

即時自動產生人體下半身動作的運動計劃 Generating Humanoid Lower-Body Motions with Real-time Planning

陳培鋒 李蔡彥

國立政治大學 資訊科學系

台北市文山區指南路二段 64 號

TEL : (02)29393091 ext 62266

E-mail : {g9009, li}@cs.nccu.edu.tw

摘要

在製作動畫上，模擬人體運動一向是困難的題目，然而在許多虛擬環境中，人物的運動模擬都是不可或缺的一環。文獻上有關人體運動動畫的研究雖多，但大部分的研究都假設行走路徑及腳步落點已經給定，能根據地形特徵而自動產生對應之行走運動的並不常見。本論文所提供的系統，便是一個能即時模擬人體走路動作的運動計劃器。我們以反向關節運動的方式，分析人體在不平路面上行走時的運動特徵，並將懸浮腿的運動軌跡以貝茲曲線代表。透過調整貝茲曲線的控制點，將可在起伏不平的路面上達到避碰的目的。另外，我們也加入了腳步計劃的機制，使虛擬人物能依使用者的高階輸入，計劃在任意時間點上未來幾步保證可行的運動。除了實做以上運動模擬及計劃模組外，我們也已將所產生的運動結果透過 VRML 的外部介面，呈現於 3D 瀏覽器上。

1. 前言

有關人體運動的模擬一直是製作電腦動畫上相當棘手的問題，而其中有關模擬人體行走的研究也相當多；但至今仍未有一系統可自動模擬出完整的人體行走模型。例如有相當多的領域在研究此課題，包括機器人學、生物力學、人類學等；但大多數的系統都只能著重在某些特例上，如在沒有障礙物的平坦路面上之模擬。然而在真實的情況下，許多的路面都是不規則、崎嶇不平的，因此這些系統很難直接套用到擬真的環境上。

理想上，要能成功地模擬出人體走路的系統，應包括下列幾項特點：

- 允許崎嶇不平的路面：如前所示，在現實情況下，路面鮮有平坦且無障礙物的，故要能將模擬的層次提高，符合真實，就必須允許崎嶇不平的情況。

- 步伐的不一致性：在人類的行走過程中，每一步的步伐大小是不盡相同的。一般而言，步伐的大小與地形的起伏、人類的心情愉悅程度、能量的分配有關，故理想上也必須考量此點。
- 腳步的計劃：人類的行走過程是有計劃的，我們往往在走這一步的同時，也決定了下兩到三步的腳步位置，所以不常有走錯的情形發生。
- 即時性：要能模擬真實的行走運動，系統的演算法則必須有即時計算的特色；也就是在每一步所花的計算必須不能太長，且最好保持一致，才能達到互動介面的即時性要求。
- 真實性：這部分也是模擬人體運動的課題中最困難的部分，因為牽涉到精確動力學模型建立的不易。故這方面的研究雖多，但至今仍未有一個能有效模擬複雜人體運動的機制。

在這篇論文中，我們將描述一個能依地形的起伏而改變步伐大小的即時性模擬系統。此系統除了能適應地形的高低起伏外，也能計劃腳步的放置點，以自動調整步伐大小，順利地走到目的地。

接下來的第二部分我們會先介紹與此題目相關的研究。第三部分則是介紹整個系統的架構。第四部分介紹人體下半身行走的原理與系統內所運用到的方法。第五部分到第六部分則是實作的方法、結果與結論。

2. 相關研究

模擬人體走路的相關研究相當多，主要可以分成下列幾類。第一類為動作修改 (motion editing)，也就是直接使用動作捕捉 (motion capture) 的方法抓取人體運動時各關節的資料，再用各種編修的方法，讓這些抓取所得的資料盡量符合使用者所希望的動作。如 Unuma et. al.[1]利用傅立葉展開 (Fourier expansion) 來完成動作混成 (motion blending)、Witkin 的動作變形 (motion warping)

[2]、Min Gyu Choi 編輯腳步的位置與方向來達到計劃行走路線[3]。

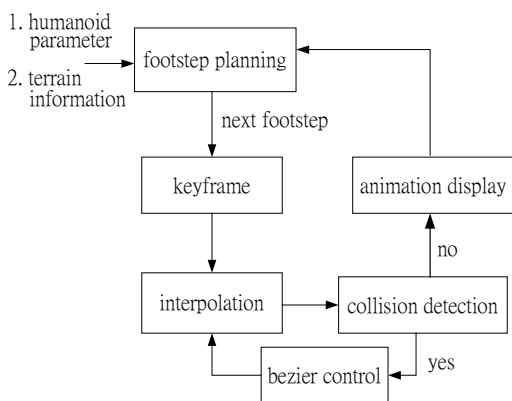
第二類是以反向關節運動 (inverse kinematics, IK) 為基礎的方法。不同於上一類方法，許多系統利用 IK 來完成即時的運算，得到每一瞬間腳步的位置與各個關節所轉動的角度。使用者只需決定步伐大小、抬腳的高度、走路速度等要素，便可透過計算得到人體各個關節點的位置，進而得知人體走路的整個過程。相關研究如 Harold C. Sun [4]、James K. Hahn [5]、Armin Bruderlin [6]等。

除了上述兩類方法為較多人採用外，其他方法也有不錯的結果。例如利用控制器 (controller) 來達到走路時的平衡[7]、利用許多不同運動的元件控制器來組合人體運動[8]、利用 ZMP (zero moment point) 的觀念達到在不平坦的地形上之行走[9]、利用基因演算法 (genetic algorithm) 求得走路時各個過程的關節位置[10]、及利用 ZMP 來達到運動的平衡感[11]。

雖然上述有很多系統的結果都有一定的實用性，但卻都沒有包含先前所提到的腳步計劃的機制。因此本論文提出一含有腳步計劃的機制，且能即時地得到運算結果，以產生更貼近人類走路行為的運動。

3. 系統架構

3.1. 系統流程圖

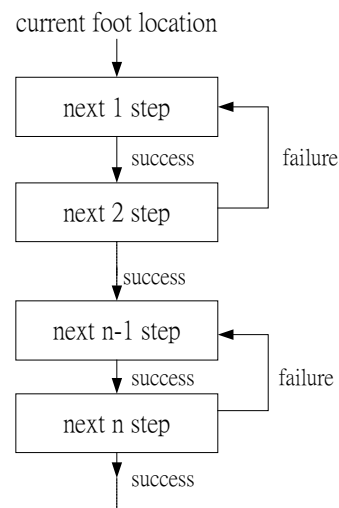


圖一 系統流程圖

圖一為本研究所提系統的流程圖。當使用者輸入人體的基本資料 (包括抬腳高度、正常行走的步伐大小等)、地形資訊、目前腳步位置等參數後，系統就會由腳步計劃器產生下一個腳步的落點。決定了此步伐的起始點與終點後，系統會接著決定在兩點間運動的過程中，人體運動的關鍵

組態。此關鍵組態即為動畫中的關鍵格 (Keyframe) 參數。此關鍵組態可能因雙腳的高度差 (上坡或下坡)，而有不同的設定方式。根據關鍵組態的位置，我們便可以進一步設計關鍵格之間人體運動組態的內插方式，以得到關鍵格之間的所有畫格。在內插過程中，我們以貝茲曲線的方式設計懸於空中的腿的運動軌跡。透過調整曲線的控制點，我們嘗試能為移動中的腳找到避碰的運動軌跡。當然，除了避碰之外，這些運動參數都必須符合人體關節的機構學限制。在設計好一步之後，系統會自動地由腳步計劃器 (如圖二) 規劃下一步的步伐大小 (或步伐落點)，再經由相同的程序產生下一步的動作。

3.2. 腳步計劃器



圖二 腳步計劃器

上節中所述之腳步計劃器雖然只產生下一步的位置，但在思考計劃的過程中，可考慮未來的數步，以增加整體成功率。一般情形下，當我們在跨出一步的同時，也正在規劃下三步的腳步應踏在哪個位置；因此在模擬人體行走運動時，我們也必須要考慮到這項特質。圖二為本系統所提出的腳步計劃器，圖中的 n 為一次計劃的步數。一般來說，人類行走的計劃步數一次約為二至三步 (即 $n=2$ or 3)，但若行走於平坦路面時，計劃步數可增至 4 到 5 步；相反地，若行走於崎嶇不平的路面時，計劃步數則會減少，以確保每一步都走在適當的位置上。目前本系統的計劃方式為循序式的，也就是當第 i 步計劃成功才會進行第 $i+1$ 步的計畫；而當第 i 步計劃失敗，則會退回第 $i-1$ 步，檢查是否仍有可行的步伐。若沒有，則再退

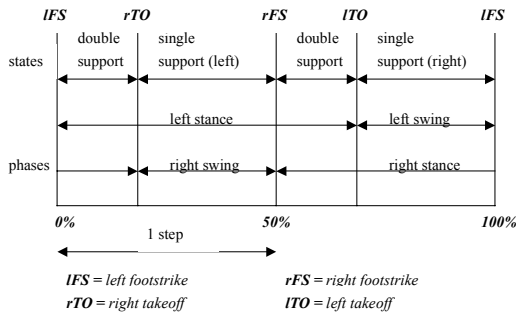
回至第 $i - 2$ 步；依此類推，直到從下一步到第 n 步都計劃成功，才算完成了整個腳步計劃。而在搜尋可行步伐的策略中，由於本系統未將所有可行的步伐依步伐品質的好壞做分析排列，所以是以第一個搜尋到的可行步伐做為採用的步伐。

4. 模擬人體下半身的行走運動

在設計此行走運動模擬系統時，為了達到即時性、減低模擬時的計算複雜度，我們省略了人體運動較細微的動作，如腳掌的彎曲程度等，因此全部關節的位置與角度均可透過 IK 的計算得出。在經 IK 計算後，我們可以得到運動過程的關鍵格。接下來便是填滿在關鍵格之間人體關節部位的位置與角度。這些內插畫格在經過碰撞檢查及以貝茲曲線的修正抬腳高度後，我們就可以得到所預期的即時模擬人體下半身運動。

4.1. 人體下半身運動之觀察

有關人體運動的研究資料顯示[12][13]，人類在行走時，下半身的運動可分成幾個階段。一般是將 footstrikes, FS (腳接觸到地面) 與 takeoffs, TO (腳離開地面) 設為分隔點，而定義出“一步”為從左腳 FS 到右腳 FS 的過程，如圖三所示。



圖三 人體下半身行走之運動模式

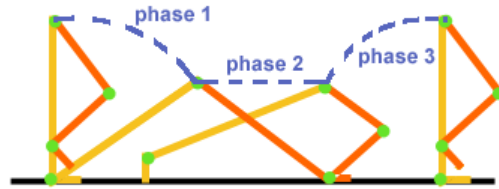
圖三將行走的運動模式分成四個階段，double support、single support(left)、double support、single support(right)。而這四個階段，如果不分左右腳，基本上可分成兩種狀態：stance phase 與 swing phase。

本論文便是採用上述的人體下半身行走之運動模式，但再做了一些修改，以使得在實作上能更精確地描述此運動過程。我們將每一步畫分成三個階段 (phase)：

1. 前腳向前跨步踩到地上：如圖三中的 ITO 到 IFS 的過程，也是本系統假設人體行走的啟始

狀態；我們將此階段稱為 phase 1 (如圖四)。

2. 後腳跟逐漸抬起至後腳尖離地：也就是 IFS 到 rTO 的部分，如圖四中的 phase 2。
3. 縮後腳：也就是要發生 right swing 之前的情形，運動過程會先將右腳跨向左腳，但未達右



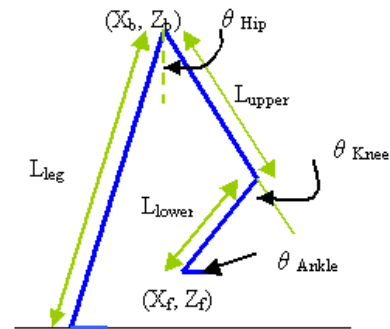
圖四 人體下半身行走的3個階段

腳越過左腳的狀態，如圖四中的 phase 3。

根據所訂出來的階段，我們找出各階段之間的分界點，也就是關鍵格。(詳見 4.3 節之進一步說明)

4.2. 反向關節運動 (Inverse Kinematics)

在論文提議的人體下半身運動之模擬方式，是建立在反向關節運動的計算上。在產生關鍵格的過程中，我們在假設腳掌平貼於水平的地面上，如圖五所示。我們假設已知條件為骨盆的位置 (x_b, z_b) 、腳踝的位置 (x_f, z_f) 、大腿 (L_{upper})、小腿 (L_{lower}) 的長度，而我們希望計算得到骨盆 (θ_{Hip})、膝蓋 (θ_{Knee})、腳踝 (θ_{Ankle}) 的彎曲角度。



圖五 Inverse Kinematics 的模型

此反向關節運動的計算公式如下：

$$\cos(\theta_{Knee}) = \frac{(x_b - x_f)^2 + (z_b - z_f)^2 - L_{upper}^2 - L_{lower}^2}{2L_{upper}L_{lower}}$$

$$\alpha = \text{atan2}(z_b - z_f, x_f)$$

$$\beta = \text{atan2}(L_{lower} \sin(\theta_{Knee}), L_{upper} + L_{lower} \cos(\theta_{Knee}))$$

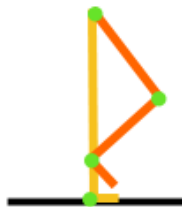
$$\theta_{Hip} = -\alpha - \beta$$

$$\theta_{Ankle} = -\theta_{Knee} - \theta_{Hip}$$

在運動的過程中，假設骨盆及腳踝的位置為給定，則我們便可以透過上述 IK 公式得到每一關節的旋轉角度或其位置。

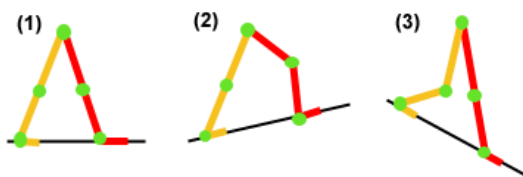
4.3. 關鍵格的設計

第一關鍵格：第一個關鍵格為前腳微微抬起，後腳直立平貼於地面的狀態，如圖六所示。而之所以不以雙腳直立，腳掌平貼於地面為關鍵格的原因在於人體行進的連續過程中，後腳在收腳結束，準備走下一步時不會先踏在地面上再走下一步；而是直接以接近地面的高度掠過地面，這時目前這一步的後腳會成為走下一步時的前腳，正好符合上述第一關鍵格的狀態，只是前後腳互換了。



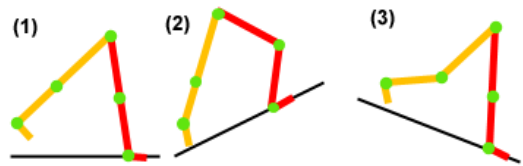
圖六 第一關鍵格

第二關鍵格：此時的狀態為前腳剛剛踏到地面上。在一般情況下，後腳的腳踝會平貼於地面，且兩腳必有其中一腳為伸直的狀況，如圖七所示。在計算上，無論是圖七的(1)、(2)或(3)，都會假設骨盆(pelvis)的位置在兩腳腳踝的中垂線上，而其垂直地面的高度則依地面情況而有所不同。在(1)的狀態，兩腳腳踝的位置高度相同，故在計算骨盆高度時，由已知的腳長與腳步大小，可直接從畢氏定理計算；而(2)則是以後腳的腳踝為基準，(3)則以前腳的腳踝為基準，也同樣利用畢氏定理計算高度，且皆以伸直的腳做為畢氏定理中的直角三角形之斜邊。在確定骨盆的位置後，就可利用 IK 的關係，計算其他關節的位置，便可得到各種情況下的第二關鍵格。



圖七 第二關鍵格，(1)為走平地的狀態，(2)為上坡之狀態，(3)為下坡狀態。

第三關鍵格：此時的狀態為後腳尖剛要離開地面的瞬間，如圖八所示。在計算骨盆的位置時，因地形的不同而有不一樣的做法：在平地與下坡情況下，會以前腳的腳踝為圓心，腳長為半徑，以弧線找出第三關鍵格的骨盆位置；而在上坡的情形，會先將後腳腳踝以垂直水平線的方式向上提升到最高點，而得到第三關鍵格的後腳腳踝之位置，再利用 IK 的關係便可得到骨盆之位置。而其他關節則以 IK 為主要的計算方法，如此便可得到在第三關鍵格中所有關節的位置。

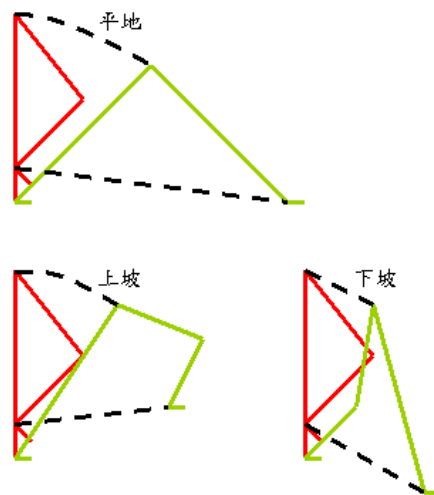


圖八 第三關鍵格，後腳尖剛要離地。(1)為走平地的狀態，(2)為上坡狀態，(3)為下坡狀態。

4.4. 關鍵格間的內插方式

在得到三個關鍵格後，接下來是內插產生關鍵格之間的其他畫格，而由於關鍵格本身的不同，內插的方法亦有所不同，也分為三種情形：

1. 內插第一與第二關鍵格 (如圖九)：

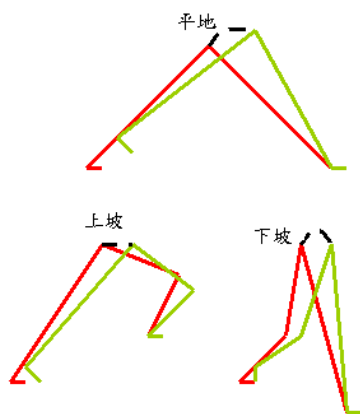


圖九 內插第一與第二關鍵格

在此階段，前腳由微微抬起的狀態向前跨步，直到碰觸地上。在做內插計算時，當地形為平地與上坡的情況下，骨盆的移動軌跡為一圓弧，而此圓弧即是以後腳腳踝為圓心，腳長為半徑所構成的軌跡；而下坡的情形，骨盆的移動軌

跡則為一直線。因此不論是哪种情况，我們都可以很容易地得到介於此二關鍵格中所有畫格的骨盆位置；而在前腳腳踝的部分，是以貝茲曲線軌跡來做內插，讓前腳能順利地、無碰撞地由第一關鍵格跨到第二關鍵格。

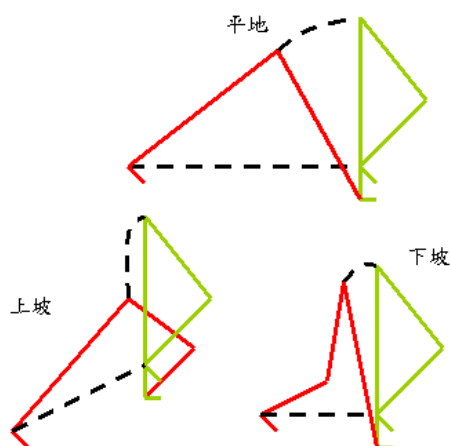
2. 內插第二與第三關鍵格（如圖十）：



圖十 內插第二與第三關鍵格

此階段後腳跟會逐漸抬起，後腳尖維持踏在地面上，一直到後腳腳踝無法繼續往上抬時，為內插的結束。而無論地形為上坡、平地與下坡的做法皆相同：前腳掌維持緊貼於地面；骨盆位置為圓弧內插產生，內插的起點和終點分別為第二關鍵格與第三關鍵格的骨盆位置；後腳腳踝視骨盆移動的情況逐漸抬起。

3. 內插第三關鍵格與下一步的第一關鍵格（如圖十一）：



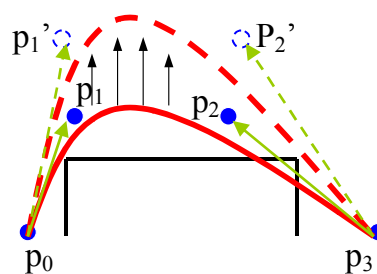
圖十一 內插第三關鍵格與第一關鍵

此階段的動作為縮後腳，前腳傾向直立。無論上坡、平地和下坡做法皆相同：前腳掌保持不動；

對此步的第三關鍵格與走下一步的第一關鍵格前腳膝蓋與腳踝的角度做內插，利用所得到的角度求出骨盆位置；而在後腳腳踝的部分，仍然是以貝茲曲線來做內插，使第三關鍵格到下一步的第一關鍵格的過程能順利避開碰撞的發生。

4.5. 以貝茲曲線計算避碰軌跡

在檢查到腳與地形有碰撞時，本系統採用的是以貝茲曲線的方法來將腳步提高，直到整段貝茲曲線，也就是腳部關節的軌跡都不會有碰撞的發生。而在發生碰撞之後，本系統會依此步伐的起始點與終點作為貝茲曲線的端點（end point），而貝茲曲線的控制點（control point）則以兩端點之中點開始。首先找出在貝茲曲線上發生碰撞之處，接著將提高控制點的位置，檢視是否能避免碰撞的發生。倘若仍有碰撞，將再試著把控制點的位置往兩端點方向移動藉以拉寬貝茲曲線。依此類推，直到此貝茲曲線所構成的運動軌跡超過人體運動的限制，才宣告此步伐為不可行之步



圖十二 以貝茲曲線避碰

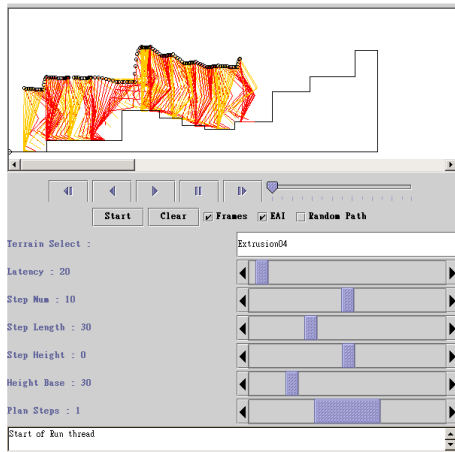
伐，而必須要重新計劃腳步。

如圖十二，可以觀察到當我們把控制點（ P_1 、 P_2 ）的位置拉高（ P_1' 、 P_2' ）時，可改變貝茲曲線的弧度，使由此貝茲曲線所構成的運動軌跡能順利跨越障礙物，避免碰撞的發生。

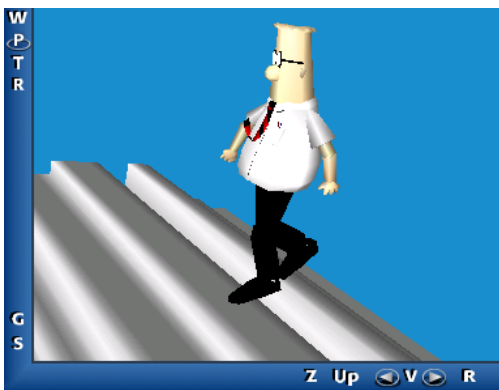
5. 實驗成果

5.1. 實驗平台

本模擬系統所採用的實做語言為 Java，其各部分軟體模組除了 VRML 瀏覽器外，均為自行設計。這些模組包括 IK、Bezier curves 控制、內插、計劃、及圖形介面等。本系統透過如圖十三的圖形介面，由使用者調整包括步伐大小、抬腳高度、行進速度等參數。再根據這些參數，由系統產生描繪人體動作的數值，包括骨盆的位置，骨盆、



圖十三 實驗平台之人機介面



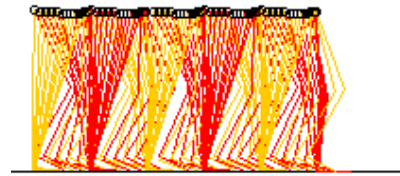
圖十四 3D VRML 場景

膝蓋、腳踝的彎曲角度等，進而產生出所要求的動畫。這些數值則進一步透過 VRML EAI(External Authoring Interface)的介面，傳至 VRML 中的人體模型，產生對應的 3D 動畫。如圖十四中的場景為虛擬人物正在上下樓梯。

5.2. 在不平路面上的運動範例

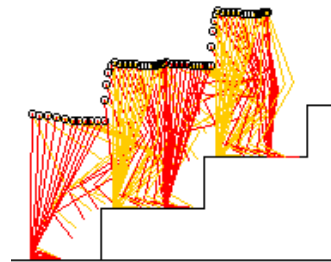
因本系統著重在對地形起伏不平的克服與腳步的計劃，故以下將以虛擬人物在平地、上樓梯、下樓梯以及對於腳步計劃的效果為例作說明。

- **平地：**在平地的行進，如圖十五所示。可觀察到骨盆的位置並非是維持在同一直線上的，這是因為從第一關鍵格到第二關鍵格以及從第三關鍵格到下一步的第一關鍵格時，骨盆的位置會有些許的變化，但因地形沒有高低起伏，故此變化量不大。但仍可看出骨盆的軌跡是以圓弧、直線、圓弧的方式上下起伏。
- **上樓梯：**在上樓梯時，在階梯的高度發生變化時，可由圖十六可看出骨盆的位置有明顯的改



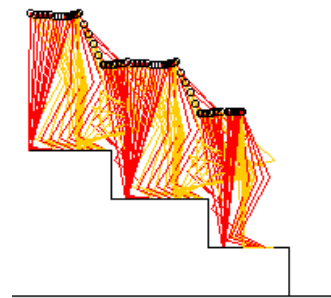
圖十五 平地的行進軌跡

變。而與走平地相同的是，骨盆的軌跡亦是以圓弧、直線、圓弧的方式上下起伏，但位置高低有劇烈變化。



圖十六 上樓梯的行進軌跡

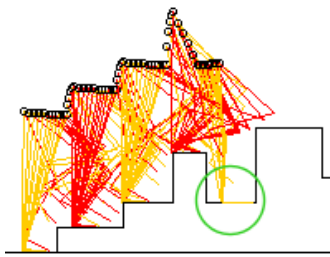
- **下樓梯：**如圖十七所示。與上樓梯相同，在階梯高度變化時，骨盆的位置會有明顯變化，但與上樓梯不同的是，骨盆的軌跡是以直線、直線、圓弧的方式上下起伏。這是由於在第一關鍵格與第二關鍵格做內插時，為直線內插；而非如走平地或是上樓梯的情形，是以圓弧做為內插的依據。



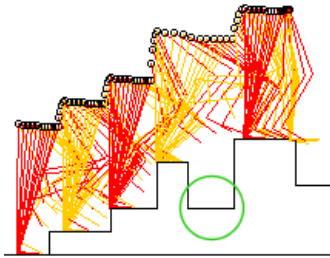
圖十七 下樓梯的行進軌跡

5.3. 計劃腳步的運動範例

下例將以圖說明腳步計劃的優點。圖十八為沒有經過腳步計劃所產生的行走運動軌跡，在沒有腳步計劃時，虛擬人物只會檢查下一步是否有碰撞發生或是是否符合人體運動的限制。當兩者都未發生，或是已做修正時，將按照事先規劃的步伐行走，因此將產生圖十八的例子。圖中所圈選處代表一陷阱，也就是若虛擬人物走到圈選處



圖十八 未經腳步計畫的軌跡



圖十九 經腳步計畫的軌跡 ($n=3$)

的平台時，會因為平台的狹窄與下一個階梯的高度太高，以致於無法順利跨上而造成失敗的行走。

若有腳步計畫，如圖十九為計畫3步 ($n=3$) 的情況下之例子。虛擬人物將直接跨到下一個高台上，而不會下降到圈選處的平台，故可順利走到目的地。

6. 結論及未來延展

本論文提出了一人體下半身的即時模擬系統，可讓虛擬人物根據地形的不同，透過 IK、貝茲曲線等方法，自動地產生每個關鍵格的關節點位置與角度；再依地形的不同而內插產生出其間的畫格，以適應各種不同的地形。另外，本系統也加入了計畫腳步的機制，能讓虛擬人物事先計畫未來要經過的點為何，避免走錯的情形發生，如此也更符合實際上人類走路的行為。

本系統在貝茲曲線的計算部分，為了能有效限制計算複雜度，故限制貝茲曲線控制點之調動範圍，只限於端點的水平座標之間，因此將減少了一些可能的運動軌跡，而造成腳步計畫的失敗。所以我們將再研究貝茲曲線控制的方式，以求兼顧計畫腳步的成功率與系統的即時性。另外，雖然本系統有腳步計畫的機制，但未對計畫出來的腳步做品質上的分析（例如在步伐數目上、能量消耗上等方面）。因此未來希望能進一步定義出腳步的品質，並提供新的方法找出品質最好的行走路徑。最後，人類在上坡與下坡的情況

所花費的力氣是不一樣的，而跨出每一步的時間亦不同；因此為了要求動作的擬真性，我們將考慮上下坡的實際動力學模式，以使人物之行走運動更為逼真。

參考文獻

- [1] M. Unuma, K. Anjyo, and R. Takeuchi, "Fourier principles for emotion-based human figure animation," *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 1995.
- [2] A. Witkin, and Z. Popovic, "Motion warping," *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 1995.
- [3] M. G. Choi, J. Lee and S. Y. Shin, "A probabilistic Approach to Planning Biped Locomotion with Prescribed Motions," Technical Report, CS-TR-2001-162, Computer Science Department, KAIST, 2000.
- [4] H. C. Sun and N. M. Dimitris, "Automating gait generation," *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 2001.
- [5] S.-K. Chung and J. K. Hahn, "Animation of Human Walking in Virtual Environments," *Proceedings of Computer Animation Conference*, 1999.
- [6] A. Bruderlin and T. W. Calvert, "Goal-Directed, Dynamic Animation of Human Walking," *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 1989.
- [7] M. Panne, J. Laszlo, P. Huang and P. Faloutsos, "Towards Agile Animated Characters," *Proceedings of 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2000.
- [8] P. Faloutsos, M. Panne and D. Tezopoulos, "Composable Controller for Physics - Based Character Animation," *Proceedings of ACM SIGGRAPH*, 2001.
- [9] A. Takanishi, H. Lim, M. Tsuda, and I. Kato. "Realization of Dynamic Biped Walking Stabilized by Trunk Motion on a Sagittally Uneven Surface," *Proceedings of IEEE International Workshop on Intelligent Robots and Systems*, 1990.
- [10] C. Chaisukkosol, and P. Chongstitvatana, "Automatic Synthesis of Robot Programs for a Biped Static Walker by Evolutionary Computation," *Proceedings of the Second Asian Sympo-*

- sium on Industrial Automation and Robotics*, 2001.
- [11] S. Tak, O. Song, and H.-S. Ko, "Motion Balance Filtering," *Proceedings of the Eurographics Conference*, 2000.
- [12] J. Nilsson, A. Thorstensson, and J. Hallbertsam, "Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans," *Acta Physiol Scand*, pp. 457-475, 1985.
- [13] F. Multon, L. France, M.-P. Cani-Gascuel, and G. Debunne, "Computer Animation of Human Walking: a Survey," *Journal of Visualization and Computer Animation*, 1999.