



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201832723 A

(43) 公開日：中華民國 107 (2018) 年 09 月 16 日

(21) 申請案號：106107500

(22) 申請日：中華民國 106 (2017) 年 03 月 08 日

(51) Int. Cl. :

A61B5/11 (2006.01)

A61B5/22 (2006.01)

A63B69/16 (2006.01)

(71) 申請人：國立交通大學(中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)

新竹市東區大學路 1001 號

(72) 發明人：楊秉祥 YANG, BING-SHIANG (TW)；溫玉塘 WEN, YU-TANG (TW)

(74) 代理人：高玉駿；楊祺雄

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：20 項 圖式數：7 共 33 頁

(54) 名稱

估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法及系統

(57) 摘要

一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，其令受測者連續踩踏自行車一預設時間，以量測受測者下肢關節角度變化而取得一關節角度訊號，並量測自行車曲柄受力產生的一力矩訊號、施加於踏板的一三軸踏力訊號、一曲柄角度訊號及受測者下肢兩條肌肉的肌電訊號，且一訊號處理裝置根據該關節角度訊號、力矩訊號、踏力訊號、曲柄角度訊號及受測者的人體計測資料，估算受測者下肢肌肉的一活化數據及下肢關節的一力矩數據，並根據上述肌電訊號求得受測者下肢其餘肌肉的肌電訊號，且根據該等肌電訊號求得受測者下肢肌肉的一共縮百分比。

指定代表圖：

符號簡單說明：

S1~S10 . . . 步驟

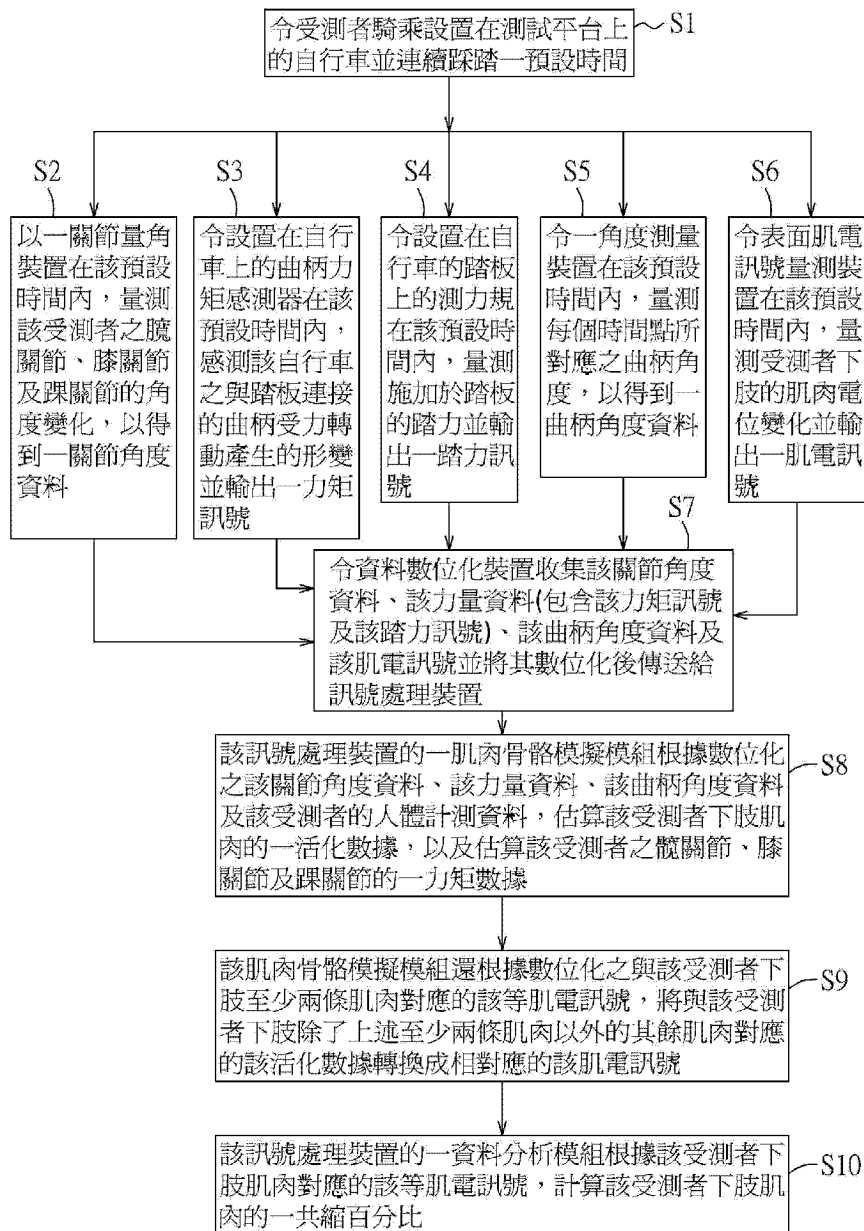


圖 1



201832723

申請日: 106/03/08

【發明摘要】

IPC分類: A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/22 (2006.01)
A63B 69/16 (2006.01)

【中文發明名稱】 估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法及系統

【中文】

一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，其令受測者連續踩踏自行車一預設時間，以量測受測者下肢關節角度變化而取得一關節角度訊號，並量測自行車曲柄受力產生的一力矩訊號、施加於踏板的一三軸踏力訊號、一曲柄角度訊號及受測者下肢兩條肌肉的肌電訊號，且一訊號處理裝置根據該關節角度訊號、力矩訊號、踏力訊號、曲柄角度訊號及受測者的人體計測資料，估算受測者下肢肌肉的一活化數據及下肢關節的一力矩數據，並根據上述肌電訊號求得受測者下肢其餘肌肉的肌電訊號，且根據該等肌電訊號求得受測者下肢肌肉的一共縮百分比。

【指定代表圖】：圖（1）。

【代表圖之符號簡單說明】

S1~S10步驟

【發明說明書】

【中文發明名稱】 估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法及系統

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種估測人體運動狀態的方法，特別是指一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法。

【先前技術】

【0002】 近來由於自行車運動風氣的盛行，其運動傷害的發生率也因而增加，此類重複性循環運動，肌肉收縮過程當中遭遇環境的阻抗必須使得生理軟組織不斷的適應與應付疲勞的累積，因此若騎乘策略不正確，久而久之將對騎乘者下肢肌肉骨骼及關節產生慢性運動傷害。

【0003】 臨床上對於肌肉骨骼運動傷害的評估，主要以放射線檢查、疼痛問診與觸診施予處方箋。普遍下肢疼痛患者(可自主活動者)接受骨科、復健科門診初期，除接受X-ray 攝影外，通常會以按壓式疼痛觸診來作為是否有傷害的評估，然而，騎乘自行車此類重複性循環運動所產生的肌肉拉傷、肌肉挫傷是發生在一整條肌肉而非一段，一般的觸診並無法獲得來自於體重以及受重力影響的疼痛病徵，因此除了無法對騎乘自行車導致的運動傷害提供一完整的

傷害評估，也無法提供騎乘策略的改善與傷害的預防。

【0004】 因此，若能預先對受測者估測其騎乘自行車時的運動狀態，則能根據該運動狀態評估受測者可能遭遇的運動傷害，進而提供騎乘策略的改善與傷害的預防。

【發明內容】

【0005】 因此，本發明的目的，即在提供一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，以供進一步根據該運動狀態評估受測者可能遭遇的運動傷害，進而提供騎乘策略的改善與傷害的預防。

【0006】 於是，本發明一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，包括下列步驟：**(A)**令一受測者騎乘設置在一腳踏車訓練架上的一自行車並連續踩踏一預設時間，並以一關節量角裝置在該預設時間內，量測該受測者之膝關節的角度變化，以得到一包含膝關節的角度變化之關節角度資料；**(B)**令設置在該自行車上的一力感測裝置在該預設時間內，感測該自行車之曲柄的形變及/或感測施加於自行車之踏板的踏力，以得到與該受測者下肢施力相關的一力量資料；**(C)**令一角度測量裝置測量在該預設時間內每個時間點所對應之曲柄角度，以得到一曲柄角度資料；**(D)**令一表面肌電訊號量測裝置在該預設時間內，量測該受測者下肢至少兩條肌肉的電位變化並對應產生一肌電訊號；**(E)**由一資料數位化裝置將該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該肌電訊號數位化並

輸出至一訊號處理裝置；(F)該訊號處理裝置的一肌肉骨骼模擬模組根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該受測者的一包括性別、身高、體重的人體計測資料，估算該受測者下肢肌肉的一活化數據，以及估算該受測者之膝關節的一力矩數據；(G)該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號；及(H)該訊號處理裝置的一資料分析模組根據該受測者下肢肌肉對應的該等肌電訊號，計算該受測者下肢肌肉的一共縮百分比。

【0007】 在本發明的一些實施例中，在步驟(A)中，該關節量角裝置是一電子量角器，其透過貼附在該受測者下肢之膝關節處的複數感測器量測該受測者之膝關節在三軸空間的旋轉角度變化。

【0008】 在本發明的一些實施例中，在步驟(B)中，該力感測裝置是一設置在該自行車上的曲柄力矩感測器，其在該預設時間內感測該自行車之與踏板連接的曲柄受力轉動產生的形變。

【0009】 在本發明的一些實施例中，在步驟(B)中，該力感測裝置是一設置在該自行車的踏板上的三軸測力規，其在該預設時間內，量測施加於踏板的踏力。

【0010】 在本發明的一些實施例中，在步驟(B)中，該力感測裝置

包括一設置在該自行車上的曲柄力矩感測器及一設置在該自行車的踏板上的三軸測力規，該曲柄力矩感測器在該預設時間內感測該自行車之與踏板連接的曲柄受力轉動產生的形變並輸出一力矩訊號，該三軸測力規在該預設時間內量測施加於踏板的踏力並輸出一踏力訊號，且該力量資料包含該力矩訊號及該踏力訊號。

【0011】在本發明的一些實施例中，在步驟(C)中，該角度測量裝置是一設置在該自行車上且與鏈輪連動的一角度編碼器，其在該預設時間內量測每個時間點所對應之曲柄角度。

【0012】在本發明的一些實施例中，在步驟(H)中，該資料分析模組是以如下之一肌肉共縮公式計算該共縮百分比，其中 Coactivation 為該共縮百分比：

$$\text{Coactivation} = \frac{\int \min\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}{\int \max\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}$$

【0013】在本發明的一些實施例中，在步驟(D)中，該表面肌電訊號量測裝置量測該受測者下肢單側單腳兩條肌肉或雙側雙腳各一條肌肉的電位變化，並在對應該受測者之腓骨頭處貼上一片電極貼片作為基準值，以去除皮膚表面所造成之雜訊，量測頻率為 1000Hz。

【0014】在本發明的一些實施例中，在步驟(G)中，該肌肉骨骼模擬模組還對數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號以等張最大自主收縮方法做正規化後，再根據正規化之該等

肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號。

【0015】 在本發明的一些實施例中，在步驟(A)中，還以該關節量角裝置在該預設時間內，量測該受測者之腕關節及踝關節的角度變化，以得到還包含腕關節及踝關節的角度變化之該關節角度資料；且在步驟(F)中，該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該受測者的該人體計測資料，估算該受測者之腕關節及踝關節的一力矩數據

【0016】 此外，本發明實現上述方法的一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，包括：一自行車，其設置在一腳踏車訓練架上，供一受測者騎乘並連續踩踏一預設時間；一關節量角裝置，其在該預設時間內，量測該受測者之膝關節的角度變化，以得到一包含膝關節角度變化之關節角度資料；一力感測裝置，其設置在該自行車上，且在該預設時間內感測該自行車之曲柄的形變及/或感測施加於自行車之踏板的踏力，以得到與該受測者下肢施力相關的一力量資料；一角度測量裝置，其量測在該預設時間內每個時間點所對應之曲柄角度，以得到一曲柄角度資料；一表面肌電訊號量測裝置，其在該預設時間內量測該受測者下肢至少兩條肌肉的電位變化並對應產生一肌電訊號；一資料數位化裝置，其收集該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該肌電訊號並將其數位

化；及一訊號處理裝置，其與該資料數位化裝置電耦接，以取得數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該肌電訊號，且該訊號處理裝置包含一肌肉骨骼模擬模組及一資料分析模組；該肌肉骨骼模擬模組根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料以及該受測者的一包括性別、身高、體重的人體計測資料，估算該受測者下肢肌肉的一活化數據，以及估算該受測者之膝關節的一力矩數據；該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號；該資料分析模組根據該受測者下肢肌肉對應的該等肌電訊號計算該受測者下肢肌肉的一共縮百分比。

【0017】 本發明的功效在於：根據受測者踩踏自行車的過程中測得的該關節角度訊號、該力矩訊號、該踏力訊號及該曲柄角度訊號求得受測者下肢肌肉的活化數據及關節力矩，且肌肉骨骼模擬模組可根據表面肌電訊號量測裝置量測受測者下肢兩條肌肉的肌電訊號及其估算出來的受測者下肢肌肉的活化數據，求得受測者下肢其它肌肉的肌電訊號，而無需實際量測受測者下肢全部肌肉的肌電訊號，且資料分析模組根據受測者下肢十四條肌肉對應的該等肌電訊號求得一共縮(**Coactivation**)百分比，藉此提供受測者下肢之臏、膝、踝關節對應不同曲柄角度的力矩、關節角度以及下肢肌肉的共

縮百分比，供相關人員據以評估受測者在騎乘自行車的過程中是否會造成下肢的運動傷害，以進行相關的預防措施。

【圖式簡單說明】

【0018】本發明的其他的特徵及功效，將於參照圖式的實施方式中清楚地呈現，其中：

圖 1 是本發明估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法的一實施例的主要流程圖；

圖 2 是本實施例供受測者騎乘的自行車及其上裝設的測量儀器示意圖；

圖 3 及圖 4 顯示本實施例應用的測量儀器及其連接關係示意圖；

圖 5 顯示人體下肢膝關節周邊十四條肌肉示意圖；

圖 6 顯示人體下肢腕關節、膝關節及踝關節的旋轉方向示意圖；及

圖 7 顯示本實施例根據估算出之受測者各關節的力矩以及下肢肌肉的共縮百分比產生的一結果報表示意圖。

【實施方式】

【0019】在本發明被詳細描述之前，應當注意在以下的說明內容中，類似的元件是以相同的編號來表示。

【0020】參閱圖 1，是本發明估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法的一實施例的主要流程圖，且如圖 2 至圖 4 所示，該方法需先預備一設置在一腳踏車訓練架 100 上的自行車 1，一用以量測受測者下肢關節角度的關節量角裝置，例如配置在一受測者身上的電子量角器 20，一力感測裝置，例如設置在自行車 1 上的一曲柄力矩感測器 21 及/或一三軸測力規 22、一角度測量裝置，例如設置在自行車 1 上用以測量曲柄角度的角度編碼器 23、一表面肌電訊號量測裝置 24，一與電子量角器 20、曲柄力矩感測器 21、三軸測力規 22、角度編碼器 23 及表面肌電訊號量測裝置 24 電耦接的資料數位化裝置 25，以及一與資料數位化裝置 25 電耦接的訊號處理裝置 26，藉此構成一估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統。

【0021】電子量角器(Goniometer)20，例如 Biometrics Ltd 所生產的電子量角器，可以收集人們關節旋轉的角度，其具有一主機 201 及與主機 201 電連接的感測器 202，藉由將感測器 202 貼附在該受測者下肢之腕關節、膝關節及踝關節處，感測器 202 可量測腕關節、膝關節及踝關節的角度變化並輸出一包含腕關節、膝關節及踝關節的角度變化之關節角度資料至主機 201，以由主機 201 收集來自該等感測器 202 的關節角度資料。當然本實施例之關節量角

裝置並不限於上述之電子量角器 20，其他任何可以測得關節角度的量測裝置亦可，例如慣性感測器(inertial measurement unit)。

【0022】 曲柄力矩感測器 21 可設在自行車 1 的中軸 11，例如中軸式力矩感測器，或設在自行車的齒盤，例如齒盤式力矩感測器等，用以測量曲柄 12 因踩踏而產生的力矩；三軸測力規 22 設在自行車 1 的踏板 13 下表面，用以量測踏板 13 在三軸方向的受力；此外，本實施例亦可只使用曲柄力矩感測器 21 或者只使用三軸測力規 22，並以其中一者測得的力量資料透過公式算出另一者所能測得的力量資料。

【0023】 角度編碼器 23(例如採用絕對式角度編碼器，E6F-AB3C-C，OMRON 株式會社，京都，日本，BCD 碼輸出)安裝於自行車 1 的下管 14，其解析度達 360 degree / Rate，且其利用皮帶 231 摩擦輪組使其與鏈輪 10 同軸旋轉，故可得知每個時間點所對應之曲柄角度。當然本實施例之角度測量裝置並不限於上述之角度編碼器 23，也可利用外部攝影的方式來取得每個時間點所對應之曲柄角度。

【0024】 表面肌電訊號量測裝置 24 透過黏貼在受測者 3 下肢皮膚表面的電極貼片 241，量測皮膚下方肌肉的活動電位，以獲得一肌電資料。在本實施例中，表面肌電訊號量測裝置 24 是放置在自行車 1 的後車架 15 上，且其只要量測受測者 3 的單側，例如左側大

腿靠近皮膚表層的兩條表面肌肉(群)，該兩條肌肉為單側膝關節週邊十四條肌群(如圖 5 所示)的其中兩條，至於其它十二條肌肉的肌電資料之取得方式將在以下進一步說明。且根據綜合過去文獻可知，騎乘自行車的傷害，除姿勢不良外，主要以膝關節傷害為主。因此本實施例主要研究膝關節周邊共十四條肌群的協調合作狀況，以作為判斷關節穩定性之依據。此外，本實施例會在受測者之對應腓骨頭處貼上一片電極貼片作為基準值，以去除皮膚表面所造成之雜訊，且表面肌電訊號量測裝置 24 的量測頻率為 1000Hz。

【0025】 本實施例的資料數位化裝置 25 是美國 BIOPAC 公司生產的多導生理記錄儀 MP150，其放置在自行車 1 的後車架 15 上以同時擷取(擷取頻率設定為例如 1000Hz) 電子量角器 20、曲柄力矩感測器 21、三軸測力規 22、角度編碼器 23 及表面肌電訊號量測裝置 24 產生的資料，且將該等資料適當放大並轉成數位化資料後記錄。訊號處理裝置 26 可以是一個人電腦或筆記型電腦等，且其中包含一肌肉骨骼模擬模組 261 及一資料分析模組 262，其中肌肉骨骼模擬模組 261 可以採用例如現有的 OpenSim 或 AnyBody 等肌肉骨骼模擬軟體工具，資料分析模組 262 可以採用現有的 Labview 資料分析軟體工具，但不以此為限。

【0026】 上述裝置皆設置好之後，即可進行本實施例估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的流程如下。首先，如圖 1 的步驟 S1，

令受測者騎乘設置在腳踏車訓練架 100 上的自行車 1 並連續踩踏一預設時間，例如 5 分鐘、10 分鐘或 30 分鐘等，或者連續踩踏一預定圈數，例如 20 圈、50 圈等；然後，如圖 1 的步驟 S2 所示，電子量角器 20 在該預設時間內將量測受測者 3 下肢之臏關節、膝關節及踝關節的角度，如圖 6 所示，並輸出包含臏關節、膝關節及踝關節的角度變化之一關節角度資料給資料數位化裝置 25。

【0027】同時，力感測裝置在該預設時間內，感測自行車 1 之曲柄的形變及/或感測施加於自行車 1 之踏板的踏力，以得到與該受測者 3 下肢施力相關的一力量資料；亦即在本實施例中，若力感測裝置同時使用曲柄力矩感測器 21 及三軸測力規 22，則如圖 1 的步驟 S3 所示，設置在自行車 1 上的曲柄力矩感測器 21 在該預設時間內，感測自行車 1 之與踏板 13 連接的曲柄 11 因踩踏產生的力矩並輸出一力矩訊號，且如圖 1 的步驟 S4 所示，設置在自行車 1 的踏板 13 上的三軸測力規 22 在該預設時間內，量測施加於踏板 13 的踏力(即踏板 13 在三軸方向的受力，如圖 3 所示)而輸出一踏力訊號。

【0028】再者，如圖 1 的步驟 S5 所示，設置在自行車 1 上且與鏈輪連動的角度編碼器 23 在該預設時間內，量測每個時間點所對應之曲柄角度並輸出一曲柄角度資料，且如圖 1 的步驟 S6 所示，表面肌電訊號量測裝置 24 在該預設時間內，透過貼附於受測者 3

下肢左側大腿表面的電極貼片 241 量測受測者 1 下肢兩條肌肉的電位變化並對應輸出一肌電訊號。

【0029】同時，如圖 1 的步驟 S7 所示，資料數位化裝置 25 在該預設時間內以每秒 1000 次的擷取(取樣)頻率收集該關節角度資料、該力量資料(包含該力矩訊號及該踏力訊號)、該曲柄角度資料及該肌電訊號並將其適當放大後數位化成數位訊號並記錄，再透過訊號傳輸線將數位化之該關節角度資料、該力量資料(包括該力矩訊號及該踏力訊號)、該曲柄角度資料及該肌電訊號傳送給訊號處理裝置 26。

【0030】然後，如圖 1 的步驟 S8，訊號處理裝置 26 的肌肉骨骼模擬模組 261 根據數位化之該關節角度資料、該力量資料及該曲柄角度資料，以及受測者 1 的一人體計測資料(包括性別、身高、體重等)，估算受測者 1 下肢膝關節周邊共十四條肌肉(群)的一活化數據(為介於 0~1 的數值)，以及估算受測者 1 之髌關節、膝關節及踝關節的一力矩。具體而言，本實施例是藉由實際量測之關節角度資料驅動肌肉骨骼模擬模組 261，使產生模擬的一初始的下肢肌肉(膝關節周邊十四條肌肉)的活化數據及關節力矩，再根據該力量資料(包括該力矩訊號及該踏力訊號)及該曲柄角度資料校正該初始的下肢肌肉的活化數據及關節力矩，以得到貼近受測者下肢(膝關節周邊十四條肌肉)實際運動狀況的肌肉活化數據及關節力矩。且

由於肌肉骨骼模擬模組 261 估算上述肌肉活化數據及關節力矩的方式為習知技術且非本案重點，故於此不加詳述。

【0031】 因此，肌肉骨骼模擬模組 261 所估算之受測者 1 下肢肌肉的該活化數據將與關節承受的力矩相互關連，亦即受測者 1 下肢肌肉的活化數據與受測者之關節力矩有關，且關節力矩亦會受到受測者 1 下肢肌肉的活化數據的影響，因此，本實施例估算之肌肉活化數據及關節力矩更接近受測者下肢實際運動的狀況。

【0032】 而且本實施例藉由實際量測之關節角度訊號驅動肌肉骨骼模擬模組 261，可改善習知以標記點驅動肌肉骨骼模擬系統的複雜性，有效縮短在受測者身上設定標記點的時間及簡化資料計算的複雜性並提供準確的估算結果。

【0033】 此外，由於肌電訊號之正規化對於後續的分析十分重要，因此肌肉骨骼模擬模組 261 會採用一常見的肌電訊號正規化方法，即等張最大自主收縮方法 (Isometric maximal voluntary contraction, iMVC, Neptune, Kautz et al., 1997; Bieuzen, Lepers et al., 2007)，對資料數位化裝置 25 傳來之數位化後的該肌電訊號(即量測該受測者下肢左側大腿兩條肌肉所得到之肌電訊號)做正規化。

【0034】 然後，肌肉骨骼模擬模組 261 根據數位化且正規化之與受測者下肢左側大腿兩條肌肉對應的該等肌電訊號，將與該受測者

下肢除了上述兩條肌肉以外的其餘肌肉(共十二條肌肉)對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號。更確切地說，假設受測者下肢左側大腿兩條肌肉的活化數據分別為 0.3、0.5，且其實際量測到的肌電訊號為 60mv、100mv，則肌肉骨骼模擬模組 261 即可根據受測者下肢左側大腿兩條肌肉的活化數據與肌電訊號的對應關係，求得受測者下肢雙側其餘肌肉(單側十二條肌肉)分別的肌電訊號。

【0035】 藉此，表面肌電訊號量測裝置 24 只要量測受測者下肢兩條(甚至一條)肌肉的肌電訊號，肌肉骨骼模擬模組 261 即可根據該肌電訊號及其估算出來的該受測者下肢肌肉的活化數據，求得受測者下肢其它肌肉的肌電訊號，而無需實際量測受測者下肢膝關節周邊全部十四條肌肉的肌電訊號，因為有些較深層的肌肉並無法藉由貼附在體表的電極貼片測得肌電訊號，而必須以扎針侵入身體的方式才能測得深層肌肉的肌電訊號，因此藉由本實施例上述做法，即能以不需侵入身體的方式獲得受測者下肢膝關節周邊全部十四條肌肉的肌電訊號。

【0036】 然後，訊號處理裝置 26 的資料分析模組 262 將與受測者下肢十四條肌肉對應的該等肌電訊號代入一肌肉共縮公式如下，以計算受測者下肢肌肉的一共縮(Coactivation)百分比。由於該公式是既有的習知技術，故在此不贅述其計算過程。

$$\text{Coactivation} = \frac{\int \min\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}{\int \max\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}$$

【0037】而資料分析模組 262 可根據上述估算出之受測者各關節的力矩以及下肢肌肉的一共縮百分比，產生如圖 7 所示的一結果報表，其中顯示受測者之腕、膝、踝關節對應不同曲柄角度的力矩、關節角度，以及膝關節周邊肌群中之大腿肢段(Thigh)(包含股外、內側肌 (Vastus lateralis and medius, VL & VM)、股直肌 (Rectus femoris, RF)、股二頭肌-長頭 (Biceps femoris-longus, BF-long))肌肉的活化數值(介於 0~1)及彼此之間產生的共縮值百分比 (Co-act)，以及小腿肢段 (Shank)(包含外側腓腸肌 (Gastrocnemius lateralis, GL)、比目魚肌 (Soleus, SO)與脛骨前肌 (Tibialis anterior, TA))肌肉的活化數值(介於 0~1)及彼此之間產生的共縮值百分比(Co-act)。

【0038】且在人體解剖學的概念上，因為髁、膝、踝關節皆屬多肌群關節，因此膝關節周邊肌群共縮的大小將反映膝關節的穩定性。因此，根據上述報表呈現之肌肉共縮數據及各關節之力矩和曲柄角度之間的關係，熟知人體肌肉骨骼系統相關領域之臨床醫護人員或體育教練等人員，即可從中判斷受測者在不同騎乘階段的施力是否正常、肌群的活化是否協調、關節受力是否過大，並據此評估受傷的部位以及受傷發生的原因，例如當報表呈現受測者在某一曲

柄角度下的膝關節力矩為負值，而正常人為正值，即可推知相關的某幾條肌肉受傷，以及根據報表呈現的肌肉共縮值即可判斷關節在某些角度下是否穩定(因為共縮值越小代表關節越穩定，反之代表關節越不穩定)，藉此進一步根據關節的穩定性判斷該些關節受傷的可能性及導致關節受傷的因素，例如某條肌肉受傷或某個姿勢不當等，並藉此提供受測者較佳的騎乘策略，調整適合受測者之自行車的各项參數，例如改變車架尺寸及踏板與曲柄的改良等，以降低及預防不當騎乘自行車所致之運動傷害。

【0039】綜上所述，上述實施例藉由受測者踩踏自行車的過程中，量測受測者下肢的關節角度變化，並以測得之關節角度訊號驅動肌肉骨骼模型 261，使根據關節角度訊號產生初始的下肢肌肉(膝關節周邊十四條肌肉)的活化數據及關節力矩，藉此改善習知以標記點驅動肌肉骨骼模擬系統的複雜性，有效縮短設定標記點的時間及簡化資料計算的複雜度，再根據受測者踩踏自行車的過程中測得的該力矩訊號、該踏力訊號及該曲柄角度訊號校正該初始的下肢肌肉的活化數據及關節力矩，而得到貼近受測者下肢(膝關節周邊十四條肌肉)實際運動狀況的肌肉活化數據及關節力矩；且本實施例之表面肌電訊號量測裝置 24 只要量測受測者下肢兩條肌肉的肌電訊號，肌肉骨骼模擬模組 261 即可根據該肌電訊號及其估算出來的該受測者下肢肌肉的活化數據，求得受測者下肢其它肌肉的肌電

訊號，而無需實際量測受測者下肢膝關節周邊全部十四條肌肉的肌電訊號，且資料分析模組 262 將受測者下肢十四條肌肉對應的該等肌電訊號藉由一肌肉共縮公式計算得到一共縮 (Coactivation) 百分比，並根據上述估算出之受測者各關節的力矩以及下肢肌肉的共縮百分比，產生針對受測者的一個人化結果報表，顯示受測者之臏、膝、踝關節對應不同曲柄角度的力矩、關節角度以及下肢肌肉的共縮百分比，供相關人員據以評估受測者在騎乘自行車的過程中是否會造成下肢的運動傷害，確實達成本發明的目的。

【0040】惟以上所述者，僅為本發明的實施例而已，當不能以此限定本發明實施的範圍，凡是依本發明申請專利範圍及專利說明書內容所作的簡單的等效變化與修飾，皆仍屬本發明專利涵蓋的範圍內。

【符號說明】

【0041】

S1~S10 步驟	22 三軸測力規
1 自行車	23 角度編碼器
3 受測者	24 表面肌電訊號量測裝置
10 鏈輪	25 資料整合擷取裝置
11 中軸	26 訊號處理裝置
12 曲柄	201 主機
13 踏板	202 感測器

14 下管

15 後車架

20 電子量角器

21 曲柄力矩感測器

231 皮帶

241 電極貼片

261 肌肉骨骼模擬模組

262 資料分析模組

【發明申請專利範圍】

【第1項】一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，包括下列步驟：

(A)令一受測者騎乘設置在一腳踏車訓練架上的一自行車並連續踩踏一預設時間，並以一關節量角裝置在該預設時間內，量測該受測者之膝關節的角度變化，以得到一包含膝關節的角度變化之關節角度資料；

(B)令設置在該自行車上的一力感測裝置在該預設時間內，感測該自行車之曲柄的形變及/或感測施加於自行車之踏板的踏力，以得到與該受測者下肢施力相關的一力量資料；

(C)令一角度測量裝置測量在該預設時間內每個時間點所對應之曲柄角度，以得到一曲柄角度資料；

(D)令一表面肌電訊號量測裝置在該預設時間內，量測該受測者下肢至少兩條肌肉的電位變化並對應產生一肌電訊號；

(E)由一資料數位化裝置將該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該肌電訊號數位化並輸出至一訊號處理裝置；

(F)該訊號處理裝置的一肌肉骨骼模擬模組根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該受測者的一包括性別、身高、體重的人體計測資料，估算該受測者下肢肌肉的一活化數據，以及估算該受測者之膝關節的一力矩數據；

(G) 該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號；及

(H) 該訊號處理裝置的一資料分析模組根據該受測者下肢肌肉對應的該等肌電訊號，計算該受測者下肢肌肉的一共縮百分比。

【第2項】 如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(A)中，該關節量角裝置是一電子量角器，其透過貼附在該受測者下肢之膝關節處的複數感測器量測該受測者之膝關節在三軸空間的旋轉角度變化。

【第3項】 如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(B)中，該力感測裝置是一設置在該自行車上的曲柄力矩感測器，其在該預設時間內感測該自行車之與踏板連接的曲柄受力轉動產生的形變。

【第4項】 如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(B)中，該力感測裝置是一設置在該自行車的踏板上的三軸測力規，其在該預設時間內，量測施加於踏板的踏力。

【第5項】 如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(B)中，該力感測裝置包括一設置在該自行車上的曲柄力矩感測器及一設置在該自行車的踏板上的三軸測力規，該曲柄力矩感測器在該預設時間內感測該自行車之與踏板連接的曲柄受力轉動產生的形變並輸出一

力矩訊號，該三軸測力規在該預設時間內量測施加於踏板的踏力並輸出一踏力訊號，且該力量資料包含該力矩訊號及該踏力訊號。

【第6項】如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(C)中，該角度測量裝置是一設置在該自行車上且與鏈輪連動的一角度編碼器，其在該預設時間內量測每個時間點所對應之曲柄角度。

【第7項】如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(H)中，該資料分析模組是以如下之一肌肉共縮公式計算該共縮百分比，其中Coactivation為該共縮百分比：

$$\text{Coactivation} = \frac{\int \min\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}{\int \max\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}$$

【第8項】如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(D)中，該表面肌電訊號量測裝置量測該受測者下肢單側單腳兩條肌肉或雙側雙腳各一條肌肉的電位變化，並在對應該受測者之腓骨頭處貼上一片電極貼片作為基準值，以去除皮膚表面所造成之雜訊，量測頻率為1000Hz。

【第9項】如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(G)中，該肌肉骨骼模擬模組還對數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號以等張最大自主收縮方法做正規化後，再根據正規化之該等肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的

其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號。

【第10項】如請求項1所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的方法，在步驟(A)中，還以該關節量角裝置在該預設時間內，量測該受測者之臏關節及踝關節的角度變化，以得到還包含臏關節及踝關節的角度變化之該關節角度資料；且在步驟(F)中，該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該受測者的該人體計測資料，估算該受測者之臏關節及踝關節的一力矩數據。

【第11項】一種估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，包括：

一自行車，其設置在一腳踏車訓練架上，供一受測者騎乘並連續踩踏一預設時間；

一關節量角裝置，其在該預設時間內，量測該受測者之膝關節的角度變化，以得到一包含膝關節角度變化之關節角度資料；

一力感測裝置，其設置在該自行車上，且在該預設時間內感測該自行車之曲柄的形變及/或感測施加於自行車之踏板的踏力，以得到與該受測者下肢施力相關的一力量資料；

一角度測量裝置，其量測在該預設時間內每個時間點所對應之曲柄角度，以得到一曲柄角度資料；

一表面肌電訊號量測裝置，其在該預設時間內量測該受測者下肢至少兩條肌肉的電位變化並對應產生一肌電

訊號；

一資料數位化裝置，其收集該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該肌電訊號並將其數位化；及

一訊號處理裝置，其與該資料數位化裝置電耦接，以取得數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該肌電訊號，且該訊號處理裝置包含一肌肉骨骼模擬模組及一資料分析模組；該肌肉骨骼模擬模組根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料以及該受測者的一包括性別、身高、體重的人體計測資料，估算該受測者下肢肌肉的一活化數據，以及估算該受測者之膝關節的一力矩數據；該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號；該資料分析模組根據該受測者下肢肌肉對應的該等肌電訊號計算該受測者下肢肌肉的一共縮百分比。

【第12項】一種如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該關節量角裝置是一電子量角器，其透過貼附在該受測者下肢之膝關節處的複數感測器量測該受測者之膝關節在三軸空間的旋轉角度變化。

【第13項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該力感測裝置是一設置在該自行車上的曲柄力矩感測器，其在該預設時間內感測該自行車之與踏板連接的曲柄受力轉動產生的形變。

【第14項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該力感測裝置是一設置在該自行車的踏板上的三軸測力規，其在該預設時間內，量測施加於踏板的踏力。

【第15項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該力感測裝置包括一設置在該自行車上的曲柄力矩感測器及一設置在該自行車的踏板上的三軸測力規，該曲柄力矩感測器在該預設時間內感測該自行車之與踏板連接的曲柄受力轉動產生的形變並輸出一力矩訊號，該三軸測力規在該預設時間內量測施加於踏板的踏力並輸出一踏力訊號，且該力量資料包含該力矩訊號及該踏力訊號。

【第16項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該角度測量裝置是一設置在該自行車上且與鏈輪連動的一角度編碼器，其在該預設時間內量測每個時間點所對應之曲柄角度。

【第17項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該資料分析模組是以如下之一肌肉共縮公式計算該共縮百分比，其中Coactivation為該共縮百分比：

$$\text{Coactivation} = \frac{\int \min\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}{\int \max\{\text{EMGa}, \text{EMGb}\} dt}$$

【第18項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該表面肌電訊號量測裝置量測該受測者下肢單側單腳兩條肌肉或雙側雙腳各一條肌肉的電位變化，並

在對應該受測者之腓骨頭處貼上一片電極貼片作為基準值，以去除皮膚表面所造成之雜訊，量測頻率為1000Hz。

【第19項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該肌肉骨骼模擬模組還對數位化之與該受測者下肢至少兩條肌肉對應的該等肌電訊號以等張最大自主收縮方法做正規化後，再根據正規化之該等肌電訊號，將與該受測者下肢除了上述至少兩條肌肉以外的其餘肌肉對應的該活化數據轉換成相對應的該肌電訊號。

【第20項】如請求項11所述估測騎乘自行車之受測者下肢運動狀態的系統，其中該關節量角裝置還在該預設時間內，量測該受測者之腕關節及踝關節的角度變化，以得到還包含腕關節及踝關節的角度變化之該關節角度資料；且該肌肉骨骼模擬模組還根據數位化之該關節角度資料、該力量資料、該曲柄角度資料及該受測者的該人體計測資料，估算該受測者之腕關節及踝關節的一力矩數據。

【發明圖式】

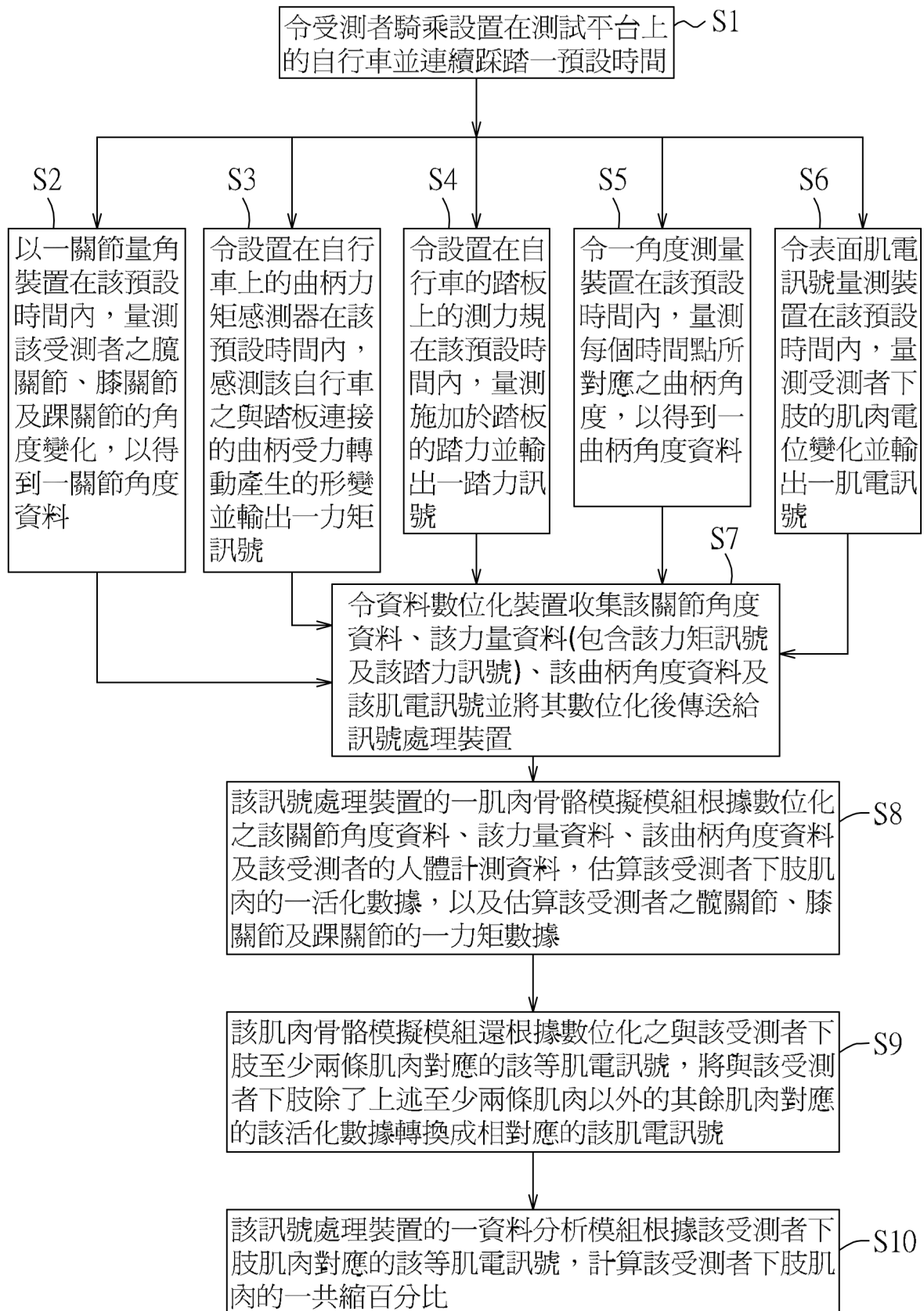


圖 1

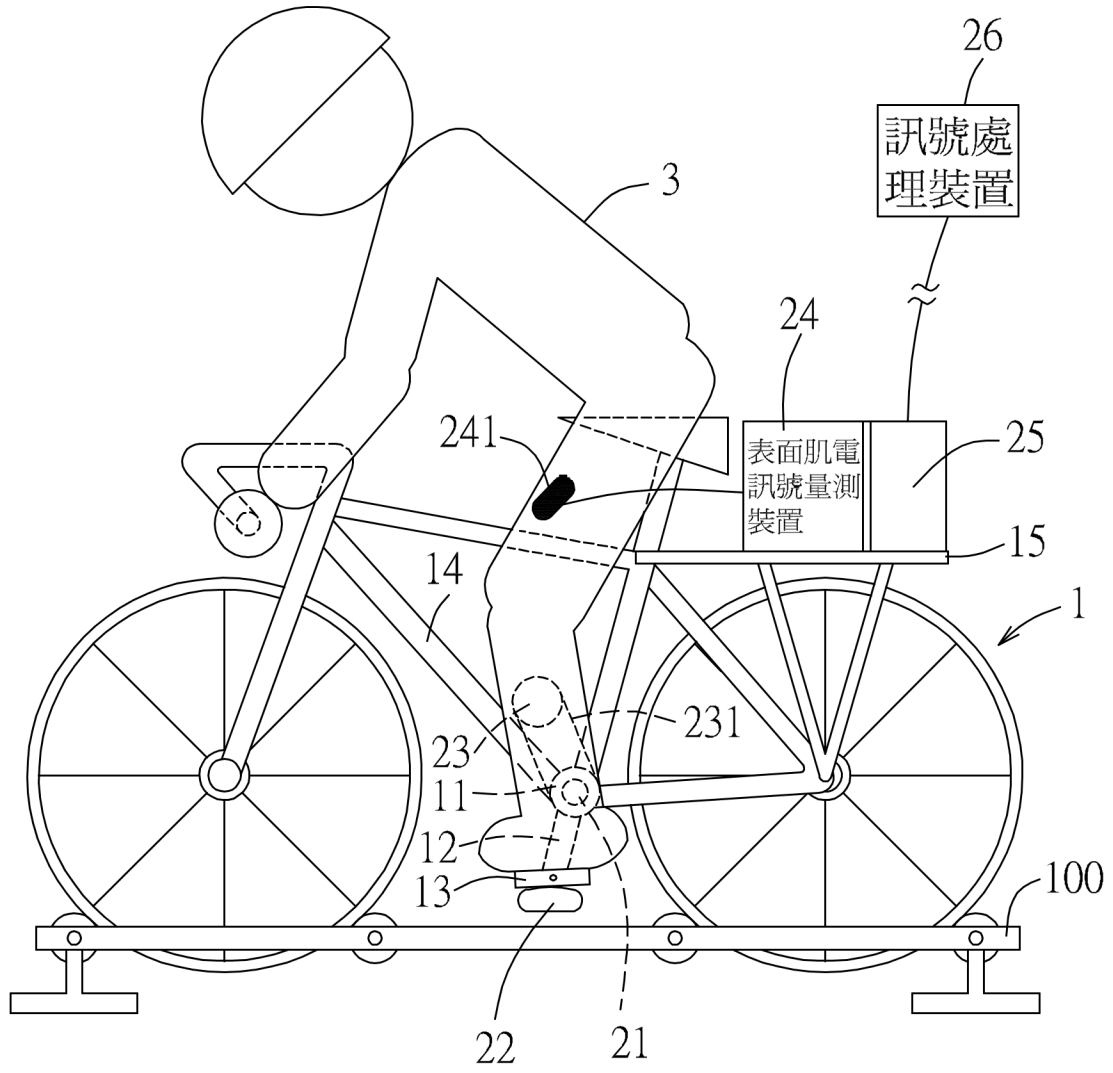


圖 2

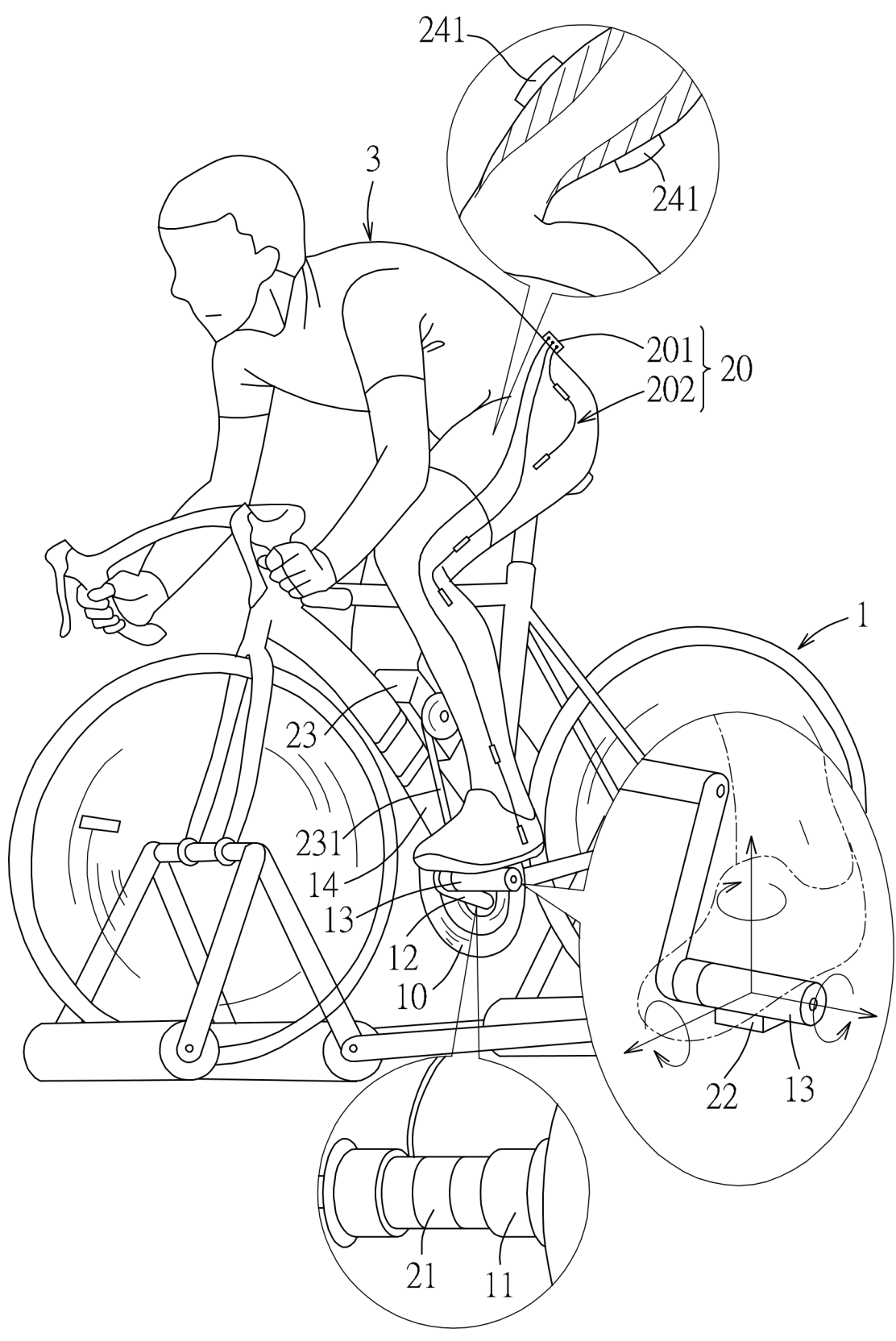


圖 3

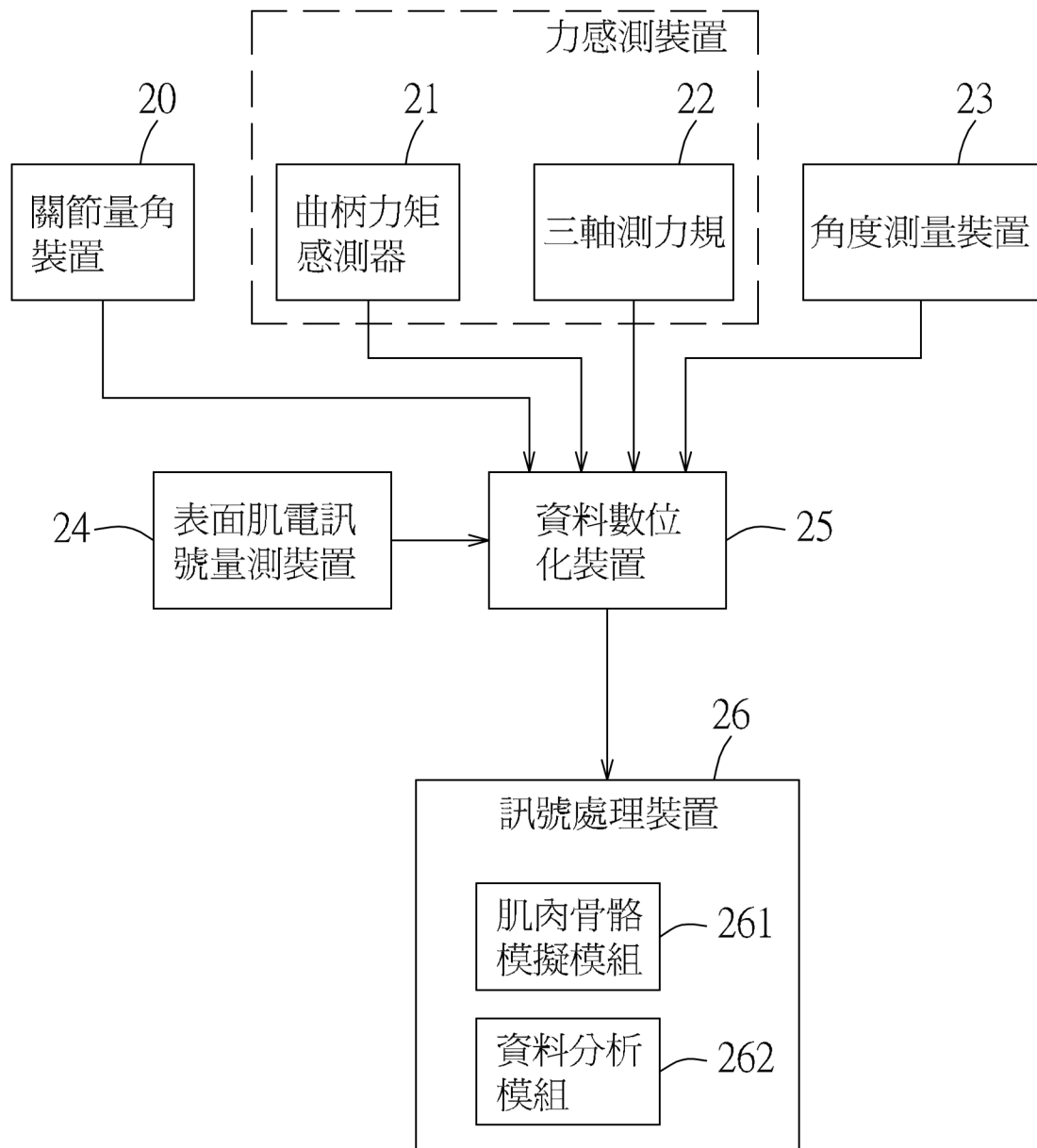


圖 4

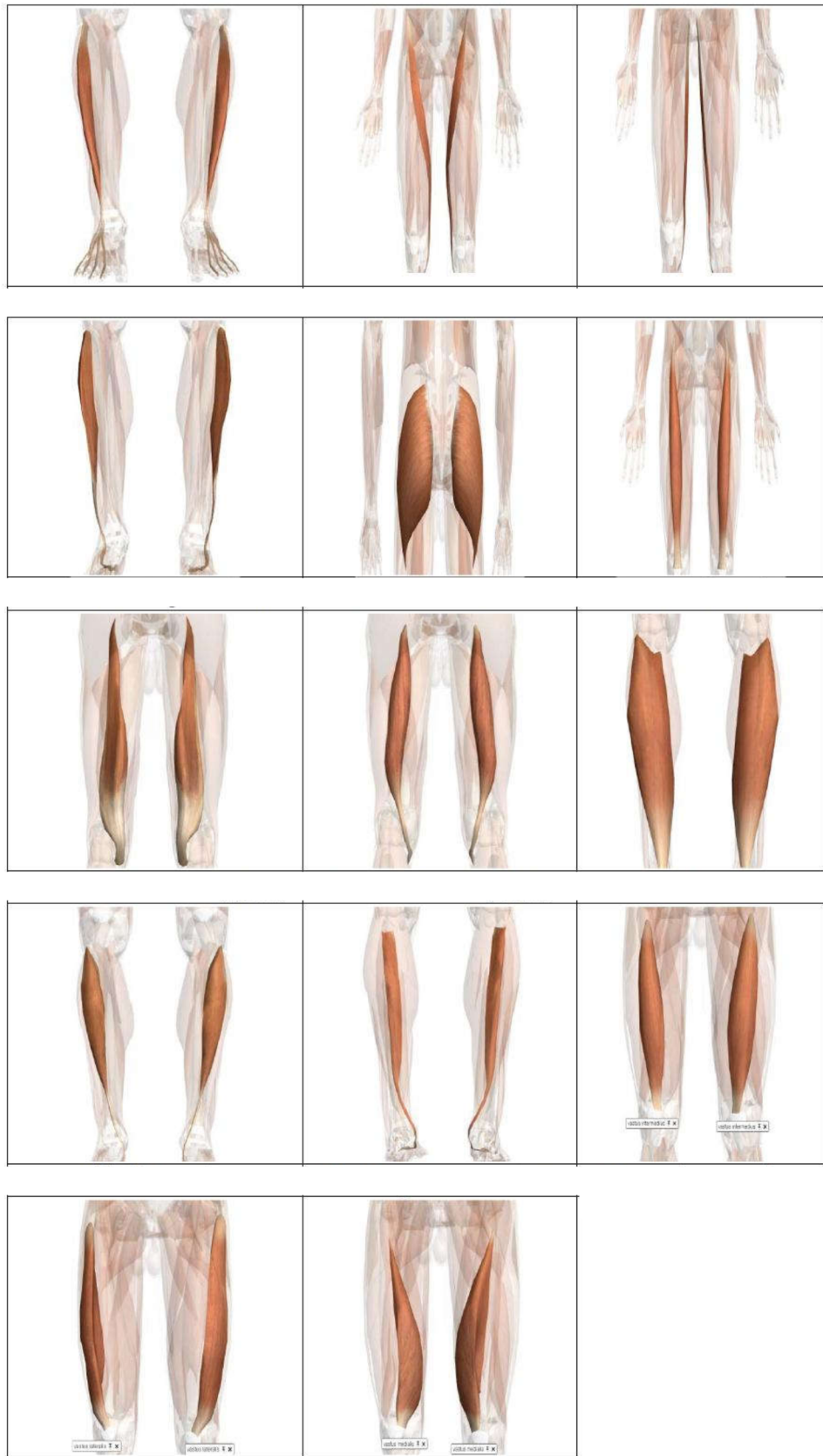
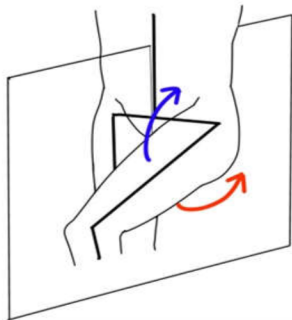
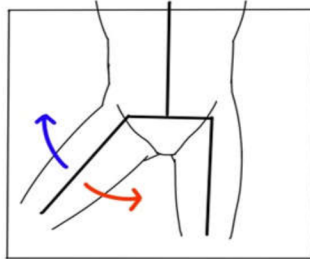


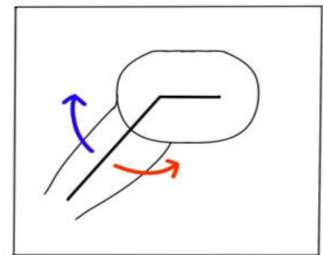
圖 5



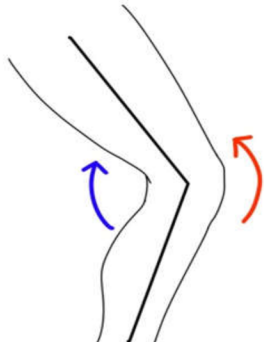
臑關節上下旋轉



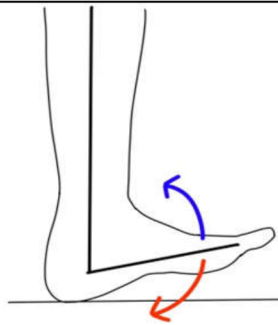
臑關節左右旋轉



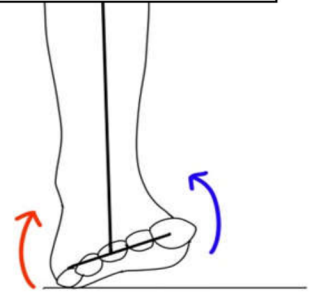
膝關節上下旋轉



膝關節左右旋轉



踝關節上下旋轉



踝關節左右旋轉

圖 6

Cycling Diagnosis System

Date: November

Name: HuangXX		Age: 26		Height: 173		Male		BW: 70		Average RPM: 90rpm					
Crank degree (曲柄角度)		Joint Moment (Nm/kg) (關節力矩)				Muscle Activity (肌肉共縮, Co-act)				Shank (小腿肢段)					
		Hip (髋)		Knee (膝)		Ankle (踝)		Thigh (大腿肢段)		Shank (小腿肢段)		Shank (小腿肢段)			
Fle/Ext	Abd/add	rot.	Fle/Ext	Inver/ever	Plan/dorsi	RF	VL	VM	BF	Co-act	TA	GL	SO	Co-act	
TDC	-0.04	0.22	0.57	-0.15	7.41	-34.50	0.18	0.20	0.17	0.00	54.85%	0.00	0.02	0.17	19.07%
45°	-1.24	0.13	-5.79	-4.98	4.68	-26.65	0.10	0.01	0.06	0.00	17.02%	0.00	0.12	0.01	12.73%
60°	-0.96	2.98	-17.47	-5.42	5.47	-41.06	0.10	0.01	0.04	0.00	15.20%	0.00	0.14	0.01	15.42%
90°	-2.02	0.43	-11.27	2.18	0.85	-13.66	0.18	0.31	0.07	0.02	55.84%	0.08	0.07	0.26	23.26%
120°	-0.33	-0.32	0.65	-3.12	6.28	-38.10	0.08	0.23	0.13	0.01	43.82%	0.07	0.06	0.19	27.83%
BDC	-1.97	-0.50	1.67	-1.42	5.84	-34.71	0.00	0.00	0.09	0.01	8.89%	0.10	0.14	0.00	65.96%
Std. Dev. (F)															
Joint angle (關節角度)		Ankle (踝關節角度)				Knee (膝關節角度)				Hip (髖關節角度)					
		Inver/ever	Plan/dorsi-flexion	Fle/Ext	Abd/add	Fle/Ext	Abd/add	Fle/Ext	Abd/add	Ext. rot.					
TDC	24.31	-18.58	118.62		78.34	25.60									7.56
45°	23.27	-18.73	103.38		76.81	23.83									11.89
60°	22.61	-16.48	95.85		72.54	23.11									14.17
90°	21.59	-15.53	84.18		64.40	21.56									17.23
120°	18.89	-17.36	63.09		46.70	17.16									20.87
BDC	19.02	-19.88	52.84		30.08	15.59									23.32
Std. Dev. (F)															
Coordination (%)		More speed ASAP				After faster speed				Prescription					
		Normal speed	More speed ASAP	After faster speed	Coordination always high										
Thigh	6-33	8-55													
Shank	6-89	12-65													

圖 7