



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公告本

(11) 證書號數：TW I455705 B

(45) 公告日：中華民國 103 (2014) 年 10 月 11 日

(21) 申請案號：098133931

(22) 申請日：中華民國 98 (2009) 年 10 月 07 日

(51) Int. Cl. : A61B5/22 (2006.01)

(71) 申請人：財團法人工業技術研究院 (中華民國) INDUSTRIAL TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE (TW)

新竹縣竹東鎮中興路 4 段 195 號

(72) 發明人：邱毓賢 CHIU, YU HSIEN (TW)；夏啟峻 HSIA, CHI CHUN (TW)；汪珮容 WANG, PEI JUNG (TW)

(74) 代理人：劉紀盛；謝金原

(56) 參考文獻：

TW M329450

US 7478009B2

審查人員：郭炎淋

申請專利範圍項數：44 項 圖式數：9 共 0 頁

(54) 名稱

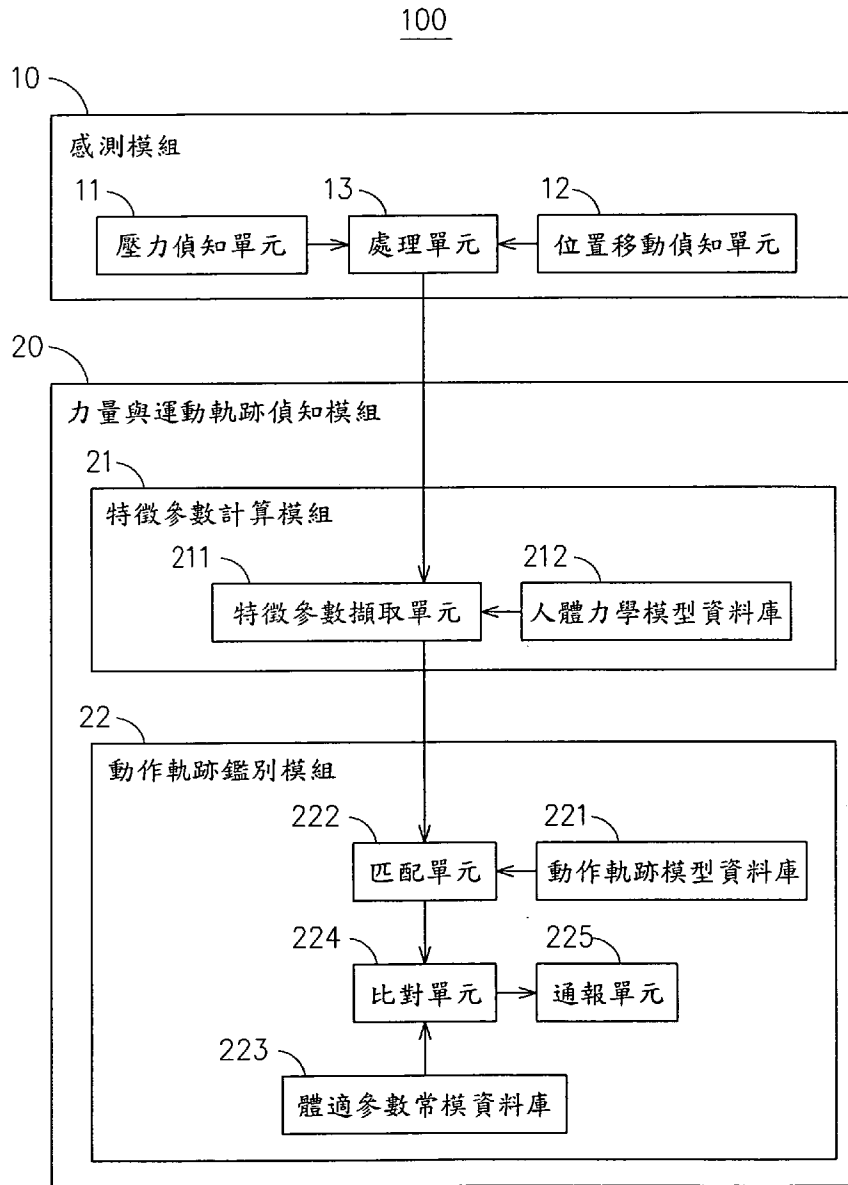
肢段肌力與運動體適偵知系統及方法

METHOD AND SYSTEM FOR MONITORING SPORT RELATED FITNESS BY ESTIMATING MUSCLE POWER AND JOINT FORCE OF LIMBS

(57) 摘要

一種肢段肌力與運動體適偵知系統及方法，該系統包含一感測模組以及一力量與運動軌跡偵知模組，由該感測模組取得感測值，再由該力量與運動軌跡偵知模組擷取該感測模組所取得之感測值，估算肢段肌力與關節用力之特徵參數與動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。

The present invention relates to a method and system for monitoring sport related fitness by estimating muscle power and joint force of limbs, in which the system comprises a sensing module and a force/track detection module, wherein sensor values from the sensing module are fed to the force/track detection module to be used as base for estimating feature parameters and classifying a motion series relating to muscle power and joint force of limbs so as to obtain a skill related fitness parameters corresponding to the sensing of the sensor module.



- 100 . . . 肢段肌力與運動體適偵知系統
- 10 . . . 感測模組
- 11 . . . 壓力偵知單元
- 12 . . . 位置移動偵知單元
- 13 . . . 處理單元
- 20 . . . 力量與運動軌跡偵知模組
- 21 . . . 特徵參數計算模組
- 211 . . . 特徵參數擷取單元
- 212 . . . 人體力學模型資料庫
- 22 . . . 動作軌跡鑑別模組
- 221 . . . 動作軌跡模型資料庫
- 222 . . . 匹配單元
- 223 . . . 體適參數常模資料庫
- 224 . . . 比對單元
- 225 . . . 通報單元

第一圖

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：98133931

※申請日：98 10 1

※IPC 分類：A61B 5/22 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

肢段肌力與運動體適偵知系統及方法

METHOD AND SYSTEM FOR MONITORING SPORT
RELATED FITNESS BY ESTIMATING MUSCLE POWER
AND JOINT FORCE OF LIMBS

二、中文發明摘要：

一種肢段肌力與運動體適偵知系統及方法，該系統包含一感測模組以及一力量與運動軌跡偵知模組，由該感測模組取得感測值，再由該力量與運動軌跡偵知模組擷取該感測模組所取得之感測值，估算肢段肌力與關節用力之特徵參數與動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。

三、英文發明摘要：

The present invention relates to a method and system for monitoring sport related fitness by estimating muscle power and joint force of limbs, in which the system comprises a sensing module and a force/track detection module, wherein sensor values from the sensing module are fed to the force/track detection module to be used as base for estimating feature parameters and classifying a motion series relating to muscle power and joint force of limbs so as to obtain a skill related fitness parameters corresponding to the sensing of the sensor module.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(一)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100-肢段肌力與運動體適偵知系統

10-感測模組

11-壓力偵知單元

12-位置移動偵知單元

13-處理單元

20-力量與運動軌跡偵知模組

21-特徵參數計算模組

211-特徵參數擷取單元

212-人體力學模型資料庫

22-動作軌跡鑑別模組

221-動作軌跡模型資料庫

222-匹配單元

223-體適參數常模資料庫

224-比對單元

225-通報單元

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係有關於一種肢段肌力與運動體適偵知系統及方法，尤指一種可安置於居家生活空間中之偵知平台，與隨身的肢段運動體適感測模組，可隨時隨地進行肌力與體適力評估之偵知系統及方法。

【先前技術】

體適力的優劣能夠反映出一個國家社會全體的體能與健康狀況，除推廣運動習慣外，平時對個人體適力的評估觀察，也可提供健康維持的參考訊息，更可進一步輔助運動愛好者或傷後復健患者，更詳細的體適力資訊。體適力包括與健康相關的心肺耐力 (Cardio-respiratory Endurance)、肌肉力量與肌肉耐力 (Muscular Strength and Muscular Endurance)、關節柔軟度 (Joint Flexibility) 及身體成分 (Body Composition)，亦包括與運動相關的肌肉迅發力 (Muscular Power)、靈活性 (Agility)、速度 (Speed) 及協調能力 (Coordination) 等。具備較高水平體適力的人，表示在身體健康或運動能力方面有較佳的表現。體適並不能靠一朝一夕的體育鍛煉就可以得來，它必須透過長時期有規律地參與體育鍛煉，並維持健康正常的生活方式來得以改善，若能於日常生活過程中、運動訓練過程中或傷後復健治療期間，提供詳細的體適資訊，能有助於健康及運動能力的提升。

習知體適評估方法多以抗地心引力的牽引動作或跑步，搭配體重計，碼表等器材，在一特定時間內逐項量測，現行體適評估產品則包括可量測 BMI (Body Mass Index) 的體重計，或心跳/呼吸速率的跑步機等，所存在之缺失如下：

- 一、必須在指定的機台上進行。
- 二、需要專業人員評估，且多以徒手或使用測力計評量，結果較為主觀。
- 三、現有平衡評估系統設備皆由國外引進，體積龐大且昂貴。
- 四、使用有線或無線 EMG (肌電圖) 設備，皆得貼一組電極片於固定點上。
- 五、習知強調可透過遊戲進行運動，以提高使用者運動意願之遊戲裝置 (例如 Wii fit)，其遊戲強度高，並不適宜老年人與低臨床療育性。
- 六、習知遊戲裝置並無法提供上/下肢神經肌肉骨骼系統控制之動態平衡監測。
- 七、習知遊戲裝置難以了解姿勢動作正確性與協調性。

【發明內容】

有鑑於習知技術之缺失，本發明提出一種肢段肌力與運動體適偵知系統及方法，可安置於居家生活空間中之偵知平台，與隨身的肢段運動體適感測模組，可隨時隨地進行肌力與體適力評估。

為達到上述目的，本發明提出一種肢段肌力與運動體適偵知系統及方法，該系統包含一感測模組以及一力量與

運動軌跡偵知模組，由該感測模組取得感測值，再由該力量與運動軌跡偵知模組擷取該感測模組所取得之感測值，估算肢段肌力與關節用力之特徵參數與動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。

為使 貴審查委員對於本發明之結構目的和功效有更進一步之了解與認同，茲配合圖示詳細說明如后。

【實施方式】

以下將參照隨附之圖式來描述本發明為達成目的所使用的技術手段與功效，而以下圖式所列舉之實施例僅為輔助說明，以利 貴審查委員瞭解，但本案之技術手段並不限於所列舉圖式。

請參閱第一圖所示，本發明所提供之一種肢段肌力與運動體適偵知系統 100，其主要係由一感測模組 10、一力量與運動軌跡偵知模組 20 構成。

該感測模組 10 包括至少一壓力偵知單元 11、至少一位置移動偵知單元 12 以及一處理單元 13；該壓力偵知單元 11 係用以取得力量與運動軌跡感測值，可採用壓力地墊、足墊或力板等裝置，提供使用者踩踏於其上並產生一定壓力；該位置移動偵知單元 12 係用以取得運動軌跡感測值，可採用一個或一個以上之加速度計或陀螺儀，提供設置於使用者之手臂、肘關節、腰部、膝關節其中之一或一個以上之部位；再由該處理單元 13 擷取並同步化處理該壓力偵知單元 11 或位置移動偵知單元 12 所取得之力量感測值或運動軌跡感測值。

必須說明的是，依該壓力偵知單元 11、位置移動偵知單元 12 設置位置之不同，所能偵知之使用者之肢段動作也不同，針對人體而言，所能偵知之肢段包括上肢(例如手臂)及下肢(例如腿部)，上肢動作包括重物提取、推/拉、出拳、揮拍、丟/投球其中一種或一種以上等屈伸動作，下肢動作包括單腳抬起、單腳蹲下、單腳起立、兩腳支撐向上其中一種或一種以上等屈伸動作，以及上肢或下肢屈伸動作其中一種或一種以上之等長、等張動作，將該位置移動偵知單元 12 設置於使用者上肢及下肢時，可由該位置移動偵知單元 12 感測使用者上肢或下肢之運動軌跡變化，使用者可依所須同時於上肢或下肢其中之一或一個以上部位配置該位置移動偵知單元 12，當使用者同時踩踏於該壓力偵知單元 11 時，則可由該壓力偵知單元 11 感測使用者運動時之施力變化。

該力量與運動軌跡偵知模組 20 係用以擷取該感測模組 10 所取得之感測值，估算肢段肌力與關節用力之特徵參數與動作類別序列，並推算出相對應之體適參數，該力量與運動軌跡偵知模組 20 包括一特徵參數計算模組 21 以及一動作軌跡鑑別模組 22。

該特徵參數計算模組 21 主要由一特徵參數擷取單元 211 以及一人體力學模型資料庫 212 構成，由該特徵參數擷取單元 211 擷取該感測模組所取得之感測值，以估算肢段肌力與關節用力之特徵參數，該特徵參數可為人體重心位置、雙足重心位置、重心位移量、方向、速度、移動距離、相對位置，剛性係數、關節角度、關節角度變化量、

肢段使力其中一種或一種以上之數值；該人體力學模型資料庫 212 儲存有人體力學模型資料，作為該特徵參數擷取單元 211 估算特徵參數之依據。

該動作軌跡鑑別模組 22 包括一動作軌跡模型資料庫 221、一匹配單元 222、一體適參數常模資料庫 223、一比對單元 224 以及一通報單元 225，於該動作軌跡模型資料庫 221 內建有至少一種動作軌跡，該動作軌跡模型資料庫可依所需設計採用動作軌跡樣板、動作軌跡統計模型、動作軌跡機率模型其中一種或一種以上；由該匹配單元 222 將該特徵參數計算模組 21 所估算出之特徵參數與該動作軌跡模型資料庫 221 所提供之動作軌跡進行距離、相似度其中一種或一種以上之匹配計算，以得出相對應之最佳動作軌跡，再將該最佳動作軌跡轉換成動作類別序列，並推算出相對應之體適參數，該體適參數可為肌力、肌耐力、敏捷度、柔軟度、爆發力、速度、平衡其中一種或一種以上之數值。

該體適參數常模資料庫 223 儲存有動作軌跡及其相對應之肢段肌力、體態平衡之體適參數紀錄，由該比對單元 224 擷取該匹配單元 222 所推算出之體適參數後，再與該體適參數常模資料庫 223 提供內建之體適參數紀錄進行比對，並輸出一比對結果，該比對結果可顯示於該通報單元 225，該通報單元 225 可採用手機、PDA(個人數位助理)、電腦、揚聲器、警報器、警示燈或具有聲光顯示效果之裝置，並可藉由有線(例如訊號線連接)或無線(例如網路系統)等方式與該比對單元 224 電性連接。

關於本發明偵知肢段肌力與運動體適之原理，謹詳述於下。

請參閱第二圖所示，以二肢段開放式運動鏈之平面運動模擬下肢運動時，其中，大腿 31 為第一肢段 L1，而小腿 32 與足部末端點 33 為第二肢段 L2，該第一肢段 L1 近端與廣義靜態(widesence stationary) 固定端 34 相連接，此廣義靜態固定端 34 包含髖關節、骨盆腔與腰薦椎部位，而遠端與膝關節 35 連接。該第二肢段 L2 其近端與膝蓋關節 35 相連接而遠端與足部末端點 33 連接，該足部末端點 33 係壓迫於一平面 36 上。該足部末端點 33 受任一方向作用力時，根據牛頓第三運動定律，於該膝蓋關節 35 會產生一相對的反作用力，此時該膝蓋關節 35 為了平衡會再產生一作用力，由於該固定端 34 為廣義靜態固定，只有膝蓋關節 35 因力矩發生旋轉運動，結果必然形成該膝蓋關節 35 與足部 33 之位移向量相加的非線性關係，因此該足部末端點 33 之剛性可以矩陣形式來描述該足部末端點 33 與各膝蓋關節 35 之作用力與位移之變化關係。

請同時參閱第一圖及第二圖所示，假設該足部末端點 33 於該平面 36 上的受力為 $[F_x, F_y]$ ，該受力 $[F_x, F_y]$ 可由該感測模組 10 感知，再將該受力 $[F_x, F_y]$ 輸入至該力量與運動軌跡偵知模組 20 之該特徵參數計算模組 21；該足部末端點 33 的剛性特質是由已知 X、Y 軸方向之回復力(restoring force)與 X、Y 軸方向之位移偏微分而得到的 2×2 末端點剛性矩陣(endpoint stiffness matrix)。此剛性矩陣不可為對角矩陣(diagonal matrix)，或行列式(determinant)等

於零。為使該運動鏈保持穩定平衡狀態，該足部末端點 33 剛性矩陣必須是對稱矩陣 (symmetric matrix)，即 $S_{xy} = S_{yx}$ ，如以下公式所示：

$$dF_x = -\left(\frac{\partial F_x}{\partial X} dX + \frac{\partial F_x}{\partial Y} dY\right) = -(S_{xx} dX + S_{xy} dY)$$

$$dF_y = -\left(\frac{\partial F_y}{\partial X} dX + \frac{\partial F_y}{\partial Y} dY\right) = -(S_{yx} dX + S_{yy} dY)$$

$$\begin{bmatrix} dF_x \\ dF_y \end{bmatrix} = -\begin{bmatrix} \frac{\partial F_x}{\partial X} & \frac{\partial F_x}{\partial Y} \\ \frac{\partial F_y}{\partial X} & \frac{\partial F_y}{\partial Y} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} dX \\ dY \end{bmatrix} = -[S] \begin{bmatrix} dX \\ dY \end{bmatrix}$$

$$[S] = \begin{bmatrix} \frac{\partial F_x}{\partial X} & \frac{\partial F_x}{\partial Y} \\ \frac{\partial F_y}{\partial X} & \frac{\partial F_y}{\partial Y} \end{bmatrix}$$

其中，

dF_x 是端點 X 方向分力 F_x 對位移的微分；

dF_y 是端點 Y 方向分力 F_y 對位移的微分；

$S_{xy} = \partial F_x / \partial Y$ 是 F_x 對 Y 方向位移的偏微分；

$S_{yx} = \partial F_y / \partial X$ 是 F_y 對 X 方向位移的偏微分；

$S_{xx} = \partial F_x / \partial X$ 是 F_x 對 X 方向位移的偏微分；

$S_{yy} = \partial F_y / \partial Y$ 是 F_y 對 Y 方向位移的偏微分；

剛性矩陣 S 則用以表示該足部末端點 33 之剛性特質 (stiffness)。

假設該足部末端點 33 於該平面 36 受到多方向性且振幅為 1 單位的極小位移 (e. g. 平衡控制) 影響 ($0 < \varphi < 2\pi$)，則此末端點位移可表示成 $[dX, dY] = [\cos \varphi, \sin \varphi]$ 。X、Y 軸方向之回復力 $[-F_x -F_y]$ 可表示如下公式：

$$F_x = -(S_{xx} \cos \varphi + S_{xy} \sin \varphi)$$

$$F_y = -(S_{yx} \cos \varphi + S_{yy} \sin \varphi)$$

當位移的方向由 0 度至 360 度變化，可得到剛性橢圓 (stiffness ellipse) 如第三圖所示。

剛性橢圓 C1 上任何一點往中心點 C0 的連線 C11 表示此點受到單位位移 C21 而離開平衡位置時，所需的回復力大小。該剛性橢圓 C1 可以下列方程式表示：

$$\frac{F_x^2}{\left(\sqrt{2}(S_{xx} \cos \varphi + S_{xy} \sin \varphi)\right)^2} + \frac{F_y^2}{\left(\sqrt{2}(S_{yx} \cos \varphi + S_{yy} \sin \varphi)\right)^2} = 1$$

剛性橢圓 C1 之長軸 C12 向量代表最難施力 (所需的回復力最大) 之方向，稱為最大剛性軸 (maximal stiffness axis)，短軸之向量代表最易施力之方向，稱為最小剛性軸 (minimal stiffness axis)，假設該長軸 C12 長度 $2a$ ，該短軸 C13 長度 $2b$ ，如以下公式所示：

$$2a = 2\sqrt{2}(S_{xx} \cos \varphi + S_{xy} \sin \varphi)$$

$$2b = 2\sqrt{2}(S_{yx} \cos \varphi + S_{yy} \sin \varphi)$$

在平衡控制下，該長軸 C12 與該短軸 C13 之長度相等，該剛性橢圓 C1 可等於該單位圓 C2。

請參閱第一圖所示，說明本發明該動作軌跡鑑別模組 22 進行動作軌跡鑑別之原理。動作軌跡的鑑別是將各等

長、等張之體態活動，例如：下肢起身、站立、坐下、及
 上肢屈伸等動作，由該特徵參數計算模組 21 接收該感測模
 組 10 之感測值，計算成為肢段肌力與關節用力之特徵參數
 後，再輸入該動作軌跡鑑別模組 22，由該匹配單元 22 將
 特徵參數與該動作軌跡模型資料庫 221 預先建立之動作軌
 跡模型進行模型的匹配，而該動作軌跡模型匹配方法則是
 計算輸入的特徵參數向量序列與軌跡模型的相似度，於本
 實施例中，係以其觀測機率 $P(\mathbf{X}|C_k)$ 表示，同時，以
 GMM(Gaussian Mixture Model)作為一動作軌跡模型的實施
 範例：

$$\begin{aligned}
 P(\mathbf{X}|C_k) &= \prod_{t=1}^T P(\mathbf{x}_t | \Lambda_k) = \sum_{t=1}^T \log P(\mathbf{x}_t | \Lambda_k) \\
 &= \sum_{t=1}^T \log \left(\sum_{m=1}^{M_k} w_{k,m} N(\mathbf{x}_t; \boldsymbol{\mu}_{k,m}, \boldsymbol{\Sigma}_{k,m}) \right) \\
 &= \sum_{t=1}^T \log \left(\sum_{m=1}^{M_k} w_{k,m} \frac{|\boldsymbol{\Sigma}_{k,m}|^{-1/2}}{(2\pi)^d} \exp \left(-\frac{1}{2} (\mathbf{x}_t - \boldsymbol{\mu}_{k,m})^T \boldsymbol{\Sigma}_{k,m}^{-1} (\mathbf{x}_t - \boldsymbol{\mu}_{k,m}) \right) \right)
 \end{aligned}$$

其中，

$\mathbf{X} = \{\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2, \dots, \mathbf{x}_t, \dots, \mathbf{x}_T\}$ 表示從二肢段人體力學特徵參數計
 算模組計算而得的特徵參數向量序列，並輸入於動作軌跡
 鑑別模組，且 $\mathbf{x}_t \in R^d$ ；

C_k 則用以表示一運動軌跡中第 k 類的動作類別；

Λ_k 是第 k 類動作類別的模型參數；

每個動作類別機率模型 $P(\mathbf{x}_t | \Lambda_k)$ 則以一 GMM 高斯混和

模型模型來表示，其中包含每個混合(mixture)的權重 $w_{k,m}$ ，以及每個高斯分佈的期望值向量 $\mu_{k,m}$ 與共變異數矩陣 $\Sigma_{k,m}$ ，這些模型參數皆須透過 Expectation-Maximization(EM)演算法進行參數值與權重值估算。

為求進一步將整個運動過程作有鑑別性的模型化，導入隱含式語意分析(Latent Semantic Analysis, LSA)，將特徵參數先轉換到一較具有鑑別性的空間，再進行模型的訓練及後續分類動作，其概念如第四圖所示，用以找出具有最大鑑別效力的投影方向 D1。

其作法是採用奇異值分解(Singular Value Decomposition, SVD)方法，找到最佳鑑別性轉換矩陣 T^T ，將特徵參數作鑑別性空間轉換，再對每一動作 C_k 訓練其模型特徵參數 $\hat{\Lambda}_k$ ，再輔以高斯混和模型加以模型化。

其整體演算法如以下公式所示：

$$\begin{aligned} P(\mathbf{X}|C_k) &\approx P(T^T \mathbf{X}|C_k) = \prod_{i=1}^T P(\hat{\mathbf{x}}_i | \hat{\Lambda}_k) = \sum_{i=1}^T \log P(\hat{\mathbf{x}}_i | \hat{\Lambda}_k) \\ &= \sum_{i=1}^T \log \left(\sum_{m=1}^{M_k} \hat{w}_{k,m} N(\hat{\mathbf{x}}_i; \hat{\mu}_{k,m}, \hat{\Sigma}_{k,m}) \right) \\ &= \sum_{i=1}^T \log \left(\sum_{m=1}^{M_k} \hat{w}_{k,m} \frac{|\hat{\Sigma}_{k,m}|^{-1/2}}{(2\pi)^d} \exp \left(-\frac{1}{2} (\hat{\mathbf{x}}_i - \hat{\mu}_{k,m})^T \hat{\Sigma}_{k,m}^{-1} (\hat{\mathbf{x}}_i - \hat{\mu}_{k,m}) \right) \right) \end{aligned}$$

其中， $\hat{\mathbf{x}}_i$ 與 $\hat{\Lambda}_k = \{\hat{w}_{k,m}, \hat{\mu}_{k,m}, \hat{\Sigma}_{k,m}; 1 \leq m \leq M_k\}$ 表示投影後於鑑別性空間中的特徵參數向量與模型參數，在鑑別性的分類時，模型的相似度計算則是由投影在鑑別性參數空間的機

率模型計算 $P(\mathbf{X}|C_k) \approx P(\mathbf{T}^T \mathbf{X}|C_k)$ 。

請參閱第五圖至第七圖所示，說明本發明對於下肢運動體適偵知具有可實施性，根據第一圖所示本發明系統架構，當本發明實施於下肢運動體適偵知時，該壓力偵知單元 11 可採用一壓力地墊，使用者之腰部或膝關節可設置一加速度計或陀螺儀作為該位置移動偵知單元 12。

請參閱第五圖所示下肢運動階段與施力方向示意圖，其係以身體質量中心(腰間)為開放式二肢段模型的末端點。

其中，

F_x ：根據 $F=ma$ ， F_x 為由身體重心前後移動方向對時間的二次微分，再乘以身體質量而得；

F_y ：根據作用力與反作用力， F_y 為壓力感測墊所接收到的瞬間壓力總和，乘以感測區域面積而得。

請參閱第六圖所示下肢運動體適感知實施例示意圖， P_1 代表身體重心， D 代表站蹲過程中身體重心 P_1 總位移長 (cm)， D_x 代表 X 軸方向位移長 (cm)， D_y 代表 Y 軸方向位移長 (cm)， θ_d 代表 D 與 D_x 之夾角 ($^\circ$)。

請參閱第七圖所示下肢肢段端點與關節角度示意圖， L_f 代表大腿肢段長度， L_t 代表小腿肢段長度， θ_H 代表髋關節伸直-屈曲角度， θ_K 代表膝關節伸直-屈曲角度， T_{Hip} 代表髋關節外力力矩， T_{Knee} 代表膝關節外力力矩，則作用力與關節力矩、角度變化關係如下：

$$\begin{bmatrix} T_{Hip} \\ T_{Knee} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_X \\ F_Y \end{bmatrix} \cdot J^T = [S] \begin{bmatrix} dX \\ dY \end{bmatrix}$$

$$J = \begin{bmatrix} -L_f \sin(\theta_H) - L_t \sin(\theta_H + \theta_K) & -L_t \sin(\theta_H + \theta_K) \\ L_f \cos(\theta_H) + L_t \cos(\theta_H + \theta_K) & L_t \cos(\theta_H + \theta_K) \end{bmatrix}$$

請參閱第八圖及第九圖所示，說明本發明對於上肢運動體適偵知具有可實施性，其係以上手揮拍動作為說明例，根據第一圖所示本發明系統架構，當本發明實施於上肢運動體適偵知時，可於使用者之肩，肘及腕關節設置一加速度計作為該位置移動偵知單元 12，用以感知使用者上手揮拍動作過程中，上下手臂的作用力矩及連續動作的流暢度。

請參閱第八圖所示上肢運動體適感知實施例示意圖，其中，

D 代表揮拍過程中手腕位置平均總位移長(cm)；

D_x 代表 X 軸方向位移長(cm)；

D_y 代表 Y 軸方向位移長(cm)；

θ_d 代表 D 與 D_x 之夾角($^\circ$)。

請參閱第九圖所示上肢肢段端點與關節角度示意圖，其中，

L_s 代表上手臂長度；

L_t 代表下手臂長度；

θ_s 代表肩關節與手肘角度；

θ_e 代表上/下手臂角度；

$T_{Shoulder}$ 代表肩關節外力力矩；

T_{Elbow} 代表肘關節外力力矩；

因此，作用力與關節力矩、角度變化關係如下：

$$\begin{bmatrix} T_{Shoulder} \\ T_{Elbow} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_X \\ F_Y \end{bmatrix} \cdot J^T = [S] \begin{bmatrix} dX \\ dY \end{bmatrix}$$

$$J = \begin{bmatrix} -L_S \sin(\theta_S) - L_E \sin(\theta_S + \theta_E) & -L_E \sin(\theta_S + \theta_E) \\ L_S \cos(\theta_S) + L_E \cos(\theta_S + \theta_E) & L_E \cos(\theta_S + \theta_E) \end{bmatrix}$$

本發明除了可實施於運動領域，亦可應用於醫學領域，例如對於老年人或行動不便者跌倒風險量化比對。

請參閱第一圖所示本發明系統架構，透過在跌倒熱區，如樓梯口、床邊與馬桶前等起身/蹲下時常發生的位置，放置壓力感測地墊(亦即該壓力偵知單元 11)，並搭配具有加速度計或陀螺儀之隨身腰帶(亦即該位置移動偵知單元 12)以感測腰部的空間位置與移動資訊；先以該特徵參數計算模組 21 與動作軌跡鑑別模組 22 的估算，計算出肌力與運動體適參數，再進行跌倒風險的評估，將跌倒風險以階段性的方式量化，如高、中、低等，當發現處於跌倒的高風險時，隨即透過有線或無線通訊方式發出危險通報。

關於跌倒風險量化比對之方法為，假設用以表示跌倒風險的 q 個評估指標假設為 $y = [y_1, \dots, y_q]'$ ，肌力與運動體適參數假設有 p 個變數並表示為 $x = [x_1, \dots, x_p]'$ ，跌倒風險量化比對方法則是找出與跌倒評估指標最相關的參數，以第一圖而言，其中該比對單元 224 擷取該匹配單元 222 所推算出之體適參數後，再與該體適參數常模資料庫 223 提供內建之體適參數紀錄進行比對，並輸出一比對結果，當

該比對結果接近跌倒高風險的數值時，則透過該通報單元 225 發出警告訊息。

最相關的參數的找法可以典型相關的方式進行分析，找出 x 的線性組合 $\tilde{x} = a_1'x$ ，與 y 的線性組合 $\tilde{y} = b_1'y$ ，使得 \tilde{x} 與 \tilde{y} 的相關係數最大，其中 $a_1 = [a_{1,1}, \dots, a_{1,p}]'$ ， $b_1 = [b_{1,1}, \dots, b_{1,q}]'$ 。

求解使 \tilde{x} 與 \tilde{y} 的相關係數最大，即求在 $a_1'\Sigma_{xx}a_1 = 1$ ， $b_1'\Sigma_{yy}b_1 = 1$ 條件下使 $a_1'\Sigma_{xy}b_1$ 最大，在數學上求 $\Sigma_{xx}^{-1}\Sigma_{xy}\Sigma_{yy}^{-1}\Sigma_{yx}$ 最大特徵值 λ_1 所對應的特徵向量即為 a_1 ，其最大特徵值 λ_1 同時也是 $\Sigma_{yy}^{-1}\Sigma_{yx}\Sigma_{xx}^{-1}\Sigma_{xy}$ 的最大特徵值，其所對應的特徵向量則為所求的 b_1 。

綜上所述，本發明提供之肢段肌力與運動體適偵知系統及方法，具有以下多項優點：

一、新穎性：

- A. 以二維(2D)的壓力感測及肢段端點位置移動訊息，推估近三維(3D)的肢體動作空間與動態重心感知。
- B. 肢段肌力與運動體適力的量化指標。

二、進步性：

- A. 原創性且最少感測器穿戴之活動感知軟體研發技術。
- B. 結合人體力學與肢段模型以準確估算肌力與運動體適。

三、產業可利用性：

- A. 具經濟效益，不僅可應用於運動器材產業的體適力促

進或傷後復健，也可運用於老人照護中，成為降低跌倒風險的重要輔助器材。

惟以上所述者，僅為本發明之實施例而已，當不能以之限定本發明所實施之範圍。即大凡依本發明申請專利範圍所作之均等變化與修飾，皆應仍屬於本發明專利涵蓋之範圍內，謹請 貴審查委員明鑑，並祈惠准，是所至禱。

【圖式簡單說明】

第一圖係本發明系統架構圖。

第二圖係係本發明之二肢段人體力學模型示意圖。

第三圖係本發明之剛性橢圓與運動體適能的關聯示意圖。

第四圖係本發明之鑑別性投影概念示意圖。

第五圖係本發明之下肢運動階段與施力方向示意圖。

第六圖係本發明之下肢運動體適感知實施例示意圖。

第七圖係本發明之下肢肢段端點與關節角度示意圖。

第八圖係本發明之上肢運動體適感知實施例示意圖。

第九圖係本發明之上肢肢段端點與關節角度示意圖。

【主要元件符號說明】

100-肢段肌力與運動體適偵知系統

10-感測模組

11-壓力偵知單元

12-位置移動偵知單元

13-處理單元

20-力量與運動軌跡偵知模組

21-特徵參數計算模組

211-特徵參數擷取單元

212-人體力學模型資料庫

22-動作軌跡鑑別模組

221-動作軌跡模型資料庫

- 222-匹配單元
- 223-體適參數常模資料庫
- 224-比對單元
- 225-通報單元
- 31-大腿
- 32-小腿
- 33-足部末端點
- 34-固定端
- 35-膝關節
- 36-平面
- C0-中心點
- C1-剛性橢圓
- C11-連線
- C12-長軸
- C13-短軸
- C2-單位圓
- C21-單位位移
- D1-投影方向
- L1-第一肢段
- L2-第二肢段
- F_x -X 軸方向分力
- F_y -Y 軸方向分力
- L_f -大腿肢段長度
- L_t -小腿肢段長度

θ_H -髖關節伸直-屈曲角度

θ_K -膝關節伸直-屈曲角度

T_{Hip} -髖關節外力力矩

T_{Knee} -髖膝關節外力力矩

P1-身體重心

D-站蹲過程中足底壓力中心平均總位移長(cm)、揮拍
過程中手腕位置平均總位移長(cm)

D_x -X 軸方向位移長(cm)

D_y -Y 軸方向位移長(cm)

θ_d -D 與 D_x 之夾角($^\circ$)

L_E -下手臂長度

L_S -上手臂長度

θ_S -肩關節與手肘角度

θ_E -上/下手臂角度

$T_{Shoulder}$ -肩關節外力力矩

T_{Elbow} -肘關節外力力矩

七、申請專利範圍：

1. 一種肢段肌力與運動體適偵知系統，包含：
 - 一感測模組，用以取得感測值，該感測模組係透過至少一壓力偵知單元與至少一位置移動偵知單元，取得力量與運動軌跡感測值，該壓力偵知單元為壓力地墊、足墊或力板之其中之一，該壓力偵知單元係供使用者踩踏；以及
 - 一力量與運動軌跡偵知模組，用以擷取該感測模組所取得之力量與運動軌跡感測值，估算肢段肌力與關節用力之特徵參數與動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。
2. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該肢段包括上肢或下肢其中一種或一種以上。
3. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該力量與運動軌跡偵知模組所偵知之運動軌跡包括上肢或下肢屈伸動作其中一種或一種以上之等長、等張動作。
4. 如申請專利範圍第 3 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該上肢屈伸動作包括重物提取、推/拉、出拳、揮拍、丟/投球其中一種或一種以上之動作。
5. 如申請專利範圍第 3 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該下肢屈伸動作包括單腳抬起、單腳蹲下、單腳起立、兩腳支撐向上其中一種或一種以上之動作。
6. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該位置移動偵知單元為一個或一個以上之加

速度計或陀螺儀。

7. 如申請專利範圍第 6 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該加速度計或陀螺儀係設置於手臂、肘關節、腰部、膝關節其中之一或一個以上之部位。
8. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該感測模組更包括一處理單元，用以擷取並同步化處理該感測值。
9. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該力量與運動軌跡偵知模組包括：
一特徵參數計算模組，用以擷取該感測模組所取得之感測值，計算用以描述空間位置移動與肢段末端受力的訊息，並估算肢段肌力與關節用力之特徵參數；以及
一動作軌跡鑑別模組，將該特徵參數計算模組所估算出之特徵參數與至少一動作軌跡進行匹配計算，將動作軌跡轉換成動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。
10. 如申請專利範圍第 9 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該特徵參數計算模組包括一特徵參數擷取單元，用以擷取該感測模組所取得之感測值，以估算肢段肌力與關節用力之特徵參數。
11. 如申請專利範圍第 9 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該特徵參數計算模組包括一人體力學模型資料庫，用以儲存人體力學模型資料，作為該特徵參數計算模組估算特徵參數之依據。
12. 如申請專利範圍第 9 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡鑑別模組包括一動作軌跡模型

資料庫，該動作軌跡模型資料庫內建有至少一種動作軌跡。

13. 如申請專利範圍第 12 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡模型為動作軌跡樣板、動作軌跡統計模型、動作軌跡機率模型其中一種或一種以上。
14. 如申請專利範圍第 9 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡鑑別模組包括一匹配單元，用以將特徵參數計算模組所估算出之特徵參數與動作軌跡進行匹配計算，以得出相對應之最佳動作軌跡，再將該最佳動作軌跡轉換成動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。
15. 如申請專利範圍第 9 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡鑑別模組所進行之匹配計算為距離、相似度其中一種或一種以上之匹配計算。
16. 如申請專利範圍第 9 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡鑑別模組更包括一體適參數常模資料庫，用以儲存動作軌跡及其相對應之肢段肌力、體態平衡之體適參數紀錄，並提供與該動作軌跡鑑別模組所推算出之體適參數進行比對。
17. 如申請專利範圍第 16 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡鑑別模組更包括一比對單元，用以將推算出之體適參數與該體適參數常模資料庫所儲存之體適參數紀錄進行比對，並輸出一比對結果。
18. 如申請專利範圍第 17 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該動作軌跡鑑別模組更包括一通報單元，

該通報單元與該比對單元電性連接，用以顯示該比對結果。

19. 如申請專利範圍第 18 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該通報單元為手機、PDA(個人數位助理)、電腦、揚聲器、警報器、警示燈或具有聲光顯示效果之裝置。
20. 如申請專利範圍第 18 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該通報單元與該比對單元係以網路系統連接。
21. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該特徵參數為人體重心位置、雙足重心位置、重心位移量、方向、速度、移動距離、相對位置，剛性係數、關節角度、關節角度變化量、肢段使力其中一種或一種以上之數值。
22. 如申請專利範圍第 1 項所述之肢段肌力與運動體適偵知系統，其中該體適參數為肌力、肌耐力、敏捷度、柔軟度、爆發力、速度、平衡其中一種或一種以上之數值。
23. 一種肢段肌力與運動體適偵知方法，其包含：
由一感測模組取得感測值，該感測模組係透過至少一壓力偵知單元與至少一位置移動偵知單元，取得力量與運動軌跡感測值，該壓力偵知單元為壓力地墊、足墊或力板之其中之一，該壓力偵知單元係供使用者踩踏；以及由一力量與運動軌跡偵知模組擷取該感測模組所取得之力量與運動軌跡感測值，估算肢段肌力與關節用力之特徵參數與動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。

24. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該肢段包括上肢或下肢其中一種或一種以上。
25. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該力量與運動軌跡偵知模組所偵知之運動軌跡包括上肢或下肢屈伸動作其中一種或一種以上之等長、等張動作。
26. 如申請專利範圍第 25 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該上肢屈伸動作包括重物提取、推/拉、出拳、揮拍、丟/投球其中一種或一種以上之動作。
27. 如申請專利範圍第 25 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該下肢屈伸動作包括單腳抬起、單腳蹲下、單腳起立、兩腳支撐向上其中一種或一種以上之動作。
28. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該位置移動偵知單元為一個或一個以上之加速度計或陀螺儀。
29. 如申請專利範圍第 28 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該加速度計或陀螺儀係設置於手臂、肘關節、腰部、膝關節其中之一或一個以上之部位。
30. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該感測模組更包括一處理單元，用以擷取並同步化處理該感測值。
31. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該力量與運動軌跡偵知模組包括：
一特徵參數計算模組，用以擷取該感測模組所取得之感

- 測值，計算用以描述空間位置移動與肢段末端受力的訊息，並估算肢段肌力與關節用力之特徵參數；以及一動作軌跡鑑別模組，將該特徵參數計算模組所估算出之特徵參數與至少一動作軌跡進行匹配計算，將動作軌跡轉換成動作類別序列，並推算出相對應之體適參數。
32. 如申請專利範圍第 31 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該特徵參數計算模組包括一特徵參數擷取單元，用以擷取該感測模組所取得之感測值，以估算肢段肌力與關節用力之特徵參數。
33. 如申請專利範圍第 31 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該特徵參數計算模組包括一人體力學模型資料庫，用以儲存人體力學模型資料，作為該特徵參數計算模組估算特徵參數之依據。
34. 如申請專利範圍第 31 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡鑑別模組包括一動作軌跡模型資料庫，該動作軌跡模型資料庫內建有至少一種動作軌跡。
35. 如申請專利範圍第 34 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡模型為動作軌跡樣板、動作軌跡統計模型、動作軌跡機率模型其中一種或一種以上。
36. 如申請專利範圍第 31 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡鑑別模組包括一匹配單元，用以將特徵參數計算模組所估算出之特徵參數與動作軌跡進行匹配計算，以得出相對應之最佳動作軌跡，再將該最佳動作軌跡轉換成動作類別序列，並推算出相對應之

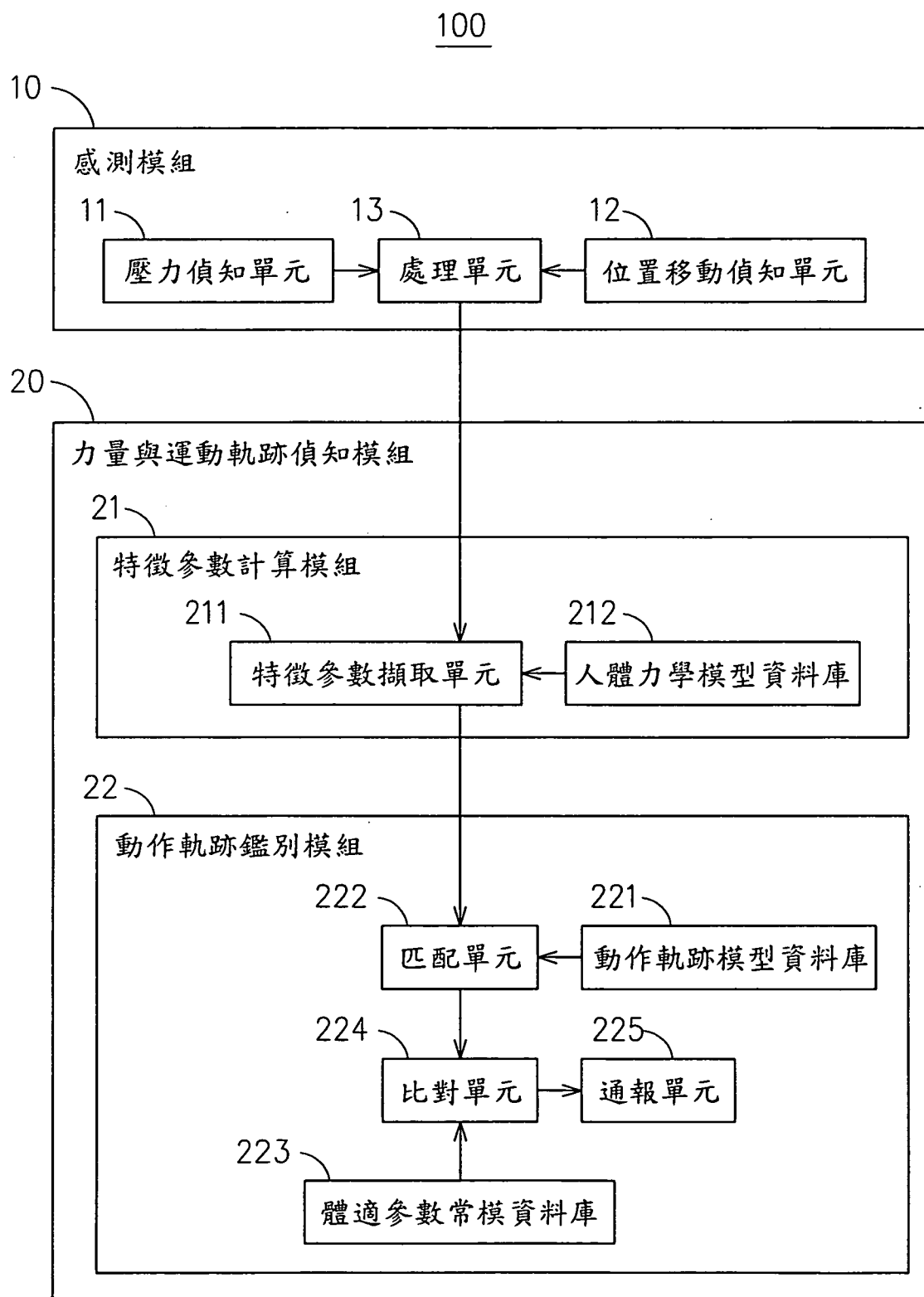
體適參數。

37. 如申請專利範圍第 31 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡鑑別模組所進行之匹配計算為距離、相似度其中一種或一種以上之匹配計算。
38. 如申請專利範圍第 31 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡鑑別模組更包括一體適參數常模資料庫，用以儲存動作軌跡及其相對應之肢段肌力、體態平衡之體適參數紀錄，並提供與該動作軌跡鑑別模組所推算出之體適參數進行比對。
39. 如申請專利範圍第 38 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡鑑別模組更包括一比對單元，用以將推算出之體適參數與該體適參數常模資料庫所儲存之體適參數紀錄進行比對，並輸出一比對結果。
40. 如申請專利範圍第 39 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該動作軌跡鑑別模組更包括一通報單元，該通報單元與該比對單元電性連接，用以顯示該比對結果。
41. 如申請專利範圍第 40 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該通報單元為手機、PDA(個人數位助理)、電腦、揚聲器、警報器、警示燈或具有聲光顯示效果之裝置。
42. 如申請專利範圍第 40 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該通報單元與該比對單元係以網路系統連接。
43. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵

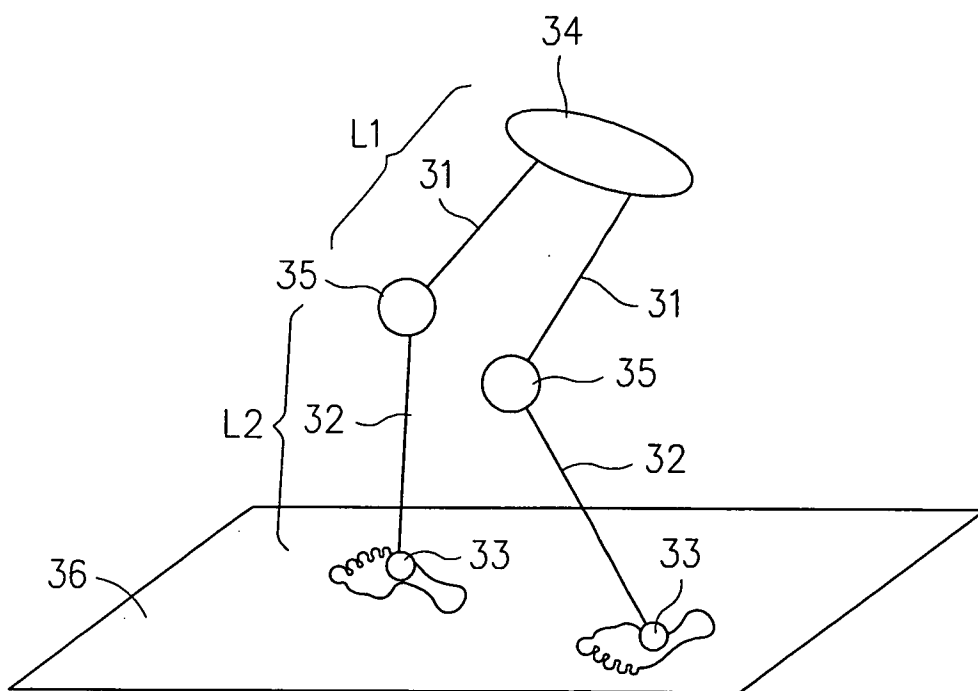
知方法，其中該特徵參數為人體重心位置、雙足重心位置、重心位移量、方向、速度、移動距離、相對位置，剛性係數、關節角度、關節角度變化量、肢段使力其中一種或一種以上之數值。

44. 如申請專利範圍第 23 項所述之肢段肌力與運動體適偵知方法，其中該體適參數為肌力、肌耐力、敏捷度、柔軟度、爆發力、速度、平衡其中一種或一種以上之數值。

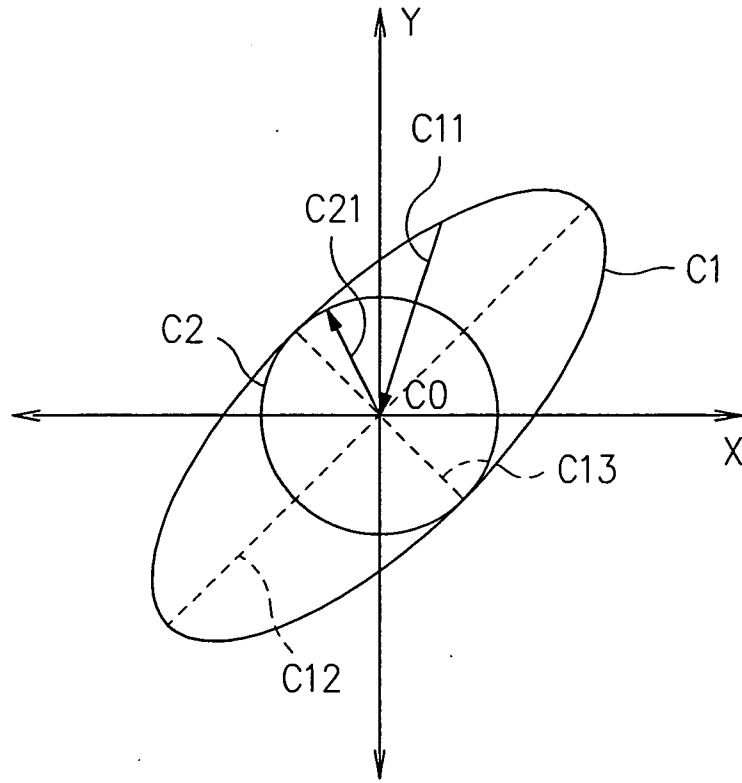
八、圖式：



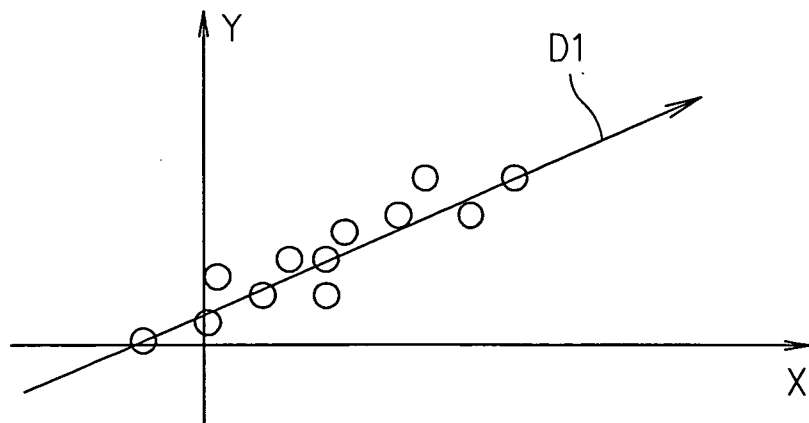
第一圖



第二圖

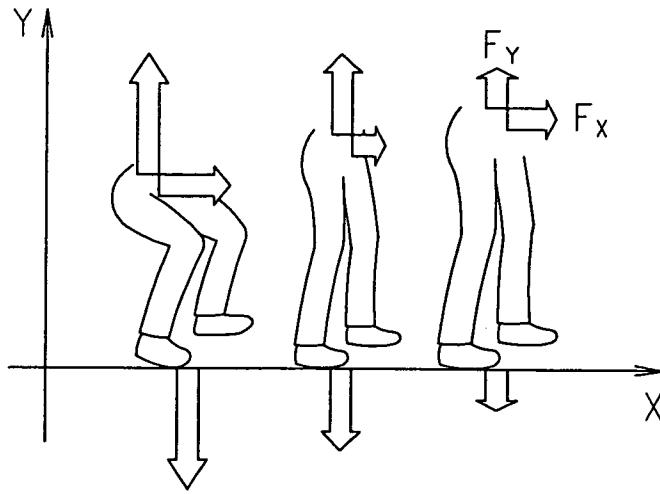


第三圖

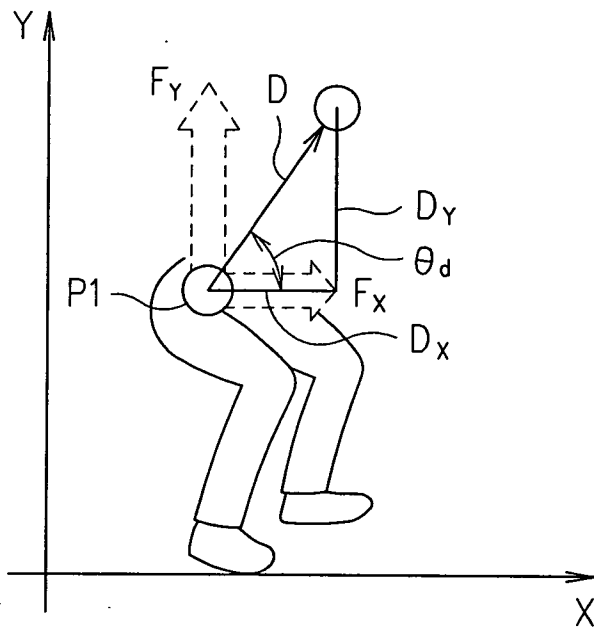


第四圖

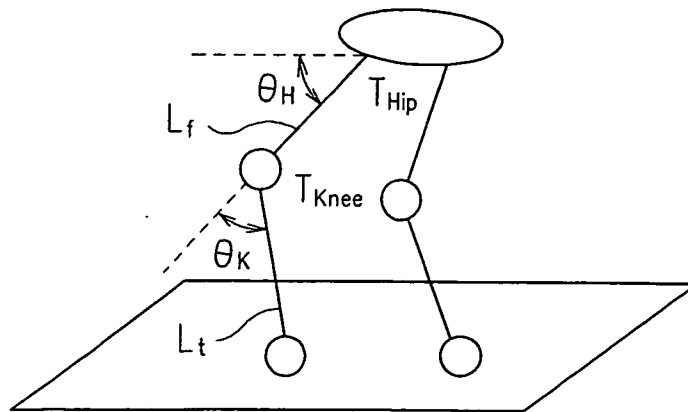
第五圖

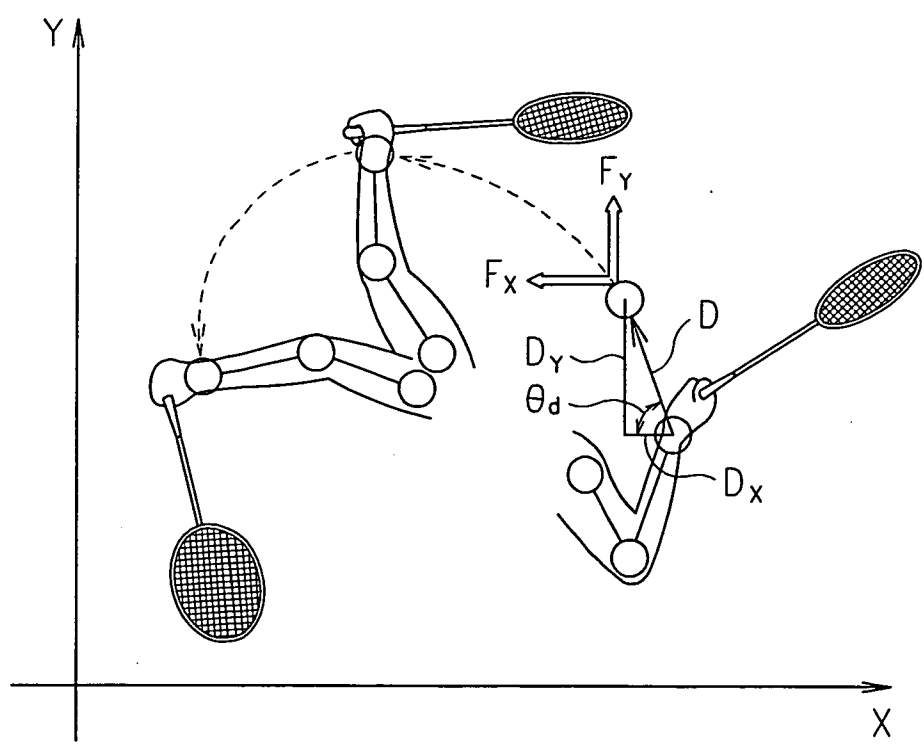


第六圖

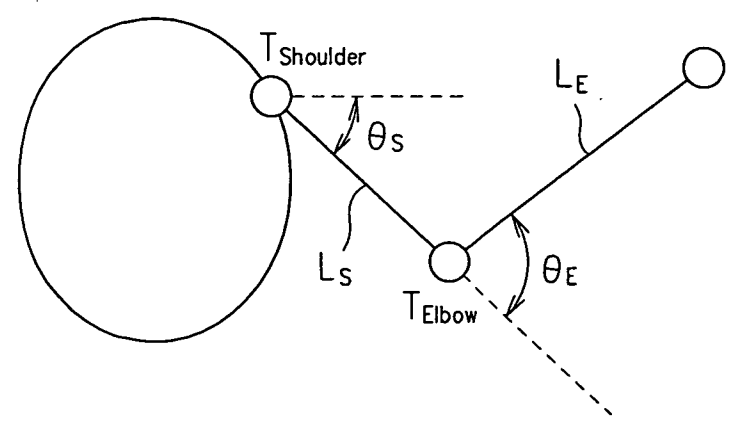


第七圖





第八圖



第九圖