

申請日期	88.12.24
案 號	88117639
類 別	A61C 7/00, A61B 6/03

A4
C4

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書 476632

一、發明 名稱	中 文	齒徑治療方法
	英 文	TOOTH PATH TREATMENT PLAN
二、發明 人 創作	姓 名	慕哈馬德蕭拉關奇須堤 (Chishti, Muhammad Ziaullah Khan)
	國 籍	美國
	住、居所	美國加州94086太陽維里寇特馬迪拉道#302 972號
三、申請人	姓 名 (名稱)	矯正科技股份有限公司 (Align Technology, Inc.)
	國 籍	美國
	住、居所 (事務所)	美國加利福尼亞州94086桑尼亞利波特瑞羅街442號
	代 表 人 姓 名	慕哈馬德蕭拉關奇須堤 Muhammad Z.K. Chishti

裝

訂

線

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大 類：
I P C 分類：

A6
B6

本案已向：

美 國 國 (地 區) 申請專利，申請日期： 案號： ， ☒有 ☐無主張優先權

1999年 05月 13日 案 號 09/313,289 (主 張 優 先 權)

有關微生物已寄存於： ，寄存日期： ，寄存號碼：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝 訂 線

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

五、發明說明()

本申請案係關於美國專利申請 09/169,036, "重新位牙齒的系統及方法"(律師備忘錄號碼 09943/003001), 以及 09/169,034 "以計算方法形成牙齒移動裝置"(律師備忘錄號碼 09943/004001), 兩者均在 1998 年 10 月 8 日提出申請, 其全部揭示均在此引用做為參考。

發明背景

1. 發明領域

本發明一般係關於牙齒矯正術之領域, 特別是關於牙科矯正術齒徑治療計劃及裝置之電腦自動化發展。

為了美觀或其他原因而重定位牙齒, 在傳統方法是戴上一個所謂的"矯正器"。矯正器含有很多裝置如托架, 弓形線, 縛帶及 O-環。將這些裝置在病人牙齒上是冗長無聊且耗時間, 必須接受牙齒矯正醫師多次治療。故, 傳統牙齒矯正術治療限制了牙齒矯正醫師之病患容量, 並且使牙齒矯正相當的貴。像這樣, 使用傳統之托架令人厭煩且花時間之過程, 且須要到牙齒矯正醫師診所多次。更有者, 由病患的觀點看, 托架之使用是難看, 不舒服, 有感染之危險, 而且刷牙, 刮鬍子及其他醫學衛生程序變成很困難。

2. 先前技術之說明

為完成牙齒矯正術治療所用之牙齒定位器由基斯靈(Kesling)在 Am.J Orthod. Oral Surg. 31:297-304(1945)及 32:285-293(1946)中敘述。矽定位器使用在病患牙齒綜合矯正再陣列敘述在瓦魯內克(Warunek)等人(1989)

五、發明說明 (>)

，牙科臨床醫學 (J.Clin. Orthod.) 23:694-700 中。而完成及保持牙齒定位器之透明塑膠扣件已由連特利·埃西克斯公司 (Raintree Essix, Inc., New Orleans, Louisiana 70125)，以及杜魯添塑膠公司 (Tru-Tain Plastics, Rochester, Minnesota 55902) 商業化。牙齒矯正定位器之製造則敘述在美國專利 Nos. 5,186,623; 5,059,118; 5,055,039; 5,035,613; 4,856,991; 4,798,534; 及 4,755,139 中。

其他敘述牙科定位器之製造及使用之刊物包括，克里曼及詹森 (Kleemann and Janssen 1966) 在 J. Clin. Orthodon. 30:673-680; 居列頓 (Cureton 1996) 在 J. Clin. Orthodon. 30:390-395; 嘉明 (Chiappone 1980) 在 J. Clin. Orthodon. 14:121-133; 施利雷 (Shilliday) 在 (1971) Am. J. Clin. Orthodontics 59:596-599; 威爾斯 (Wells) 在 (1970) Am. J. Clin. Orthodontics 58:351-366; 以及柯延漢 (Cottingham) 在 (1969) Am. J. Clin. Orthodontics 55:23-31。

庫羅拉等人 (Kuroda et al) 在 (1996) 在 Am. J. Clin. Orthodontics 110:365-369 敘述一種以雷射掃描石膏牙齒鑄件的方法，用以產生鑄件的數位影像。亦請參考美國專利 No. 5,605,459。

已讓渡給歐姆科公司 (Ormco Corporation) 之美國專利 Nos. 5,533,895; 5,474,448; 5,454,717; 4,47,432; 5,431,562; 5,395,238; 5,368,478; 及 5,139,419, 敘述在設計牙

五、發明說明()

齒矯正器時操作數位影像的方法。

美國專利 No. 5,011,405 敘述一種將牙齒數位影像化及決定牙齒矯正術治療最佳托架定位之方法。成型牙齒之雷射掃描以產生三維模型被敘述在美國專利 No. 5,338,198 中。美國專利 No. 5,452,219 敘述一種雷射掃描牙齒模型以及在牙齒模型上鑽孔的方法。牙齒外型之數位電腦操縱方法敘述在美國專利 Nos. 5,607,305 及 5,587,912 中。顎之電腦數位影像化敘述在美國專利 Nos. 5,342,202 及 5,340,309 中。其他有關係之專利包括美國專利 Nos. 5,549,476; 5,382,164; 5,273,429; 4,936,862; 3,860,803; 3,660,900; 5,645,421; 5,055,039; 4,798,534; 4,856,991; 5,035,613; 5,059,118; 5,186,623; 及 4,755,139。

發明概述

在一觀點中，本發明係關於一種以電腦導入方法用來作出使病患的牙齒從最初一組牙齒位置重定位到一組最終牙齒位置之計劃，其方法包含接收一組代表在最初位置之牙齒之起初數位資料；接收一或多個與牙齒重定有關連之限制；以及產生治療路徑使牙齒依照限制條件從最初位置重定位到最終位置。

本發明之完成包含下列一或多項，限制性條件關於牙齒塞入，牙齒留間隙，牙齒折斷，牙齒拔出，牙齒轉動，以及牙齒移動，牙齒可以轉動約 5 到 10 度（每階段），並且以一或多個階段逐步移動，每一階段移動每一個牙齒約 0.2 公厘到約 0.4 公厘，此限制性條件可以儲存在一個

五、發明說明（4）

陣列中，每一維持列可確認牙齒移動之每一階段。治療路徑包含，決定每一個牙齒從最初位置被重定位到最終位置所須之最小變化量，以及僅以最小移動量來做出治療路徑。另外，至少一個牙齒可以產生中間位置，牙齒可以在其間進行等尺寸之平移。另外，至少一個牙齒可以產生中間位置，牙齒可以在其間進行不等尺寸之平移。一組規則可以被用來偵測病人牙齒沿治療路徑移動時發生的任何碰撞。碰撞之偵測，可以由在第一個牙齒與第二個牙齒之間建立一個中性突出平面而計算第一牙齒與第二個牙齒之間的距離，建立一個垂直於平面之Z軸，其從突出平面上的一組基點中之每一點有一個正方向與負方向，計算一對已做記號距離，包含第一個牙齒之做記號距離，及第一與第二個牙齒之做記號距離，此做記號距離是沿著通過基點且平行於Z軸之直線測量而得，以及若該對做記號距離之任一個顯示碰撞時決定一個碰撞已發生。第一距離之正方向是與第二距離之正方向相反，若任何一對做記號距離之和是小於或等於零時可偵測到一個碰撞。顯示病患牙齒是否遵循治療路徑的情報可用來修正治療路徑。每個牙齒有超過一個備選之治療路徑，每個備選治療路徑可被產生且以圖形顯示出來供使用者挑選。一組規則可以被用來偵測病人牙齒沿治療路徑移動時發生的任何碰撞。碰撞之偵測，可以由計算在第一個牙齒與第二個牙齒之間的距離而為之：在第一個牙齒與第二個牙齒之間建立一個中性突出平面，建

五、發明說明 (5)

立一個垂直於平面之Z軸，其從突出平面上的一組基點中之每一點有一個正方向與負方向，計算一對已做記號距離，包含第一個牙齒之做記號距離，及第二個牙齒之做記號距離，此做記號距離是沿著通過基點且平行於Z軸之直線測量而得，以及若該對做記號距離之任一個顯示碰撞時決定一個碰撞已發生。第一距離之正方向是與第二距離之正方向相反，若任何一對做記號距離之和是小於或等於零時可測偵到一個碰撞。一組規則可以被用來偵測病人牙齒沿治療路徑移動時發生的任何不恰當咬合。不恰當咬合之指數之數值可被計算出來，並且顯示給使用者。治療路徑之產生可由接收限制病患牙齒移動之指示資訊，並且應用這些資料來產生治療路徑。則對應於所選擇資料組合的位置上之牙齒的三維(3D)圖型可被畫出。用來提供牙齒沿著治療路徑移動之視覺顯示之牙齒圖型顯示可產生。一個圖型介面及其代表錄影機上使用者可用以操作來控制動畫之控制按鈕零件可被產生。在所選擇資料組合中一部份資料可用來產生牙齒之圖形代表。一個細節準位(level-of-detail)壓縮可應用到資料組合中以產生牙齒之圖型代表。使用者可修改牙齒之圖形代表，而所選擇之資料組合可回應使用者之需求而修改。使用者可選擇圖型代表中之牙齒，並且回應地，相關之牙齒資訊可顯示出來。此資訊係關於牙齒沿治療路徑移動時將產生之動作。此資料亦可顯示圖形代表中選擇的牙齒與牙齒之間的線性距離。牙齒可在多個矯

五、發明說明(ㄌ)

正特定視角中所選定一個視角上表示出來。使用者在看過病患牙齒之圖形表示後，可裝設提供文字意見之使用者介面。圖形表示之資料可下載到一部搖控電腦，在此，使用者可看希望之圖形表示。由使用者控制之3D陀螺儀輸入裝置產生之輸入信號可用來改變牙齒在圖形表示之定向。

圖式之說明

第1圖係顯示病患顎部解剖學上關係的視圖。

第2A圖顯示病患下顎更詳細之圖，並提供牙齒如何由本發明之裝置及方法所移動之一般指示。

第2B圖顯示第2A圖中之一個牙齒，並且定義了牙齒移動距離是如何決定。

第2C圖顯示第2A圖中之顎及依照本發明裝置及方法製成增量位置調整器。

第3圖係顯示產生增量位置調整器之程序的方塊圖。

第4圖係顯示使病患牙齒最後移動最佳化之程序的流程圖。

第5圖係顯示牙齒在一個矯正治療計劃之許多步驟之定位的流程圖。

第6圖係在一個矯正治療計劃中，於許多中間位置中決定牙齒路徑之程序的流程圖。

第7圖係在一個矯正治療計劃中，使從最初位置到最終位置之牙齒路徑最佳化程序之流程圖。

第8圖係顯示用在碰撞偵測計數法之緩衝技術之圖。

五、發明說明(7)

第 9 圖係碰撞偵測技術之流程圖。

第 10 圖係用來產生本發明裝置之系統的方塊圖。

發明之詳細說明

第 1 圖顯示頭殼 10 及上顎骨 22 及下顎骨 20。下顎骨 20 在關節 30 上裝絞鏈於頭殼 10。關節 30 稱為顎關節 (TMJ)。上顎骨 22 是連到上顎 101，而下顎骨 20 連到下顎 100。顎 100 及 101 之電腦模型可產生，而顎上的牙齒之間互相作用之電腦模擬模型亦可產生。電腦模擬使系統表達了當顎 100 及 101 互相接觸時，真實體態正確的顎之動作。顎之模型可將個別牙齒置於治療位置。另外，模型亦可用來模擬顎之移動，包含突出性之移動，橫向移動，以及"牙齒引導"移動，其中下顎 100 是由牙齒接觸所引導，而非顎 100 及 101 解剖學上限制所引導。運動可應用到一個顎，但是亦可應用到兩個顎。基於咬合之決定牙齒最後位置可予以確定。

參照第 2A 圖，例如，下顎 100 包含多個牙齒 102。至少一些牙齒可從最初牙齒配置移到最後牙齒配置。一個不定之中心線 (CL) 通過牙齒 102，用來做為敘述牙齒如何移動之參考架構。參考此中心線 (CL)，每一個牙齒可沿由軸心 104、106 及 108 (其中 104 係中心線) 表示之垂直方向移動。中心線可繞軸心 108 (根部角度) 及軸心 104 (軸矩) 如個別箭頭 110 及 112 所示轉動。另外，牙齒亦可繞中心線，如箭頭 114 所示轉動。故可執行所有可能之牙齒自由形式運動。

五、發明說明 (8)

第 2B 圖顯示任何牙齒運動之大小可以依照牙齒 102 上任點 P 之最大線性移動而定義之。每一點 P 在牙齒沿第 2A 圖中任何垂直或轉動方向移動時可進行漸增的移動。即，當點一直地沿非線性移動時，治療中兩次決定的牙齒上任點之間有一個線性距離。故，不定點 P1 事實上進行真實地邊到邊 (side-to-side) 移動如箭頭 d1 所示，而第二個不定點 P2 可沿著弧形路徑移動，造成最終之移動。本發明的許多方面是依照任何特定牙齒所誘導的點 P1 之最大容許移動而定義的。這種最大牙齒移動，接著，是以點 P1 在牙齒上的最大線性移動而定義，P1 在該牙齒上任何治療步驟進行最大移動。

第 2C 圖顯示一個由病患所載上之調整裝置 111，它是為了如上述各個牙齒在顎中達到增量之重定位 (repositioning)，此裝置為具有牙齒接受空間之聚合物外殼。它是敘述在於 1998 年 10 月 8 日提出申請之美國專利申請序號 No. 09/169,036，它是從 1997 年 10 月 8 日提出申請之美國專利申請序號 No. 08/947,080 在先而來，而後者又是從 1997 年 6 月 20 日提出申請之暫時專利申請序號 No. 06/050,352 在先而來 (全體稱之 "前一個申請")，這些申請之全文均引用做為參考。

如前一個申請案中所述，每一個聚合物外殼之外形設計成使其牙齒接受空間之幾何形狀與此裝置之中間或最終牙齒配置一致。病患牙齒，是由一系列增量位置調整裝置放置在病患牙齒上，而使牙齒從其最初牙齒配置被

五、發明說明(9)

重定位到最終牙齒配置。調整裝置是在治療開始時產生，而病患載上每一個裝置直到每一個裝置在牙齒上的壓力不再感知到為止。在該點時，病患以系列中的下一個調整裝置取代目前調整裝置，一直到不再剩下任何裝置為止。方便上，裝置一般不固定到牙齒上，而病患在過程中任何時間均可置上或替換裝置。最後裝置或許多系列之裝置之可以有一個或多個幾何形狀選用來過度校正牙齒配置，亦即，有一個幾何形狀(若完全達到時)使個別牙齒移到已被選用之牙齒配置之外。此種過度校正是必須的，為了抵消重定位方向結束後可能的再發(relapse)，亦即，使各個牙齒向後移動一些回到其預先校正的位置。過度校正亦對校正的速度有利，亦即，有一個幾何形狀之裝置係置於所要中間或最後位置之外，各個牙齒以較大速率移向該位置。在此情況中，裝置之使用可在牙齒到達由裝置定義之位置前即終止。

聚合物外殼 111 可適合到上或下顎之牙齒。經常地，僅某一個或某些牙齒會重定位，而其他牙齒則是提供一個使裝置 111 可適當固定之基部或錨區，因為裝置 111 施加了一個彈性重定位力在所重定位之牙齒上。但是，亦有複雜的情形，即治療中有多個牙齒在一些點上重定位。在此情形下，所移動的牙齒亦可做為用來固定重定位裝置之基部或錨區。

第 2C 圖之聚合物裝置 111 亦可以以適用之彈性聚合物薄膜來形成，如明尼蘇達州羅徹斯特 Tru-Tain 塑膠公司

五、發明說明(10)

所生產的 Tru-Tain 0.03 英吋厚，熱成形牙齒材料。一般言之，不使用線或其他工具使裝置固定在牙齒位置上。但是在一些情形下，必須在牙齒的個別錨上提供裝置 100 之容器或穿孔，使裝置可施加一個向上之力在牙齒上，在沒有此種錨時係無法產生此種力的。

第 3 圖顯示一個生產病患可重定位自己牙齒用增量位置調整裝置之程序 200。做為第一個步驟，可獲得代表牙齒最初配置之最初數位資料組 (IDDS)。

在某些完成案中，IDDS 包括由掃描病患之牙齒的物體模型所獲得之資料，例如以雷射掃描器或破壞掃描器掃描病患牙齒之正片或負片。正片或負片可在彼此互連之下掃描以提供更正確資料。最初數位資料組亦可包括病患牙齒之體積影像資料，電腦可以傳統前進立方體技術將其轉變牙齒表面之 3D 幾何模型。在一些實施例中，各個牙齒模型包含有代表隱藏牙齒表面之資料，如經由 X-光之根部影像化，CT 掃描，或 MRI 技術。齒根及隱藏牙齒表面亦可從病患牙齒之可視表面外插法得之。然後使用具有適合之圖形使用者介面 (GUI) 及適合觀看及改進影像軟體之電腦來操作 IDDS。此製程之更具體方面將詳細地說明如下。各個牙齒及其他零件可在模型中分割或分離，以從數位模型中個別重定位或移除。在分割或分離零件之後，使用者經常依照由治療專家所寫的規定或其他說明書而重定位模型中之牙齒。或者，使用者依照視覺外觀，或電腦中程式之計算而重定位一或多個牙齒

五、發明說明（一）

。一旦使用者滿意後，最終牙齒配置被加入最初數位資料組（IDDS）之中（步驟204）。

在步驟204中，病患咀嚼系統之上下牙齒的最後位置由產生咀嚼系統之電腦代表圖形來表示。上下牙齒之咬合是從電腦代表來計算；而機能上之咬合是依照咀嚼系統之電腦代表圖形中之互動來計算的。上下牙齒之咬合可由產生一組牙齒理想模型而決定。每一理想模型組中的理想模型是定做成病患牙齒之理想化牙齒配置之抽象模型，下面將敘述。將理想模型應用到電腦代表圖形之後，牙齒位置被最佳化以適合理想模型。理想模型可以一或多個弧形來具體化，或者可使用與牙齒有關的許多特性加以具體化。

FDDS是依照牙齒矯正師的規定將模型中的牙齒移到其最後位置而創作出來。在一個實施例中，這些規定係輸入電腦中，此電腦能自動計算牙齒的最後位置。在其他另外之實施例中，使用者在符合規定之規範下獨立地操作一或多個牙齒，而將牙齒移到其最後位置。亦可使用上述技術之多種結合而使牙齒到達最後位置。創作出FDDS的一個方法包含，以具體順序移動牙齒。首先，每一個牙齒模型的中心可用一些方向對齊。其中一個方向是標準牙弓（arch）。然後，轉動牙齒模型直到其根部位在適當的直立位置。其次，牙齒模型繞其直立軸轉動，進入適當之方向。然後牙齒模型從側面觀看，並且垂直地移動到其直立位置上。最後，兩拱形放在一起，牙齒模

五、發明說明 (17)

型稍微地移動以確保上下牙弓可正確地互相嚙合。上下牙弓互相嚙合使用碰撞偵測法看出，以使牙齒之接觸點突顯出來。

依照 IDDS 及 FDDS，多個中間數位資料組 (INTDDSs) 定義成符合於增量調整裝置 (步驟 206)。最後，一組增量位置調整裝置依照 INTDDSs 及 FDDS 而產生出來 (步驟 208)。

在牙齒及零件已裝設或移除而產生最後牙齒配置之模型之後，必須產生一個治療計劃，它可產生如前所述之一系列 INTDDSs 及 FDDS。為了產生這些資料組，必須以一系列步驟來界定所選擇的各個牙齒從最初位置到最後位置之移動。除此之外，亦即加入其他特性到資料組中使治療裝置產生所要特點。例如，可加入蠟貼片到影像中以界定特定目的之凹處，而可維持裝置與牙齒或顎之特定區之間的空間，以減少牙床疼痛，避免牙周問題，可戴上牙套等等。除此之外，亦須經常提供一個容室或孔以容納錨件，它被置入牙齒中使牙齒可依需要錨件之方式操作，如相對於顎被提起。

如上述之方式中，病患的牙齒如何從起初末治療的狀態移動到最後已治療狀態的資訊被用來產生一個規定或治療計劃。此規定須考慮下列事情：

1. 最初位置：起初錯誤咬合之詳細敘述。
2. 最後位置：病患治療目標之詳細敘述。
3. 移動：病患牙齒如何移動之詳細，順序性敘述，以完成最後配置之所要目標。

五、發明說明 (13)

1. 最初位置

最初位置部份詳細敘述病患之錯誤咬合。考慮項包括：

1. 擠入 (crowding)
2. 留空間 (spacing)
3. 拔出 (extraction)
4. 脫落 (stripping)

另外，如下的最後位置之考慮亦可使用。

2. 最後位置

此部份你的最後位置目標及治療目的 - 包括靜態及功能性 - 之詳細敘述。

這些考慮包括

1. 水平過度咬合 (overjet)
2. 過度咬合 (overbite)
3. 中線 (midlines)
4. 功能性咬合 (functional occlusion)
5. 分類 (classification)
6. 轉距 (torque)
7. 尖端 (tip)
8. 轉動 (rotation)
9. 舌 / 顎 (lingual / palatal)
10. 頰 / 臉 (buccal / facial)
11. 牙尖之間 (intercuspatation)
12. 咬合起初位置 (initial position of the occlusion-CR/CO Consideration)

五、發明說明(14)

13. 牙弓之間 (Interarch)

14. 牙弓內問題 (Intra-arch Issues)

15. 空間 (Space)

3. 移動部份使移動病患牙齒的順序具體化而達成最後配置之目的。在此移序由，牙齒矯正師精確地控制他想移動的牙齒，以及那個牙齒須固定 (anchor) (不移動)，因而將治療打散成分開之個別步驟。移動順序之資訊是對上下牙弓都有。

在每一過程中，分析主要及次要的牙齒移動。主要移動通常發生在牙齒移動的開始。次要移動通常是為朝向治療終了之"細部"移動。平均來說，每一次調整器必須在兩週內可移動約 0.25-0.33 公厘，以並轉動約 5-10 度。但是，由於生理差異，病患及醫生之優先選擇必須考量。另外，許多移動如遠側化，(distalization)，及轉矩 (torque) 可有不同參數。

基於這些考量，始產生移動牙齒的計劃。第 4 圖顯示一個產生牙齒動之程序 300，它如美國專利申請 No. 09/169,034 所述減少了牙齒之索引，其內容在此引用做為參考。首先，程序 300 自動地或以人工協助確認與每一牙齒關連之許多特性，以完成牙齒之模型 (步驟 302)。然後一組理想模型是用病患之牙齒來鑄造，或是病人以已知可接受之咬合來產生 (步驟 303)。

從步驟 302，程序 300 基於與理想模型之一致特性而將牙齒模型置於大概之最終位置。在此步驟中，移動每一

五、發明說明 (15)

牙模型，使其特性被調整成與理想模型之牙齒特性一致。這些特徵可依照牙尖，牙窩，牙脊，依照距離之韻律，或依照形狀之韻律。依照形狀之韻律可以依照病患拱形之變數而表示之。

其次，程序 300 計算了矯正/咬合指數。除了 PAR 之外，其他韻律如依照距離之韻律，或依照形狀之韻律亦可使用。PAR 指數確認了牙齒離開良好咬合之程度。然後對形成錯誤咬合之許多咬合特點給打分數。每一分數加總得到總和，代表一個偏離正常調整及咬合之個案程度。正常咬合及調整是定義為所有解剖學上接觸點為相鄰，且其上下頰齒 (buccal teeth) 之間有很好尖端嚙合，且無過度之水平過度咬合 (overjet) 及過度咬合 (overbite)。

在 PAR 中，分數為零表示調整很好，而較高的分數則表示不規則度之增高。所有分數均記錄在治療前及治療後牙齒鑄件中。這些分數之差異表示牙齒矯正及積極治療後之改進程度。PAR 指標之 11 個零件為：上右部；上前部；上左部；下右部；下前部；下左部；右頰咬合；水平過度咬合；過度咬合；中心線；及左頰部。除了 PAR 指標之外，其他指標可根據牙齒特徵距離理想位置或理想形狀多少而定。

從步驟 306，程序 300 決定之另外之指標減少移動是否可行 (步驟 308)。在此，所有可行的移動均被嘗試，包括沿著每一主軸心之小移動，以及具次要轉動之小移動。每一次小移動後計算一個指標值，而具有很好結果的移

五、發明說明 (16)

動被選擇出來。在此文中，取佳之結果是減少一或多個韻律之結果，如根據 PAR 之韻律，根據形狀之韻律，或根據距離之韻律。最佳化可使用多種技術，其中包括模擬磨練 (ANNEALING) 技術，爬坡 (hill climbing) 技術，最好，第一技術，鮑威爾 (Powell) 技術，以及啟發式技術。模擬煉韌 (ANNEALING) 技術，可用在指標暫時增高，使搜尋空間中較低最小值的其他路徑可被發掘出來。但是，牙齒從幾乎理想位置開始的，任何指數之減少均產生最好的結果。

在步驟 308 中，若指數可由移動牙齒而最佳化的話，增量性指數減少移動輸入被加入 (步驟 310)，且程序循環會回到步驟 306 以繼續計算齒列矯正 / 咬合指標。或者，若指標不能再予以最佳化時，程序 300 退出 (步驟 312)。

步驟 310 產生指數減少移動中，程序考量一組影響齒徑移動計劃的移動限制條件。在一個實施例中，約 50 個分別步驟之移動資訊被具體化每一步驟代表單一調整器，每一調整器預計每兩週進行更換。故，每一步驟代表約兩週的期間。在一個實施例中，一個二維陣列被用來追蹤每一個牙齒在特定期間內之特定移動。此陣列中之一維 (dimension) 係關於牙齒識別，而第二維係關於期間或階段。牙齒何時可移動之考量包含下列：

1. 近中的 (Mesial)
2. 遠中的 (Distal)
3. 頰的 / 臉的 (Buccal / Facial)

五、發明說明 (17)

4. 舌 的 / 顎 的 (Lingual/Palatial)
5. 擴 張 (Expansion)
6. 空 間 (Space)
7. 牙 齒 移 動 彼 此 通 過 (Teeth moving past each other)
8. 向 內 移 位 (Intrusion)
9. 向 外 移 位 (Extrusion)
10. 轉 動 (Rotation)
11. 那 個 牙 齒 何 時 移 動 ?
12. 那 一 個 牙 齒 首 先 移 動 ?
13. 那 一 個 牙 齒 在 其 他 牙 齒 被 移 動 之 前 移 動 ?
14. 什 麼 移 動 最 容 易 做 ?
15. 錨 定 (Anchorage)
16. 牙 齒 矯 正 醫 師 使 用 者 在 白 齒 之 末 梢 化 及 成 人 齒 之 稍
微 擴 張 之 哲 學

在 一 個 實 施 例 中 , 使 用 者 可 改 變 牙 齒 從 最 初 開 始 到 相 標 狀 態 之 所 要 治 療 步 驟 之 數 目 。 任 何 不 移 動 之 組 件 假 定 為 靜 止 不 動 , 故 其 最 後 位 置 可 假 定 與 最 初 位 置 一 樣 (同 樣 地 對 所 有 中 間 位 置 , 除 了 該 組 件 所 定 義 一 或 多 個 主 架 構 之 外) 。

使 用 者 亦 可 由 選 擇 一 個 中 間 狀 態 及 改 變 組 件 位 置 來 具 體 指 明 " 主 架 構 " 。 在 一 些 實 施 例 中 , 除 非 指 示 , 否 則 軟 餅 在 所 有 使 用 者 指 定 位 置 之 間 均 自 動 地 以 線 性 內 插 法 為 之 (包 括 起 初 位 置 , 所 有 主 架 構 位 置 , 及 目 標 位 置) 。 例 如 , 若 對 特 定 組 件 僅 最 後 位 置 被 定 義 時 , 最 初 步 驟 之 後

五、發明說明(18)

每一步驟僅顯示組件一個靠近最後位置之等線性距離及轉動(以四元數具體化)。若使用者為該組件指定兩個主架構時,該組件會線性地從最初位置經由不同步驟移動到由第一主架構定義之位置。然後它可沿不同方向線性地移動到由第二個主架構定義之位置。最後,它仍可沿不同方向線性地移動到目標位置。

這些操作對每一組件可獨立地執行則每一組件之主架構不會影響其他組件,除非其他組件也由使用者在該主架構中移動。一個組件可沿著一對步驟之間(如一個有許多步驟之治療計劃中之步驟3及8)的曲線而加速移動,而其他的則線性地沿著另一對步驟之間(如步驟1到5)移到,且然後突然改變方向且降低速度而沿著線性路徑到較後之步驟(如步驟10)。此種彈性在計劃病患之治療時有很大之自由度。

在某些完成之實施例中,除了線性內插法之外亦可用非線性內插法來替代,以在主架構中建構一個治療計劃。通常,作出而配合到選出之點的非線性路徑,如曲線,比連接點而成的直線部份所形成的路徑要短。一個"治療路徑"敘述有施加到特定牙齒的變化曲線,使牙齒從其最初位置移動到最後位置。一個典型之治療路徑如上所述,包含對應牙齒之轉動及平移之結合。

第5圖更詳細顯示步驟310。起初,第1個牙齒被選定(步驟311)。其次,與此牙齒有關連之限制條件在目前步驟或期間內回復(步驟312)。故,保有二維陣列以

五、發明說明 (19)

追縱每一牙齒在特定期間之特定移動的實施例而言，牙齒識別及期間或步驟之資訊被用來做為陣列之索引以回復與目前牙齒有關連之限制條件。

其次，考量限制條件之牙齒移動計劃產生出來（步驟313）。第5圖之程序然後偵測是否已計劃好之移動會與相鄰牙齒發生碰撞（步驟314）。碰撞偵測程序決定了，是否有任何敘述牙齒表面之幾何形狀相交。若無任何障礙時，空間可認為是自由；否則它就是有障礙。適當的碰撞偵測計算下面將更詳細說明。

若碰撞發生時，會產生一個“推力”向量，使已計劃的移動路徑產生移動（步驟315）。依照此推力向量，目前的牙齒從碰撞中反彈，並且產生一個新的牙齒移動（步驟316）。從步驟314或316，目前牙齒之移動被完成。

其次，第5圖之程序決定了是否已對所有牙齒已產生了牙齒移動計劃（步驟317），若是，此程序仍存在。或者，選擇治療計劃中次一個牙齒（318），第5圖之程序環回到步驟312以繼續產生牙齒移動計劃。

產生的最後路徑包含一系列向量，每一個向量表示移動中之牙齒其變化的平移及轉動組件的一群內插參數之值。合併在一起，這些構成了可避免牙齒與牙齒發生干涉之牙齒移動時程計劃。考量到特定限制條件時產生牙齒路徑的假碼（pseudo code）顯示如下：

每一牙齒路徑模式

對每一路徑增量

五、發明說明(20)

與每一牙齒有關之負荷限制條件

基於限制條件移動牙齒

執行牙齒碰撞偵測

若碰撞發生時，對關連之碰撞牙齒產生"推力"向量以及從碰撞中"反彈"以避免碰撞

完了

最後牙齒路徑模型

第6圖是電腦完成之程序，用來產生非線性治療路徑，病人牙齒在治療時可沿此路徑移動。非線性路徑通常自動地由電腦產生，在某些情形中由人工協助。程式接收病人牙齒起初位置及最終位置做為輸入，並且使用這些資訊去選擇每一個待移動牙齒中間位置(步驟1600)。然後，此程式應用一個傳統曲線計算方式以創造一個連結每一個牙齒起初位置及最終位置之曲線(步驟1602)。在許多情況下，曲線係規範在沿中間位置之間的最短路徑。然後，此程式對中間位置之間每一曲線抽樣(步驟1604)，並且將碰撞偵測計算應用到抽樣中(步驟1606)。若偵測到任何碰撞時，程式改變了每一碰撞對牙齒中至少一個牙齒之路徑，其法是在一個中間步驟選擇一個新位置(步驟1608)，並且創造出一個新曲線(步驟1602)。然後，此程式對新路徑抽樣(步驟1604)，並且再次應用碰撞偵測計算(步驟1606)。程式依照此方式繼續進行直到沒有任何碰撞被偵測到為止。則電腦程序將路徑儲

五、發明說明 (21)

存，將路徑上每一位置的牙齒每一點的座標，儲存在如硬碟之電子儲存裝置中（步驟 1610）。

路徑產生程式，不論是線性或非線性內插，選擇了治療位置，使牙齒治療路徑約等於每一對相鄰治療步驟之長度。程度亦避免了強迫牙齒局部以超過已知最大速度移動之治療位置。第 15C 圖顯示一個牙齒排程沿著第一路徑 T1 移動，從起初位置 $T1_1$ 經由一個較靠近最終位置 $T1_3$ 之中間位置 $T1_2$ ，到最終位置 $T1_3$ 。其他牙齒則排程沿著較短路徑 T2 移動，從起初位置 $T2_1$ 經由一個與起初位置及最終位置 $T2_1$ ， $T1_3$ 等距離之中間位置 $T2_2$ ，到最後終位置 $T2_3$ 。在此情形下，程式可選擇沿著第一路徑 T1 插入一個第二中間位置 $T1_4$ ，它約與起初位置 $T1_1$ 及中間位置 $T1_2$ 等距離，並且離開這兩個位置的距離，約與中間位置 $T1_2$ 離開最終位置 $T1_3$ 之距離相同。

依照此方式改變第一路徑 T1 可確保第一個牙齒以相等大小之步驟移動。但是，改變第一路徑 T1 亦引入了第二路徑 T2 中沒有伙伴之另一個治療步驟。程式亦以許多方式反應此種情形，如使第二牙齒在第二治療步驟中仍保持不動（即，因第一牙齒從一個中間位置 $T1_4$ ，移動到另一中間位置 $T1_3$ ），或者改變第二路徑 T2 以包含四個等距位置。程式決定了如何以一組限制牙齒移動之牙齒矯正限制條件來反應。

由路徑產生程式所應用之牙齒矯正限制條件包含有鄰牙齒之間在任何已知時間所容許之最小及最大距離，牙

五、發明說明 (ㄣ)

齒形狀，包圍牙齒的組織及骨骼之特徵（如，牙關黏合的牙齒一點也不能移動），以及調整器材料特性（如，調整器在已知期間內可移動已知牙齒的最大距離）。例如，病患的年齡及顎骨的密度可指出某種“安全界限”，超過此界限時病患的牙齒即不可強迫移動。通常，兩個相鄰，相當垂直，且非尖端之中央及側向牙齒，每七週不得靠近超過約1公厘。矯正裝置的材料性質亦限制了裝置可移動牙齒之量。例如，傳統固位體（retainer）材料通常限制各個牙齒在治療步驟之間移動約0.5公厘。除非病患特定值被計算出來或是由使用者提供，否則限制條件有內建值可以應用。限制條件資訊可從很多來源獲得，如教科書及治療醫師。

在選擇每一個牙齒之中間位置時，路徑產生程式拜碰撞偵測程式之助，而決定了碰撞是否沿著所選擇路徑發生。程式亦在每一個步驟沿著路徑檢查了病患之咬合，以確保牙齒可被調整到在整個治療過程中形成可接受之咬合。若碰撞或不可接受之咬合產生時，或者所須限制條件不能滿足時，程式反覆地改變錯誤牙齒路徑直到所有條件符合為止。如上述虛擬發音糾正器是一種測試中間治療位置之咬合的工具。

如第7圖所示，一旦路徑產生程式建立了每一待移動牙齒免於碰撞之路徑，程式會叫出一個最佳化程序，使每一牙齒之變化曲線在起初及最後位置之間更線性化。此程序是由在治療步驟（步驟1702）之間的點上，對每一

五、發明說明 (ㄣ)

治療路徑抽樣而開始，例如，在每一治療步驟之間置放兩個抽樣站，並且計算每一牙齒一個更線性之治療路徑，可配合到抽樣點之間（步驟 1704）。程序然後應用碰撞偵測計算以決定碰撞是否由改變路徑而發生（步驟 1706）。若是，程序重新對改變路徑抽樣（步驟 1708），然後為每一牙齒在樣品之間構建了另外之路徑（步驟 1710）。此程序繼續以此方式進行直到沒有碰撞發生為止（步驟 1712）。

在一些實施例中，如上所述，軟體依照 IDDS 及 FDDS 而自動地計算治療路徑。這是使用一個路徑時程計算而完成的，它決定了每一組件，即每一牙齒，沿著路徑從起初位置到最後位置移動之速率。路徑時程計算決定了治療路徑而避免了“來回旅行”，即避免移動一個牙齒沿著一個大於絕對需要拉直牙齒的距離移動。此種移動非常地不期望發生，因為對病患具有潛在之負面影響。路徑時程計算之一個完成例，首先由限制每一牙齒於起初位置與最後位置之間在最線性之治療路徑來開始牙齒移動之階段。若碰撞沿著線性路徑在牙齒之間發生，或者強制性限制條件被破壞時，此計算可由到最後位置之較少直接程序協助之。若須要時，此計算應用上述一個路徑產生程式，對不在起初與最後位置之間線性變化曲線上的中間治療步驟來構建一個路徑。或者，此計算是由從較佳治療之資料庫中拉取以產生模範牙齒配置之方式來安排治療路徑。此資料庫可由不停地觀查許多治療過程並

五、發明說明 (24)

確認個一般每級起初牙齒配置最成功者而構建成。路徑時程計算可創造許多可選擇路徑，並且將每一路徑呈現給使用者。此計算提供了由使用者選擇之路徑做為輸出。

在其他完成例中，路徑時程計算使用一種推測性搜索技術經由敘述可能治療計劃之結構空間去尋找無障礙路徑。一種安排兩個使用者之間的移動定義之全球主架構之方法敘述如下。在一個包括中間主架構的期間內排程步驟時程是由區分期間成不包括中間主架構之子期間 (subinterval)，獨立排程每一個這些期間，然後使產生的時程步驟連鎖起來而完成。

在一個實施例中使用的碰撞或干涉偵測計算是根據史蒂芬哥茲沙克等人 (Stefan Gottschalk al 1996) 於辛格拉夫 (SINGGRAPH) 文章："OBBTree: A Hierarchical Structure for Rapid Interference Detection." 中所述的計算方法。辛格拉夫 (SINGGRAPH) 文章在此引用為參考。此計算是圍繞在一個物件佔據的空間之遞歸子部份 (recursive subdivision)，它是以似二進位樹型式而組織的。三角形是被用來表示 DDS 中之牙齒。每一個樹之節點被稱為一個導向彈回箱 (OBB)，並且含有顯現在節點父系三角形之子集合 (SUBSET)。父系節點之子系之間含有所有儲存在父系節點三角形資料。

節點之界限箱被定向，使它緊密地配合到該節點所有三角形周圍。樹之葉節點理想上含有單一三角形，但是可含有一個三角形以上。兩個物件之間的偵測碰撞包括

五、發明說明 (25)

，決定物件的 OBB 樹是否相交。若樹的根節點 (root node) 之 OBBs 重疊，根之子系被檢查是否重疊。此計算以遞歸型式進行直到葉節點到達為止。在此點上，一個健全的三角形交叉程序被用來決定，在葉片之三角形是否捲入碰撞之中。

在此所述之碰撞偵測技術對辛格拉夫 (SINGGRAPH) 文章中所說的碰撞偵測計算提供了許多加強。例如，OBB 樹可以懶惰型式建立以節省記憶體及時間。由觀查所形成的方法為，一些模式中之數個部份永遠不會捲入碰撞，因而模式中之這些部份之 OBB 樹就不須計算。OBB 樹可在遞歸碰撞決定計算中依照需要而由分割內節點來擴張。

更有者，不須提供碰撞資料的模式中之三角形可具體地從建立 OBB 樹之考量中剷除。例如，移動可在兩個位階來觀查之。物件觀念上可以地球之觀感 "移動"，或者觀念上可相對於其他物件 "移動"。由避免相對於彼此成靜止之物件之間碰撞信息重新計算之另外信息，改進了碰撞偵測所須時間，因為這種物件之間的碰撞狀態是不會改變的。

第 8 圖顯示了另一種碰撞偵測架構，計算一種沿著有兩個牙齒 1804, 1806 之 Z 軸而定向之 "碰撞緩衝"。碰撞緩衝是為沿著須要做碰撞偵測之治療路徑的每一治療步驟或每一位置而計算。為了創造緩衝，x, y 平面 1808 在牙齒 1804, 1806 之間形成。此平面必須對兩個牙齒保持 "中立"。理想上，中性平面之定位必須不與任一個牙齒相交。

五、發明說明 (> 6)

若與一個或兩個牙齒相交不可避免的話，中性平面之定向為使牙齒在平面之相反側上越多越好。換言之，中性平面減少了每一牙齒與另一牙齒在平面之相同側表面積之量。

平面 1808 是各個點之格子。其解析度視碰撞偵測程序所須解析度而定。典型高解析度碰撞緩衝含有 400×400 格子；典型低解析度緩衝含有 20×20 格子。Z 軸 1802 是由一條垂直於平面 1808 所形成。

牙齒 1804, 1806 之相對位置，是對格子之每一點，計算平面 1808 與每一牙齒 1804, 1806 最近表面之間，平面於 Z 軸 1802 之線性距離。例如，在任何已知格子點 (M, N) 上，平面 1808 及後牙齒 1804 之最近表面隔開一個距離，其值為 $Z_1(M, N)$ ，而平面 1808 與前牙齒 1806 之最近表面 1806 則隔開一個距離 $Z_2(M, N)$ 。若碰撞緩衝是形成為平面 1808 位在 $z=0$ ，且 z 之正值朝向後齒 1804，則在平面 1808 上任何格子點 (M, N) $Z_1(M, N) < Z_2(M, N)$ 時，牙齒 1804, 1806 會碰撞。

第 9 圖是引用此碰撞緩衝架構的碰撞偵測程序之流程圖。此程序首先從指示待測牙齒之表面位置之數位資料組中之一組接受資料 (步驟 1900)。此程序然後形成了中性 x, y 平面 (步驟 1902)，並且創造了垂直於平面之 z 軸 (步驟 1904)。

此程序然後為平面上第一格子點之 x, y 位置決定了沿著 z 軸方向上，平面與每一牙齒最近表面之間的線性距

五、發明說明 (27)

離 (步驟 1906)。在該 x, y 位置偵測碰撞時，此程序決定了後牙齒之最近表面之 z 位置，是否小於或等於前牙齒最近表面之 z 位置 (步驟 1908)。若是，程序產生了一個錯誤訊息，顯示給使用者或者回授到路徑產生程式，指示出碰撞將會發生 (步驟 1910)。程序然後決定是否它已測試了與平面上格子點有關連之所有 x, y 位置 (步驟 1912)，若不是，則為每一個剩下之格子點重覆上面的步驟。碰撞偵測程序是在每一治療步驟中，為病患口中每一對相鄰的牙齒而進行的。

系統中亦可加入 "電影" 特性，且使用者在任何點可使用 "電影" 特性來顯示從開始到目標狀態之移動的動畫。這對觀查治療過程中整個組件的移動是幫助很大的。

如上所述，適合做組件辨識的使用者介面，是一種 3 維互動圖形使用者介面 (GUI)。3 維 GUI 亦對組件操縱很有利。此種介面提供了治療專業或使用者與數位模式組件之瞬時及視覺互動。此種 3 維 GUI 亦對介面提供了優點，使得只須低階指令即可指揮電腦來操作特定部份。換言之，用於操作用的 GUI 在許多方面比一個只接受指令，如僅是那種："移動此組件 0.1 公厘到右邊" 的介面要佳。此種低階指令對微調很有用，但是，若它們是僅有的介面的話，組件操作的過程將變成很乏味並且很花時間的互動。

在操作過程之前或進行時，一或多個牙齒組件可以齒根之模板模型來放大。牙齒模型以齒根模板之操作，例

五、發明說明 (28)

如，在牙齒於齒齦線之下的衝擊很受擔心的情形最有用。這些模板模型，例如，含有病患牙齒之 x-光數位信息。

軟體亦可加入註解到資料組中，它包括有文字及 / 或裝置的序號。註解可用凹字加入 (即它可為 3-D 幾何形狀)，故它將以印刷正模型被顯現。若註解可被置於由復位裝置蓋住之口腔一部份，但是對牙齒移動不重要，註解會顯示在釋放的復位裝置上。

上述組件辨識及組件操作軟體被設計成與操作者之專業訓練相稱的水準下操作。例如，組件操作軟體可協助一個缺乏牙齒矯正訓練之電腦操作員，提供了回授之可容許及被禁止之牙齒操作。在另一方面，在口腔病理學及牙齒移動技術非常優秀的牙齒矯正師可以很容易地使用組件辨識及組件操作軟體做為工具，而不必或可忽略勸告。

第 10 圖是資料處理系統 500 之簡化方塊圖。資料處理系統 500 一般含有至少一個處理器 502，它經由匯流排子系統 504，而與一些周邊裝置相通。周邊裝置一般含有儲含子系統 506，(記憶子系統 508 及檔案儲存子系統 514)，一組使用者介面輸入及輸出裝置 518，以及到外側網路之介面 516，包含公共開關電話網路。此介面在圖中顯示為 "數據機及網路介面" 方塊 516，並且經由通信網路介面 524 而連到其他資料處理系統之對應介面裝置。資料處理系統 500 可含有一個終端機，或低階個人電腦，或高檔個人電腦，工作站或主機。

五、發明說明 (9)

使用者介面輸入裝置可包含一個鍵盤，且可另含有指示器裝置及一個掃描器。指示器裝置可為間接指示器裝置，如滑鼠，軌跡球，接觸板，或圖表板，或為直接指示器裝置，如加入顯示器中之觸控銀幕。其他之使用者介面輸入裝置，如語音辨識系統，亦可使用。

使用者介面輸出裝置可含有印表機及顯示器子系統，它包含一個顯示器控制器及連到控制器之顯示器。顯示器可為陰極射線管(CRT)，如液晶顯示器之平板式裝置，或投影裝置。顯示器子系統亦可提供非視覺顯示，如聲音輸出。

儲存子系統506保持了基本程式及資料構成而提供了本發明之功能。上面討論之軟體模組一般儲存在儲存子系統506中。儲存子系統506一般含有記憶子系統508及檔案儲存子系統514。

記憶子系統508一般含有一些記憶體，包括在程式執行時用來儲存指令及資料的主隨機存取記憶體(RAM)510，及儲存固定指令之唯讀記憶體(ROM)512。在麥金塔相容個人電腦中，ROM含有部份之操作系統；在IBM相容個人電腦中，它則含有BIOS(基本輸入/輸出系統basic input/output system)。

檔案儲存子系統514提供了持久性(非揮發性)之程式及資料檔案儲存，並且一般含有至少一個硬碟機，及至少一個軟碟機(及其可移除之媒體)。亦可以有其他裝置如唯讀光碟機及光學驅動器(所有均含其可移除之媒體)

五、發明說明(30)

。另外，此系統可含有具可移除之媒體卡帶。可移除之媒體卡帶可為如由西奎士特(Syquest)所上市之硬碟卡帶，及軟碟卡帶，如由依沃美加(Iomega)所推出者。一或多個驅動器可裝在遙控位置，如區域網路之伺服器，或網際網路之網站。

在本文中，術語"匯流排子系統"一般廣泛地使用著以包括使許多組件及子系統彼此可如預期地相通之任何機制。輸入裝置及顯示器是例外，其他組件不一定要在相同實體位置上。故，例如，檔案儲存系統之部份可被連到許多區域或廣域網路媒體，包括電話線。同樣地，輸入裝置及顯示器並不一定要在與處理器相同位置上，雖然我們也期待本發明將經常地導入於在個人通訊系統PCS及工作站之文字中。

匯流排子系統504在圖中顯示為單匯流排，但是一般系統有一些匯流排如區域匯流排，以及一或多個擴充匯流排(如，ADB, SCSI, ISA, EISA, MCA, NuBus, 或PCI)，以及串列埠和平行埠。網路連接一般是由這些擴充匯流排中的一個之網路轉接器或串列埠上之數據機裝置而建立的。

掃瞄器520的負責掃瞄從病患或牙齒矯正師處得到的病患牙齒鑄物，並且提供掃瞄數位資料組信息到資料處理系統500。在分散環境中，掃瞄器520可置於遠距位置上，並且將掃瞄數位資料組信息經由網路介面524傳到資料處理系統500。

製造機器522根據從資料處理系統500接收到的中間及

五、發明說明 (21)

最後資料組信息而製造牙科裝置。在分散環境中，製造機器 522 可置於遙遠位置上，並且經由網路介面 524 而從資料處理系統 500 接收資料組信息。

許多代替，改良，及等效品可用來替換上述零件。雖然牙齒最後的位置可使用電笛輔助手術來做決定，使用者可以在滿足規定之限制條件下，獨立地操作一或多個牙齒，而將牙齒移動到其最後位置。

另外，在此所述技術可以硬體或軟體或兩者一起導入。技術可以電腦程式導入一個可程式電腦中執行，每一電腦包含有處理器，可由處理器閱讀之儲存媒體（包括揮發性及非揮發性記憶體及/或儲存元件），及適當之輸入及輸出裝置。程式碼被應用到進入的資料，使用輸入裝置執行所述之功能，並且產生輸出信息。輸出信息可應用到一或多個輸出裝置。

每一程式可以高階程序性語言或物件導向程式語言導入，與電腦系統結合去操作。但是，需要的話，程式亦可以組合語言或機器語言導入之。在任何情形中，語言可為編譯或直譯語言。

每一種程式可儲存在儲存媒體或裝置（如唯讀光碟機，硬碟機或磁帶機）中，一般或特殊用途可程式電腦均可閱讀之，當儲存媒體或裝置由電腦讀取以執行所述程序時，可配置及操作電腦。此系統亦可導入為電腦可讀取儲存媒體，配置有電腦程式，儲存媒體配置成使電腦依照具體且預先界定之方式操作。

五、發明說明 (32)

本發明以特定實施例方式在此敘述。其他實施例亦在下列申請專利範圍之範疇內。例如，上述3維掃描技術可用來分析材料特性，如形成牙齒鑄件及調整器材料之收縮及膨脹。而且，3D牙齒模型及上述圖形介面可用來協助治療師以傳統固定器或其他傳統的牙齒矯正裝置來治療病人，因而在任何情形下應用到牙齒移動之限制條件須做改進。更有者，牙齒模型可貼在超文字傳輸協定 (http) 網站，以由病人及治療醫師做限制性存取。

另外，雖然本發明在此以實施例圖示及敘述，熟於此技術者可了解，在不遠離下列申請專利範圍之精神及範疇下，可在形式及細節上做上述及其他改變。

符號之說明

- 10.....頭殼
- 20.....下顎骨
- 22.....上顎骨
- 30.....關節
- 100.....下顎
- 101.....上顎
- 102.....牙齒
- 104.....直角方向
- 106.....直角方向
- 108.....直角方向
- 110.....箭頭
- 111.....聚合物外殼調整器具

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

五、發明說明 (ㄗ)

112.....箭 頭
114.....箭 頭
P;.....點
P1;P2.....不 定 點
d1;d2.....箭 頭

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

四、中文發明摘要 (發明之名稱： 齒徑治療方法)

一種電腦執行的系統，用來做出一個計劃使病患牙齒從一組最初牙齒位置重定位到一組最後牙齒位置。此系統接受了表示在最初位置之牙齒的起初數位資料組；接受了與牙齒重定位有關之一或多個限制條件；並且產生一個治療計劃，使牙齒依照限制條件而從最初位置移動到最後位置。

英文發明摘要 (發明之名稱： TOOTH PATH TREATMENT PLAN)

A computer-implemented system creates a plan to reposition a patient's teeth from a set of initial tooth positions to a set of final tooth positions. The system receives an initial digital data set representing the teeth at the initial positions; receives one or more constraints associated with the repositioning of the teeth; and generates treatment paths to move the teeth from the initial positions to the final positions in accordance with the constraints.

六、申請專利範圍

第 88117639 號「齒徑治療方法」專利案 (90 年 12 月修正)

1. 一種電腦執行的方法，用來做出一個計劃使病患牙齒從一組最初牙齒位置重定位到一組最後牙齒位置，此方法包含：

接收一個表示在最初位置之牙齒的最初數位資料組；接收與牙齒重定位有關連之一或多個限制條件；並自產生治療路徑，使牙齒依照限制條件從最初位置移動到最後位置。
2. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中限制條件之一係關於牙齒擠入 (crowding)。
3. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中限制條件之一係關於牙齒隔開 (spacing)。
4. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中限制條件之一係關於牙齒拔出 (extraction)。
5. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中限制條件之一係關於牙齒折斷 (stripping)。
6. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中限制條件之一係關於牙齒轉動 (rotation)。
7. 如申請專利範圍第 6 項之方法，其中牙齒轉動約 5 到 10 度 (每個步驟)。
8. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中限制條件之一係關於牙齒移動。
9. 如申請專利範圍第 8 項之方法，其中牙齒在一或多個步驟中增量地移動 (每個步驟)。
10. 如申請專利範圍第 9 項之方法，其中每一牙齒在每個

六、申請專利範圍

步驟移動約0.2公厘到約0.4公厘。

- 11.如申請專利範圍第9項之方法，其中限制條件儲存在一個陣列中。
- 12.如申請專利範圍第11項之方法，其中陣列中的一維(one dimension)辨識牙齒移動之每個步驟。
- 13.如申請專利範圍第1項之方法，其中產生治療路徑包括，決定了使每一個牙齒從最初位置移到在最後位置所需最小變化量，並且僅須最小移動量而做出每一個治療路徑。
- 14.如申請專利範圍第1項之方法，其中產生治療路徑包括，對至少一個牙齒產生中間位置，在中間位置之間進行同樣尺寸之平移。
- 15.如申請專利範圍第1項之方法，其中產生治療路徑包括，對至少一個牙齒產生中間位置，在中間位置之間進行不同樣尺寸之平移。
- 16.如申請專利範圍第1項之方法，另外包含應用一組規則去偵測病人牙齒沿著治療路徑移動時可能發生的任何碰撞。
- 17.如申請專利範圍第16項之方法，其中偵測碰撞包括以下列步驟計算第一牙齒與第二牙齒之間的距離：
在第一牙齒與第二牙齒之間建立一個中性投影平面，
建立一個垂直於平面之 z 軸，它從投影平面上的一組基點之每一點有一個正方向及一個負方向。
計算一對做記號距離，包括到第一牙齒之第一做記

六、申請專利範圍

號距離與到第二牙齒之第二做記號距離，這些做記號距離是一條穿過基點且平行於 z 軸的直線上測量的，以及

在任何一對做記號距離顯示一個碰撞時決定了一個碰撞之發生。

18. 如申請專利範圍第17項之方法，其中第一距離之正方向與第二距離之正方向相反，若任何一對做記號距離是小於或等於零時，即是偵測到碰撞。

19. 如申請專利範圍第1項之方法，另外包含接受信息，顯示是否病人牙齒沿著治療路徑，並且，若不是的話，使用信息去修正治療路徑。

20. 如申請專利範圍第1項之方法，其中產生治療路徑包括對每一個牙齒產生超過一個候選治療路徑，並且提供每一個候選治療路徑之圖形顯示供使用者選擇。

21. 如申請專利範圍第1項之方法，另外包含應用一組規則去偵測病人牙齒沿著治療路徑可能發生之碰撞。

22. 如申請專利範圍第21項之方法，其中偵測碰撞包括以下列方法計算第一牙齒與第二牙齒之間的距離；

在第一牙齒與第二牙齒之間建立一個中性投影平面，建立一個垂直於平面之 z 軸，它從投影平面上一組基點之每一點有一個正方向及負方向。

計算一對做記號距離，包括到第一牙齒之第一做記號距離與到第二牙齒之第二做記號距離，這些做記號距離是在一條穿過基點且平行於 z 軸的直線上測量的

六、申請專利範圍

，以及

在任何一對做記號距離顯示一個碰撞時決定了一個碰撞之發生。

23.如申請專利範圍第17項之方法，其中第一距離之正方向與第二距離之正方向相反，若任何一對做記號距離是小於或等於零時，即是偵測到碰撞。

24.如申請專利範圍第1項之方法，另外包含應用一組規則去偵測病人牙齒沿著治療路徑可能發生之不適當咬合。

25.如申請專利範圍第24項之方法，另外包含計算一個錯誤咬合指數之值，並且將此值顯示給使用者看。

26.如申請專利範圍第1項之方法，其中產生治療路徑包括接受信息，顯示病人牙齒移動之限制條件，並且應用這些資料去產生治療路徑。

27.如申請專利範圍第1項之方法，另外包含在相當於所選擇資料組之位置表現牙齒之一個三維(3D)圖形表示。

28.如申請專利範圍第27項之方法，另外包含使牙齒之圖形以動畫表示，以提供牙齒沿著治療路徑移動之視覺顯示。

29.如申請專利範圍第28項之方法，另外包含提供一個圖形介面及其代表錄影機上控制按鈕之零件，使用者可操作控制動畫。

30.如申請專利範圍第27項之方法，另外包含僅使用所選擇資料組之一部份去表現牙齒之圖形表示。

六、申請專利範圍

31. 如申請專利範圍第27項之方法，另外包含應用細節位準 (level-of-detail) 壓縮，使資料組表現牙齒之圖形表示。
32. 如申請專利範圍第27項之方法，另外包含從使用者接受一個指令，以修改牙齒之圖形表示，以及反應到該指令而修改圖形表示。
33. 如申請專利範圍第32項之方法，另外包含反應到使用者之指令而修改所選擇資料組。
34. 如申請專利範圍第27項之方法，另外包含該使用者選擇圖形表示中之牙齒，並且，以回應來顯示有關牙齒之信息。
35. 如申請專利範圍第34項之方法，其中該信息是關於牙齒在沿著治療路徑移動時將遇到的運動。
36. 如申請專利範圍第34項之方法，其中該信息顯示在圖形表示中選擇之牙齒與其他牙齒之間的線性距離。
37. 如申請專利範圍第27項之方法，其中表現圖形顯示包括，在多個矯正特定視角中所選定一個視角將牙齒表現出來。
38. 如申請專利範圍第27項之方法，另外包括提供使用者介面，使用者在觀看病人牙齒之圖形顯示後，可添加文字意見。
39. 如申請專利範圍第27項之方法，其中表現圖形顯示包括下載資料到一部遙控電腦，在此，使用者可看希望之圖形顯示。

六、申請專利範圍

40. 如申請專利範圍第27項之方法，另外包括由使用者控制之3D陀螺儀輸入裝置產生輸入信號可被用來改變牙齒在圖形顯示之定向。
41. 一種電腦執行的系統，用來做出一個計劃使病患牙齒從一組最初牙齒位置重定位到一組最後牙齒位置，此系統包含：
- 用來接收一個表示在最初位置牙齒的最初數位資料組之機制；接收與牙齒重定位有關連之一或多個限制條件之機制；並且產生治療路徑，使牙齒依照限制條件從最初位置移動到最後位置之機制。
42. 如申請專利範圍第41項之系統，其中一個限制條件是關於牙齒擠入(crowding)。
43. 如申請專利範圍第41項之系統，其中一個限制條件是關於牙齒隔開(spacing)。
44. 如申請專利範圍第41項之系統，其中一個限制條件是關於牙齒拔出(extraction)。
45. 如申請專利範圍第41項之系統，其中一個限制條件是關於牙齒折斷(stripping)。
46. 如申請專利範圍第41項之系統，其中一個限制條件是關於牙齒轉動(rotation)。
47. 如申請專利範圍第41項之系統，其中牙齒轉動約5到10度(每個步驟)。
48. 如申請專利範圍第41項之系統，其中限制條件之一係關於牙齒移動。

六、申請專利範圍

49. 如申請專利範圍第48項之系統，其中牙齒在一或多個步驟中增量移動（每個步驟）。
50. 如申請專利範圍第49項之系統，其中每一牙齒在每個步驟移動約0.2公厘到約0.4公厘。
51. 如申請專利範圍第49項之系統，其中限制條件儲存在一個陣列中。
52. 如申請專利範圍第51項之系統，其中陣列中的一維（one dimension）辨識牙齒移動之每個步驟。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

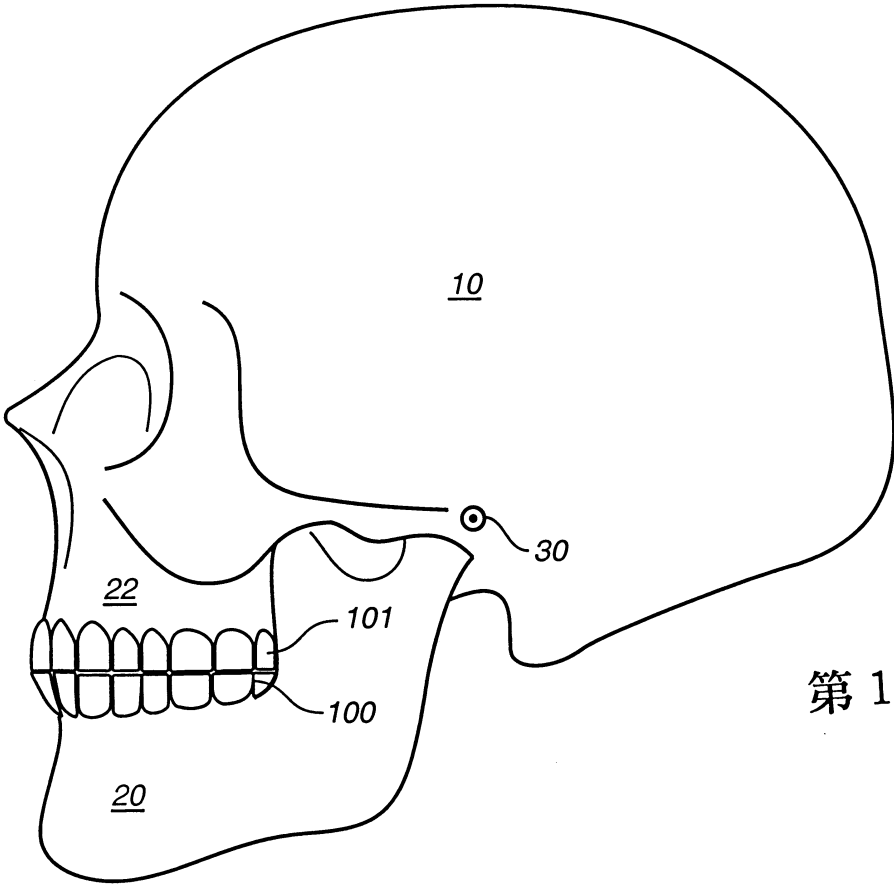
裝

訂

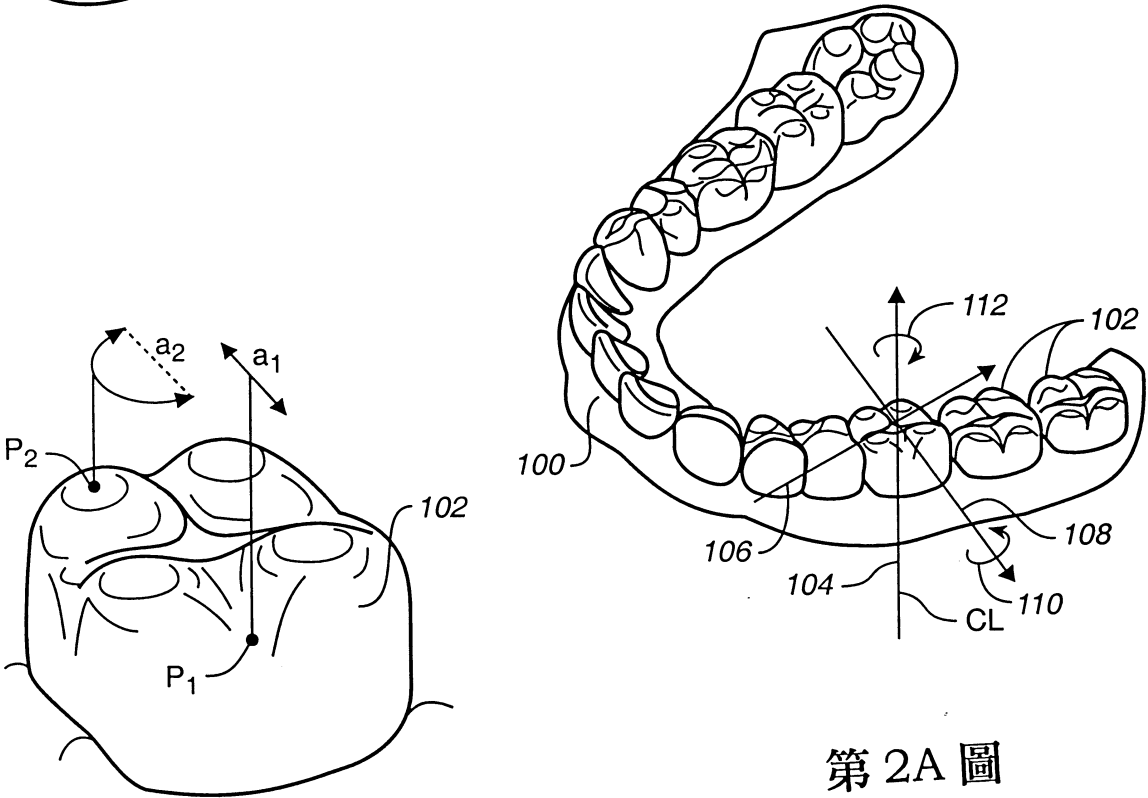
線

88117639

1/8

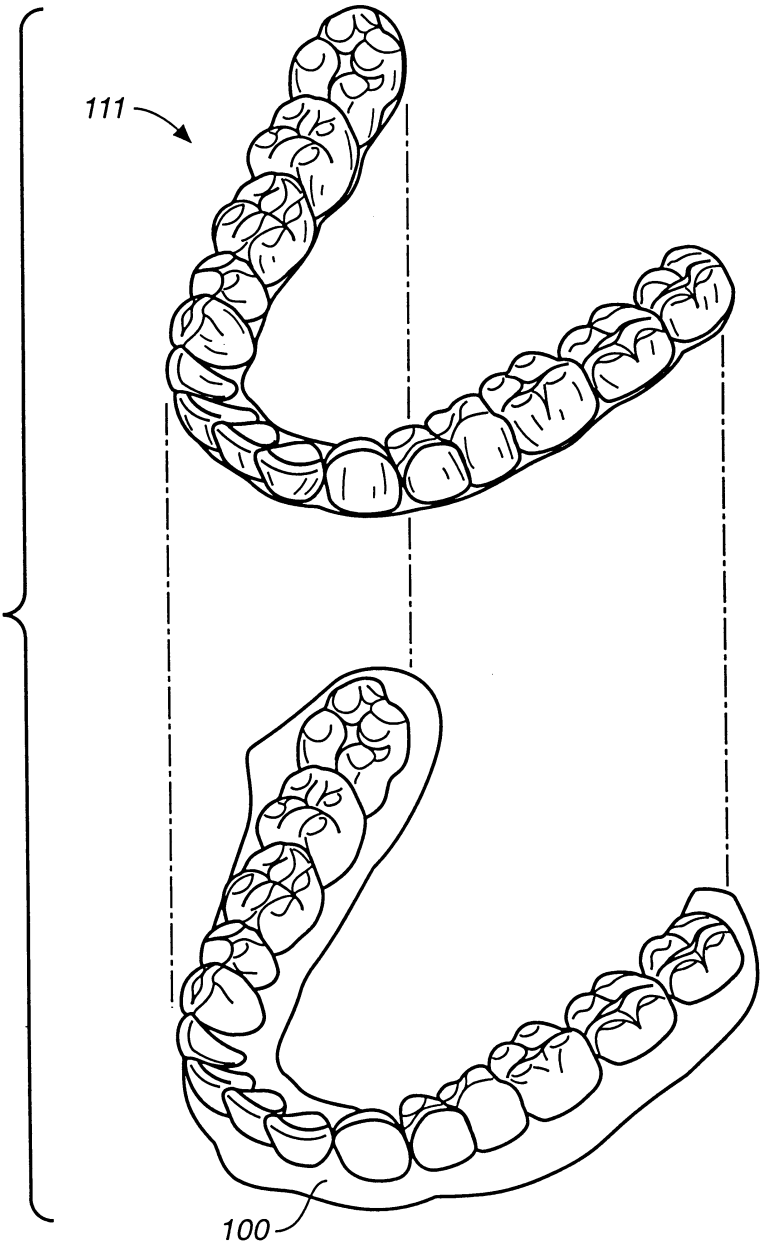


第 1 圖

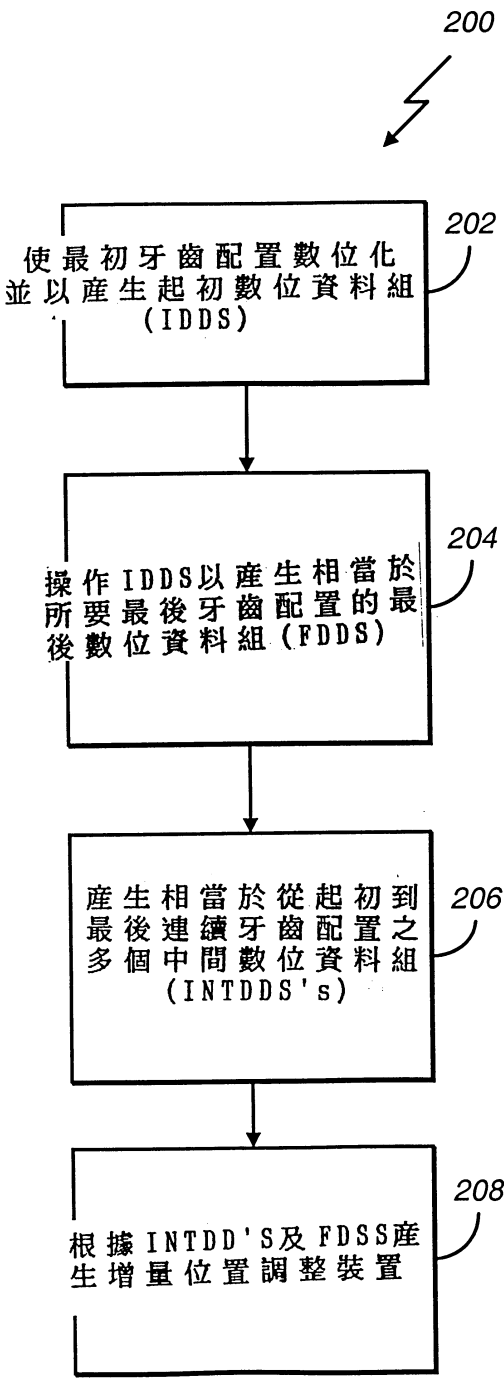


第 2A 圖

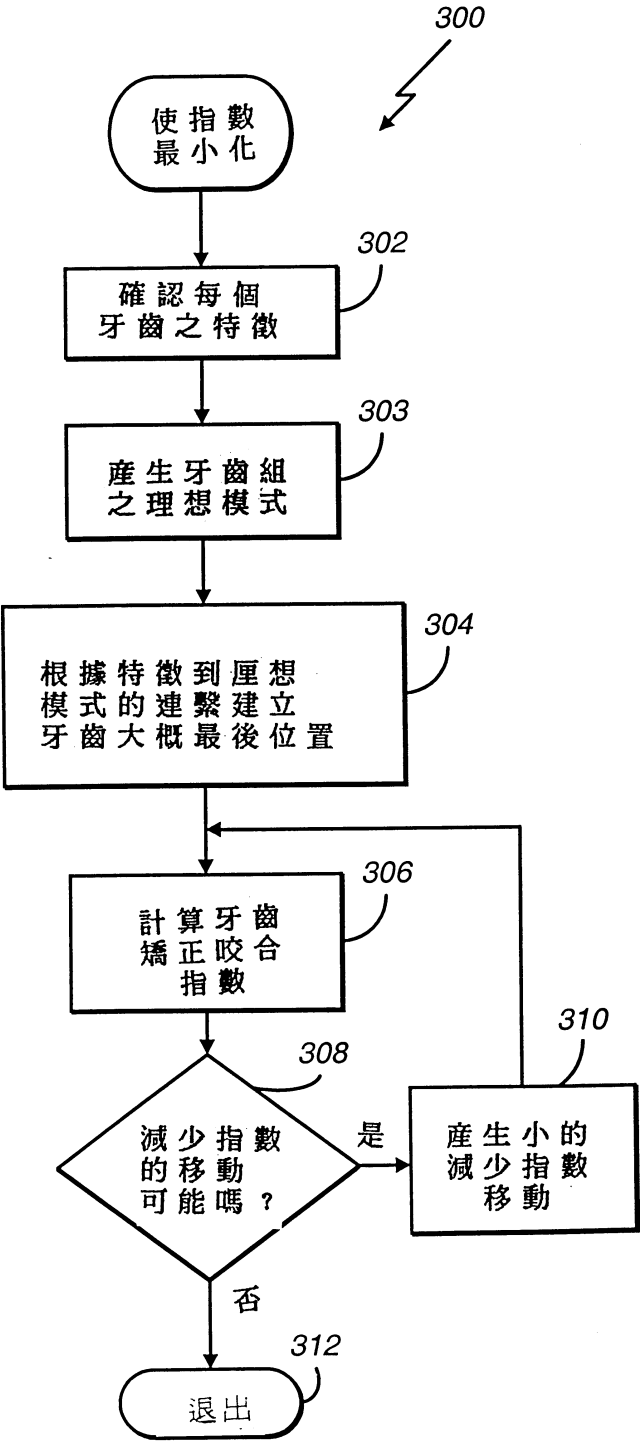
第 2B 圖



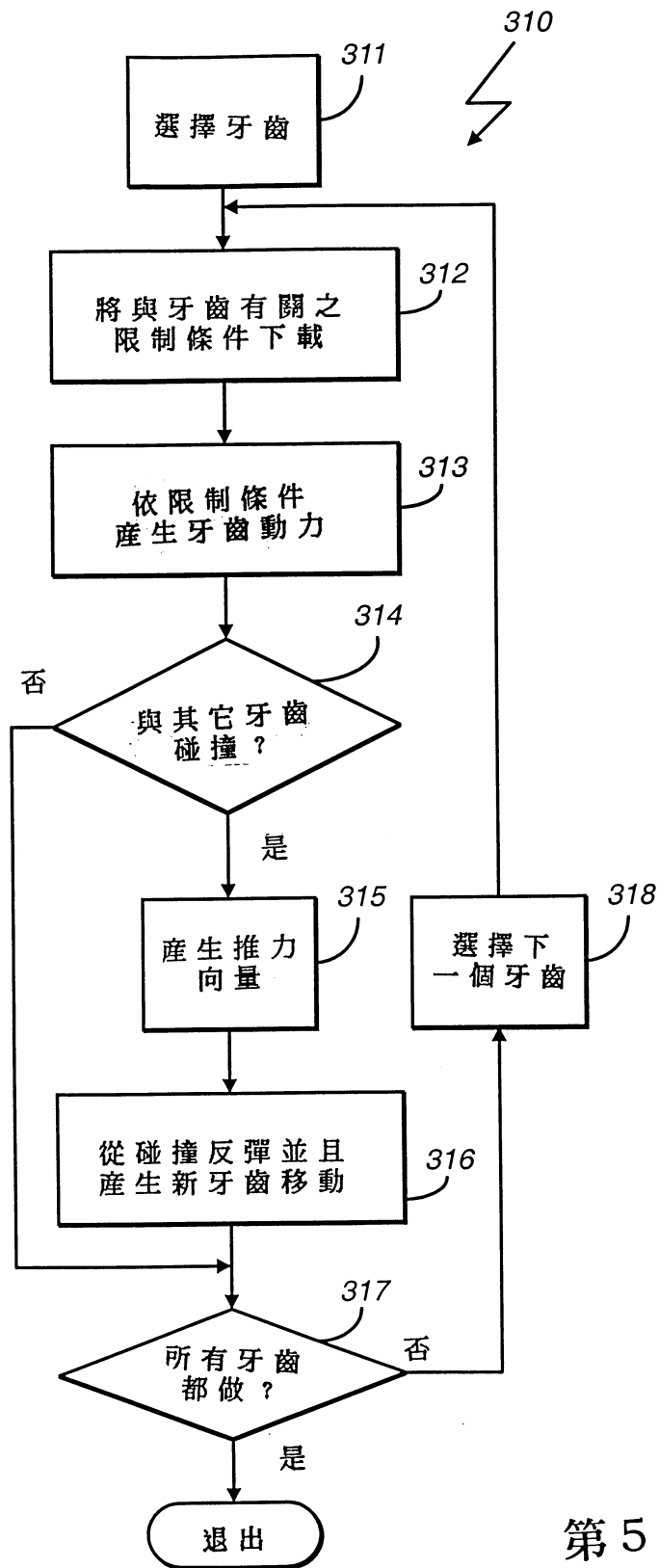
第 2C 圖



第 3 圖



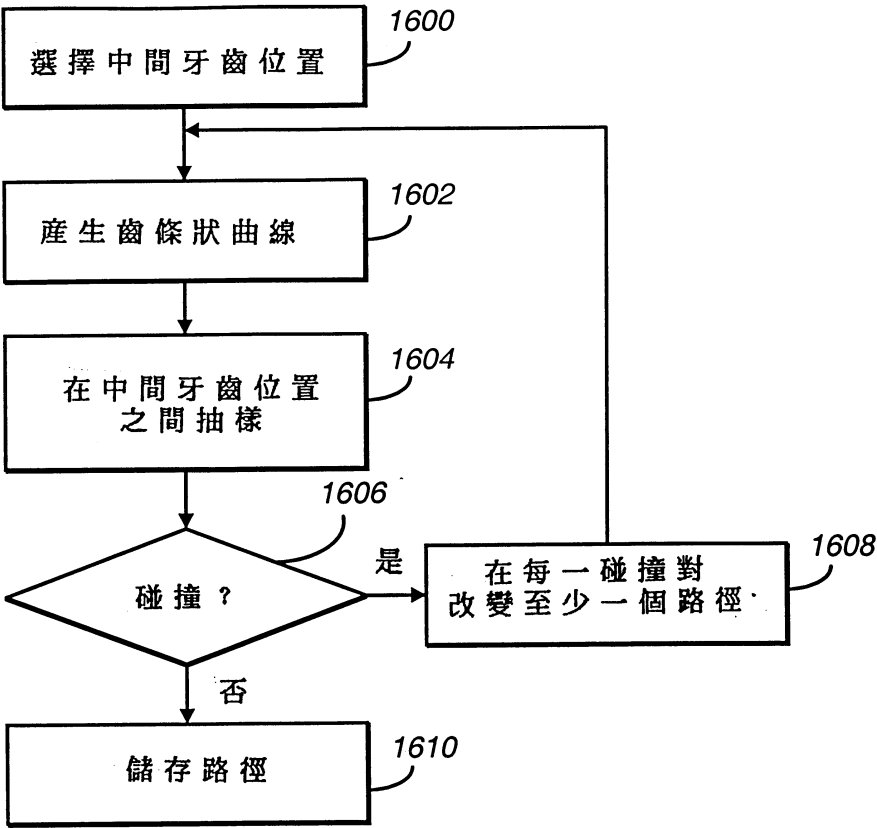
第 4 圖



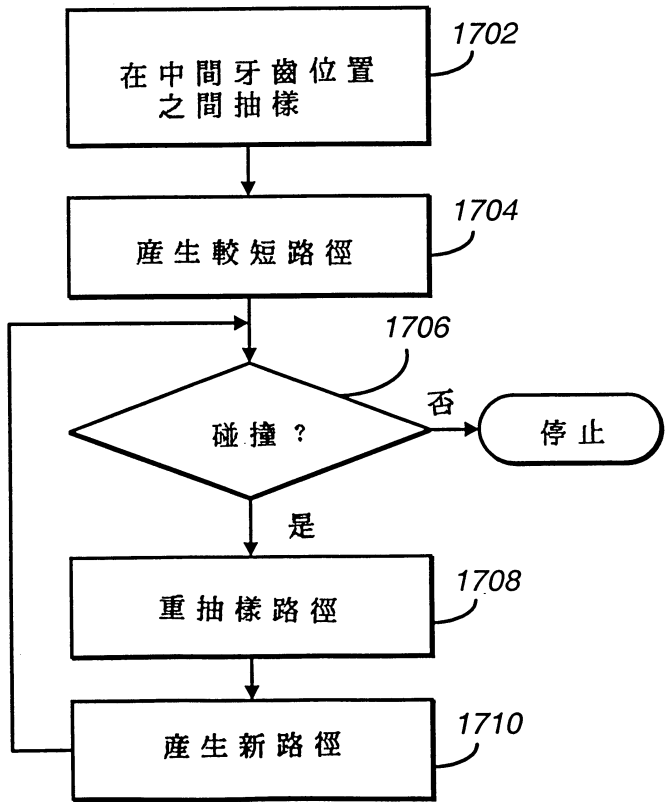
第 5 圖

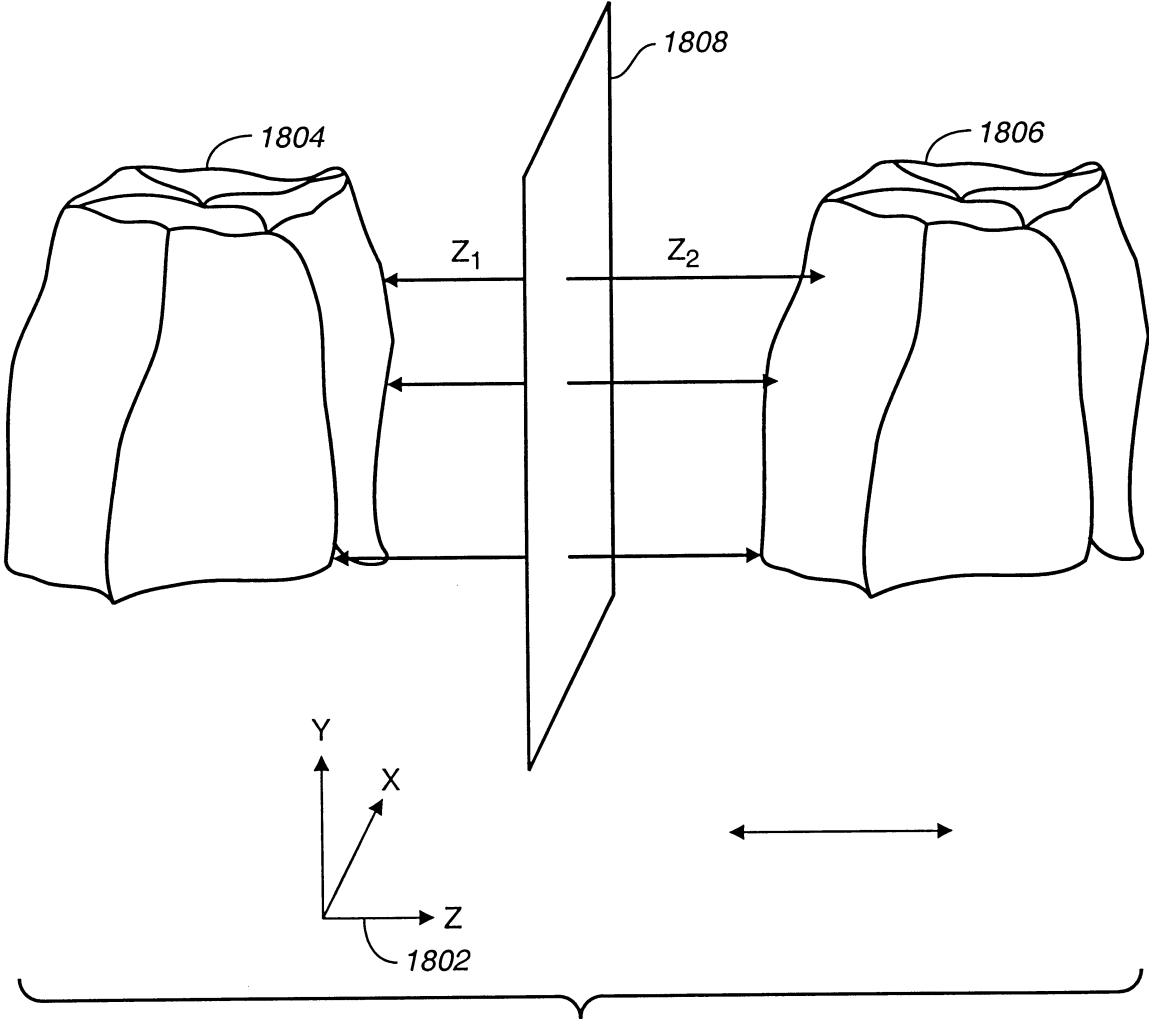
5 / 8

第 6 圖



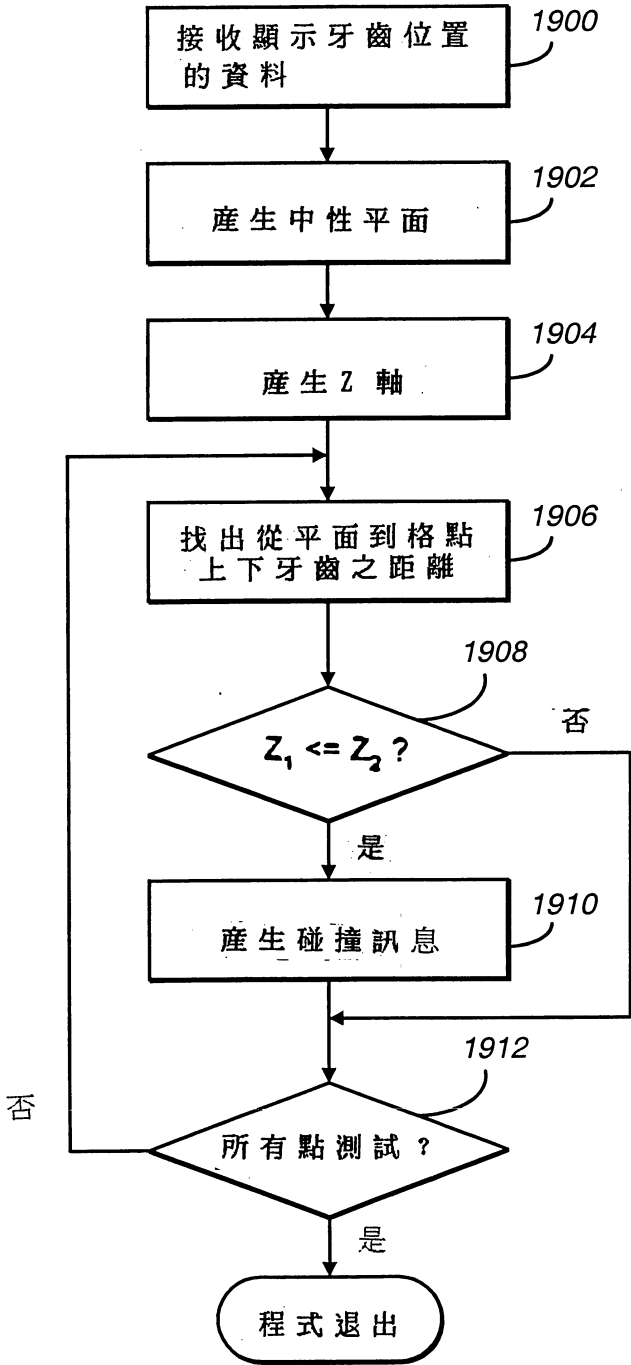
第 7 圖



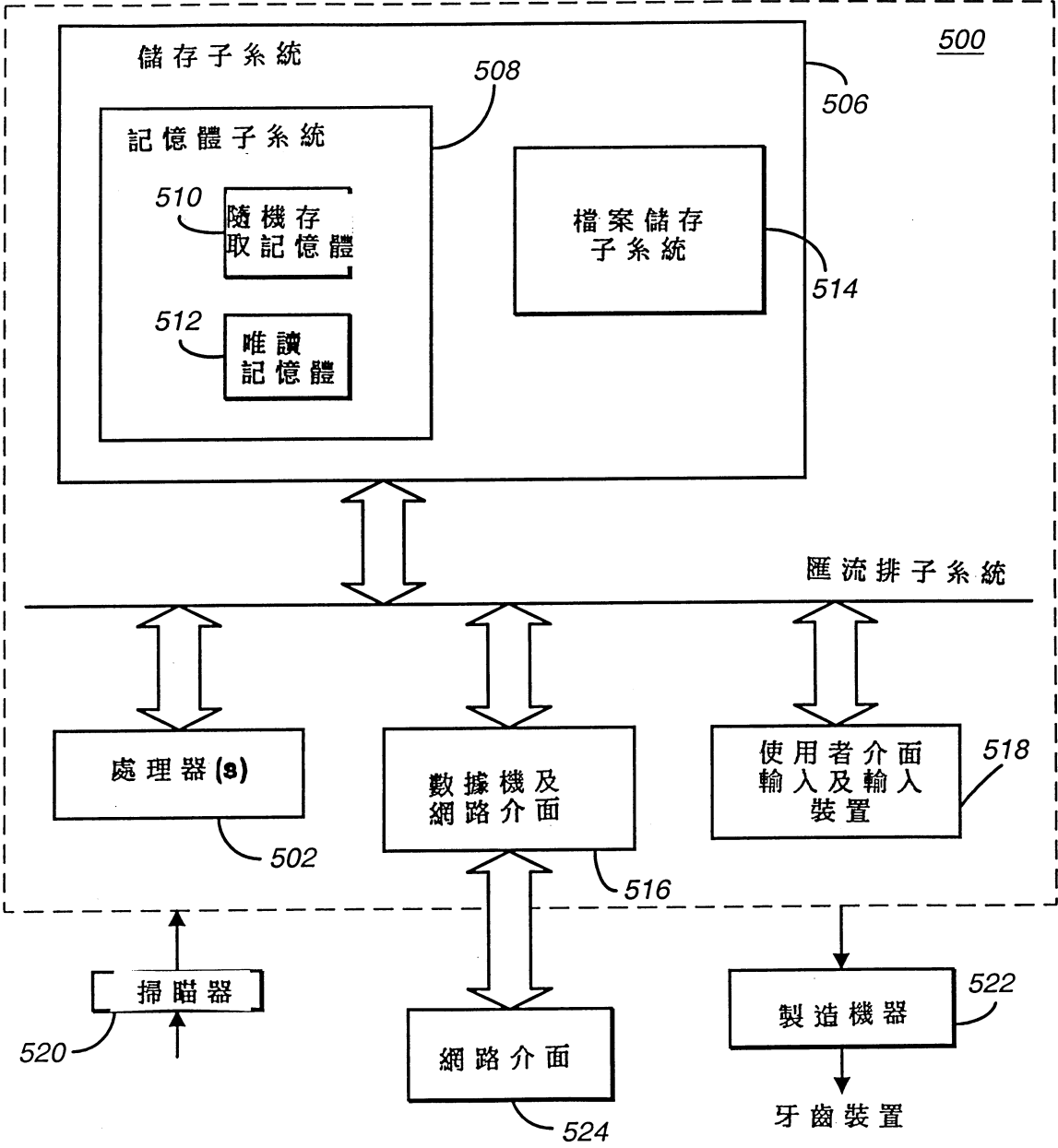


第 8 圖

90 12 25



第 9 圖



第 10 圖