

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：96117847

※申請日期：96.5.18

※IPC 分類：

A61B 5/07 (2006.01)

G01K 5/22 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

耳溫計

THERMAL TYMPANIC THERMOMETER

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

瑞士商康威登公司

COVIDIEN AG

代表人：(中文/英文)

蜜雪兒 葛洛瑟

GLAUSER, MICHELLE

住居所或營業所地址：(中文/英文)

瑞士紐豪森市維多伯恩斯街19號

VICTOR VON BRUNS-STRASSE 19, 8212 NEUHAUSEN AM

RHEINFALL SWITZERLAND

國 籍：(中文/英文)

瑞士 SWITZERLAND

三、發明人：(共 2 人)

姓 名：(中文/英文)

1. 詹姆士 M 哈爾
HARR, JAMES M.
2. 克勞倫斯 華克
WALKER, CLARENCE

國 籍：(中文/英文)

1. 美國 U.S.A.
2. 美國 U.S.A.

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. 美國；2006年05月19日；11/419,424

2.

☐ 無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1.

2.

☐ 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】

本揭示內容大體係關於生物醫學溫度計之領域，且更特定言之，係關於一種包括一感測器之耳溫計，該感測器具有一隨其安置之噴嘴，該感測器改良溫度量測之準確性。

【先前技術】

如已知，醫用溫度計通常用以有助於人及其他動物之疾病、身體小病等之防止、診斷及治療。醫生、護士、父母、看護者等利用溫度計量測受檢者之體溫，用於偵測發燒、監視受檢者之體溫等。需要受檢者之體溫之準確讀取用於有效使用，且其應自受檢者之身體之內部或核心溫度獲取。已知用於量測受檢者之體溫之若干溫度計設備，諸如，玻璃、電子、耳(鼓膜)。

然而，玻璃溫度計在進行量測過程中很慢，通常需要若干分鐘來判定體溫。此可對受檢者導致不適，且當在量取小孩或傷殘者之溫度時可能很麻煩。此外，玻璃溫度計易於有誤差且通常僅在一定程度內準確。

電子溫度計使量測時間最小化且比玻璃溫度計改良了準確性。然而，在可獲得一準確的讀數前，電子溫度計仍需要大約三十(30)秒，且可在放置中引起不適，因為必須將該設備插入至受檢者之口腔、直腸或腋部中。

醫療團體通常認為耳溫計在量取受檢者之溫度方面是優越的。耳溫計提供對核心溫度之快速且準確的讀取，其克服了與其他類型之溫度計相關聯之缺點。耳溫計藉由感測

來自外耳道中的耳膜(鼓膜)之紅外發射來量測溫度。耳膜之溫度準確地表示身體之核心溫度。此外，以此方式量測溫度僅需幾秒。

已知的耳溫計通常包括一探針，該探針含有一熱感測器，諸如，熱電堆、焦電熱感測器等。在使用期間，熱感測器通常位於鼓膜之外部且利用輻射熱之波導自鼓膜傳遞熱能至感測器。舉例而言，見美國專利第6,179,785號、第6,186,959號及第5,820,264號。特定言之，此等類型之熱感測器對鼓膜之輻射熱能敏感。

在操作中，耳溫計經製備以供使用，且一探針蓋安裝於一自溫度計之遠端部分延伸之感測探針上。探針蓋係衛生的以提供一清潔屏障，且在使用後可拋棄。行醫者或其他看護者將探針上安裝有探針蓋的一部分插入於受檢者之外耳道內以感測自耳膜之紅外發射。自耳膜發射之紅外光穿過探針蓋之窗且由波導導引至感測探針。該窗通常為該探針蓋之一透明部分且具有在遠紅外範圍內之一波長。探針蓋應便於使探針容易及舒適地插入至耳道中。

行醫者按下一按鈕或類似設備以使溫度計進行溫度量測。微電子設備處理由熱感測器提供之電信號以判定鼓膜溫度且在幾秒或更短時間內呈遞溫度量測值。自耳道移除探針，且移除並丟棄探針蓋。

許多耳溫計藉由使用一熱電堆感測器而量測正自一物件(諸如，耳膜)發射之輻射。熱電堆感測器內之膜吸收入射輻射，如此使膜之溫度上升。將熱電偶之熱接合點(可能

很小)置放於膜上，而將冷接合點熱連接至熱電堆感測器之感測器體。熱電偶輸出與在熱電偶之熱接合點與冷接合點之間的溫度改變成比例之電壓改變。對於自黑體發射的輻射，可使此電壓改變與Stefan-Boltzmann法則相關(表示於公式 $V_{out}=K(eT_{obj}^4-T_{sens}^4)$ 中)。

常發生藉由已知耳溫計獲得的溫度讀數之誤差，因為歸因於改變了周圍溫度情形，感測器體之溫度改變。此等改變周圍溫度情形包括影響熱電堆感測器之溫度之其他因素。舉例而言，當在室溫下將耳溫計置放於人耳中時，熱傳遞至熱電堆感測器及耳溫計之其他部分。熱電堆感測器包括感測器光學器件及感測器罐。使感測器光學器件及罐溫度很快地增加，且因此將輻射發射回至熱電堆感測器內之膜。由於在熱電堆感測器之近端量測回感測器之溫度，所以 T_{sens} 將不反映熱電堆感測器之實際溫度，且因此誤差將被引入至溫度量測。

自室溫設定傳遞一些已知的耳溫計至在人耳中設定之一不同溫度為改變周圍環境。在此等類型之改變周圍環境中，來自熱分析及實驗室測試之資料已展示，使用隨此等耳溫計之感測器安置之已知噴嘴組態，在熱電堆感測器上之溫度改變範圍可高達攝氏1.5-2.5度。此種類之設備可不利地獲得不準確的溫度讀數，此導致對於治療及診斷患者之障礙。

因此，需要藉由一包括一感測器之耳溫計來克服先前技術之缺點及障礙，該感測器具有一隨其安置之噴嘴，該感

測器改良溫度量測之準確性。預料該耳溫計及其構成零件易於且有效率地經製造及組裝。

【發明內容】

在一態樣中，一種具有一近端及一遠端之耳溫計通常包含一自該溫度計之遠端延伸之導熱噴嘴。一容納用於感測溫度之溫度感測電子器件之感測器罐包括一基座，其熱連接至該噴嘴以界定自該噴嘴至該罐之基座的一熱傳導路徑。另外，該感測器無與比感測器罐大的質量之導熱結構之熱連接。

在另一態樣中，一種具有一近端及一遠端之耳溫計包含一自該溫度計之遠端延伸之導熱噴嘴。一容納用於感測溫度之溫度感測電子器件之感測器罐包括一基座，其熱連接至該噴嘴以界定自該噴嘴至該罐之基座的一熱傳導路徑。該噴嘴及該感測器罐經建構及配置以界定自該噴嘴至該感測器罐之一熱傳遞路徑及抑制熱傳遞遠離該感測器罐，藉此，當在耳中量測溫度時，使該感測器罐之近端與遠端之間的熱梯度最小化。

在又一態樣中，一種具有一近端及一遠端之耳溫計包含一自該溫度計之遠端延伸之導熱噴嘴。該噴嘴包括一內部過道。一通常位於該噴嘴之一遠端邊際處之感測器罐具有一熱連接至該噴嘴之基座。該感測器罐之基座無與能夠遠離該感測器罐之基座吸入自該噴嘴傳遞的熱之任一散熱片之熱連接，藉此可促進自該噴嘴至該感測器罐基座之熱傳遞，且當在耳中量測溫度時，使該感測器罐之近端與遠端

之間的熱梯度最小化。

在本發明之再一態樣中，一種具有一近端及一遠端之耳溫計通常包含一自該溫度計之遠端延伸之導熱噴嘴。一容納用於感測溫度之溫度感測電子器件之感測器罐包括一熱連接至該噴嘴之基座。該感測器罐之基座經熱連接至該噴嘴以形成一用於自該噴嘴至該基座的熱傳遞之路徑。該噴嘴界定該感測器罐基座之近側上的一空氣間隔以抑制自該感測器罐之熱傳遞。

下文中，其他目標及特徵將部分地顯而易見且部分地被指出。

【實施方式】

按用於量測體溫之醫用溫度計，且更特定言之，按包括一具有一隨其安置之噴嘴之感測器(其改良溫度量測之準確性)之耳溫計，討論所揭示的耳溫計及使用方法之例示性實施例。預想本揭示內容應用於受檢者之疾病、身體小病等之防止、診斷及治療。進一步預想關於所揭示的耳溫計之原理包括經由注射裝置適當地移除使用的探針蓋及對行醫者指示一新的未使用之探針是否安裝至耳溫計。

在接下來的討論中，術語"近端"將指結構的較靠近行醫者之部分，而術語"遠端"將指離行醫者較遠之部分。圖2說明經完全組裝且可使用的耳溫計之結構之"近端"及"遠端"。如本文中使用的，術語"受檢者"指量測其體溫之人類患者或其他動物。根據本揭示內容，術語"行醫者"指利用耳溫計量測受檢者之體溫的醫生、護士、父母或其他看護

者，且可包括支援人員。

現將詳細參照說明於附圖中的本揭示內容之例示性實施例。現轉至該等圖(且最初至圖1、圖2)及附加之揭示內容、曲線、曲線圖及圖，說明一種根據本揭示內容之原理的耳溫計，大體指示於20處。如熟習此項技術者已知，預料耳溫計20包括必要的電子器件及/或處理組件以經由耳膜執行溫度量測。進一步預想，耳溫計20可包括一波導以有助於耳膜熱能之感測。然而，在說明的實施例中，有益地略去了波導。耳溫計20經可釋放地安裝於用於在預期使用中儲存的固持器40中。耳溫計20及固持器40可自適合於溫度量測及相關使用之半硬、硬質塑膠及/或金屬材料製造。預想，固持器40可包括有必要用以有助於耳溫計20之供電之電子器件，包括(例如)電池充電能力等。

參看圖2，耳溫計20包括一圓柱形熱感測探針，大體指示於22處。熱感測探針22自耳溫計20之端部24延伸且界定縱向軸線X。熱感測探針22可具有各種幾何截面組態，諸如，矩形、橢圓形等。參看圖4、圖4A及圖5，熱感測探針22包括一噴嘴(大體指示於100處)，其安裝於一基座106上。噴嘴100包括一基座110及一自該基座向遠端突出之細長鼻部分112。藉由非限制性實例，噴嘴100可自在熱之快速交換或傳遞中起輔助作用之金屬或其他材料製造。在第一說明的實施例中，噴嘴100由兩個零件(基座110及鼻部分112)形成。應理解，在本發明之範疇內，噴嘴可形成為一工件或兩個以上的工件。詳言之，預想，細長鼻部分

112可由兩個或兩個以上的工件形成。

熱感測探針22亦包括一感測器罐(大體指示於102處)，其附著至安裝在被收納於噴嘴100內之感測器外殼104(或"保持器")之遠端上的溫度感測電子器件。罐102包括感測器基座126及安裝於基座上之大體倒置的杯形尖端116。紅外感測器122(例如，熱電堆)、紅外濾光器或窗120及熱敏電阻124容納於罐102內。感測器外殼104安裝於探針22之基座106上，使得其在噴嘴100內大體同軸延伸。藉由非限制性實例，感測器外殼104由提供比噴嘴100小的熱傳輸(亦即，更隔熱)之材料(例如，塑膠或其他類似物質)製造。換言之，感測器外殼104之材料具有與噴嘴100及罐102之基座126相比為低的熱導率。如一實例且並不限制本揭示內容之一般性，隔熱器可具有約 0.1 W/mK 或更小之熱導率(以 W/mK 或瓦特每米克耳文度數為單位)，而良好的熱導體可具有 100 W/mK 或更大之熱導率。一般而言，金屬(例如，鋁、黃銅或銅)為優越的熱導體。為了避免熱被吸離感測器罐102之基座126，基座較佳不熱連接至在噴嘴100旁之另一金屬物件。如最佳地展示於圖4A中，當罐102及感測器外殼104收納於噴嘴100中時，該罐之基座126之周邊邊緣邊際114接觸在遠端處鄰近鼻部分112的噴嘴之內部脊121。以此方式，罐102之基座126與噴嘴100在其鼻部分112處熱接觸。如亦最佳地展示於圖4A中，罐102之其餘部分(亦即，在基座126旁之罐的任何其他部分)並不接觸任何其他結構。氣隙形成於罐102之近端部分與噴嘴100之鼻

112之間。因此，罐102之基座126僅與噴嘴100熱接觸，因為感測器外殼104由低熱導率之隔熱材料製成。如圖示，按緊固關係裝配噴嘴100、感測器外殼104及罐102。此緊固關係可藉由黏著劑、摩擦力、壓配合及類似者來建立。氣隙128亦安置於噴嘴100與感測器外殼104之間，其提供額外的隔熱以抵抗被吸離基座126的熱。

探針蓋32收納於噴嘴100上，使得蓋之遠端部分與噴嘴之鼻112熱接觸。探針蓋32(例如)按截頭圓錐之而成形或者按楔形方式成形，以便允許至受檢者之耳中的較容易之插入及自熱感測探針22之附著及分離。為拋棄式的探針蓋32可自適合於藉由耳溫計量測裝置經由耳膜量測體溫之材料來製造。舉例而言，視特定的溫度量測應用及/或行醫者之偏愛而定，此等材料可包括塑膠材料，諸如，聚丙烯、聚乙烯等。

參看圖3，探針蓋32具有一大體上由薄膜56包圍之遠端54。薄膜56大體上可透過紅外輻射且經組態以有助於熱感測探針22的紅外發射之感測。薄膜56對耳垢、水份及細菌係有利地不可透的，以防止疾病傳播。薄膜56具有0.0005至0.001英吋之範圍中的厚度，但預料到其他範圍。薄膜56可為半硬或可撓性的，且可與探針蓋32之其餘部分單體形成或經由(例如)熱焊接等而整體連接至其處。然而，熟習此項技術者將認識到，根據本揭示內容的適合於組裝及製造之其他材料及製造方法將亦為適當的。

在操作中，舉例而言，來自受檢者之耳膜之紅外能

IR(圖 4A)經由窗 120 進入罐 102。此紅外能可加熱罐 102 且在尖端 116 上創建自其遠端至其接觸基座 126 之近端的一溫度梯度。亦即，遠端可比近端要暖得多。舉例而言，經由熱流通量 HF 之一路徑(圖 4A)，來自受檢者之耳之熱自探針蓋 32 傳遞至噴嘴 100 至罐 102 之基座 126。如上所提，且與經設計以對感測尖端隔熱之其他先前技術溫度感測尖端相反，熱流通量 HF 之路徑加熱罐 102 以便減小尖端 116 上之溫度梯度，藉此致能較快且較準確的溫度讀取。內部脊 121 啮合基座 126 之周邊邊緣邊際 114 之遠端側以提供自噴嘴 100 至基座之一熱傳導路徑(藉由圖 4A 中之箭頭 HF 說明)。本文中預料，噴嘴 100 可與周邊邊緣邊際 114 實體接觸或者與罐 102 之周邊邊緣邊際 114 成近鄰關係。在任一情況下，應存在此熱接觸，以便致能自噴嘴 100 之內部脊 121 熱傳遞至基座 126 之周邊邊緣邊際 114。如圖 6 至圖 9 及圖 11 至圖 12 中所示，自基座 126 之周邊邊緣邊際 114 至罐 102 之熱傳遞可發生於任一局部或單一接觸點(圖 6 至圖 9 及圖 11 至圖 12 揭示沿著周邊邊緣邊際 114 之上部分的此接觸點)處，或者沿著複數個接觸點發生，例如，周邊邊緣邊際 114 之整個部分。

本文中預料，罐 102 可具有複數個唇緣、脅或其他類似結構，例如，掣子、結塊等，其在自噴嘴 100 至罐 102 且最終至罐尖端 116 之熱傳遞中起輔助作用。周邊邊緣邊際 114 亦可以多種幾何組態形成，例如，螺旋形、虛線等。舉例而言，為了減小自周邊邊緣邊際 114 至尖端 116 之溫度梯度

(且因此減小自內部熱敏電阻124(圖4A)及罐102之頂部的溫度梯度)，罐102可具有自金屬合金或其他材料製造之複數個脊部件(未圖示)。此等脊部件可自單獨材料製造，可部分地與罐102之主體接觸，或另外地經調適成減小自周邊邊緣邊際114至罐尖端116之溫度梯度。

本文中亦預料，藉由周邊邊緣邊際114之形成或除了周邊邊緣邊際114之形成之外，罐102可經電或藉由其他手段預加熱至某些預設定之溫度。脊部件有助於自噴嘴100之熱傳遞，使得自周邊邊緣邊際114至罐尖端116之溫度梯度得以減小。在罐102之感測器尖端上的梯度之此減小提供較快、較準確的結果。

如以上圖4、圖4A及圖5中討論及展示，感測器罐102位於感測器外殼104之遠端處及噴嘴100之遠端邊際處。此關係提供在溫度讀取期間待包括於受檢者之耳內或大體上靠近受檢者之耳的感測器。並不需要許多習知的耳溫計之波導。此外，並不需要遠離感測器罐102而吸入熱之熱質量或散熱片。先前技術揭示此種類之感測器對耳關係；然而，此等先前技術關係包括感測器之獨特的差溫加熱問題。如下討論及圖6至圖12中所示，已克服了先前技術之差溫加熱問題。

藉由非限制性實例且參看圖6至圖12，耳溫計20之一實施例包括熱感測探針22，當40°C溫度負載經施加至探針蓋32之外表面時，其處於20°C之初始溫度。此類似於自室溫拿取熱感測探針22且將其安置於發燒之人類受檢者之耳

內。如所示，輻射效應經施加至感測器外殼104及噴嘴100之頂面。對於具有感測器接觸之鋁噴嘴設計，執行瞬態分析達十(10)秒。

圖6至圖12展示自人耳之模擬的溫度讀取之溫度曲線。此等之資料自對受檢者之耳執行的實際實驗測試而經確認。圖6展示在1.072秒後的罐102之感測器截面上的溫度分布之溫度曲線。焦點區域包括吸收器晶片及熱敏電阻124(圖4A)所位於之表面、感測器罐之內頂部及感測器罐之內側。圖7展示在3.945秒後之感測器截面上的溫度分布之溫度曲線。圖8展示在7.229秒後之感測器截面上的溫度分布之溫度曲線。圖9展示在10秒後之感測器截面上的溫度分布之溫度曲線。圖10展示10秒時間瞬態之溫度分布的曲線圖。如自在罐102之頂部側內部熱敏電阻124(圖4A)處執行之節點分析的結果所展示，在10秒時間瞬態上， (ΔT) 大體上恆定(亦即， (ΔT) 本質上循軌熱敏電阻124(圖4A))。同樣，如在習知先前技術溫度計中，溫度準確性誤差並不隨時間而增加。溫度讀取可發生於沿著圖10之曲線圖之大體上任一時間。圖11展示在1.072秒後之熱流通量的溫度梯度曲線之溫度曲線。圖12展示在10秒後之熱流通量的溫度梯度曲線之溫度曲線。

參看圖13，熱感測探針類似於圖1至圖5中說明之實施例之熱感測探針22，因此，對應的組件將具有對應的參考數字。此探針與先前實施例之間的差異在於此探針並不具有感測器外殼。感測器罐102較佳地不熱連接至導熱結構，

除了具有比感測器罐之質量大的質量之噴嘴100外。換言之，感測器罐102較佳地不與除了噴嘴100外之任何金屬物件熱連接。實際上，在圖13中說明之型式中，並不存在緊固至基座126之近側126a或與基座126之近側126a接觸的結構。噴嘴100並不界定充當隔熱器使得自噴嘴100傳導至基座126之熱並未遠離該基座而吸入的基座之近側上之空氣間隔130，而係經傳導至感測器罐內，通常使得基座126(或感測器罐102之近側)與與該基座相對之感測器罐之遠端之間的熱梯度在量測耳中之溫度的過程期間得以最小化。如本文中使用的，"空氣間隔"意謂一不具有固體結構之間隔，但其可填充有任一種類之氣體或為真空的。實情為，罐102之基座126直接緊固至噴嘴100，而無需將該罐安裝於一單獨的結構(諸如，感測器外殼)上。舉例而言，基座126可使用導熱黏著劑(諸如，在Stycast® 2850 FT-FR名稱下出售且藉由Catalyst 9固化之環氧樹脂)直接緊固至噴嘴100之內部脊121。(商標Stycast®為National Starch and Chemical Company所有)。除了熱傳遞之路徑外，罐102在噴嘴內保持隔熱，因為在噴嘴100內的罐之基座126下之空氣充當隔熱器。

應理解，可以其他方式將罐102之基座126緊固於噴嘴100內。舉例而言，可諸如藉由螺紋扣件、摩擦配合、搭扣配合或其他連接將隔熱連接器部件直接緊固至噴嘴100，使得其接觸罐102之基座126之近側且按壓基座之遠側與噴嘴之內部脊121熱接觸。一來自罐102之可撓電路

(或者，電線)穿過連接器部件及噴嘴100(未圖示)。如上關於圖13中說明之實施例所述，罐102亦可直接緊固至噴嘴100。將罐102緊固於噴嘴100內使得罐之基座126與噴嘴熱接觸之其他方式處於本發明之範疇內。

現參看圖14，示意性地說明在類似於習知構造之耳溫計中的感測器罐C上之溫度分布之電腦模型。對於電腦建模，溫度節點位於感測器罐C之基座B(熱敏電阻(未圖示)將位於其附近)上、約一半向上方向之側壁(SW)上及頂壁(TW)上。感測器罐C經受熱條件，其接近當將耳溫計探針之遠端置放於人耳中時經歷的熱條件。在習知組態中，具有高熱導率之散熱片(未圖示)與感測器罐C之基座B接觸以遠離該罐吸入熱以避免加熱該罐。因此，在溫度計探針收納於耳中之時間中，感測器罐C之基座B保持相對穩定的溫度。然而，與基座B相對的罐C之遠端(亦即，頂壁TW)由來自鄰近於與基座相對之感測器罐之端部的耳膜及組織之熱的流入而加熱。如圖15中說明，在1-2秒後，感測器罐C之遠端已大體上與基座之溫度不同(例如，大約攝氏1.5度)。

如圖15中所示，在模型之十秒時間間隔中，對應於熱敏電阻之溫度的感測器罐C之基座B之溫度與該罐之側壁SW及該罐之頂壁TW之溫度繼續產生分歧。此溫度分歧使感測器罐C之側壁SW及頂壁TW對紅外感測器可見。因此，紅外感測器正量測耳膜之溫差及側與頂壁SW、TW之溫差。該紅外感測器藉由偵測自其視野內的物件之其自身溫

度之溫差而操作。熱敏電阻溫度為紅外偵測器之溫度的指示。理想地，紅外偵測器見到指示核心體溫之耳膜。自感測器罐側壁SW及頂壁TW之讀取並不理想且導致量測誤差。如圖14及圖15中所說明之實例中展示，大約攝氏1.5度之溫度變化造成最終溫度讀取中之顯著的誤差。

圖16至圖19展示對於一根據本發明之原理建構的耳溫計之電腦(有限元分析)建模之結果。詳言之，感測器罐基座126與噴嘴100(圖16中未展示)熱接觸且與另一導熱材料(諸如，散熱片)之接觸熱隔離。此類型之配置先前已說明於圖4A中。將監視溫度之溫度節點置放於與對於圖14中說明之感測器罐C之感測器罐102上之同樣位置中。感測器罐102經受對應於當溫度計之探針置放於耳內時之熱條件的熱條件。自該實例之溫度分布之明顯的差異易於顯而易見。如前所述，對感測器罐之遠端(亦即，頂壁117)加熱。現在，亦對罐102之基座126加熱，使得兩個熱前緣自罐之基座及罐之頂壁前進以在罐之側壁119處會聚。結果，熱敏電阻與感測器罐頂壁117及側壁119之間的溫差並不如先前大大地變化。因此，罐頂壁117及側壁119對紅外感測器相對不可見，且產生較少的感測器之溫度信號中之誤差。

如在圖18之曲線圖中可見，基座126(熱敏電阻)、頂壁117及側壁119之溫度緊密相關且相互重複地交叉，此由於在大約十秒之量測時間間隔期間為較大的溫度。最初(例如，在溫度量測之開始後的約一秒前)，罐頂壁117及側壁119比基座126稍熱(見圖17)。在一與約六秒之間，基座126

實際上比罐頂及側壁117、119熱。其後，直至約十秒之週期的末尾，壁117、119再次地稍較熱。基座126(熱敏電阻)與偵測器罐頂壁117及側壁119之間的溫差之曲線圖(分別)展示於圖18中。在將進行溫度量測之週期中，溫差保持相對小(大約攝氏0.5度或更小)。因此，偵測器罐壁117、119對溫度讀取提供僅一很小的誤差分量。此外，溫度計能夠在較廣範圍之周圍溫度下較準確地操作。

另一實施例之耳溫計220說明於圖20中。對應於先前圖之耳溫計20之零件的圖20之耳溫計220之零件將由相同參考數字加上"200"來指示。耳溫計220具有一類似於圖1至圖4A中所示之溫度計20之構造，包括具有噴嘴300、感測器罐302及收納於該噴嘴上之探針蓋232。然而，替代一感測器外殼104，一彈簧定位器303及一由合適的隔熱材料製成之間隔物305用以啣合感測器罐302之基座326及與噴嘴300相抵而偏置感測器罐302之基座326。彈簧定位器303包含一十字形平臺307，十字形平臺307啣合間隔物305且與感測器罐302之基座326之下側相抵將其推動。平臺307之十字形狀允許自感測器延伸之電導線309之清除。平臺307由兩個波紋彈簧部件313連接至彈簧定位器303之座架部分311。將座架部分311扣至噴嘴300中之一對窗315中以將彈簧定位器303鎖定於噴嘴中之適當位置處。當座架部分311附著至噴嘴300時，使彈簧部件313自其放鬆位置偏轉，使得其偏置間隔物305以與噴嘴之環形內部脊321相抵而按壓感測器罐302之基座326，藉此在噴嘴與基座之間建立熱連

接。在將座架部分311緊固至噴嘴300後收納於其內部之加固元件323具有一鼻325，鼻325收納於彈簧部件313之間以增加該等彈簧部件之彈力及加固該等彈簧部件。

在圖21及圖22中所示之一實施例中，加固部件323最初與在其遠端處的彈簧定位器303之其餘部分一起形成為一工件。加固部件323由易斷連接329附著至彈簧定位器303之其餘部分(見圖22)。藉由在遠端方向上推動座架部分，在彈簧定位器303處於適當位置(其中，座架部分311之短小突出部331收納於噴嘴300之窗315中)中後，可使易斷連接329斷裂。在使易斷連接329斷裂後，將加固部件323移至圖20中所示之位置，其中鼻325收納於彈簧部件313之間以將彈簧部件固持於一平衡力位置，用於維持與噴嘴300相抵而固持罐302及間隔物305之最佳彈力。

當引入本發明之元件或其較佳實施例時，詞"一"及"該"意欲用於意謂存在該等元件中之一或多者。術語"包含"、"包括"及"具有"意欲為包括性的且意謂可能存在除了列出之元件外的額外元件。

鑒於以上，將看出，達成本發明之若干目標且達到其他有利結果。

因為在不脫離本發明之範疇的情況下，可在以上構造、產物及方法中進行各種改變，所以希望包含於以上描述中及展示於附圖中之所有事物應被解釋為說明性的且並不為限制性意義。

【圖式簡單說明】

圖1為與一固持器一起安裝之根據本發明之原理之一耳溫計之透視圖；

圖2為圖1中所示之耳溫計之透視圖；

圖3為意欲用於安裝至圖2中所示之耳溫計的探針蓋之透視圖；

圖4為圖2中所示之耳溫計的遠端之分解圖，其中零件經分離；

圖4A為安裝於圖2中所示之耳溫計之遠端上的探針蓋之截面圖；

圖5為圖2中所示之耳溫計的遠端之放大的透視剖視圖；

圖6為在已施加熱後1.072秒時量測之根據本揭示內容的耳溫計之一實施例中之感測器罐的溫度梯度曲線；

圖7為在已施加熱後3.945秒時量測之圖6中所示的感測器罐之溫度梯度曲線；

圖8為在已施加熱後7.229秒時量測之圖6中所示的感測器罐之溫度梯度曲線；

圖9為在已施加熱後10秒時量測之圖6中所示的感測器罐之溫度梯度曲線；

圖10為圖6至圖9中所示之時間週期的感測器罐之感測器溫度之位置之時間對溫度曲線圖；

圖11為在已施加熱後1.072秒時量測之圖6中所示的耳溫計之實施例之感測器罐之熱流通量的溫度梯度曲線；

圖12為在已施加熱後10秒時量測之圖6中所示的感測器罐之熱流通量的溫度梯度曲線；

圖 13 為另一實施例之感測器探針之截面圖；

圖 14 為先前技術之耳溫計之感測器罐之局部截面；

圖 15 為展示圖 14 之感測器罐的基於時間之溫度回應之曲線圖；

圖 16 為本發明之耳溫計之感測器罐的局部截面；

圖 17 為展示本發明之耳溫計中的感測器罐之溫度回應之表；

圖 18 為圖 17 之溫度對時間資料之曲線圖；

圖 19 為感測器罐上的溫差之曲線圖；

圖 20 為又一實施例之感測器探針之截面圖；

圖 21 為圖 20 之感測器探針的彈簧定位器之透視圖；及

圖 22 為彈簧定位器之側視正面圖。

對應的參考字元指示整個圖式中對應的零件。

【主要元件符號說明】

20	耳溫計
22	圓柱形熱感測探針
24	端部
32	探針蓋
40	固持器
54	遠端
56	薄膜
100	噴嘴
102	感測器罐
104	感測器外殼

106	基座
110	基座
112	鼻部分
114	周邊邊緣邊際
116	罐尖端/杯形尖端
117	偵測器罐頂壁
119	偵測器罐側壁
120	窗
121	內部脊
122	紅外感測器
124	熱敏電阻
126	基座
128	氣隙
130	空氣間隔
220	耳溫計
232	探針蓋
300	噴嘴
302	感測器罐
303	彈簧定位器
305	間隔物
307	十字形平臺
309	電導線
311	座架部分
313	彈簧部件

315	窗
321	環形內部脊
323	加固元件/加固部件
325	鼻
326	基座
329	易斷連接
331	短小突出部
B	基座
C	感測器罐
HF	熱流通量/箭頭
IR	紅外能
SW	側壁
TW	頂壁
X	縱向軸線
ΔT	溫差

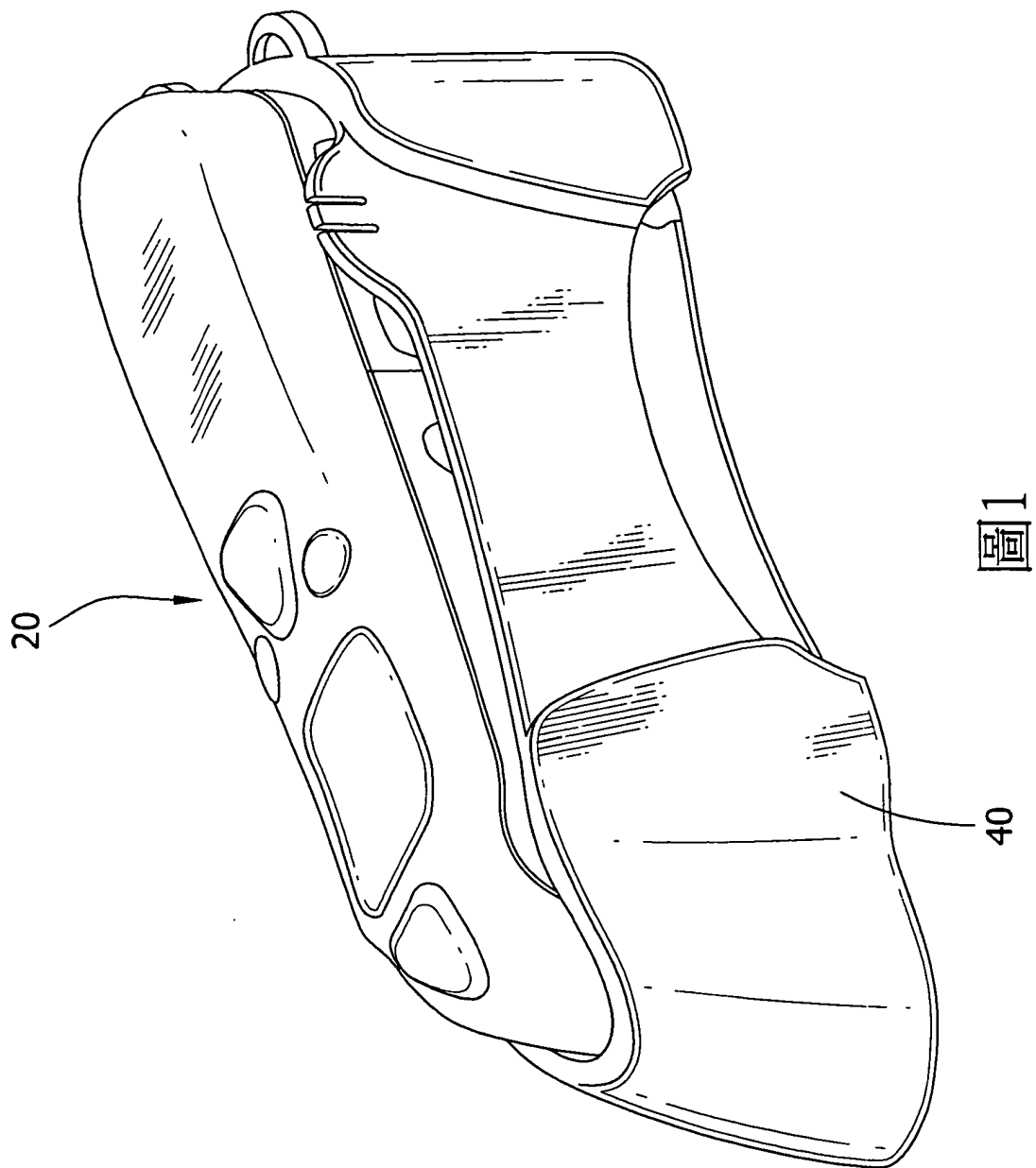
五、中文發明摘要：

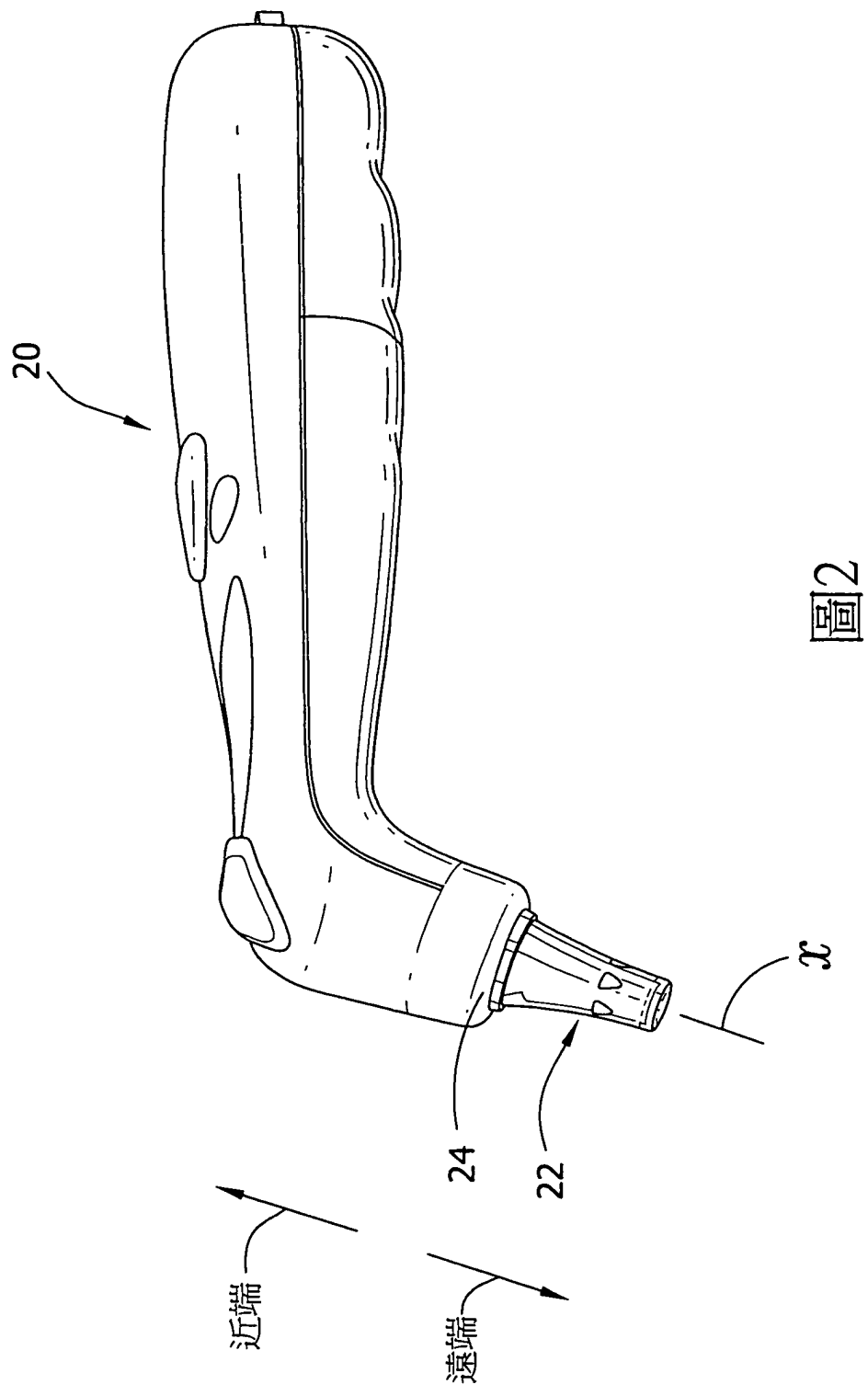
本發明提供一種耳溫計，其包括一自該溫度計之一遠端延伸之導熱噴嘴。一感測器罐之一基座熱連接至該噴嘴以界定自該噴嘴至該罐之該基座的一熱傳導路徑，藉此當在耳中量測溫度時，使該感測器罐之近端與遠端之間的一熱梯度最小化。

六、英文發明摘要：

A tympanic thermometer includes a thermally conductive nozzle extending from a distal end of the thermometer. A base of a sensor can is thermally connected to the nozzle to define a path of conductive heat transfer from the nozzle to the base of the can thereby minimizing a thermal gradient between proximal and distal ends of the sensor can when temperature is measured in the ear.

十一、圖式：





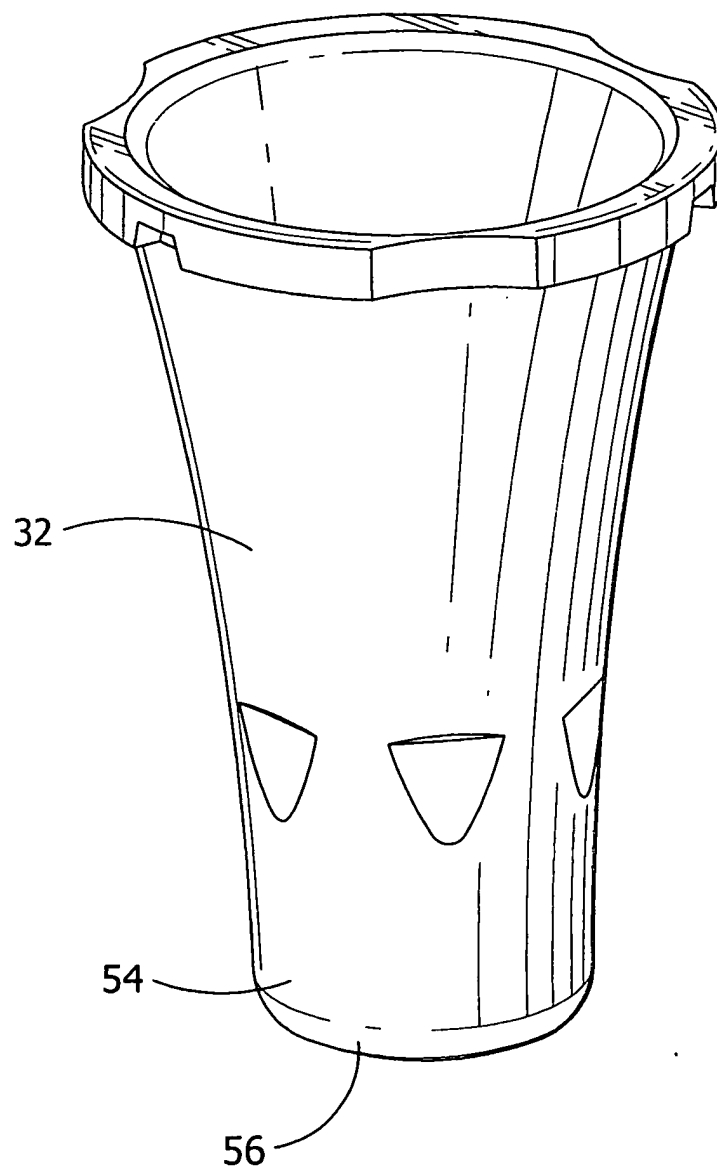


圖3

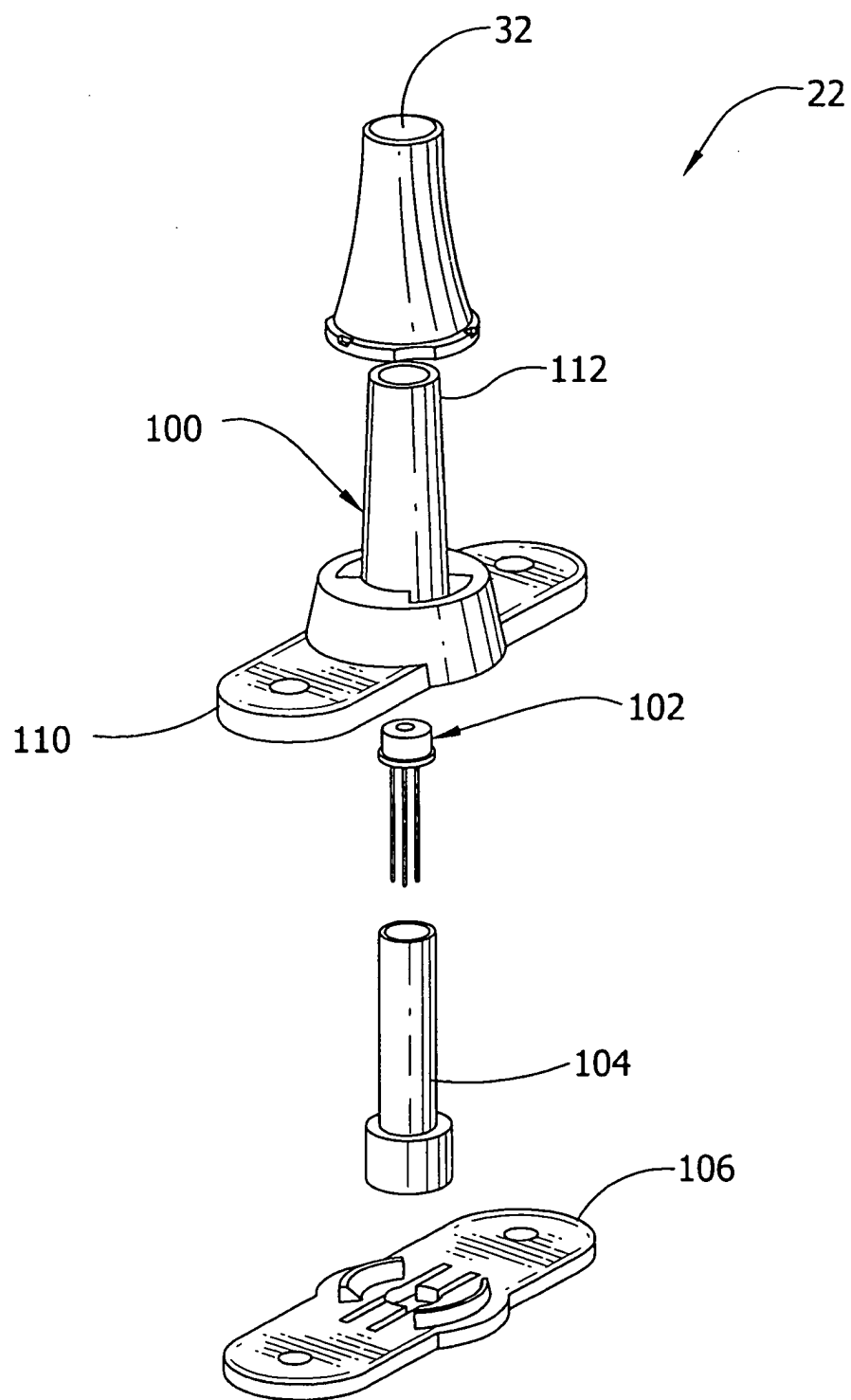


圖4

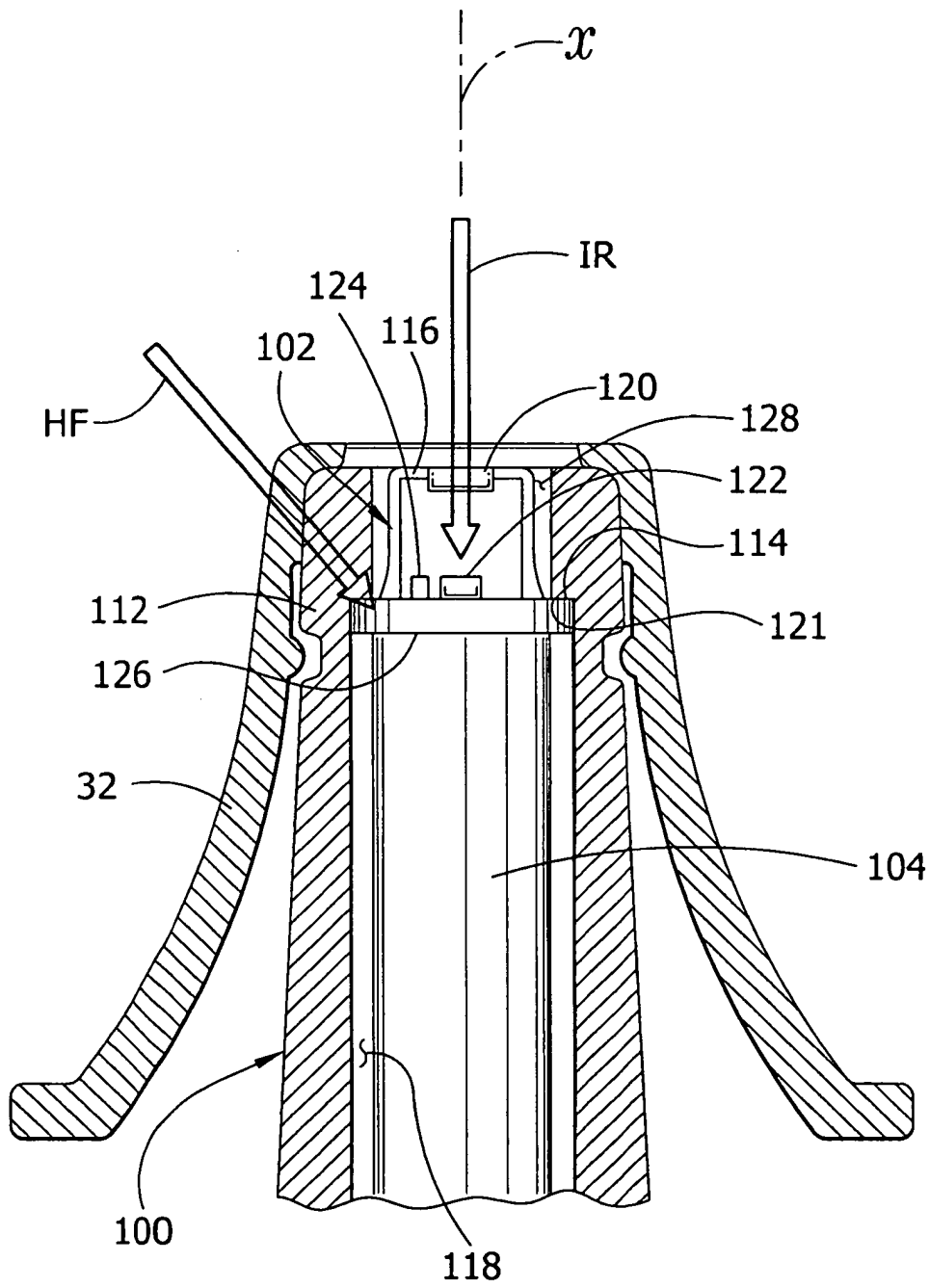


圖4A

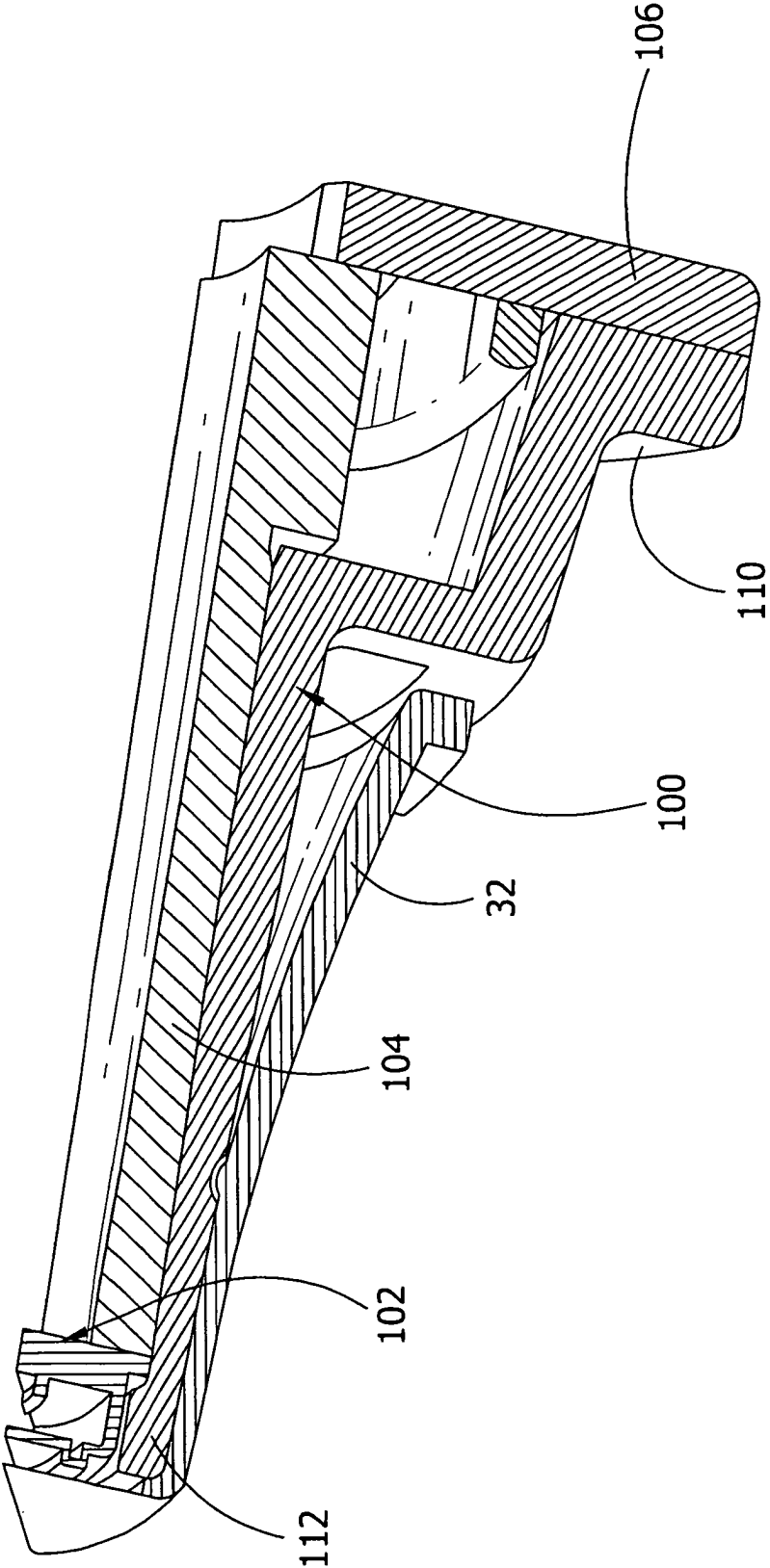


圖5

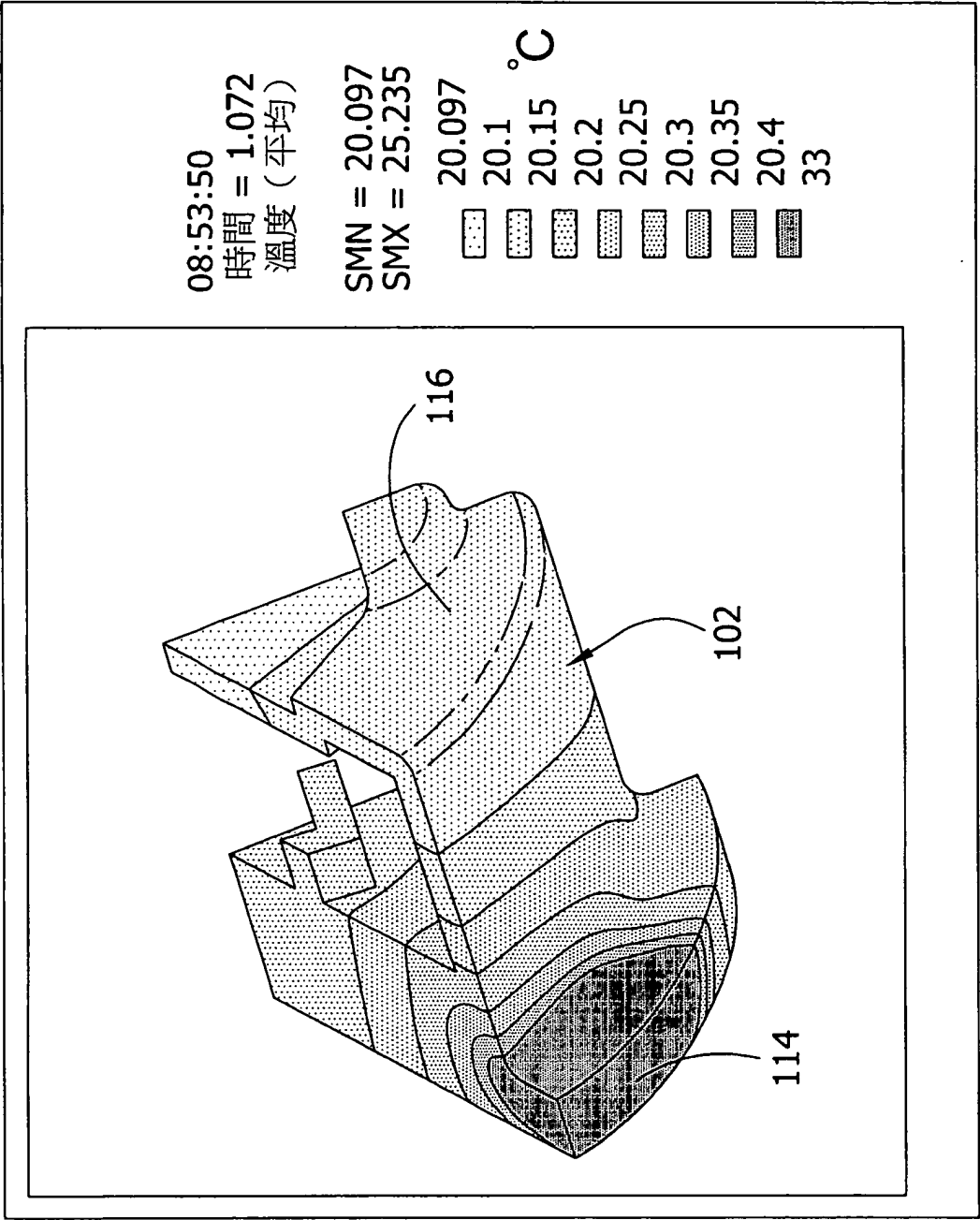


圖6

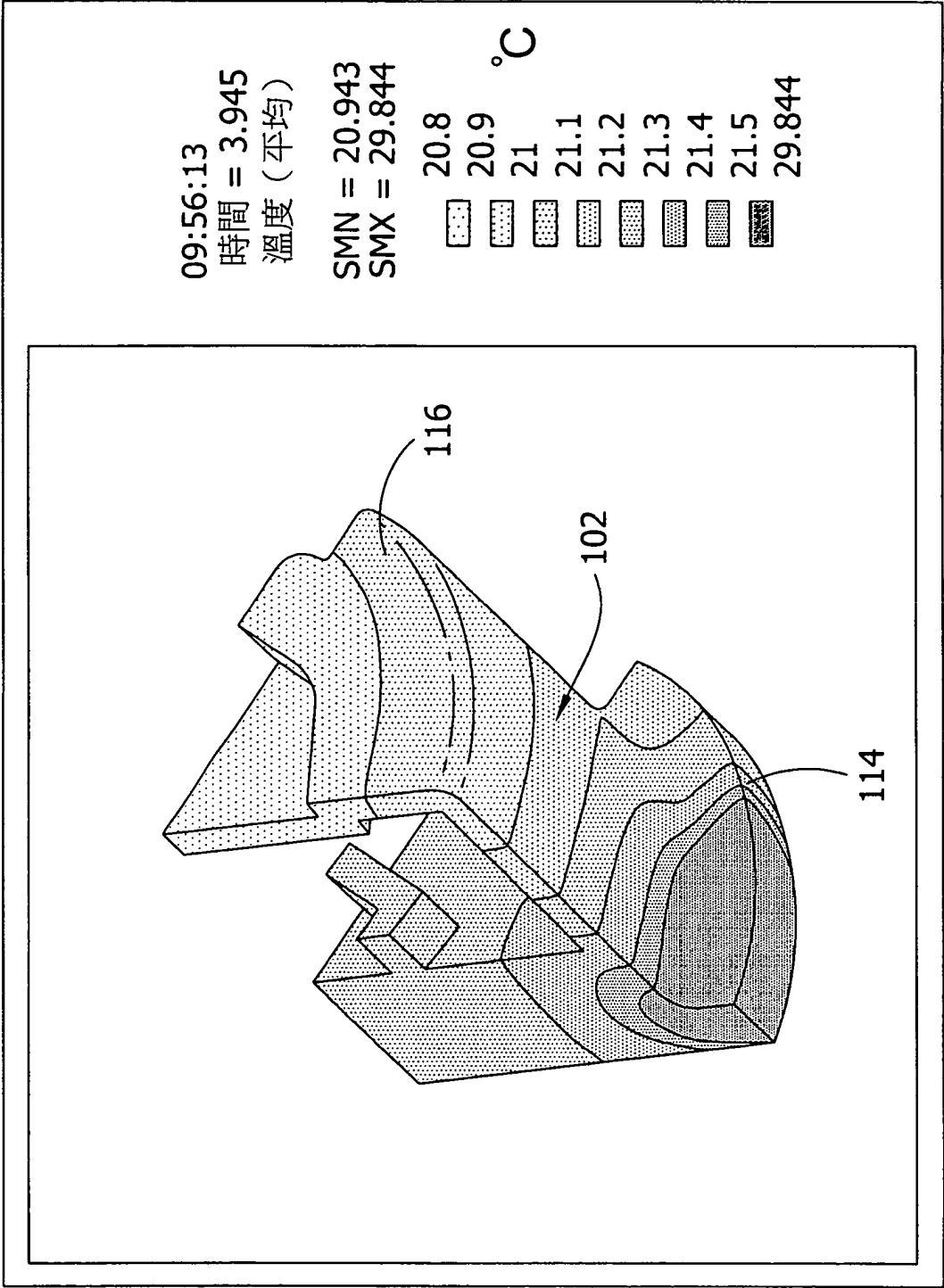


圖7

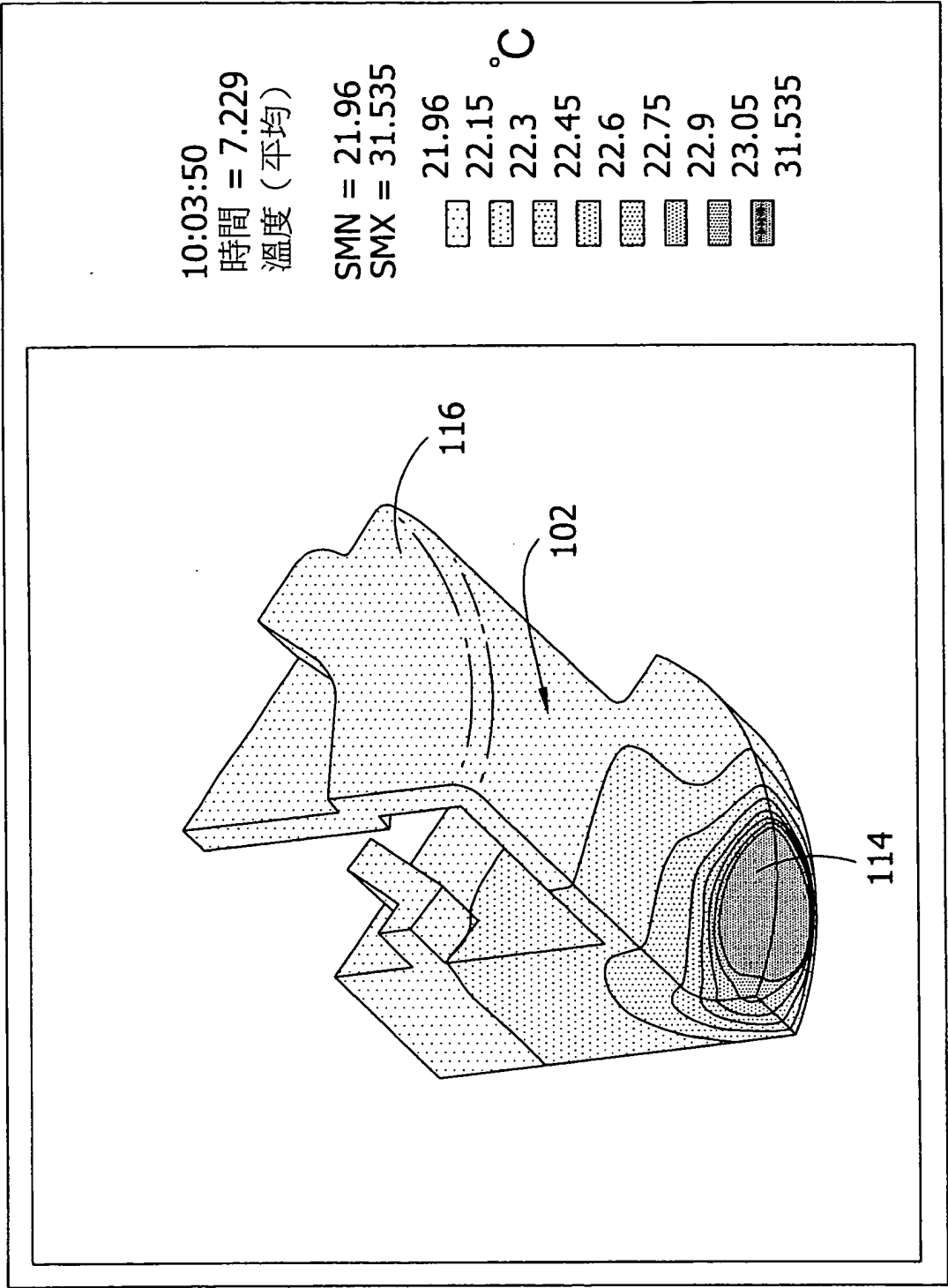


圖8

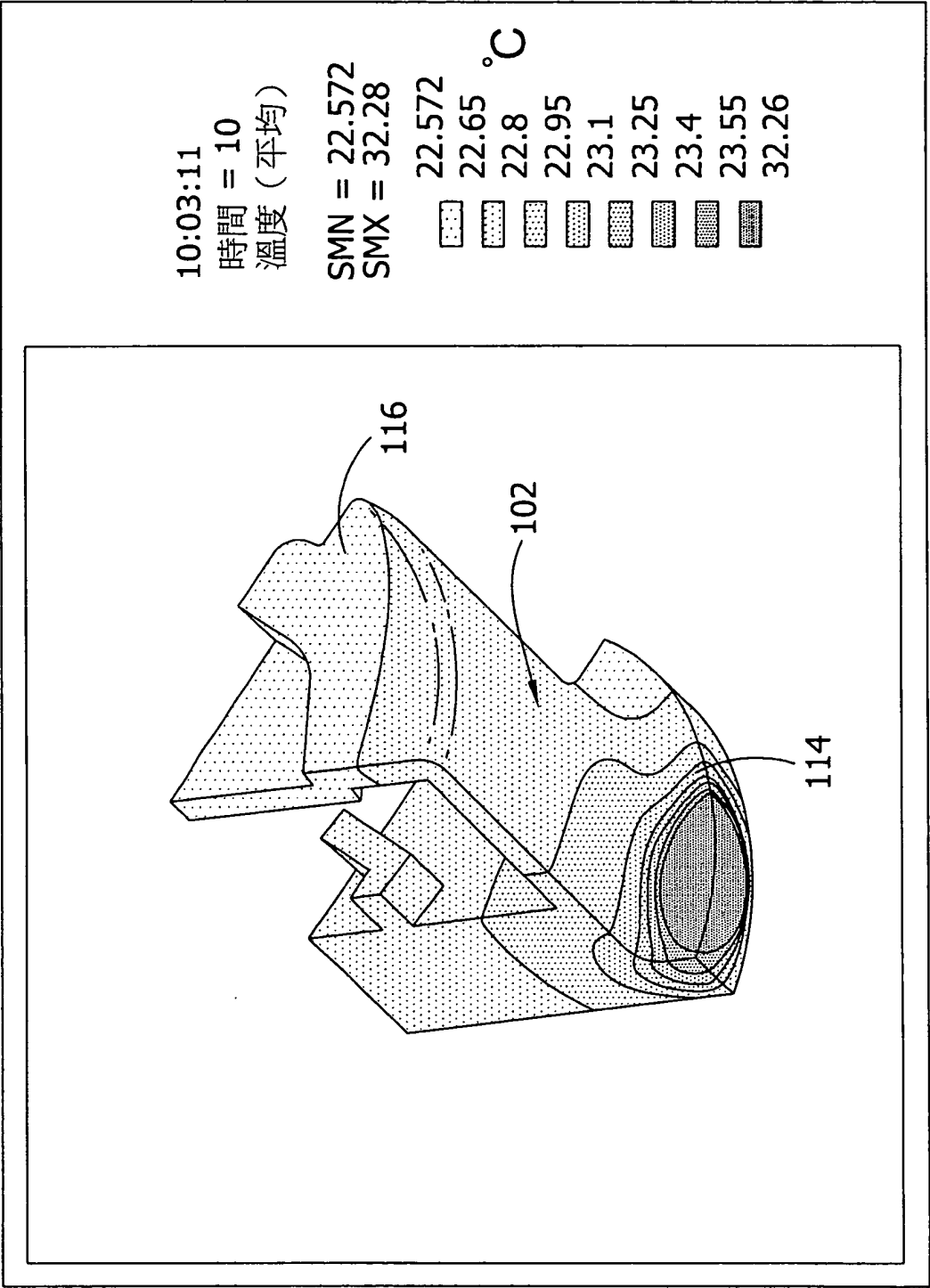


圖9

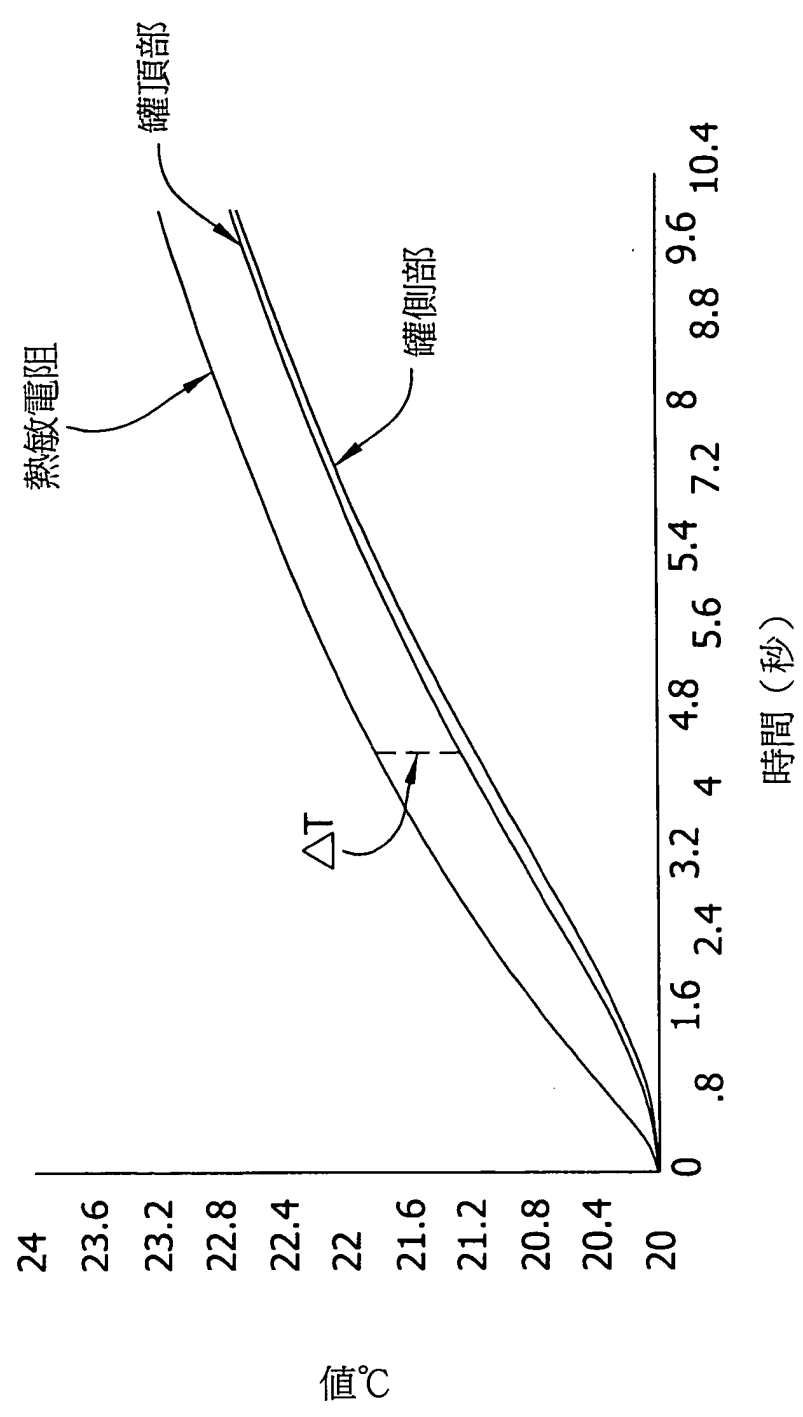


圖10

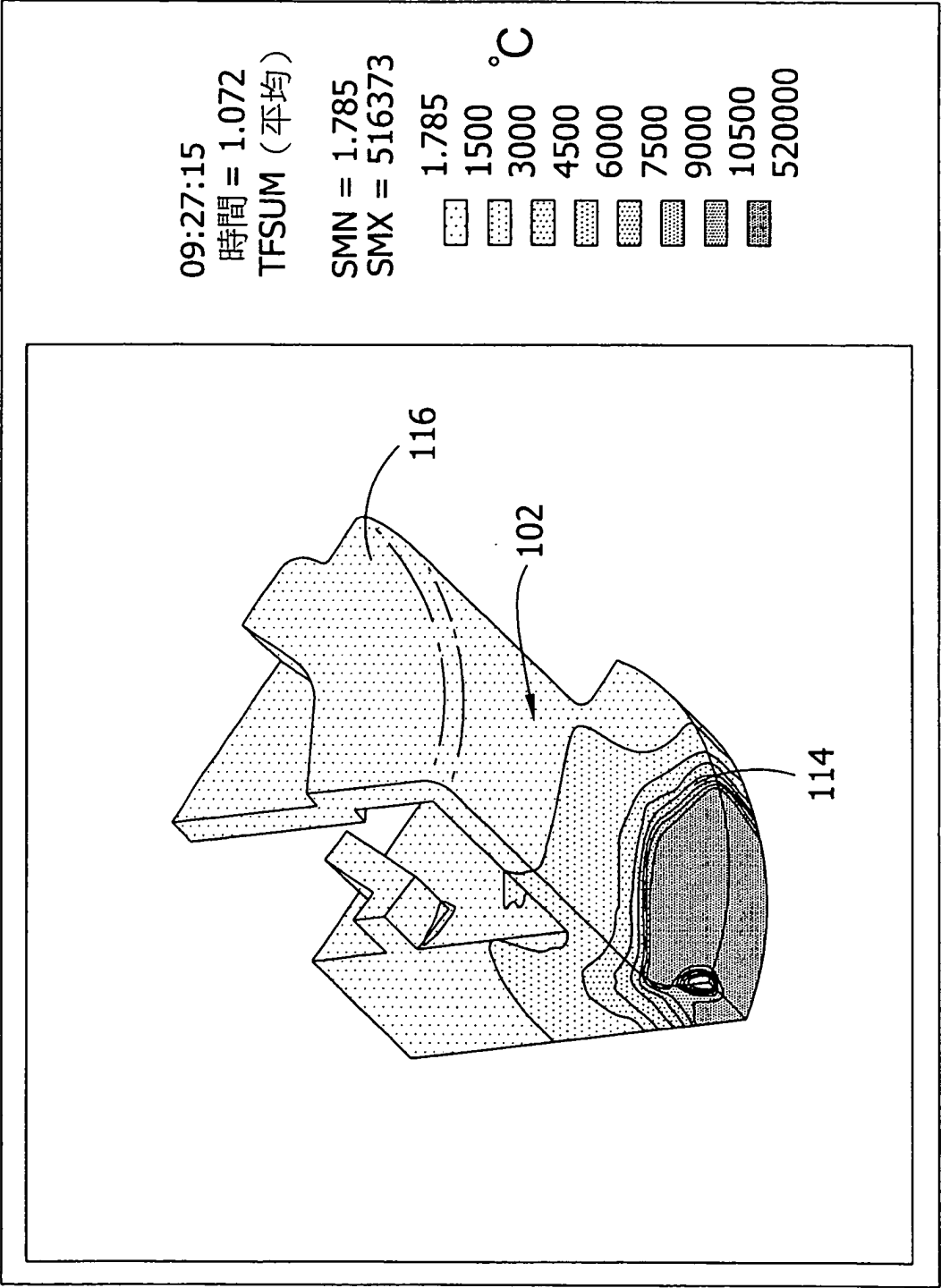


圖11

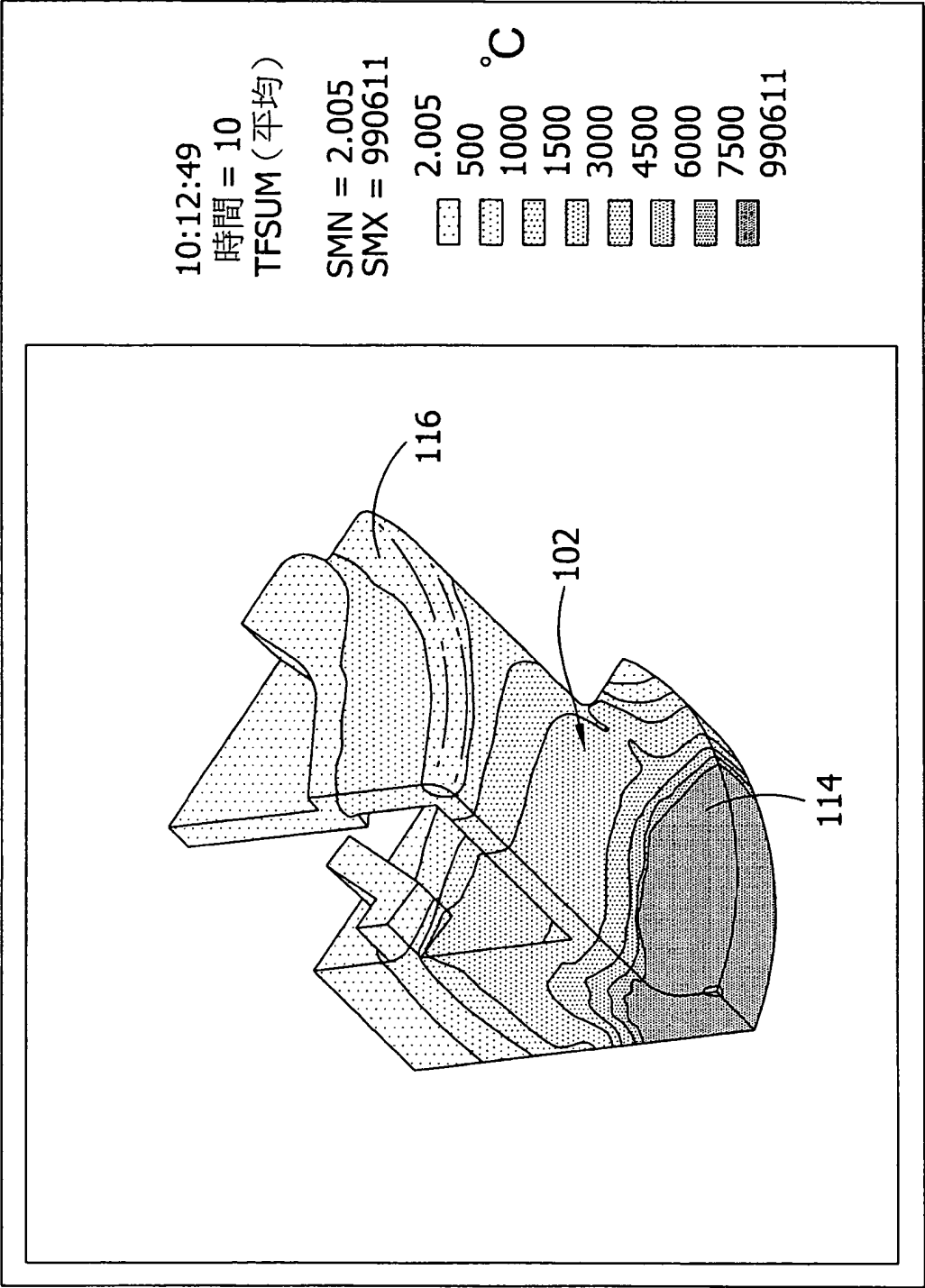


圖12

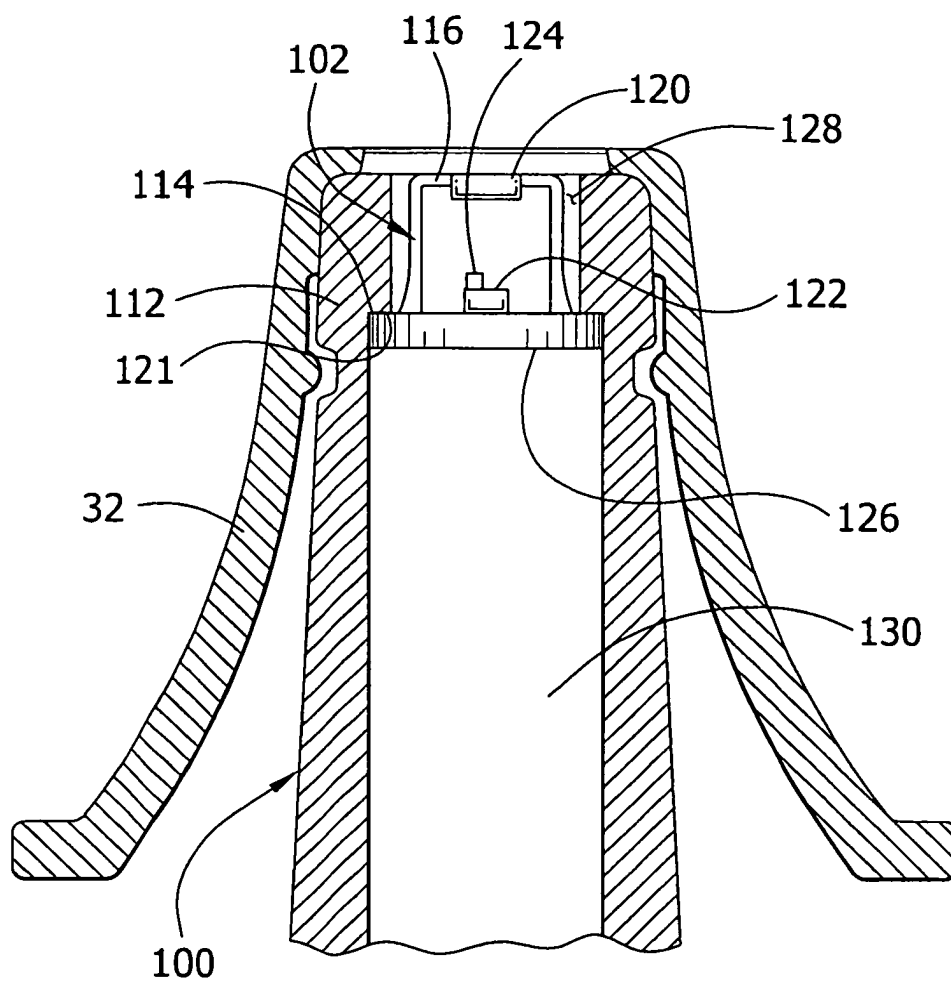


圖13

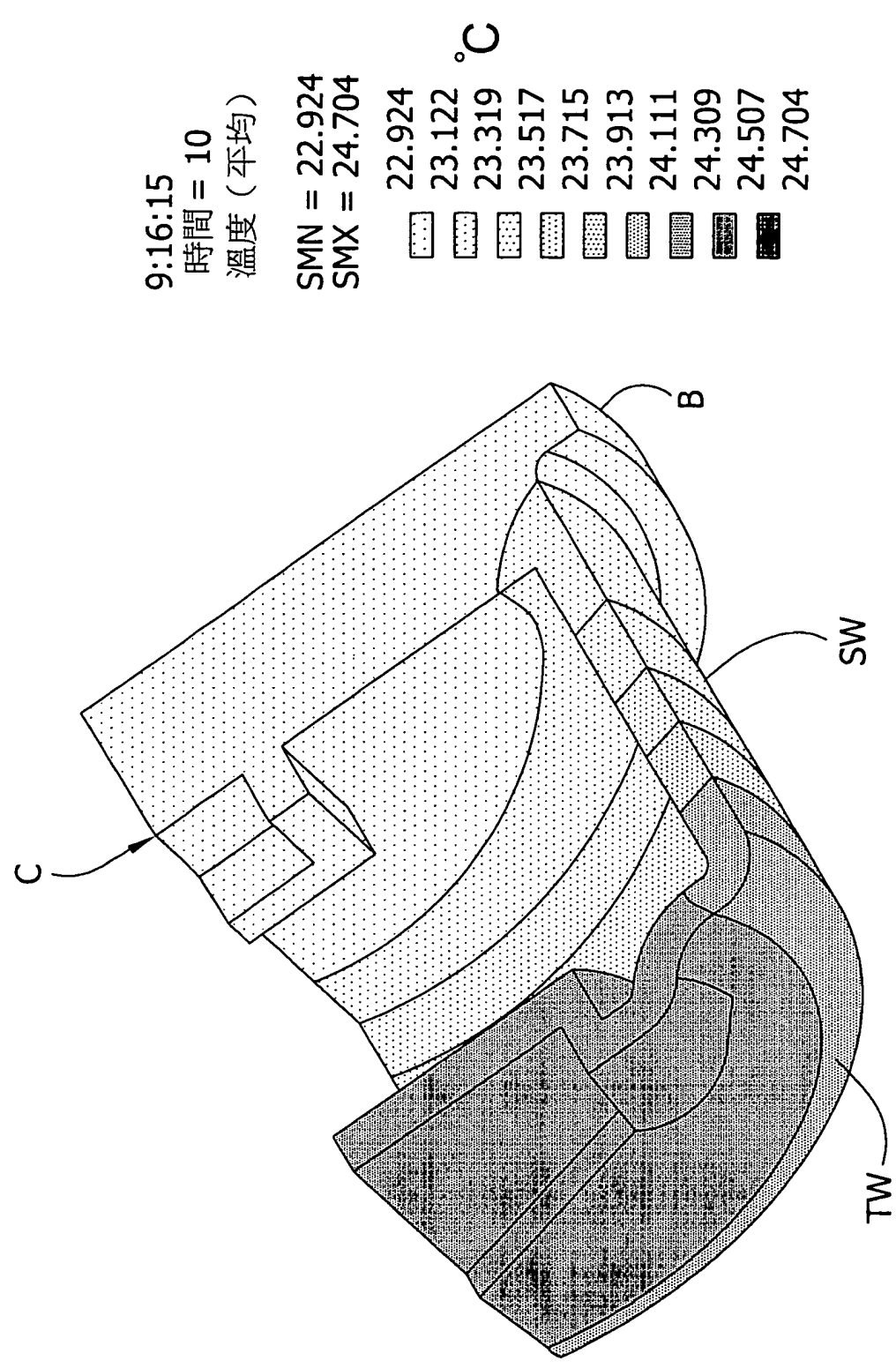


圖14

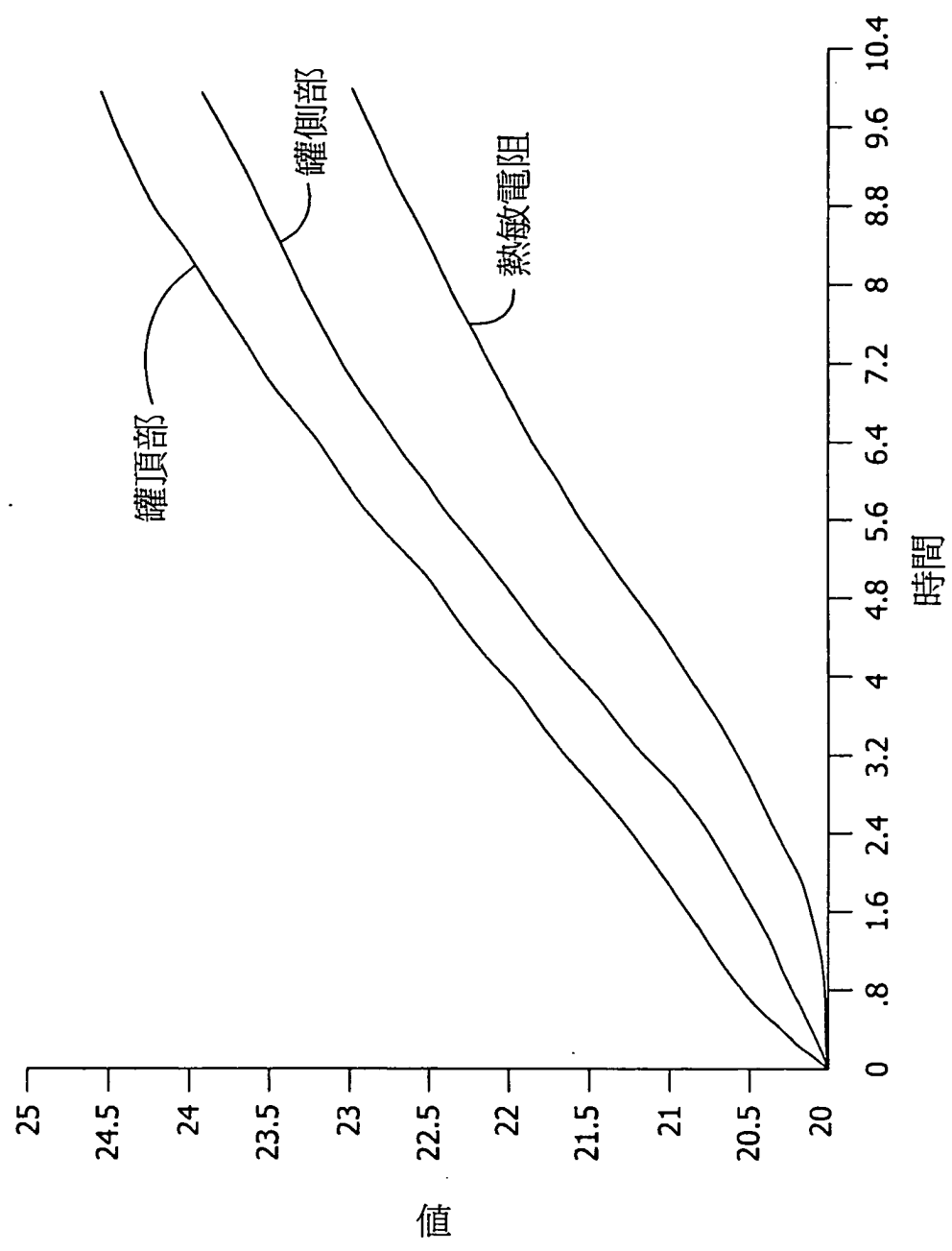


圖15

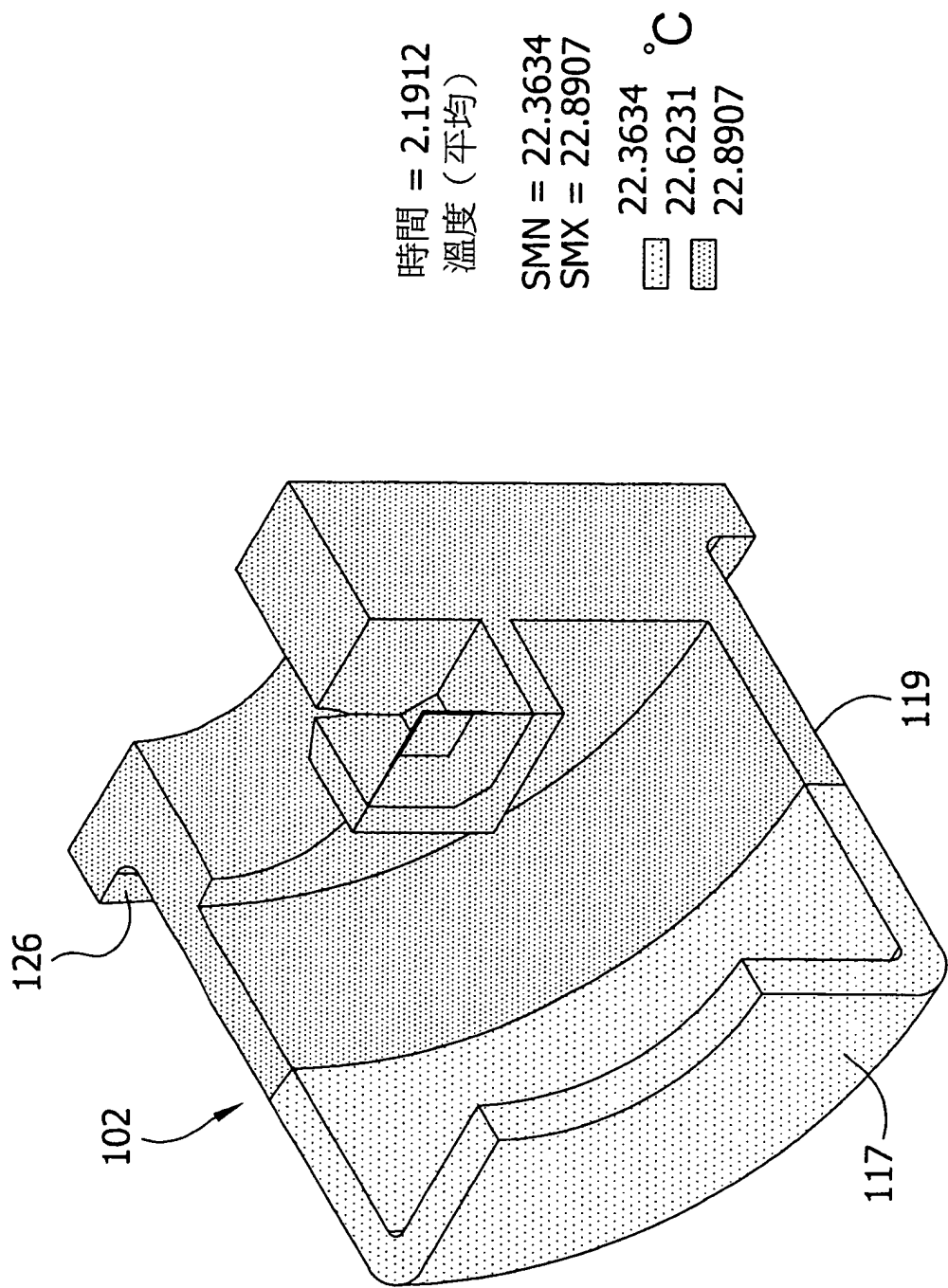


圖16

時間 (秒)	節點溫度 熱敏電阻	節點溫度 罐側部	變化 熱敏電阻-側部	節點溫度 罐頂部	變化 熱敏電阻-頂部
2.67E-03	20	20	0	20.0002	-0.0002
9.34E-02	20.0009	20.0122	-0.0113	20.0799	-0.079
0.61783	20.3352	20.3704	-0.0352	20.5684	-0.2332
1.1423	21.1431	21.0423	0.1008	21.0568	0.0863
1.6667	22.0489	21.833	0.2159	21.666	0.3829
2.1912	22.8907	22.6231	0.2676	22.3634	0.5273
2.7156	23.6296	23.361	0.2686	23.0852	0.5444
3.2401	24.267	24.0278	0.2392	23.7837	0.4833
3.7645	24.8149	24.6198	0.1951	24.4318	0.3831
4.289	25.2867	25.1406	0.1461	25.0179	0.2688
4.8134	25.6944	25.5967	0.0977	25.5396	0.1548
5.3379	26.0488	25.9957	0.0531	26	0.0488
5.8623	26.3586	26.3452	0.0134	26.4044	-0.0458
6.3868	26.6313	26.6523	-0.021	26.7594	-0.1281
6.9112	26.8732	26.9236	-0.0504	27.0715	-0.1983
7.4356	27.0895	27.1645	-0.075	27.3468	-0.2573
7.9601	27.2844	27.3799	-0.0955	27.5909	-0.3065
8.4845	27.4614	27.5739	-0.1125	27.8085	-0.3471
9.009	27.6235	27.75	-0.1265	28.0039	-0.3804
9.5334	27.7731	27.9109	-0.1378	28.1805	-0.4074
10	27.8972	28.0434	-0.1462	28.3245	-0.4273

圖17

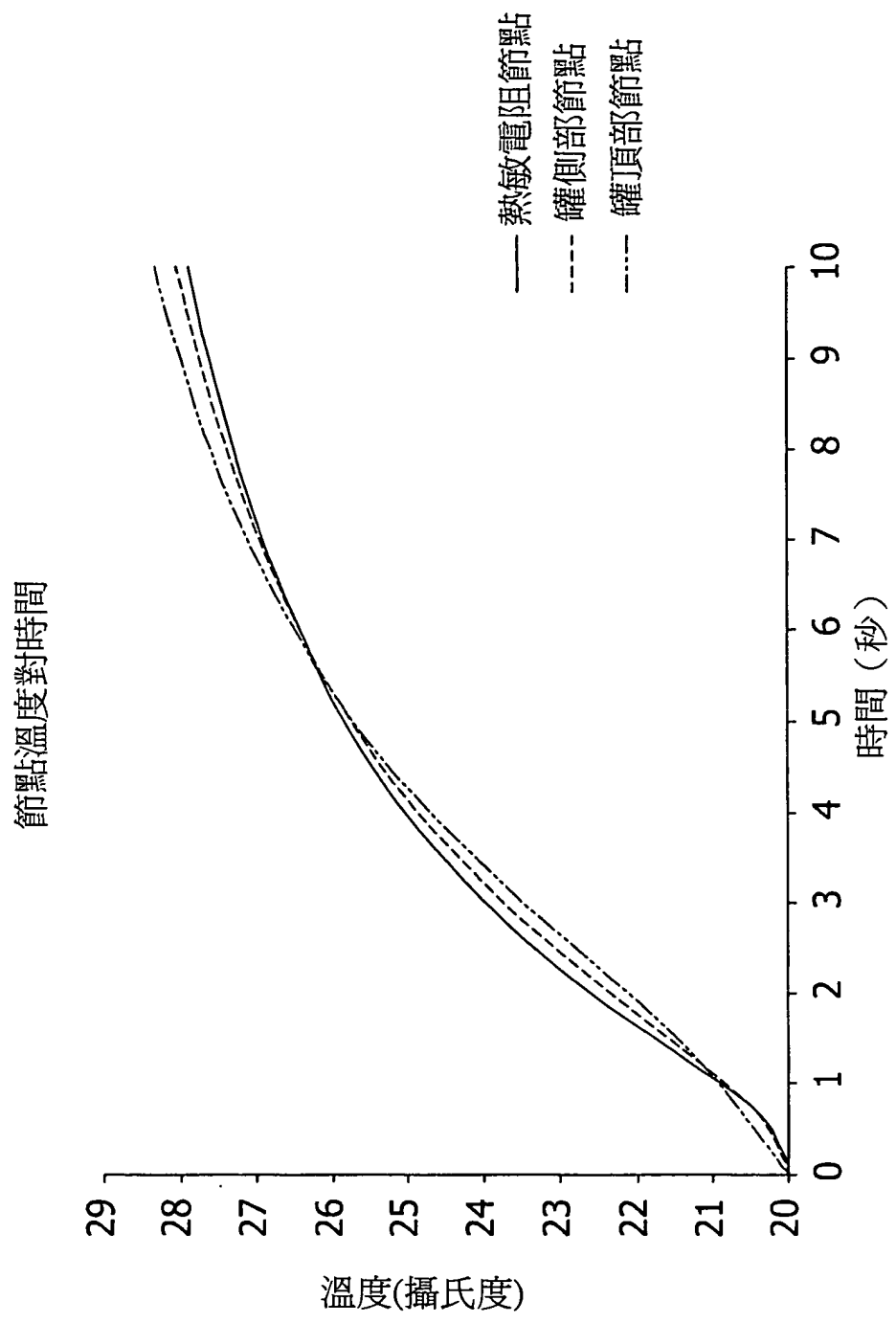


圖18

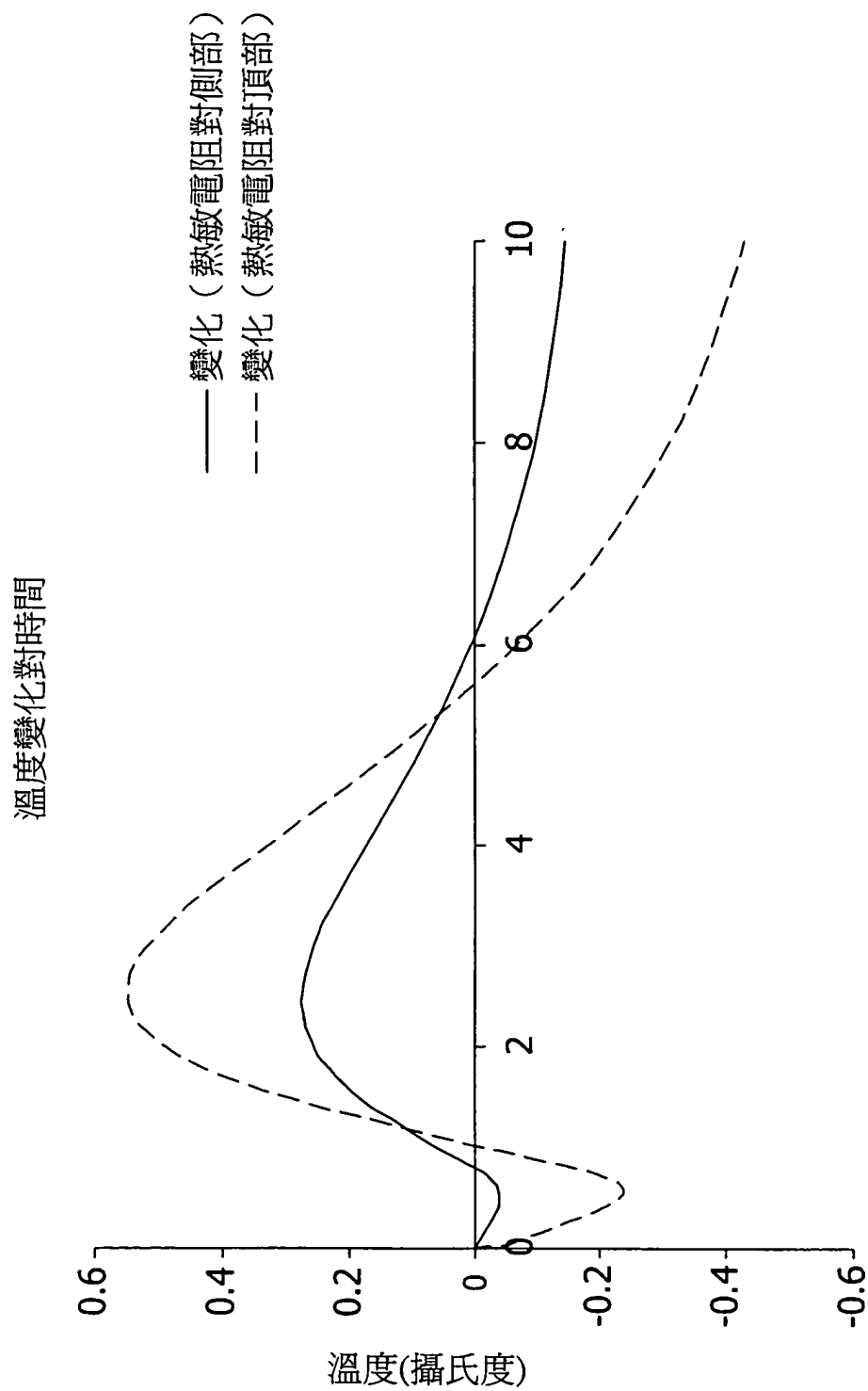


圖19

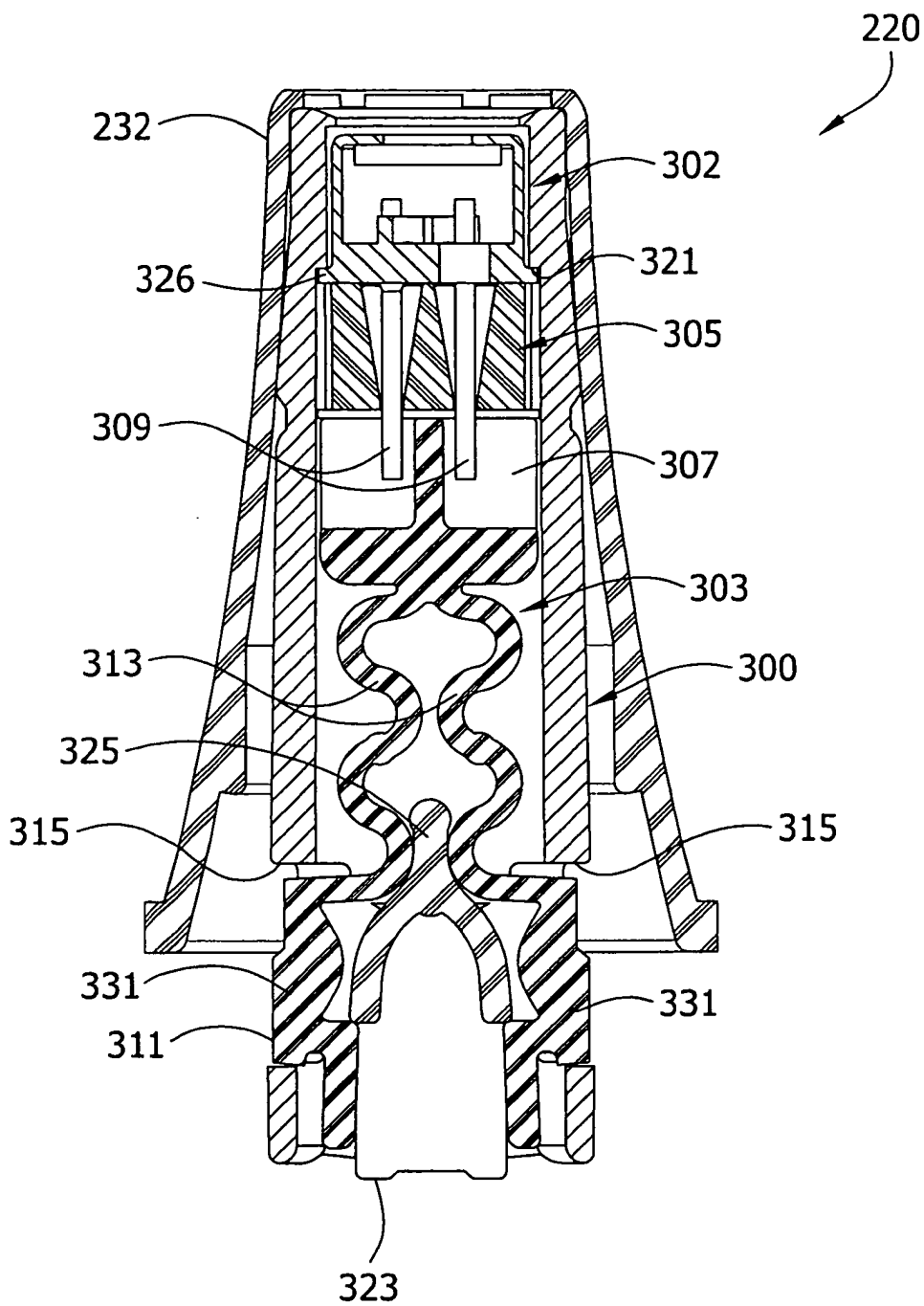


圖20

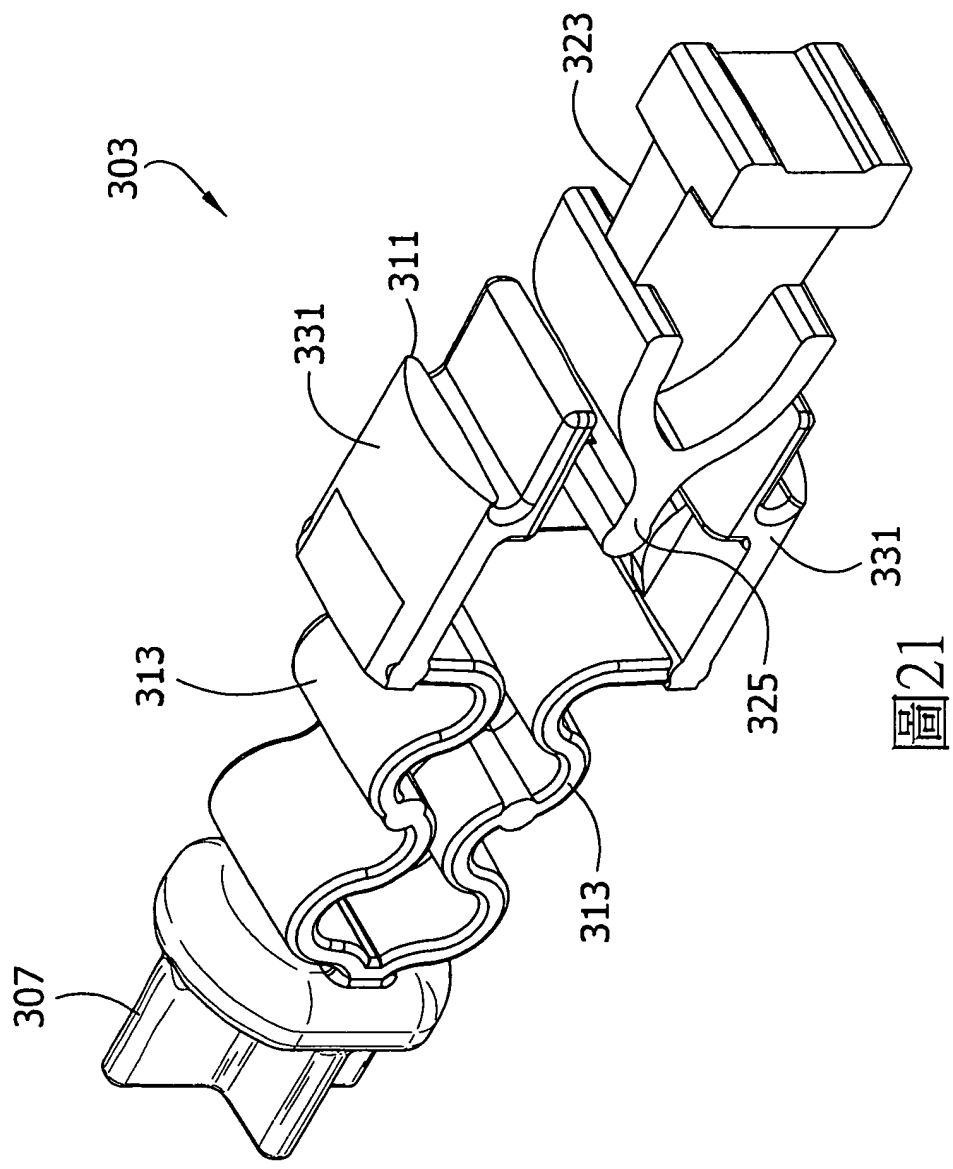


圖21

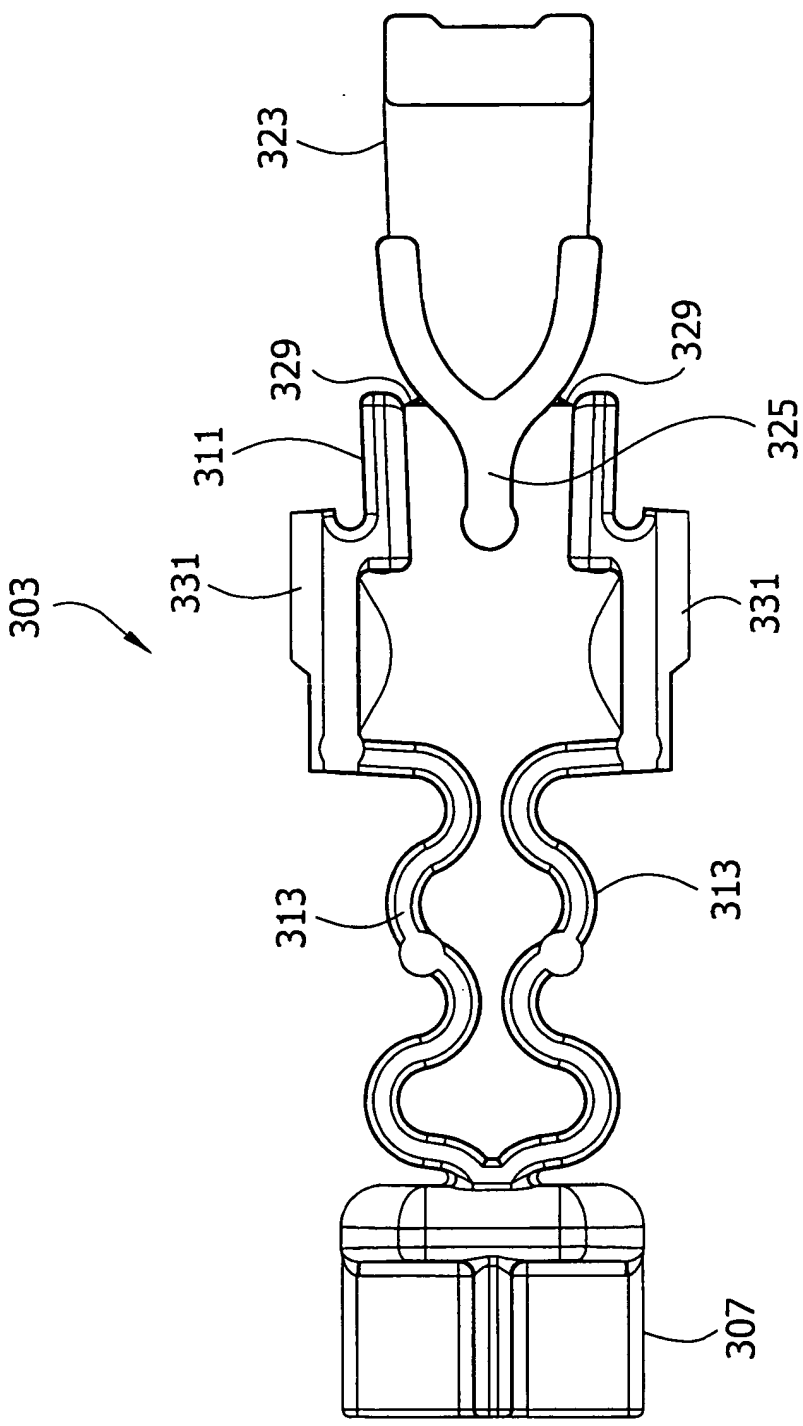


圖22

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (13) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

32	探針蓋
100	噴嘴
102	感測器罐
112	鼻部分
114	周邊邊緣邊際
116	罐尖端/杯形尖端
120	窗
121	內部脊
122	紅外感測器
124	熱敏電阻
126	基座
128	氣隙
130	空氣間隔

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)

十、申請專利範圍：

1. 一種具有一近端及一遠端之耳溫計，該溫度計包含：

一導熱噴嘴，其自該溫度計之該遠端延伸，該噴嘴經定位及成形以於其上收納一探針蓋，

一感測器罐，其容納用於感測溫度之溫度感測電子器件，該感測器罐包括一基座，該基座熱連接至該噴嘴以界定自該噴嘴至該罐之該基座的一熱傳導路徑，另外，該感測器罐無與比該感測器罐大的質量之一導熱結構之熱連接，

該溫度計結合熱連接至該噴嘴作為該熱傳導路徑之部分的該探針蓋，其中來自該溫度計之外部的熱經由該熱傳導路徑自該探針蓋穿過該噴嘴而傳遞至該感測器罐之該基座，且進一步其中該探針蓋僅在該噴嘴之一遠端邊緣處熱連接至該噴嘴。

2. 如請求項1之耳溫計，其中該感測器罐之該基座直接緊固至該噴嘴。
3. 如請求項2之耳溫計，其中該感測器罐之該基座緊固至該噴嘴之一內部脊。
4. 如請求項3之耳溫計，其進一步包含一非導熱固持器，其緊固至該噴嘴以將該感測器罐之該基座夾於該內部脊與該固持器之間。
5. 如請求項3之耳溫計，其中該感測器罐之該基座係使用一導熱黏著劑而緊固至該噴嘴。
6. 如請求項5之耳溫計，其中該感測器罐之該基座之一遠

端表面緊固至該噴嘴之該內部脊，且該基座之一相對的近端表面無與任一結構之接觸。

7. 如請求項1之耳溫計，其中該噴嘴界定一鄰近該感測器罐之一近側之空氣間隔。

8. 如請求項7之耳溫計，其中該溫度計無與除了該噴嘴外之該感測器罐熱連接之結構。

9. 如請求項1之耳溫計，其中該噴嘴及該感測器罐經建構及配置以界定自該噴嘴至該感測器罐之一熱傳遞路徑及抑制熱傳遞遠離該感測器罐，藉此當在耳中量測溫度時，使該感測器罐之近端與遠端之間的一熱梯度最小化。

10. 如請求項1之耳溫計，其中該噴嘴由金屬製成且該感測器罐無與除了該噴嘴外之一金屬物件的熱連接。

11. 一種具有一近端及一遠端之耳溫計，該溫度計包含：

一導熱噴嘴，其自該溫度計之該遠端延伸，該噴嘴經定位及成形以於其上收納一探針蓋，

一感測器罐，其容納用於感測溫度之溫度感測電子器件，該感測器罐包括一基座，該基座熱連接至該噴嘴以界定自該噴嘴至該罐之該基座的一熱傳導路徑，另外，該感測器罐無與比該感測器罐大的質量之一導熱結構之熱連接，

該溫度計進一步包含一彈簧定位器，其經安置於該噴嘴中且有彈性地偏置該感測器罐以使其與該噴嘴接觸，

其中該彈簧定位器包含彈簧部件及一啮合該等彈簧部

件以增加其彈力之加固元件。

12. 如請求項 11 之耳溫計，其中該彈簧定位器由一塊材料形成。

13. 一種具有一近端及一遠端之耳溫計，該溫度計包含：

一導熱噴嘴，其自該溫度計之該遠端延伸，

一感測器罐，其容納用於感測溫度之溫度感測電子器件，該感測器罐包括一熱連接至該噴嘴之基座，

該噴嘴界定在該感測器罐基座之一近側上的一空氣間隔以抑制自該感測器罐之熱傳遞，

該溫度計結合熱連接至該噴嘴作為熱傳導路徑之部分的探針蓋，其中來自該溫度計之外部的熱經由該熱傳導路徑自該探針蓋穿過該噴嘴而傳遞至該感測器罐之該基座，其中該探針蓋僅在該噴嘴之一遠端邊際處熱連接至該噴嘴。

14. 如請求項 13 之耳溫計，其中該感測器罐之該基座直接緊固至該噴嘴。

15. 如請求項 14 之耳溫計，其中該感測器罐之該基座緊固至該噴嘴之一內部脊。

16. 如請求項 15 之耳溫計，其中該感測器罐之該基座係使用一導熱黏著劑而緊固至該噴嘴。

17. 如請求項 16 之耳溫計，其中該感測器罐之該基座之一遠端表面緊固至該噴嘴之該內部脊，且該基座之一相對的近端表面無與任一結構之接觸。

18. 如請求項 13 之耳溫計，其中該溫度計無與除了該噴嘴外

之該感測器罐熱連接之結構。

19. 如請求項13之耳溫計，其中該噴嘴及該感測器罐經建構及配置以界定自該噴嘴至該感測器罐之一熱傳遞路徑及抑制熱傳遞遠離該感測器罐，藉此當在耳中量測溫度時，使該感測器罐之近端與遠端之間的一熱梯度最小化。
20. 如請求項13之耳溫計，其中該噴嘴由金屬製成且該感測器罐無與除了該噴嘴外之一金屬物件的熱連接。