

#### 四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項  第一款或  第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1. 日本、2006/03/28、2006-089431
2. 日本、2006/03/28、2006-089439
3. 日本、2006/11/27、2006-317929
4. 日本、2006/11/27、2006-317930
5. 日本、2006/11/27、2006-317931
6. 日本、2006/11/27、2006-318006
7. 日本、2006/11/27、2006-318376
8. 日本、2006/11/27、2006-318377

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

## 九、發明說明：

### 【發明所屬之技術領域】

本發明係有關於齒列矯正裝置。

### 【先前技術】

以往，作為齒列矯正裝置，已知包括安裝於齒列的線。該線所具有之彈性的彈回力以固定之靜負荷作用於該齒列，以矯正齒排列或咬合。即，該齒列矯正裝置係根據一種原理，其係對齒列賦與定力時，藉由在牙床之中支持齒的齒槽骨逐漸變形，而矯正齒列（骨改造、骨重塑）。

可是，在使用該線之齒列矯正，至治好為止需要很長的期間（最快 6 個月，一般為幾年）。這亦可能成為治療無法持久的原因。為了縮短這種齒列矯正的期間，而研究對齒列賦與振動力之技術。例如在非專利文獻 1 記載研究成果，如第 17(a) 圖所示，其係若比較對齒列施加定力之範例 A 和對齒列施加振動力的範例 B，施加振動力之範例 B 對縮短期間具有效果。

一樣地，在非專利文獻 2 記載研究成果，如第 17(b) 圖所示，其係若比較對齒列施加定力之範例 C 和對齒列施加定力+振動力的範例 D，施加定力+振動力之範例 D 對縮短期間具有效果。

若根據這些研究，對該齒列賦與振動力，可將齒列矯正的期間大幅度地縮短至以往之約  $1/2 \sim 1/3$ 。此外，關於振動力之賦與，在該非專利文獻 1，表示一天中僅 1.5 小時即可，而在該非專利文獻 2，表示每 2 週一次且一次僅 2 分鐘即

可。

從這些研究，可理解和利用線等對齒列僅賦與固定之矯正力的齒列矯正相比，不僅該矯正力而且賦與振動力之齒列矯正，對矯正期間的大幅度縮短有效。

以往，提議用以使該研究變成實用之裝置。具體而言，專利文獻 1 揭示一種裝置，其係包括護齒，安裝於齒列，以促進矯正對象齒之移動；及賦與手段，對此護齒之安裝部位的周圍組織賦與超音波振動。又，專利文獻 2 揭示對矯正對象齒賦與超音波振動的裝置。

可是，在該專利文獻 1、2 所記載之裝置，因為都是將超音波供應頭壓在例如臉頰的肌面，而接受來自外部之超音波振動的賦與，所以具有對矯正對象齒無法高效率地賦與超音波振動之課題。又，該各裝置因需要超音波產生裝置，所以亦具有不到包括此裝置之齒科醫院就無法繼續治療的課題。

非專利文獻 1：清水：日矯齒誌 45：56—72，1986

非專利文獻 2：大前等：日本矯正齒科學會雜誌，60(4)：201，2001

專利文獻 1：特開 2002—102255 號公報

專利文獻 2：特開 2004—201895 號公報

### 【發明內容】

本發明係為了解決上述之課題而開發者，其目的在於提供一種齒列矯正裝置，其係可僅對矯正對象齒正確地賦與振動，而且在家裡亦可簡單且安全地繼續治療。

作為用以達成該目的之手段，本發明係用以矯正包括矯正對象齒之齒列的齒列矯正裝置，其包括：激振元件，產生

機械式振動，並對該矯正對象齒賦與該振動；及護齒，內建該激振元件，並在該內建狀態被安裝於該齒列。

在此裝置，因為產生機械式振動(機械式刺激)之激振元件內建於已被安裝於齒列的護齒，所以該激振元件可對矯正對象齒高效率地賦與振動。又，該激振元件容納於該護齒內，使得在賦與振動時不到齒科醫院，例如在家裡亦可在任意的時間簡單且安全地繼續治療。

### 【實施方式】

以下，一邊參照圖面一邊詳細說明實施本發明之最佳的形態。

根據第 1 圖~第 5 圖說明本發明之第 1 實施形態。第 1 圖係本實施形態之下顎側的齒模 1 之立體圖，第 2 圖係表示將本實施形態的護齒 7 安裝於該齒模 1 之齒列 3 的狀態之立體圖。

第 1 圖所示之齒列 3 由齒 3a~3n 所構成，其中之齒 3a、3n 係白齒。將矯正具安裝於這些白齒除外的齒 3b~3m。此矯正具由固定於該齒 3b~3m 之外面的複數個托架 4，及配設成跨在這些托架 4 之線(弓形線)5 構成，此線 5 利用該各托架 4 卡止於該齒 3b~3m。該線 5 以彈性變形狀態卡止，而其彈回力作為固定之靜負荷作用於該齒列 3。賦與此靜負荷，用以矯正齒排列及咬合。此外，用以矯正齒列之矯正具未限定為第 1 圖所示者。

本實施形態之齒列矯正裝置包括如第 2 圖及第 3 圖所示之電動馬達 8 及護齒 7。

該護齒 7 安裝於成為矯正對象之齒列，例如已安裝該線

5 之齒列 3。第 3 圖係從表側看該護齒 7 的分解立體圖，第 4 圖係從背側看第 2 圖所示之護齒 7 的分解立體圖。

該護齒 7 具有內外雙重構造。具體而言，如第 5(a)圖所示，由直接被蓋在該齒列 3 之內側件 7A 和被蓋在此內側件 7A 的外側之外側件 7B 構成。

作為該內側件 7A 及該外側件 7B，由平常使用之一般的護齒材料且保證衛生上之安全性的材料形成，例如由係高分子材料之 EVA(乙基醋酸乙烯樹脂)片形成適當的形狀者係適合(關於護齒 7 之製造方法將後述)。這種材料因為對牙齒或齒齦之過敏的影響低，所以較佳。

本發明之護齒的材料未限定為 EVA 片。可是，EVA 片在電氣絕緣性高，且作為隔熱材料亦起作用上較佳。尤其，EVA 片應用於內側件 7A，可賦與此內側件 7A 具有軟質性，而此內側件 7A 的軟質性使從後述之電動馬達 8 對矯正對象齒 3g、3h 的機械式振動之傳達變得緩和，這種振動傳達之緩和有效地抑制矯正對象齒 3g、3h 的受損。

該電動馬達 8 構成用以產生機械式振動之激振元件，內建於該護齒 7。因為此電動馬達 8 的內建，在該外側件 7B 之中對應於該矯正對象齒 3g、3h 的部分，形成如第 5(b)圖所示之鼓起部 7a。在此鼓起部 7a 之內側面和該內側件 7A 的外側面之間形成用以容納該電動馬達 8 的空隙。

該電動馬達 8 係小型且重量輕者，產生用以促進矯正效果的振動。而且朝向橫向(即該振動之方向成為對該齒列 3 變成大致直角方向的姿勢)地被放入該空隙內。此電動馬達 8 具有繞既定軸轉動且重心偏離該軸之偏心轉動部，此偏心轉動部的轉動產生機械式振動。作為該轉動部，例如可列舉由

轉軸和被安裝於偏離此轉軸之中心軸的位置之偏心錘所構成者。在此電動馬達 8，可利用被用作手機等的振動器之泛用者。

該內側件 7A 在該電動馬達 8 被裝入該鼓起部 7a 之內側之狀態被蓋在該外側件 7B 的內側。又，此內側件 7A 之外面和該外側件 7B 的內面利用熱熔接或超音波焊接等氣密地接合，以免唾液或清潔用水等從重合面進入鼓起部 7a 內，利用此接合使兩件 7A、7B 變成一體化。該氣密只要係實際上水分不侵入該鼓起部 7a 之程度的防水位準以上即可。

在此實施形態，該電動馬達 8 係直流(DC)馬達。而，此齒列矯正裝置，作為該電動馬達 8 之直流電源，包括如第 2 圖及第 5(c)圖所示的電池 11，該電動馬達 8 經由供電線 9 和此電池 11 連接。該供電線 9 在依然保持該外側件 7B 之鼓起部 7a 內的之氣密狀態下通過形成於該鼓起部 7a 的貫穿孔 7f，並從該電動馬達 8 被拉至護齒 7 之外部，再從唇之間被拉至嘴外，經由可變電阻 10 和開關 12 而與該電池 11 連接。

該可變電阻 10 及該電池 11 例如設置於位於安裝護齒 7 之使用者(患者)的附近之桌子等的上面。該可變電阻 10 改變用以供電動馬達 8 之直流電壓位準。利用此可變電阻 10 之該直流電壓位準的調整，可調整電動馬達 8 之轉速，即振動頻率。所調整之振動頻率雖無特別限定，但是例如約數 Hz~至數百 Hz 較佳。該電動馬達 8 亦可使用交流(AC)馬達。

其次，一邊參照第 12 圖一邊說明該護齒 7 之製造方法例。

在第 12 圖所示之步驟 S1，藉由使壓痕材料附著於使用者的齒列 3 而取齒模。取齒模後，在該壓痕材料保持齒列形狀之狀態從該齒列 3 拆下，並使石膏流入此壓痕材料內。此

石膏在變成固態後從該壓痕材料內被取出。因而，完成使用者用齒列石膏模 E(步驟 S2)。

托架 4 或線 5 等之矯正具被安裝於該齒模使用者的齒列 3 後，在將護齒 7 之內側件 7A 安裝於齒列 3 時因內側件 7A 卡到矯正具的邊緣，而可能發生內側件 7A 之受損，或托架 4 脫離齒的表面。為了防止發生這種不良，將蠟劑等充填於齒列石膏模 E 之托架 4 的部分或線 5 之部分的間隙，可消除邊緣。此方法，和在使壓痕材料附著於齒列 3 之前將用水使流動的無毒之蠟劑等充填於托架 4 的部分或線 5 之部分的間隙，以消除邊緣後採取壓痕之方法相比，減輕使用者的負擔。

利用加熱而變成軟化之 EVA 片緊貼於步驟 S2 之齒列石膏模 E，並被吸住成形。在此 EVA 片冷卻後，藉由從該 EVA 片拆下該齒列石膏模 E，而完成內側件 7A(步驟 S3)。

藉由改變 EVA 片之厚度，而可製作厚度相異的內側件 7A。使用厚度薄的內側件 7A，改善安裝感，且提高來自電動馬達 8 之機械式振動的傳達之特性。又，藉由對各齒 3a~3n 改變內側件 7A 之厚度，而亦可改變對各個齒 3a~3n 之機械式振動的傳達特性。

該內側件 7A 嵌合於該齒列石膏模 E(步驟 S3)，在此狀態使用矽樹脂等，重新進行取齒模(步驟 S4)。使石膏流入所完成之矽模，在變成固態後被取出。因而，完成內側件石膏齒模 F(步驟 S5)。

將成為外側件 7B 之鼓起部 7a 的石膏齒模 F' 和內側件石膏齒模 F 黏接(步驟 S6)。又，利用加熱而變成軟化之 EVA 片緊貼於內側件石膏齒模 F 並被吸住成形。在此 EVA 片冷卻後，藉由從該 EVA 片拆下內側件石膏齒模，而完成外側件

7B(步驟 S7)。

然後，在電動馬達 8 被裝入該外側件 7B 之鼓起部 7a 的內側之狀態，將內側件 7A 蓋在該外側件 7B 的內側。在此狀態，利用超音波焊接或黏接劑等將該內側件 7A 之外面和外側件 7B 的內面氣密地接合，以變成一體化，藉此完成護齒 7(步驟 S8)。護齒 7 之總厚度係約 1~6mm 較佳。

該內側件 7A 之外面和外側件 7B 的內面之接合，亦可係僅該外側件 7B 之容納電動馬達 8 的鼓起部 7a 之周邊部的接合。可是，考慮內側件 7A 及外側件 7B 之清潔或保存時，將內面形狀和外側件 7B 之外周邊整體氣密地接合較佳，對護齒 7 之使用後的清潔或保存亦較佳。

在本實施形態之齒列矯正裝置，因為在安裝於齒列 3 的護齒 7 內建用以產生機械式振動(機械式刺激)之電動馬達 8，所以可對矯正對象齒 3g、3h 高效率地賦與振動。尤其，本實施形態的電動馬達 8 因為內建於該護齒 7 之中的矯正對象齒 3g、3h 之部分，所以可對矯正對象齒 3g、3h 正確地賦與振動。

又，該護齒 7 內建電動馬達 8，使得不必到齒科醫院，亦可例如在家裡在任意之時間簡單且安全地繼續治療。

此外，電動馬達 8 之機械式振動，因為經由內側件 7A 傳達至矯正對象齒 3g、3h 的部分，所以可緩和因機械式振動直接傳至矯正對象齒 3g、3h 之部分所引起的牙痛。

又，將電動馬達 8 以密封狀態容納於護齒 7，使得衛生且亦可用水洗。

係該激振元件之電動馬達 8 便宜。尤其，關於利用偏心轉動部之轉動而產生機械式振動者，因為可沿用作為振動器

功能泛用的小型、重量輕者，所以更便宜。

在該電動馬達 8 係利用該偏心轉動部之轉動而產生機械式振動者的情況，以其振動方向對齒列 3 變成大致直角方向之方式容納於該護齒 7 時，其轉軸的方向和齒列方向係一致。這些方向之一致，即使電動馬達 8 係朝向轉軸方向長的形式，亦可使自該護齒 7 之突出高度變低，而減少異樣感。又，藉由電動馬達 8 之振動方向和齒面變成直角，而可對齒列高效率地賦與馬達的振動。

以直流(DC)電源驅動該電動馬達 8 時，利用可變電阻 10 調整直流電壓位準，藉此可簡單地調整電動馬達 8 之振動頻率(轉速)。又，該直流電源使用電池 11，使得即使係如無 AC 插座之場所(例如室外等)亦可治療。

該護齒 7 因為具有安裝於齒列 3 之整體的形狀，所以藉由安裝於齒列 3，而可使係用以產生機械式振動之激振元件的電動馬達 8 正確地位於矯正對象齒 3g、3h 之部分。

該電動馬達 8 直接接觸該鼓起部 7a 之內面等時，因為易制止該電動馬達 8 輸出之振動力，所以該電動馬達 8 在以不制止該振動力之方式收容於由金屬或樹脂(例如 ABC 樹脂)所製作的蓋內之狀態，和該蓋一起容納於該鼓起部 7a 內的空隙較佳。

例如作為第 7 實施形態，如第 13(a)(b)圖所示，亦可在由金屬或樹脂所製作之有頂圓筒形的蓋 20 嵌合於電動馬達 8 之外殼的外側並包圍該電動馬達 8 之偏心錘 8c 的狀態，和該蓋一起被容納於該鼓起部 7a 內之空隙。

或者，作為第 8 實施形態，如第 14(a)(b)圖所示，亦可將電動馬達 8 安裝於長方形之軟性基板 21。在該軟性基板

21，形成朝向長度方向延伸之一對電源用導線 21a、21b。在該電動馬達 8 之背面，形成各自可和該導線 21a、21b 接觸的供電用端子(未圖示)，對軟性基板 21 安裝此電動馬達 8 之位置，可調整成沿著該導線 21a、21b 的方向。該電動馬達 8 在其安裝位置之調整後，藉由將該電動馬達 8 之供電用端子和該導線 21a、21b 焊接，而被固定於該軟性基板 21。又，在軟性基板 21 之導線 21a、21b，可預先焊接一側之連接器(例如公連接器)22 的供電用端子(未圖示)。

在該電動馬達 8 之外殼的周圍，配置由金屬或樹脂所製作之有頂圓筒形的蓋 24。此蓋 24 具有複數個爪部 24a，沿著該導線 21a、21b 將複數個卡止孔 21c 設置於該軟性基板 21 而且，在該蓋 24 包圍該電動馬達 8 之偏心錘 8c 的位置該爪部 24a 卡止於該卡止孔 21c 之中的適當之卡止孔 21c，在該卡止狀態電動馬達 8 和蓋 24 一起被容納於鼓起部 7a 內的空隙。

在該護齒 7，形成和連接鼓起部 7a，並氣密地包覆一側之連接器 22 的外周之被覆部 7e，對該被覆部 7e 內的連接器 22，從外部另一側之連接器 23(例如母連接器)可由直角方向可拆裝地結合。另一側之連接器 23 和一側的連接器 22 結合時，亦利用該被覆部 7e 以氣密狀態將該另一側之連接器 23 被覆。在另一側之連接器連接供電線 9，從該連接器 23 將此供電線 9 在和其外部保持氣密狀態下拉出，再從唇之間拉出嘴外。

該第 13(a)(b)圖所示之電動馬達 8 的供電線 9，亦從形成於該外側件 7B 之鼓起部 7a 的貫穿孔 7f 在保持氣密狀態下被拉至外部。因為用水整個洗護齒 7，所以此被拉出之部位

係完全防水較佳。其防水之構造例如第 15 圖所示。

在此構造，使用第 15(a)圖所示之管 25。此管 25 具有用以將該供電線 9 插入其中心部之插穿孔 25a，在該管 25 的前端形成凸緣部 25b。此管 25 的材料適合使用和護齒 7 之材料相同的 EVA(乙基醋酸乙烯樹脂)。使用此 EVA，可使接合變成良好。管 25 的長度係從唇之間往嘴外充分地被拉出的長度較佳。

供電線 9 從該凸緣部 25b 側插入該插穿孔 25a 內，如第 15(b)圖所示，將該凸緣部 25b 壓住成和該鼓起部 7a 之側面密接。在此密接狀態下，利用隔熱材料 26A、26B 包覆鼓起部 7a 之外面及管 25 的外面。而且，在僅凸緣部 25b 之附近露出的狀態，如第 15(c)圖所示，在凸緣部 25b 和鼓起部 7a 之側面氣密之狀態焊接。此焊接可利用該熱熔接或超音波焊接等進行。

依此方式所得之構造，和只是將供電線 9 從外側件 7B 之鼓起部 7a 的貫穿孔 7f 拉至外部之情況相比，提高供電線 9 之拉出部分的防水性，使可達成完全防水。又，利用 EVA 製之管 25 包覆供電線 9，因為阻止該供電線 9 和口腔的接觸，所以即使該供電線 9 例如係利用氯化乙烯所形成者，亦保證在衛生上的安全性。此外，亦使變得美觀。

該第 14(a)(b)圖所示之另一側之連接器 23 的供電線 9，亦從連接器 23 在保持氣密下被拉至外部。因為用水洗整個護齒 7，所以此被拉出之部位係完全防水較佳。其防水之構造例如如第 16 圖所示。

在此構造，使用第 16(a)圖所示之管 25。此管 25 亦具有用以將該供電線 9 插入其中心部之插穿孔 25a，在該管 25 的

前端形成筒狀部 25c。此筒狀部 25c 包覆另一側之連接器 23 的外周，再向前方突出。此管 25 的材料最適合使用和護齒 7 之材料相同的 EVA(乙基醋酸乙烯樹脂)。管 25 的長度係從唇之間往嘴外充分地拉出的長度較佳。

和該鼓起部 7a 連接的該被覆部 7e，形成為能以氣密狀態和該管 25 之筒狀部 25c 的內側嵌合之筒形。在該嵌合之狀態下，對該被覆部 7e 內的連接器 22，從外部另一側之連接器 23 可由直角方向可拆裝地結合。

此構造，和從另一側之連接器 23 只是向外部拉出供電線 9 的情況相比，提高供電線 9 之拉出部分的防水性，使可達成完全防水。又，利用 EVA 製之管 25 包覆供電線 9，因為阻止該供電線 9 和口腔的接觸，所以即使該供電線 9 例如係利用氯化乙烯所形成者，亦保證在衛生上的安全性。此外，亦使變得美觀。

此外，使用軟性基板之實施形態，作為第 20 實施形態，將在後面更詳述。

關於該護齒 7 的形狀，作為第 2 實施形態，如第 6 圖所示，亦可係安裝於齒列 3 之一部分(在第 6 圖之例子為矯正對象齒 3f~3h)的形狀。具有此形狀之護齒 7 係小型，以減輕使用者之安裝時的負擔。

該護齒 7，一般亦蓋在齒模 1 之齒槽部。可是，相當於此齒槽部之部分，亦可為了僅對齒列 3 賦與機械式振動而被切斷。這種切斷，使護齒 7 之質量變小，使振動的傳達變得容易，而且使護齒 7 變成小型。

該實施形態的護齒 7，為了安裝於齒列 3 之整體，由直接蓋在齒列 3 的內側件 7A 和蓋在內側件 7A 之外側的外側件

7B 所構成。可是，該內側件 7A 作為第 3 實施形態，亦可係如第 7(a)(b)圖所示之四角片形狀者。此四角片形狀的內側件 7A，和電動馬達 8 被裝入該鼓起部 7a 之外側件 7B 的內側，以包覆鼓起部 7a 之開口的方式氣密地接合並變成一體。在此裝置，該外側件 7B 直接被蓋在齒列 3，該內側件 7A 作為只是和該外側件 7B 氣密地接合之單純的密封件起作用。

反之，亦可在被安裝於該齒列 3 之內側件 7A 的一部分形成激振元件容納用之凹部，並以從外側包覆被嵌入此凹部的激振元件之方式將外側件 7B 和該內側件 7A 局部地接合。

在內外雙重構造的護齒 7 內，亦可和係激振元件之電動馬達 8 一起容納其驅動用電源或控制元件等。這些容納，將來自護齒 7 的供電線從唇之間拉至嘴外，以消除和外部裝置(電池或控制元件等)連接的必要。

例如，作為第 4 實施形態，在第 9(a)(b)圖所示之裝置，作為電動馬達 8 之電源，使用小型之按鈕電池 11'。在外側件 7B，不僅用以容納電動馬達 8 之鼓起部 7a，而且在其附近形成用以容納按鈕電池 11' 的鼓起部 7d。該電動馬達 8 和按鈕電池 11' 在該兩鼓起部 7a、7d 內可利用供電線等直接相連接。在該供電線，可裝入藉來自外側件 7B 之外面的按、再按操作而開閉的開關 13。

被容納於該護齒 7 內之電動馬達(激振元件)8、按鈕電池 11'、以及開關 13 等，係彼此絕緣較佳。此絕緣亦可應用一般的絕緣處理，亦可應用構成護齒 7 之材料本身的絕緣性。即，亦可將該護齒 7 之一部分用作絕緣用壁。

在該護齒 7 內，可亦容納構成控制單元之軟性基板。對此軟性基板組裝激振元件、其驅動用電源、控制元件等電路

元件，使得該護齒 7 更易於內建該電路元件。該組裝，使可省略和外部之配線或連結部分，並可使裝置的外觀變成僅護齒，又阻止供電線 9 接觸口腔內部，使可確保高的電氣安全性。又，亦可期待安裝感的提高。又，使得裝置便於攜帶，而可提高裝置的實用價值。

在該實施形態，僅在護齒 7 之外側件 7B 的一個位置(對應於矯正對象齒 3g、3h 之位置)形成鼓起部 7a。可是，亦可在護齒 7 之外側件 7B 的複數個位置(例如作為第 5 實施形態，如第 10 圖所示，對應於矯正對象齒 3g、3h 之部分和對應於矯正對象齒 3c、3d 的部分)形成鼓起部 7a，並各自將電動馬達 8 容納於這些鼓起部 7a。

在該實施形態，在外側件 7B 之表面側的矯正對象齒 3g、3h 之部分朝外地形成鼓起部 7a，並將電動馬達 8 朝向橫向地容納於此鼓起部 7a 內。可是，如第 10 圖所示，亦可在外側件 7B 之背面側的矯正對象齒 3i 之部分朝內地形成鼓起部 7a'，並將電動馬達 8 朝向縱向地容納於此鼓起部 7a' 內。

該實施形態的護齒 7，雖然具有由內側件 7A 和外側件 7B 所構成之雙重構造，但是本發明之護齒亦可係三重、四重等多重構造的護齒。

本發明之激振元件未限定為電動馬達 8。此激振元件亦可係具有往復振動之可動件的線性馬達。此外，亦可使用電螺管或音圈馬達等。

又，作為第 6 實施形態，激振元件亦可係如第 11(a)圖所示之永久磁鐵 15。在該圖所示之裝置，在外側件 7B 之中對應於矯正對象齒 3f、3i 之位置各自形成鼓起部 7a，並在各鼓起部 7a 內各自容納永久磁鐵 15。

此永久磁鐵 15 可利用護齒 7 之外部的磁場產生手段所形成之磁場產生機械式振動。此磁場產生手段例如由如第 11(b)(c) 圖所示之和護齒 7 分開的環形之磁場產生線圈(磁場產生手段) 16 構成。此磁場產生線圈 16 以和該使用者隔離之狀態配置於已安裝該護齒 7 的使用者之頭部的周圍，以在該永久磁鐵 15 形成用以產生機械式振動之磁場。

在此裝置，僅永久磁鐵 15 內建於護齒 7 內即可。這使得可使護齒 7 變得小型及可減輕使用者之安裝時的負擔。又，使護齒 7 之攜帶變得便利，而提高其實用價值。

在該各實施形態之裝置，根據激振元件(電動馬達 8 或永久磁鐵 15)的內建位置，機械式振動不僅傳至激振元件之容納位置的部分之矯正對象齒，而且亦可能傳至齒列 3 之全部的齒 3a~3n。這使得亦可治療齒列 3 之全部的齒 3a~3n。

該各實施形態的護齒 7，藉由安裝於已安裝線 5 之齒列 3，而對固定的矯正力賦與振動力。可是，此護齒 7 亦可安裝於未安裝線 5 之齒列 3，而僅將利用該電動馬達 8 的振動力傳至齒列 3。

此外，在該護齒 7，亦可提供對矯正對象齒 3g、3h 之部分賦與固定力(矯正力)的形狀。具體而言，藉由具有目標之齒列形狀的護齒(和現況之齒列形狀相異的護齒)一邊彈性變形一邊安裝於現況之齒列，而該護齒的彈性復原力作為對該齒列的矯正力起作用。在此護齒由富於彈性或軟的材料所構成之情況，該護齒可一次產生大的彈性變形。反之，在護齒由彈性低或硬的材料所構成之情況，無法確保一次產生大的彈性變形。即，無法利用形狀和現況之齒列大幅度相異的護齒。可是，此硬的護齒可重現精度之形狀，並可對齒列施加

精密的矯正力。

因此，在該護齒，使用和目標之齒列的形狀一致之形狀，或者使用具有現況之齒列和理想的齒列之中間的形狀者。

此外，亦可對護齒本體附加地設置適當的矯正形狀。例如，在第 8(a)圖所示之護齒 7，在內側件 7A 的內面形成硬質之鼓起部 7b，並利用此鼓起部 7b 的推力對矯正對象齒 3g、3h 之部分賦與固定的力(矯正力)。又，如第 8(b)圖所示，藉由硬質之鼓起片 7c 和內側件 7A 的內面接合，而可利用此鼓起部 7c 的推力對矯正對象齒 3g、3h 之部分賦與固定的力(矯正力)。若矯正對象齒 3g、3h 相異，鼓起部 7b 或鼓起片 7c 之位置當然亦相異。

如第 7(a)(b)圖所示，在外側件 7B 直接蓋在齒列 3 之裝置，可將硬質之鼓起部成一體地形成於外側件 7B 的內面，或將硬質之鼓起部和該內面接合。又，該圖所示之四角片形狀的內側件 7A 本身係硬質時，亦可利用此內側件 7A 的推力對矯正對象齒 3g、3h 之部分賦與固定的力(矯正力)。此構造，因為不必將線 5 安裝於齒列 3，就可對矯正對象齒 3g、3h 之部分賦與固定的矯正力和振動力，所以可提高裝置之實用價值。

第 18 圖係表示用以製造該護齒之裝置例的製造裝置 111 之立體圖。此製造裝置 111 包括：本體 114；多支支柱 118，立設於此本體 114 上；一對片固定具 116、117，由這些支柱 118 支持成可沿著該支柱 118 升降，並從上下夾入 EVA 片 115；以及電熱器 119，被裝載於該支柱 118 上。該本體 114 具有可裝載該齒模 1 之台 112，而且內建用以從形成於該台 112 的複數個抽氣孔 113 抽空氣之省略圖示的泵。

第 19 圖係表示使用上述的製造裝置 111 進行之護齒的製造方法例之圖。在此，首先應注意的係，在該內側件 7A 及外側件 7B 被裝載於該齒模 1 之狀態下製造護齒 7。該齒模 1 在步驟 S3 被裝載於製造裝置 111 之台 112 上。另一方面，EVA 片 115 一邊被該片固定具 116、117 夾住一邊被操作。具體而言，藉由該片固定具 116、117 沿著該支柱 118 上升至該電熱器 119 的附近位置，並在該位置被加熱而變成軟化。在該軟化後，藉由該片固定具 116、117 下降，而將該 EVA 片 115 逐漸蓋在該齒模 1 上。

此時，藉由從該抽氣孔 113 抽空氣，而形成使該 EVA 片 115 和齒模 1 密接的氣流。為了使可抽氣而在該齒模 1 形成缺口 1a。此抽氣使可進行正確的取齒模。這種抽氣式之成形的原理常在模式上以第 21(a)圖表示。亦可隨著該片固定具 116、117 之下降，該電熱器 119 亦下降。此電熱器 119 之下降使可連續地加熱。或者，如第 21(b)圖所示，利用 EVA 片 115 之周圍的空氣之加熱亦可進行護齒之成形。亦可併用此加壓和該抽氣。

利用以上所示之成形而完成內側件 7A。至該步驟 S3 為止，係和以往之護齒的製造方法相同。第 19 圖係「不僅護齒！成形器應用手冊」（前田、松田著，quintessence 出版）之第 15 頁的第 2-11 圖所示者。

其次應注意的係，在此第 1 例之製造方法，在步驟 S4，在該內側件 7A 為熱的時候，可將該電動馬達 8 等之激振元件安裝於此內側件 7A。該護齒 7 之材料，尤其該 EVA，愈是亦用於所謂的熱黏合劑之主原料，在熔化時顯示愈高的黏性。因此，如上述所示在步驟 S3 在半熔化狀態剛成形後之高溫的

內側件 7A，在至冷卻為止之期間顯示高的黏性。可利用該內側件 7A 的材料藉此內側件 7A 之餘熱而發揮之黏力，安裝該激振元件。具體而言，在該內側件 7A 係高溫之中只是將該電動馬達 8 等的激振元件壓在該內側件 7A 即可。因而，不使用黏接劑等之特殊的固定手段就可將激振元件暫時固定。

在該內側件 7A 之黏性的黏接力不足之情況，補充該不足量即可。例如，亦可將突起等設置於電動馬達 8 等的激振元件之側，並將插入該突起的部分形成於該內側件 7A，亦可將被加熱之 EVA 作為輔助性黏接劑，並注入固定部位。

此外應注意的係，在第 19 圖所示之步驟 S5，可將該電動馬達 8 等的激振元件以氣密狀態密封於內側件 7A 及外側件 7B 的內部。具體而言，如上述所示，和該步驟 S3 一樣，將已被加熱之 EVA 片 115 蓋在已裝載激振元件的內側件 7A 上，並使致動器抽氣。藉此，製作外側件 7B，而且將該激振元件密封於此外側件 7B 和該內側件 7A 之間。

係該內側件 7A 及外側件 7B 之材料的該 EVA 片 115 之軟化溫度被設為比該激振元件的耐熱溫度更低。例如，作為該激振元件，使用耐熱溫度為 100°C 之電動馬達 8 的情況，該 EVA 片 115 選擇具有軟化溫度 60~70°C 者。採用這種 EVA 片，一面確實地防止激振元件之過度的昇溫所引起之不良，一面將 EVA 片直接蓋在該激振元件上，使可將該外側件 7B 熔化成形。作為這種具有低軟化溫度之 EVA 片，例如有「bioplast」（產品名稱）。

在該激振元件之耐熱溫度更高的情況，替代該 EVA 系之材料，可使用軟化溫度更高的材料。具體而言，軟化溫度約 100°C 之聚烯屬烴系的材料，可使用例如「MG-21」（產品名

稱)、或軟化溫度為一百幾十℃之 PET-G 的材料,例如「DULAN」(產品名稱)。

如此製作護齒 7 後,在第 19 圖所示的步驟 S6,剝取外側件 7B 之中構成對應於該電動馬達 8 的導線 8w 之部分的 EVA,並將該供電線 9 和該導線 8w 連接。然後,在步驟 S7,利用吹風機等將被蓋在該供電線 9 之 EVA 管 110 的端部局部地加熱,將和外側件 7B 之連接部分氣密地密封,而完成該護齒 7。

此第一例之護齒 7 的製造方法,因為取齒模一次就可製造護齒 7,所以具有工時係可減少的優點。例如,在該第 12 圖所示之方法,需要取齒模 2 次。具體而言,在該內側件 7A 完成後,在對該內側件 7A 裝載該電動馬達 8 或其暫置件之狀態,利用該壓痕材料進行第 2 次的取齒模,再製作石膏模。將 EVA 片 115 蓋在該石膏模而製作外側件 7B 後,將已裝載實際之電動馬達 8 的內側件 7A 和外側件 7B 焊接。

又,此第一例之護齒 7 的製造方法,使可製造氣密性高之高品的護齒。具體而言,利用被蓋之外側件 7B 用的 EVA 片之熱將亦包括內側件 7A 的整體均勻地加熱,因為變成柔軟之內側件 7A 和外側件 7B 用的 EVA 片變成半熔化狀態而自然地變成一體化,所以例如和將已凝固之內側件 7A 和外側件 7B 相黏的情況相比,氣密性高。又,無使用暫置件取齒模之情況的不良,例如,在內側件 7A 和外側件 7B 之間發生間隙,或內側件 7A 未嵌入外側件 7B 的不良,這使得可製作高品質之護齒。

第 20 圖係用以說明第 2 例之護齒的製造方法之圖。此製造方法因為和該第 19 圖所示之第 1 例的製造方法類似,所以

對兩例共用之要素賦與相同的步驟號碼，並省略其說明。

在此第 2 例之製造方法應注意的係，在該第 19 圖所示之步驟 S5 的外側件 7B 之製作步驟，被變更為第 20 圖所示所示的步驟 S5'。在此步驟 S5'，固定裝載該電動馬達 8 等之激振元件的內側件 7A 之齒模 1，係以在該第 18 圖所示的台 112 上傾斜之狀態被固定。此傾斜，係用以防止因該電動馬達 8 而阻斷往該齒列 3 的氣流。這係藉由將第 20 圖所示的架座 121 夾入齒模 1 之中裝載電動馬達 8 的部分之背側而賦與傾斜。

該內側件 7A 和外側件 7B 的材料係，其軟化溫度比該電動馬達 8 等之激振元件的耐熱溫度更低，且對人體無害者即可。在滿足此條件之範圍內，根據在成形後各件 7A、7B 所要求之硬度任意地選擇該材料。可是，作為該材料，使用柔軟之樹脂較佳。使用柔軟之樹脂，具有緩和激振元件對齒或齒齦賦與的刺激、減輕對該齒或齒齦賦與的負荷、減輕疼等之不舒服感、以及比硬質的護齒更提高安裝感之優點。

另一方面，作為該材料採用硬的樹脂，具有護齒可實現精密之成形，且保存環境所引起的護齒之變形量小，並易保持其品質的優點。因此，在重視這些優點之情況，亦可採用硬的樹脂。

又，亦可構成內側件 7A 之材料和構成外側件 7B 的材料相異。例如，在由以軟質樹脂所製作之內側件 7A 和以硬質樹脂所製作的外側件 7B 構成之雙重構造的護齒，其內側件 7A 有效地緩和激振元件的撞擊，而減輕對矯正對象之齒或齒齦的負荷，另一方面，由硬質樹脂所製作的外側件 7B 因為難因環境而變形，所以易保存。反之，包括以硬質樹脂所製作之

內側件 7A 和以軟質樹脂所製作的外側件 7B 之護齒，藉由由硬質樹脂所構成的外側件 7B 在運動時或日常生活時吸收來自外部之撞擊，而有效地抑制該撞擊所引起的護齒或已安裝該護齒之齒的受損，另一方面，由硬質樹脂所構成之內側件 7A 使可製作具有精密的內面形狀之護齒。又，比整體由軟質樹脂所構成之護齒更易保持形狀。

此外，在不是如上述所示之雙重構造，而是由單件所構成的護齒，亦可使將刺激衰減地傳至齒列 3 之柔軟的部分，和將刺激強烈地傳至齒列 3 之硬的部分混合存在。

作為構成該護齒之樹脂，按照柔軟的順序，列舉 EVA→聚烯屬烴→聚酯等。即使係相同之材料，亦根據產品而成分比及硬度相異，該 EVA 的大部分為 Shore 硬度約 80~90 之柔軟的材料，廣用作軟質護齒之材料。反之，該聚酯大部分為硬的材料，廣用作硬質護齒之材料。聚烯屬烴根據其成分比存在軟的和硬的，一般用作硬度位於該 EVA 和該聚酯之間的材料。

其次，一邊參照第 22 圖~第 28 圖一邊說明第 9 實施形態~第 15 實施形態。在這些實施形態的護齒，具有將對應於矯正對象齒 3g、3h 之部分以外的特定部分分割的分割部。此分割部以使激振元件所產生的機械式振動限定地作用於矯正對象齒 3g、3h 之方式抑制該機械式振動的傳達。此外，在該第 22 圖~第 28 圖，作為激振元件，表示電動馬達 8，但是該激振元件亦可係例如永久磁鐵等其他的致動器。

第 22 圖表示第 9 實施形態的護齒 7-1。此護齒 7-1 之分割部係缺口部 7p。此缺口部 7p 係將該護齒 7-1 之中對應於矯正對象齒 3g、3h 的部分以外之部分的齒冠部進行缺口加

工者，在第 22 圖將齒 3c~3e 及齒 3j~3l 的齒冠部例如切割成橢圓形。在此缺口部 7p 以外之殘留於護齒 7-1 的齒根部分 7q 將比缺口部 7p 更前側之部分和後側的部分一體地連結。

第 23 圖表示第 10 實施形態的護齒 7-2。此護齒 7-2 之分割部亦係缺口部 7p。此缺口部 7p 係將該護齒 7-1 之中對應於矯正對象齒 3g、3h 的部分以外之部分的齒根部進行缺口加工者，在第 23 圖將齒 3c~3e 及齒 3j~3l 之齒根部例如切割成橢圓形。在此缺口部 7p 以外之殘留於護齒 7-2 的齒冠部分 7r 將比缺口部 7p 更前側之部分和後側的部分一體地連結。

在該護齒 7-1、7-2，在對應於矯正對象齒 3g、3h 的部分，容納用以產生機械式振動之電動馬達 8，而且在矯正對象齒 3g、3h 以外的部分，形成用以制制機械式振動之傳達的缺口部(分割部)7p。這使得可對矯正對象齒 3g、3h 局部且正確地賦與振動。

該缺口部 7p 係藉由使用裁刀等切除例如該第 1 圖所示之護齒 7 的齒冠部或齒根部之後加工而形成。因此，具有此缺口部 7p 的護齒 7-1、7-2 係易製造。例如，從使用者現在所安裝之護齒亦可利用該後加工容易地製造具有該缺口部 7p 的護齒。

殘留於該護齒 7-1、7-2 之齒根部分 7q 或齒冠部分 7r 連結該缺口部 7p 的前側部分和後側部分，這係用以保持可安裝於齒列 3 之整體的護齒 7-1、7-2 之形狀。此形狀使將護齒 7-1、7-2 安裝於齒列 3 之操作變得容易，在安裝狀態，使電動馬達 8 可正確地位於對應於矯正對象齒 3g、3h 之部分。

第 24 圖表示第 11 實施形態的護齒 7-3。此護齒 7-3

之分割部係形成於該護齒 7-3 之中對應於矯正對象齒 3g、3h 的部分以外之部分的縫隙部 7s。在第 24 圖在齒 3f、3g 之間的部分和齒 3h、3i 之間的部分分別形成縫隙部 7s。各縫隙部 7s 之前後部分彼此一體地連結。第 24 圖之右側的縫隙部 7s 從齒根部側朝向齒冠部側，而左側之縫隙部 7s 從齒冠部側朝向齒根部側。在本發明，未限定此縫隙部之方向。

此第 11 實施形態的護齒 7-3 亦可具有和該護齒 7-1、7-2 一樣之作用效果。

第 25 圖表示第 12 實施形態的護齒 7-4。此護齒 7-4 之分割部係將對應於矯正對象齒 3g、3h 之部分以外的部分分割的分割部 7t。在第 25 圖在藉由將齒 3f、3g 之間和齒 3h、3i 之間分別切斷而形成分割部 7t，而各分割部 7t 之前後部分利用例如在護齒 7-4 所插入模製之線 21 等其他的構件一體地連結。

此第 12 實施形態的護齒 7-4 亦可具有和該護齒 7-1、7-2、以及 7-3 一樣之作用效果。

第 26 圖表示第 13 實施形態的護齒 7-5。此護齒 7-5 的分割部係以柔軟之材料所形成的柔軟部 7u。在此護齒 7-5，對應於矯正對象齒 3g、3h 的部分係以一般之護齒材料形成，除此以外的部分(在第 26 圖以斜線所示之部分)係以難傳達機械式振動之柔軟的材料形成，而構成該柔軟部 7u。

此第 13 實施形態的護齒 7-5 亦可具有和該護齒 7-1、7-2、7-3、以及 7-4 一樣之作用效果。此外，在此護齒 7-5，具有如該缺口部 7p 或該縫隙部 7s 之間隙不存在的優點。

第 27 圖表示第 14 實施形態的護齒 7-6。此護齒 7-6 的分割部係以二點鏈線所示之切除部 7v。此切除部 7v 係藉

由切除護齒 7-4 之至少對應於矯正對象齒 3g、3h(在第 27 圖除了矯正對象齒 3g、3h 以外，亦包括其除附近之齒 3f、3i)的部分以外的部分而形成。因此，此護齒 7-6 僅安裝於矯正對象齒 3g、3h(或矯正對象齒 3g、3h 及其附近之齒 3f、3i)。

此第 14 實施形態的護齒 7-6 亦可具有和該護齒 7-1、7-2、7-3、7-4、以及 7-5 一樣之作用效果。

安裝該護齒 7-6 之齒亦可係單一。例如，護齒 7-6 亦可係具有僅安裝於一支矯正對象齒 3g 或矯正對象齒 3h 之構造。

在全部之齒 3a~3n 係矯正對象齒的情況，亦可對該齒 3a~3n 之每一齒，個別地安裝於護齒 7-6。在此情況，可從該護齒 7-6 之中對應於已完成治療的齒者依次拆下。或者，亦可依次進行護齒 7-6 之安裝及拆下。例如，最初將護齒 7-6 安裝於白齒側之齒並進行治療，在治療完了後，拆下此護齒 7-6，接著，將護齒 7-6 安裝於比其更靠近前齒側之齒並進行治療，依此方式，亦可從白齒側朝向前齒側依次安裝/拆下護齒 7-6。

第 28 圖表示第 15 實施形態的護齒 7-7。此護齒 7-7 的分割部係將護齒 7-7 之中對應於矯正對象齒 3c、3d 的部分、對應於矯正對象齒 3g、3h 之部分、以及對應於矯正對象齒 3k、3l 的部分以外之部分切除的切除部 7v(參照二點鏈線)。因此，此護齒 7-7 僅安裝於該矯正對象齒 3c、3d、矯正對象齒 3g、3h 以及矯正對象齒 3k、3l。

此第 15 實施形態的護齒 7-7 亦可具有和該護齒 7-1、7-2、7-3、7-4、7-5、以及 7-6 一樣之作用效果。

該護齒 7-7 利用該切除部(分割部)7v 分割成複數個(在本例為 3 個)彼此獨立的段。在此構造，可變更對各段所賦與之振動的方向、強度，這使得可適應各種齒列或咬合之狀態。又，在各段可容納一個或複數個激振元件(電動馬達 8 或永久磁鐵 15)。在容納複數個激振元件的情況，可使其激振元件之種類(例如電動馬達或永久磁鐵)、振動的方向、強度等彼此相異。

在第 9~第 12 實施形態的護齒 7-1~7-4，為了將比其分割部更前側之部分和後側的部分一體地連結，利用一個段構成護齒整體，因為各分割部抑制機械式振動之傳達，所以可將該分割部的前後部分視為彼此獨立之段。因此，在該分割部之前後的段，和第 15 實施形態之護齒 7-7 一樣，容納電動馬達 8 等的激振元件之構造，可變更對各段所賦與之振動的方向、強度，藉此可適應各種齒列或咬合之狀態。又，在各段亦可容納一個或複數個激振元件。

又，在第 9~第 12 實施形態的護齒 7-1~7-4，因為其分割部係缺口部 7p、縫隙部 7s 或切斷部 7t，所以在該分割部之前後部分的段各自容納激振元件的情況，亦可藉由該分割部的切斷，而局部地除去根據治療計劃不必治療之段或已完成治療的段。具有係以分割部所切斷之位置可再結合的構造更佳。此構造，例如藉由將可彼此卡脫之治具、彼此相吸之磁性體、黏性材料等預先安裝於該切斷位置而可實現。

該實施形態之護齒 7-1~7-7，未限定為具有內側件 7A 和外側件 7B 之內外雙重構造者。總之，只要將激振元件容納於相當於矯正對象之部分即可。例如，亦可係在一般的單重構造之護齒的本體，在矯正對象之附近的位置將各自容納電

動馬達 8、按鈕電池 11'、以及永久磁鐵 15 之箱體接合。

第 29 圖係表示將本發明之第 16 實施形態的護齒 7 安裝於使用者之下顎的狀態之立體圖，第 30 圖係從第 29 圖之剖面線 30-30 所看到的剖面圖。

此實施形態之護齒 7 的特徵在於激振元件容納部之容納空間的形狀。此容納空間具有對該激振元件賦與使該激振元件本身在該容納空間內可移動的空隙之形狀。

在第 29 圖，在構成該護齒 7 之外側件 7B，和該第 1 實施形態一樣地形成鼓起部 7a，並在此鼓起部 7a 內容納係激振元件的電動馬達 8。此電動馬達 8 形成圓柱形，以其中心軸之方向變成沿著齒列 3 的水平方向(左右方向)之姿勢被容納於該鼓起部 7a 內。

另一方面，在該鼓起部 7a 所形成之容納空間 7b，即用以收容該電動馬達 8 的空間，形成其軸直角截面係水平方向長之橢圓形的筒形。因此，此容納空間 7b 的形狀比該電動馬達 8 之外形更大，成為在該容納空間 7b 內產生水平方向(口腔之內外方向)的空隙之形狀。

此實施形態之容納空間 7b 完全未限制該電動馬達 8，而容許該電動馬達 8 朝向水平方向(口腔之內外方向)位移。即，對該電動馬達 8 提供空隙。因此，係激振元件之電動馬達 8 所產生的振動負荷，使該電動馬達 8 本身朝向該空隙之方向(水平方向)振動，並和形成該容納空間 7b 的壁面碰撞。此碰撞負荷使施加於已安裝該護齒 7 之使用者的齒列 3 之振動變大，可將矯正效果更提高其相當量。

第 32 圖係表示本發明者之實驗結果的圖形。第 32(a)圖表示作為參考例，從該容納空間 7b 的形狀係和電動馬達 8

之外形相等的護齒 7，即在該容納空間 7b 內完全限制該電動馬達 8 之護齒 7，對該矯正對象齒 3g、3h 所施加的振動之大小，第 32(b)圖表示如該第 29 圖所示之在容納空間 7b 內具有空隙的情況之振動的大小。

第 32(a)圖表示在該容納空間 7b 內完全限制該電動馬達 8 的情況，利用該電動馬達 8 之偏心錘以約 30g 的振動負荷施加約 200Hz 之規則性振動，而第 32(b)圖表示，在有該空隙的情況，振動變成不規則，振動負荷增加至約 60g(增加一倍)。

此外，在此實施形態，該空隙之方向(間隙的方向)和在該容納空間 7b 內適應於該矯正對象齒 3g、3h 的矯正方向之方向一致。這對促進矯正效果有很大的貢獻。

例如在將向前突出之齒向拉後的情況及將向內縮之齒向前拉的情況，只要該空隙之方向和該前後的方向一致即可。又，在將扭轉之齒整列的情況，只要使該空隙的方向和係應使其扭轉之方向並對齒面大致正交的方向一致即可。在第 33 圖所示之例子，對從上看應朝向反時針方向扭轉之矯正對象齒 3g，以對其右半部之齒面大致正交的方式設定空隙之方向即可。

利用這種空隙之振動效果使可對齒列賦與方向性高的振動負荷。例如，作為被舉例為該電動馬達 8 之激振元件，即使從費用或大小的觀點無法使用振動之方向性高者，而必須使用便宜且小型之旋轉馬達或振動馬達等的情況，亦對矯正對象齒賦與方向性高之振動負荷，可賦與足以促進其矯正效果的刺激，而且亦可賦與成為矯正力本身之朝向定向的負荷。

一邊參照第 34 圖一邊說明本發明之第 17 實施形態。第

34圖係表示將本發明之第17實施形態的護齒7'安裝於使用者之齒模1的狀態之立體圖。本實施形態之護齒7'包括：對應於下顎之齒模1A的下側件71；對應於上顎之齒模1B的上側件72；連結構件251、252，在與該矯正對象齒分開的位置連結兩件71、72之間；以及係激振元件之一例的電動馬達8。該上側件72係可安裝於上側的齒列，而該下側件71係可安裝於下側的齒列。

此護齒7'的上側件72及下側件71都使用和該第18圖所示之製造裝置111相同的裝置，並利用和該第19圖所示之製造方法相同的方法分別製造。然後，按照如下之要領形成該連結構件251、252。

首先，如上述所示製造之下側件71及上側件72，被安裝於在已調整咬合的齒模1之各自對應的齒模1A、1B。接著，在兩齒模1A、1B打開之狀態，將兩端被加熱而熔化之狀態的EVA柱立設於下側件71之既定的位置，然後，將齒模1A、1B閉合至既定之角度為止。因而，該EVA柱之反側的端部和上側件72接觸。在此狀態下冷卻，而該EVA柱變成連結兩件71、72的連結構件251、252，完成上下一對的護齒7'。

該連結構件251、252係在該上側件72和下側件71之間設置於與矯正對象齒分開的位置。例如，如第34圖所示，在矯正對象齒係右右之白齒(在第1圖所示之齒列，例如為齒3a~3d及齒3k~3n)，並在其附付位置將電動馬達8等的激振元件內建於護齒7'的情況，只要在如第1圖所示之前齒(門牙)3g、3h附近的位置形成該連結構件251、252即可。又，作為第18實施形態，如第35圖之護齒7''所示，亦可僅形成單一的連結構件250。另一方面，在矯正對象齒係第1

圖所示的前齒(側門牙)3f、3i及前齒(犬齒)3e、3j，並在第2圖所示之位置內建電動馬達8等的激振元件之情況，只要在左右的白齒或其附近之位置(例如第1圖之齒3c、3d及齒3k、3l或其附近的位置)各自形成連結構件即可。

作為第19實施形態，在第36圖所示的護齒7'，'，'，左右之連結構件(在第36圖僅圖示左側的連結構件251)被設置於比白齒更後面的位置。被設置於這種位置之連結構件，可使得咬合所引起的負荷不會作用於前齒(門牙)3g、3h、前齒(側門牙)3f、3i、前齒(犬齒)3e、3j、以及白齒3a~3d、3k~3n之任一部分。即，可保持開口的狀態。這種護齒適合用以進行齒列整體之矯正的情況。

在包括該各連結構件之護齒，固定地保持在設置該電動馬達8等的激振元件之位置的上側件72和下側件71之咬合狀態(咬合力或咬合面)。這可防止使用者在無意識之中咬入電動馬達8附近所引起的振動傳達形態之變化。即，使用者不必努力地保持開口狀態，因而可在減輕使用者的負荷下，藉由對矯正對象齒持續地施加所要之振動，而得到良好的效果。

本發明之護齒的內面形狀係沿著安裝線5或托架4等之矯正具的使用者之齒模1的形狀較佳。如此反映矯正具之形狀的護齒，可從該矯正具之上重疊地安裝於齒列，而可和該矯正具併用。

第37圖係說明用以製造這種護齒之方法的圖。在此，應注意的係，在托架4或線5已安裝於齒模1之狀態取齒模(步驟S1)，再完成齒模1(步驟S2)。然後，在步驟S11，對該齒模1之托架4的部分或線5之部分之間隙充填齒科用蠟劑

260，藉此消除凹凸。作為該齒科用蠟劑，可使用通稱的「石蠟」等。此材料在常溫下係固體，利用酒精燈等加熱而熔化，在變成液體之狀態使用。

此方法和在步驟 S1 之取齒模時使用蠟劑的方法，即在使用者裝上托架 4 或線 5 之狀態，將以水產生流動之無毒的蠟劑等充填於該托架 4 或線 5 的間隙後取齒模之方法相比，減輕使用者的負擔。

而且，在步驟 S12，使用矽所採取之壓痕材料 6 的內面形狀，具有相當於由該托架 4 及線 5 所構成之矯正具的外形之包絡線的形狀。此形狀係可避免在該矯正具所具有的凹凸和所成形之護齒的內面之干涉，並在該壓痕材料的內面和齒列 3 之外面之間確保空隙。然後，在步驟 S13，使石膏流入壓痕材料 6，在變成固態後取出石膏，藉此，完成實際上用於護齒 7 之製作的齒模 1'。步驟 S13 以後的步驟係和該第 19 圖所示之方法相同。

依此方式所製造之護齒 7 的內側件 7A 之內面形狀成為沿著已安裝托架 4 或線 5 等之矯正具的使用者之齒模 1 的形狀。即，因為在此護齒 7 之內面反映矯正具的形狀，所以從該矯正具之上可裝上該護齒 7，這使得可併用該護齒 7 和該矯正具。

又，該內側件 7A 之內面形狀係對應於減少由該線 5 或托架 4 所構成之矯正具的凹凸後之形狀者，因為係將該凹凸的形狀反映為空隙之形狀，所以可減少銳利之線 5 或托架 4 和內側件 7A 的干涉。這防止在拆裝時矯正具的偏移或脫落及護齒 7 之受損。

第 38 圖係表示本發明之第 20 實施形態的護齒 7 安裝於

使用者之下顎的狀態之立體圖，第 39 圖係該使用者之下顎的齒模 1 之立體圖，第 40 圖係從第 38 圖之剖面線 40-40 所看到的剖面圖。

此實施形態之齒列矯正裝置的特徵為，包括組裝係激振元件之電動馬達 8 的軟性基板 2，這些電動馬達 8 及軟性基板 2 都內建於護齒 7 內。

第 41 圖係表示該電動馬達 8 及軟性基板 2 之構造的分解立體圖，第 42 圖係內建這些元件之護齒 7 的剖面圖。

該電動馬達 8 包括馬達本體 8a、轉軸 8b、以及安裝於此轉軸 8b 之偏心錘 8c，該轉軸 8b 及偏心錘 8c 的轉動產生機械式振動。該電動馬達 8 係其偏心錘 8c 露出外部的非包裝型式。因此，此電動馬達 8 直接和軟性基板 2 一起內建於護齒 7 時，該偏心錘 8c 接觸護齒 7 之內面（例如第 38 圖所示之激振元件容納用的鼓起部 7a 之內面）等，此接觸可能阻止該偏心錘 8c 的轉動。

為了防止此不良，將蓋構件 8d 設置於該軟性基板 2 上。此蓋構件 8d 利用金屬等形成為有頂半圓筒形，以在該鼓起部 7a 內確保該偏心錘 8c 轉動所需之空間的方式覆蓋該偏心錘 8c。

該軟性基板 2 如第 38 圖所示，具有將電力引至該馬達本體 8a 之電路，其係形成朝向沿著該齒列 3 之方向延伸的帶狀。具體而言，在此軟性基板 2，形成朝向其長度方向延長的一對配線圖案 2a、2b，在各配線圖案 2a、2b 之複數個位置，各自形成用以焊接設置於該馬達本體 8a 的端子 8e 之接線座 2c。

此軟性基板 2 即使形成為預先所規格化的形狀，亦可共

同地用於矯正對象齒彼此相異之使用者。即，根據使用者，即使矯正對象齒相異，亦可將對應於其矯正對象齒之位置的接線座 2c 選為應焊接該馬達本體 8a 之端子 8e 的接線座，使得可使用該軟性基板 2。又，亦可將複數個電動馬達 8 裝載於一片軟性基板，並同時驅動。

該軟性基板 2 之接線座 2c 的擴大，使對該接線座 2c 之該端子 8e 的焊接變得堅固。此焊接形成斷線的機率遠低於利用從電動馬達 8 直接拉出之導線所形成的供電路徑，即可靠性高的供電路徑。又，使用軟性基板 2，而不會使護齒 7 破損或弄傷口腔。

該電動馬達 8 不管是直流(DC)馬達或是交流(AC)馬達都可。在前者的情況，經由開關及可變電阻供給來自電池之電力，使可調整振動的強度及週期。該馬達本體 8a 之轉速，即振動頻率係約數 Hz~數百 Hz 較佳。

為了安裝該蓋構件 8d，在該軟性基板 2 的兩端邊鑽設朝向軟性基板 2 之長度方向排列的複數個卡止孔 2d。另一方面，在該蓋構件 8d 的底部形成突起 8f，此突起 8f 可嵌入任意的卡止孔 2d。此突起 8f 所嵌入之卡止孔 2d 的變更，係變更在軟性基板 2 上之蓋構件 8d 的配設位置。因此，該馬達本體 8a 焊接於任一個接線座，亦因應之並選擇該蓋構件 8d 的突起 8f 嵌入所需之適當的卡止孔 2d，藉此可將該蓋構件 8d 暫時固定於該蓋構件 8d 可覆蓋該偏心錘 8c 之位置。在軟性基板 2 上之馬達本體 8a 的安裝位置係固定之情況，亦可該接線座 2c 及卡止孔 2d 僅設置於一個位置。

按照上述之要領，將已安裝該電動馬達 8 及蓋構件 8d 之軟性基板 2 密封於護齒 7 的內側件 7A 和外側件 7B 之間。

並將蓋構件 8d 固定於軟性基板 2。因此，即使該電動馬達 8 使用上述之非包裝型式者，亦保障其正常的動作。

在該軟性基板 2 之長度方向的一端，設置用以連接此軟性基板 2 和護齒 7 之外部的電路之基板側連接器 6a。此基板側連接器 6a 例如使用日本壓着端子製造株式會社 (JST Mfg. Co., Ltd.) 製之 2 端子的連接器。此基板側連接器 6a 之端子焊接於在該配線圖案 2a、2b 的一端所形成之接線座 2e。在軟性基板 2，除了該電動馬達 8 以外，亦可組裝其控制電路或電源等。在組裝控制電路的情況，亦可該基板側連接器 6a 又包括控制信號之傳送用的端子。又，在組裝電源的情況，亦可該連接器 6a 用於 ON/OFF 或強弱之控制。

另一方面，在拉出用供電線(導線)9 之終端機設置導線側連接器 6b，此導線側連接器 6b 和該基板側連接器 6a 嵌合。這些導線側連接器 6b 及該基板側連接器 6a 構成將該軟性基板 2 和該供電線 9 連接的連接器 6。

使用此連接器 6，使得該軟性基板 2 和外部電路之間的配線作業變得容易。具體而言，如後述所示，對外部之配線作業，只是剝出一度被密封之軟性基板 2 側的該連接器 6a 之部分，並將該導線側連接器 6b 與其嵌合，又將該已被剝出的部分再密封。此方法，和包括剝出一度被密封之軟性基板 2 的配線圖案 2a、2b，並將拉出用之供電線 9 焊接後，再將該已被剝出的部分密封之方法相比，大幅度簡化配線作業。

此連接器 6 之供電線 9 的拉出方向係對軟性基板 2 垂直之方向，即對齒面垂直的方向，這在安裝感或連接器 6a、6b 之連結作業上較佳。一般，考慮對口腔外之導線的取出，將連接器 6 之位置設定於對應於前齒 3g、3h 的位置。在矯正對

象齒為前齒 3g、3h 的情況，雖然需要將連接器 6 之位置變更至其附近的位置（例如在第 38 圖為對應於齒 3i 的位置），但是此變更，藉由挪移在該護齒 7 之軟性基板 2 的內建位置而達成。軟性基板 2 之中的不要部分，亦可以折彎之狀態內建於護齒 7，亦可切除。

該供電線 9 利用由和護齒 7 相同之材料所構成的 EVA 管 280 包覆。使用此 EVA 管 280，使得亦可以氣密狀態將對外部之供電線 9 的拉出部分密封。具體而言，如上述所示，利用包括剝出一度被密封之軟性基板側連接器 6a 的部分之步驟、將導線側連接器 6b 和此連接器 6a 嵌合的步驟、以及使該 EVA 管 280 熔化等並和為了該兩連接器 6a、6b 之間的嵌合所剝出之部分變成一體的步驟之方法，實現以氣密狀態將護齒 7 之對外部的供電線 9 之拉出部分密封。

在不需要該軟性基板 2 和護齒 7 之外部電路的連接之情況，可省略該連接器 6。作為這種情況，不需要用以控制振動的強弱之來自外部電路的控制，且如上述所示對軟性基板 2 組裝電源或控制電路，可列舉藉由來自外側件 7B 之薄的部分之推再推開關的操作等，而可切換電動馬達 8 之動作停止的情況。

該軟性基板 2 內建於護齒 7 時，裝置之外觀變成僅該護齒 7。在此裝置，因為供電線不會接觸口腔內部，所以確保電氣安全性，而且亦可期待安裝感的提高。又，裝置整體小型而便於攜帶，其實用性價值高。

第 43 圖係用以說明本實施形態的護齒 7 之製造方法的圖。至內側件 7A 的完成（步驟 S3）為止，係和該第 19 圖所示之護齒的製造方法相同。

內側件 7A 完成後，在步驟 S14，在該內側件 7A 尚熱之中，對其上黏貼已裝載該電動馬達 8 或連接器 6a 的軟性基板 2。該護齒 7 之材料，尤其該 EVA，愈是亦用於所謂的熱黏合劑之主原料，在熔化時顯示愈高的黏性。因此，在步驟 S3 利用半熔化狀態之 EVA 剛形成內側件 7A 後的該內側件 7A 尚具有熱，至冷卻為止顯示高的黏性。利用此內側件 7A 之餘熱使該內側件 7A 的材料所發揮之黏力，只是壓住該軟性基板 2，而不特別使用黏接劑等的固定手段，亦可將該軟性基板 2 暫時固定。

在步驟 S15，如上述所示，對已裝載軟性基板 2 之內側件 7A 上，和步驟 S3 一樣，蓋上已被加熱的 EVA 片，並利用抽出，製作外側件 7B。此時，在內側件 7A 和外側件 7B 之間，將該軟性基板 2、電動馬達 8 以及連接器 6a 以氣密狀態密封。

在依此方式製作後之護齒 7，在步驟 S16，剝取外側件 7B 之中對應於基板側連接器 6a 的部分之 EVA，並將導線側連接器 6b 和該連接器 6a 嵌接。然後，在步驟 S17，利用吹風機將蓋在供電線 9 之 EVA 管 280 的端部 282 局部地加熱，而和外側件 7B 之適當處連接，且該連接部分以氣密狀態密封。藉此，完成護齒 7。

為了使得供電線 9 易插入該 EVA 管 280 內，如第 41 圖及第 42 圖所示，進行將該 EVA 管 280 之插入側的端部 282 預先擴徑之處理。此擴徑處理，例如利用包括將具有隔熱性之筒體蓋在該 EVA 管 280 並從此筒體僅拉出該端部 282 的步驟、利用吹風機等將該拉出之端部 282 局部地加熱而令軟化並將圓錐體插入此端部 282 的內側，以使該端部 282 變形成對應於此圓錐體之外周面的形狀之步驟的方法，而實現。亦可在

依然蓋著該筒體之狀態下，插入已安裝該導線側連接器 6b 的供電線 9，以供該步驟 S16 的安裝。這使得從護齒 7 至拉出供電線 9 之部分為止可完全防水。

第 44 圖係在本發明之第 21 實施形態的齒列矯正裝置所使用之軟性基板 2' 的平面圖。此軟性基板 2' 係和該軟性基板 2 類似者，對兩者之中相同的部分賦與同一參照符號，並省略其說明。

在此軟性基板 2' 應注意的係，該基板側連接器 6a 組裝於該軟性基板 2' 之長度方向的中間位置，並該軟性基板 2' 以此連接器 6a 為中心在沿著齒列 3 之方向的兩側延伸。因此，此軟性基板 2' 只是依然是此形狀，因為該基板側連接器 6a 被安裝於對應於前齒的位置，所以適合兩側之白齒的矯正。

又，作為此軟性基板 2' 的特徵，在該連接器 6a 之單側的位置，加工用以使的軟性基板 2' 易分離之車縫線 2f。在利用此車縫線 2f 分離後的軟性基板 2'，該基板側連接器 6a 位於其長度方向之端部。這和上述之軟性基板 2 一樣，使從該基板側連接器 6a 拉出供電線 9 的位置可位於白齒(內)側，亦可將該軟性基板 2' 用於前齒之矯正。

又，該軟性基板 2' 的兩端，亦可配合使用者之口的大小而適當地切斷。這使得不論矯正對象齒或使用者之口的大小，都可使用共同之軟性基板 2'。

在本發明，如上述所示，未限定為將激振元件(例如電動馬達 8)固定於軟性基板上之接線座者。例如，亦可將激振元件組裝成在軟性基板上可滑動。此滑動使得可變更激振元件在軟性基板上的位置。

如以上所示，本發明係用以矯正包括矯正對象齒之齒列的齒列矯正裝置，提供包括如下之構件者：激振元件，產生機械式振動，並對該矯正對象齒賦與該振動；及護齒，內建該激振元件，並在該內建狀態被安裝於該齒列。在此裝置，因為產生機械式振動（機械式刺激）之激振元件內建於已被安裝於齒列的護齒，所以該激振元件可對矯正對象齒高效率地賦與振動。又，該激振元件容納於該護齒內，使得不到齒科醫院，例如在家裡亦可在任意的時間簡單且安全地繼續治療。

該護齒具有內側件和與該內側件之外側重疊的外側件，在這些內側件和外側件之間，形成用以容納該激振元件的激振元件容納部者較佳。此構造使得該激振元件易於容納於該護齒內。激振元件之機械式振動，因為經由雙重護齒之重疊部分傳至矯正對象齒的部分，所以和機械式振動直接傳至矯正對象齒之情況相比，可使該振動之傳達變得更緩和。此外，激振元件以密封狀態內建於護齒時，該護齒可用水洗而合乎衛生。

具體而言，該外側件具有朝外鼓起的鼓起部，在此鼓起部之內側面和該內側件的外側之間容納該激振元件者較佳。此構造不會導致護齒整體變得大型，使得可將激振元件容納於該護齒內。

該激振元件容納部形成於該護齒之中的對應於該矯正對象齒之部分更佳。

該激振元件例如係馬達較佳。為了使該激振元件變得便宜，例如該馬達具有偏心轉動部較佳，其係繞既定的軸轉動，且在偏離該軸之位置具有重心。作為此偏心轉動部，例如最好具有：轉軸；及偏心錘，在此轉軸安裝成重心偏離該轉軸

的中心，藉由和該轉軸一起轉動而產生機械式振動。

該激振元件亦可係具有往復振動的可動件之線性馬達。

本發明之齒列矯正裝置，又包括構成直流電源的電池，而該馬達係以直流電源所驅動的 DC 馬達，只要係和該電池以電氣式連接者，在室外等亦可治療。

此外，若該電池和該馬達一起內建於該護齒，因為電纜線不會從口腔內出來，所以安裝感變佳，而且裝置之攜帶亦變得便利。

該激振元件以該激振元件所產生之振動的方向對該齒列大致正交之方向的姿勢內建於該護齒更佳。這可提高振動傳達效率。

該激振元件亦可係利用該護齒之外部的磁場產生手段所產生之磁場產生機械式振動的永久磁鐵。使用此永久磁鐵，使裝置整體變得小型。

該護齒亦可具有可蓋在以矯正該矯正對象齒之方式被安裝於該齒列的矯正具上之形狀，亦可具有對該矯正對象齒之部分賦與矯正力的形狀。

作為前者之護齒，適合具有沿著已安裝矯正具之使用者的齒模之內面形狀。因為在此護齒之內面形狀反映該矯正具的形狀，所以可從該矯正具之上安裝該護齒。這實現矯正具和護齒的併用。

作為這種護齒的內面形狀，例如係相當於該矯正具之外形的包絡線之形狀，適合可避免該矯正具所具有的凹凸和該護齒之內面的干涉之形狀。此形狀具有如下之優點。

· 緩和從激振元件對齒列的刺激，防止因該刺激而弄痛齒齦。

- 安裝感提高。
- 護齒之製作變得容易。
- 防止護齒之邊緣等弄傷齒齦。

該護齒亦可具有被安裝於該齒列之整體的形狀，亦可具有被安裝於該齒列之一部分的形狀。前者的形狀使得矯正對象齒和激振元件之位置關係的設定變得更正確。前者的形狀使得護齒變得小型。

又，該護齒具有被該護齒之中對應於矯正對象齒的部分以外之部分所分割的分割部，此分割部抑制機械式振動之傳達，以使該激振元件所產生的機械式振動限定地作用於包括矯正對象齒之部分者更佳。

此構造，使得可對矯正對象齒限定地賦與振動。

作為包括該分割部的護齒，從使製造變得容易之觀點，例如包括如下的任一構造者較佳。

a) 該護齒的分割部係具有已切除護齒之矯正對象齒以外的齒根部及齒冠部之中的任一部分之形狀的缺口部，另一部分將比該缺口部更前側之部分和後側的部分一體地連結。

b) 該護齒的分割部係在護齒之矯正對象齒以外的部分所形成之縫隙部，比該縫隙部更前側的部分和後側之部分相連結。

c) 該護齒的分割部係藉由切斷護齒之矯正對象齒以外的部分而形成之切斷部，比該切斷部更前側的部分和後側之部分經由和構成該切斷部的構件不同之構件連結。

d) 該護齒的分割部係藉由切除護齒之矯正對象齒以外的部分而形成之切除部，此切除部形成於成為該護齒僅安裝於矯正對象齒的形狀之位置。

e) 該護齒的分割部例口係將護齒之矯正對象齒以外的齒根部及齒冠部之任一方加工缺口的缺口部，並利用殘留於護齒之另一部分將缺口部的前後部分一體地連結。

該護齒在其內部具有用以容納該激振元件的容納空間，而此容納空間具有對該激振元件提供使該激振元件本身在該容納空間內可移動之空隙的形狀者更佳。

該空隙容許該激振元件本身利用激振元件所產生之振動負荷在該容納空間內移動。被容許此移動的激振元件和包圍該容納空間之護齒的內面碰撞。此碰撞所引起的負荷，可使作用於已安裝護齒之使用者的齒列之振動變成更大。這使得雖然使用小型、重量輕且所產生之振動負荷小的激振元件，亦可對矯正對象齒賦與足以促進矯正效果之刺激。

作為該容納空間，尤其適合具有在該容納空間內朝向適應該矯正對象齒之矯正方向形成空隙的形狀者。此形狀提高對矯正對象齒賦與之振動的方向性。例如，作為該激振元件，即使係因為價格或尺寸之關係而只能使用振動的方向性低者（例如便宜、小型之旋轉馬達或振動馬達）之情況，亦使得可對齒列賦與方向性高的振動負荷。

該護齒包括安裝於上側之齒列的上側件和安裝於下側之齒列的下側件，在這些上側件、下側件之至少一方內建該激振元件，且包括在與該矯正對象齒分開的位置連結該上側件和該下側件之連結構件者較佳。

該連結構件，固定地保持在內建該激振元件之位置的該上側件和下側件之咬合狀態（咬合力或咬合面），藉此，防止使用者在無意識之中咬入激振手段附近及該咬入改變振動的傳達形態。結果，使得使用者不必努力地保持開口狀態，可

在減輕使用者的負荷下，對矯正對象齒持續地施加所要之振動，而得到所期待的矯正效果。

未限定該連結構件之位置。例如，該連結構件設置於對應於前齒的護齒，防止咬合所引起的負荷作用於對應於白齒之部分，因為可在該部分確保固定的咬合狀態，所以適合該白齒的矯正。又，該連結構件設置於對應於白齒的護齒，防止咬合所引起的負荷作用於對應於前齒之部分，因為可在該部分確保固定的咬合狀態，所以適合該前齒的矯正。又，該連結構件設置於比白齒更深之位置的護齒，防止咬合所引起的負荷作用於對應於前齒及白齒之任一部分，因為可確保開口狀態，所以適合齒列整體的矯正。

在本發明之齒列矯正裝置，又包括組裝該激振元件的軟性基板，此軟性基板包括將電力引至該激振元件之電路，並和該激振元件一起內建於該護齒較佳。

該軟性基板形成用以將電力引至被組裝於該軟性基板上之激振元件的供電路徑。此供電路徑之斷線的機率遠低於藉由從該激振元件拉出導線而形成的供電路徑。又，使用軟性基板，不會使護齒破損或弄傷口腔。又，在該軟性基板，除了該激振元件以外，亦可組裝其控制電路或電源等。

又，在該軟性基板組裝外部連接用的基板側連接器，這使得用以連接該激振元件和該護齒之外部電路的配線作業變得容易。此配線作業係，例如利用包括從該軟性基板已一度被密封之護齒剝出相當於該基板側連接器的部分之步驟、將被安裝於拉出用之導線側的導線側連接器和該已剝出之基板側連接器嵌合的步驟、以及將已剝出之部分再密封的步驟之方法執行。此方法，和包括從軟性基板已一度被密封之護齒

剝出該軟性基板的配線圖案之步驟、將拉出用之導線焊接於此配線圖案的步驟、以及將已剝出之部分再密封的步驟之方法相比，大幅度簡化配線作業。

又，在包括從組裝於該軟性基板之基板側連接器被拉出的導線、及由和該護齒相同之材料構成並包覆該導線的管之裝置，利用該管，亦可將從護齒向其外部拉出該導線的部分密封。具體而言，進行從軟性基板已一度被密封之護齒剝出相當於該基板側連接器的部分，並將被安裝於拉出用之導線側的導線側連接器和該基板側連接器嵌合後，將管之端部熔化等，而使該端部和為了該連接器的連接而已被剝出的部分變成一體的步驟，藉此以氣密狀態將該拉出部分密封。

該軟性基板以朝向該齒列方向延伸之方式內建於該護齒，在此軟性基板，形成朝向該軟性基板之長度方向延長的配線圖案，並在此配線圖案之複數個位置形成複數個用以焊接該激振元件的接線座更佳。

在此軟性基板，即使該軟性基板的形狀預先被規格化，亦藉由從設置於該軟性基板的接線座之中選擇應和該激振元件焊接的接線座，而可將該激振元件配置於最佳之位置。這使得根據使用者，即使在矯正對象齒相異的情況，亦可在最適合該矯正對象齒之位置將該激振元件組裝於該軟性基板上，結果，提高該軟性基板的泛用性，並可降低裝置的費用。又，亦可將複數個激振元件裝載於一片軟性基板上，並同時驅動。

在該激振元件包括具有輸出軸的馬達和安裝於此馬達之輸出軸的偏心錘的情況，在該軟性基板固定覆蓋該偏心錘之蓋構件，以確保該偏心錘轉動所需的空間更佳。此蓋構件有

效地抑制因該偏心錘接觸該護齒的內面而妨礙該偏心錘本身之良好的轉動。

又，本發明係提供一種製造方法，係用以製造齒列矯正裝置之方法，而該齒列矯正裝置包括激振元件，產生用以對使用者之矯正對象齒賦與的振動機械式振動；及護齒，內建該激振元件，藉由在該內建狀態被安裝於包括該矯正對象齒之該使用者的齒列，而向該矯正對象齒傳達該機械式振動，以促進齒列矯正，該方法包括：第一步驟，將具有熱軟化性的片體加熱，並在令軟化之狀態將此片體安裝於該使用者的齒模上，藉由使此片體和該齒模上密接，而製作構成該護齒之內側部分的內側件；第二步驟，將該激振元件裝載於該內側件上；以及第三步驟，將已裝載該激振元件之該內側件固定於該使用者的齒模上，並在此內側件之上，將具有熱軟化性的片體加熱，並在令軟化之狀態裝載該片體，藉由使此已軟化的片體和該內側件密接，而製作構成該護齒之外側部分的外側件，而且在此外側件和該內側件之間以氣密狀態將該激振元件密封。

若依據此方法，高效率地製造有內側件和外側件之護齒。具體而言，製作該外側件所需之取齒模係一次即可，因而步驟減少。在此方法，因為不是將凝固後的內側件和外側件再加熱並相黏接，而是利用被蓋之外側件所具有的熱和從該外側件傳至該內側件之熱而變成半熔化狀態的內側件側之片體和外側件側的片體自然地變成一體，所以製作氣密性高且高品質之護齒。

在該第二步驟，可利用該內側件的材料藉該內側件之餘熱所發揮的黏力，將該激振元件安裝於該內側件。此方法，

不需要黏接劑等之其他的固定手段，或者在減少其使用量下，使可將該激振元件簡單地暫時固定於該內側件。

又，在該第一步驟，作為用以將內側件成形的該片體，使用由其軟化溫度比該激振元件之耐熱溫度更低的樹脂所構成者較佳。

此構造使可在避免高熱所引起之該激振元件的故障下，在其上面將內側件之成形用的片體重疊。

### 【圖式簡單說明】

第 1 圖係表示下顎側之齒模的立體圖。

第 2 圖係表示將本發明之第 1 實施形態的護齒安裝於齒列之狀態的立體圖。

第 3 圖係表示從表側看第 2 圖之護齒的分解立體圖。

第 4 圖係表示從背側看第 2 圖之護齒的分解立體圖。

第 5(a)圖係表示第 2 圖之 VA—VA 線剖面圖，第 5(b)圖係表示第 2 圖之 VB—VB 線剖面圖，第 5(c)圖係表示電動馬達之配線圖。

第 6 圖係表示將本發明之第 2 實施形態的護齒安裝於齒列之立體圖。

第 7 圖係本發明之第 3 實施形態的護齒，(a)圖係分解立體圖，(b)圖係相當於(a)圖之 VII B—VII B 線的剖面圖。

第 8(a)(b)圖各自係相當於第 7(a)圖之 VII B—VII B 線的剖面圖，係表示其他的構造之剖面圖。

第 9 圖係本發明之第 4 實施形態的護齒，(a)圖係立體圖，(b)圖係相當於(a)圖之 IX B—IX B 線的剖面圖。

第 10 圖係本發明之第 5 實施形態的護齒之立體圖。

第 11(a)圖係本發明之第 6 實施形態的護齒之立體圖，第 11(b)圖係使用者和磁場產生線圈的平面圖，第 11(c)圖係使用者和磁場產生線圈的正視圖。

第 12 圖係表示本發明之護齒的製造方法例之圖。

第 13(a)圖係本發明之第 7 實施形態的護齒之立體圖，第 13(b)圖係主要部分之放大剖面圖。

第 14(a)圖係本發明之第 8 實施形態的護齒之電動馬達的部分之立體圖，第 14(b)圖係其主要部分之放大剖面圖。

第 15(a)圖係表示利用本發明之第 7 實施形態的護齒之在管的連接構造之管插穿時的狀態之剖面圖，第 15(b)圖係表示管焊接時之狀態的剖面圖，第 15(c)圖係表示管焊接後之狀態的剖面圖。

第 16(a)圖係表示利用本發明之第 8 實施形態的護齒之在管的連接構造之連接器結合前的剖面圖，第 16(b)圖係表示連接器結合後的剖面圖。

第 17(a)(b)圖各自係用以說明齒列矯正之期間的縮短效果之圖形。

第 18 圖係表示本發明之護齒的製造裝置例之立體圖。

第 19 圖係用以說明使用第 18 圖所示的製造裝置之本發明的護齒之製造方法的第 1 例的圖。

第 20 圖係用以說明使用第 18 圖所示的製造裝置之本發明的護齒之製造方法的第 2 例的圖。

第 21(a)(b)圖係在模式上表示使用 EVA 片之護齒的成形步驟之圖。

第 22 圖係將本發明之第 9 實施形態的護齒安裝於齒列之立體圖。

第 23 圖係將本發明之第 10 實施形態的護齒安裝於齒列之立體圖。

第 24 圖係本發明之第 11 實施形態的護齒之立體圖。

第 25 圖係本發明之第 12 實施形態的護齒之立體圖。

第 26 圖係本發明之第 13 實施形態的護齒之立體圖。

第 27 圖係將本發明之第 14 實施形態的護齒安裝於齒列之立體圖。

第 28 圖係本發明之第 15 實施形態的護齒之立體圖。

第 29 圖係表示將本發明之第 16 實施形態的護齒安裝於使用者之下顎的狀態之立體圖。

第 30 圖係從第 29 圖之剖面線 30-30 所看到的剖面圖。

第 31 圖係從表側看本發明之第 16 實施形態的護齒之分解立體圖。

第 32(a)(b)圖係表示本發明者之實驗結果的圖形。

第 33 圖係表示和本發明之第 16 實施形態的護齒類似且矯正方法和該護齒相異的護齒例之立體圖。

第 34 圖係表示本發明之第 17 實施形態的護齒安裝於使用者之齒模的狀態之立體圖。

第 35 圖係表示本發明之第 18 實施形態的護齒安裝於使用者之齒模的狀態之立體圖。

第 36 圖係表示本發明之第 19 實施形態的護齒安裝於使用者之齒模的狀態之立體圖。

第 37 圖係說明用以製造具有沿著已安裝矯正具之使用者的齒模之內面形狀的護齒之方法的圖。

第 38 圖係表示本發明之第 17 實施形態的護齒安裝於使用者之下顎的狀態之立體圖。

第 39 圖係該使用者之下顎的齒模之立體圖。

第 40 圖係從第 38 圖之剖面線 40-40 所看到的剖面圖。

第 41 圖係表示振動用致動器及軟性基板之構造的分解立體圖。

第 42 圖係本發明之第 20 實施形態的護齒及其所內建的電動馬達與軟性基板之剖面圖。

第 43 圖係用以說明本發明之第 20 實施形態的護齒之製造方法的圖。

第 44 圖係表示在本發明之第 21 實施形態的護齒之軟性基板之平面圖。

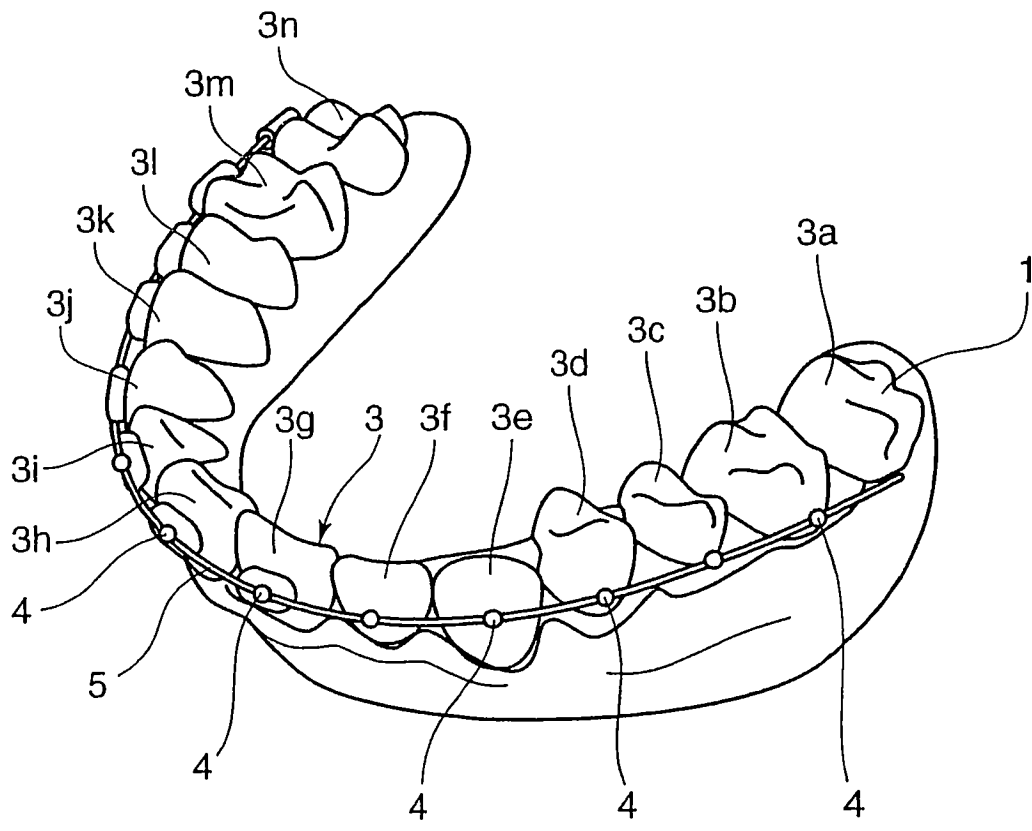
【主要元件符號說明】

1 齒模；	3 齒列；
3a~3n 齒；	4 托架；
5 線；	7 護齒；
8 電動馬達；	9 供電線。

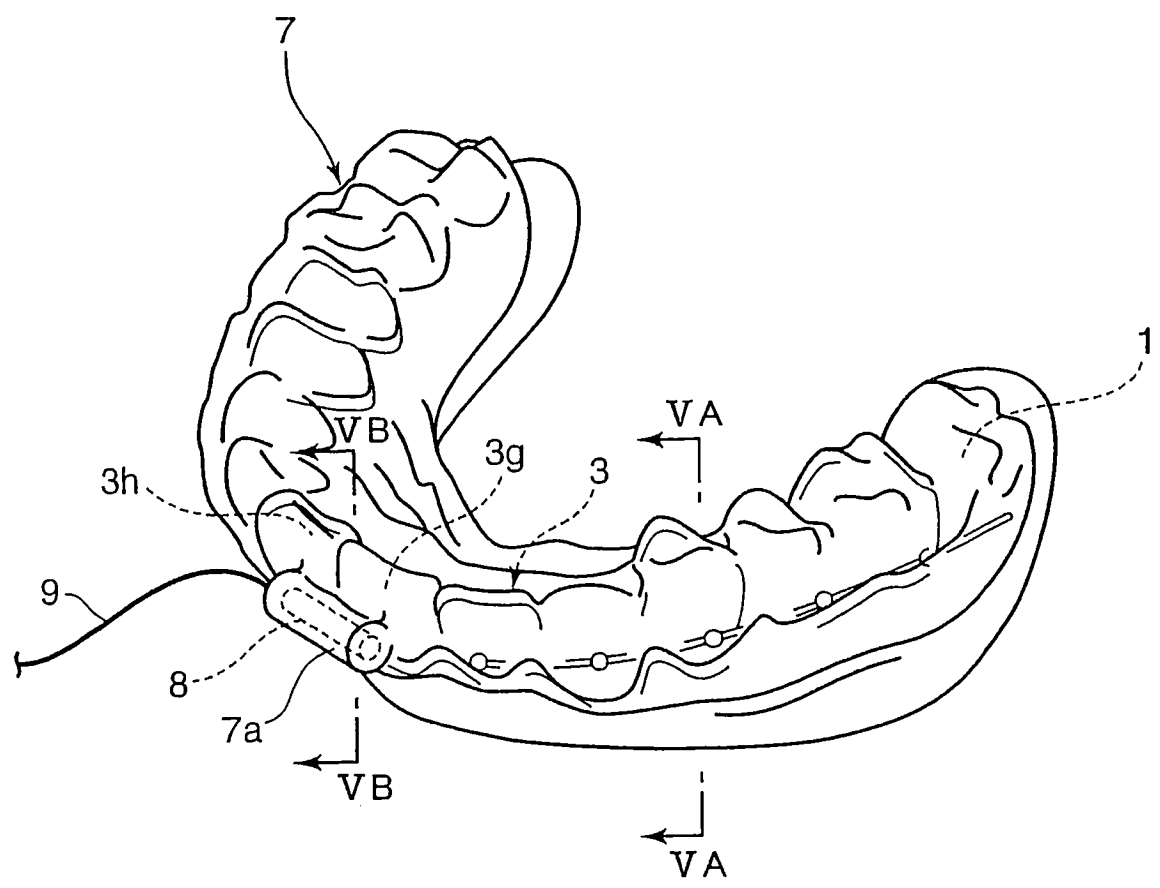
## 五、中文發明摘要：

本發明係目的在於促進齒列矯正效果，並縮短治療期間之齒列矯正裝置，其目的在於提供一種裝置，其係藉由對矯正對象齒賦與振動而使對象齒、齒槽體之骨重塑變成活化，並藉由促進齒的移動而可發揮比一般更高之矯正效果。此裝置包括激振裝置和內建該激振裝置之護齒。藉由將激振裝置內建於護齒，而振動賦與或處理變得簡單，即使在家裡亦可安全地繼續治療。利用護齒之內面形狀，不僅促進效果，而且亦可進行矯正治療。

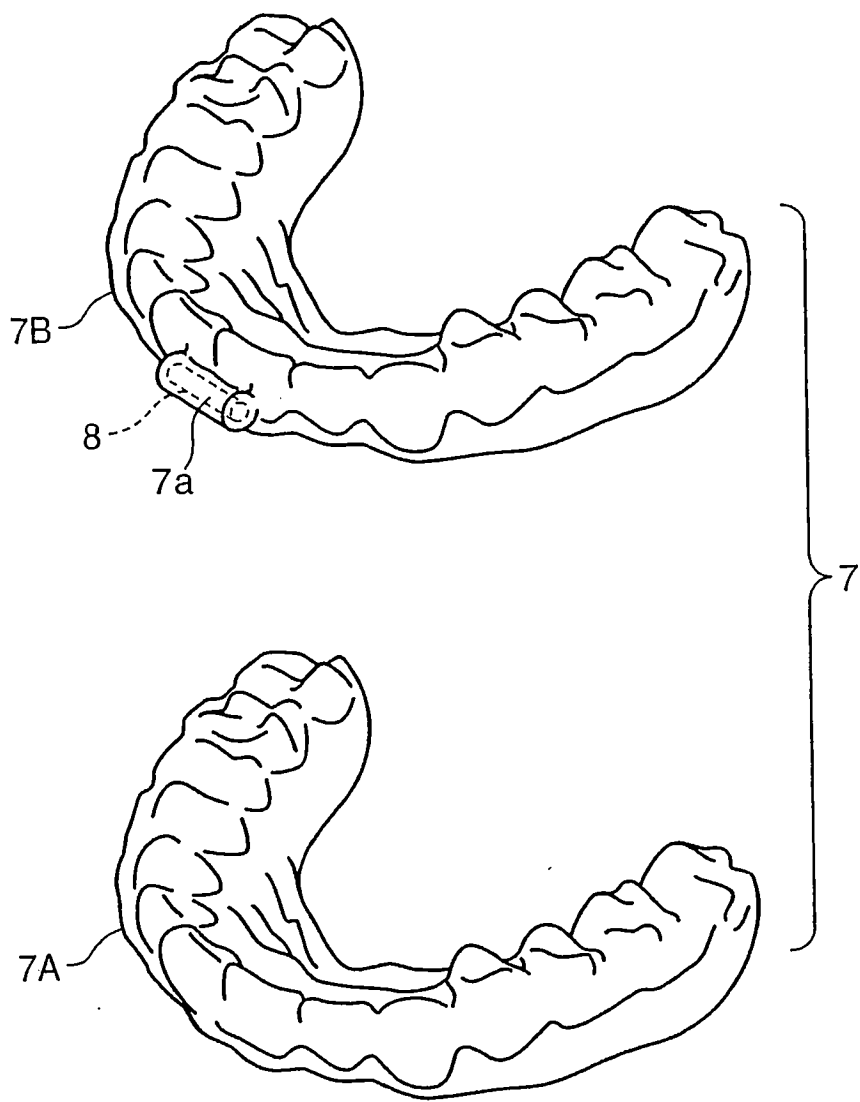
## 六、英文發明摘要：



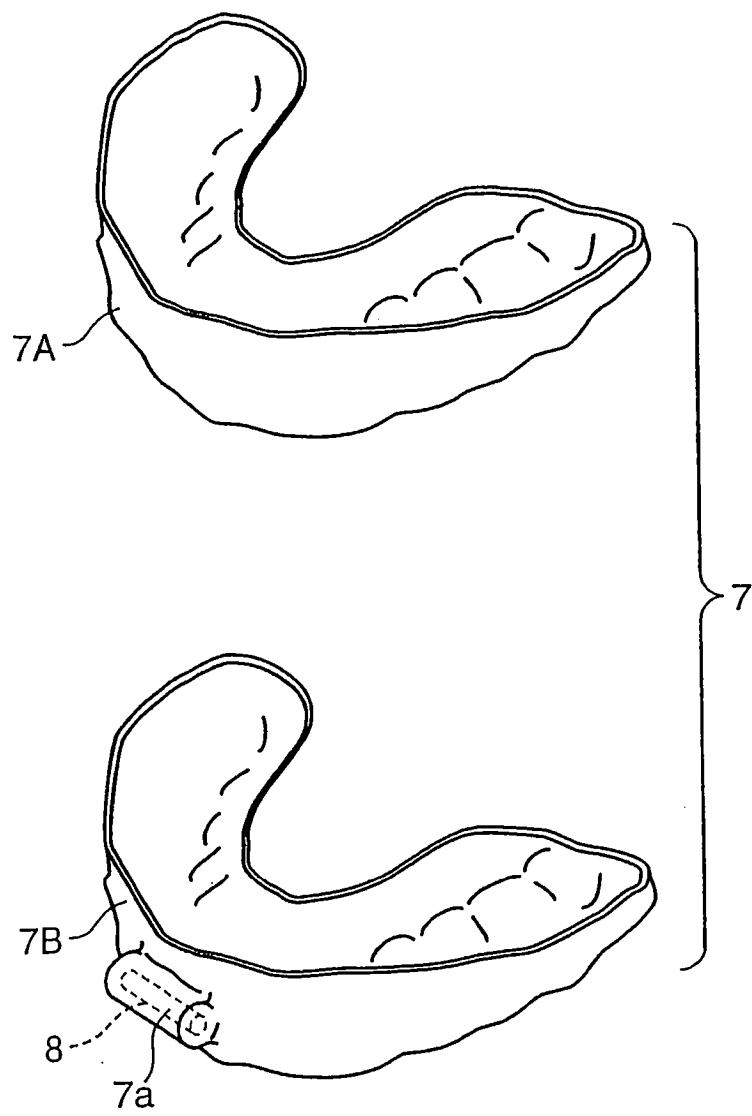
第1圖



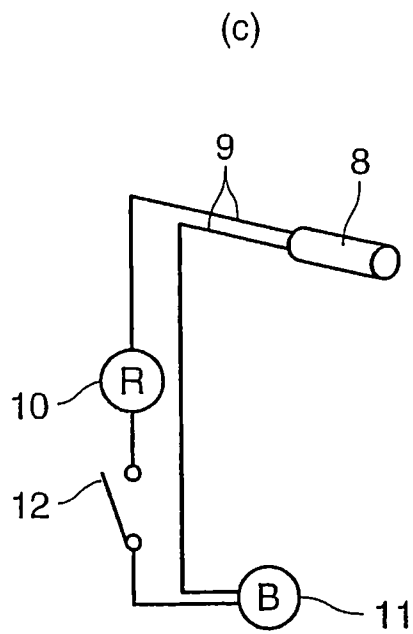
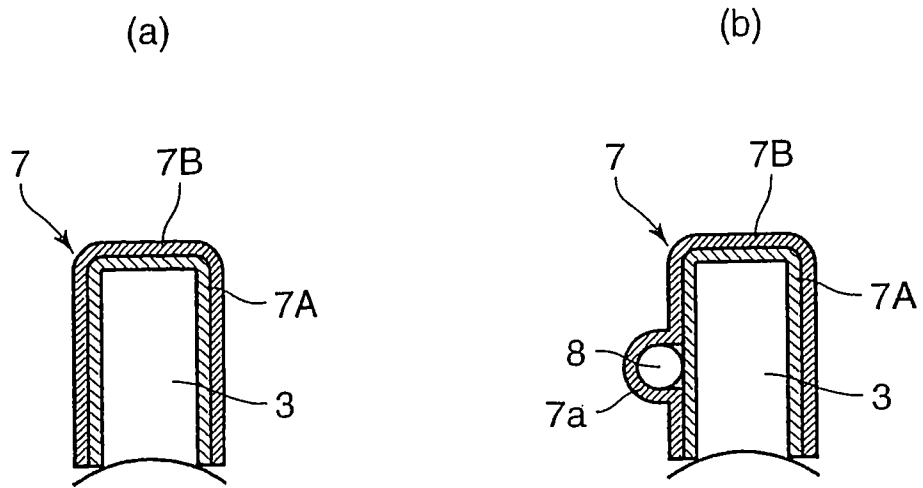
第2圖



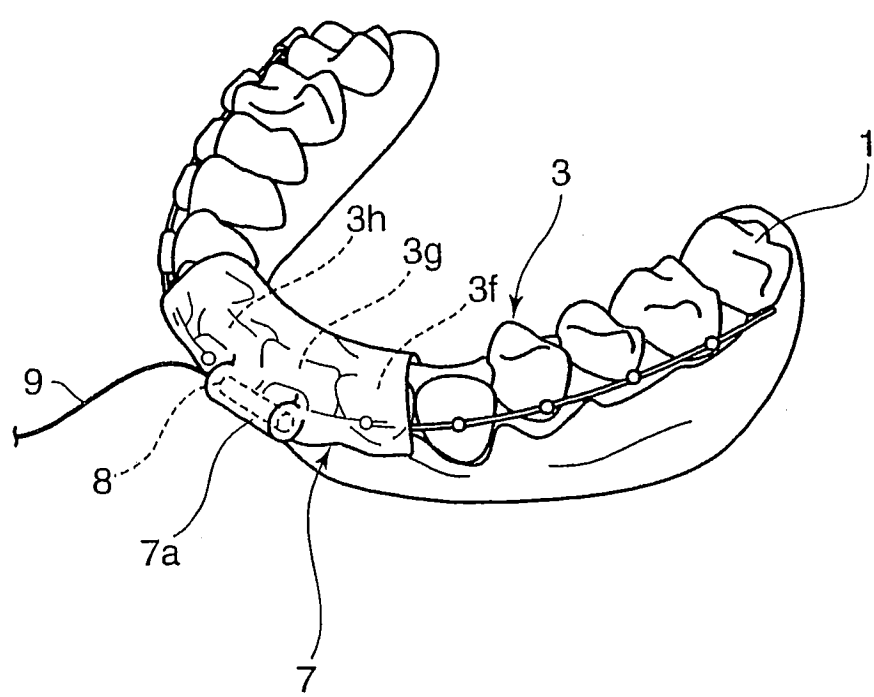
第3圖



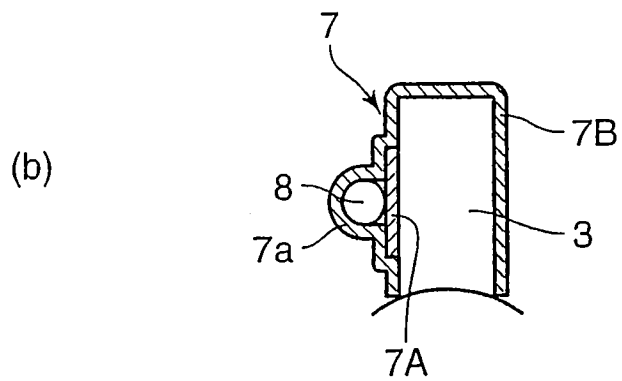
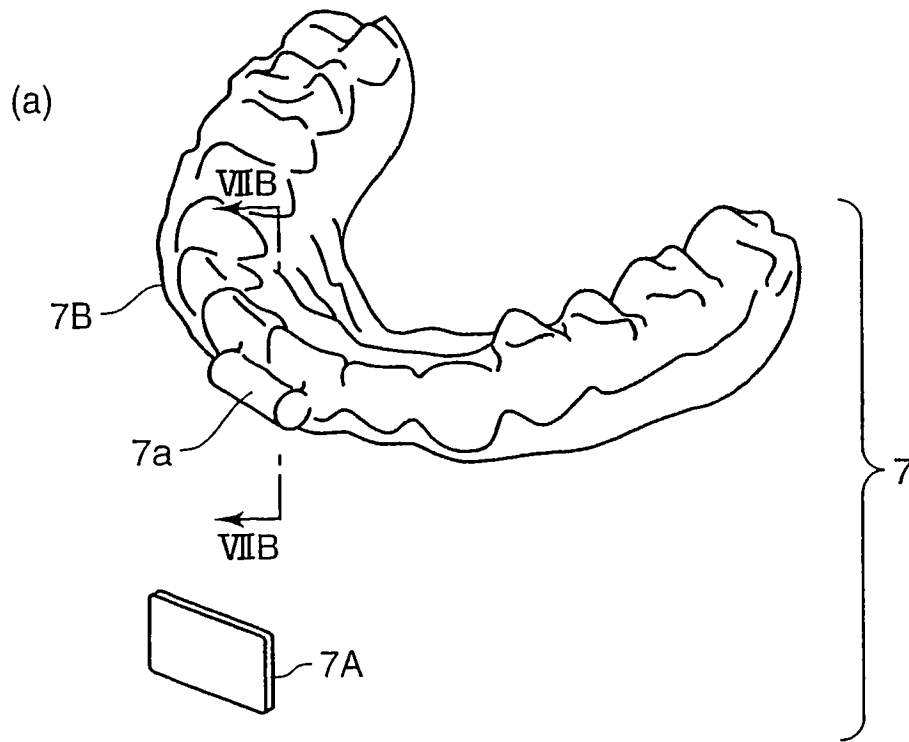
第4圖



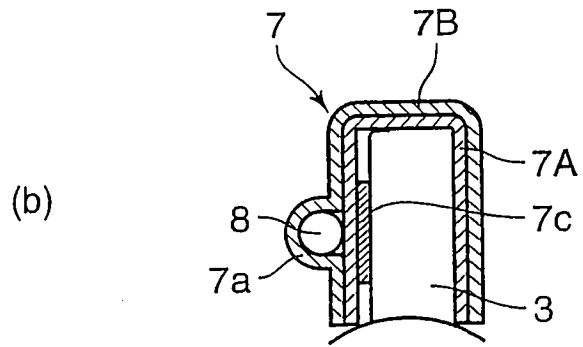
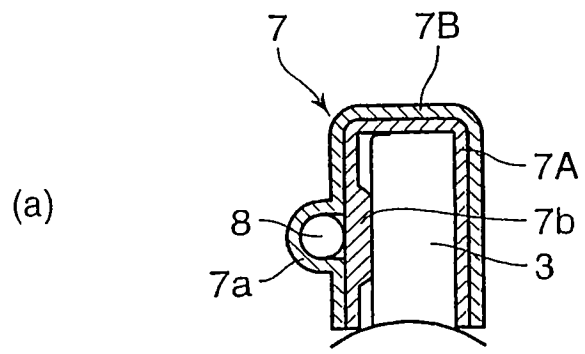
第5圖



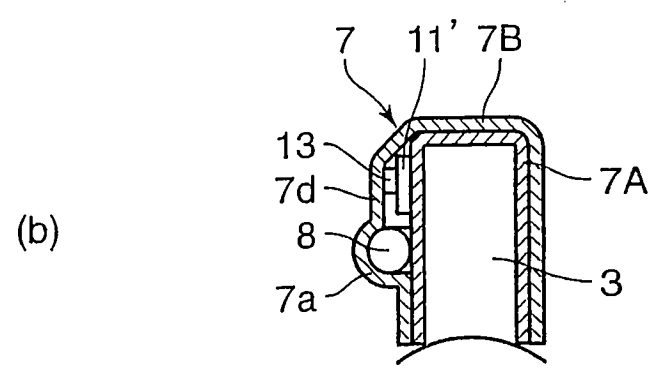
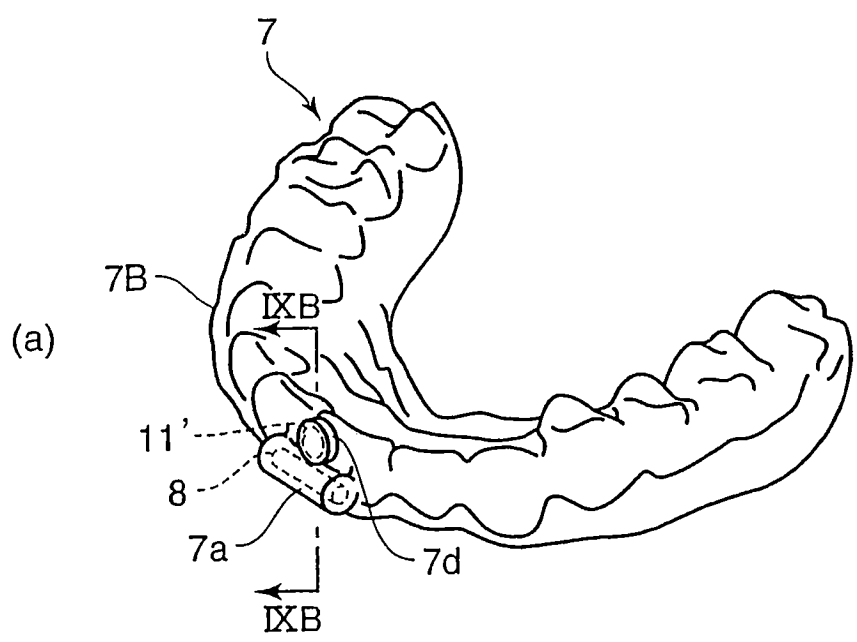
第6圖



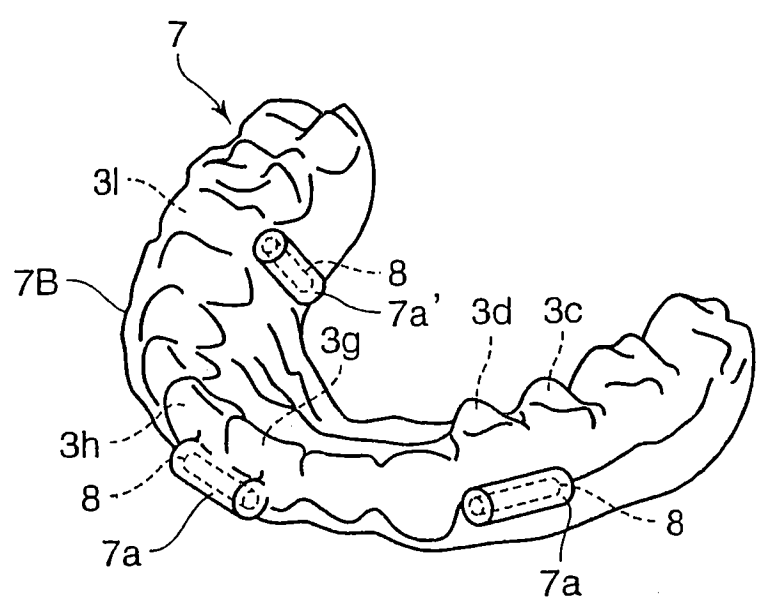
第7圖



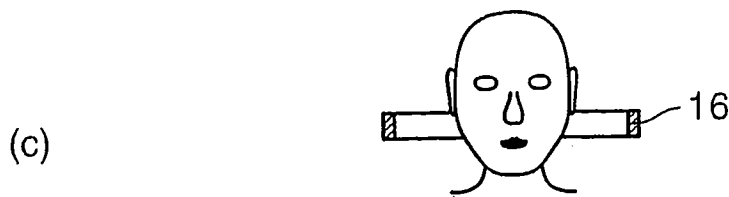
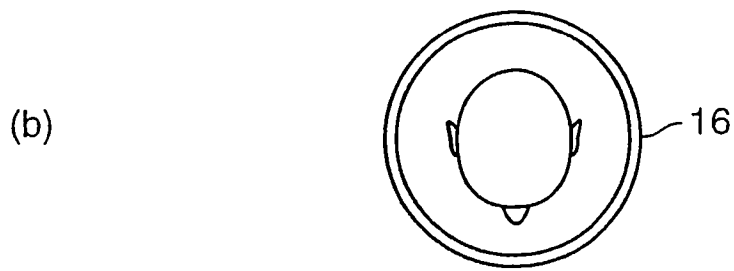
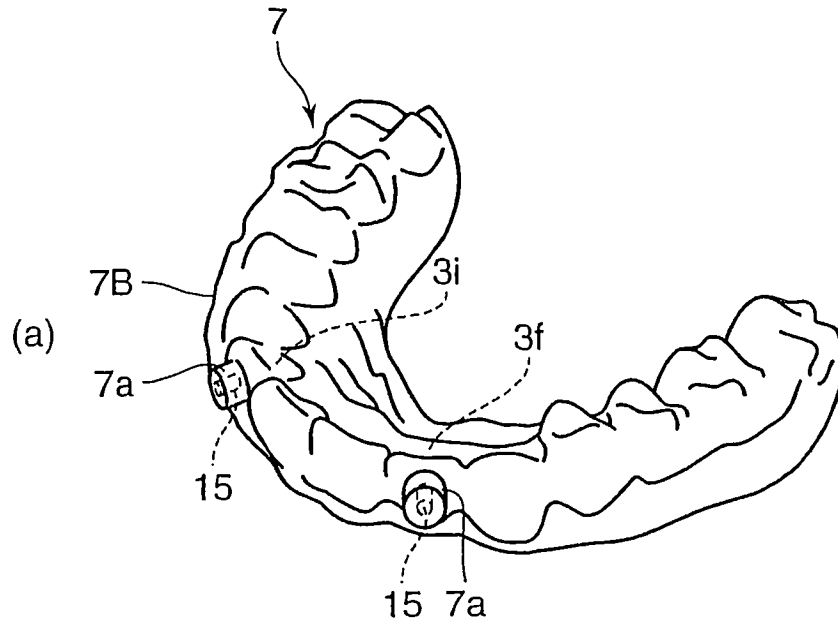
第8圖



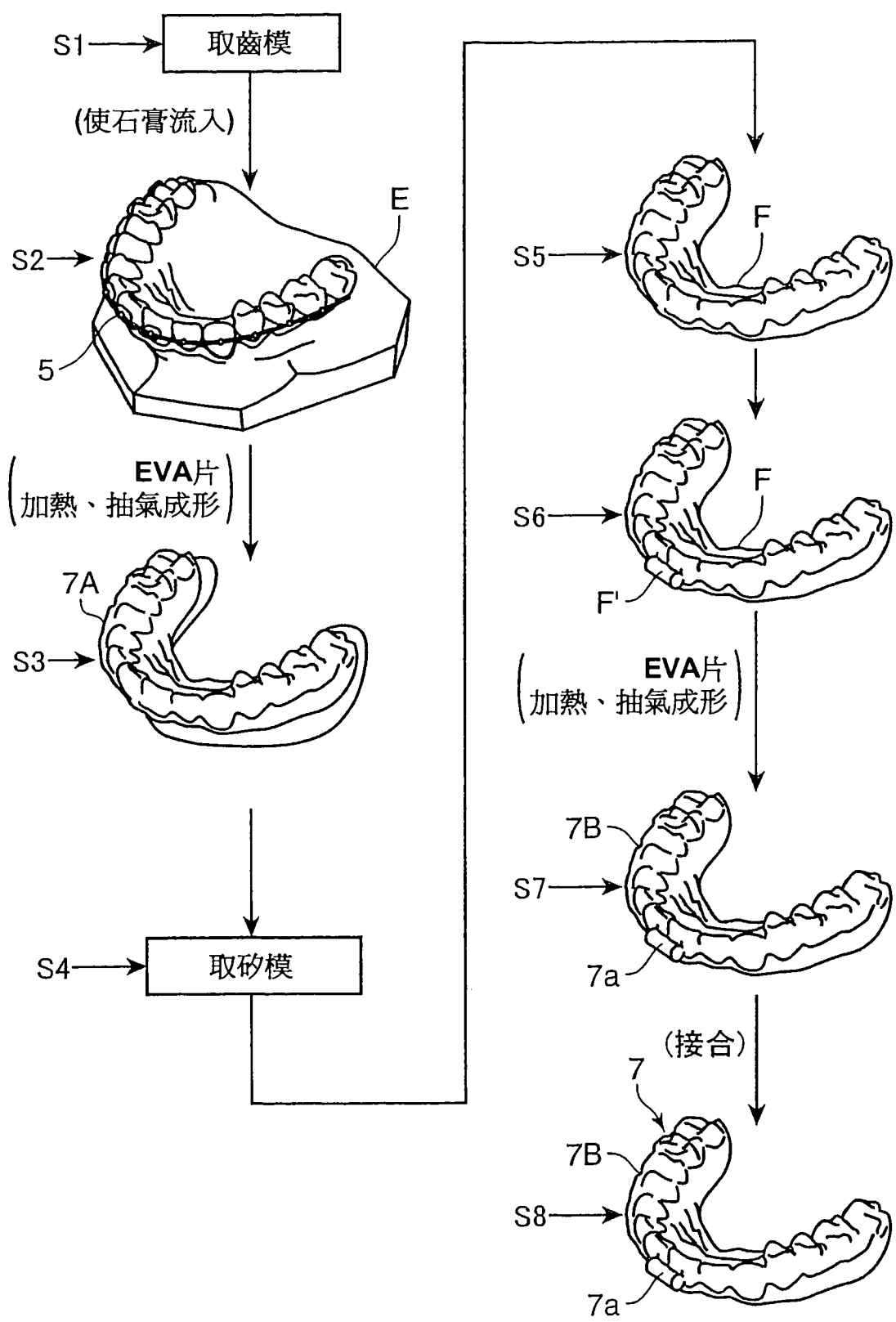
第9圖



第10圖

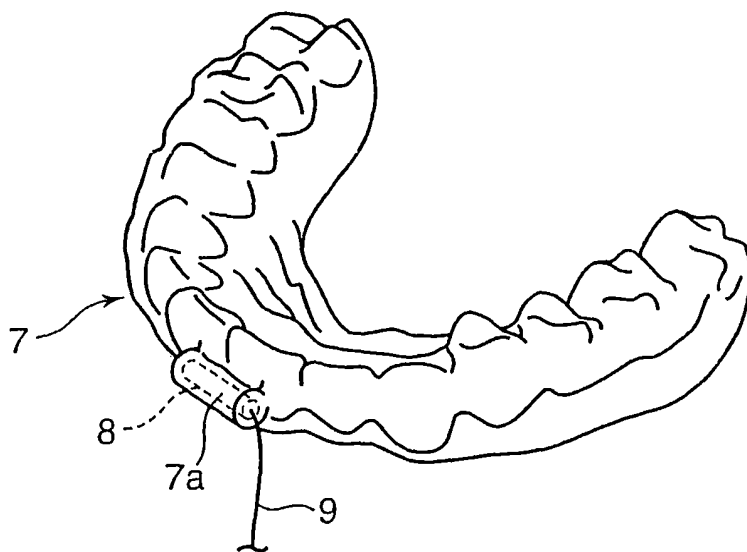


第11圖

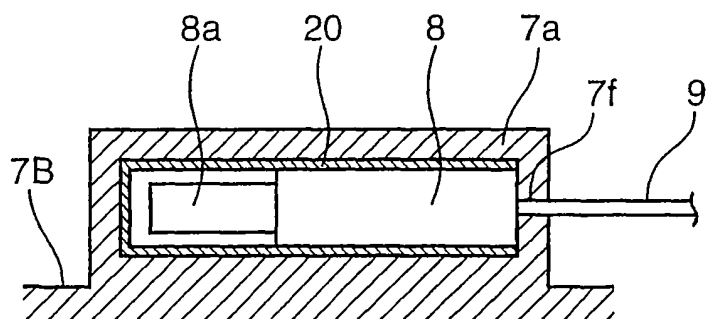


第12圖

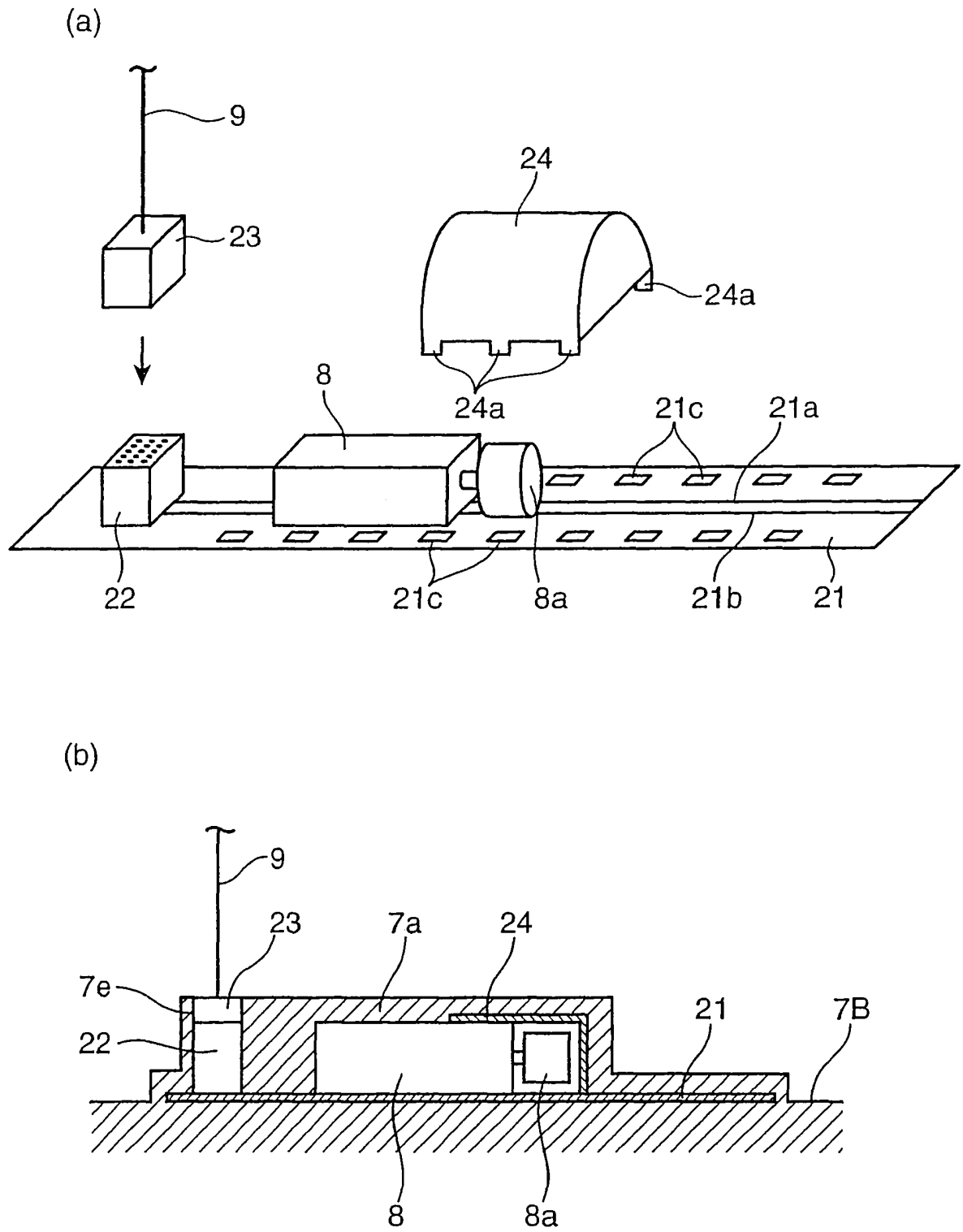
(a)



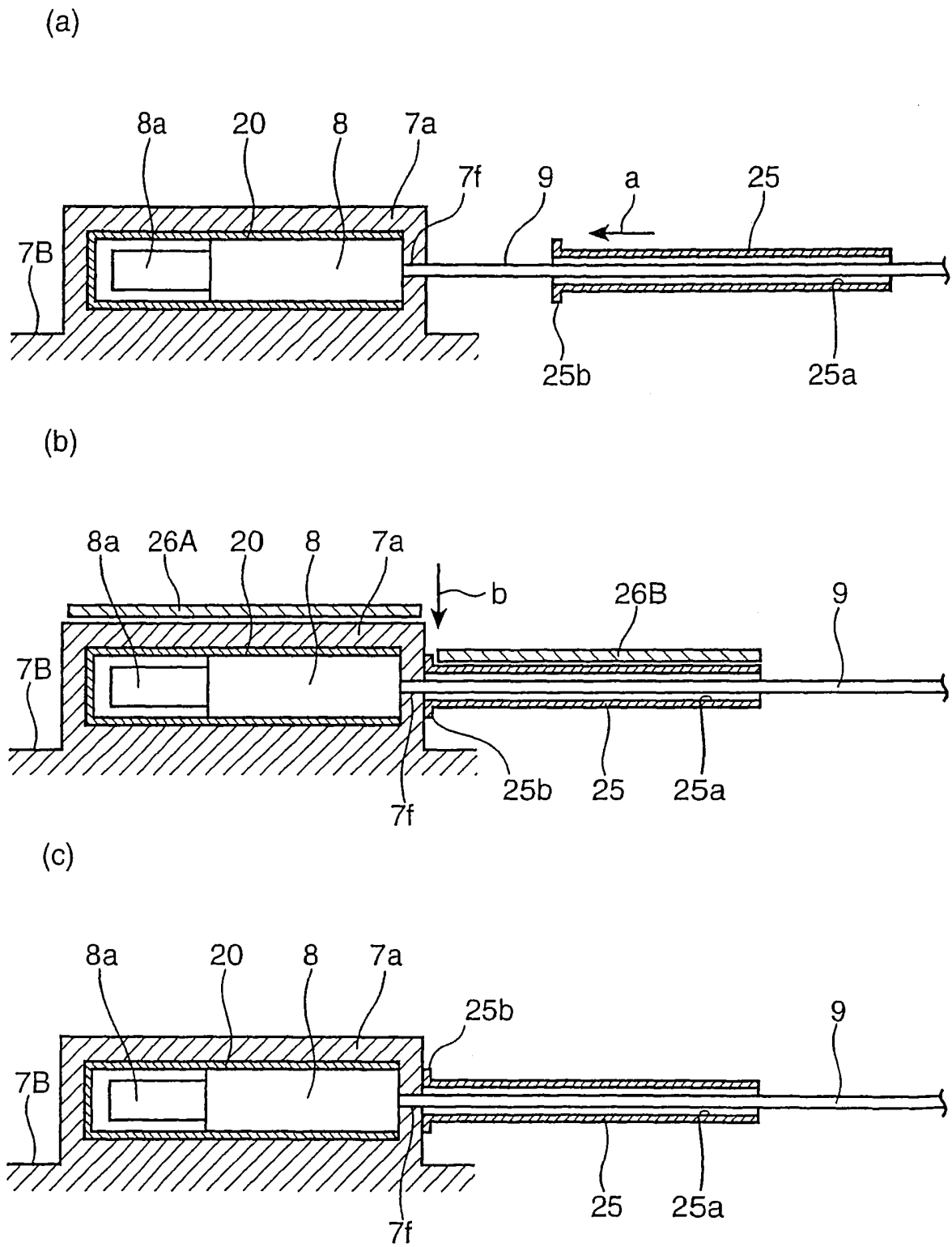
(b)



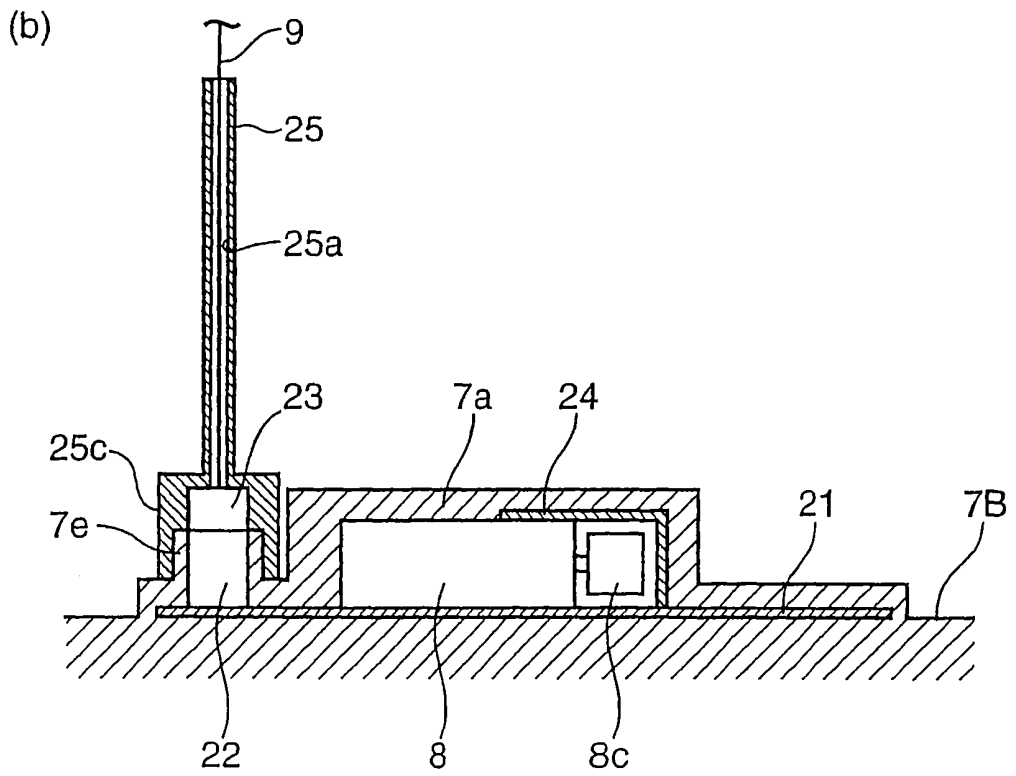
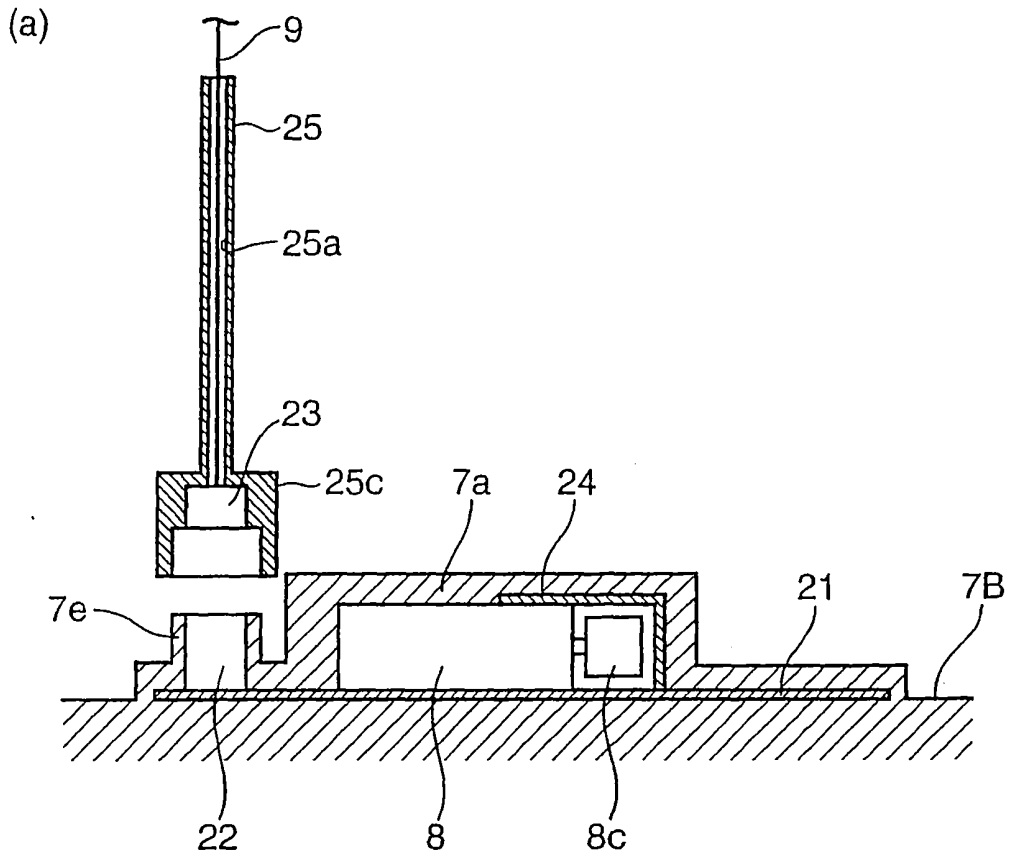
第13圖



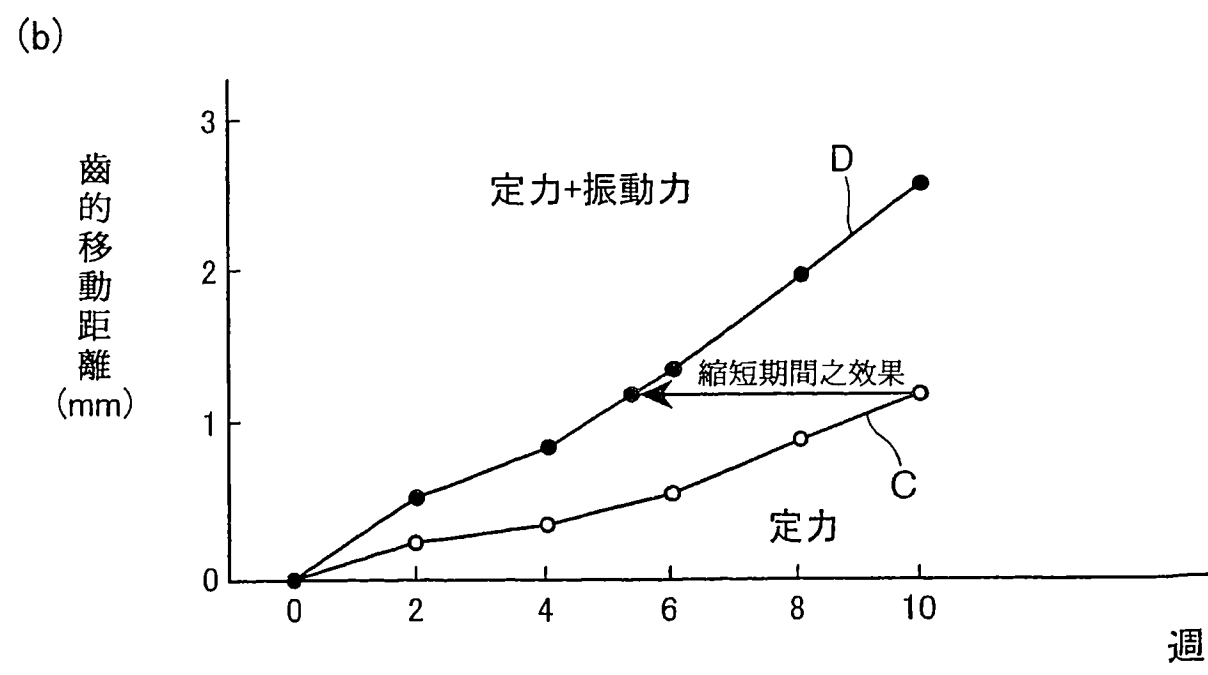
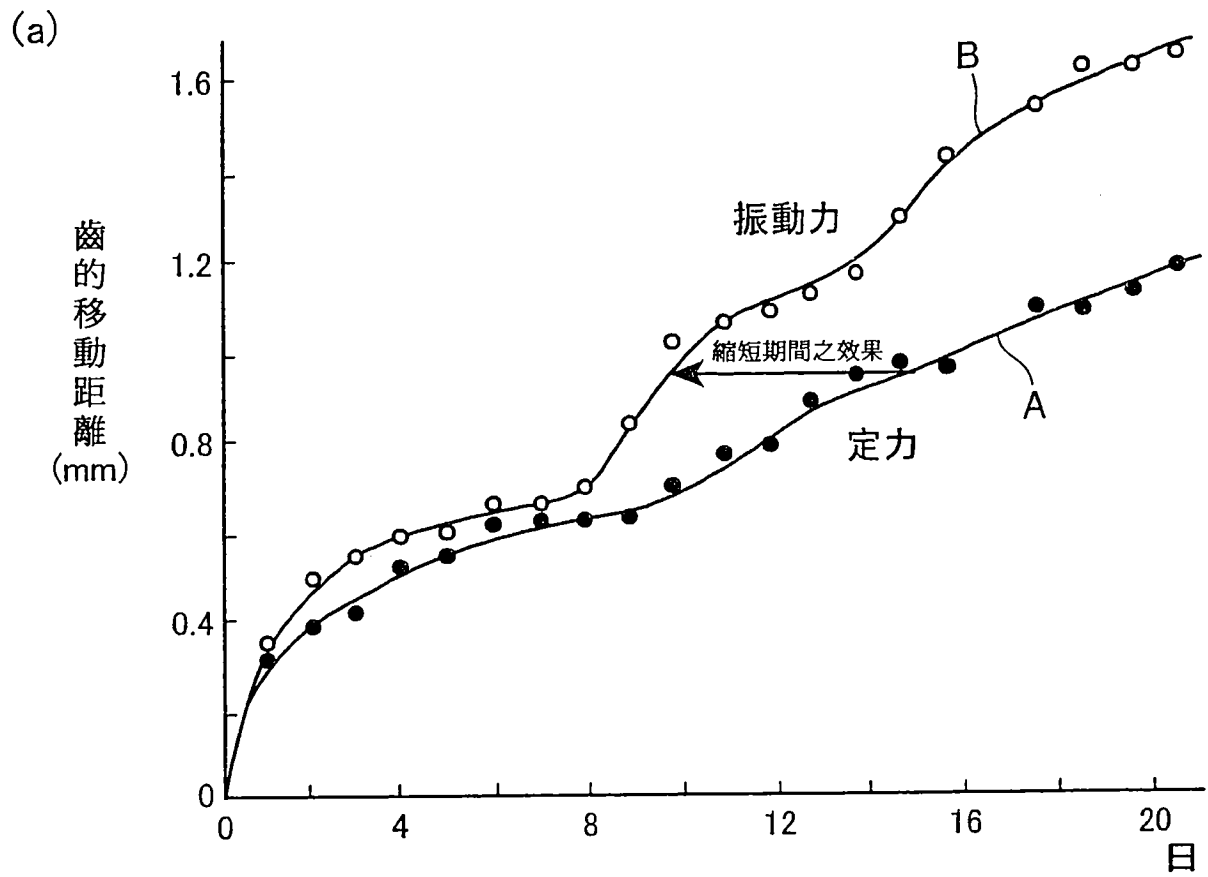
第14圖



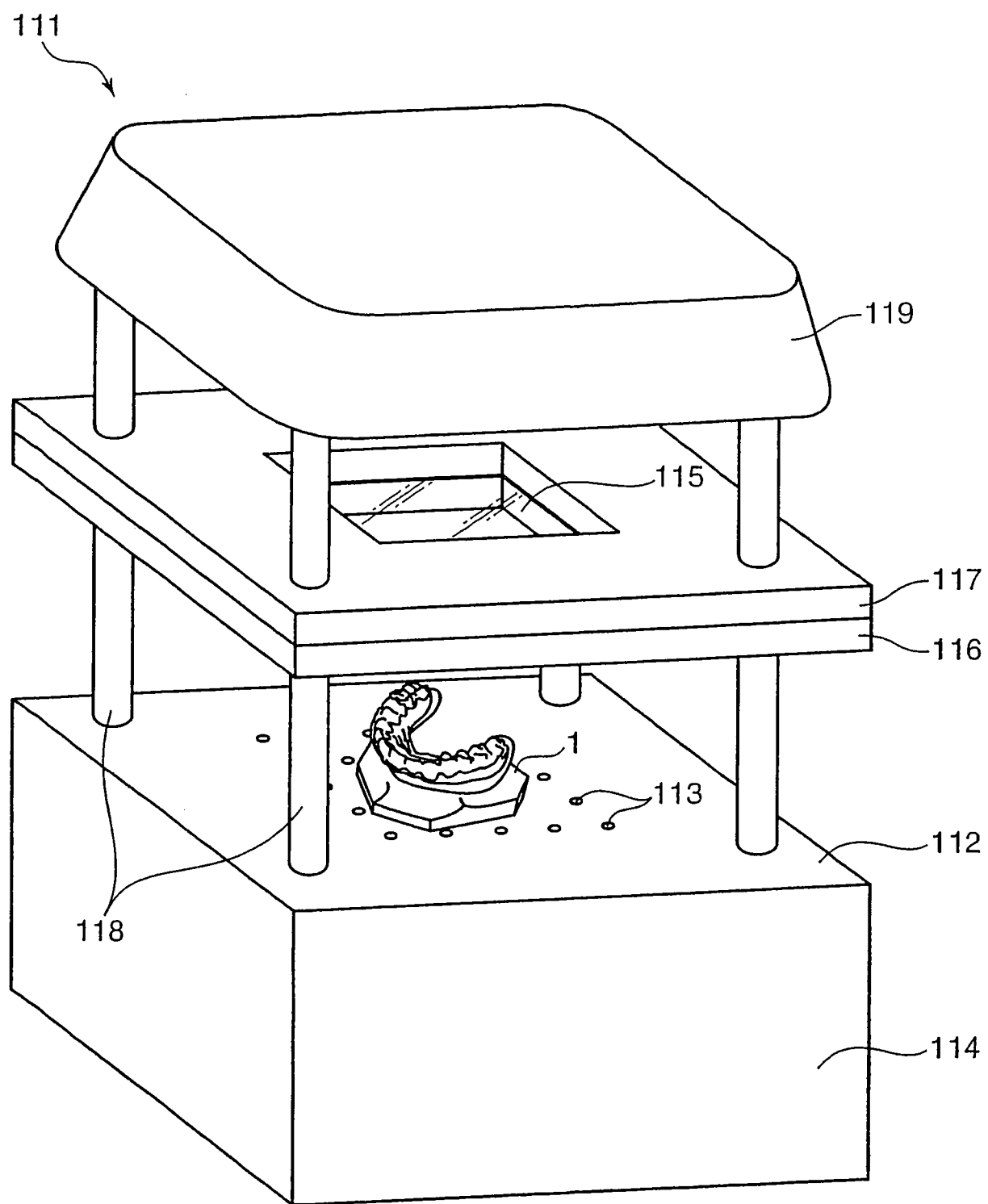
第15圖



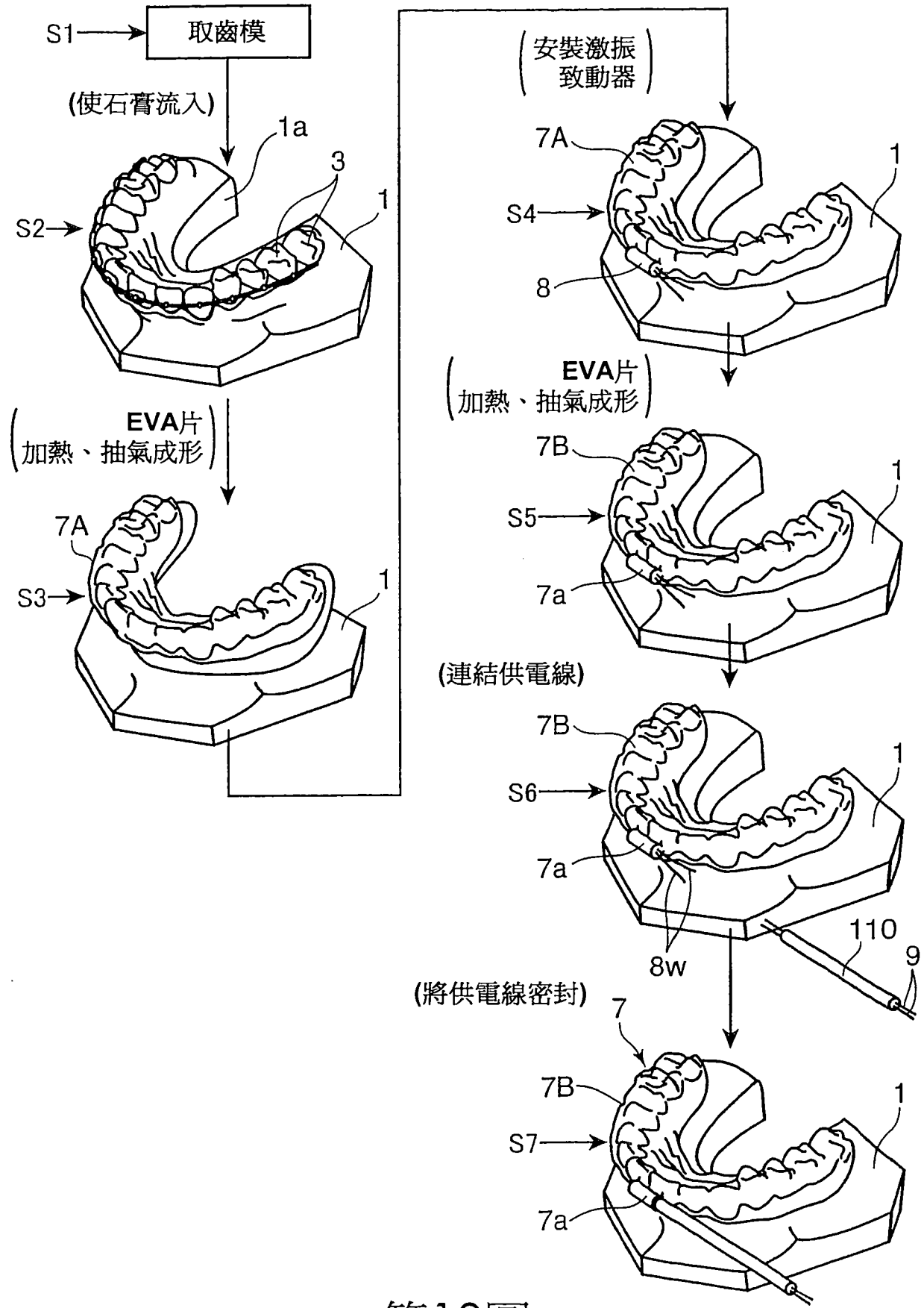
第16圖



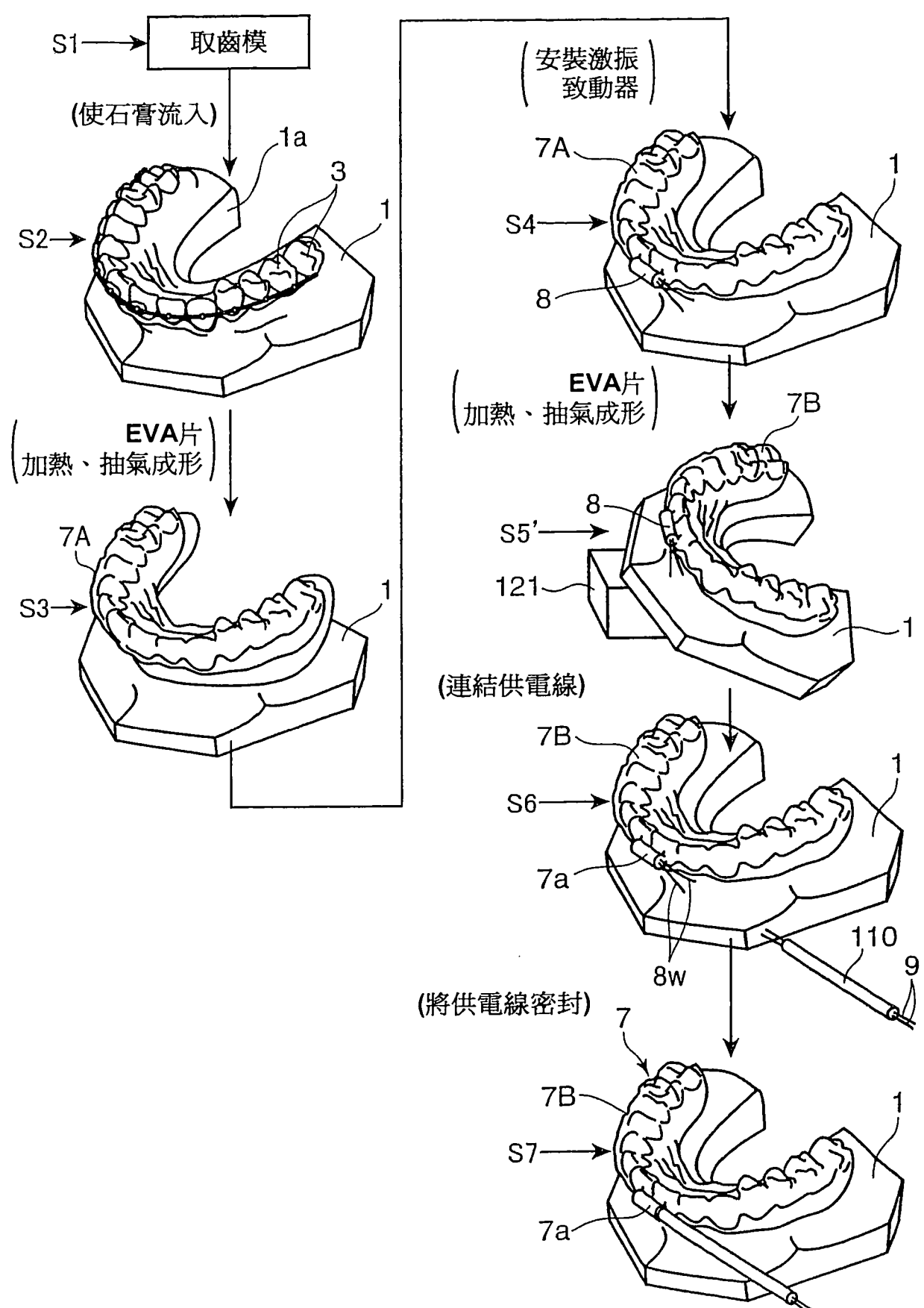
第17圖



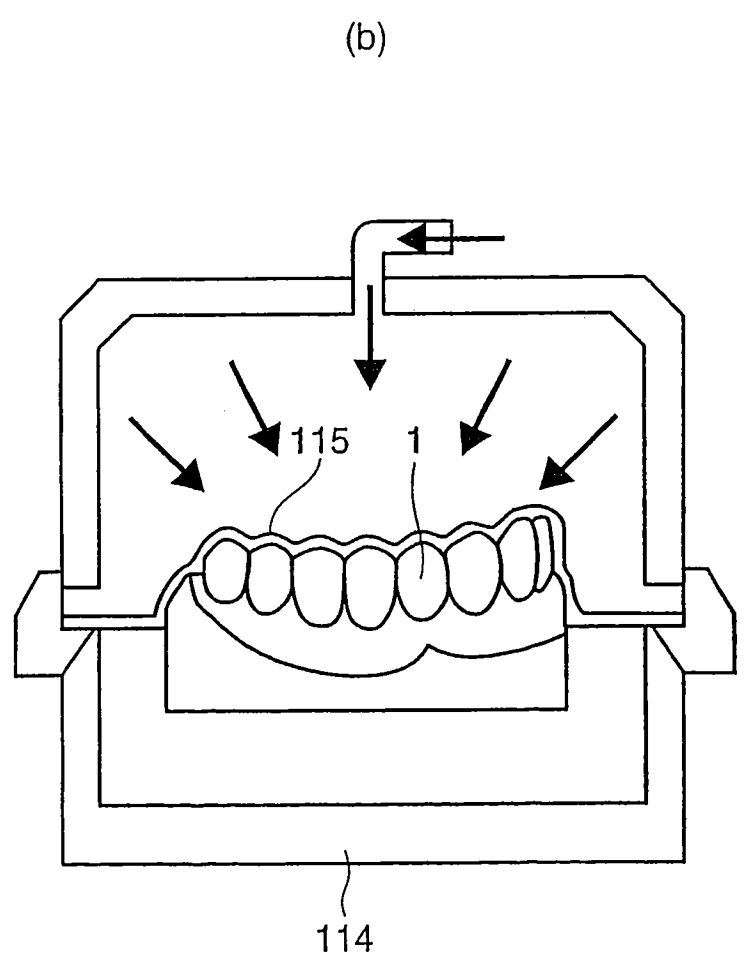
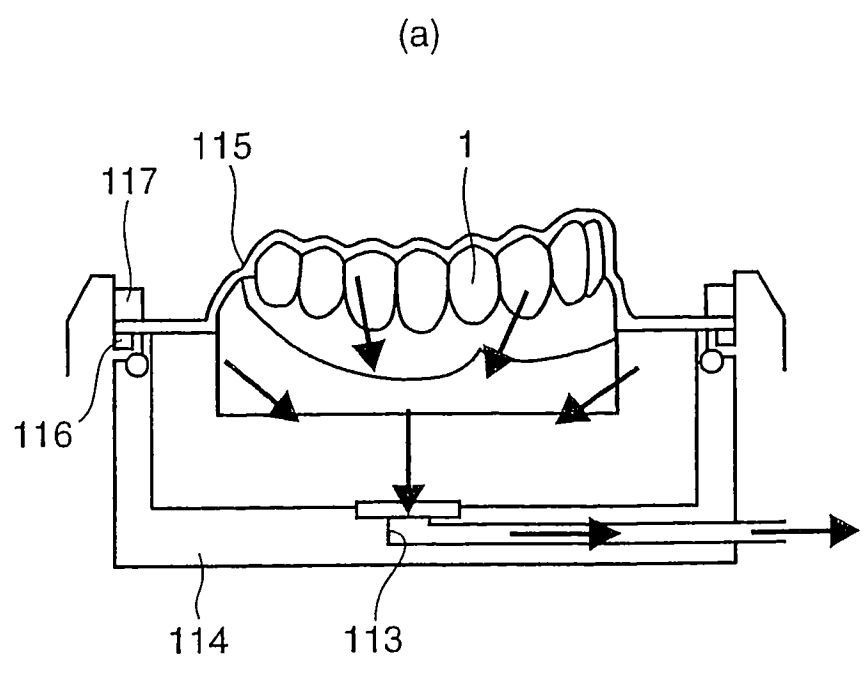
第18圖



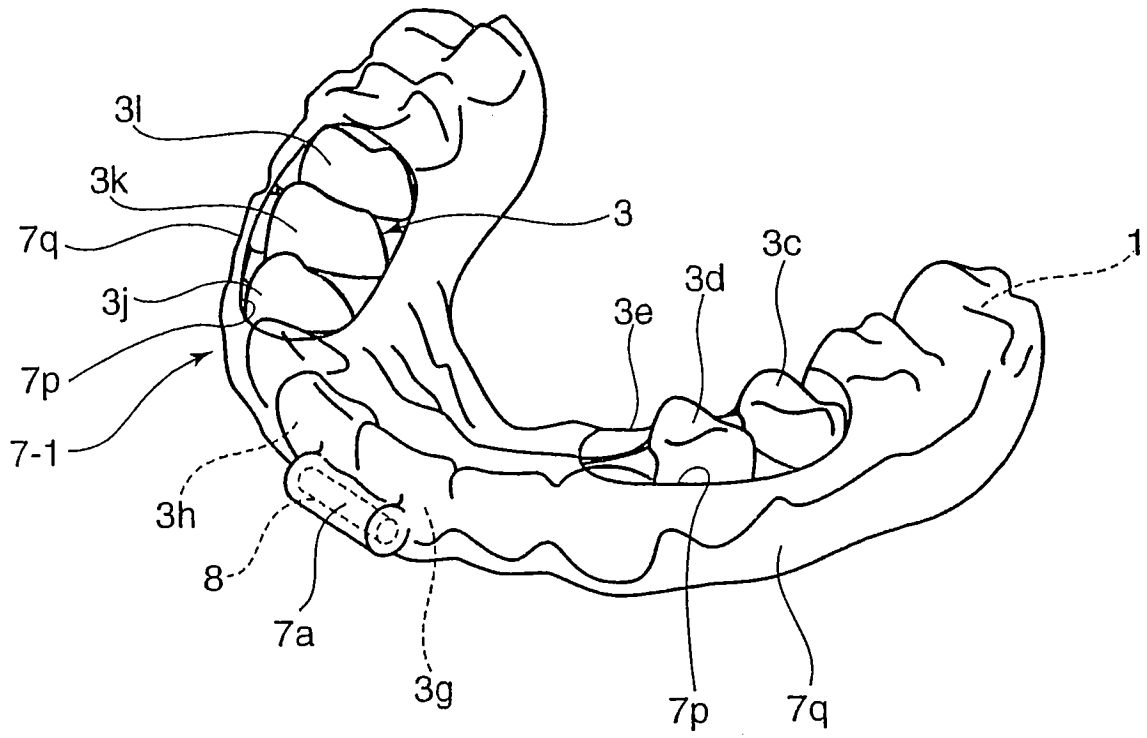
第19圖



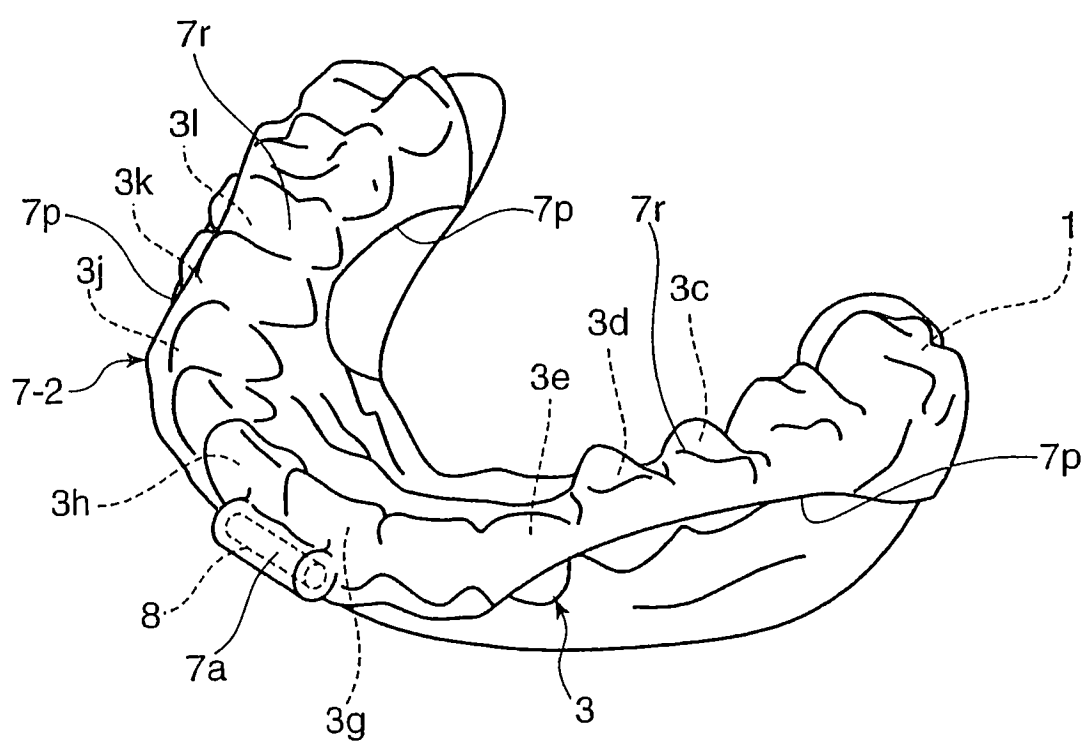
第20圖



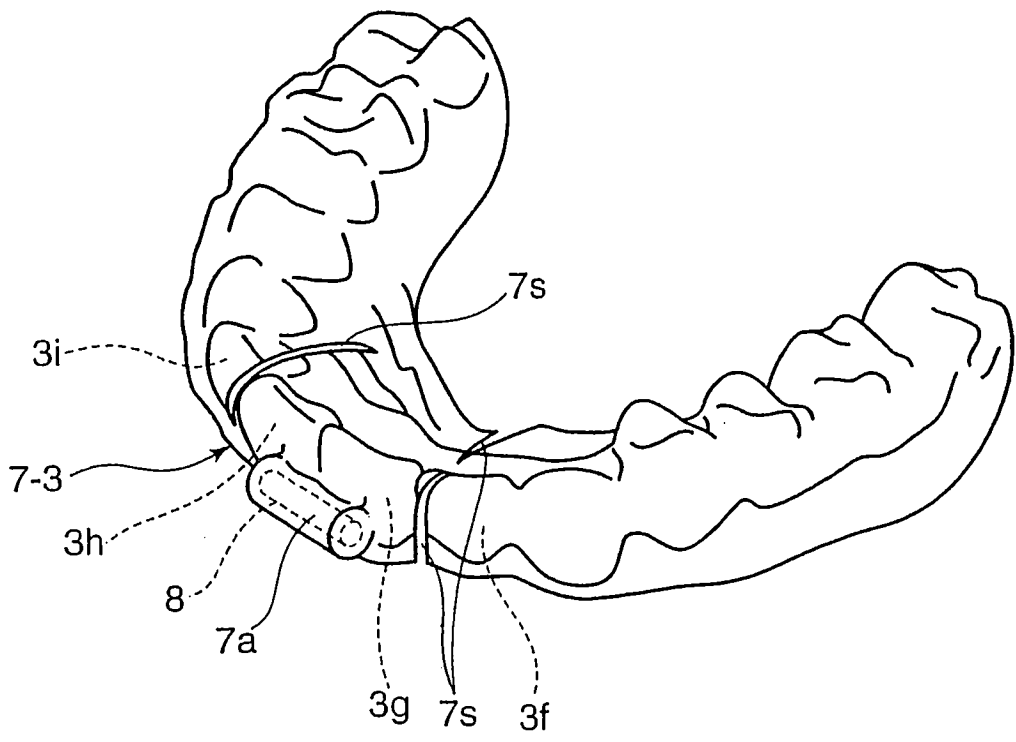
第21圖



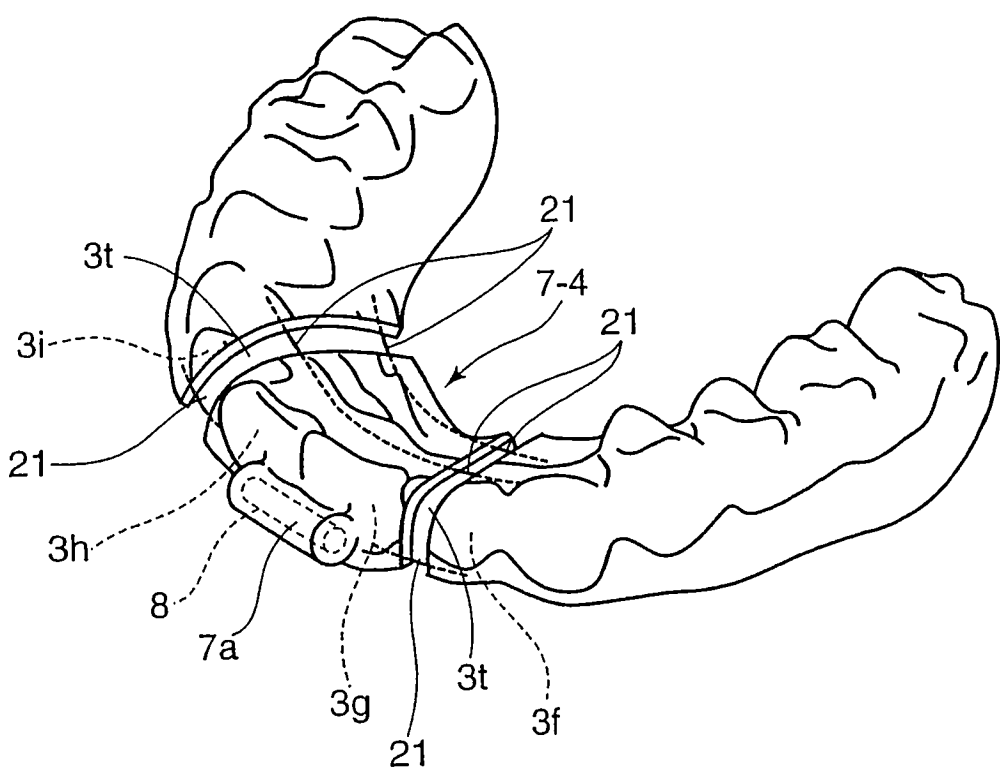
第22圖



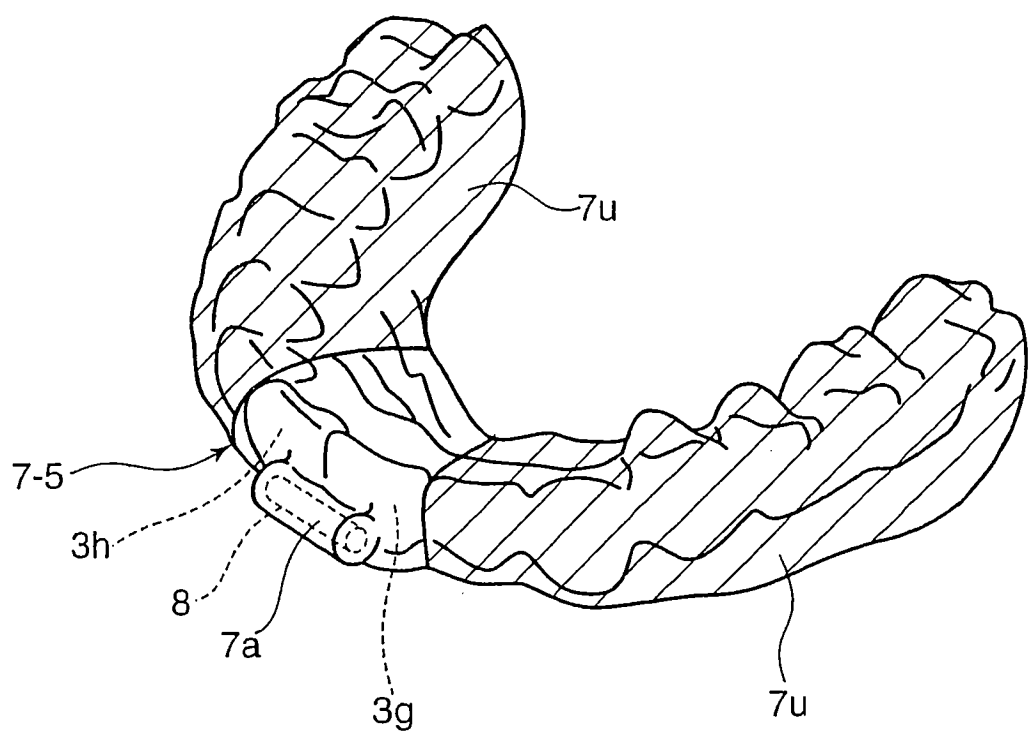
第23圖



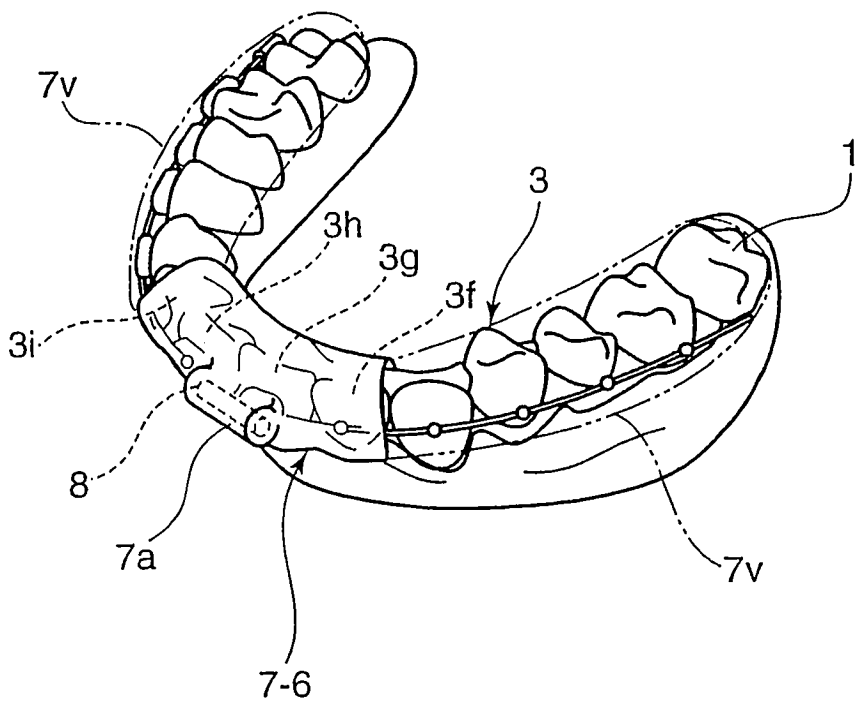
第24圖



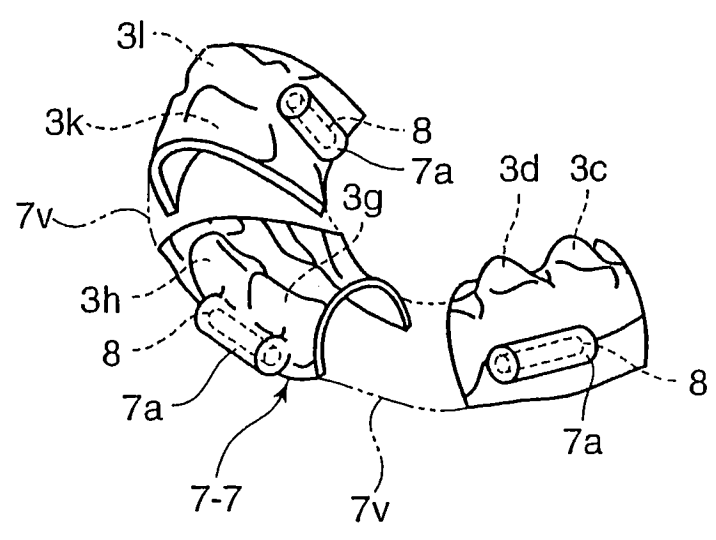
第25圖



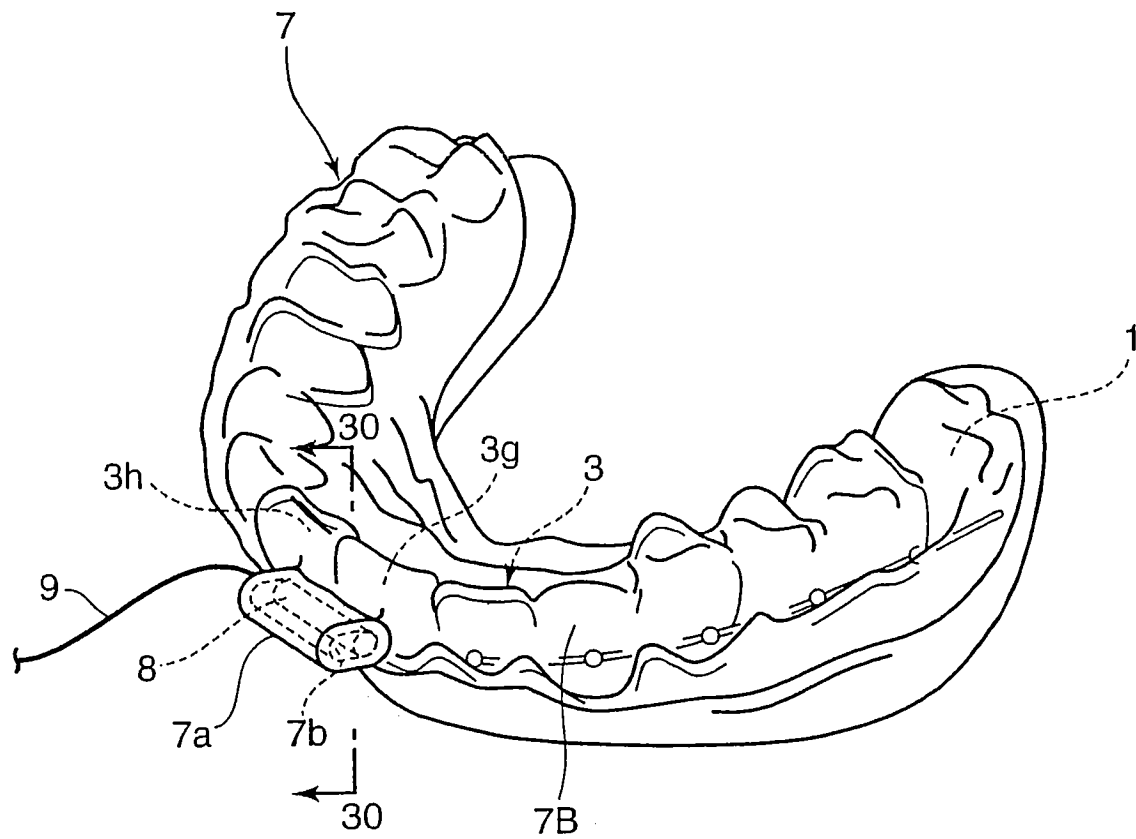
第26圖



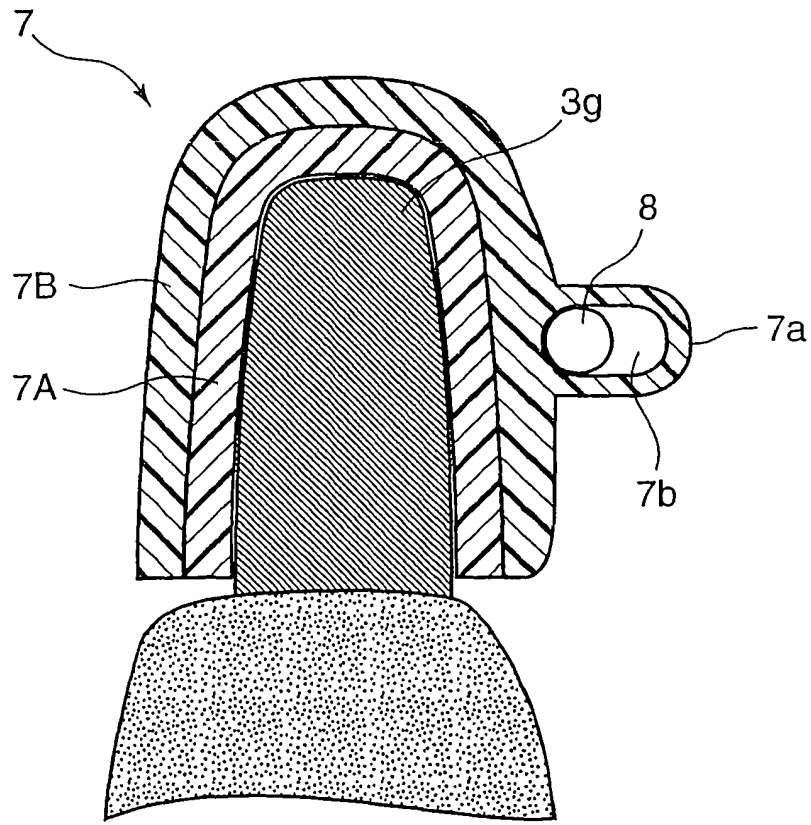
第27圖



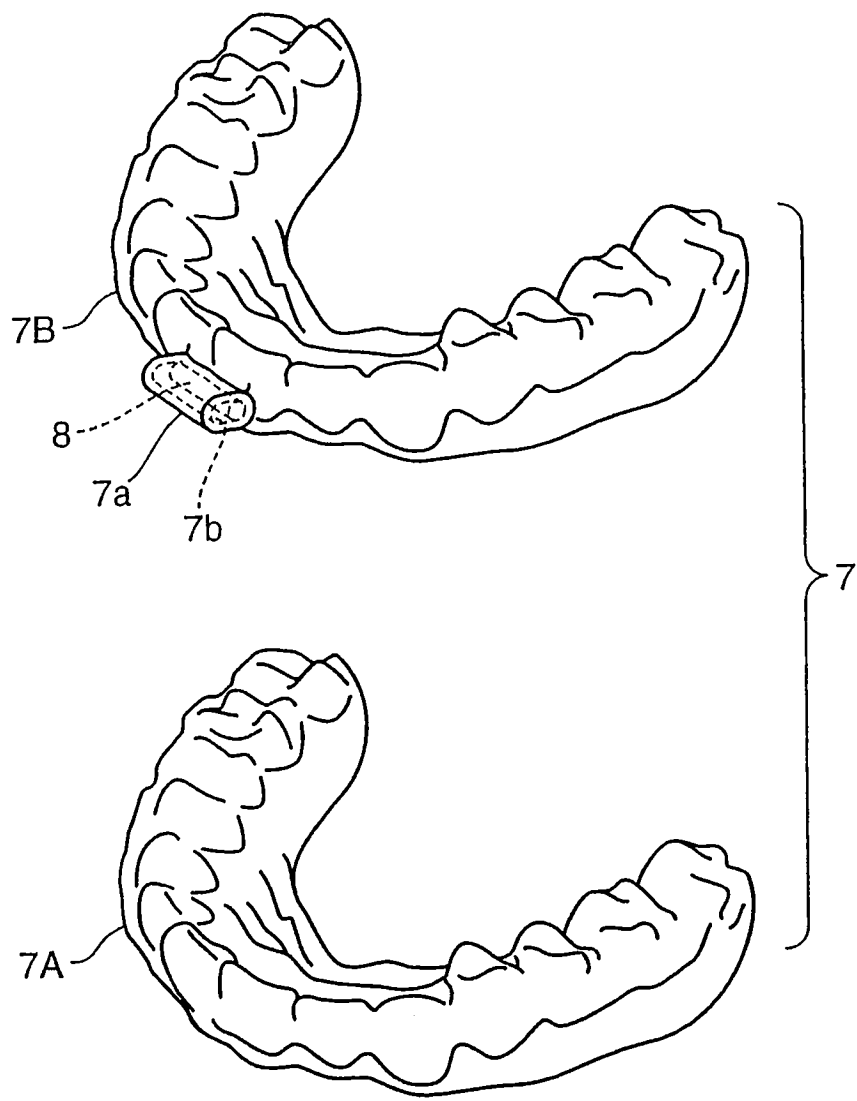
第28圖



第29圖

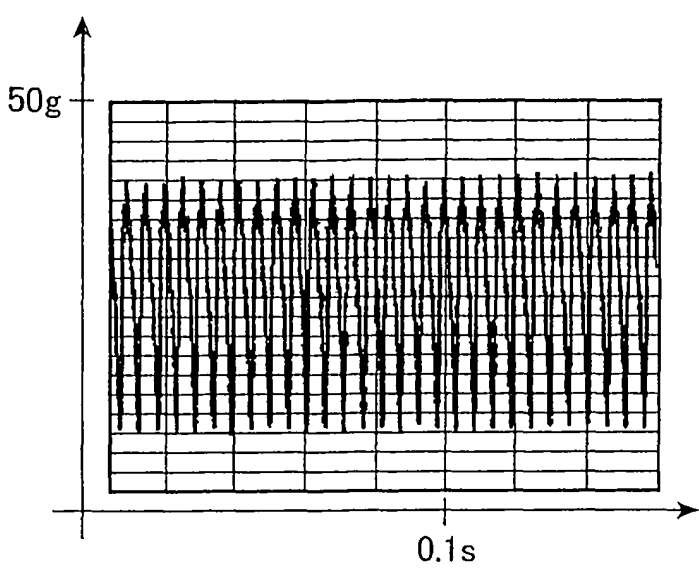


第30圖

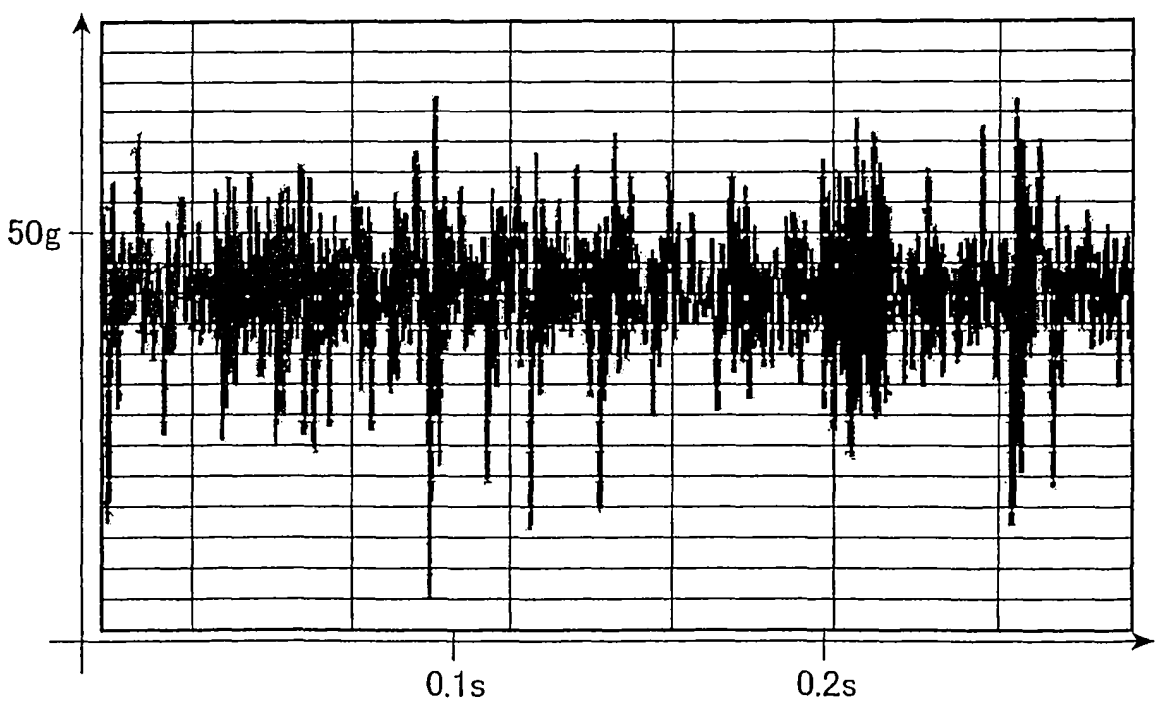


第31圖

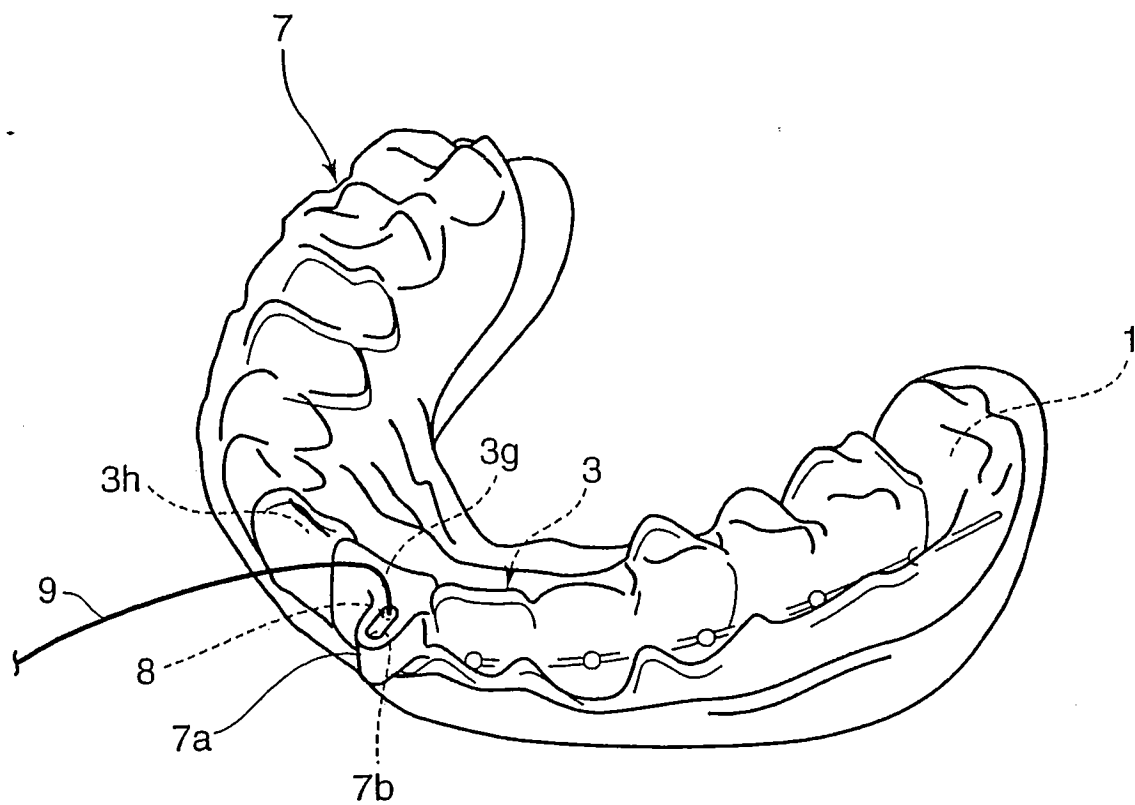
(a)



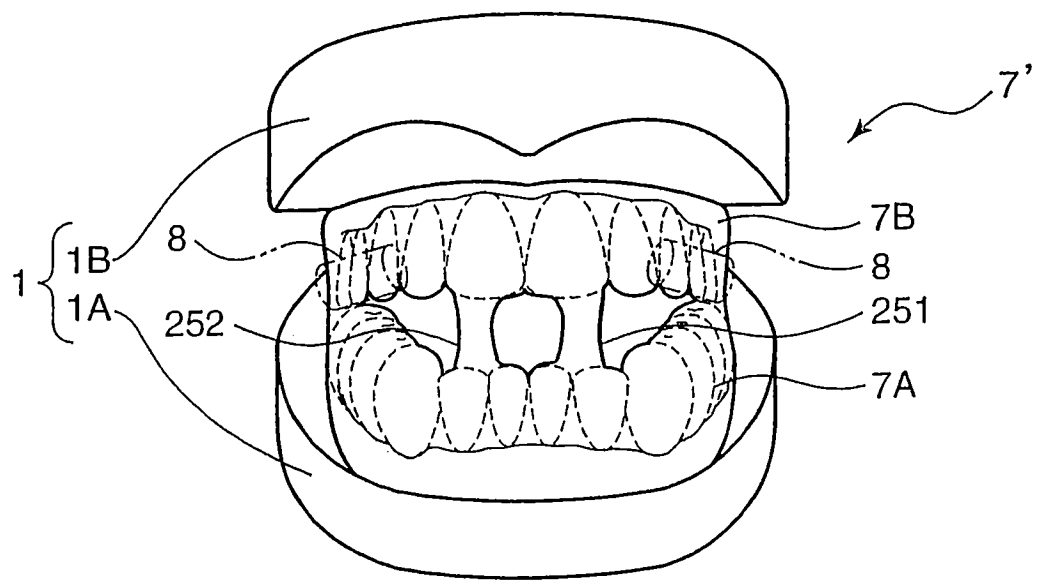
(b)



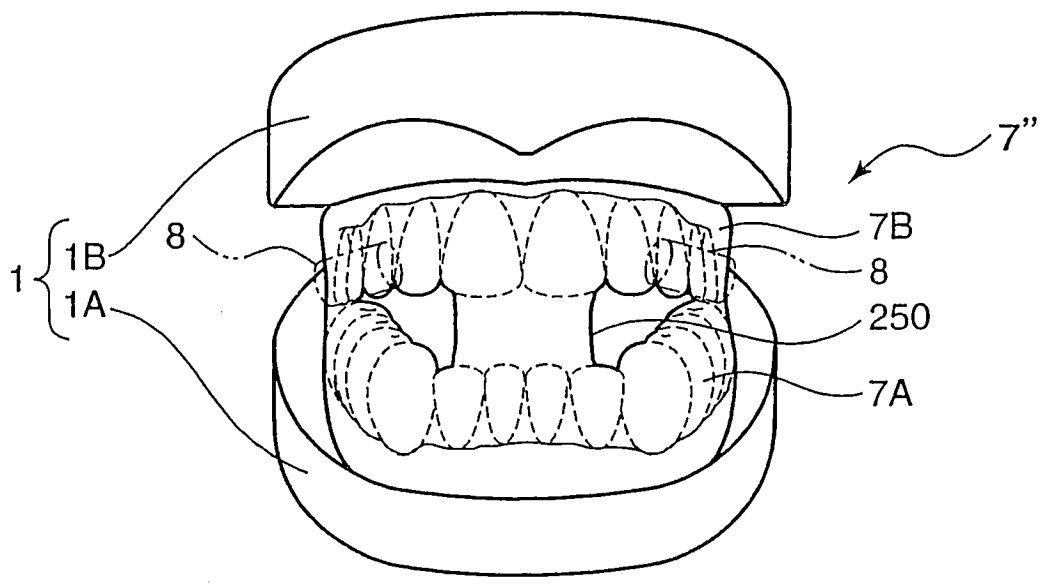
第32圖



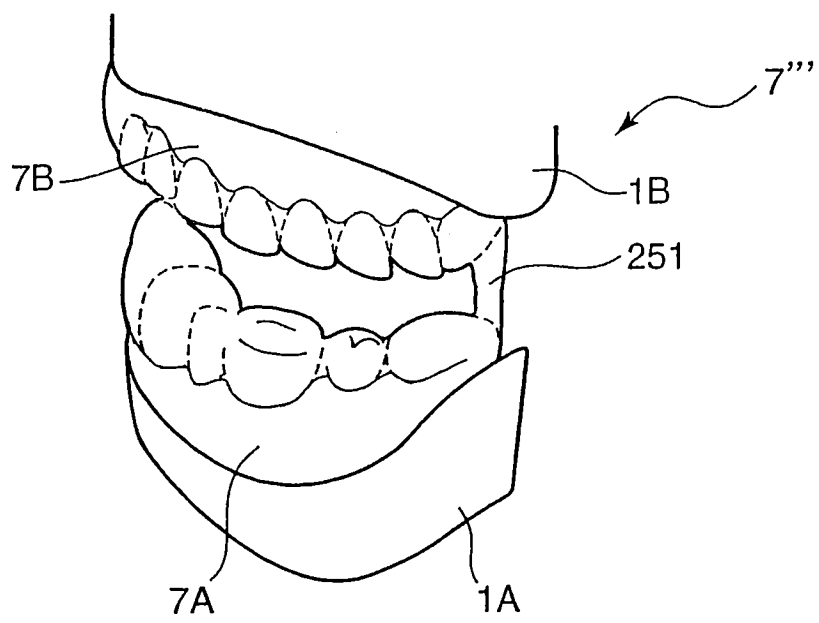
第33圖



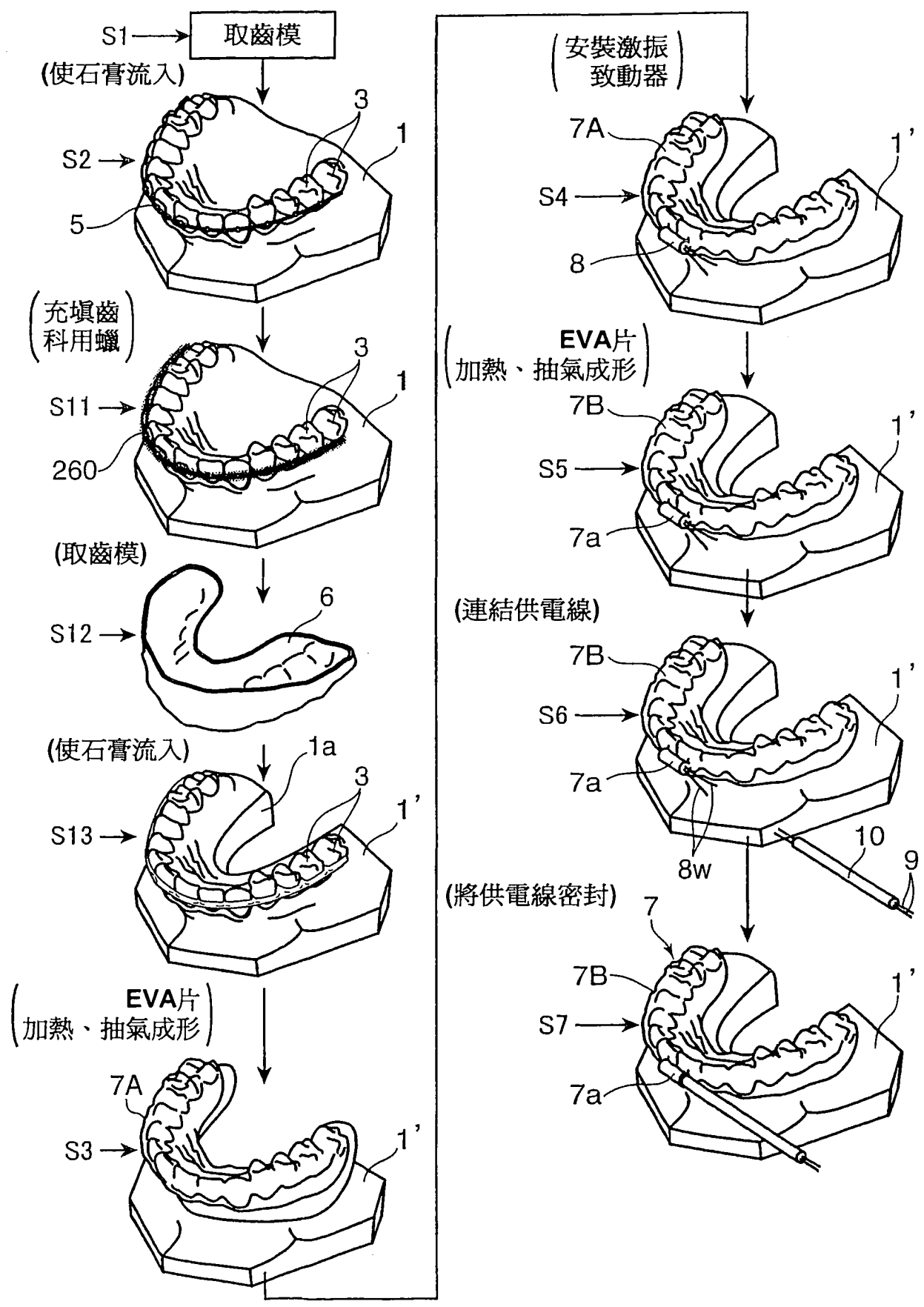
第34圖



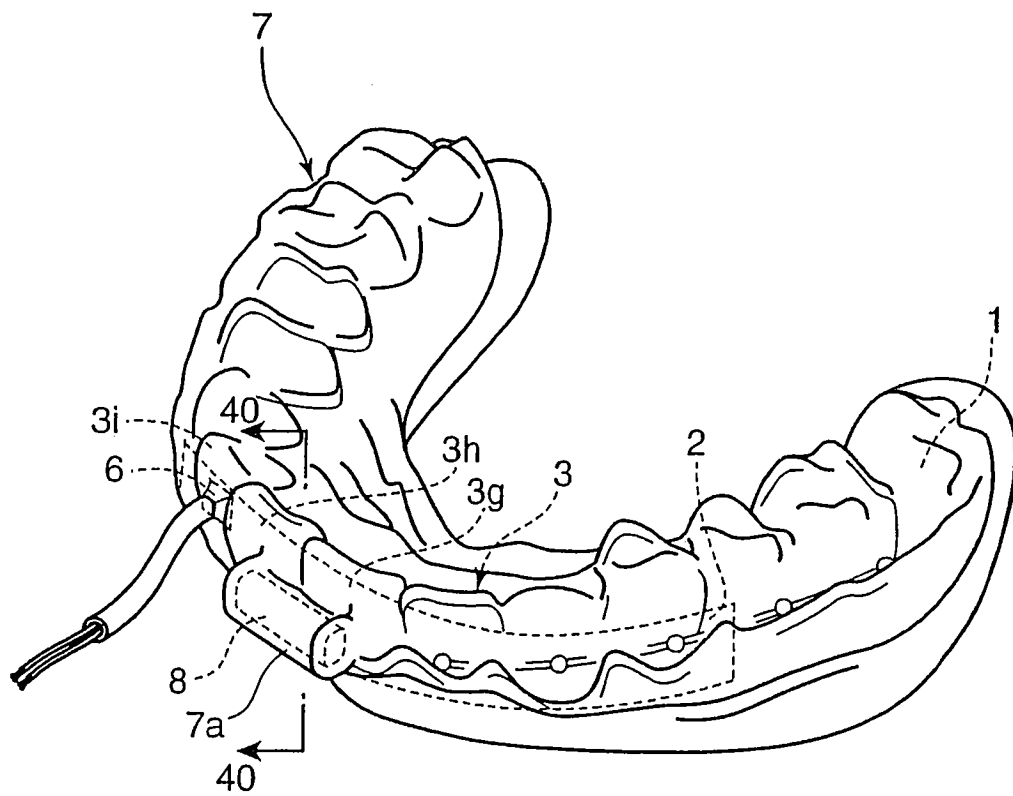
第35圖



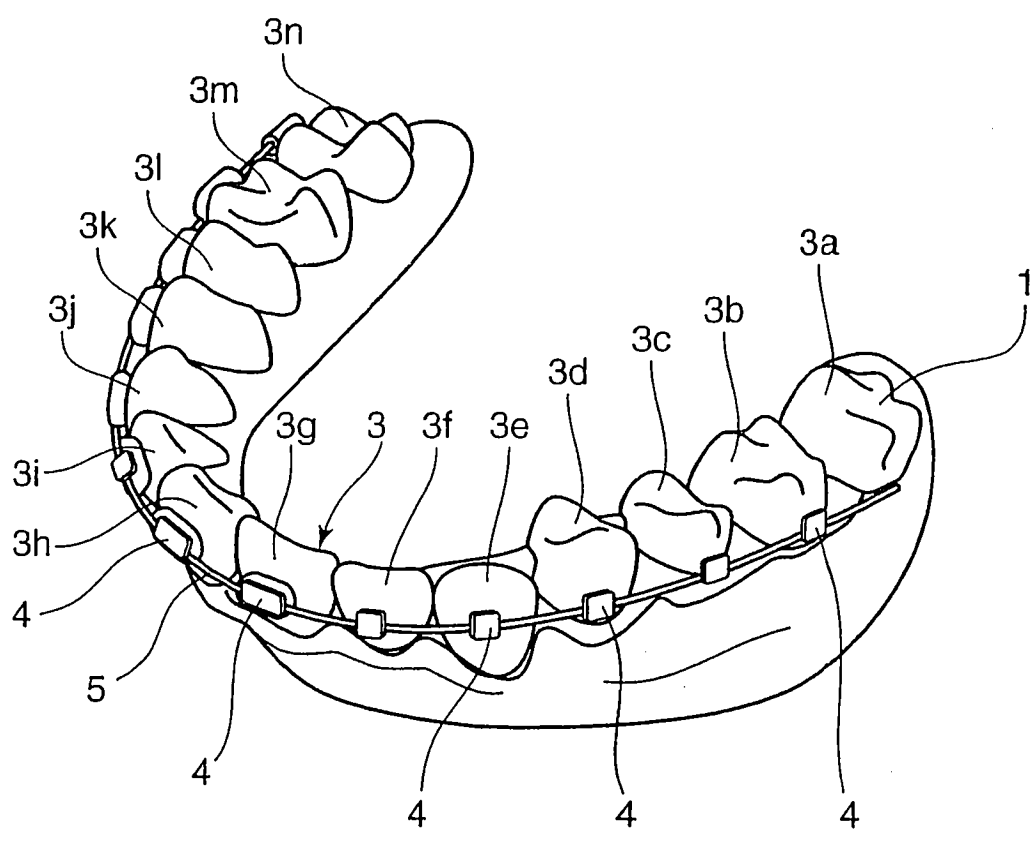
第36圖



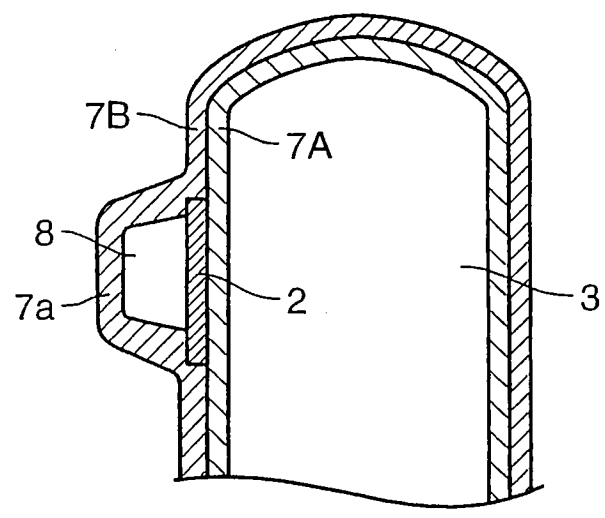
第37圖



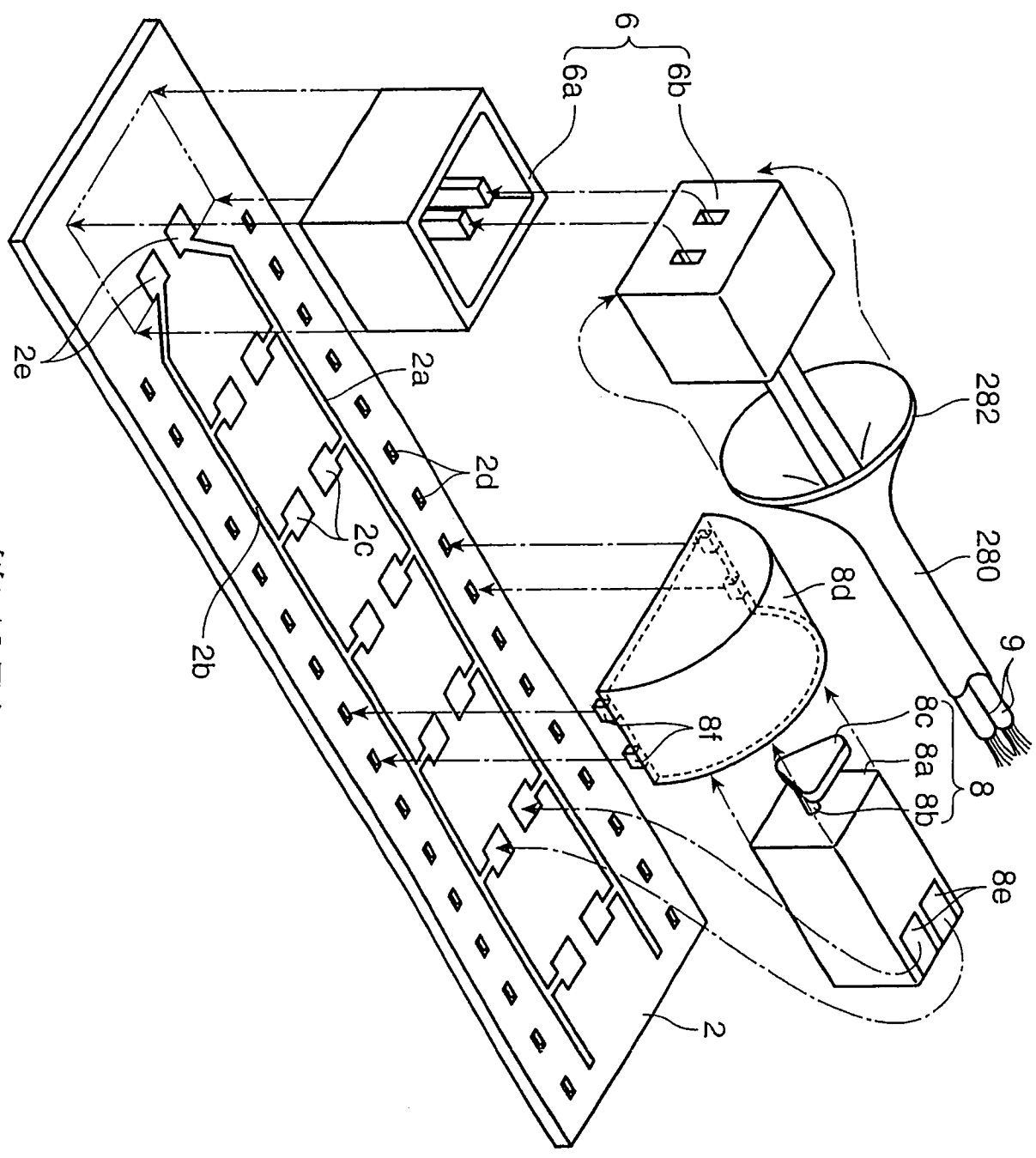
第38圖



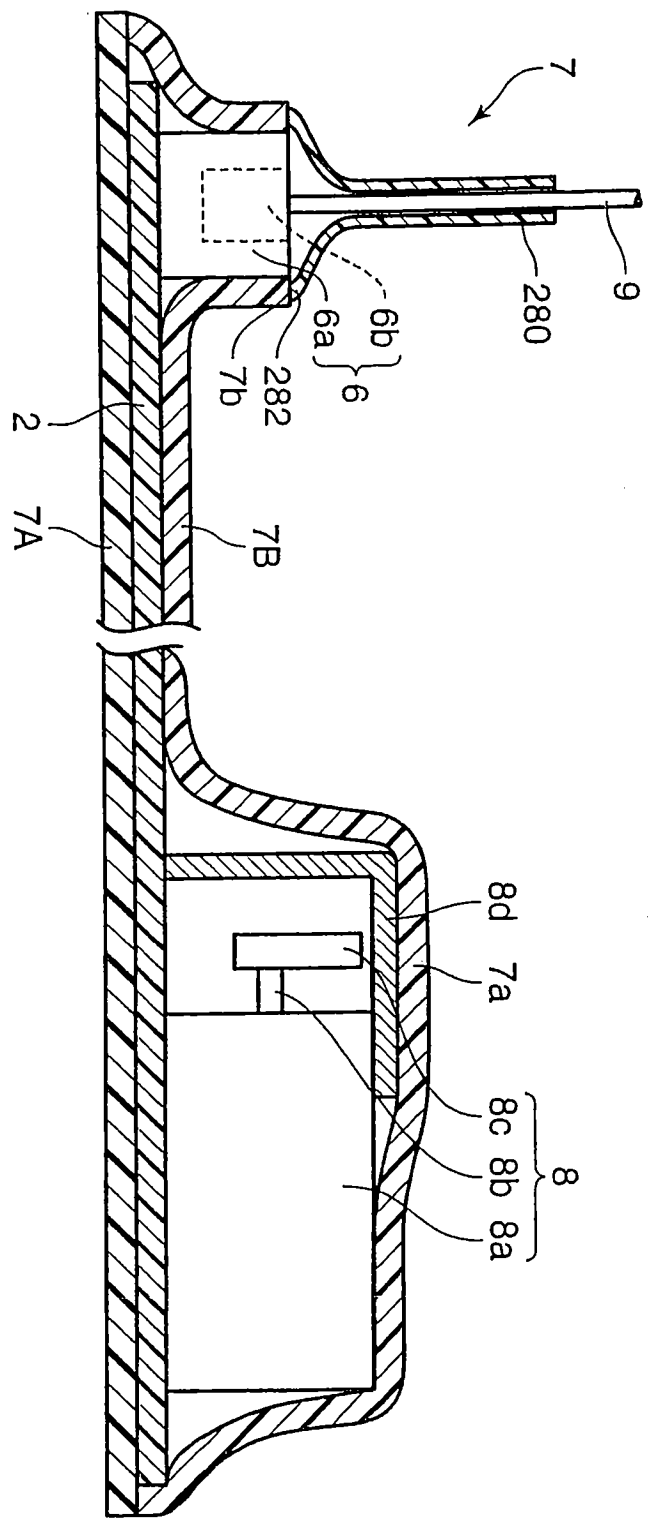
第39圖



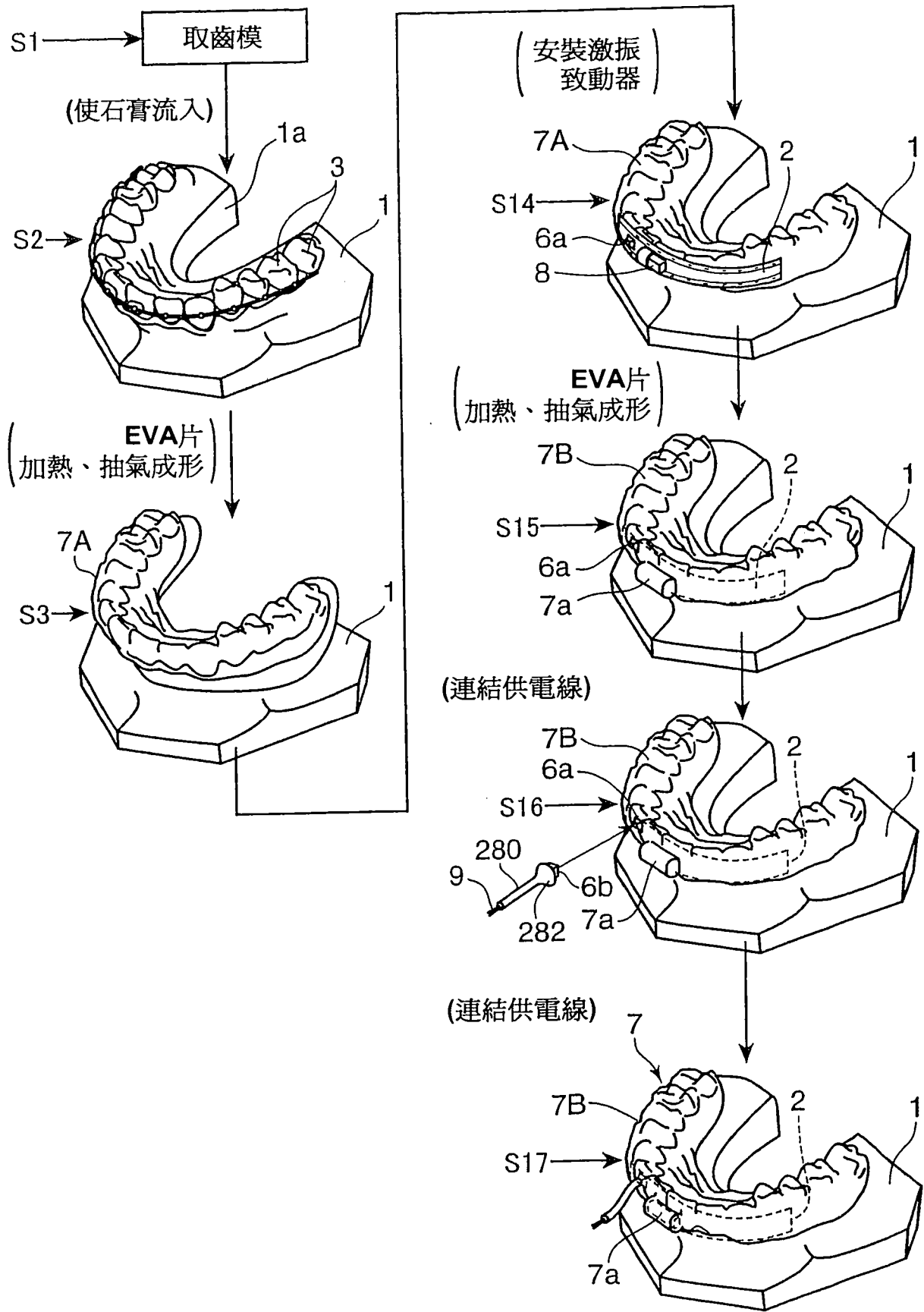
第40圖



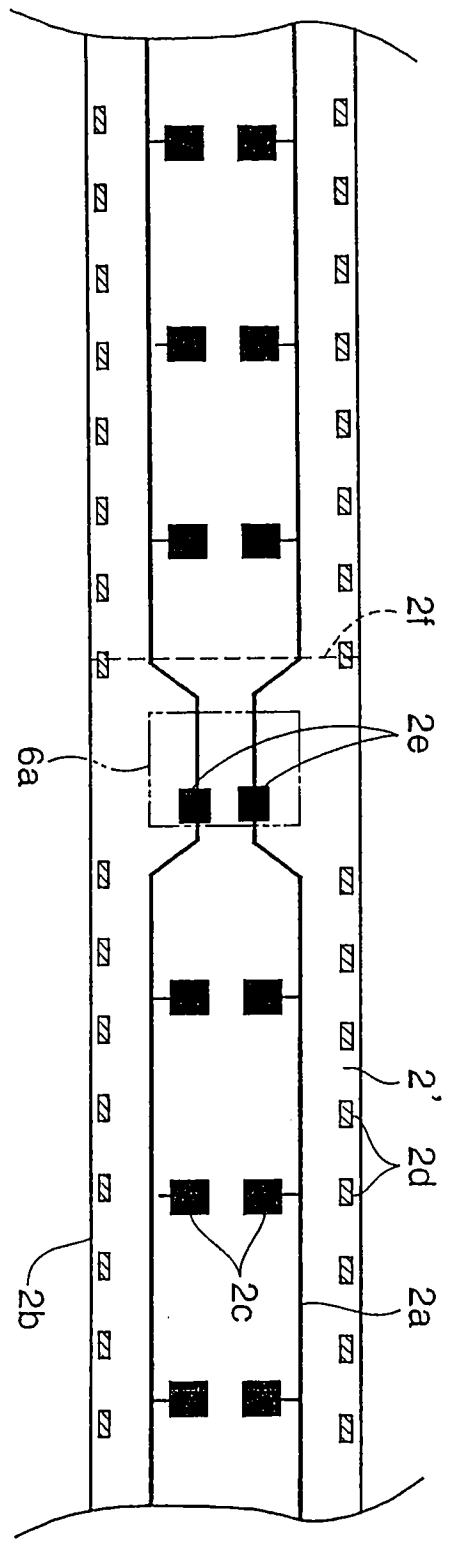
第41圖



第42圖



第43圖



第44圖

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(2)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

1~齒模；

3~齒列；

3g、3h~齒；

7~護齒；

7a~鼓起部；

8~電動馬達；

9~供電線。

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無。

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 96110526

※ 申請日期： 96.3.27

※IPC 分類： A61C 7/00, 7/08

## 一、發明名稱：(中文/英文)

齒列矯正裝置及其製造方法(一)

## 二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

松下電工股份有限公司/PANASONIC ELECTRIC WORKS CO., LTD.

代表人：(中文/英文)

畑中浩一/KOICHI HATANAKA

住居所或營業所地址：(中文/英文)

日本國大阪府門真市大字門真 1048 番地

國籍：(中文/英文)

日本/JAPAN

## 三、發明人：(共 5 人)

姓名：(中文/英文)

1. 山本照子/TERUKO YAMAMOTO

2. 上岡寬/HIROSHI KAMIOKA

3. 安達泰治/TAIJI ADACHI

4. 福島省吾/SHOGO FUKUSHIMA

5. 崎村拓己/TAKUMI SAKIMURA

國籍：(中文/英文)

1.~5. 日本/JAPAN

19年4月14日(五)公告

51-55頁

## 十、申請專利範圍：

1. 一種齒列矯正裝置，用以矯正包括矯正對象齒之齒列，包括：

激振元件，由馬達構成，產生機械式振動，並對該矯正對象齒賦與該振動；及

護齒，內建該激振元件，並在該內建狀態被安裝於該齒列，其中該護齒具有內側件和與該內側件之外側重疊的外側件，在這些內側件和外側件之間，形成用以容納該激振元件的激振元件容納部。

2. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中上述內側件及上述外側件係在上述激振元件容納部的周緣部在氣密狀態下彼此接合。

3. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該外側件具有朝外鼓起的鼓起部，在此鼓起部之內側面和該內側件的外側之間容納該激振元件。

4. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該激振元件容納部形成於該護齒之中的對應於該矯正對象齒之部分。

5. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該馬達具有偏心轉動部，其係繞既定的軸轉動，且在偏離該軸之位置具有重心。

6. 如申請專利範圍第 5 項之齒列矯正裝置，其中該偏心轉動部具有：

轉軸；及

偏心錘，在此轉軸安裝成重心偏離該轉軸的中心，藉由

和該轉軸一起轉動而產生機械式振動。

7. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該激振元件係具有往復振動的可動件之線性馬達。

8. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中包括構成直流電源的電池；

該馬達係以直流電源所驅動的 DC 馬達，並和該電池以電氣式連接。

9. 如申請專利範圍第 8 項之齒列矯正裝置，其中該電池和該馬達一起內建於該護齒。

10. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該馬達以該馬達所產生之振動的方向對該齒列大致正交之方向的姿勢內建於該護齒。

11. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該激振元件係利用該護齒之外部的磁場產生手段所產生之磁場產生機械式振動的永久磁鐵。

12. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該護齒具有可蓋在以矯正該矯正對象齒之方式被安裝於該齒列的矯正具上之形狀。

13. 如申請專利範圍第 12 項之齒列矯正裝置，其中該護齒具有沿著已安裝矯正具之使用者的齒模之內面形狀。

14. 如申請專利範圍第 13 項之齒列矯正裝置，其中該護齒的內面形狀係相當於該矯正具之外形的包絡線之形狀，並係可避免該矯正具所具有的凹凸和該護齒之內面的干涉之形狀。

15. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該護齒具有被安裝於該齒列之整體的形狀。

16. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該護齒具有被安裝於該齒列之一部分的形狀。

17. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該護齒具有被該護齒之中對應於矯正對象齒的部分以外之部分所分割的分割部，此分割部抑制機械式振動之傳達，以使該激振元件所產生的機械式振動限定地作用於包括矯正對象齒之部分。

18. 如申請專利範圍第 17 項之齒列矯正裝置，其中該護齒的分割部係具有已切除護齒之矯正對象齒以外的齒根部及齒冠部之中的任一部分之形狀的缺口部，另一部分將比該缺口部更前側之部分和後側的部分一體地連結。

19. 如申請專利範圍第 17 項之齒列矯正裝置，其中該護齒的分割部係在護齒之矯正對象齒以外的部分所形成之縫隙部，比該縫隙部更前側的部分和後側之部分相連結。

20. 如申請專利範圍第 17 項之齒列矯正裝置，其中該護齒的分割部係藉由切斷護齒之矯正對象齒以外的部分而形成之切斷部，比該切斷部更前側的部分和後側之部分經由和構成該切斷部的構件不同之構件連結。

21. 如申請專利範圍第 17 項之齒列矯正裝置，其中該護齒的分割部係藉由切除護齒之矯正對象齒以外的部分而形成之切除部，此切除部形成於成為該護齒僅安裝於矯正對象齒的形狀之位置。

22. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該護齒在其內部具有用以容納該激振元件的容納空間，此容納空間具有對該激振元件提供使該激振元件本身在該容納空間內可移動之空隙的形狀。

23. 如申請專利範圍第 22 項之齒列矯正裝置，其中該容納空間具有在該容納空間內朝向適應該矯正對象齒之矯正方向形成空隙的形狀。

24. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中該護齒包括安裝於上側之齒列的上側件和安裝於下側之齒列的下側件，在這些上側件、下側件之至少一方內建該激振元件，且包括在與該矯正對象齒分開的位置連結該上側件和該下側件之連結構件。

25. 如申請專利範圍第 1 項之齒列矯正裝置，其中包括組裝該激振元件的軟性基板；

此軟性基板包括將電力引至該激振元件之電路，並和該激振元件一起內建於該護齒。

26. 如申請專利範圍第 25 項之齒列矯正裝置，其中在該軟性基板組裝用以連接該軟性基板和護齒之外部電路的基板側連接器。

27. 如申請專利範圍第 26 項之齒列矯正裝置，其中包括：導線，從組裝於該軟性基板之基板側連接器被拉出；及管，由和該護齒相同之材料構成，並包覆該導線。

28. 如申請專利範圍第 25 項之齒列矯正裝置，其中該軟性基板以朝向該齒列方向延伸之方式內建於該護齒；

在此軟性基板，形成朝向該軟性基板之長度方向延長的配線圖案，並在此配線圖案之複數個位置形成複數個用以焊接該激振元件的接線座。

29. 如申請專利範圍第 25 項之齒列矯正裝置，其中該激振元件包括具有輸出軸的上述馬達，和安裝於此馬達之輸出軸的偏心錘；

在該軟性基板固定覆蓋該偏心錘之蓋構件，以確保該偏心錘轉動所需的空間。

30. 一種齒列矯正裝置之製造方法，用以製造齒列矯正裝置，而該齒列矯正裝置包括：

激振元件，產生用以對使用者之矯正對象齒賦與的振動機械式振動；及

護齒，內建該激振元件，藉由在該內建狀態被安裝於包括該矯正對象齒之該使用者的齒模上，而向該矯正對象齒傳達該機械式振動，以促進齒列矯正，

該方法包括：

第一步驟，將具有熱軟化性的片體加熱，並在令軟化之狀態將此片體安裝於該使用者的齒模上，藉由使此片體和該齒模上密接，而製作構成該護齒之內側部分的內側件；

第二步驟，將該激振元件裝載於該內側件上；以及

第三步驟，將已裝載該激振元件之該內側件固定於該使用者的齒模上，並在此內側件之上，將具有熱軟化性的片體加熱，並在令軟化之狀態裝載該片體，藉由使此已軟化的片體和該內側件密接，而製作構成該護齒之外側部分的外側件，而且在此外側件和該內側件之間以氣密狀態將該激振元件密封。

31. 如申請專利範圍第 30 項之齒列矯正裝置的製造方法，其中在該第二步驟，藉由內側件的餘熱，利用該內側件的材料所發揮的黏力，將該激振元件安裝於該內側件。

32. 如申請專利範圍第 30 項之齒列矯正裝置的製造方法，其中在該第一步驟，作為用以將內側件成形的該片體，使用其軟化溫度比該激振元件之耐熱溫度更低的樹脂。