen wird, lässt sich mit der hier beschriebenen Methode des Auswanderns des Projektionspunktes bzw. Schwerpunkts aus der Standbasisfläche frühzeitig abschätzen. Insbesondere lässt sich dauerhaftes Hängenbleiben feststellen. Dies kann durch Fixierung der Standbasisfläche des hängengebliebenen Fußes festgestellt werden, insbesondere, wenn sich die Person zusätzlich in instabilen Zustand befindet.

Beim Ausrutschen geht die Reibung zwischen der Aufstandsstelle eines Fußes und dem Fuß verloren, so dass dieser unkontrolliert seitlich wegrutschen kann. Dabei trägt dieser Fuß normalerweise einen erheblichen Teil des Gewichts des Menschen. Wie beim Stolpern wird beim Ausrutschen die Standbasisfläche unkontrolliert verändert, was dazu führen kann, dass es nicht mehr möglich ist, den Projektionspunkt wieder in die Standbasisfläche zurückzubringen. Beim Ausrutschen ist dies dadurch erschwert, dass ein zumindest teilweise tragendes Bein ersetzt werden muss, wobei die Stelle, auf der der weggerutschte Fuß ursprünglich stand, rutschig ist. Ob es tatsächlich zu einem Sturz kommen wird, lässt sich mit der hier beschriebenen Methode des Auswanderns des Projektionspunktes aus der Standbasisfläche frühzeitig abschätzen.

Das Ausbleiben eines erforderlichen Auffangschrittes kann erkannt werden, wenn die

Standbasis zumindest teilweise fixiert ist und der Abstand des Projektionspunkt vom Basisflächenrand zunimmt.

Weiter wird ein Verfahren vorgeschlagen, in dem eine Richtungsunterschied zwischen einer Referenzlinie von dem Schwerpunkt zu einer Referenzstelle am Rand der Standbasisfläche und der Richtung einer Schwerpunktbeschleunigung ermittelt wird. Aus dem Richtungsunterschied kann eine Kippsturzgefahr oder ein Kippsturz abgeleitet werden. Die in dieser Patentanmeldung in Bezug auf ein Projektionspunkt beschriebene Erkennung einer Sturzgefahr, eines beginnenden Sturzes und eines Bodensturzes können analog übernommen werden. Es handelt sich um dieselbe Erkennung mittels anderer Geometrie. Es wird jedoch dasselbe Prinzip angewendet. Eine Prinzipskizze ist in der Figur 2 gezeigt.

Vorzugsweise wird wenigstens ein Prallschutzsack geöffnet, wenn ein Bodensturz erkannt wird. Dies kann für alle Erkennungsverfahren für einen Bodensturz durchgeführt werden. Ein Prallschutzsack ist im nicht aktivierten Zustand kompaktiert und kann durch Aktivierung geöffnet werden, wobei er sich wesentlich vergrößert und in der Lage ist, einen Aufprall abzumildern. Beispielsweise kann der Prallschutzsack aufgeblasen oder durch einen Federmechanismus geöffnet werden.

Es wird vorgeschlagen, dass Verbindungsinformationen bzgl. der Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung aus einem variablen Änderungsanteil und optional zusätzlich einem nicht variablen Fixanteil ermittelt werden, wobei insbesondere der Änderungsanteil der Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung zwischen einer Fußannäherungsstelle in der Nähe des Fußes, insbesondere am Fußgelenk, oder am Fuß und einer Schwerpunktannährungsstelle am Torso des Menschen und insbesondere in der Nähe des Schwerpunkts des Menschen in die Ermittlung der Verbindungsinformationen einfließt, und insbesondere der nicht variable Fixanteil der Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung zwischen der Fußannäherungsstelle und einer zugehörigen Fuß-Standbasisfläche und zwischen der Schwerpunktannährungsstelle und dem Schwerpunkt in die Ermittlung der Verbindungsinformationen einfließt.

Der Fixanteil der Standbasisfläche-Schwerpunkt-Verbindung umfasst den Abschnitt zwischen der Standbasisfläche und der Fußannäherungsstelle. Die Unterseite eines Fußes oder einer Fußbekleidung kann durch eine lineare Verschiebung von deren Koordinaten in Abhängigkeit der Position der Fußannäherungsstellen ermittelt werden, wobei zwischen der Fußannäherungsstelle und der Unterseite ein fester Abstand eingerechnet werden kann. Vorzugsweise ist auch die Ausrichtung der Fußunterseite konstant. Da in den meisten Fällen die

Füße mit der Unterseite quer zur Gravitation aufgesetzt werden, ist dies eine für viele Fälle geeignete Lösung mit geringem Rechenaufwand. Wenn jedoch Informationen über eine Fußdrehung vorliegen, können diese durch eine Drehtransformation der Koordinaten der Unterseite berücksichtigt werden. Insbesondere können Drehungen um die Längsachse des Unterschenkels berücksichtigt werden. Solche Drehungen haben Auswirkungen auf die Lage der Standbasisfläche, die dadurch im Sinne einer genaueren Erfassung der Sturzgefahr diese Weise eines Sturzes optimiert werden kann. Es ist im Sinne von Vereinfachung und Verringerung des Rechenaufwandes auch denkbar, die Standbasisfläche nicht explizit zu berechnen sondern sie als Standbasis in Form einer Standbasislinie zwischen den Fußannäherungsstellen anzunehmen. Auf diese Weise kann eine grobe Erkennung des Gleichgewichts bzw. der Sturzgefahr oder eines Sturzes eines Menschen durchgeführt werden, wobei die Sturzgefahr dann nicht durch das Kriterium erkannt wird, dass ein Projektionspunkt in der Standbasisfläche oder die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung von dem Schwerpunkt aus im Vergleich zu der Richtung der Verbindungslinie weiter zu der Standbasisfläche hin gerichtet ist, sondern am Ausmaß der Entfernung des Projektionspunktes bzw. am Ausmaß der Richtungsabweichung von der Verbindungslinie. Die oben genannten Merkmale einer Standbasisfläche bezüglich eines abgehobenen Fußes und einer Projektion in die Beodenfläche können analog umgesetzt werden. Eine Fußannäherungsstelle ist vorzugsweise an oder nahe einem unteren Ende eines Unterschenkels bzw. im Fußgelenk angeordnet. Ein Vorteil davon ist, dass die Position dieser Stelle am Unterschenkel nahe zum Fuß ist und die Position des Unterschenkels in Bezug auf der Schwerpunktannäherungsstelle relativ einfach berechnet werden kann. Bei der Ermittlung der Standbasis kann die Größe eines Fußes oder einer Fußbekleidung berücksichtigt werden. Neben den Fußbekleidungen Strümpfe und Schuhe werden als funktionale Fußbekleidung zum Beispiel auch Rollschuhe, Skier, Schneeschuhe und Schlittschuhe, Snowboards und Skateboards angesehen.

Der Fixanteil der Standbasisfläche-Schwerpunkt-Verbindung umfasst den Abschnitt zwischen dem Schwerpunkt und der Schwerpunktannäherungsstelle. Dieser Abschnitt kann als fester Abstand in einer vorgegebenen Richtung von der Schwerpunkternährungsstelle aus definiert sein. Die vorgegebene Richtung kann von einer Richtung abhängen, die an der Schwerpunkternährungsstelle zu dem Schwerpunkt vorliegt, wobei die vorgegebene Richtung insbesondere zumindest grob in Längsrichtung des Torso verlaufen kann. Bevorzugt liegt die Schwerpunktannäherungsstelle am unteren Ende des Torso, aber oberhalb des Hüftgelenks. Vorzugsweise liegt die Schwerpunkternährungsstelle oberhalb der Hüfte. Dies hat den Vorteil, dass die Lage dieser Position in Bezug auf die Standbasis durch das nachfolgend geschilderte Verfahren zur Ermittlung des Änderungsanteils ermittelt wird. Es sind jedoch alternativ auch

andere Verfahren und andere Schwerpunktannäherungsstellen möglich. Es ist denkbar, mehrere verschiedene Schwerpunktannäherungsstellen zu verwenden, die insbesondere jeweils einem aufgesetzten Fuß zugeordnet sein können. Die Genauigkeit einer ermittelten Position an der Hüfte kann davon abhängen, von welchem Fuß aus sie berechnet wird. Daher kann durch den Wechsel der Schwerpunktannäherungsstellen die Genauigkeit erhöht werden. Eine Schwerpunkteannäherungsstelle kann den Schwerpunkt annähern oder mit ihr identisch sein. Der vorgenannte feste Abstand zwischen den Schwerpunkten einer Schwerpunkteannäherungsstelle ist dann null. Der Schwerpunkt kann den tatsächlichen Massenschwerpunkt des Körpers des Menschen annähern oder mit diesem identisch sein. Beispielsweise kann der Schwerpunkt im Körperinneren in der Nähe des Bauchnabels liegen. Die Richtung und der Abstand eines Fixanteils zum Schwerpunkt können für bessere Genauigkeit von der Körperhaltung abhängen, um so Massenschwerpunktverschiebungen Zum Beispiel beim Bücken zu berücksichtigen.

Der Änderungsanteil kann ermittelt werden, indem Daten von einem oder mehreren Sensoren herangezogen werden, die direkt oder indirekt die Beugung eines Knies messen, und Daten von einem oder mehreren Sensoren herangezogen werden, die direkt oder indirekt die Stellung eines Hüftgelenks messen, und Längen der Unterschenkel und der Oberschenkel herangezogen werden. So können Verbindungsinformationen zwischen dem Torso und dem Unterschenkel des Menschen gewonnen werden.

Insbesondere kann zur indirekten Messung ein Neigungssensor zur Messung der Neigung gegenüber der Gravitation und/oder ein Beschleunigungssensor mit statischer Messfunktion verwendet werden, die vorzugsweise in Kleidung integriert sind und/oder vorzugsweise Störbeschleunigungen aus einer Drehung eines Körperteils, mit dem die Neigungssensoren oder Beschleunigungssensoren mechanisch zur Messung verbunden sind, mit Hilfe eines Drehratensensors kompensiert werden und/oder zur direkten Messung Winkelsensoren verwendet werden, die zur Messung eines Winkels von Körperteilen zueinander mit diesen Körperteilen verbunden sind und insbesondere in Kleidung oder in ein Gurtgeschirr zum Tragen durch einen Menschen integriert sind.

Vorzugsweise wird ein mehrachsiger Neigungssensor verwendet, der die Lage des Sensors zur Gravitation in zwei Messrichtungen messen kann. Alternativ oder zusätzlich wird ein mehrachsiger Beschleunigungssensor verwendet, der vorzugsweise in zwei oder besonders bevorzugt drei zueinander orthogonalen Richtungen die Beschleunigung messen kann.

Der menschliche Körper umfasst fast ausschließlich Gelenke, die als Drehgelenke wirken. Daher ist es möglich, den Änderungsanteil der Relativposition, der sich durch Bewegungen des Menschen ändert, zu bestimmen, indem die Winkelpositionen der beteiligten Körperteile bestimmt werden. In Verbindung mit den Längen von Oberschenkel und Unterschenkel können aus den gemessenen Winkeln Verbindungsinformationen berechnet werden, die die Relativposition der Hüfte zum Fußgelenk betreffen. Dazu können ein Winkel des Oberschenkels zum Unterschenkel, somit ein Kniewinkel, und ein Winkel zwischen einem Oberschenkel und dem Torso, somit ein Hüftwinkel, gemessen werden. Als Modell für die Bewegungsmöglichkeiten des Menschen kann ein Gelenk mit einem Drehfreiheitsgrad am Knie und ein Gelenk mit drei Drehfreiheitsgraden an der Hüfte angesetzt werden. Alternativ können am Hüftgelenk vereinfachend auch nur zwei Drehfreiheitsgrade angesetzt werden, wobei der Drehfreiheitsgrad um die Längsachse des Weins weggelassen werden kann. Außerdem kann dem Zwecke einer genaueren Ermittlung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes der Torso in zwei im aufrechten Stehen übereinander angeordnete Abschnitte unterteilt werden, die zueinander kippbar sind, was zum Beispiel einem Einrollen des Torso nach vorn entspricht.

Zur Erkennung einer Sturzgefahr eines Kippsturzes ist es erforderlich, die Standbasis, die Verbindungsinformationen zwischen dem Schwerpunkt und der Standbasis sowie die Richtung der Beschleunigungen auf den Schwerpunkt zu ermitteln. Diese Größen sind variabel und hängen von der momentanen Haltung des Menschen ab. Zur Ermittlung der Standbasis kann die relative Position der beiden Füße zueinander durch Messung und, wenn erforderlich, durch rechnerische Nachverarbeitung von Messdaten ermittelt werden. Die Verbindungsinformationen zwischen dem Schwerpunkt und der Standbasis können auf analoge Weise ermittelt werden. Schließlich kann die Richtung der Beschleunigungen auf den Schwerpunkt am Schwerpunkt oder in dessen Nähe mit einem Beschleunigungssensor gemessen werden oder es kann rechnerisch aus anderen Daten darauf geschlossen werden. Insbesondere liegen diese Daten aus der Ermittlung der Standbasis und/oder der Ermittlung der Verbindungsinformationen bzgl. der räumlichen Standbasisfläche-Schwerpunkt-Verbindung vor.

Es können ein Winkel des Oberschenkels zum Unterschenkel, somit ein Kniewinkel, und ein Winkel zwischen einem Oberschenkel und dem Torso, somit ein Hüftwinkel, indirekt gemessen werden, indem die Winkelstellungen des Oberschenkels, des Unterschenkels und des Torso auf die Gravitationsrichtung bezogen werden und diese Winkel zueinander Beziehung gesetzt und insbesondere voneinander subtrahiert werden. Vorzugsweise werden mehrdimensional messende Winkel- und/oder Beschleunigungssensoren verwendet. Mittels eines Beschleunigungssensors kann als Ergebnis einer statischen Messung dessen Neigung

gegenüber der Gravitationsbeschleunigung ermittelt werden. Dies ist jedoch nur möglich, wenn die Zeitintervalle, innerhalb denen eine neu gemessene Neigung zur Verfügung stehen soll, nicht den Zeitdauern typischer Bewegungen ähnlich sind, was jedoch vorliegend meistens der Fall ist. Eine Kompensation der Effekte von Bewegungen ist daher wünschenswert.

Wenn Neigungssensoren oder Beschleunigungssensoren verwendet werden, um einen Winkel eines Oberschenkels, Unterschenkels oder Torso des Menschen gegenüber der Richtung der Gravitation zu messen, sind diese Sensoren nicht nur der Gravitation ausgesetzt, sondern messen überlagert auch weitere Beschleunigungen auf das Körperteil, wie Beschleunigungen des Körperteils im Raum, Zentrifugalkräfte. Diese Kräfte stören bei der Bestimmung des Winkels gegenüber der Gravitation. Um dennoch zu dem Winkel gegenüber der Gravitation zu kommen, können diese Störgrößen kompensiert werden.

Wird zur Kompensation ein Beschleunigungssensor verwendet, ist es für eine solche Kompensation hilfreich, einen festen Bezugspunkt zu haben, an dem nur die Gravitation wirkt. Dies ist an einem aufgesetzten Fuß der Fall. Vorzugsweise ist an dem Fuß oder dem Fußgelenk oder am unteren Ende des Unterschenkels dieses Fußes ein Beschleunigungssensor befestigt, mit dem festgestellt werden kann, ob der Fuß aufgesetzt ist. Dies ist üblicherweise der Fall, wenn nur geringe oder für einen aufgesetzten Fuß bei einer Gehbewegung typische Beschleunigungen vorliegen. Entsprechende Erkennungsverfahren sind auch aus der Gangerkennung bekannt.

Vorzugsweise wird zur Erfassung eines Fußes, der aufgesetzt ist, eine Socke, eine Strumpfhose, eine Einlegesohle, einen Schuh, eine Schuhsohle, ein Fußband für das Fußgelenk und/oder ein Hosenbund verwendet wird, die/der vorzugsweise einen Beschleunigungssensor, einen Drucksensor oder/und einen Neigungssensor umfasst. Bei Verwendung eines Schuh, einer Socke, einer Sohle, eines unabhängigen Fußbands kann eine Funkverbindung zu einer Berechnungseinrichtung, die zum Beispiel in einer Hose oder in einem Kleidungsstück für den Oberkörper angeordnet sein kann, vorliegen. Es kann eine Manschette mit einem Sensor vorgesehen sein, die an einem Bund an einem Hosenbein befestigt ist und welche sich elastisch an das Fußgelenk Oder an den unteren Teil des Unterschenkels angelegt. Es ist jedoch auch möglich, einen losen Hosenbund zu verwenden und einen Sensor dort zu befestigen. Der Hosenbund befindet sich in der Nähe des Fußes oder des Fußgelenks. Auf eine Funkverbindung kann bei einer Befestigung an einer Beinbekleidung meist verzichtet werden. Ob der Fuß aufgesetzt ist, kann zum Beispiel daran festgestellt werden, dass nur geringe oder für einen aufgesetzten Fuß bei einer Gehbewegung typische Beschleunigungen vorliegen.

Entsprechende Erkennungsverfahren sind aus der Gangerkennung bekannt.

Von dem aufgesetzten Fuß ausgehend kann über eine Winkelposition und/oder eine Winkelgeschwindigkeit und/oder Winkelbeschleunigung des Unterschenkels in Verbindung mit der Länge des Unterschenkels eine Position und/oder Geschwindigkeit des Knies berechnet werden. Die Winkelposition kann zur Berechnung der Standbasisfläche sowie zur Bestimmung des Änderungsanteils der Relativposition zwischen der Standbasisfläche und den Schwerpunkt beitragen. Wenn ein Beschleunigungssensor oder ein Neigungssensor verwendet wird, der zum Beispiel in der Mitte des Unterschenkels angeordnet ist, so kann dessen Messung der Winkelbeschleunigung bzw. Winkelgeschwindigkeit dadurch gestört sein, dass er einer Störbeschleunigung durch eine Bewegung des Unterschenkels unterworfen ist. Eine Selbstkompensation ist möglich, führt jedoch aufgrund des Erfordernisses, eine nichtlineare Gleichung lösen zu müssen, zu hohem Rechenaufwand. Es ist auch eine Kompensation mit einem Drehratensensor und einem Magnetfeldsensor möglich. Diesbezüglicher Inhalt der US 2007/0032748 A1 sei durch Bezugnahme in diese Patentanmeldung aufgenommen.

Um dieses Problem zu umgehen, wird vorgeschlagen, einen Beschleunigungssensor oder Neigungssensor kurz oberhalb des Fußgelenks anzuordnen, wo praktisch keine Beschleunigungen außer der Gravitation vorliegen, wenn der Fuß aufgesetzt ist. Jedoch kann die Änderung des Winkels des Unterschenkels hier gemessen werden. Dann können die Position und die Geschwindigkeit des Knies ohne Kompensation von Beschleunigungen oder Zentrifugalkräften an dem Sensor am Unterschenkel und rein über die Geometrie des Unterschenkels berechnet werden. Die Winkelgeschwindigkeit des Unterschenkels kann mittels eines Beschleunigungssensors erfasst werden, wird jedoch vorzugsweise über einen Drehratensensor am Unterschenkel ermittelt.

Dasselbe Prinzip kann in ähnlicher Form nochmals angewendet werden, wenn ein Beschleunigungssensor oder Neigungssensor oberhalb und nahe des Knies, zum Beispiel in weniger als 12 cm Abstand vom fiktiven Drehpunkt des Knies, angeordnet wird, um den Winkel des Oberschenkels zu erfassen. Dann liegen nur geringe Beschleunigungen durch die Drehung des Oberschenkels an diesem Sensor an, so dass auf eine Kompensation von Bewegungen des Oberschenkels verzichtet werden kann. Es reicht dann eine Kompensation der Beschleunigungen am Knie aus, welche durch die Bewegung des Unterschenkels bekannt ist. Hier wirken eine Zentrifugalbeschleunigung aus der Drehung des Unterschenkels und Winkelbeschleunigungen des Unterschenkels. Durch die Kompensation kann die Gravitationsbeschleunigung ohne Überlagerung von Störbeschleunigungen ermittelt werden

und zur Ermittlung des Winkels des Oberschenkels herangezogen werden. Aufgrund der bekannten Position des Knies, der oberhalb des Knies gemessenen Winkelposition und der Bewegung des Oberschenkels kann auf einfache Weise die Bewegung am Hüftgelenk berechnet werden.

Dasselbe Prinzip kann noch mehrfach als Kette verwendet werden, indem ein Beschleunigungssensor oder Neigungssensor direkt oberhalb des Hüftgelenks, dessen Position mit dem zuletzt genannten Beschleunigungs- oder Neigungssensor erfasst wurde, ein weiterer direkt unterhalb des anderen Hüftgelenks am Oberschenkel und noch ein weiterer direkt unterhalb des anderen Knies angeordnet wird. Auf diese Weise kann die Position des anderen Fußgelenkes, von dem aus die Rechnung nicht begonnen wurde, berechnet werden. Da dann beide Positionen der Füße relativ zueinander bekannt sind, kann die Position der Standbasis bestimmt werden.

Beim Gehen wechselt sich der Standfuß ab, so dass vorgeschlagen wird, die selbstkompensationsfreie Kette aus Beschleunigungs- und/oder Neigungssensoren auch von dem anderen Fuß bzw. Fußgelenk ausgehend aufzubauen. Es ergeben sich dann insgesamt zehn Beschleunigungs- und/oder Neigungssensoren an beiden Beinen und Hüften, wobei jeweils einer oberhalb und unterhalb jedes Kniegelenks und je einer oberhalb und unterhalb jedes Hüftgelenks sowie oberhalb von jedem Fußgelenk angeordnet ist.

Es ist auch möglich, eine Kompensation mittels eines Drehratensensors vorzunehmen, der an mit dem selben Körperteil verbunden ist, mit dem auch der zu kompensierende Beschleunigungssensor verbunden ist. Messergebnisse der Winkelgeschwindigkeit und daraus abgeleitete Winkelbeschleunigungen können verwendet werden, um eine Kompensation der Störbeschleunigungen aus der Drehung zu kompensieren. Dies betrifft Beschleunigungen aus Fliehkraft und Winkelbeschleunigungen. Für die Kompensation muss der Abstand der zu kompensierenden Stelle vom Drehpunkt bekannt sein. Bei der Kompensation von Störbeschleunigungen an menschlichen Körperteilen finden Drehungen in den Gelenken als Drehpunkte statt. Der Abstand von Beschleunigungssensoren, an denen Störbeschleunigungen kompensiert werden sollen, zu den Gelenken ist normalerweise aus der Position in der Sturzerkennungsvorrichtung, die als Bekleidung ausgebildet sein kann, bekannt. Zur Kompensation kann eine Zentrifugalbeschleunigung als Produkt aus dem Abstand des Beschleunigungssensors von dem Gelenk und der quadrierten Winkelgeschwindigkeit berechnet und vektoriell von der mit dem Beschleunigungssensor gemessenen Beschleunigung subtrahiert werden. Eine Winkelbeschleunigung kann mit einem Produkt aus einer Ableitung der

Winkelgeschwindigkeit multipliziert mit dem Abstand zwischen dem Beschleunigungssensor und dem Gelenk kompensiert werden. Ein Vorteil ist, dass die Kompensation bei geringem Rechenaufwand unabhängig von der Position des Beschleunigungssensors an dem Körperteil stattfinden kann.

Auch mit Kompensation mittels eines Drehratensensors kann der Beschleunigungssensor zusätzlich einer translatorischen Beschleunigung des gesamten Körperteils unterliegen. Diese kann zur Ermittlung der Gravitationsrichtung in Bezug auf den Beschleunigungssensor ebenfalls kompensiert werden. Dies ist wie zuvor beschrieben dadurch möglich, dass die Gravitationsrichtung und die Bewegung zuerst an einem Unterschenkel bestimmt werden, dessen Fuß aufgesetzt ist. Im Unterschied zu der vorstehend beschriebenen Kompensationsmethode ist es hier jedoch nicht notwendig, den Drehratensensor und/oder Beschleunigungssensor am Fußgelenk anzuordnen, sondern er kann auch an anderer Stelle am Unterschenkel, insbesondere unweit unterhalb des Knies angeordnet sein. Die Drehung des Unterschenkels findet bei aufgesetztem Fuß um das Fußgelenk statt. Es ist daher auch in dieser Variante hilfreich, wenn bekannt ist, ob ein Fuß in welcher Fuß aufgesetzt ist. Dies kann mit Methoden der Ganganalyse aus Daten der Winkel von Oberschenkel und Unterschenkel und/oder aus Daten eines Beschleunigungssensors am Torso erfasst werden. Es ist auch möglich, einen Beschleunigungssensor an einem oder beiden Füßen oder Fußgelenken anzuordnen. Zur Ermittlung von Lage, Geschwindigkeit und Beschleunigung des Knies wird ein Abstand des Beschleunigungssensors zum Fußgelenk herangezogen. Eine Kompensation translatorischer Beschleunigungen des Unterschenkels ist nicht erforderlich. Mit den für das Knie bestimmten Daten können translatorische Beschleunigungen des Oberschenkels kompensiert werden. Mit einem Beschleunigungssensor und einem Drehratensensor am Oberschenkel kann unter Kompensation der Zentrifugalbeschleunigung und der Winkelbeschleunigung des Oberschenkels mit dem Drehpunkt Knie die Lage, Geschwindigkeit und Beschleunigung des Hüftgelenks berechnet werden. Auf gleiche Weise kann dann mittels eines Beschleunigungssensors und eines Drehratensensors am Torso die Lage, Bewegung und Beschleunigung des Torso berechnet werden. Die Kompensation kann mit Daten des Drehratensensors sowie den schon bekannten Daten zur Bewegung des Hüftgelenks erfolgen. Eine Stelle, an der der Beschleunigungssensor angeordnet ist, kann als Schwerpunktannährungsstelle dienen. Der Beschleunigungssensor kann zugleich zumindest näherungsweise eine Beschleunigung an dem Schwerpunkt messen. Mit den Informationen über Lage, Bewegung und Beschleunigung des Torso und/oder der Schwerpunkternährungsstelle kann auch die Lage, Geschwindigkeit und Beschleunigung des Schwerpunkts berechnet werden. Alternativ oder zusätzlich kann die Beschleunigung am

Schwerpunkt durch einen speziell dafür vorgesehenen Beschleunigungssensor in seiner Nähe ermittelt werden. Somit ist die erfindungsgemäße Bestimmung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes möglich. Vorzugsweise sind zumindest ein Teil und besonders bevorzugt alle der genannten Sensoren in Kleidung integriert.

Die Bestimmung der Standbasisfläche und zumindest eines Teils des Änderungsanteils an der Relativposition von Standbasisfläche und Schwerpunkt ist analog auch möglich, wenn keine Beschleunigungssensoren oder Neigungssensoren, sondern Winkelsensoren für beide Knie- und Hüftgelenke verwendet werden. Da die Winkelsensoren nicht direkt auf Beschleunigungen reagieren, ist eine Kompensation von Störbeschleunigungen nicht erforderlich. Die Winkelsensoren können vorzugsweise die Freiheitsgrade messen, die in dem oben genannten Modell an der Hüfte und am Knie definiert sind, wobei zur Vereinfachung auf eine Messung des Drehfreiheitsgrads der Beine um ihre eigene Achse verzichtet werden kann. Falls im Falle der Verwendung von Winkelsensoren festgestellt werden soll, welcher Fuß aufgesetzt ist, zum Beispiel zur Bestimmung einer Standbasisfläche des Menschen, kann dies durch bekannte Methoden der Ganganalyse, zum Beispiel mittels eines Beschleunigungssensors am Torso, und/oder durch Auswertung der gemessenen Positionen der Ober- und/oder Unterschenkel und/oder durch Anordnung eines Beschleunigungssensors an einem oder beiden Füßen oder Fußgelenken erfolgen. Vorzugsweise sind die Winkelsensoren in eine Beinbekleidung integriert. Es sind auch Systeme mit Mischungen von Winkelsensoren und Beschleunigungs- und/oder Neigungssensoren zur Ermittlung möglich. Wenn nur Winkelsensoren verwendet werden, kann daraus nicht die Ausrichtung des Körpers gegenüber der Gravitation bestimmt werden. Ein Winkelsensor ist jeweils mit zwei Körperteilen verbunden, zwischen denen der Winkel gemessen werden soll, somit zwischen Unterschenkel und Oberschenkel sowie Oberschenkel und Torso.

Um die Verbindungsinformationen bzgl. der räumlichen Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung und die Standbasis zu ermitteln, wird vorzugsweise auf ähnliche Weise wie oben in Bezug auf andere Sensortechnik beschrieben die Geometrie von Unterschenkeln, Oberschenkeln und der Verbindung der Oberschenkel über die Hüfte genutzt, um die Verbindungsinformationen der Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung und die Positionen der Füße zueinander zu bestimmen. Eine Fußannäherungsstelle kann jeweils am unteren Ende der Unterschenkel angenommen werden. Durch Berechnung der Lage des Unterschenkels und des sich daran anschließenden Oberschenkels kann die Position eines Hüftgelenks in Bezug auf eine Fußannäherungsstelle ermittelt werden. Durch die dann bekannte Lage des Torso kann unter Zuhilfenahme von Informationen über die Position des Schwerpunkts gegenüber dem Hüftgelenk die Position des

Schwerpunkts in Bezug auf Fußannäherungsstelle ermittelt werden. Das Hüftgelenk kann dann als Schwerpunkternährungsstelle dienen. Um die Position des anderen Fußes zu ermitteln, kann die Rechnung über die Hüfte, in den anderen Oberschenkel und den anderen Unterschenkel bis zur anderen Fußannäherungsstelle fortgesetzt werden. Der Fixanteil bei der Ermittlung der Standbasis kann wie oben beschrieben berechnet werden.

Eine weitere Möglichkeit zur Ermittlung des Änderungsanteils liegt darin, eine berührungslose Messung zwischen dem Torso und den Füßen durchzuführen. Dazu kann beispielsweise Ultraschall, Niedrigenergie-Radar oder Licht, insbesondere Infrarotlicht oder andere elektromagnetische Strahlung verwendet werden. Vorzugsweise wird jeder Fuß von mindestens drei verschiedenen Messstellen aus angemessen, so dass seine Lage im Raum in Bezug auf die Messstellen durch die Abstände zu den Messstellen bestimmt werden kann. Die Messstellen sind vorzugsweise an dem Torso angeordnet oder damit verbunden. Die Füße oder Fußbekleidung und können beispielsweise mit jeweils einem Transponder oder Reflektor, insbesondere einem Retroreflektor versehen sein. Der Transponder oder Reflektor kann auf einem Fußnagel, insbesondere dem Fußnagel des großen Zehs angebracht sein. Es ist auch denkbar, einen Transponder oder Reflektor am Fußgelenk zu befestigen, beispielsweise mittels einem darum gelegten Band. Als Messeffekt kann beispielsweise eine Laufzeit oder eine Intensitätsabschwächung herangezogen werden. Denkbar ist auch, für die Messung des Abstands der Füße voneinander eine Transponderreaktion erst an einem Transponder und dann an dem anderen Transponder auszulösen. Die Messstellen können beispielsweise an einem Saum einer Jacke oder anderer Bekleidung des Oberkörpers oder an einem Gürtel oder an einem Hosenbund angeordnet sein. Vorzugsweise sind rings um den Torso Messstellen vorhanden, so dass die Füße unabhängig davon erfasst werden können, ob sie sich vor, seitlich oder hinter dem Körper befinden. Wenn auf vorgenannte Weise der Änderungsanteil der Verbindungsinformationen bestimmt wird, kann der Fixanteil oben beschrieben ermittelt werden. Als Fußannäherungsstelle kann ein Zehennagel oder ein Fußgelenk oder ein anderer Teil des Fußes verwendet werden, welcher angemessen wird. Als Schwerpunkternährungsstelle können eine oder mehrere der Messstellen angesehen werden, in Bezug auf die die Messung der Fußpositionen stattfindet.

Vorzugsweise werden im Falle einer berührungslosen Messung oder der ausschließlichen Verwendung von Winkelsensoren zur Bestimmung der Verbindungsinformationen der Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung sowie der Positionen der Füße zueinander Daten von wenigstens einem Beschleunigungs- und/oder Neigungssensor herangezogen, die eine Information über die Lage wenigstens eines Körperteils zur Gravitation enthalten. Dadurch kann

die Ausrichtung der Standbasisfläche zu den Schwerpunkt mit der Richtung der Gravitation in Beziehung gesetzt werden. Vorzugsweise ist ein Beschleunigungssensor oder Neigungssensor nahe dem Schwerpunkt des Menschen angeordnet, vorzugsweise etwa in Höhe des Bauchnabels und/oder vorzugsweise in der Mitte des Rückens. Falls der Sensor dort störend ist, ist es auch denkbar, den Sensor seitlich am Torso und/oder in einer Höhe zwischen Bauchnabel und Hüftgelenk oder in der Leiste oberhalb des Hüftgelenks anzuordnen. Die Relativbewegungen und zwischen einer solchen Anbringungsstelle des Sensors und dem Massenschwerpunkt des Menschen sind nicht sehr groß. Die Verbindung zwischen dieser Anbringungsstelle und dem Massenschwerpunkt kann näherungsweise als starr angesehen werden. Dann ist es möglich, rechnerisch aus den Daten des Sensors an der zuvor genannten Position am Körper und mit weiteren Daten bezüglich der Bewegung des Torso zumindest näherungsweise auf die Beschleunigung am Massenschwerpunkt zu schließen, die für die Ermittlung des Gleichgewichtszustands verwendet werden kann. Es ist auch möglich, mehrere Beschleunigungssensoren am Torso zu verwenden, so dass eventuell bestehende Bewegungen zwischen Teilen des Torso berechnet berücksichtigt werden können. Falls erforderlich, können Kompensationen wie oben beschrieben durchgeführt werden. Alternativ kann auch ein weiterer Winkelsensor eingesetzt werden, der Bewegungen des Torso misst.

Die Winkelposition des Torso und der Beine um eine Achse in Richtung der Gravitation kann durch Magnetfeldsensoren erfasst werden, die in der Art eines Kompasses wirken. Mit der Erfassung einer solchen Drehung kann die Ausrichtung der Füße erfasst werden, welche wiederum die Standbasisfläche beeinflusst. Die Genauigkeit der Erkennung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes kann somit erhöht werden.

Bei einem Sprung entfällt die Gravitation. Es kann die Lage beim Absprung mittels der vorliegenden Geschwindigkeiten rechnerisch extrapoliert werden. Zusätzlich auftretende Bewegungen können an Beschleunigungen erkannt werden. Da es sich im allgemeinen um kurze Vorgänge handelt, ist es zum Beispiel möglich, eine einfache bzw. zweifache Integration der Beschleunigungen vorzunehmen, um zu Geschwindigkeiten bzw. Position zu kommen. Mittels eines Drehratensensors können Winkelgeschwindigkeiten unmittelbar und Winkelpositionen durch Integration ermittelt werden. Auf diese Weise kann auch im Sprung eine Relativposition der Füße zueinander bestimmt werden, deren Unterseiten einschließlich des Zwischenraums zwischen den Füßen als Standbasisfläche auf eine Bodenfläche projiziert werden können. Daran lässt sich erkennen, ob der Mensch im Gleichgewicht aufkommen wird oder das Aufkommen zu einem Kippsturz führen kann.

Zur Verbesserung der Genauigkeit der Erkennung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes kann berücksichtigt werden, dass sich der Massenschwerpunkt des Menschen verschiebt, wenn er seine Körperhaltung ändert. Aus der Ermittlung der Verbindungsinformationen bzgl. der räumlichen Standbasis-Schwerpunkt-Verbindung und der Position der Füße zueinander sind die Positionen von Oberschenkel und Unterschenkel bekannt. Deren Masse kann geeignet angenommen werden und die Lage des Schwerpunkts rechnerisch entsprechend verschoben werden. Eine gemessene oder berechnete Richtung der Beschleunigung auf den Schwerpunkt kann vereinfachend weiterhin verwendet werden oder mit den neuen Koordinaten des Schwerpunkts berechnet werden. Da die Arme nur einen sehr geringen Anteil an der Körpermasse haben, sind vor allem stark beschleunigte Armbewegungen relevant für das Gleichgewicht. Sie können mit Beschleunigungssensoren gemessen werden und in die Beschleunigung des Schwerpunkts einfließen. Außerdem kann dann die Lage der Arme in die Lage des Schwerpunkts rechnerisch einbezogen werden. Es wird jeder bevorzugt, aus Gründen der Vereinfachung des Systems die Arme in Bezug auf die Erkennung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes zu vernachlässigen. Auch der Kopf hat nur einen geringen Massenanteil an dem Körpergewicht. Außerdem kann keine weiten Strecken bewegt werden. Obwohl auch diese Bewegungen durch Messung erfasst und in der Lage des Schwerpunkts und der Richtung der Beschleunigungen auf den Schwerpunkt berücksichtigt werden können, wird es bevorzugt, den Kopf in Beziehung auf die Erkennung einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes zu vernachlässigen.

Der Torso hat den größten Massenanteil am Körper. Änderungen seiner Form haben daher erhebliche Auswirkung auf die Lage des Schwerpunkts. Vorzugsweise können an zwei Stellen des Torso Neigungs- oder Beschleunigungssensoren oder zwischen den Teilen ein Winkelsensor angebracht sein, wobei, wobei die beiden Stellen auf verschiedenen Abschnitten in vertikaler Richtung liegen. Auf diese Weise kann festgestellt werden, ob der Oberkörper im Vergleich zum unteren Teil des Torso nach vorne oder nach hinten geneigt wird. Dementsprechend kann die Lage des Schwerpunkts rechnerisch korrigiert werden. Es ist denkbar, auch die Richtung der an dem Schwerpunkt angreifenden Beschleunigungen anzupassen, was die geänderte Lage berücksichtigen kann. Beispielsweise können bei einer Drehung andere Abstände vom Drehpunkt vorliegen. Vorzugsweise wird jedoch dieselbe Richtung der Beschleunigung auf den Schwerpunkt beibehalten. Mit je einem Magnetfeldsensor oben und unten am Torso ist es möglich, eine Verdrehung des Torsions sich selbst, d.h. Schultern gegenüber der Hüfte, zu erfassen. Es ist möglich, auch diesen Einfluss auf den Schwerpunkt, insbesondere in Kombination mit einer Vorbeugung oder Zurückneigung des Oberkörpers, wie zuvor für andere Änderungen der Haltung beschrieben zu berücksichtigen.

Bevorzugt wird eine Sturzgefahr erkannt, wenn sich in der Projektionsebene der Projektionspunkt innerhalb der Standbasisfläche und näher an dem Standbasisflächenrand als ein Sturzgefahrabstand befindet und/oder wenn sich der Projektionspunkt in der Projektionsebene mit einer Relativgeschwindigkeit zu dem Standbasisflächenrand auf den Standbasisflächenrand zubewegt, die erwarten lässt, dass der Standbasisflächenrand in weniger als einer vordefinierten Zeit erreicht wird und/oder die Relativgeschwindigkeit oberhalb eines Sturzgefahrsschwellenwertes liegt. Der Sturzgefahrabstand ist dabei vorzugsweise normal zu dem Standbasisflächenrand definiert. Er kann jedoch auch in Richtung einer Bewegung des Projektionspunktes auf den Standbasisflächenrand zu definiert sein. Eine Relativgeschwindigkeit auf den Standbasisflächenrand zu bedeutet, dass eine Umkippbewegung vorliegt, die mit einem Schwung in Umkipprichtung verbunden ist. Daher kann es bei starkem Schwung sinnvoll sein, ein Sturzgefahrssignal und/oder weitere Konsequenzen schon auszulösen, wenn der Projektionspunkt noch weit vom Standbasisflächenrand entfernt ist, weil zu erwarten ist, dass er diesen durch den Schwung kurzfristig erreichen wird. Bei Erkennung einer Sturzgefahr kann ein Alarm ausgelöst werden. Alternativ oder zusätzlich kann bei Erkennung einer Sturzgefahr ein System zur Sturzerkennung in einen Alarmmodus versetzt werden, in dem zum Beispiel eine oder mehrere Messraten erhöht und/oder eine Datenverarbeitung zur weiteren Sturzerkennung beschleunigt werden.

Als Sturz wird der Zustand des Menschen bezeichnet, in dem er progressiv Richtung Boden beschleunigt, wobei er bei einem Kippsturz im Wesentlichen umkippt und/oder bei einem Vertikalsturz ohne starke Drehung des Körpers zu Beginn des Sturzes zusammenbricht oder zusammensackt. Mischformen des Kippsturzes und des Vertikalsturzes sind möglich. Ein Sturz kann in zwei Phasen unterteilt werden, nämlich ein Sturzbeginn, während dem durch eine Auffangreaktion der Sturz noch verhindert werden kann, und einem Bodensturz, bei dem mit hoher Wahrscheinlichkeit zu erwarten ist, dass der Mensch zu Boden stürzt.

Vorzugsweise wird ein Kippsturz, der ein reiner Kippsturz oder ein Teil eines Mischsturzes sein kann, erkannt, wenn sich der Projektionspunkt in der Projektionsebene außerhalb der Standbasisfläche befindet, wobei vorzugsweise ein Sturzbeginn erkannt wird, wenn der Abstand des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand geringer als ein Bodensturzschiwellenabstand und/oder die Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes in der Projektionsebene geringer als eine Bodensturzelativgeschwindigkeit ist und/oder eine Relativbeschleunigung in der Projektionsebene geringer als eine

Bodensturzrelativbeschleunigung ist. Wenn der Schwung in der Umkippbewegung noch so gering ist, dass dem Mensch ausreichend Zeit verbleibt, um eine Auffangreaktion durchzuführen und/oder die Schwungenergie noch so gering ist, dass sie durch die Auffangreaktion aufgefangen werden kann, ist es dem Mensch noch möglich, den Bodensturz aus eigener Kraft zu verhindern. Eine derartige Auffangreaktion betrifft vorzugsweise eine Reaktion mit den Füßen, um die Standbasisfläche wieder unter den Projektionspunkt zu bringen. Alternativ oder zusätzlich kann die Reaktion auch mit den Händen oder einem anderen Abschnitt des Körpers unter Zuhilfenahme von feststehenden Gegenständen wie etwa einem Geländer, einem Laternenpfosten, einem Möbel, einer Wand oder dergleichen mehr erfolgen. Wenn eine Auffangreaktion erfolgreich war und sich der Projektionspunkt wieder in Richtung der Standbasisfläche bewegt bzw. die Standbasisfläche sich unter den Projektionspunkt bewegt, kann die Erkennung eines Sturzes rückgängig gemacht werden. Die Erkennung eines Sturzes kann auch rückgängig gemacht werden, wenn die Geschwindigkeit oder Beschleunigung des Projektionspunktes in der Standbasisfläche geringer ist, als eine vorgegebene Geschwindigkeit bzw. eine vorgegebene Beschleunigung bei einem Sturz zu erwarten wäre.

Falls eine erfolgreiche Auffangreaktion voraussichtlich nicht mehr möglich ist, kann ein Bodensturz erkannt werden, nämlich wenn der Abstand des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand größer als ein Bodensturzabstand und/oder die Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes größer als eine Bodensturzrelativgeschwindigkeit ist und/oder die Relativbeschleunigung des Projektionspunktes größer als eine Bodensturzbeschleunigung oder ein Bodensturz kann eine Geschwindigkeit am Torso, am Handgelenk oder am Kopf erkannt werden, die höher als eine jeweilige Schwellengeschwindigkeit ist. Alle diese Betrachtungen finden in der Projektionsebene statt. Vorzugsweise werden der Bodensturzabstand und/oder die Bodensturzrelativgeschwindigkeit so gesetzt, dass bei Überschreiten des vorgegebenen Abstands oder der vorgegebenen Geschwindigkeit nicht mehr damit zu rechnen ist, dass eine Reaktion des Menschen den Sturz noch signifikant aufhalten kann.

Der Bodensturzabstand und/oder die Bodensturzrelativgeschwindigkeit und/oder die Bodensturzrelativbeschleunigung können alternativ oder zusätzlich aus einer kritischen Geschwindigkeit und/oder Energie des Umkippvorgangs und/oder aus einer kritischen zu erwartenden verbleibenden Zeit bis zum Aufprall auf die Bodenfläche berechnet werden. Es ist denkbar, die Bodensturzrelativgeschwindigkeit und/oder die Bodensturzrelativbeschleunigung aus dem Abstand des Projektionspunktes vom Standbasisflächenrand zu bestimmen, da bei einem herkömmlichen Umkippvorgang Relativgeschwindigkeiten und Relativbeschleunigung mit dem Abstand zunehmen, so dass man näherungsweise annehmen kann, dass in einem

bestimmten Abstand eine bestimmte Geschwindigkeit bzw. Beschleunigung vorliegt. Bei der Berechnung des Bodensturzabstands kann auch eine bereits vorhandene Geschwindigkeit des Projektionspunktes in der Standbasisfläche bei der Festlegung einer vorgegebenen Geschwindigkeit berücksichtigt werden. Die in diesem Absatz beschriebene Methode ist unabhängig davon, ob ein Kippsturz, ein Vertikalsturz oder ein Mischsturz vorliegt.

In einer Situation, in der sich der Projektionspunkt außerhalb der Standbasisfläche befindet und sich der Mensch mit einem anderen Körperteil als den Füßen gegen einen Sturz an einem Stützobjekt abstützt oder festhält, kann ein Bodensturz erkannt werden, wenn eine Geschwindigkeit oder Beschleunigung des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand weg oder eine Geschwindigkeit oder Beschleunigung in Richtung der Bodenfläche auftritt, die größer als eine Vertikal-Sturzgeschwindigkeit und/oder eine Vertikal-Sturzbeschleunigung und/oder eine Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit und/oder eine Vertikal-Bodensturzbeschleunigung ist, wobei insbesondere die Vertikal-Sturzgeschwindigkeit und/oder die Vertikal-Sturzbeschleunigung und/oder die Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit und/oder die Vertikal-Bodensturzbeschleunigung in Abhängigkeit des Abstands des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand festgelegt wird. Auf diese Weise kann festgestellt werden, ob eine Mensch, die sich außerhalb ihres Gleichgewichts abstützt oder festhält, den Halt verliert und abstürzt oder am Beginn eines Sturzes steht und abzustürzen droht.

Bei einem Vertikalsturz durch Zusammensacken eines Menschen versagt die Unterstützung des Schwerpunkts durch zumindest ein Bein. Ein solcher Sturz kann z.B. Folge einer Bewusstlosigkeit sein. Häufig versagen nicht beide Beine gleichzeitig, sondern zunächst eines, was dazu führt, dass der Projektionspunkt aus der Standbasisfläche wandert. Dann findet ein Umkippen statt. Wenn die Ursache Bewusstlosigkeit ist, sind im Normalfall keine Auffangreaktionen mehr möglich. In diesem Fall kann die Strategie für die Sturzerkennung wie oben beschrieben verwendet werden. Findet das Zusammensacken im Wesentlichen nach unten statt, kann es vorkommen, dass dabei der Projektionspunkt nicht aus der Standbasisfläche wandert.

Ein Sturz ohne großen Kippanteil kann daran erkannt werden, dass von Beginn des Sturzes an eine Geschwindigkeit und/oder Beschleunigung des Torso auf die Bodenfläche zu vorhanden ist. Bei Überschreiten einer Vertikal-Sturzgeschwindigkeit oder einer Vertikal-Sturzbeschleunigung auf den Boden zu kann ein beginnender Sturz erkannt werden. Bei Überschreiten einer Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit auf den Boden zu, die größer als die Vertikal-Sturzgeschwindigkeit ist, kann ein Bodensturz erkannt werden. Zusätzlich zu dieser

Erkennung kann eine Überwachung der Position des Projektionspunktes in Bezug auf den Standbasisflächenrand in der Projektionsebene durchgeführt werden.

Beim Hinsetzen eines Menschen bewegt sich dieser aus seinem Gleichgewicht, da die Füße in sehr vielen Fällen vor der Sitzgelegenheit stehen müssen, während der Schwerpunkt über der Sitzgelegenheit positioniert wird. Dabei wandert der Projektionspunkt aus der Standbasisfläche. Um sich beim Hinsetzen nicht zu verletzen, begrenzen Menschen die Aufprallgeschwindigkeit auf die Sitzgelegenheit bzw. setzen der Fallbeschleunigung eine Bremsbeschleunigung entgegen. Außerdem halten sie sich zu diesem Zwecke häufig fest. Um Verletzungen vorzubeugen und um echte Stürze vom Hinsetzen zu unterscheiden, kann ein Schwellenwert für die Geschwindigkeit oder eine Dauer einer Beschleunigung des Torso nach unten herangezogen werden, um festzustellen, dass bei Überschreitung ein fortgeschrittener Sturz stattfindet. Dabei kann berücksichtigt werden, dass die Aufprallfläche typischerweise in Sitzhöhe liegt.

Es ist bei der Ermittlung einer Sturzgefahr oder eines Sturzes möglich, zusätzliche Daten zu berücksichtigen, wie etwa Daten von einem Drehratensensor, der eine Kippdrehgeschwindigkeit eines Torso des Menschen misst, oder Daten von einem Beschleunigungssensor, die die Beschleunigung in Richtung Boden misst, oder Daten aus einem System, das eine Position des Schwerpunkts in Bezug auf eine Bodenfläche berechnet. Aus diesen oder weiteren Daten kann zum Beispiel eine Sturzgeschwindigkeit des Schwerpunkts in Richtung Boden abgeleitet werden. Dies ist vorteilhaft, weil es nicht nur Stürze mit einer Umkippbewegung gibt, sondern auch Stürze durch Zusammensacken oder Abstürze nach unten gibt, bei denen zumindest ein Teil des Sturzes stattfinden kann, ohne dass in der Projektionsebene der Projektionspunkt die Standbasisfläche verlässt. Es können dann verschiedene Sturzarten, deren Mischformen und Grenzbereiche dazwischen besser erkannt werden.

Zu diesem Zwecke wird vorgeschlagen, die Position oder Geschwindigkeit oder Beschleunigung des Projektionspunktes in Bezug auf den Standbasisflächenrand in der Projektionsebene zur Erkennung einer Umkippbewegung und/oder Schwellenwerte, mit denen die genannten Größen zur Erkennung einer Umkippbewegung verglichen werden, auf Basis von Werten einer Geschwindigkeit oder einer Beschleunigung des Schwerpunkts und/oder des Kopfes und/oder der Handgelenke in Richtung Boden zu korrigieren. Beispielsweise kann eine Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes in Bezug auf den Standbasisflächenrand zum Zwecke des Vergleichs mit einem Schwellenwert erhöht werden, wenn festgestellt wird, dass über eine Kippbewegung hinaus eine Geschwindigkeit des Schwerpunkts nach unten vorliegt.

Insbesondere bei der Feststellung, ob es sich um einen Bodensturz handelt, bei dem mit einer erfolgreichen Auffangreaktion nicht mehr zu rechnen ist, kann die Korrektur zum Beispiel derart erfolgen, dass berücksichtigt wird, ob der Aufprall früher zu erwarten ist und/oder wie hoch die Aufprallgeschwindigkeit oder Aufprallenergie ist. Es kann auch empirisch ein Einflussfaktor in Abhängigkeit einer Geschwindigkeit des Schwerpunkts nach unten und/oder ein Einflussfaktor in Abhängigkeit eines Abstands des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand in der Projektionsebene bestimmt werden. Auf diese Weise kann berücksichtigt werden, dass ein Sturz teilweise ein Kippsturz und teilweise ein Vertikalsturz sein kann. Die Einschätzung, ob ein beginnender Sturz vorliegt oder ein Bodensturz zu erwarten ist, wird dadurch verbessert. Alternativ oder zusätzlich kann auch eine Geschwindigkeit des Schwerpunkts oder des Kopfes oder des Handgelenks nach unten bei der Erkennung eines Vertikalsturzes durch Zusammensacken oder Ähnliches durch die Position oder Geschwindigkeit oder Beschleunigung des Projektionspunktes in Bezug auf den Standbasisflächenrand in der Projektionsebene korrigiert werden. Es ergibt sich derselbe Vorteil.

Beispielsweise kann eine Geschwindigkeit oder Beschleunigung des Schwerpunkts nach unten als weiterer Einfluss auf die Ermittlung eines Bodensturzabstands, eine Bodensturzrelativgeschwindigkeit oder einer Bodensturzbeschleunigung verwendet werden. Diese Größen können ebenso wie der Sturzgefahrabstand und der Sturzgefahrsschwellenwert in Abhängigkeit einer Situation festgelegt werden, in der sich der Mensch befindet, beispielsweise Stehen, Gehen, Laufen/Rennen, Springen, Treppen Hochsteigen, Treppen Heruntersteigen, Hinsetzen, Sitzen, Aufstehen aus dem Sitzen, Hinlegen, Liegen, Aufstehen aus dem Liegen, Anlehnen, Hocken, etwas Tragen oder auf den Arm Nehmen, jemanden Umarmen, sich Festhalten, sich Aufstützen, Roland Verfahren, an einem Stock gehen, Tanzen, sich Waschen, Toilettengang, Knien, Arm in Arm Gehen, Fahrrad Fahren, unbekannter Kontext. Denkbar sind auch besondere Situation wie bestimmte Sportarten, bei denen eine ähnliche Balancesituation vorliegt, wie etwa Ski- oder Snowboardfahren, Schlittschuh- oder Rollschuhlaufen. Auch eine schmale Aufstandsfläche zum Beispiel von Schlittschuhen oder Inlineskates gilt als Standbasisfläche oder als ein Teil davon. Für Zweiradfahrer kann das Verfahren nach der Erfindung ebenfalls angewendet werden, wobei die Standbasisfläche durch die Aufstandsflächen der Räder und deren Zwischenfläche definiert wird. Das Verfahren kann auch beim Gehen mit einem Rollator angewandt werden. Zur Ermittlung der Relativposition zwischen der Standbasisfläche eines Zweirads und dem Schwerpunkt, der hier als Schwerpunkt des Fahrzeugs des Fahrzeugs einschließlich des Menschen, der es fährt, zu betrachten ist, kann es erforderlich sein, einen oder mehrere Sensoren an dem Zweirad auszuwerten, zum Beispiel einen Beschleunigungs- oder Neigungssensor. Es ist jedoch auch möglich, einen Fixanteil

zwischen Schwerpunkt und Standbasisfläche zu verwenden. Das Verfahren kann auch für Sportler angewendet werden, die Brettsportarten wie Snowboardfahren, Skateboardfahren oder Windsporten ausüben. Die Position der Füße ist dann im Allgemeinen weitgehend fixiert, so dass die Standbasis konstant ist. Das Verfahren kann unter dieser Prämisse angewendet werden.

Es können in allen Fällen zusätzlich Beschleunigungen aus Kurvenfahrten, Brems- und Beschleunigungsvorgängen berücksichtigt werden. Dies gilt auch für Bewegungen von Menschen ohne sportliche Hilfsmittel. Das Verfahren kann auch mit einem Verfahren zur Kollisionswarnung verbunden werden, welche ebenfalls dieselben Maßnahmen auslösen kann, welche bei einem Bodensturz ausgelöst werden, oder einen Teil davon.

Wenn ein Bodensturz erkannt wird, kann ein Signal erzeugt werden, welches Schutzmaßnahmen gegen einen Aufprall einleitet. Dies kann etwa das Entfalten von expandierbaren Aufprallschutzsäcken sein. Alternativ oder zusätzlich kann ein Signal erzeugt werden, das Nothilfemaßnahmen für den gestürzten Mensch einleitet, beispielsweise einen Alarm bei einer Hilfsorganisation auslöst.

Als unabhängige Erfindung wird eine Vertikalstürzerkennung wie oben beschrieben vorgeschlagen. Der Änderungsanteil kann wie beschrieben ermittelt werden.

In einer weiteren Ausführungsform wird vorgeschlagen, die Stürzterkennung Kontext basiert auszuführen. Dies bedeutet, dass aus den Daten, die von der Person vorliegen, im Kontext ermittelt wird, dem die Person aktuell unterworfen ist. Eine Liste von möglichen Tätigkeiten findet sich auf der Seite 33 im letzten Absatz. Die Liste kann durch weitere Aktivitäten des täglichen Lebens ergänzt werden. Dafür die Stürzterkennung in verschiedenen Kontexten verschiedene Kriterien zur Erkennung der Sturzgefährdung, der Sturzbeginn und des Bodensturzes sinnvoll sind, stellt die kontextbasierte Stürzterkennung einen wesentlichen Beitrag zur Verbesserung der Erfindung dar. Zur Erkennung des Kontextes kann Mustererkennung eingesetzt werden. Dazu können Daten herangezogen werden, welche von der Person stammen und deren aktuelle oder frühere Körperstellung repräsentieren. Insbesondere können typische Abfolge solcher Körperstellungen als Muster für einen bestimmten Kontext herangezogen werden. Entsprechende Verfahren zur Bewertung der Ähnlichkeit einer gemessenen Abfolge von Körperstellungen zu einer ideal-Abfolge von Körperstellungen, welche zu einem bestimmten Kontext gehören, sind aus der Mustererkennung allgemein bekannt.

In einer weiteren Ausführungsform wird vorgeschlagen, mittels Bewegungsdaten von den Menschen ein Zustandsraum aufzuspannen, um mittels Grenzen in dem Zustandsraum den momentanen Zustand des Menschen in eine Klasse einzuordnen. Die Grenzen in dem Zustandsraum repräsentieren Grenzen von Klassen. Koordinaten eines solchen Zustandsraums können beispielsweise sein:

1. die Position des Projektionspunktes in Bezug auf die Standbasis, insbesondere der Abstand des Projektionspunktes zum Rand der Standbasis (zweidimensional),
2. die Geschwindigkeit des Projektionspunktes in Bezug auf den Rand der Standbasis (zweidimensional),
3. die Höhe des Schwerpunktes über der Standbasis (eindimensional),
4. die Vertikalgeschwindigkeit des Schwerpunktes (eindimensional),
5. die Vertikalbeschleunigung des Schwerpunktes (eindimensional),
6. die Vertikalgeschwindigkeit an der Hüfte (eindimensional),
7. die Relativwinkel zwischen jedem der Oberschenkel und dem Torso (zwei mal zweidimensional, da das Hüftgelenk zweigen Freiheitsgrade hat) und
8. der Winkel zwischen dem Torso unter Schwerkraft (eindimensional).

Es können ein Teil oder alle Dimensionen verwendet werden. Vorzugsweise werden wenigstens die ersten drei der genannten Dimensionen verwendet.

Durch die Definition von Grenzen im Zustandsraum können verschiedene Klassen definiert werden. Klassen können zum Beispiel sein: keine Sturzgefahr – Sturzgefahr – beginnender Sturz – Sturz nicht mehr zu verhindern/Bodensturz – Aufprall. Die Grenzen können in Abhängigkeit des Kontextes festgesetzt werden. Dazu können je nach Kontext Kriterien herangezogen werden, zum Beispiel kann Für die Grenze zwischen Sturzgefahr und Sturz die Vertikalgeschwindigkeit an der Hüfte in Verbindung mit der Höhe über der Standbasis herangezogen werden. Ein anderes Beispiel zur Unterscheidung von Sturzgefahr und Sturz könnte sein, dass der Projektionspunkt sich außerhalb der Standbasis befindet und einen zu großen Abstand vom Rand der Standbasis hat. Es kann in die Definition der Grenzen auch einfließen, um was für eine Person es sich handelt, beispielsweise, ob sie gebrechlich oder behindert oder sportlich oder durchschnittlich ist. Durch dieses Vorgehen wird die Erkennung, ob eine bestimmte Klasse vorliegt, auf mehr Daten gestützt, was die Erkennung sicherer machen kann.

In einem weiteren Aspekt der Erfindung wird eine Vorrichtung zum Erkennen eines einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes geschaffen, die wobei die Vorrichtung zur Durchführung

von einem der Verfahren gemäß einem der vorstehend beschriebenen Verfahren eingerichtet ist.

In einem weiteren Aspekt der Erfindung wird eine Sturzschutzkleidung mit einer Vorrichtung geschaffen, die eine Vorrichtung aufweist, die zur Ausführung eines der oben beschriebenen Verfahren eingerichtet ist.

Vorzugsweise ist die Vorrichtung in einer Hose mit Hosenträgern untergebracht. Die Hosenträger verlaufen vorzugsweise außen am Torso über den Schwerpunkt oder in der Nähe davon. Vorzugsweise ist dort ein Beschleunigungssensor angeordnet.

Vorzugsweise ist die Vorrichtung ein Bekleidungsstück für den Oberkörper und in ein Bekleidungsstück für den Unterkörper integriert. Vorzugsweise ist in jedes der der Bekleidungsstücke Elektronik integriert. Vorzugsweise besteht zwischen den beiden Kleidungsstücken eine Funkverbindung. Alternativ oder zusätzlich kann ein funktionsfähiges System in das Bekleidungsstück für den Unterkörper integriert sein, wobei sämtlich erforderlichen Sensoren darin integriert sind und auf die Position des Schwerpunkts rechnerisch geschlossen wird. Für den Unterkörper kann auch ein Riemengeschirr vorgesehen sein, an dem Sensoren und vorzugsweise auch Elektronik angeordnet ist. Vorzugsweise ist ein Sensor in der Nähe des Steißbein zu angeordnet, um dort den Winkel zur Schwerkraft zu messen. Alternativ oder zusätzlich kann ein funktionsfähiges System in das Bekleidungsstück für den Oberkörper integriert sein, wobei die Position der Füße durch eine fernwirkende Messung ermittelt wird, beispielsweise mit einer Radar- oder Ultraschall-Abstandsmessung oder mit einem elektromagnetischen Sender an der und zumindest einem Transponder an zumindest einem Fuß, der aufgeklebt sein kann, insbesondere auf einem Zehennagel, und/oder an einem Fußband und/oder Socken und/oder Schuh angeordnet ist.

In einer weiteren Ausführungsform der Vorrichtung weist diese eine Alarmeinrichtung auf. Diese kann aktiviert werden, wenn einige Sturzgefahr erkannt wird. Alternativ oder zusätzlich kann die Alarmeinrichtung aktiviert werden, wenn ein Sturzbeginn erkannt wird. Der Alarm kann von dem Alarm bei Sturzgefahr abweichen. Als Alarm können beispielsweise ein akustisches und/oder optisches Signal, eine auf den Körper des Menschen übertragene Vibration, ein thermischer und/oder mechanischer Reiz der Haut des Menschen und/oder ein elektrischer Reiz des Menschen, zum Beispiel mittels Elektroden auf der Haut, und/oder ein chemischer Reiz des Menschen, zum Beispiel in der Nase oder auf der Haut eingesetzt werden. Zweck des Rahmens kann es sein, den Menschen auf den drohenden Sturz oder Sturz aufmerksam zu

machen Und möglicherweise einen Bodensturz durch Reaktion des Menschen zu vermeiden. Außerdem können andere Menschen aufmerksam werden und dem Sturz gefährdeten oder stürzenden Menschen Hilfe leisten. In einer bevorzugten Variante ist eine solche Vorrichtung mit Alarmfunktion als Unterwäsche ausgeführt. Die Alarmfunktion kann jedoch auch in Oberbekleidung integriert werden. Bevorzugt ist eine Integration in Alltagskleidung.

Die Figuren im Anhang zeigen, nur als Beispiel, Ausführungsformen der Erfindung. Es zeigen:

- Figur 1 einen Menschen in perspektivische Ansicht schräg von vorne im Stand und in seinem Gleichgewicht, in dem sich der Schwerpunkt über der Standbasisfläche befindet,
- Figur 2 einen Menschen in perspektivische Ansicht schräg von vorne bei einem beginnenden Sturz nach hinten außerhalb seines Gleichgewichts, wobei dem sich der Projektionspunkt nicht in der Standbasisfläche befindet,
- Figur 3 einen Menschen in perspektivischer Ansicht schräg von hinten beim Gehen und in seinem Gleichgewicht, in dem sich der Schwerpunkt über der Standbasisfläche befindet,
- Figur 4 einen Menschen in einer Ansicht von der Seite zu Beginn eines Sprints, wobei er sich in einem dynamischen Gleichgewicht befindet, welches stabil ist, und
- Figur 5 schematisch eine perspektivische Ansicht einer Unterbekleidung Mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung einschließlich einer Alarmeinrichtung.

Figur 1 zeigt schematisch einen Menschen 1 im Stand, der sich in seinem Gleichgewicht befindet. Der Schwerpunkt befindet sich im Torso etwas über der Höhe des Bauchnabels. Der Mensch 1 steht auf einer nicht explizit dargestellten Bodenfläche, in der eine Standbasisfläche BF liegt. Die Standbasisfläche BF hat einen Standbasisflächenrand BFR. Der Standbasisflächenrand verläuft an den Außenseiten der Füße, an den Vordeseiten der Füße und an den Fersen. Zwischen den Füßen befindet sich ein Bereich, der ebenfalls zu der Standbasisfläche BF gehört. Dieser Bereich ist durch eine Linie zwischen den Fußspitzen und eine Linie zwischen den Enden der Fersen, die auch teil des Standbasisflächenrandes sind, und die Fußinnenseiten begrenzt. Der Schwerpunkt befindet sich in Gravitationsrichtung SK über der Standbasisfläche BF. Da keine Beschleunigungen im Raum vorliegen, ist die

Gravitation die einzige Kraft auf den Mensch 1. Von dem Schwerpunkt SP aus verläuft eine Projektionslinie PL in Gravitationsrichtung SK. An der Schnittstelle der Projektionslinie PL mit der Standbasisfläche liegt der Projektionspunkt PP. Seine Lage innerhalb der Standbasisfläche zeigt an, dass sich der Mensch 1 im Gleichgewicht befindet.

Figur 2 zeigt schematisch denselben Menschen bei einem Sturz nach hinten. Im Großen und Ganzen ähnelt Figur 2 der Figur 1. Gleiche Merkmale sind mit gleichen Bezugszeichen bezeichnet und werden nicht noch einmal gesondert beschrieben. Es sei auf die Beschreibung von Figur 1 verwiesen. Im Unterschied zu Figur 1 hat der Mensch 1 in der Figur 2 erheblich Rücklage und droht, rückwärts auf die Bodenfläche, in der die Standbasisfläche BF liegt, zu stürzen.

Dementsprechend liegt der Projektionspunkt in Richtung der Rückseite des Menschen 1 weit außerhalb der Standbasisfläche BF. Um den Sturz aufzufangen, hat der Mensch 1 einen Fuß abgehoben, in der Absicht, in nach hinten zu bewegen. Die Standbasisfläche BF ist daher durch einen aufgesetzten Fuß und die Projektion eines abgehobenen Fußes in die Bodenfläche definiert. Die Projektion ist durch zwei gestrichelte Linien zwischen dem linken Fuß der Person und der Standbasisfläche BF dargestellt. Die Projektion wurde in Richtung der Gravitation SK durchgeführt. Es sind auch andere Projektionsrichtungen denkbar. Beispielsweise kann die Schwerkrafttrichtung von der Schwerpunktbeschleunigung abweichen, wenn der Mensch 1 zuvor geschubst und damit zusätzlich im Raum beschleunigt worden ist. Wenn es gelingt, den Fuß sehr schnell nach hinten zu bewegen, könnte es möglich sein, die Standbasisfläche BF so weit nach hinten zu verlagern, dass der Projektionspunkt PP wieder in der Standbasisfläche BF liegt. Dann wäre der Sturz aufgefangen und der Mensch 1 würde nicht auf die Bodenfläche fallen. Bei dieser Überlegung ist zu beachten, dass sich auch der Projektionspunkt weiter nach hinten bewegt, weil das Umkippen eine Verlagerung des Schwerpunkts nach hinten-unten mit sich bringt. Darüber hinaus findet eine Beschleunigung des Schwerpunkts nach hinten statt. Dies hat zur Folge, dass sich die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung, die sich durch geometrische Addition der Gravitationsbeschleunigung und der Beschleunigung des Schwerpunkts im Raum ergibt, ebenfalls weiter nach hinten verlagert, wodurch der Projektionspunkt noch weiter nach hinten wandert. Es wird somit im Verlauf eines Kippsturzes immer schwieriger, diesen noch aufzufangen. Es kann daher zum Beispiel ein Grenzabstand festgelegt werden, ab dem der Kippsturz als Bodensturz erkannt wird und Rettungsmaßnahmen wie etwa das Öffnen von Prallschutzsäcken ausgelöst werden.

In der Figur 2 ist weiter eine Verbindungslinie VL zwischen dem Schwerpunkt und dem

Standbasisflächenrand eingezeichnet. Mit deren Hilfe kann ebenfalls festgestellt werden, in welcher Phase der Sturz sich befindet. Das maßgebende Kriterium für den Sturzfortschritt ist der Winkel zwischen der Verbindungslinie VL und der Schwerpunktbeschleunigungsrichtung, entlang der in Figur 2 die Projektionslinie PL verläuft. Je größer der Winkel ist, desto weiter ist der Sturz fortgeschritten, wenn der Winkel so liegt, dass er sich von der Standbasisfläche BF weg öffnet. Die Stelle des Standbasisflächenrandes BFR, die den Fußpunkt am unteren Ende der Verbindungslinie VL bildet, wird vorzugsweise von der Mitte der Standbasisfläche BF aus in die Richtung gewählt, in die sich der Schwerpunkt SP in den Koordinaten der Standbasisfläche bewegt. Da sich die Standbasisfläche durch Ausgleichsbewegungen mit dem Fuß verschieben kann, kann es erforderlich sein, den Fußpunkt der Verbindungslinie VL und die Verbindungslinie VL selbst mehrfach zu berechnen. Es ist jedoch nicht erforderlich, die Projektionslinie oder den Projektionspunkt zu berechnen. Es reicht aus, wenn die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung bekannt ist.

Figur 3 zeigt den Menschen 1 schräg von hinten beim Gehen. Bezüglich der gezeigten Merkmale ähnelt Figur 2 der Figur 1. Gleiche Merkmale sind mit gleichen Bezugszeichen bezeichnet und werden nicht noch einmal gesondert beschrieben. Es sei auf die Beschreibung von Figur 1 verwiesen. Der Mensch befindet sich beim Gehen in einem dynamischen Gleichgewicht, bei dem bei jedem Schritt der Beginn eines Kippsturzes und ein Auffangen beim nächsten Schritt stattfindet. Wenn ein Fuß abgehoben ist, kippt der Mensch um das Fußgelenk des aufgesetzten Fußes nach vorne. Der abgehobene Fuß wird dabei so geführt, dass er, wenn er aufgesetzt wird, das Kippen auch vorne wieder auffängt. Er wird so zum aufgesetzten Fuß, wodurch sich die Rollen der Füße in demselben Prozess abwechseln.

Der Teil der Standbasisfläche, die zu einem abgehobenen Fuß gehört, wird bei einem abgehobenen Fuß beispielsweise bestimmt, indem sie in Richtung der Gravitation auf die Bodenfläche projiziert wird, wo die Projektion einen Teil der Standbasisfläche BF bildet. Die Beschleunigungen des Schwerpunkts im Raum sind bei einem gleichmäßigen Gang gering, sodass die Richtung der Projektionslinie nicht stark von der Schwerachtrichtung SK abweicht.

Figur 4 zeigt den Menschen 1 von der Seite beim Start eines Sprints. Bezüglich der gezeigten Merkmale ähnelt Figur 2 der Figur 1. Gleiche Merkmale sind mit gleichen Bezugszeichen bezeichnet und werden nicht noch einmal gesondert beschrieben. Es sei auf die Beschreibung von Figur 1 verwiesen. Der hintere Fuß ist abgehoben und sorgt für Beschleunigung des Menschen 1 nach vorne, indem er Kraft nach hinten auf den Boden ausübt. Gleichzeitig richtet sich der Mensch auf. Es ergibt sich eine Schwerpunktbeschleunigung im Raum BIR nach vorne-

- 41/48 -

oben. Es ist ein Vektorendreieck eingezeichnet, das die geometrische Addition der Beschleunigung des Schwerpunkts im Raum BIR mit der Gravitation SK darstellt. Die Schwerpunktsbeschleunigung BIR ist daher stark nach vorne gerichtet. Dementsprechend ergibt sich eine stark nach vorne geneigte Projektionslinie PL. Da der Mensch seinen abgehobenen Fuß weit nach vorne streckt ergibt, sich eine sehr langgestreckte Standbasisfläche BF, in der der Projektionspunkt PP zu liegen kommt. Daher besteht hier keine Sturzgefahr.

Figur 5 zeigt eine schematische Darstellung einer Bekleidung 10 in Form von Unterwäsche mit einer Vorrichtung zur Sturzerkennung 100. Die Unterwäsche umfasst ein Oberteil 11 und ein Unterteil 12 mit langen Beinen. Die Vorrichtung zur Sturzerkennung 100 umfasst zwölf Sensoren 13, welche eindimensional eine Beschleunigung und dreidimensional eine Drehrate messen können. Diese Sensoren 13 sind an jedem Bund der Hosebeine des Unterteils 12, oberhalb und unterhalb des Knies sowie oberhalb und unterhalb der Hälfte angeordnet. Zwei weitere Sensoren 13 sind am Oberteil 11 angeordnet, von denen einer am unteren Ende und einer in der Mitte des oberen Rückens angeordnet ist. Weiter umfasst die Bekleidung 10 eine Alarmeinrichtung 14, die Teil der Vorrichtung 100 ist. Weiter umfasst die Vorrichtung 100 eine Recheneinheit, welche an dem Oberteil 11 angeordnet ist.

Bezugszeichenliste:

1	Mensch
BIR	Beschleunigung im Raum
BF	Standbasisfläche
BOF	Bodenfläche
BFR	Standbasisflächenrand
PL	Projektionslinie
PP	Projektionspunkt
SK	Gravitationsrichtung
SKB	Gravitationsbeschleunigung
SP	Schwerpunkt
VL	Verbindungsline

1. Verfahren zur Ermittlung eines Kippsturzes oder einer Kippsturzgefahr mit folgenden Schritten vorgeschlagen:
Ermitteln einer Schwerpunktposition eines Schwerpunktes des Menschen, der einen tatsächlichen Massenschwerpunkt des Menschen oder eine Annäherung daran repräsentiert,
Ermitteln einer Position einer Standbasis des Menschen oder einer Annäherung daran,
Ermitteln von Verbindungsinformationen bezüglich einer räumlichen Verbindung zwischen dem Schwerpunkt und der Standbasis, umfassend die Schritte
 - Erfassen von einer Winkelstellung wenigstens eines Unterschenkels eines Beins zu dem zugehörigen Oberschenkel und einer Winkelstellung desselben Oberschenkels zum Torso,
 - Berechnen einer Relativposition eines Fußgelenks oder wenigstens eines Teils eines Fußes oder einer Fußbekleidung des Beins in Bezug auf den Schwerpunkt als Verbindungsinformation, wobei Winkelstellungen zwischen Unterschenkel und Oberschenkel sowie zwischen Oberschenkel und Torso sowie Längen des Unterschenkels und des Oberschenkels sowie eine Relativposition zwischen dem Hüftgelenk des Beins und dem Schwerpunkt verwendet werden,Ableiten eines Kippsturzes oder einer Kippsturzgefahr daraus, in welchem Ausmaß zutrifft, dass sich der Schwerpunkt und die Standbasis in der Richtung der Schwerpunktbeschleunigung zueinander befinden.
2. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Vertikalsturz erkannt wird, wenn eine Geschwindigkeit oder Beschleunigung eines Torsos und/oder eines Schwerpunktes des Menschen in Richtung der Standbasisfläche erkannt wird, deren Betrag größer als ein Schwellenwert ist, wobei insbesondere ein beginnender Vertikalsturz erkannt wird, wenn eine Überschreitung einer Vertikal-Sturzgeschwindigkeit und/oder einer Vertikal-Sturzbeschleunigung erkannt wird und/oder ein vertikaler Bodensturz erkannt wird, wenn eine Überschreitung einer Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit und/oder einer Vertikal-Bodensturzbeschleunigung erkannt wird,
3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem bei Erkennung eines Mischsturzes aus einem Kippsturz und einem Vertikalsturz bei der Erkennung eines beginnenden Sturzes eine Vertikal-Sturzgeschwindigkeit und/oder eine Vertikal-Sturzbeschleunigung und/oder eine Vertikal-Bodensturzgeschwindigkeit und/oder eine Vertikal-Bodensturzbeschleunigung, die

Position oder Geschwindigkeit oder Beschleunigung des Projektionspunktes in Bezug auf den Standbasisflächenrand in der Projektionsebene zur Erkennung eines Kippsturzes und/oder Schwellenwerte, mit denen die genannten Größen zur Erkennung eines Kippsturzes verglichen werden, auf Basis von Werten einer Geschwindigkeit oder einer Beschleunigung des Schwerpunkts in Richtung Boden korrigiert werden.

4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Standbasis als eine Standbasisfläche ermittelt wird, wobei die Standbasisfläche (BF) umfasst:
wenn ein erster Fuß oder eine Fußbekleidung des ersten Fußes auf eine Bodenfläche (BOF) aufgesetzt ist, eine Fläche eines ersten Fußes oder einer Fußbekleidung des ersten Fußes, insbesondere einer Unterseite davon, als erste Fuß-Standbasisfläche (FBF1) und, wenn der erste Fuß oder einer Fußbekleidung des ersten Fußes von der Bodenfläche (BOF) abgehoben ist, eine Projektion des ersten Fußes oder einer Fußbekleidung des ersten Fußes, insbesondere einer Unterseite davon, in die Bodenfläche (BOF) als erste Fuß-Standbasisfläche (FBF1), und,
wenn ein zweiter Fuß oder eine Fußbekleidung des zweiten Fußes auf eine Bodenfläche (BOF) aufgesetzt ist, eine Fläche des zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des zweiten Fußes, insbesondere einer Unterseite davon, als zweite Fuß-Standbasisfläche (FBF2) und
wenn der zweite Fuß oder einer Fußbekleidung des zweiten Fußes von der Bodenfläche (BOF) abgehoben ist, eine Projektion einer Fläche des zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des zweiten Fußes, insbesondere einer Unterseite davon, in die Bodenfläche (BOF) als zweite Fuß-Standbasisfläche (FBF2), und
insbesondere eine Zwischen-Standbasisfläche (ZBF) zwischen der ersten Fuß-Standbasisfläche (FBF1) und der zweiten Fuß-Standbasisfläche (FBF2).
5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass eine Projektion des ersten oder zweiten Fußes oder einer Fußbekleidung des ersten oder zweiten Fußes oder einer Unterseite davon in die Bodenfläche (BOF) als Teil der Basisfläche (BF) in Gravitationsrichtung oder in Bewegungsrichtung des Fußes bestimmt wird.
6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Schwerpunktbeschleunigung eine Gravitationsbeschleunigung auf den Schwerpunkt umfasst und insbesondere zusätzlich eine Beschleunigung des Schwerpunkts im Raum und/oder eine Zentrifugalbeschleunigung auf den Schwerpunkt umfasst.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 6, gekennzeichnet durch folgende Schritte:
- Projizieren eines Schwerpunkts des Menschen in Richtung der Schwerpunktbeschleunigung in eine Standbasisfläche des Menschen als Projektionsfläche oder Projizieren der Standbasisfläche oder zumindest eines Teils des Standbasisflächenrands in Gegenrichtung zur Schwerpunktbeschleunigung in eine Projektionsebene, in der der Schwerpunkt liegt und die unter einem Winkel zur Schwerpunktbeschleunigung angeordnet ist, der insbesondere 90° beträgt,
 - insbesondere Ermitteln einer Referenzstelle eines Standbasisflächenrandes in der Projektionsebene, und
 - Ableiten einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes aus der Position des Projektionspunkts in Bezug auf den Standbasisflächenrand und insbesondere auf die Referenzstelle,

wobei insbesondere eine Kippsturzgefahr erkannt wird, wenn sich in der Projektionsebene der Projektionspunkt innerhalb der Standbasisfläche befindet und

- sich der Projektionspunkt näher als ein Sturzgefahrabstand an dem Standbasisflächenrand und insbesondere an der Referenzstelle befindet und/oder
- sich der Projektionspunkt mit einer Relativgeschwindigkeit zu dem Standbasisflächenrand oder die Referenzstelle auf den Standbasisflächenrand bzw. die Referenzstelle zubewegt, die erwarten lässt, dass der Standbasisflächenrand oder die Referenzstelle in weniger als einer vordefinierten Zeit erreicht wird und/oder die Relativgeschwindigkeit oberhalb eines Sturzgefahrsschwellenwertes liegt, und/oder

wobei insbesondere ein Kippsturz erkannt wird, wenn sich in der Projektionsebene der Projektionspunkt außerhalb der Standbasisfläche befindet, wobei vorzugsweise

- ein Kippsturzbeginn erkannt wird, wenn
 - - der Abstand des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand oder der Referenzstelle geringer als ein Bodensturzschwellenabstand ist und/oder
 - - die Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes geringer als eine Bodensturzrelativgeschwindigkeit ist
 - - und/oder eine Relativbeschleunigung geringer als eine Bodensturzrelativbeschleunigung ist, und/oder
- ein Bodensturz erkannt wird, wenn
 - - der Abstand des Projektionspunktes von dem Standbasisflächenrand oder der Referenzstelle größer als der Bodensturzschwellenabstand und/oder

- 45/48 -

- - die Relativgeschwindigkeit des Projektionspunktes größer als die Bodensturzrelativgeschwindigkeit ist und/oder
- - eine Relativbeschleunigung größer als eine Bodensturzrelativbeschleunigung ist.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 6, gekennzeichnet durch die folgenden Schritte:

- Ermitteln einer Richtungsabweichung zwischen
- - einer theoretischen Verbindungslinie (VL) von dem Schwerpunkt (SP) zu einer Referenzstelle am Rand der Standbasisfläche (BF) und
- - der Richtung einer Schwerpunktbeschleunigung (GK),
- Ableiten einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes aus der Richtungsabweichung,

wobei insbesondere eine Kippsturzgefahr erkannt wird, wenn die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung von dem Schwerpunkt (SP) oder dem Projektionspunkt (PP) aus im Vergleich zu der Richtung der Verbindungslinie zu der Standbasisfläche hin gerichtet ist und

- die Richtungsabweichung geringer als eine Sturzgefahrrichtungsabweichung ist und/oder
- sich die Richtungsabweichung mit einer Änderungsrate verringert, die erwarten lässt, dass sie in weniger als einer vordefinierten Zeit wenigstens näherungsweise zu Null wird und/oder die Änderungsrate oberhalb einer Sturzgefahrsschwellenrate liegt, und/oder

wobei insbesondere ein Kippsturz erkannt wird, wenn die Richtung der Schwerpunktbeschleunigung von dem Schwerpunkt (SP) oder dem Projektionspunkt (PP) aus im Vergleich zu der Richtung der Verbindungslinie von der Standbasisfläche weg gerichtet ist, wobei vorzugsweise

- ein Kippsturzbeginn erkannt wird, wenn
- die Richtungsabweichung geringer als eine Bodensturzschielenabweichung ist und/oder
- die Änderungsrate der Richtungsabweichung geringer als eine Bodensturzänderungsrate ist
- und/oder eine zeitliche Ableitung der Änderungsrate geringer als eine zweite Bodensturzänderungsrate ist, und/oder
- ein Bodensturz erkannt wird, wenn
- die Richtungsabweichung größer als eine Bodensturzschielenabweichung ist und/oder
- eine zeitliche Ableitung der Änderungsrate größer als eine zweite Bodensturzänderungsrate ist.

9. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Relativposition der Standbasis zu dem Schwerpunkt aus einem variablen Änderungsanteil und optional zusätzlich einem nicht variablen Fixanteil ermittelt wird, wobei insbesondere der Änderungsanteil der Relativposition zwischen einer Fußannäherungsstelle in der Nähe des Fußes oder am Fuß und einer Schwerpunktannäherungsstelle am oder in der Nähe des Torso des Menschen oder am oder in der Nähe des Schwerpunkts des Menschen in die Ermittlung der Verbindungsinformationen einfließt, und insbesondere der nicht variable Fixanteil der Relativposition der Fußannäherungsstelle und einer zugehörigen Fuß-Standbasisfläche (FBF1, FBF2) und/oder zwischen der Schwerpunktannäherungsstelle und dem Schwerpunkt in die Ermittlung der Verbindungsinformationen einfließt.
10. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Änderungsanteil ermittelt wird, indem
- Daten von einem oder mehreren Sensoren herangezogen werden, die direkt oder indirekt die Beugung eines Knies messen,
 - Daten von einem oder mehreren Sensoren herangezogen werden, die direkt oder indirekt die Stellung eines Hüftgelenks messen,
 - die Länge eines Unterschenkels und eines Oberschenkels herangezogen werden und
 - ein Änderungsanteil zwischen dem Torso und dem Unterschenkel des Menschen ermittelt wird,
 - wobei insbesondere zur indirekten Messung ein Neigungssensor zur Messung der Neigung gegenüber der Gravitation und/oder ein Beschleunigungssensor mit statischer Messfunktion verwendet wird, die vorzugsweise in Kleidung integriert sind und/oder vorzugsweise Störbeschleunigungen aus einer Drehung eines Körperteils, mit dem die Neigungssensoren oder Beschleunigungssensoren mechanisch zur Messung verbunden sind, mit Hilfe eines Drehratensensors kompensiert werden und/oder zur direkten Messung Winkelsensoren verwendet werden, die zur Messung eines Winkels von Körperteilen zueinander mit diesen Körperteilen verbunden sind und insbesondere in Kleidung integriert sind.
11. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass als Reaktion auf eine Sturzgefahr, einen Sturzbeginn und/oder einen Bodensturz ein Alarm ausgelöst wird, um den Menschen auf den drohenden Sturz oder Sturz aufmerksam zu machen, wobei der Alarm insbesondere ein akustisches und/oder optisches Signal, eine

- 47/48 -

auf den Körper des Menschen übertragene Vibration, ein thermischer und/oder mechanischer Reiz der Haut des Menschen und/oder ein elektrischer Reiz des Menschen, zum Beispiel mittels Elektroden auf der Haut, und/oder ein chemischer Reiz des Menschen, zum Beispiel in der Nase oder auf der Haut, ist.

12. Vorrichtung (100) zum Erkennen eines einer Kippsturzgefahr oder eines Kippsturzes, die wobei die Vorrichtung (100) zur Durchführung von einem der Verfahren gemäß einem oder mehreren der vorangehenden Ansprüche eingerichtet ist.
13. Sturzschutzkleidung (10) mit einer Vorrichtung nach Anspruch 12, wobei die Sturzschutzbekleidung (10) insbesondere als Unterbekleidung (11, 12) ausgebildet ist, wobei die Unterbekleidung (11, 12) insbesondere enganliegend an zumindest einer Stelle, an der ein Sensor angeordnet ist, ausgeführt ist, .

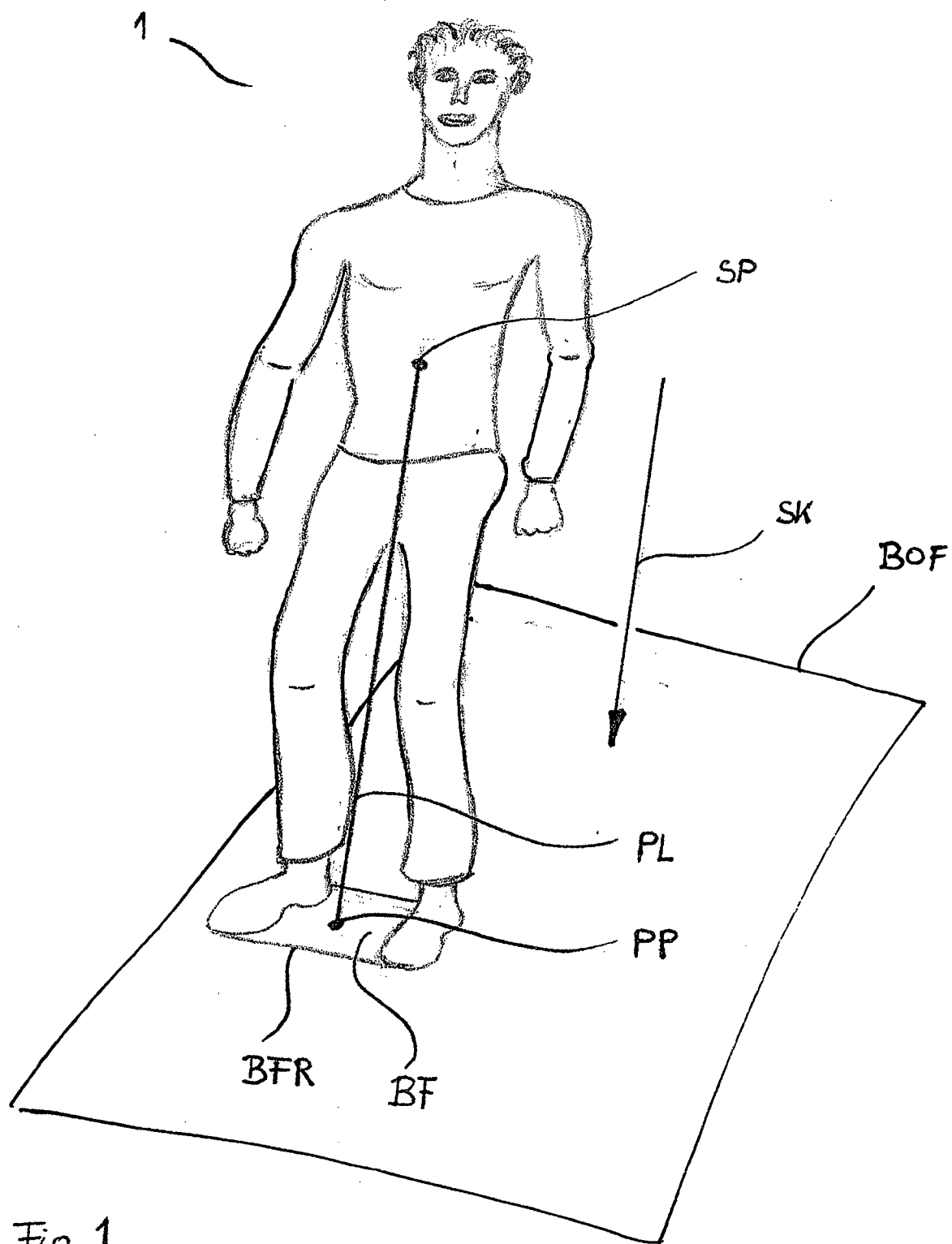


Fig. 1

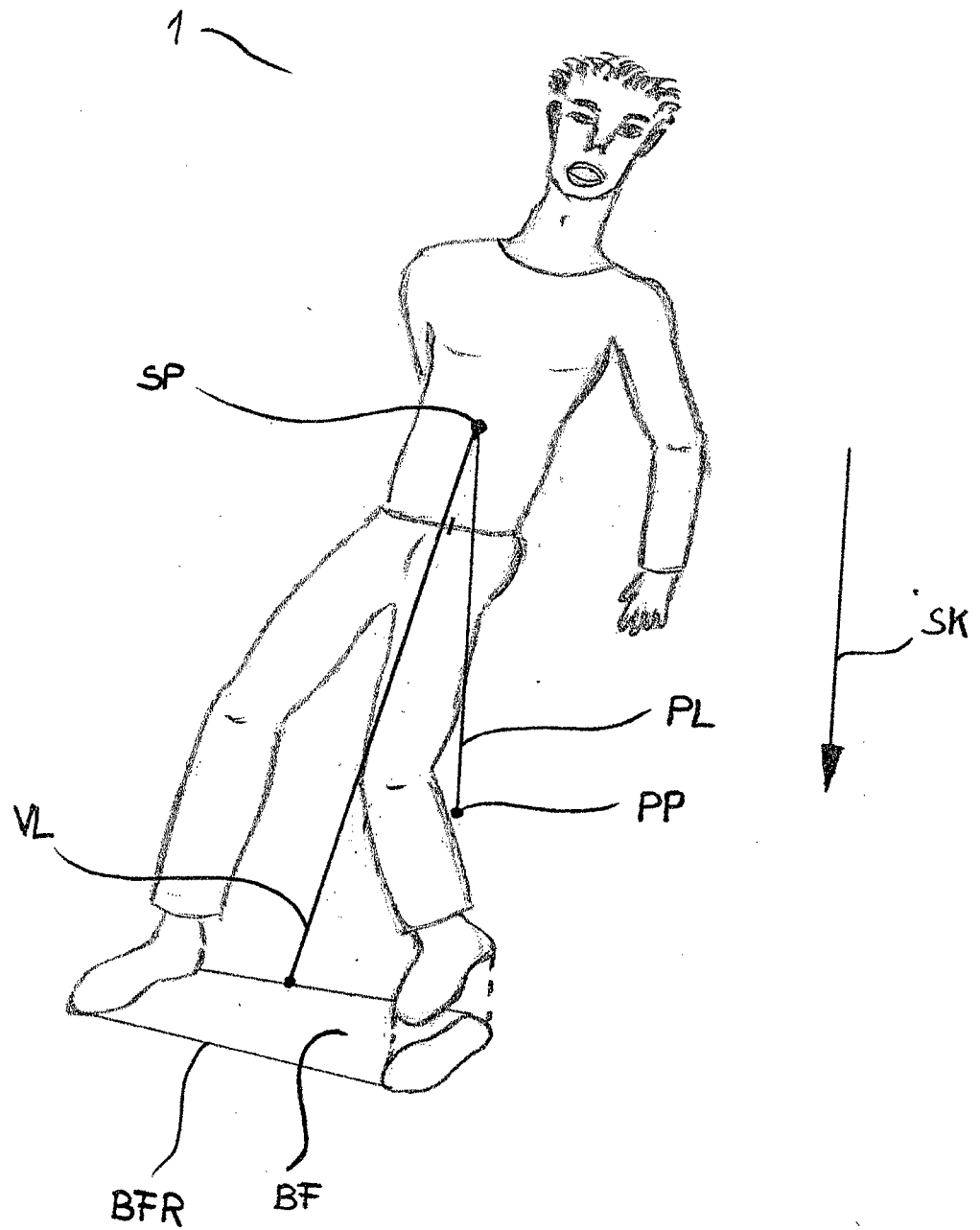


Fig. 2

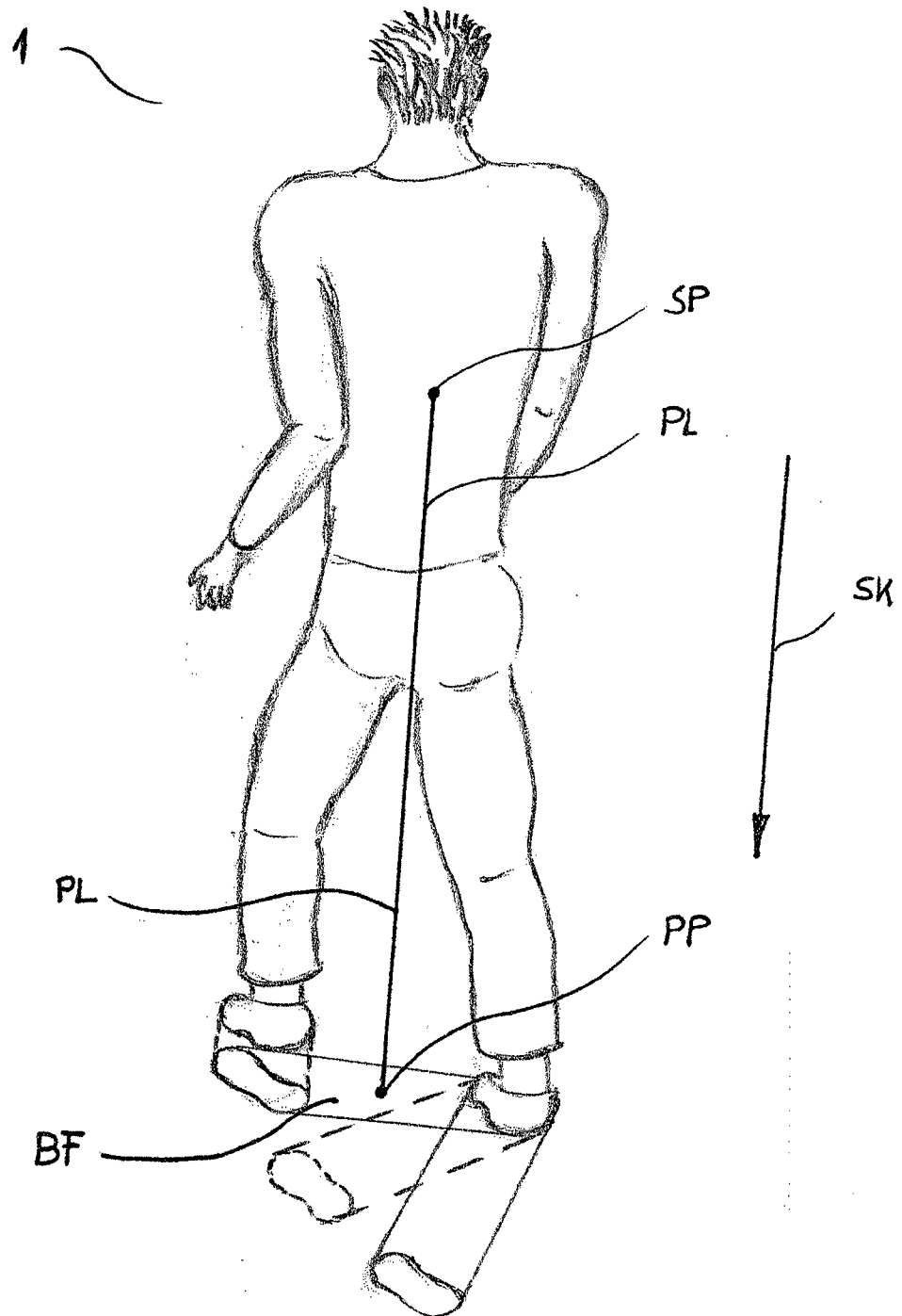


Fig. 3

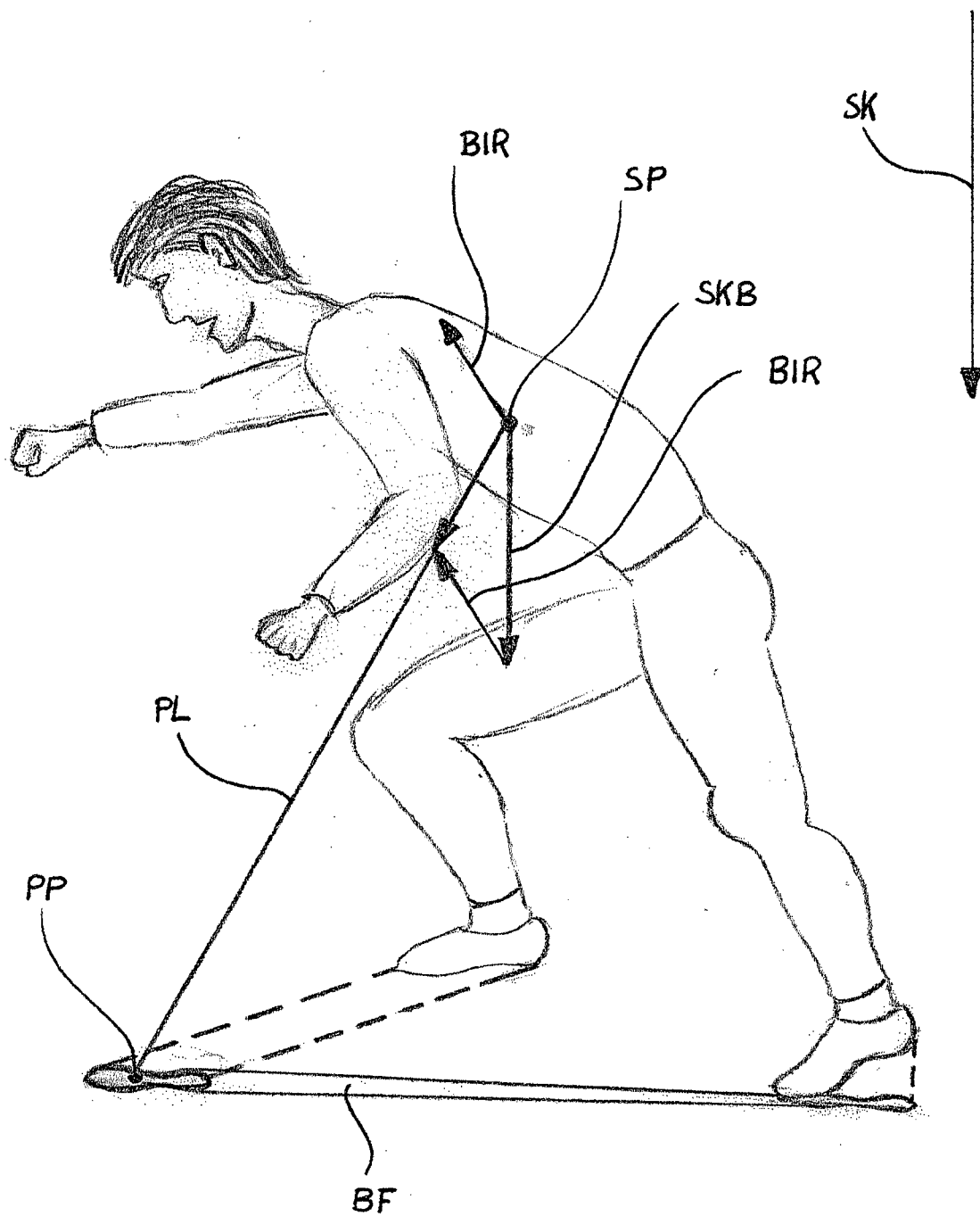


Fig. 4

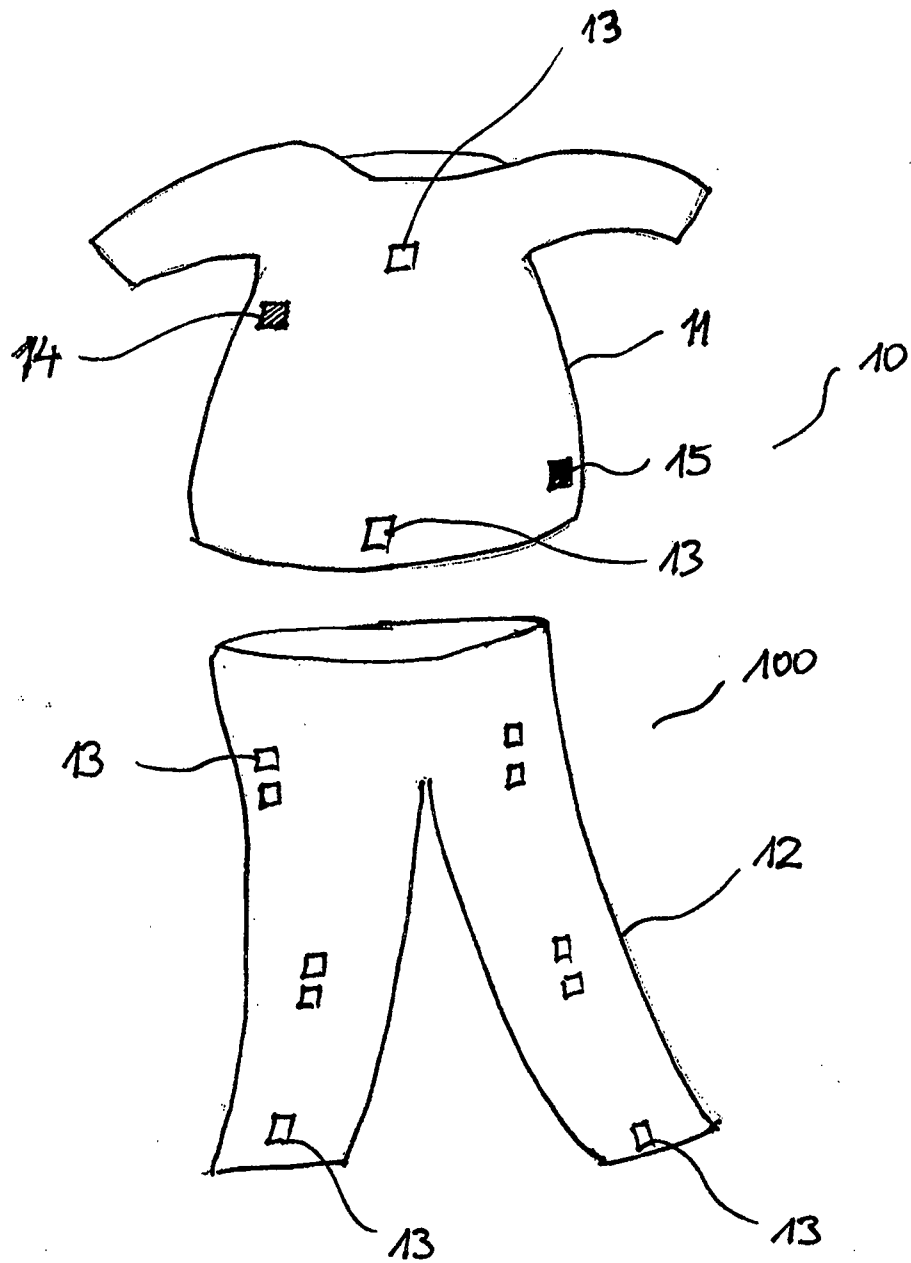


Fig. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/000021

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/11 A41D13/018 A61B5/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B A41D

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/026513 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; TEN KATE WARNER R T [NL]) 11 March 2010 (2010-03-11) figures 1a-c page 2, lines 25-29 page 4, lines 31-33 page 5, lines 1-2 page 5, lines 27-34 page 6, lines 28-32 page 10, line 32 - page 11, line 3 -----	1-13
X	US 2014/276242 A1 (CHEN SHYH-MIN [US] ET AL) 18 September 2014 (2014-09-18) cited in the application figures 10,11 paragraphs [0028], [0064] ----- -/-	1-13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

7 April 2017

Date of mailing of the international search report

19/04/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Albrecht, Ronald

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/000021

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2012/253234 A1 (YANG CHANG-MING [TW] ET AL) 4 October 2012 (2012-10-04) paragraphs [0062] - [0065] -----	1-13
X	US 2013/326800 A1 (KIM CHOONG-HYUN [KR]) 12 December 2013 (2013-12-12) paragraphs [0029], [0044] - [0046] -----	1-13
A	JP 2015 062654 A (NIPPON TELEGRAPH & TELEPHONE) 9 April 2015 (2015-04-09) figure 4 paragraphs [0003], [0047], [0050], [0053], [0056] - [0059], [0084] - [0087] -----	1,10,12
A	ALAIN DELISLE ET AL: "Knee flexion and base of support in asymmetrical handling: effects on the worker's dynamic stability and the moments of the L5/S1 and knee joints", CLINICAL BIOMECHANICS., vol. 13, no. 7, 1 October 1998 (1998-10-01), pages 506-514, XP055363027, GB ISSN: 0268-0033, DOI: 10.1016/S0268-0033(98)00014-X page 510, left-hand column -----	4,5
A	CYRIL DUCLOS ET AL: "Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit TM system in the elderly", JOURNAL OF NEUROENGINEERING AND REHABILITATION, BIOMED CENTRAL, LONDON, GB, vol. 9, no. 1, 20 May 2012 (2012-05-20), page 28, XP021127234, ISSN: 1743-0003, DOI: 10.1186/1743-0003-9-28 Zeilen 10-13 des Abschnitts "Variables and data analysis"; page 3, right-hand column -----	4,5
A	EP 2 807 937 A1 (MÜLLER-ADAM WOLFGANG [DE]) 3 December 2014 (2014-12-03) paragraph [0032] -----	13
A	WEIJUN TAO ET AL: "Gait Analysis Using Wearable Sensors", SENSORS, vol. 12, no. 12, 16 February 2012 (2012-02-16), pages 2255-2283, XP055272192, DOI: 10.3390/s120202255 the whole document -----	10,12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/000021

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2010026513 A1	11-03-2010	BR PI0913517 A2 CN 102144248 A EP 2335231 A1 JP 5993574 B2 JP 2012502341 A US 2011152727 A1 WO 2010026513 A1	09-08-2016 03-08-2011 22-06-2011 14-09-2016 26-01-2012 23-06-2011 11-03-2010
US 2014276242 A1	18-09-2014	NONE	
US 2012253234 A1	04-10-2012	JP 5747034 B2 JP 2013503660 A US 2012253234 A1 WO 2011026257 A1 WO 2011026316 A1	08-07-2015 04-02-2013 04-10-2012 10-03-2011 10-03-2011
US 2013326800 A1	12-12-2013	KR 101093780 B1 US 2013326800 A1 WO 2012115444 A2	19-12-2011 12-12-2013 30-08-2012
JP 2015062654 A	09-04-2015	NONE	
EP 2807937 A1	03-12-2014	DE 102013009379 A1 EP 2807937 A1 EP 3132700 A1	18-12-2014 03-12-2014 22-02-2017

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B5/11 A41D13/018 A61B5/00 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B A41D		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2010/026513 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; TEN KATE WARNER R T [NL]) 11. März 2010 (2010-03-11) Abbildungen 1a-c Seite 2, Zeilen 25-29 Seite 4, Zeilen 31-33 Seite 5, Zeilen 1-2 Seite 5, Zeilen 27-34 Seite 6, Zeilen 28-32 Seite 10, Zeile 32 - Seite 11, Zeile 3 -----	1-13
X	US 2014/276242 A1 (CHEN SHYH-MIN [US] ET AL) 18. September 2014 (2014-09-18) in der Anmeldung erwähnt Abbildungen 10,11 Absätze [0028], [0064] ----- -/--	1-13
☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
7. April 2017		19/04/2017
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Albrecht, Ronald

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2012/253234 A1 (YANG CHANG-MING [TW] ET AL) 4. Oktober 2012 (2012-10-04) Absätze [0062] - [0065] -----	1-13
X	US 2013/326800 A1 (KIM CHOONG-HYUN [KR]) 12. Dezember 2013 (2013-12-12) Absätze [0029], [0044] - [0046] -----	1-13
A	JP 2015 062654 A (NIPPON TELEGRAPH & TELEPHONE) 9. April 2015 (2015-04-09) Abbildung 4 Absätze [0003], [0047], [0050], [0053], [0056] - [0059], [0084] - [0087] -----	1,10,12
A	ALAIN DELISLE ET AL: "Knee flexion and base of support in asymmetrical handling: effects on the worker's dynamic stability and the moments of the L5/S1 and knee joints", CLINICAL BIOMECHANICS., Bd. 13, Nr. 7, 1. Oktober 1998 (1998-10-01), Seiten 506-514, XP055363027, GB ISSN: 0268-0033, DOI: 10.1016/S0268-0033(98)00014-X Seite 510, linke Spalte -----	4,5
A	CYRIL DUCLOS ET AL: "Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit TM system in the elderly", JOURNAL OF NEUROENGINEERING AND REHABILITATION, BIOMED CENTRAL, LONDON, GB, Bd. 9, Nr. 1, 20. Mai 2012 (2012-05-20), Seite 28, XP021127234, ISSN: 1743-0003, DOI: 10.1186/1743-0003-9-28 Zeilen 10-13 des Abschnitts "Variables and data analysis"; Seite 3, rechte Spalte -----	4,5
A	EP 2 807 937 A1 (MÜLLER-ADAM WOLFGANG [DE]) 3. Dezember 2014 (2014-12-03) Absatz [0032] -----	13
A	WEIJUN TAO ET AL: "Gait Analysis Using Wearable Sensors", SENSORS, Bd. 12, Nr. 12, 16. Februar 2012 (2012-02-16), Seiten 2255-2283, XP055272192, DOI: 10.3390/s120202255 das ganze Dokument -----	10,12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2017/000021

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2010026513 A1	11-03-2010	BR PI0913517 A2	09-08-2016
		CN 102144248 A	03-08-2011
		EP 2335231 A1	22-06-2011
		JP 5993574 B2	14-09-2016
		JP 2012502341 A	26-01-2012
		US 2011152727 A1	23-06-2011
		WO 2010026513 A1	11-03-2010

US 2014276242 A1	18-09-2014	KEINE	

US 2012253234 A1	04-10-2012	JP 5747034 B2	08-07-2015
		JP 2013503660 A	04-02-2013
		US 2012253234 A1	04-10-2012
		WO 2011026257 A1	10-03-2011
		WO 2011026316 A1	10-03-2011

US 2013326800 A1	12-12-2013	KR 101093780 B1	19-12-2011
		US 2013326800 A1	12-12-2013
		WO 2012115444 A2	30-08-2012

JP 2015062654 A	09-04-2015	KEINE	

EP 2807937 A1	03-12-2014	DE 102013009379 A1	18-12-2014
		EP 2807937 A1	03-12-2014
		EP 3132700 A1	22-02-2017

专利名称(译)	用于检测跌倒的方法和设备		
公开(公告)号	EP3442417A1	公开(公告)日	2019-02-20
申请号	EP2017702761	申请日	2017-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	RODER GUNTHER MULLER ADAM WOLFGANG		
申请(专利权)人(译)	瑞德尔 , GUNTHER 穆勒 - ADAM , WOLFGANG		
当前申请(专利权)人(译)	瑞德尔 , GUNTHER 穆勒 - ADAM , WOLFGANG		
[标]发明人	RODER GUNTHER MULLER ADAM WOLFGANG		
发明人	RÖDER, GUNTHER MÜLLER-ADAM, WOLFGANG		
IPC分类号	A61B5/11 A41D13/018 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1117 A61B5/0024 A61B5/1121 A61B5/1122 A61B5/6804 A61B5/6807 A61B5/7275 A61B2562/0219 G16H50/20 G16H50/30 G16H80/00		
优先权	102016000086 2016-01-07 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种确定倾翻跌倒或倾翻跌倒危险的方法，包括以下步骤：确定重心位置和人的站立基部；确定重心与站立基座之间的空间连接，包括步骤：检测小腿与相关上腿之间以及所述上腿与躯干之间的角度位置，并计算踝关节，部位的相对位置腿的脚或鞋的相对于重心的角度，其中使用所述角位置和小腿和上腿的长度以及腿的髌关节和重心之间的相对位置。倾翻下降或倾翻下降危险源于重心和直立基部在重心加速方向上相对于彼此的程度。该方法可以应用于防坠落服装等。