

公告本

申請日期	88.12.24
案 號	88117406
類 別	A61C 7/00, 19/04

A4
C4

514517

(以上各欄由本局填註)

發明專利說明書

一、發明 名稱	中 文	以電腦界定之牙齒移動器具
	英 文	Defining tooth-moving appliances computationally
二、發明 人 創作	姓 名	1. 慕哈馬德蕭拉關奇須堤 (Chishti, Muhammad Ziaullah Khan) 2. 艾利納I. 帕夫羅夫史凱 (Elena I. Pavlovskiaia) 3. 葛利勾瑞P. 巴拉 (Gregory P. Bala) 4. 布倫富瑞伯格 (Brian Freyburger)
	國 籍	1. 美國 2. 蘇俄 3-4 皆屬美國
三、申請人	住、居所	1. 美國加州94086 太陽維里寇特馬迪拉道#302 972號 2. 美國加州94109 舊金山沙特街#8 1688號 3. 美國加州95119 聖荷西燒樹道207號 4. 美國加州94103 舊金山度羅斯街第5 公寓190號
	姓 名 (名稱)	矯正科技股份有限公司 Align Technology, Inc.
三、申請人	國 籍	美國
	住、居所 (事務所)	美國加利福尼亞州94086 桑尼巴利波特瑞羅街442號
三、申請人	代 表 人 姓 名	慕哈馬德蕭拉關奇須堤 (Muhammad Z.K. Chishti)

A6
B6

1998年10月 8日 09/169,034號

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

叮

線

五、發明說明()

本申請案係於1998,6月19日在美國提出之專利申請 No.PCT/US98/12861 部份之連續, 其以1997年10月8日在美國提出之專利申請 No.08/947,080 作為優先權申請日期, 而後者又是以1997年6月20日提出之預備專利申請 No.60/050,342 作為優先權申請日, 全部之公開文件在此加入做為參考。

本申請是關於共同擁有之美國專利申請 no. , 名稱為 "牙齒矯正治療計劃及器具之電腦自動化發展" (代理人備忘錄號碼 09943/002001), 以及 no. , 名稱為 "將牙齒定位之系統及方法" (代理人備忘錄號碼 09943/003001), 在同樣的日期提出申請, 其全部公開說明書均在此引用做為參考。

發用背景

本發明一般係關於電腦計算之牙齒矯正術。

在牙齒矯正治療中, 病人牙齒是使用許多裝置而從起初位置移到最後位置。一個裝置在牙齒上產生力量, 由此, 一或多個牙齒, 以適合於治療之階段需求, 而被移動或固定在適當位置。

發明概要

本發明提供方法及裝置, 在牙齒從最初牙齒配置被重定到最終牙齒配置之過程的很多階段中形成器具圖形。本發明可操作來形成如何由一系列器具或一連串對器具的調整來完成重定位 (repositioning), 器具被圖形化以增量地重定位各個牙齒。本發明可有利地應用到, 使有容納牙齒之空

五、發明說明(2)

室之聚合物外殼所形成之一連串器具具體化，亦即，在上述美國專利申請 no. _____ 中所述之那種外殼(代理人備忘錄號碼 09943/002001)。

病人牙齒從最初牙齒配置被重定位到最終牙齒配置，是以本發明所具體說明之器具來從事一連串增量位置調整而完成。在一個實施例中，本發明被用來使上述聚合物外殼器具之形狀具體化。一個系列之第一個器具有一個選定之幾何形狀，使牙齒從最初牙齒配置，被重定位到第一中間配置。此器具故意做成在到達第一中間配置時會磨損，然後一或多個另外(中間)之器具被連續置於牙齒上。最終器具有一個選定之幾何形狀，使牙齒從最後中間配置，被逐步地重定位到所要最終配置。

本發明具體化了器具，它們施加了可接受的力量位準，使不舒適僅在可接受的彈回範圍，並且在可接受的期間內完成所要的牙齒重定位之增量(increment)。本發明可與其他電腦計算之牙齒矯正系統其他部份互動，特別是與路徑形成模組，它計算了牙齒在因治療而重定位所取的路徑。

通常，在其一方面，本發明提供了方法以及對應之器具，將矯正牙齒之治療路徑分割成臨床之適合子步驟(substep)，以將病人之牙齒重定位。此方法包含，提供一序列應用到病人的每一個器具，其材料及形狀之數位有限元素模型；提供病人牙齒及相關口腔組織之數位有限元素模型；以電腦計算分析有限元素模型來計算器

五、發明說明(3)

具在牙齒上的實際效果；並且評估對臨床限制條件之效果。最好執行可包括一或多個下列特徵。器具可為矯正器(brace)，包括托架及弓線(archwire)，聚合物外殼，包含由立體印刷術所製成之外殼，固位體(retainer)，或其他形式之矯正器具。執行可包括比較器具之實際效果與器具之預期效果；並且在器具之實際效果與器具之預期效果不同而超過界限時，確定該器具為不滿意，並且依照比較的結果修改不滿意器具之模型。最終器具之模型可以由修改不滿意器具之形狀而獲得修改，其法是加入淺凹(dimple)，加入材料以造成牙齒之過度校正，加入材料之突脊以增加堅硬度，沿著齒齦線加入一圈材料邊緣以增加堅硬度，去除材料以減少堅硬度，使令人不滿意之器具重新形成，其形狀是由令人不滿意之器具之實際效果與器具之預期效果之間差異補數所界定。臨床限制條件可包括牙齒位移之最大速率，在牙齒上最大力量，以及牙齒所要之終位(end position)。最大力量可為線性之力量或轉動力量。最大位移速率可為位移之線性或角速率。本發明之器具可為以系統引進，或者以電腦程式產品引進，有形地儲存在電腦可閱讀之媒體上，有可操作指令使電腦可執行本發明方法之步驟。

本發明之優點如下列一或多項。依照本發明具體化之器具施加了不超過矯正可接受程度之力量，造成不超過病人可接受量之不舒適，並且在可接受的期間內達到牙齒重定位所要的增量(increment)。本發明可用來增大形

五、發明說明(4)

成矯正治療中之牙齒路徑之電腦或人工過程，其法是確認所建議之路徑可由考慮中的器具所達成，並且在好的矯正手術下之使用者可選擇限制條件內。用本發明來設計校正器時，使設計者(人員或自動化)可微調校正器對特定限制條件之性能。而且，可達成校正器效果之更精密矯正控制，並且其行動比萬一(would otherwise be the case)之情形更好預測。除此之外，電腦計算形成矯正器之幾何形狀可在數字控制下促進了直接之矯正器製造。本發明之一或多個實施例之細節顯示在附圖中，並且將說明如下。本發明之其他特性及優點將從說明，附圖及申請專利範圍而明顯之。

圖面說明

第1圖係將包含計算本發明矯正器之子程序(subprocess)之治療過程具體化之程序之流程圖。

第2圖是計算本發明矯正器形狀之程序的流程圖。

第3圖是創作有限元素模型之子程序(subprocess)的流程圖。

第4圖是計算矯正器變化的子程序(subprocess)的流程圖。

第5A圖是計算矯正器形狀變化之子程序的流程圖。

第5B圖是計算矯正器形狀變化之子程序的流程圖。

第5C圖是計算矯正器形狀變化之子程序的流程圖。

第5D圖是顯示第5B圖操作之概圖。

第6圖是計算成組矯正器形狀變化之程序的流程圖。

五、發明說明(5)

許多圖中相同的參考符號及代號表示相同的元件。

詳細說明

本發明中，提供有系統及方法用來形成器具圖形，或對器具圖形之改變而增量地移動牙齒。牙齒移動通常為與矯正治療有關者，包含相對於垂直中心線所有三個矯正方向之移動，牙齒中心線在兩個矯正方向之轉動("根部角度"及"轉矩")，以及繞中心線之轉動。

第1圖顯示形成及產生病人牙齒矯正治療重定位器具之模範程序100之一般流程。程序100包括本發明方法，且適用於器具，以下將說明之。程序之計算步驟可以電腦程式模組有利地引進，而在一或多部傳統數位電腦中執行。

做為開始之步驟，病人牙齒或口部組織的模型或掃描先被取得(110)。此步驟一般包括取得病人牙齒及齒齦之鑄形，亦可以咬蠟法(wax bite)，直接掃描，x-光照相，斷層攝影，sonography imaging，及取得有關牙齒，頷(jaw)，齒齦，及其他牙齒矯正有關之組織的構造和位置資訊之其他技術。從以這些方法得到之資料中，可以導出一個代表病人牙齒及其他組織起初配置(即治療前)之數位資料組。

起初之數位資料組包含從掃描操作得到之原始資料，以及由原始資料導出之資料表示表面模型(步驟120)。特別地，在此步驟中，產生了以數位表示各個齒冠之資料結構，有利地，整個牙齒之數位模型被產生，包括測

五、發明說明(6)

量或外插(extrapolated)隱藏表面及根部構造。

所要之牙齒最終位置--即，所想要及計劃之矯正治療--，可以處方之形式從臨床醫師處接受之，可從基本矯正原理計算之，或者可從臨床處方(步驟130)以外插法計算之。所要之牙齒最終位置之規格，以及牙齒本身之數位表示，每一個牙齒之最終位置及幾何形狀可被具體化(步驟140)，以形成牙齒在治療所要位置之完整模型。

一般在此步驟中，每一個牙齒之位置被具體化。此步驟之產出結果，乃是一組數位資料結構，它表示一個被模型化牙齒相對於假設穩定組織之正確矯正重定位。牙齒及組織均以數位資料表示。

每一個牙齒有開始位置及最終位置，其次之程序是形成每一牙齒之運動路徑。牙齒路徑是在集合中被最佳化，使牙齒以最快型式，以最少量之來回(round-trip)而使牙齒從開始位置移到所要最終位置。(來回是牙齒除了朝向所要最終位置以外任何方向的運動。來回有時候是必要的，使牙齒移動通過其他牙齒。)牙齒路徑被分段。分段被計算，使每一牙齒在分段中運動均在線性及旋轉運動之界限內。依此方法，每一路徑分段之終點可構成臨床可行之重定位，並且分段終點之集合構成了臨床可行之牙齒位置順序，使在此順序中從一點移到下一點不會造成牙齒碰撞。

在一個實施例中，線性及旋轉運動之界限被起始化，其預設值是根據被使用器具之本性。更個別化裁量之界

五、發明說明(7)

限值可使用病人特定資料而計算。此界限值亦可根據器具計算(步驟170,後面將述及)的結果而更新,它可決定,沿著一或牙齒路徑之一或多點上,由器具產生在然後-存在之牙齒圖形及組織,不能影響一或多個牙齒路徑分段所表示之重定位。以此信息,形成分段路徑之子程序(步驟150)。

在程序之許多步驟中,特別是分段路徑已被形成之後,此程序可與負責病人治療的臨床醫師互動(步驟160)。臨床醫師互動可以使用附屬程序(client process),其程式可接受牙齒位置及模型,以及從伺服器電腦或程序之路徑,其中程序100之其他步驟被引進,之信息而執行。附屬程序有利地程式化,使臨床醫師可使一或多個牙齒之最終位置復歸(reset),並且使施加到分段路徑的限制條件具體化。若臨床醫師做此改變時,形成分段路徑(步驟150)之子程序(subprocess)再次被執行。

分段牙齒路徑及相關牙齒位置資料被用來計算臨床可接受器具結構(或者器具結構之連續變化),它可使路徑分段所具體化步驟中,所形成治療路徑上之牙齒移動(步驟170)。每一器具結構代表沿著病人治療路徑上之一個步驟。步驟被形成且計算,每一各個位置可追隨前一個步驟達成之牙齒位置的直線牙齒移動或單純轉動,則每一步驟重定位所需之力量,包括在病人齒列上矯正之最適力量。如路徑形成步驟,此器具計算步驟可包含互動,甚至與臨床醫師之反覆互動(步驟160)。執行此

五、發明說明(8)

步驟之程序步驟 200 的操作將更詳細地敘述如下。

在計算器具形成之後，程序 100 可進行製造步驟(步驟 180)，其中由此程序形成之器具被製造出來，或者可產生電子或印出之信息，可由人工或自動之程序所用以形成器具結構，或器具結構之改變。

第 2 圖顯示，為上述美國專利申請 no. _____ 中所述之那種外殼(代理人備忘錄號碼 09943/002001)矯正器，執行器具計算步驟(第 1 圖步驟 170)之程序 200。此程序之輸入包含最初矯正器形狀 202，許多控制參數 204，在目前治療路徑段 206 終點牙齒之所要最終結構，其他輸入包括顎位置中牙齒之數位模型，顎組織之模型，以及最初矯正器形狀及材料之規格。使用這些資料，此程序做出了矯正器，牙齒及組織，以及矯正器置於牙齒中之有限元素模型(步驟 210)。其次，此程式對矯正器，牙齒及組織之合成有限元素模型應用了有限元素分析(步驟 220)。此分析一直執行到退出執行為止，在此時，此程序評估牙齒是否已經到達目前路徑段之所要最終位置上，或者到達很靠近所要最終位置之處(步驟 230)。若牙齒未到達可接受最終位置時，此程序計算一個新候選矯正器形狀(步驟 240)。若到達可接受最終位置時，由有限元素分析所計算的牙齒移動被評估以決定是否其矯正為可接受(步驟 232)。若不可接受時，此程序亦進行計算一個新候選矯正器形狀(步驟 240)。若移動矯正為可接受時且牙齒亦到達可接受位置，目前之矯正器形狀會

五、發明說明(9)

與上次計算之矯正器形狀比較。若目前形狀是最佳時(決定步驟250)，則它會儲存做目前之最佳候選(步驟260)。若不是的話，它會被儲存在一選擇步驟中做為可能之中間結果(步驟252)。若目前之矯正器形狀是最佳候選的話，此程序會決定是否此矯正器好到可接受(步驟270)。若是，此程序退出。否則，此程序繼續並計算另一候選矯正器形狀(步驟240)供分析。

有限元素模型可用許多市販之電腦程式應用軟體來做出。為了製成實體幾何模型，可用如加州，聖拉斐爾市 Autodesk Inc. 出版之 AutoCad® 之類的電腦輔助工程(CAE)或電腦輔助設計(CAD)之軟體產品。為了做出了有限元素模型並且分析它們，可用許多市販之程式產品，包括愛荷華州，柯拉維爾市 CADSI 公司之 PolyFEM 產品，麻塞諸州，華爾丹(Waltham)巴拿馬德利亞科技公司(Parametric Technology Coporation of Waltham)現成之 Pro/Mechaniss 模擬軟體，俄亥俄州，辛辛那提市，結構動力研究公司(Structural Dynamics Research Corporation, SDRC)之 I-DEAS 設計軟體，以及加州洛杉磯市，麥克尼爾-史文德公司(MacNeal-Schwendler Coproration)現成之 MSC/NASTRAN 產品。

第3圖顯示做出有限元素模型之程序300，它可被用來執行程序200之步驟210(第2圖)。到模型創造程序300之輸入包括，敘述牙齒及組織之輸入資料302，及敘述矯正器之輸入資料304。敘述牙齒之輸入資料302包括

五、發明說明(10)

牙齒之數位模型；剛性組織結構之數位模型，若有現成的話；形成基材組織之高黏度流體之形狀及黏度規格，其中牙齒，在這些組織具體模型尚未有之情況下，被埋入並且被連接；以及使模型元件之不可動界限明確化之界限條件(boundary condition)。在一個實施例中，模型元件僅包含牙齒模型，一種高黏度理人基材流體之模型，以及實際上形成承住模型流體之剛性容器。

牙齒及組織之最初結構之有限元素模型被做出(步驟310)，並且隨意地儲存起來隨後程序之反覆中再使用(步驟320)。如同牙齒及組織一樣，聚合物外殼矯正器之有限元素模型被做出(步驟330)。此模型之輸入資料包括矯正器之材質及矯正器形狀的規格資料(步驟304)。

模型矯正器然後以電腦操作將它置於模型顎之模型化牙齒上，以做出一個在適當位置上的合成模型(步驟340)。任意地，使矯正器變形以配合到牙齒上及包括固定在牙齒之任何硬體所須之力量，被計算並且被做為優點數字用來量度特定矯正器結構之可接受度。但是，在另一種較簡單之替代方案中，矯正器變形是由施加足夠力量到其內部，使矯正器變形足夠大而配合到牙齒，將模型矯正器置於合成模型之模型化牙齒上，設定模型牙齒及組織之條件為無限剛硬，並且使模型矯正器放入固定牙齒之位置。矯正器及牙齒之表面在此階段毫無摩擦地被模型化而互動，則以有限元素分析開始找出合成模型之解決方案之前，矯正器模型在模型牙齒上達到了正確之

五、發明說明（//）

最初結構，並且計算了在變形矯正器之影響下，牙齒之移動。

第4圖顯示用來計算下一個矯正器形狀之程序400，它可被用在矯正器計算，程序200之步驟240（第2圖）。許多之輸入被用來計算下一個候選矯正器形狀。這些包含合成模型以有限元素分析之解決方案產生之資料輸入402，以及由目前牙齒路徑所形成之資料404。以有限元素分析得出之資料402包含牙齒模擬重定位發生所用實際經過時間量；由分析所計算之實際最終牙齒位置；施加到每一個牙齒上之最大線性及轉動力量；每一個牙齒上之最大線性及角速度。從輸入路徑信息，輸入資料404包括目前路徑段之最初牙齒位置，目前路徑段終點所要之牙齒位置，每一個牙齒最大容許位移速度，以及每一個牙齒每一種類之最大容許力量。

若上一個評估過之矯正器被發現違反一或多個限制條件時，另外之輸入資料406可隨意地由程序400使用。資料406可包含辨識被上一個評估過之矯正器違反之限制條件的信息，以及上一個評估過之矯正器任何被確認之次佳性能。

在接受了最初輸入資料後（步驟420），程序在模型中之可動牙齒上反覆運轉。（一些牙齒，以及限制條件，可被認為不動。）若前一個選擇之矯正器在目前所選擇牙齒之最終位置及運動動力是可接受的話（決定步驟440之“是”[yes]支路），此程序繼續進行，選擇考慮下一個

五、發明說明 (12)

牙齒 (步驟 430) 直到所有牙齒已被考慮為止 (從步驟 430 到步驟 470 之 done 支路)。否則, (從步驟 440 之 "no" 支路), 矯正器之改變在目前所選擇牙齒之區域中被計算 (步驟 450)。此程序然後移動回到如上所述, 去選擇下一個目前牙齒 (步驟 430)。

當所有牙齒已被考慮後, 對矯正器所做之集合變化, 在前一個形成之限制條件下評估 (步驟 470), 其例子在前面已被提及。限制條件可參考許多另外考量, 如製造性而界定。例如, 限制條件可被界定去設定矯正器材料最大或最小厚度, 或者去設定矯正器在牙冠上最大或最小之覆蓋 (coverage)。若矯正器限制條件被滿足之時, 則改變可破應用來形成一個新的矯正器形狀 (步驟 490)。否則, 矯正器之改變被修正來滿足限制條件 (步驟 480), 並且被修正後之改變被應用來形成一個新的矯正器形狀 (步驟 490)。

第 5A 圖顯示在目前牙齒之區域中計算矯正器改變的步驟一個執行 (步驟 450)。在此執行中, 根據規則之推理引擎 (inference engine) 456 被用來處理前述之輸入資料 (輸入 454), 以及在規則庫 452 中之一組規則 452a-452n。推理引擎 456 及規則 452 形成生產系統, 當應用到實際輸入資料時, 產生了一組輸出結論, 使目前牙齒區域之矯正器所做之改變規格明確化 (輸出 458)。

規則 452 有傳統之兩部份形式; 一個 if-部份定義條件, 以及 then-部份定義之結論或動作, 若條件被滿足時此

五、發明說明(13)

動作即確立。條件可以簡單，或者可為多個決定之複雜結合或分離。形成對矯正器所做之改變的規則組之例，包括下列：若牙齒運動太慢時，以所要運動方向相反而加入驅動材料到矯正器；若牙齒運動太慢時，加入驅動材料以過度校正(overcorrect)牙齒位置；若牙齒遠離所要最終位置太遠，加入材料以過度校正；若牙齒已被移動超過所要最終位置太遠時，加入材料到牙齒移動來與矯正器相遇之處，使矯正器剛硬；若最大量驅動材料被加入後，加入材料以過度校正牙齒之重定位，但非加入驅動材料；若牙齒之運動是沿著所要方向之外的其它方向時，移走並加入材料以重新定方向。

在顯示於第5B及5C圖之另外實施例中，矯正器之絕對結構，而非增量差異，被計算出。如第5B圖所示，程序460計算在目前牙齒區域中之矯正器之絕對結構。使用已敘述之輸入資料，此程序計算目前牙齒之所要最終位置與到達最終位置之間的差(462)。使用牙齒中心線與齒齦組織位準之交點做為參考點，此程序計算了所有六個運動自由度中差異之補數，即三個自由度平移及三個自由度轉動(步驟464)。其次，模型牙齒從其所要最終位置位移一個差異補數之量(步驟466)，顯示於第5D圖中。

第5D圖顯示一個說明性模型矯正器60在說明性模型牙齒62之上的平面圖。牙齒在其所要最終位置，而矯正器形狀是由此最終位置上之牙齒所界定。由有限元素分析

五、發明說明(14)

所計算之牙齒實際運動，被顯示成如同使牙齒置於位置64而非所要位置62。計算後最終位置之補數顯示如位置66。程序460(第5B圖)下一個步驟在程序之反覆進行中，由前一步驟(466)所計算之位移模型牙齒(步驟468)之位置，而形成目前牙齒區域中之矯正器。目前牙齒區域中所計算之矯正器結構顯示於第5D圖如形狀68，它是由重定位後之模型牙齒在位置66上所形成。

程序460中亦可以規則452(第5A圖)執行之另一步驟，顯示在第5C圖中。使目前牙齒向其中心軸方向移動，界定矯正器區域之模型牙齒大小，或者矯正器中容納牙齒的空間大小，在此程序決定移離之區域中做得比較小(步驟465)。

如第6圖所示，治療路徑中，計算一個步驟之矯正器形狀之程序200是計算一系列矯正器形狀之整體程序600中的一個步驟。此整體程序600是從初始化步驟602開始，其中可取得最初資料，控制及限制條件值。

矯正器結構在每一步驟或治療路徑段(segment)被找出後(步驟604)，整體程序600決定是否所有矯正器為可接受(步驟606)。若是，此程序退出並且完成。否則，此程序隨意地進行一組步驟610以嘗試去計算一組可接受的矯正器。首先，矯正器上之一或多個限制條件被釋去(步驟612)。然後，對產生不可接受矯正器之每一路徑分段，形成矯正器之程序200以新的限制條件下被執行(步驟614)。若所有矯正器現在成為可接受，整體程

五、發明說明(15)

序 600 退出 (步驟 616)。

矯正器有許多原因成為不可接受，其中一些可由整體程序 600 所處理。例如，若有任何不可能之移動須要時，即，若形狀計算程序 200 必須產生無規則或調整可用之運動時，整體程序 600 執行一個模組，它計算固定到目標牙齒硬體結構，力量可施加於其上以產生必須的運動 (步驟 640)。因為加入硬體之效應不僅限於局部，當硬體被加入模型中，整體程序 600 之外環會再次被執行 (步驟 642)。

若沒有任何不可能之移動須要時 (從步驟 620 之 "no" 支路)，此程序將控制移到路徑產生程序 (如步驟 150，第 1 圖) 以重新形成有不可接受矯正器之治療路徑的部份 (步驟 630)。此步驟可包括變化牙齒移動的增量，即，改變治療路徑上之分段，改變治療路徑中一或多個牙齒之路徑，或兩者。治療路徑被重新形成後，整體程序 600 之外環再次被執行 (步驟 632)。重新計算最好只限於重新計算治療路徑上重新形成部份之矯正器。若所有矯正器現在成為可接受時，整體程序 600 退出 (步驟 634)。若不可接受矯正器仍然存在時，整體程序 600 可反覆進行直到產生一組可接受矯正器，或者反覆進行之限制已超過 (步驟 650) 為止。在此點，以及在此說明書已述之程序中其他點上，如在另外硬體之計算 (步驟 640)，此程序可以人工操作員，如臨床醫師或技師之協助而反覆地進行。操作員提供之協助可包括形成或選擇固定到牙齒或

五、發明說明(16)

骨骼之附件(attachment)，形成一個加入之彈性元件以提供治療路徑一或多個分段所須之力，在牙齒之移動路徑上或是在治療路徑之分段中，建議治療路徑之改變，以及認可從一個操作限制條件之偏離或是釋放。

如上面所述，整體程序600是由許多輸入資料項所界定及變數化(parameterised)(步驟602)。在一個執行中，此初始化及形成資料包括下列項目：所有程序外環之反覆執行限制；優點數字之規格，它被計算來決定是否矯正器足夠好(第2圖，步驟270)；矯正器材料規格；矯正器之形狀或結構所須滿足而令人接受之限制條件規格；牙齒矯正可令人接受之力量及定位方法及速度規格；最初治療路徑，它包括每一個牙齒之運動路徑，及治療路徑之分段，每一段由一矯正器完成；裝在牙齒或其他上之任何固位器(anchor)之形狀及位置規格；牙齒所定位之顎骨及其他組織模型之規格(在所述之執行中，此模型包括牙齒埋入其中之黏性基材流體之模型，並且它的界限條件主要為界定流體之容器)。

隨意地，其他特性被加入牙齒模型資料組中，以產生矯正器所要之特性。例如，想加入數位蠟塊以形成空洞或凹處，用以保持矯正器與牙齒或顎之特定區之間的空間。亦想加入數位蠟塊以形成波浪狀或其他結構形式，以創造出有特別堅硬或者其他結構性質之區域。在依賴正模型之產生，以生產重定位器具的製造過程中，加入蠟塊到數位模型中會產生一個與所加入蠟塊相同幾何形

五、發明說明(17)

狀的正模。此可整體形成矯正器之基部形狀，或者在計算中特定矯正器形狀而成之。一個可以加入之特性是齒齦線周圍之邊緣(rim)，它可以在矯正器所從製造之數位模型牙齒之齒齦線，加入數位模型線而產生。當矯正器由聚合材料壓入配合到數位牙齒正物體模型上所製造時，沿著齒齦線之模型線使矯正器有一個邊緣繞著它，而沿著齒齦線提供了額之堅硬度。

在其他任意之製造技術中，兩片材料被壓入配合方式配合到正牙齒模型上，而其中一片沿著矯正器之頂端拱形切割，另一片則覆在頂部。此可沿著牙齒之直立壁上提供了雙層矯正器材料。

對矯正器所做之設計變更是由製造技術所限制。例如，若矯正器由聚合材料片壓入配合到正模型上所製造時，矯正器之厚度是由材料片厚度所決定。結果，此系統一般調整矯正器的性能方法，是由改變模型牙齒的定向，模型牙齒的零件之尺寸，附件之位置及選擇，材料之加入或移除(例如，加入線或造成淺凹)以改變矯正器之結構。此系統可使一或多個由材料片製成之矯正器厚度，除了標準形之外，被具體化，而任意地調整矯正器，以或多或少在牙齒上產生力量。另一方面，若矯正器由立體印刷程序所製成時，矯正器厚度可局部地改變，並且結構上特性如邊緣，淺凹，及波浪可被加入而不必修改牙齒之數位模型。

此系統亦可用來使更多傳統器具如固位器及支架(brace)

五、發明說明(18)

模型化效果，而被用來產生最佳設計及特定病人之治療程式。

本發明資料處理方面可以數位電子電路，或以電腦硬體，韌體，軟體，或它們之結合來執行。本發明資料處理裝置，可以由編入機器可閱讀的記憶裝置中之電腦程式，而由程式化處理器來執行；且本發明資料處理方法步驟由可程式化處理器執行一個程式指令，由操作輸入資料及產生輸出使本發明之功能發揮，而進行。本發明資料處理方面，最好以含有至少一個可程式化處理器，它連到資料儲存系統以接受及傳遞資料及指令，至少一個輸入裝置，以及至少一個輸出裝置，之一個可程式化系統中之一或多部電腦程式來執行。需要的話，每一電腦程式可以高階程序或物件導向程式語言，或以組合語言或機器語言來執行；並且，在任何情形下，語言可為編輯或翻譯語言。適當的處理器包括，例如，一般及特定用途微處理器。一般，處理器是從唯讀記憶體及/或隨機存取記憶體中接受指令及資料。適合明確地編入電腦程式指令及資料之儲存裝置包括所有形式之不揮發記憶體，如半導體記憶器之例，可抹除可程式化唯讀記憶體(EPROM)，EEPROM，及快閃記憶裝置；任何前述者可由ASICs(application-specific integrated circuits)加強之，或加入之。

為了提供與使用者互動，本發明可使用電腦系統有如監視器或液晶顯示器銀幕，以顯示信息給使用者，以及

五、發明說明(19)

如鍵盤，小老鼠或軌跡球之二維點取(Pointing)裝置，或如資料樹(glove)或陀螺儀小老鼠之三維點取裝置，等輸入裝置，使用者可藉以輸入資料到電腦系統，而被執行。電腦系統可被程式化以提供圖像使用者介面，而與使用者互動。電腦系統可被程式化以提供虛擬實境，三維顯示介面。

本發明在此以特別實施例而敘述。其他實施例亦在下列申請專利範圍之範圍內。例如，本發明步驟可以不同順序執行而仍達到所要結果。

主要元件符號說明

60	說明性模型矯正器
62	說明性模型牙齒
64	位置
66	位置
68	形狀

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝
訂
線

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

四、中文發明摘要(發明之名稱： 以電腦界定之牙齒移動器具)

將牙齒矯正治療路徑分段成適合臨床之子步驟，以重定位病患牙齒之方法及對應之裝置。這些方法包括提供一序列應用到病人的每一個之材料及形狀之數位有限元素模型；提供病人牙齒及相關口腔組織之數位有限元素模型；以電腦計算分析有限元素模型來計算器具在牙齒上的實際效果；並且評估對臨床限制條件之效果。器具可為支架(brace)，包括托架及弓線(archwire)，聚合物外殼，或其他形式之矯正器具。執行可包括比較器具之實際效果與器具之預期效果；並且在器具之實際效果與器具之預期效果不同而超過界限時，確定該器具為不滿意，並且依照比較的結果修改不滿意器具之模型。最終器具之模型可以由修改不滿意器具之形狀而獲得修改，其法是加入淺凹(dimple)，加入材料以造成牙齒之過度校正，加入材料之突脊以增加堅硬度，沿著齒齦線加入一圈材料邊緣以增加堅硬度，去除材料以減少堅硬度，使令人不滿意之器具重新形成，其形狀是由令人不滿意之器具之實際效果與器具之預期效果之間差異補數所界定。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

四、英文發明摘要 (發明之名稱: Defining tooth-moving appliances computationally)

Methods and corresponding apparatus for segmenting an orthodontic treatment path into clinically appropriate substeps for repositioning the teeth of a patient. The methods include providing a digital finite element model of the shape and material of each of a sequence of appliances to be applied to a patient; providing a digital finite element model of the teeth and related mouth tissue of the patient; computing the actual effect of the appliances on the teeth by analyzing the finite elements models computationally; and evaluating the effect against clinical constraints. The appliances can be braces, polymeric shells, or other forms of orthodontic appliance. Implementations can include comparing the actual effect of the appliances with an intended effect of the appliances; and identifying an appliance as an unsatisfactory appliance if the actual effect of the appliance is more than a threshold different from the intended effect of the appliance and modifying a model of the unsatisfactory appliance according to the results of the comparison. The model and resulting appliance can be modified by modifying the shape of the unsatisfactory appliance, by adding a dimple, by adding material to cause an overcorrection of tooth position, by adding a ridge of material to increase stiffness, by adding a rim of material along a gumline to increase stiffness, by removing material to reduce stiffness, or by redefining the shape to be a shape defined by the complement of the difference between the intended effect and the actual effect of the unsatisfactory appliance.

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

訂

線

六、申請專利範圍

1. 一種將牙齒矯正治療路徑分段成適合臨床之子步驟，
以重定位病患牙齒之方法，包括：
提供施加到病患一序列器具之每一個的形狀及材料
之數位有限元素模型；
提供病患牙齒及相關口部組織之數位有限元素模型；
以電腦分析有限元素模型，而計算器具在牙齒上之
實際效果；以及
評估臨床限制條件下的效果。
2. 如申請專利範圍第1項之方法，其中器具之序列包括
一序列支架(brace)結構，支架包括托架及弓線
(archwire)，序列結構是由弓線變形而形成。
3. 如申請專利範圍第1項之方法，其中器具之序列包括
，由聚合物材料片配合到與病患牙齒一致之正模型上
，的一序列之聚合物外殼。
4. 如申請專利範圍第1項之方法，其中器具之序列包括
從數位模型以立體印刷術製造的一序列之聚合物外殼。
5. 如申請專利範圍第1項之方法，另外包括：
比較器具之實際效果與器具之預期效果；並且
假如器具之實際效果與器具之預期效果不同而超過
界限時，確定該器具為不滿意之器具，並且依照比較
的結果修改不滿意器具之模型。
6. 如申請專利範圍第5項之方法，其中不滿意器具之模
型是由修改不滿意器具之形狀而獲得修改。
7. 如申請專利範圍第5項之方法，其中不滿意器具之形

六、申請專利範圍

狀是由加入一個淺凹而獲得修改。

8. 如申請專利範圍第6項之方法，其中不滿意器具之形狀是加入材料以造成牙齒位置之過度校正而獲得修改。

9. 如申請專利範圍第6項之方法，其中不滿意器具之形狀是加入材料突脊以增加堅硬度而獲得修改。

10. 如申請專利範圍第6項之方法，其中不滿意器具之形狀是沿著齒齦線加入一圈材料邊緣以增加堅硬度，而獲得修改。

11. 如申請專利範圍第6項之方法，其中不滿意器具之形狀是去除材料以減少堅硬度，而獲得修改。

12. 如申請專利範圍第5項之方法，其中使令人不滿意之器具重新形成，其形狀是由令人不滿意之器具之實際效果與器具之預期效果之間差異補數所界定。

13. 如申請專利範圍第1項之方法，其中臨床限制條件包括牙齒位移之最大速率，在牙齒上最大力量，以及牙齒所要之終位(end position)。

14. 如申請專利範圍第13項之方法，其中最大力量為線性之力量或轉動力量。

15. 如申請專利範圍第13項之方法，其中位移之最大速率為位移之線性或角速率。

16. 一種電腦程式產品，其有形地儲存在電腦可閱讀之媒體上，包含有可操作的指令而使電腦：

提供施加到病患一序列器具之每一個的形狀及材料之數位有限元素模型；

六、申請專利範圍

提供病患牙齒及相關口部組織之數位有限元素模型；
以電腦分析有限元素模型，而計算器具在牙齒上之
實際效果；以及

評估臨床限制條件下的效果。

17. 如申請專利範圍第16項之產品，其中器具之序列包括一序列支架(brace)結構，支架包括托架及弓線(archwire)，序列結構是由弓線變形而形成。

18. 如申請專利範圍第16項之產品，其中器具之序列包括由聚合物材料片配合到與病患牙齒一致之正模型上，的一序列之聚合物外殼。

19. 如申請專利範圍第16項之產品，其中器具之序列包括從數位模型以立體印刷術製造的一序列之聚合物外殼。

20. 如申請專利範圍第16項之產品，另外包括指令：

比較器具之實際效果與器具之預期效果；並且

假如器具之實際效果與器具之預期效果不同而超過
界限時，確定該器具為不滿意之器具，並且依照比較
的結果修改不滿意器具之模型。

21. 如申請專利範圍第20項之產品，其中不滿意器具之
模型是由修改不滿意器具之形狀而獲得修改。

22. 如申請專利範圍第21項之產品，其中不滿意器具之
形狀是由加入一個淺凹而獲得修改。

23. 如申請專利範圍第21項之產品，其中不滿意器具之
形狀是加入材料以造成牙齒位置之過度校正而獲得修

六、申請專利範圍

改。

24. 如申請專利範圍第21項之產品，其中不滿意器具之形狀是加入材料突脊以增加堅硬度而獲得修改。

25. 如申請專利範圍第21項之產品，其中不滿意器具之形狀是沿著齒齦線加入一圈材料邊緣以增加堅硬度，而獲得修改。

26. 如申請專利範圍第21項之產品，其中不滿意器具之形狀是去除材料以減少堅硬度，而獲得修改。

27. 如申請專利範圍第20項之產品，其中使令人不滿意之器具重新形成，其形狀是由令人不滿意之器具之實際效果與器具之預期效果之間差異補數所界定。

28. 如申請專利範圍第16項之產品，其中臨床限制條件包括牙齒位移之最大速率，在牙齒上最大力量，以及牙齒所要之終位(end position)。

29. 如申請專利範圍第28項之產品，其中最大力量為線性之力量或轉動力量。

30. 如申請專利範圍第28項之產品，其中位移之最大速率為位移之線性或角速率。

31. 一種將牙齒矯正治療路徑分段成適合臨床之子步驟，以重定位病患牙齒之系統，包括：

提供施加到病患一序列器具之每一個的形狀及材料之數位有限元素模型之裝置；

提供病患牙齒及相關口部組織之數位有限元素模型之裝置；

六、申請專利範圍

以電腦分析有限元素模型，而計算器具在牙齒上之實際效果之裝置；以及

評估臨床限制條件下的效果之裝置。

32. 如申請專利範圍第31項之產品，另外包括：

比較器具之實際效果與器具之預期效果之裝置；以及

假如器具之實際效果與器具之預期效果不同而超過界限時，確定該器具為不滿意之器具，並且依照比較的結果修改不滿意器具之模型，的裝置。

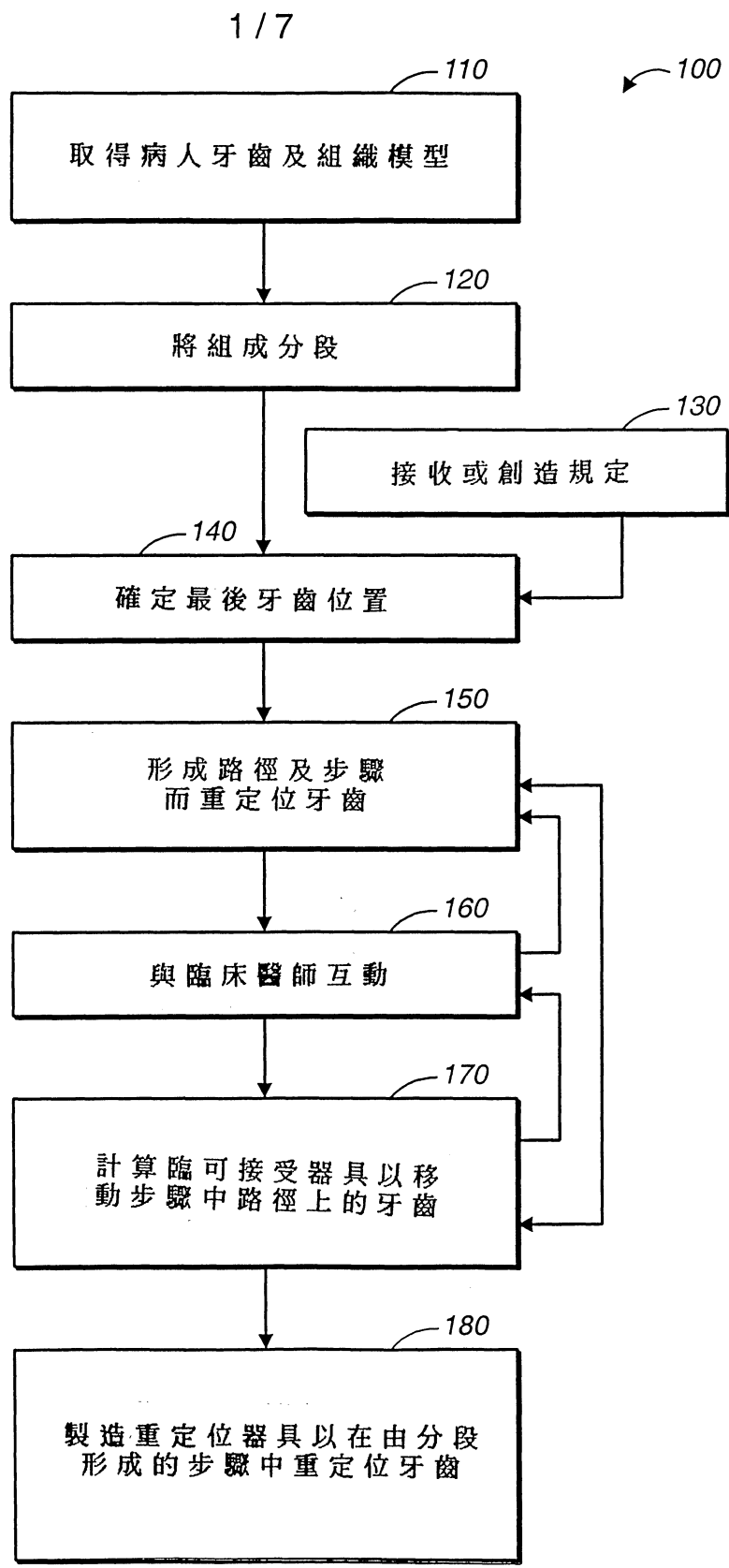
(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

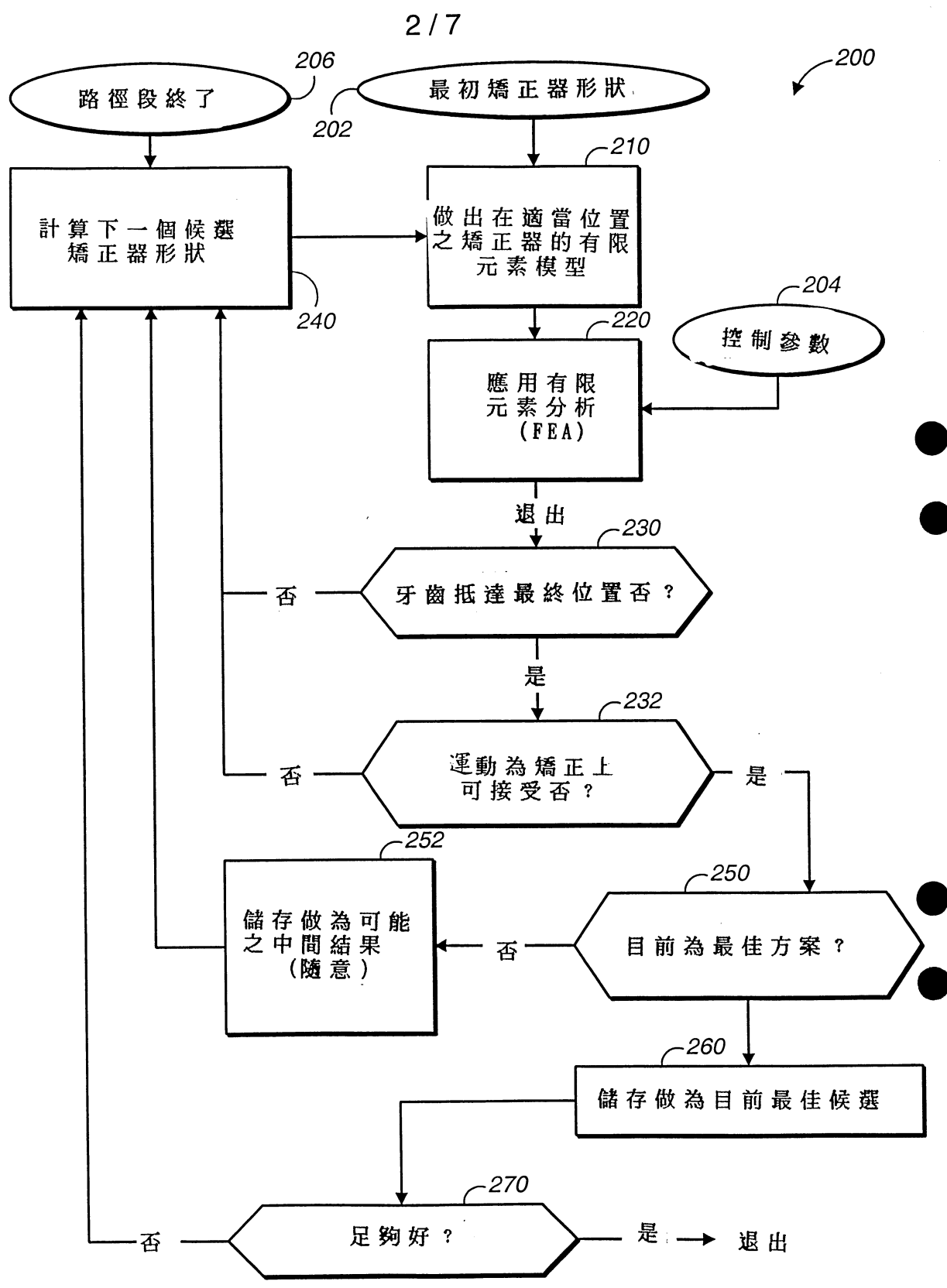
訂

線

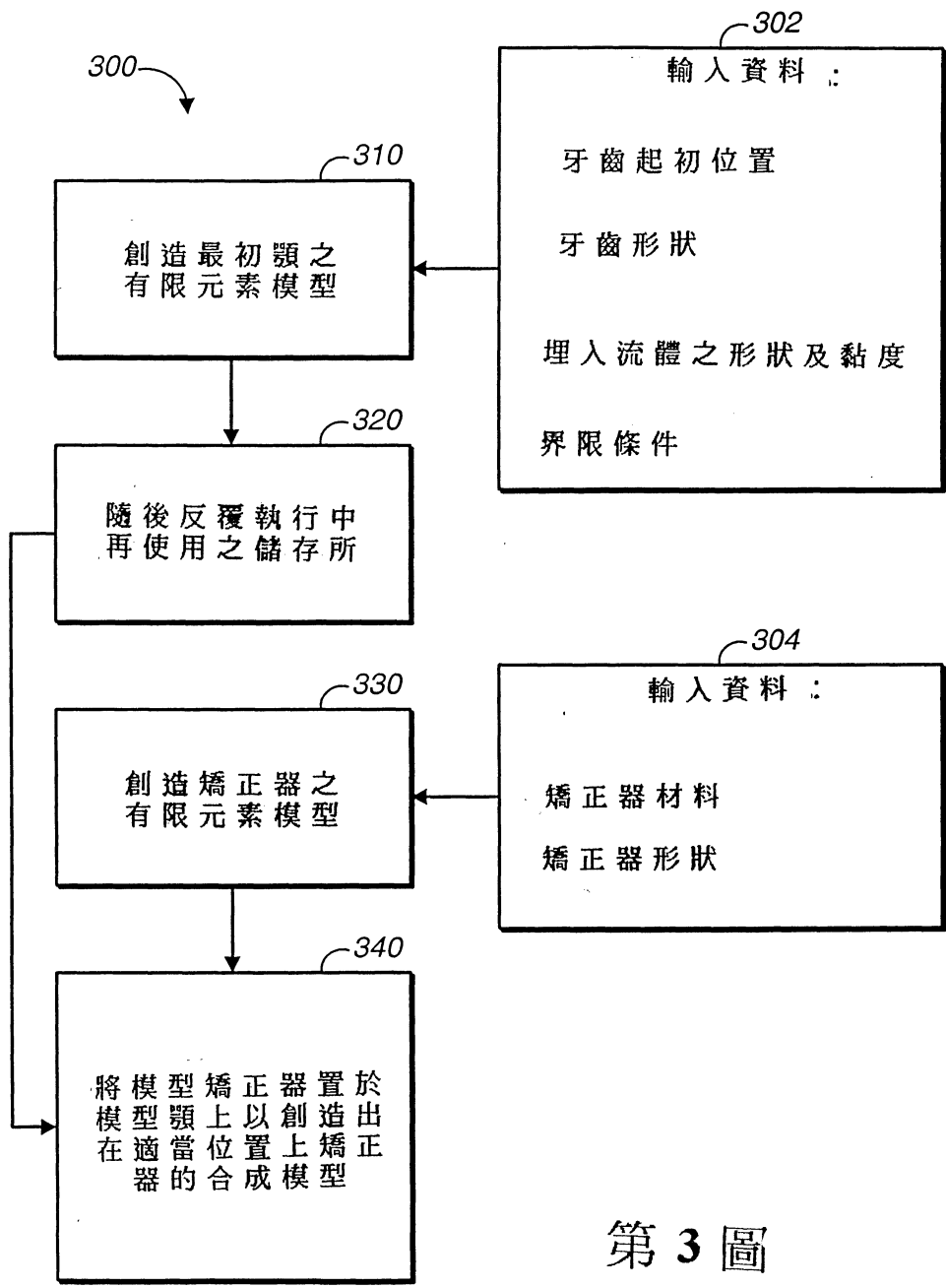
88117406



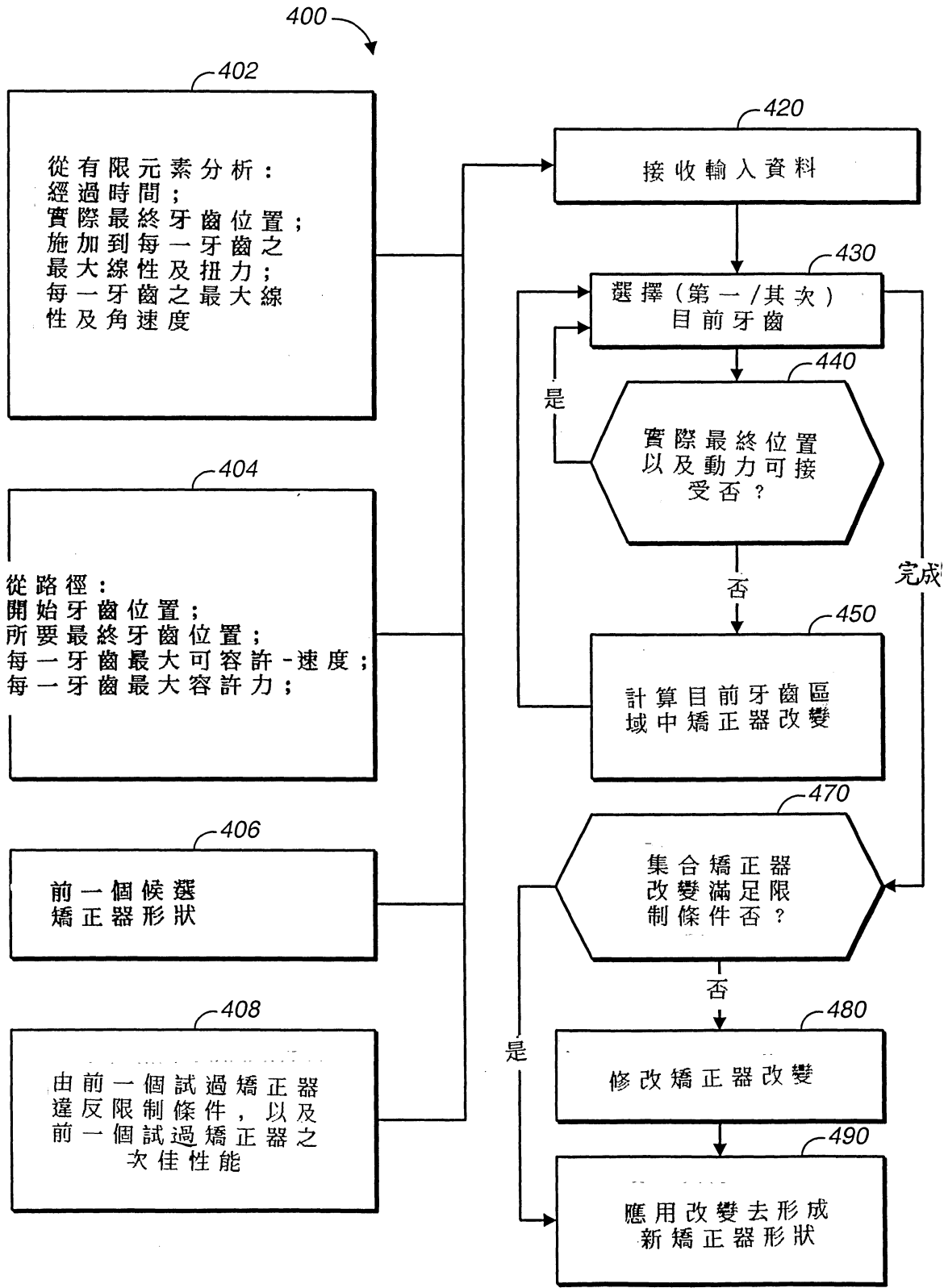
第 1 圖



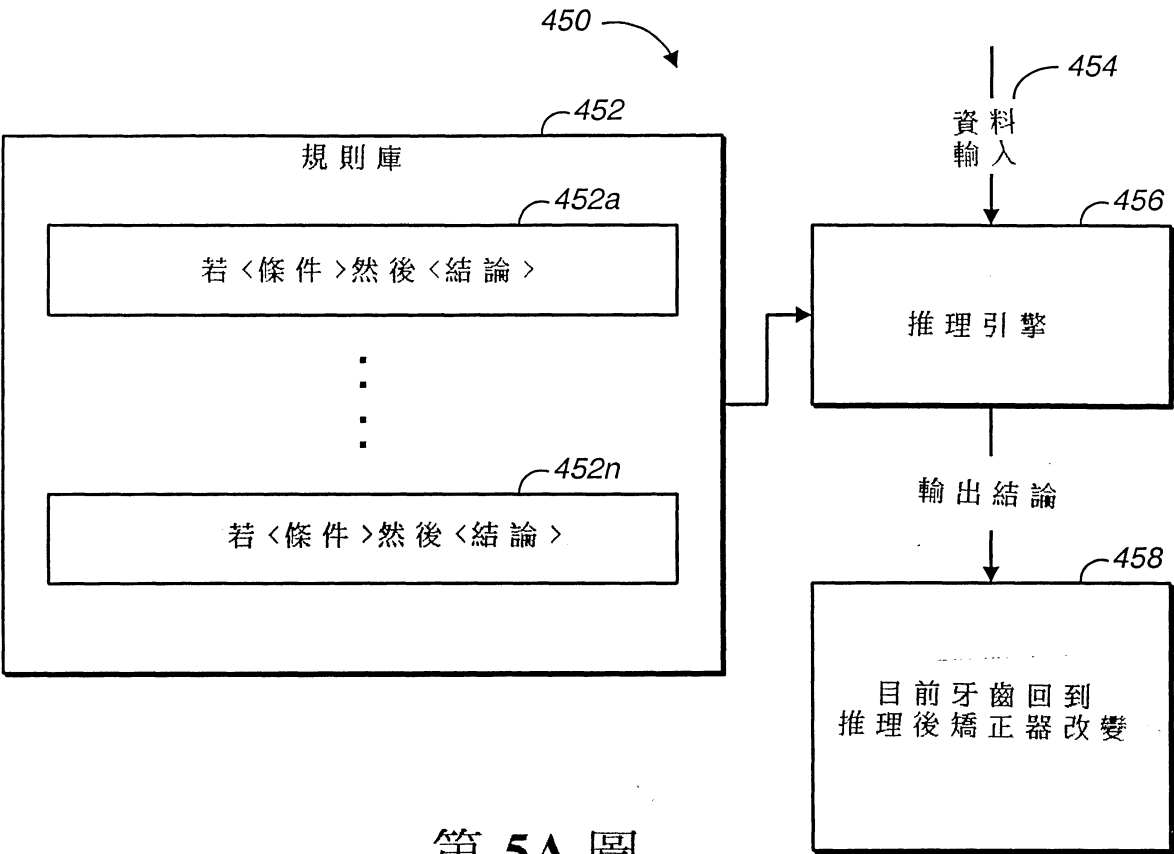
第 2 圖



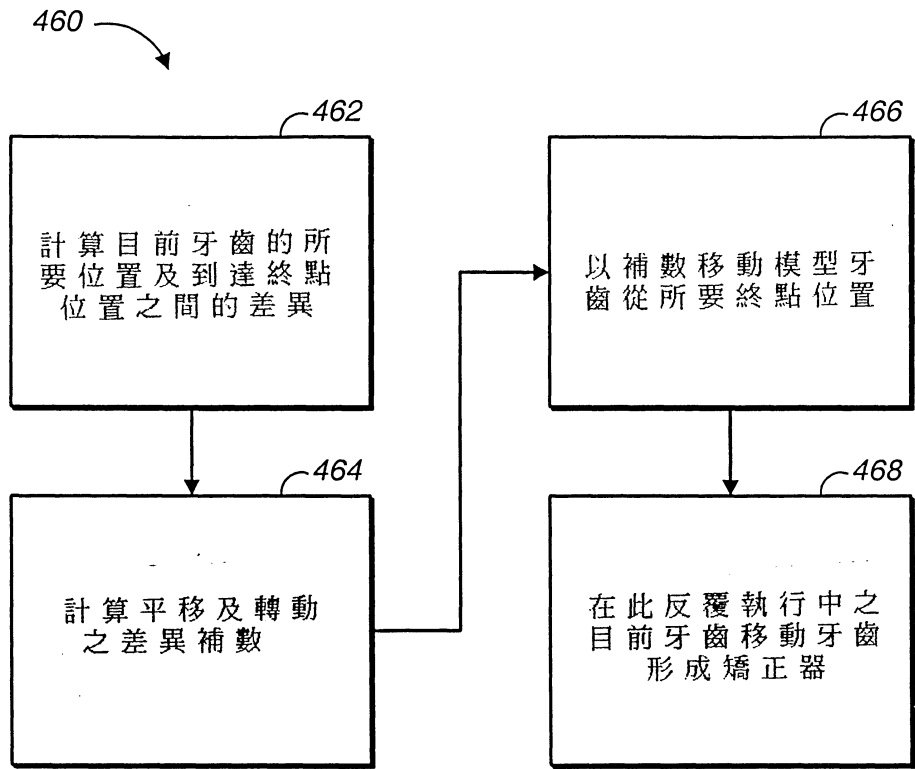
第 3 圖



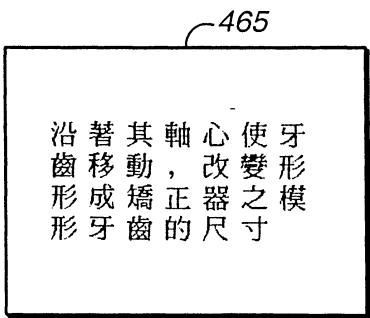
第 4 圖



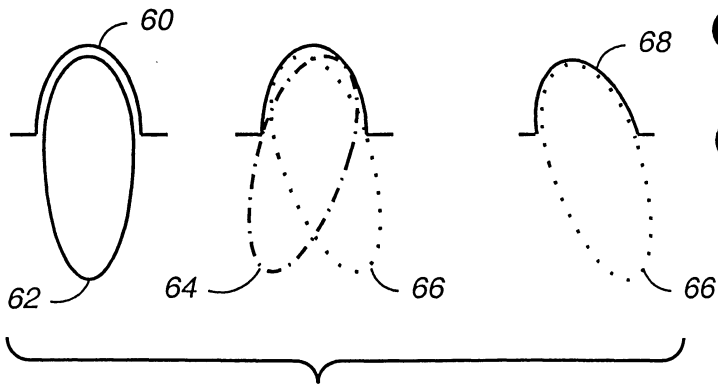
第 5A 圖



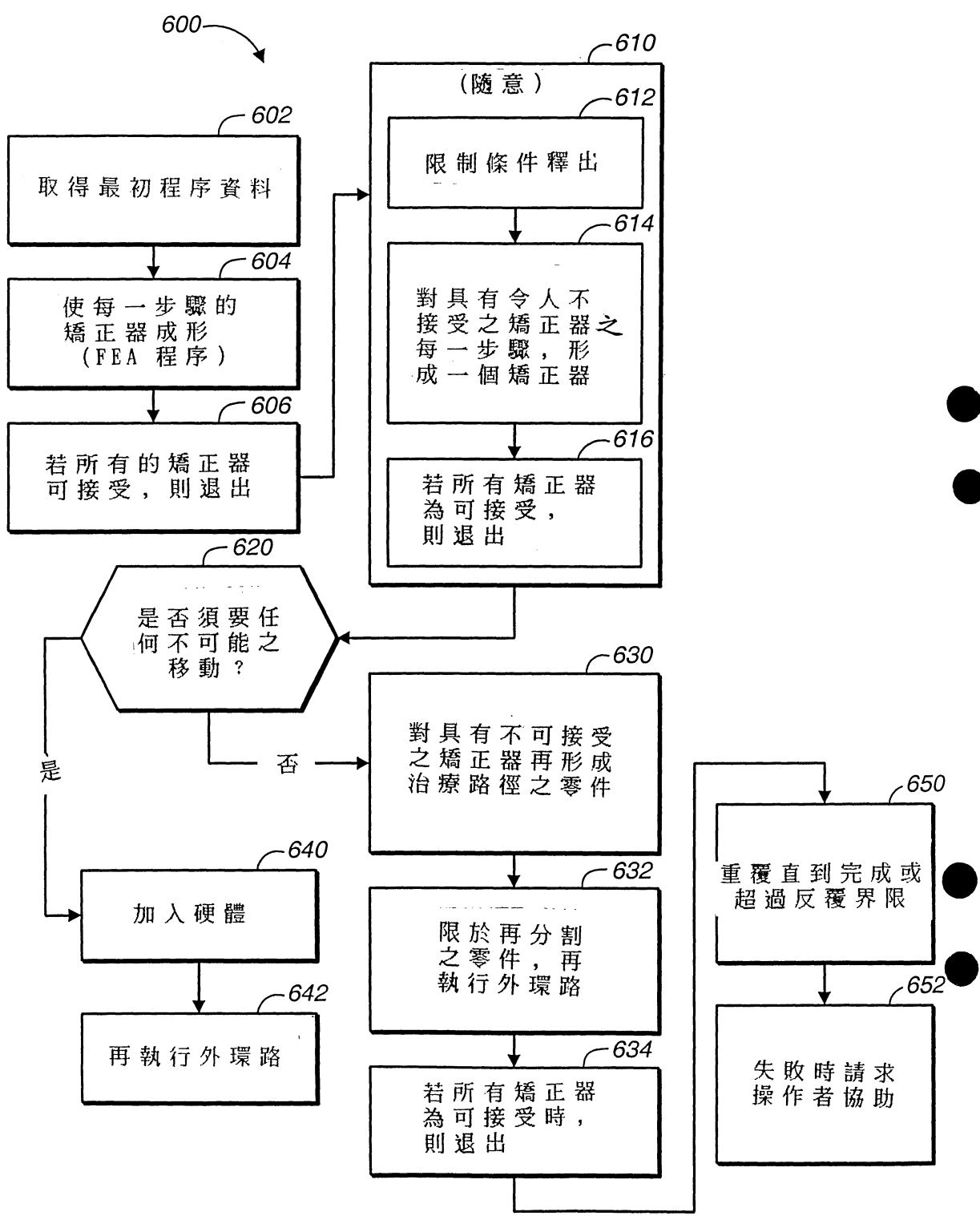
第 5B 圖



第 5C 圖



第 5D 圖



第 6 圖