202108080

(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本　(11)公開編號：TW 202108080 A

(43)公開日： 中華民國 110 (2021) 年 03 月 01 日

(21)申請案號：109124367　(22)申請日： 中華民國 109 (2020) 年 07 月 20 日

(51)Int. Cl.：　*A61B7/04　(2006.01)*

(30)優先權：2019/07/26　日本　2019-138273

(71)申請人：日商富士軟片股份有限公司 (日本) FUJIFILM CORPORATION　(JP)
日本

(72)發明人：佐佐木勉 SASAKI, TSUTOMU (JP)

(74)代理人：葉璟宗；卓俊傑

申請實體審查：無　申請專利範圍項數：8 項　圖式數：15　共 39 頁

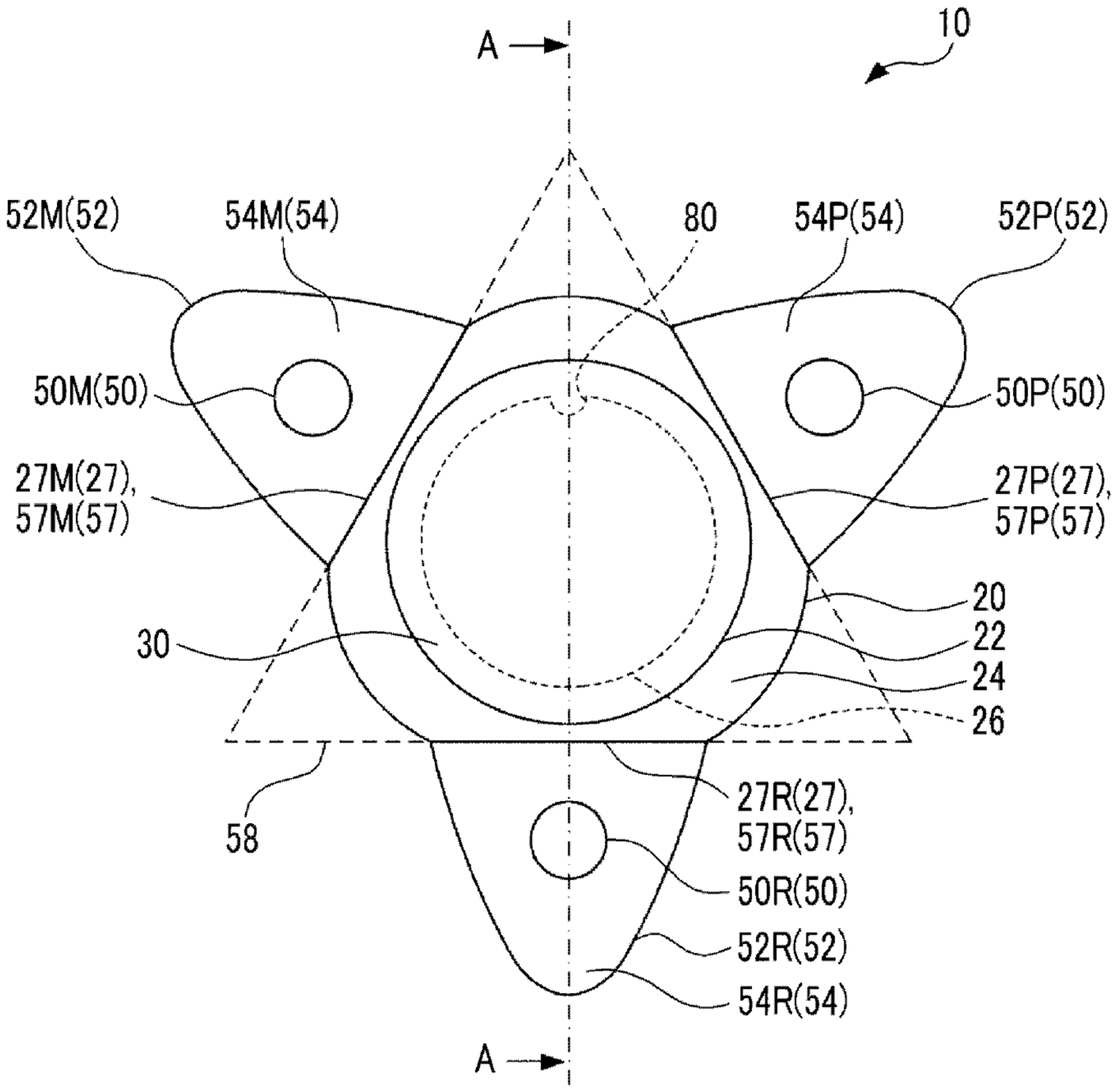
(54)名稱

聽診器

(57)摘要

本發明提供一種聽診器，其具備：檢測部，檢測藉由自被測物發出之聲音產生之振動且根據前述振動輸出振動訊號；輸出部，根據前述振動訊號輸出聲音訊號；輸出端子，將前述聲音訊號輸出至外部；3 個心電電極，分別配置於前述檢測部的周圍並檢測前述被測物的心電，前述輸出端子配置於穿過前述 3 個心電電極中 1 個規定的心電電極的中心及前述檢測部中心之軸上。

指定代表圖：



【圖3】

符號簡單說明：

10:聽診器

20:支撐座

22:開口部

24:第 1 接觸面

26:背面

27、27M、27P、27R:第 1 連接邊

30:壓電薄膜

50:心電電極

50M:負電極

50P:正電極

50R:參考電極

52、52M、52P、52R:彈性構件

54、54M、54P、54R:第 2 接觸面

57、57M、57P、57R:第 2 連接邊

58:三角形

80:輸出端子

202108080

【發明摘要】

【中文發明名稱】聽診器

【英文發明名稱】STETHOSCOPE

【中文】

本發明提供一種聽診器，其具備：檢測部，檢測藉由自被測物發出之聲音產生之振動且根據前述振動輸出振動訊號；輸出部，根據前述振動訊號輸出聲音訊號；輸出端子，將前述聲音訊號輸出至外部；3個心電電極，分別配置於前述檢測部的周圍並檢測前述被測物的心電，前述輸出端子配置於穿過前述3個心電電極中1個規定的心電電極的中心及前述檢測部中心之軸上。

【指定代表圖】圖3。

【代表圖之符號簡單說明】

10:聽診器

20:支撐座

22:開口部

24:第 1 接觸面

26:背面

27、27M、27P、27R:第 1 連接邊

30:壓電薄膜

50:心電電極

50M:負電極

50P:正電極

50R:參考電極

52、52M、52P、52R:彈性構件

54、54M、54P、54R:第 2 接觸面

57、57M、57P、57R:第 2 連接邊

58:三角形

80:輸出端子

【特徵化學式】

無。

【發明說明書】

【中文發明名稱】聽診器

【英文發明名稱】STETHOSCOPE

【技術領域】

【0001】　本發明係有關一種聽診器。尤其有關一種電子聽診器，其具備檢測被測物的心電之心電電極且能夠將所檢測之聲音及心電作為資料輸出。

【先前技術】

【0002】　以往，關於聽診器，已知有以下技術，前述聽診器能夠對產生於生物體內部之心音及血流音等聲音（以下，稱為生物體聲音）進行放大來聽取且具備檢測被測物的心電之心電電極。

【0003】　例如，在日本特開 2012-055354 號公報中記載有一種診斷裝置，其具有：檢測身體聲音之聽音檢測部、一端與聽音檢測部連通且從另一端聽診身體聲音之聽管、設置於聽音檢測部並檢測伴隨心臟搏動之電位之心電檢測部、將藉由心電檢測部檢測出的電位轉換成無線訊號來發送之控制單元。

【0004】　心電電極有時包括功能不同的 3 個心電電極。此時，被輸出的心電訊號的朝向根據被測物的心臟與各電極之間的位置關係發生變化。若使用者能夠容易判斷 3 個心電電極係具有何種功能之心電電極以使心電訊號沿規定朝向輸出，則能夠提高使用者的操作性。

【發明內容】

【0005】　本發明提供一種能夠提高使用者的操作性之聽診器。

【0006】　本發明的第 1 態樣係聽診器，其具備：檢測部，檢測藉由自被測物發出之聲音產生之振動且根據振動輸出振動訊號；輸出部，根據振動訊號輸出聲音訊號；輸出端子，將聲音訊號輸出至外部；及 3 個心電電極，分別配置於檢測部的周圍並檢測被測物的心電，輸出端子配置於穿過 3 個心電電極中 1 個規定的心電電極的中心及檢測部中心之軸上。

【0007】　本發明的第 2 態樣可以為，在上述第 1 態樣中，3 個心電電極分別為正電極、負電極及測定基準位準之參考電極，規定的心電電極為參考電極。

【0008】　本發明的第 3 態樣可以為，在上述第 2 態樣中，正電極及負電極分別配置於檢測部的周圍且與穿過參考電極的中心及檢測部的中心之軸對稱的位置。

【0009】　本發明的第 4 態樣可以為，在上述態樣中，進一步具備支撐座，上述支撐座具有：開口部、沿開口部的周圍延伸且與被測物接觸之接觸面、設置於與接觸面相反的一側之背面、與接觸面和背面連接之側面，檢測部以表面的一部分從開口部露出之狀態被支撐於支撐座，輸出端子配置於支撐座的側面。

【0010】　本發明的第 5 態樣可以為，在上述第 4 態樣中，支撐座在側面具有直徑比接觸面及背面更小的頸部，輸出端子配置於比側面的頸部更靠近背面的一側。

【0011】　本發明的第 6 態樣可以為，在上述第 4 或第 5 態樣中，進一步具備輸入部，其係設置於背面且接收聲音訊號的位準的調整輸入。

【0012】　本發明的第 7 態樣可以為，在上述第 6 態樣中，輸入部為轉盤式。

【0013】　本發明的第 8 態樣可以為，在上述第 4 至第 7 態樣中，支撐座具有容納電池之空間，並且在背面進一步具備用於對電池進行充電之充電端子。

[發明效果]

【0014】　根據上述態樣，本發明的聽診器能夠提高使用者的操作性。

【圖式簡單說明】

【0015】　圖 1 係表示第 1 例示性實施形態之聽診器的背面側之立體圖。

圖 2 係表示第 1 例示性實施形態之聽診器的接觸面側之立體圖。

圖 3 係表示第 1 例示性實施形態之聽診器的接觸面之圖。

圖 4 係圖 3 的 A-A 剖面圖。

圖 5 係將第 1 例示性實施形態之聽診器按壓在生物體上時的圖 3 的 A-A 剖面圖。

圖 6 係填充有支撐壓電薄膜的氣體之聽診器的圖。

圖 7 係表示壓電薄膜及保護層的結構之概略圖。

圖 8 係用於說明壓電體層的極化作用之圖。

圖 9 係改變保護層的聲阻抗來測定 SN 比之曲線圖。

圖 10 係表示由複數個層構成之保護層的結構之概略圖。

圖 11 係表示表面由疏水性材料構成之保護層的結構之概略圖。

圖 12 係表示第 1 例示性實施形態之聽診器的結構之框圖。

圖 13 係表示第 1 例示性實施形態之輸出部的結構之框圖。

圖 14 係有關第 2 例示性實施形態之聽診器之圖 3 的 A-A 剖面圖。

圖 15 係將第 2 例示性實施形態之聽診器按壓在生物體上時的圖 3 的 A-A 剖面圖。

【實施方式】

【0016】 以下，參考附圖，對用於實施本發明的技術之形態例進行詳細說明。以下，將生物體 12 用作被測物的一例，將生物體聲音用作從被測物產生之聲音的一例來進行說明。作為生物體聲音，例如，可舉出心跳、呼吸音、血流音及腸音等。又，以下，將壓電薄膜 30 用作檢測部的一例。

【0017】 [第 1 例示性實施形態]

首先，參考圖 1～圖 3，對本例示性實施形態之聽診器 10 的結構進行說明。如圖 1～圖 3 所示，聽診器 10 具備支撐座 20、壓電薄膜 30、作為心電電極的一例的分別配置有正電極 50P、負電極 50M 及參考電極 50R 之彈性構件 52P、52M、52R。

【0018】 支撐座 20 具有開口部 22、沿開口部 22 的周圍延伸且與生物體 12 接觸之第 1 接觸面 24、設置於與第 1 接觸面 24 相反的一側之背面 26、與第 1 接觸面 24 和背面 26 連接之側面 25。又，支撐座 20 在側面 25 具有直徑比第 1 接觸面 24 及背面 26 更小的頸部 28。又，支撐座 20 由比後

述彈性構件 52 更硬的構件構成。

【0019】　支撐座 20 在側面 25 具有輸出端子 80。輸出端子 80 係用於輸出表示生物體聲音之訊號（後述之調整訊號 S3）之端子。輸出端子 80 例如包括耳機塞孔，連接有用於聽取藉由聽診器 10 獲取之生物體聲音之耳機 14 的端子。輸出端子 80 配置於比側面 25 的頸部 28 更靠近背面 26 的一側為較佳。藉由設為該種結構，使用者用手握持頸部 28 時，連接於輸出端子 80 之耳機 14 的端子不會與手干涉，藉此能夠提高操作性。

【0020】　支撐座 20 在背面 26 具有輸入部 82、顯示部 84 及後述之用於對電池 96 進行充電之充電端子 86。輸入部 82 係進行用於調整用耳機 14 聽取之生物體聲音的音量位準的操作之部分。輸入部 82 例如包括轉盤式的輸入元件。藉由將輸入部 82 設為轉盤式，相較於按鍵式，能夠抑制使用者的誤操作。顯示部 84 例如包括 LED 燈，並顯示電池 96 的殘量等。

【0021】　彈性構件 52P、52M、52R 係分別具有與生物體 12 接觸的第 2 接觸面 54P、54M、54R 且分別與支撐座 20 的周圍連接的具有彈性之構件。以下，不區分彈性構件 52P、52M、52R 時，稱為彈性構件 52。不區分第 2 接觸面 54P、54M、54R 時，稱為第 2 接觸面 54。

【0022】　彈性構件 52 例如可以構成為包含彈性體材料、矽酮樹脂、矽酮橡膠、胺甲酸乙酯橡膠、天然橡膠、苯乙烯丁二烯橡膠、氯丁二烯橡膠、丙烯腈橡膠、丁基橡膠、乙烯丙烯橡膠、氟橡膠及氯磺化聚乙烯橡膠中的任一種。包含該等材料而成之彈性構件 52 的厚度越厚，或楊氏模數越大，耐久性越提高，但柔軟性越降低。若柔軟性降低，則有時在將彈性構件 52 按壓在生物體 12 上時，會因硬度而產生不適感。

【0023】　因此，彈性構件 52 的厚度為 0.5mm 以上且 50mm 以下為較佳。厚度為 3mm 以上且 30mm 以下為進一步較佳，厚度為 5mm 以上且 20mm 以下為最佳。又，彈性構件 52 的楊氏模數為 0.2MPa 以上且 50MPa 以下為較佳。楊氏模數為 0.2MPa 以上且 10MPa 以下為進一步較佳。藉由將彈性構件 52 設為上述範圍的厚度及楊氏模數，能夠設為具有適合用作聽診器的耐久性及柔軟性之構件。

【0024】　正電極 50P、負電極 50M 及測定基準位準之參考電極 50R 分別配置於第 2 接觸面 54P、54M、54R。亦即，正電極 50P、負電極 50M 及參考電極 50R 的 3 個心電電極分別配置於壓電薄膜 30 的周圍。以下，不區分正電極 50P、負電極 50M 及參考電極 50R 時，稱為心電電極 50。

【0025】　心電電極 50 對彈性構件 52 可拆卸為較佳。例如，可以在心電電極 50 及彈性構件 52 設置成對的結合構件（例如，卡扣結合構件等）。又，例如，可以在心電電極 50 及彈性構件 52 中的至少一個的、各自接觸的面上設置可拆卸程度的黏著構件。由於心電電極 50 可拆卸，因此能夠適當地更換心電電極 50。

【0026】　作為心電電極 50，能夠使用市售的一次性心電電極。心電電極 50 在與生物體 12 接觸之表面上具有黏著性為較佳。具體而言，利用以下測定方法測定之黏著力為 0.25N/mm（3N/12mm）以下為較佳。

【0027】　[180°剝離試驗]

將寬度 12mm 的試驗片的一端貼在試驗板的邊端上，並立即用按壓輥，以 1mm/s 的速度按壓的同時留下試驗片的另一端側作為拉伸部分。將試驗板設定於試驗機(AGS-X(SHIMADZU CORPORATION 製)或 ZTA(IMADA

CO., LTD.製））上，並以 10mm/s 的速度從試驗板剝離試驗片，算出從測定值（N）穩定之後至剝離結束為止的的測定值的平均來作為黏著力的值。

【0028】 關於藉由心電電極 50 檢測之心電及藉由壓電薄膜 30（詳細將進行後述）檢測之生物體聲音，藉由使聽診器 10 接觸生物體 12 而一定時間不移動來檢測心電及生物體聲音。因此，藉由心電電極 50 在與生物體 12 接觸之表面上具有黏著性，能夠將聽診器 10 固定在生物體 12 上，並能夠抑制導致聽診器 10 容易移動的情況。亦即，藉由心電電極 50 具有黏著性，在使聽診器 10 與生物體 12 接觸時，能夠抑制心電及生物體聲音的檢測效率降低。

【0029】 為了使心電電極 50 以足夠的精度檢測生物體 12 的心電，心電電極 50 具有規定的面積為較佳。因此，在配置有心電電極 50 之彈性構件 52 中，第 2 接觸面 54 的各面積為 $100mm^2$ 以上為較佳。藉由將第 2 接觸面 54 的面積設為上述範圍的面積，能夠配置具有足夠的面積之心電電極 50，並能夠以足夠的精度檢測心電。

【0030】 在此，對本例示性實施形態之輸出端子 80 的位置進行說明。使心電電極 50 與生物體 12 接觸時，根據生物體 12 的心臟與正電極 50P、負電極 50M 及參考電極 50R 之間的位置關係，所輸出的心電訊號 S5（詳細將進行後述）朝向會發生變化。為了使心電訊號 S5 沿規定朝向輸出，例如，可假設要求以參考電極 50R 朝向生物體 12 的頭部側、正電極 50P 及負電極 50M 朝向生物體 12 的腳部側的方式確定心電電極 50 對生物體 12 的朝向。因此，期待使用者能夠容易判斷 3 個心電電極 50 係具有何種功能之電極。

【0031】 如圖 3 所示，輸出端子 80 配置於穿過 3 個心電電極 50 中 1

個規定的心電電極 50 的中心及壓電薄膜 30 的中心之軸 A-A 上。在本例示性實施形態中，配置於軸 A-A 上之心電電極 50 係參考電極 50R。又，正電極 50P 及負電極 50M 配置於壓電薄膜 30 的周圍且與軸 A-A 對稱的位置。

【0032】　藉由設為該種構成，使用者根據輸出端子 80 的位置，能夠容易判斷哪一個心電電極 50 係參考電極 50R。因此，能夠提高使用者的操作性。

【0033】　另外，如圖 3 所示，輸出端子 80 並不限於隔著壓電薄膜 30 配置在與參考電極 50R 相向的位置。例如，輸出端子 80 可以配置於軸 A-A 之上且與參考電極 50R 最近的位置。

【0034】　又，配置於軸 A-A 上之心電電極 50 不限於參考電極 50R。藉由與輸出端子 80 的位置關係能夠區分 3 個心電電極 50 即可，作為配置於軸 A-A 上之心電電極 50，可以使用正電極 50P 及負電極 50M。

【0035】　接著，參考圖 3～圖 5，對本例示性實施形態之支撐座 20 與彈性構件 52 的連接關係進行說明。圖 4 及圖 5 係圖 3 的 A-A 剖面圖，圖 4 表示未將聽診器 10 按壓在生物體 12 上的情況，圖 5 表示將聽診器 10 按壓在生物體 12 上的情況。

【0036】　如上所述，為了使心電電極 50 以足夠的精度檢測生物體 12 的心電，心電電極 50 需要具有規定面積。除此以外，藉由將 3 個心電電極 50 充分隔開配置，能夠排除生物體 12 的肌電的影響，並能夠以高 SN 比（Signal to Noise ratio：訊噪比）檢測心電。

【0037】　如圖 3 所示，支撐座 20 具有分別與彈性構件 52P、52M、52R 連接的 3 個第 1 連接邊 27P、27M、27R 作為劃分第 1 接觸面 24 之邊。

第 1 連接邊 27P、27M、27R 各自構成內藏第 1 接觸面 24 之三角形 58 的各邊的至少一部分。以下，沒有特別區分第 1 連接邊 27P、27M、27R 時，稱為第 1 連接邊 27。

【0038】　彈性構件 52P 具有與支撐座 20 的第 1 連接邊 27P 連接的第 2 連接邊 57P 作為劃分第 2 接觸面 54P 之邊。第 2 連接邊 57P 的長度與第 1 連接邊 27P 的長度相同。同樣地，彈性構件 52M 具有與支撐座 20 的第 1 連接邊 27M 連接的第 2 連接邊 57M 作為劃分第 2 接觸面 54M 之邊。第 2 連接邊 57M 的長度與第 1 連接邊 27M 的長度相同。同樣地，彈性構件 52R 具有與支撐座 20 的第 1 連接邊 27R 連接的第 2 連接邊 57R 作為劃分第 2 接觸面 54R 之邊。第 2 連接邊 57R 的長度與第 1 連接邊 27R 的長度相同。以下，沒有特別區分第 2 連接邊 57P、57M、57R 時，稱為第 2 連接邊 57。其中，第 2 連接邊 57 的長度為與第 1 連接邊 27 的長度“相同”的長度並不限於完全相同的情況，只要具有與第 1 連接邊 27 穩定地連接之程度的長度即可，例如可以具有±10%左右的差異。又，彈性構件 52 具有前端朝向遠離第 2 連接邊 57 的方向變細的形狀。

【0039】　如圖 4 所示，在未將第 1 接觸面 24 按壓於生物體 12 的狀態下，彈性構件 52R 中第 2 接觸面 54R 與第 1 接觸面 24 所成之角 θ 為鈍角。另外，關於彈性構件 52P、52M，亦相同。

【0040】　如圖 5 所示，聽診器 10 構成為藉由施加將支撐座 20 的第 1 接觸面 24 按壓在生物體 12 上的按壓力，第 1 接觸面 24 和各彈性構件 52R 的第 2 接觸面 54R 在同一面內延伸。另外，關於彈性構件 52P、52M，亦相同。

【0041】　如上所述，彈性構件 52 的楊氏模數為 0.2MPa 以上且 50MPa 以下，支撐座 20 由比彈性構件 52 更硬的構件構成。因此，彈性構件 52 能夠將第 1 連接邊 27 及第 2 連接邊 57 作為起點，彎曲成第 1 接觸面 24 和各第 2 接觸面 54 在同一面內延伸。此時，作用力沿將第 2 接觸面 54 按壓在生物體 12 上的方向發生作用，因此能夠使心電電極 50 與生物體 12 密接，並能夠以高 SN 比檢測心電。

【0042】　另外，三角形 58 並不限於圖 3 所示之正三角形。例如，可以為在底邊配置有參考電極 50R，在等邊配置有正電極 50P 及負電極 50M 之等腰三角形。

【0043】　接著，參考圖 4 及圖 6～圖 11，對本例示性實施形態之壓電薄膜 30 及保護層 40 的結構進行說明。圖 6 係為了示出壓電薄膜 30 及保護層 40 的結構而將壓電薄膜 30 及保護層 40 的一部分放大之概略圖。

【0044】　如圖 4 所示，壓電薄膜 30 以從開口部 22 露出的表面彎曲成凸狀的狀態，被支撐於支撐座 20。又，壓電薄膜 30 的從開口部 22 露出的表面相對於第 1 接觸面 24 突出。

【0045】　藉由壓電薄膜 30 的從開口部 22 露出的表面彎曲成凸狀，相較於壓電薄膜 30 設置成平面狀的情況，能夠使壓電薄膜 30 朝向面內方向的伸縮變大。亦即，藉由將壓電薄膜 30 以從開口部 22 露出的表面彎曲成凸狀的狀態被支撐於支撐座 20，能夠使壓電薄膜 30 所檢測的電壓的振幅變大，並能夠以高 SN 比收集聲音。

【0046】　另外，壓電薄膜 30 可以直接連接在支撐座 20 的一部分，亦可以例如經由接著劑等其他構件連接在支撐座 20。又，壓電薄膜 30 具有按

壓在生物體 12 上時不產生裂痕之程度的彈性及撓性。

【0047】 在壓電薄膜 30 與支撐座 20 之間填充有緩衝材料 38A，壓電薄膜 30 被緩衝材料 38A 支撐為彎曲成凸狀。緩衝材料 38A 具有適度的彈性，支撐壓電薄膜30，並且對壓電薄膜30的整個面施加一定的機械性偏壓。藉此，能夠將產生於壓電薄膜 30 之厚度方向的振動轉換為朝向壓電薄膜 30 的面內方向的伸縮運動，並能夠提高電荷的產生效率。又，藉由改變緩衝材料 38A 的填充密度，能夠實現具有適當排斥力之聽診器 10。

【0048】 緩衝材料 38A 的材料只要為具有適度的彈性且不妨礙在壓電薄膜 30 上產生振動而適當變形的材料即可。具體而言，例如，使用以矽酮為主原料的 αGEL（註冊商標）（Taica Corporation 製）、包含人造絲及聚對酞酸乙二酯（PET）等聚酯纖維之毛氈、玻璃棉等纖維材料、聚胺酯等發泡材料為較佳。另外，如圖 6 所示，可以填充氣體 38B 來代替緩衝材料 38A。

【0049】 如圖 7 所示，壓電薄膜 30 具備：壓電體層 32，其具有生物體 12 一側的主表面亦即第 1 主表面 32A 及與生物體 12 一側相反的主表面亦即第 2 主表面 32B 作為彼此相向的 2 個主表面；第 1 電極 34，其設置於第 1 主表面 32A；第 2 電極 36，其設置於第 2 主表面 32B。

【0050】 壓電體層 32 根據自生物體 12 發出之生物體聲音沿面內方向進行伸縮，並根據面內方向的伸縮在第 1 電極 34 與第 2 電極 36 之間產生電壓。在本例示性實施形態中，作為壓電體層 32，可以使用藉由在由高分子材料構成之基質中分散壓電體粒子 33 而成之高分子複合壓電體。另外，壓電體粒子 33 可以在基質中有規則地均勻分散，亦可以不規則地分散。

【0051】 關於基質，例如，氰乙基化聚乙烯醇（氰乙基化 PVA）、聚

乙酸乙烯酯、聚（偏二氯乙烯-CO-丙烯腈）、聚苯乙烯-乙烯基聚異戊二烯嵌段共聚物、聚乙烯甲基酮及聚丙烯酸丁酯等在常溫下具有粘彈性之高分子材料為較佳。

【0052】　壓電體粒子 33 係壓電體的粒子，具有鈣鈦礦型晶體結構之陶瓷粒子為較佳。例如，可例示鋯鈦酸鉛、鋯鈦酸鑭鉛、鈦酸鋇及鈦酸鋇與鐵酸鉍的固溶體等。

【0053】　如圖 8 所示，該種結構的壓電體層 32 沿壓電體層 32 的厚度方向上產生介電極化。如此，在產生介電極化之壓電體層 32 的情況下，將壓電體層 32 配置成在第 2 主表面 32B 一側產生正電荷，在第 1 主表面 32A 一側產生負電荷為較佳。已知生物體 12 通常帶正電的情況較多。因此，藉由將壓電體層 32 配置成在與生物體 12 接觸之一側的表面亦即第 1 主表面 32A 的一側產生負電荷，能夠有效地檢測生物體聲音。

【0054】　另外，作為壓電體層 32，可以使用聚偏二氟乙烯（PVDF）、亞乙烯-三氟乙烯共聚物（P（VDF-TrFE））及聚乳酸等有機壓電薄膜等。又，作為壓電體層 32，亦可以使用日本特開 2018-191394 號公報、日本特開 2014-233688 號公報及日本特開 2017-012270 號公報中記載之以聚合物為主成分之聚合物駐極體材料等有機材料。例如，可舉出聚醯亞胺、聚四氟乙烯、聚丙烯及 PTFE（聚四氟乙烯（4 氟化））、PFA（聚四氟乙烯·全氟烷基乙烯基醚共聚物）、FEP（聚四氟乙烯·六氟丙烯共聚物（4.6 氟化））、AF（非晶質氟聚合物）等 Teflon（註冊商標）、聚乙烯及 COC（環烯烴聚合物）等。

【0055】　然而，作為壓電體層 32，使用不是高分子複合壓電體的 PVDF 時，介電極化在面內方向上產生。此時，相較於在厚度方向上產生介

電極化之高分子複合壓電體，存在 SN 比變低的情況。

【0056】 第 1 電極 34 及第 2 電極 36 檢測出產生於壓電體層 32 之面內方向的伸縮作為電壓。第 1 電極 34 及第 2 電極 36 的厚度並無特別限定，但為了確保壓電薄膜 30 的撓性，薄為較佳，例如，1μm 以下為較佳。另外，第 1 電極 34 及第 2 電極 36 的厚度可以相同，亦可以不同。

【0057】 為了確保壓電薄膜 30 的撓性，第 1 電極 34 及第 2 電極 36 的材料係藉由真空蒸鍍形成膜之銅（Cu）及鋁（Al）的薄膜、導電性聚合物等為較佳。

【0058】 另外，作為第 1 電極 34 及第 2 電極 36 的材料，可以使用各種導電體。例如，可以使用 C、Pd、Fe、Sn、Ni、Pt、Au、Ag、Cr 及 Mo，以及該等的合金等。又，可以使用氧化銦錫（ITO）、氧化銦鋅（IZO）、氧化錫及氧化鋅等透明導電膜。又，亦可以使用導電性聚合物等有機系的導電體等。關於電極的形成方法，亦無特別限定，可以利用基於真空蒸鍍及濺射等氣相沉積法（真空成膜法）之成膜、網版印刷、貼附由上述材料形成之箔之方法等各種公知的方法。

【0059】 第 1 電極 34 及第 2 電極 36 中的至少一個的大小可以小於壓電體層 32。尤其，如圖 4 所示，第 1 電極 34 僅設置於第 1 主表面 32A 的中央部為較佳。第 1 電極 34 除了檢測自生物體 12 發出的生物體聲音之功能以外，有時亦作為天線發揮功能而從外部引入電磁雜訊。為了抑制引入電磁雜訊，在不易引入電磁雜訊且能夠充分檢測生物體聲音之範圍內減小第 1 電極 34 的大小為較佳。藉由僅在與生物體 12 接觸之第 1 主表面 32A 的中央部設置第 1 電極 34，能夠抑制引入電磁雜訊，並且能夠以高 SN 比

收集聲音。

【0060】　壓電薄膜 30 的從開口部 22 露出的表面彎曲成凸狀，且相對於第 1 接觸面 24 突出，因此相較於設置成平面狀之情況，直接與生物體 12 接觸時，容易導致破損。因此，將保護層 40 配置於壓電薄膜 30 的與生物體 12 接觸之一側的表面為較佳。藉由將保護層 40 配置於壓電薄膜 30 的與生物體 12 接觸之一側的表面，能夠防止壓電薄膜 30 的破損。

【0061】　又，壓電薄膜 30 檢測生物體 12 的振動時，若每種物質固有的值亦即聲阻抗（單位 MRayls=kg/m^2s）之差大，則會導致反射聲音而生物體聲音的檢測效率變低。亦即，導致雜訊的比率增加，SN 比降低。因此，為了減少生物體 12 與壓電薄膜 30 之間的聲阻抗之差，保護層 40 具有生物體 12 的聲阻抗與壓電薄膜 30 的聲阻抗之間的聲阻抗為較佳。

【0062】　圖 9 係改變保護層 40 的聲阻抗時，測定從聽診器 10 輸出的聲音訊號 S2（詳細將進行後述）的 SN 比之曲線圖。圖 9 中，橫軸表示保護層 40 的聲阻抗（MRayls），縱軸表示聲音訊號 S2 的 SN 比（dB）。

【0063】　已知生物體 12 的聲阻抗為 1.3～1.5MRayls，壓電薄膜 30 的聲阻抗為 5.0～10.0MRayls。在保護層 40 的聲阻抗為生物體 12 的聲阻抗與壓電薄膜 30 的聲阻抗之間的 1.3MRayls 以上且 5.0MRayls 以下時，如圖 9 所示，能夠將從聽診器 10 輸出的聲音訊號 S2 的 SN 比穩定地設為 60dB 以上。亦即，藉由設置在生物體 12 與壓電薄膜 30 之間完成了聲阻抗的匹配之保護層 40，能夠抑制反射聲音，並能夠以高 SN 比收集聲音。

【0064】　保護層 40 使用彈性體材料、矽酮樹脂、矽酮橡膠、胺甲酸乙酯橡膠、天然橡膠、苯乙烯丁二烯橡膠、氯丁二烯橡膠、丙烯腈橡膠、

丁基橡膠、乙烯丙烯橡膠、氟橡膠及氯磺化聚乙烯橡膠中的任一種為較佳。保護層 40 由於直接按壓在生物體 12 上，因此期待其為不會使生物體 12 產生基於冰冷或硬度之不適感之材料。藉由使用上述材料，即使將保護層 40 按壓在生物體 12 上時，亦能夠抑制產生不適感。

【0065】 保護層 40 由於直接按壓在生物體 12 上，因此期待具有耐磨耗性。因此，保護層 40 在使用符合 ASTM D2240 之 A 型硬度計之硬度試驗中的測定值為 50 以上且 100 以下為較佳。另外，藉由其他規格的硬度計及其他測定方法測定之硬度亦可以為表示與上述試驗方法中的硬度相同的硬度者。藉由將保護層 40 設為上述範圍的硬度，能夠具有用作聽診器時適當的耐摩耗性。

【0066】 關於保護層 40，若其剛性高，則會導致限制壓電體層 32 的伸縮，並使壓電薄膜 30 的振動變小。因此，具有上述材料及硬度之保護層 40 的厚度根據對壓電薄膜 30 要求的性能、操作性及機械強度等，適當設定即可。具體而言，500μm 左右即可。

【0067】 保護層 40 的生物體 12 接觸之表面被粗面化為較佳。保護層 40 由於直接按壓在生物體 12 上，因此期待容易從生物體 12 的皮膚剝離。關於粗面化處理的方法，並無特別限定，可以利用機械粗面化處理、電化學粗面化處理、化學粗面化處理等各種公知的方法。作為保護層 40 的與生物體 12 接觸之表面的粗面化的粗糙度，算術平均粗糙度 Ra 為 0.1μm 以上且 100μm 以下為較佳，0.1μm 以上且 10μm 以下為進一步較佳。藉由將保護層 40 設為上述範圍的粗糙度，能夠容易從生物體 12 的皮膚剝離。

【0068】 另外，保護層 40 可以為以越是與生物體 12 接觸之一側，聲

阻抗變得越低的方式傾斜聲阻抗之層。又，保護層 40 亦可以由以越是與生物體 12 接觸之一側的層，聲阻抗變得越低的方式積層之複數個層構成。例如，如圖 10 所示，保護層 40 由 4 個層構成時，聲阻抗按照保護層 41、42、43、44 的順序變低即可。此時，複數個層的材料可以不同，使用由上述材料中的至少 1 中構成之材料即可。藉由將保護層 40 設為該種結構，能夠使相鄰之物質之間的聲阻抗之差變得更小，並能夠以更高的 SN 比收集聲音。

【0069】　又，保護層 40 的生物體 12 接觸之表面由矽酮樹脂構成，該矽酮樹脂可以為將矽氧烷骨架作為主鏈骨架，作為疏水性側鏈具有甲基、乙烯基·甲基及苯基·甲基中的至少 1 個之樹脂。生物體 12 的表面有時會因汗等而潮濕。保護層 40 由於直接按壓在生物體 12 上，因此期待其為至少與生物體 12 接觸之表面為不會因水分而發生改質之材料。因此，例如，如圖 11 所示，保護層 40 可以由完成了聲阻抗的匹配之保護層 46 和與生物體 12 接觸之表面且由疏水性材料構成之保護層 47 構成。藉由與生物體 12 接觸之表面為疏水性，在將保護層 40 按壓在潮濕的生物體 12 上時，亦能夠抑制保護層 40 及壓電薄膜 30 發生改質。

【0070】　接著，參考圖 12，對本例示性實施形態之聽診器 10 的功能進行說明。如圖 12 所示，聽診器 10 具備壓電薄膜 30、心電電極 50、輸出端子 80、輸入部 82、顯示部 84 及充電端子 86。又，聽診器 10 具備輸出部 60、處理部 90、通訊部 92、電力單元 94 及電池 96。輸出部 60、處理部 90、通訊部 92、電力單元 94 及電池 96 可以容納於支撐座 20 所具有的空間亦即容納部 29（參考圖 4），亦可以位於支撐座 20 的外部。

【0071】　壓電薄膜 30 檢測藉由自生物體 12 發出之生物體聲音產生之

振動，並根據振動，將振動訊號 S1 輸出至輸出部 60。具體而言，藉由自生物體 12 發出之生物體聲音而在生物體 12 的表面產生振動時，若使壓電薄膜 30 接觸生物體 12，則壓電薄膜 30 亦會隨著該振動而振動。壓電薄膜 30 檢測振動作為產生於第 1 電極 34 及第 2 電極 36 之間的電壓，將所檢測的電壓作為振動訊號 S1 輸出至輸出部 60。

【0072】　輸入部 82 接收後述之從輸出部 60 輸出的聲音訊號 S2 的位準的調整輸入，並將所表示接收之調整輸入的資訊之調整輸入訊號 S4 輸出至輸出部 60。

【0073】　輸出部 60 根據振動訊號 S1，將聲音訊號 S2 輸出至處理部 90。又，輸出部 60 根據振動訊號 S1 的位準變化及調整輸入訊號 S4，調整聲音訊號 S2 的位準，並作為調整訊號 S3 輸出至輸出端子 80。輸出端子 80 將調整訊號 S3 輸出至外部。

【0074】　心電電極 50 檢測生物體 12 的心電。具體而言，藉由使心電電極 50 接觸生物體 12 的心臟附近，檢測生物體 12 的體表電位，並作為心電訊號 S5 輸出至處理部 90。

【0075】　處理部 90 對基於聲音訊號 S2 及心電訊號 S5 之資料實施規定的處理，並將結束處理的資料輸出至通訊部 92。處理部 90 具備放大電路及濾波電路等，可以放大聲音訊號 S2 及心電訊號 S5，或提取特定的頻率。又，基於聲音訊號 S2 及心電訊號 S5 之資料可以作為類比資料輸出，亦可以作為數位資料輸出。處理部 90 例如可以由包括 CPU（Central Processing Unit：中央處理單元）60、ROM（Read Only Memory：唯讀記憶體）、RAM（Random Access Memory：隨機存取記憶體）等之微電腦構成。

【0076】　通訊部 92 具備有線或無線的通訊手段，並向外部裝置發送生物體聲音及心電的資料。通訊手段例如可以為 Bluetooth（註冊商標）、紅外線通訊等，外部裝置例如可以為個人電腦、智慧型手機等。

【0077】　電力單元 94 將從充電端子 86 供應的電力充進電池 96 中。又，電力單元 94 將充進電池 96 的電力供應至輸出部 60、顯示部 84、處理部 90 及通訊部 92。

【0078】　又，處理部 90 經由電力單元 94 獲取顯示電池 96 的電池殘量等之資訊，可以根據所獲取的資訊，進行使顯示部 84 的 LED 燈點燈、滅燈及點滅等控制。此時，使用者能夠根據 LED 燈的發光狀態掌握電池 96 的電池餘量。同樣地，能夠正常獲取聲音訊號 S2 及心電訊號 S5 時，亦可以控制顯示部 84 等。此時，使用者能夠根據顯示部 84 的顯示態樣掌握聲音訊號 S2 及心電訊號 S5 的獲取狀態。

【0079】　接著，參考圖 13，對輸出部 60 的功能進行說明。如圖 13 所示，輸出部 60 具備緩衝器 61、濾波電路 62、放大器 63 及 65、ALC（Automatic Level Control：自動位準控制）電路 64。

【0080】　藉由壓電薄膜 30 檢測的振動訊號 S1 經由緩衝器 61 輸入至濾波電路 62，在濾波電路 62 中去除雜訊之後，用放大器 63 放大，並作為聲音訊號 S2 輸出至處理部 90 及 ALC 電路 64。濾波電路 62 例如為低通濾波器。

【0081】　使聽診器 10 接觸生物體 12 之後，聽診後從生物體 12 移開聽診器 10 時，存在壓電薄膜 30 大幅振動且在振動訊號 S1 中混入陡峭的雜訊（尖峰雜訊）之情況。若將尖峰雜訊直接作為聲音訊號 S2，從輸出端子

80輸出，則會導致從與輸出端子80連接的耳機聽取的聲音變成刺耳的聲音。因此，期待藉由 ALC 電路 64 減少尖峰雜訊。

【0082】　來自輸入部 82 的調整輸入訊號 S4 及聲音訊號 S2 輸入至 ALC 電路 64。ALC 電路 64 例如可以構成為包括用於從聲音訊號 S2 檢測尖峰雜訊的肖特基二極體、用於使聲音訊號 S2 平滑的電容器、檢測出尖峰雜訊時被驅動的MOSFET(Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor：金屬氧化物半導體場效電晶體）等。ALC 電路 64 藉由該等元件，減少尖峰雜訊，並且根據調整輸入訊號 S4 調整聲音訊號 S2 的位準。

【0083】　藉由 ALC 電路 64 減少尖峰雜訊且位準被調整之聲音訊號 S2 藉由放大器 65 被放大，並作為調整訊號 S3 輸出至輸出端子 80。

【0084】　如以上說明，根據本例示性實施形態之聽診器 10，壓電薄膜 30 以從開口部 22 露出的表面彎曲成凸狀之狀態被支撐於支撐座 20，在壓電薄膜 30 的與生物體 12 接觸之一側的表面設置有具有生物體 12 的聲阻抗與壓電薄膜 30 的聲阻抗之間的聲阻抗之保護層 40。因此，能夠以高 SN 比檢測生物體聲音。

【0085】　又，根據本例示性實施形態之聽診器 10，輸出端子 80 配置於穿過 3 個心電電極 50 中 1 個規定的心電電極的中心及壓電薄膜 30 的中心之軸上。因此，能夠提高使用者的操作性。

【0086】　又，根據本例示性實施形態之聽診器 10，彈性構件 52 係與第 1 接觸面 24 所成之角為鈍角且在劃分第 2 接觸面 54 之邊中與第 1 連接邊 27 相同長度的第 2 連接邊 57 上連接有各個第 1 連接邊 27 之具有彈性之構件。因此，抑制聽診器 10 本身的大小變大的同時能夠使心電電極 50 具

有規定的面積，且能夠將 3 個心電電極 50 充分隔開配置。亦即，能夠提高使用者的操作性的同時以高 SN 比檢測心電。

【0087】 [第 2 例示性實施形態]

接著，參考圖 14 及圖 15，對本例示性實施形態之聽診器 10 的結構進行說明。另外，在圖 14 及圖 15 中，關於與第 1 例示性實施形態中說明之元件相同的元件標註相同符號，並省略詳細說明。

【0088】 如第 1 例示性實施形態之聽診器 10，若壓電薄膜 30 以彎曲成凸狀之狀態被支撐於支撐座 20，則在將聽診器 10 按壓在生物體 12 上時，有時會成為接近壓電薄膜 30 的外周之部分從生物體 12 的表面浮起之狀態。例如，在遠程醫療等中，在不具備專業技術之患者使用聽診器 10 的情況下等，有可能發生未能將聽診器 10 垂直按壓在生物體 12 上，或未能將聽診器 10 以足夠的壓力按壓在生物體 12 上的情況。在壓電薄膜 30 浮起的狀態下，壓電薄膜 30 容易將環境音及人聲等來自外部的聲音（以下，稱為外部聲音）檢測為雜訊，SN 比會降低。

【0089】 因此，如圖 14 所示，除了第 1 例示性實施形態之聽診器 10 的結構以外，本例示性實施形態之聽診器 10 進一步具備圍住壓電薄膜 30 的從開口部 22 露出的部分的外周且阻斷傳遞至壓電薄膜 30 之外部聲音之隔音構件 70。又，隔音構件 70 的前端相對於壓電薄膜 30 的彎曲成凸狀之表面突出。隔音構件 70 的突出高度為 1mm 以上為較佳。

【0090】 隔音構件 70 具有在將聽診器 10 垂直按壓在生物體 12 上時，能夠壓縮變形成使從開口部 22 露出的壓電薄膜 30 的表面整體可與生物體 12 接觸之程度的彈性。隔音構件 70 例如為玻璃棉之類的纖維系材料及胺甲

酸乙酯泡沫之類的發泡材料等外部聲音的吸收效果高者為較佳。

【0091】 圖 15 示出將本例示性實施形態之聽診器 10 按壓在生物體 12 上時的狀態。若將聽診器 10 按壓在生物體 12 上，則隔音構件 70 根據按壓之壓力被壓縮。例如，如圖 15 所示，將聽診器 10 斜向按壓在生物體 12 上時，在按壓力大的部位，隔音構件 70 的壓縮程度大，而在按壓力小的部位，隔音構件 70 的壓縮程度則小。藉由設為該種結構，即使在未將聽診器 10 垂直按壓在生物體 12 上或未將聽診器 10 以足夠的壓力按壓在生物體 12 上的情況下，亦能夠抑制壓電薄膜 30 檢測外部聲音的情況。

【0092】 如以上說明，根據本例示性實施形態之聽診器 10，進一步具備圍住壓電薄膜 30 的從開口部 22 露出的部分的外周且阻斷傳遞至壓電薄膜 30 之外部聲音之隔音構件 70。因此，將聽診器 10 按壓在生物體 12 上時，能夠使壓電薄膜 30 被隔音構件 70 圍住，能夠抑制壓電薄膜 30 將外部聲音檢測為雜訊的情況，並能夠以高 SN 比檢測生物體聲音。

【0093】 另外，關於上述各例示性實施形態之聽診器 10，被測物並不限於生物體 12，被測物亦可以為機械及配管等。亦即，藉由檢測自機械及配管等發出之聲音作為自被測物發出之聲音，亦能夠用於機械及配管的異常檢測等。

【0094】 另外，關於2019年7月26日申請之日本專利申請2019-138273的發明，將其整體藉由參考編入本說明書中。又，本說明書中記載之所有文獻、專利申請及技術規格與藉由參閱併入各個文獻、專利申請及技術規格之情況被具體且各個記入之情況相同程度地，藉由參考編入本說明書中。

【符號說明】

【0095】

10:聽診器

12:生物體

14:耳機

20:支撐座

22:開口部

24:第 1 接觸面

25:側面

26:背面

27、27M、27P、27R:第 1 連接邊

28:頸部

29:容納部

30:壓電薄膜

32:壓電體層

32A:第 1 主表面

32B:第 2 主表面

33:壓電體粒子

34:第 1 電極

36:第 2 電極

38A:緩衝材料

38B:填充氣體

40、41、42、43、44、46、47:保護層

50:心電電極

50M:負電極

50P:正電極

50R:參考電極

52、52M、52P、52R:彈性構件

54、54M、54P、54R:第 2 接觸面

57、57M、57P、57R:第 2 連接邊

58:三角形

60:輸出部

61:緩衝器

62:濾波電路

63、65:放大器

64:ALC 電路

70:隔音構件

80:輸出端子

82:輸入部

84:顯示部

86:充電端子

90:處理部

92:通訊部

94:電力單元

96:電池

S1:振動訊號

S2:聲音訊號

S3:調整訊號

S4:調整輸入訊號

S5:心電訊號

θ:角

【發明申請專利範圍】

【請求項 1】

一種聽診器，其係具備：

檢測部，其係檢測藉由自被測物發出之聲音產生之振動且根據前述振動輸出振動訊號；

輸出部，其係根據前述振動訊號輸出聲音訊號；

輸出端子，其係將前述聲音訊號輸出至外部；及

3 個心電電極，其係分別配置於前述檢測部的周圍並檢測前述被測物的心電，

前述輸出端子配置於穿過前述 3 個心電電極中 1 個規定的心電電極的中心及前述檢測部中心之軸上。

【請求項 2】

如請求項 1 所述之聽診器，其中

前述 3 個心電電極分別為正電極、負電極及測定基準位準之參考電極，

前述規定的心電電極係參考電極。

【請求項 3】

如請求項 2 所述之聽診器，其中

前述正電極及前述負電極分別配置於前述檢測部的周圍且與前述軸對稱的位置。

【請求項 4】

如請求項 1 或請求項 2 所述之聽診器，其係進一步具備：

支撐座，其係具有開口部、沿前述開口部的周圍延伸且與前述被測物

接觸之接觸面、設置於與前述接觸面相反的一側之背面、與前述接觸面和前述背面連接之側面，

前述檢測部以表面的一部分從前述開口部露出之狀態被支撐於前述支撐座，

前述輸出端子配置於前述支撐座的前述側面。

【請求項 5】

如請求項 4 所述之聽診器，其中

前述支撐座在前述側面具有直徑比前述接觸面及前述背面更小的頸部，

前述輸出端子配置於比前述側面的前述頸部更靠近前述背面一側。

【請求項 6】

如請求項 4 或請求項 5 所述之聽診器，其係進一步具備：

輸入部，其係設置於前述背面且接收前述聲音訊號的位準的調整輸入。

【請求項 7】

如請求項 6 所述之聽診器，其中

前述輸入部為轉盤式。

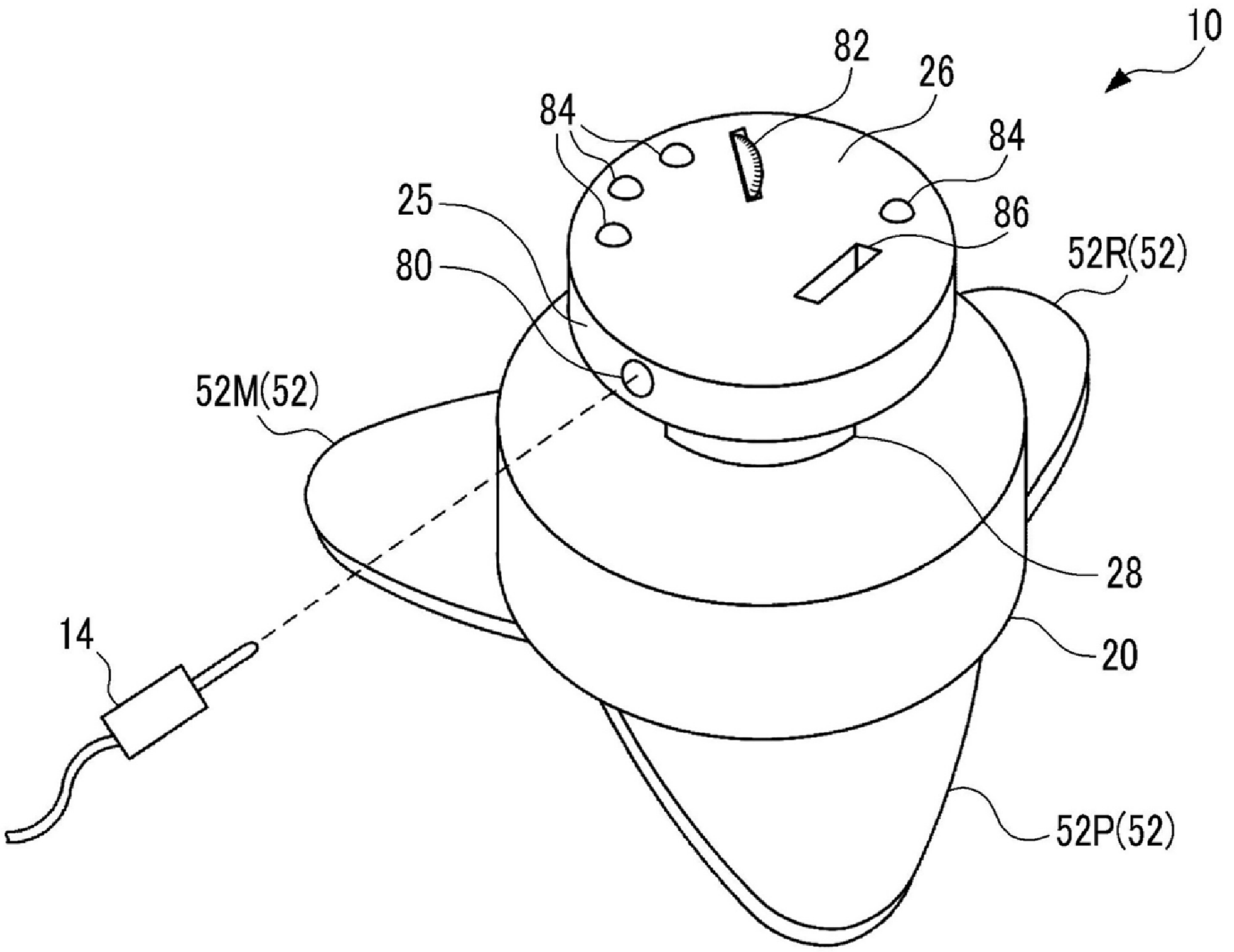
【請求項 8】

如請求項 4 或請求項 5 所述之聽診器，其中

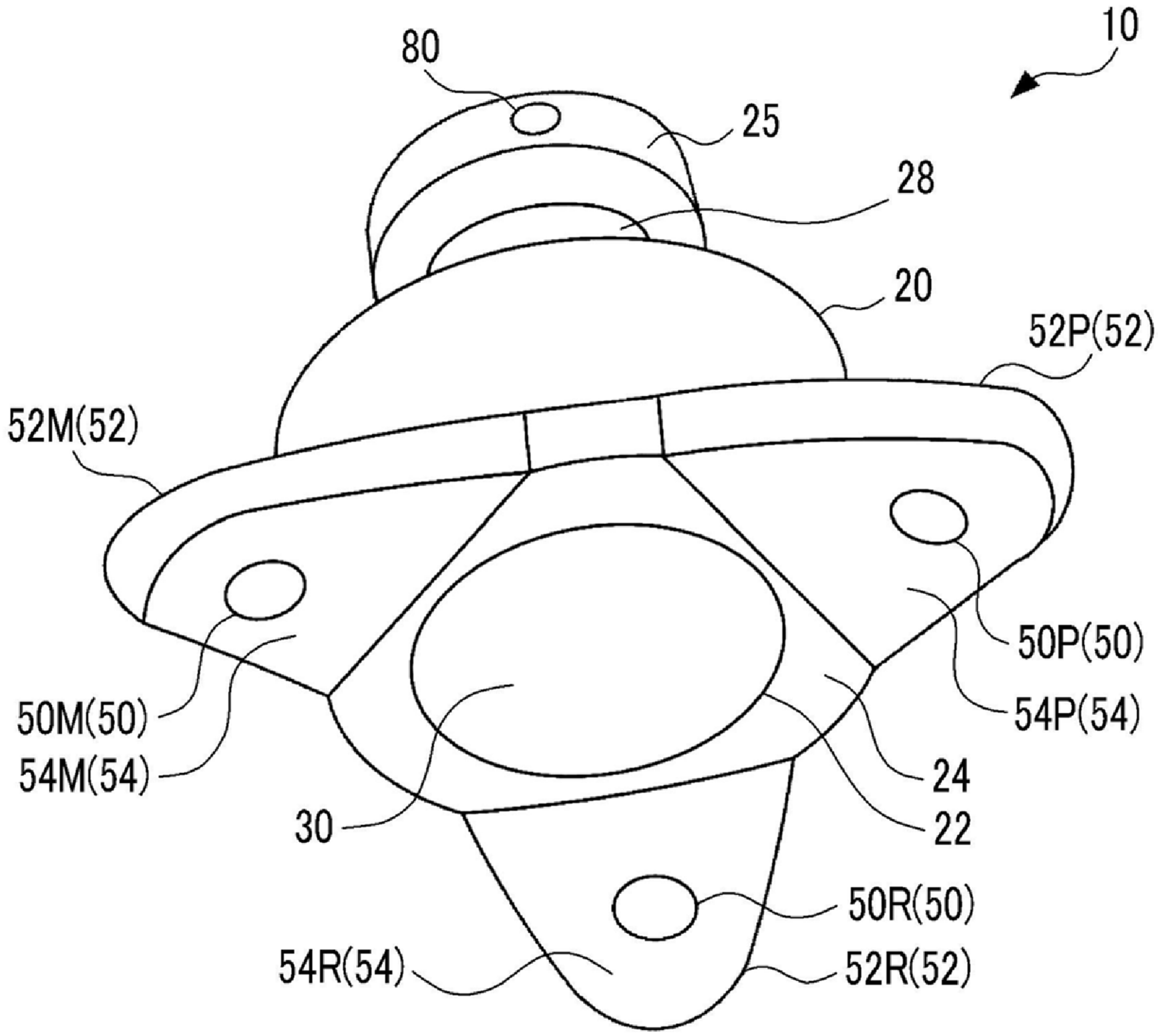
前述支撐座具有容納電池之空間，

並且在前述背面進一步具備用於對前述電池進行充電之充電端子。

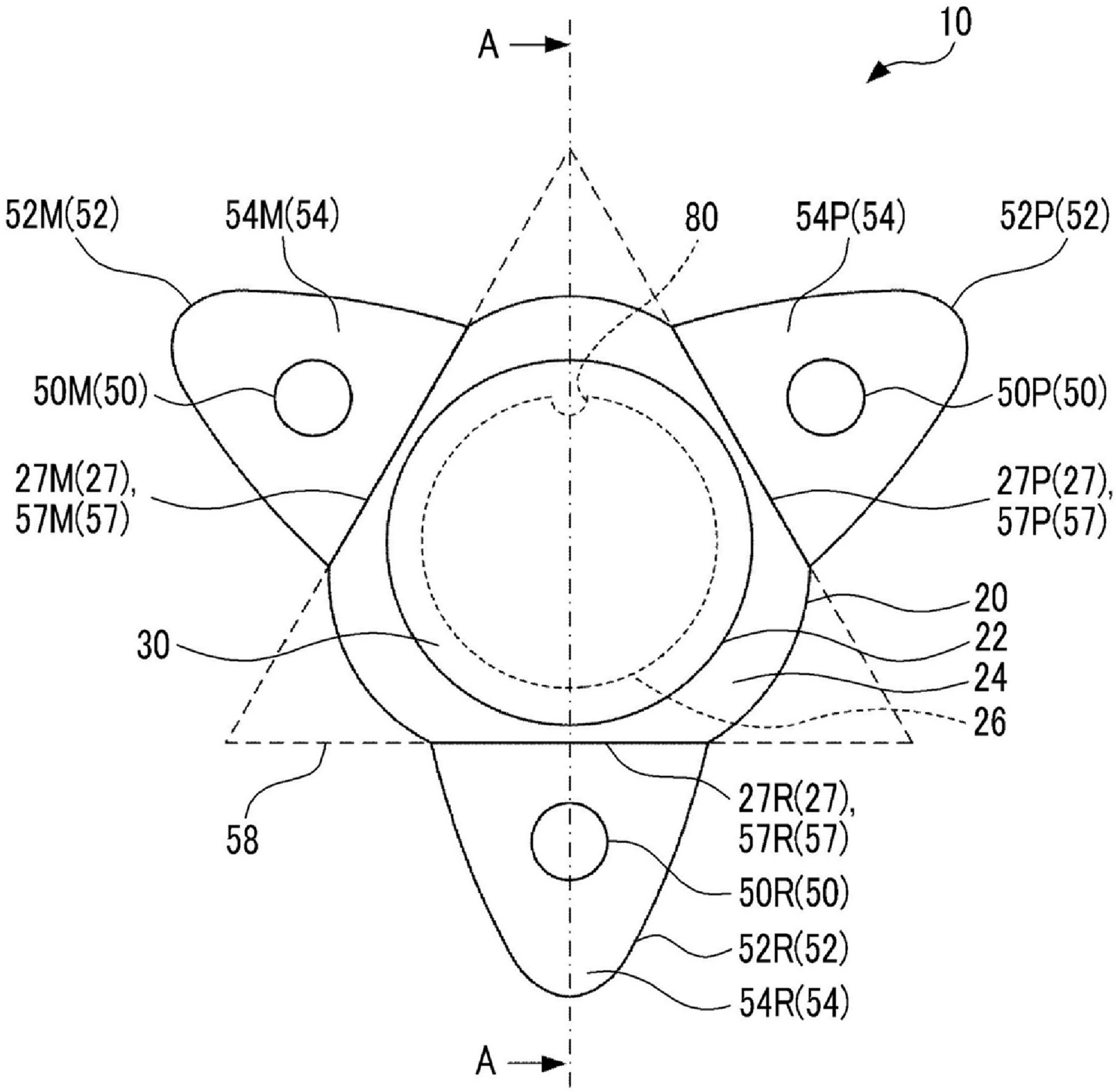
【發明圖式】



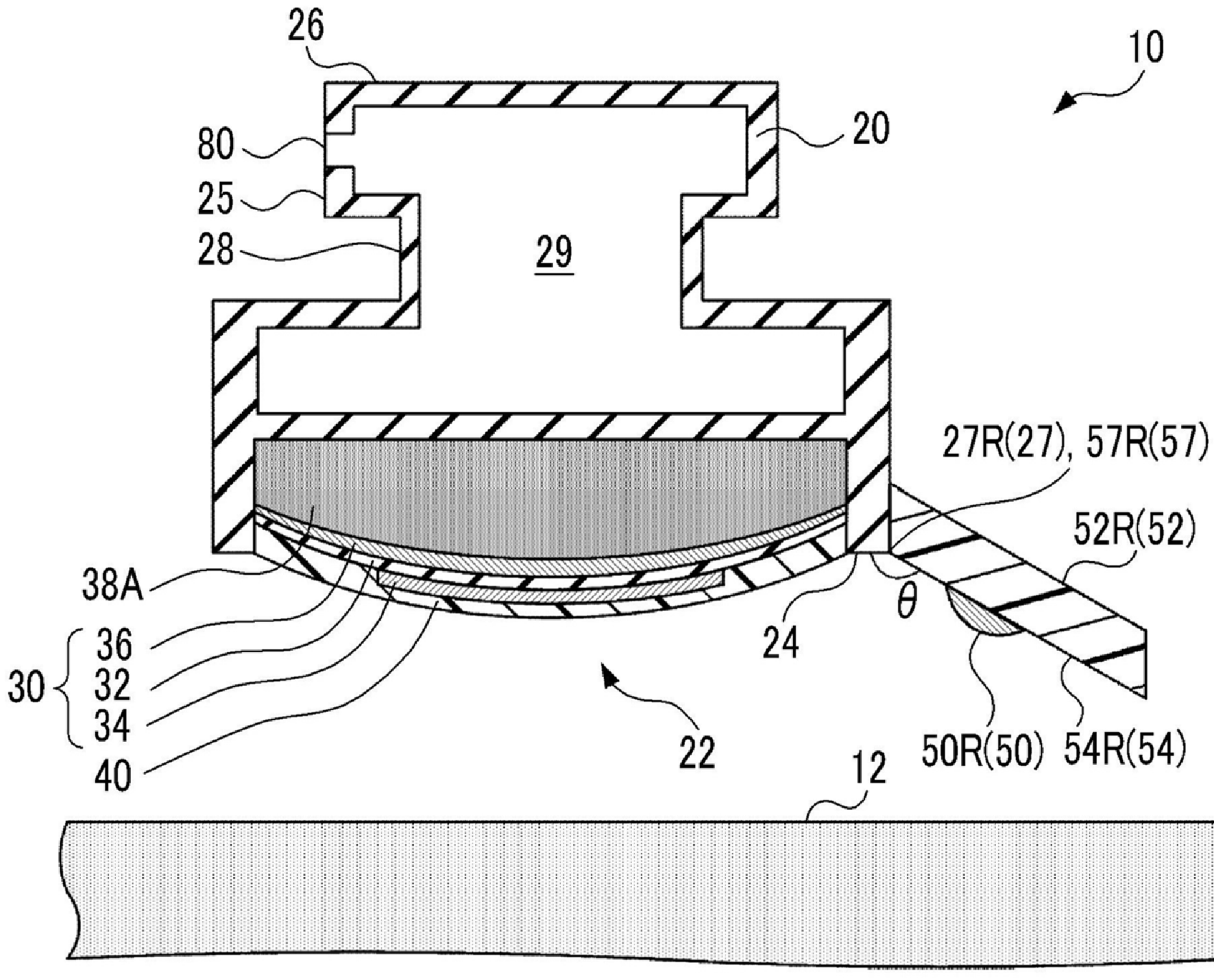
【圖1】


10
80
25
28
20
52P(52)
52M(52)
50P(50)
50M(50)
54P(54)
54M(54)
24
30
22
50R(50)
54R(54)
52R(52)

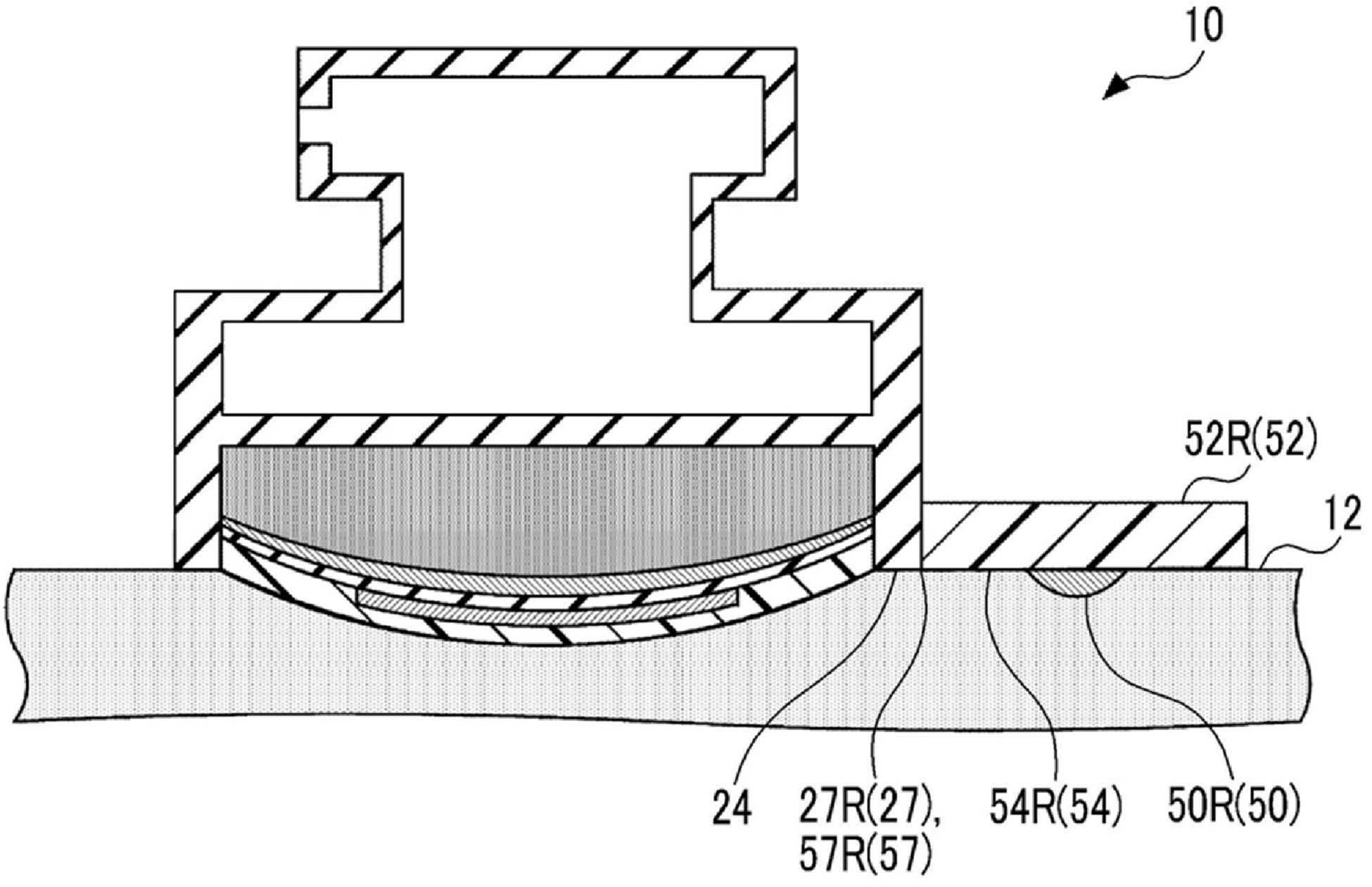
【圖2】


A
10
52M(52)
54M(54)
80
54P(54)
52P(52)
50M(50)
50P(50)
27M(27),
57M(57)
27P(27),
57P(57)
20
30
22
24
26
58
27R(27),
57R(57)
50R(50)
52R(52)
54R(54)
A

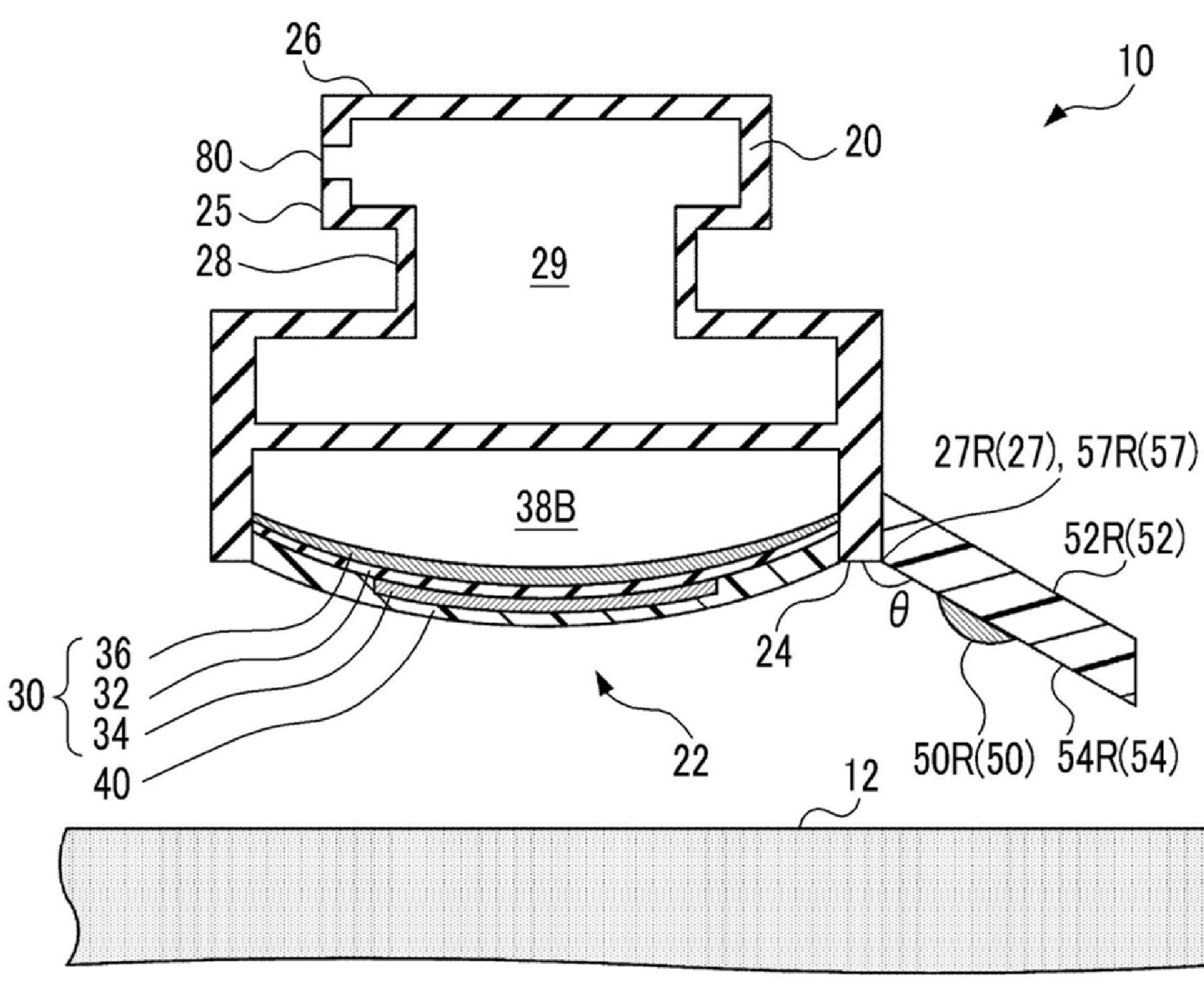
【圖3】


26
10
80
20
25
28
29
27R(27), 57R(57)
52R(52)
38A
θ
36
30
32
34
40
24
22
50R(50)
54R(54)
12

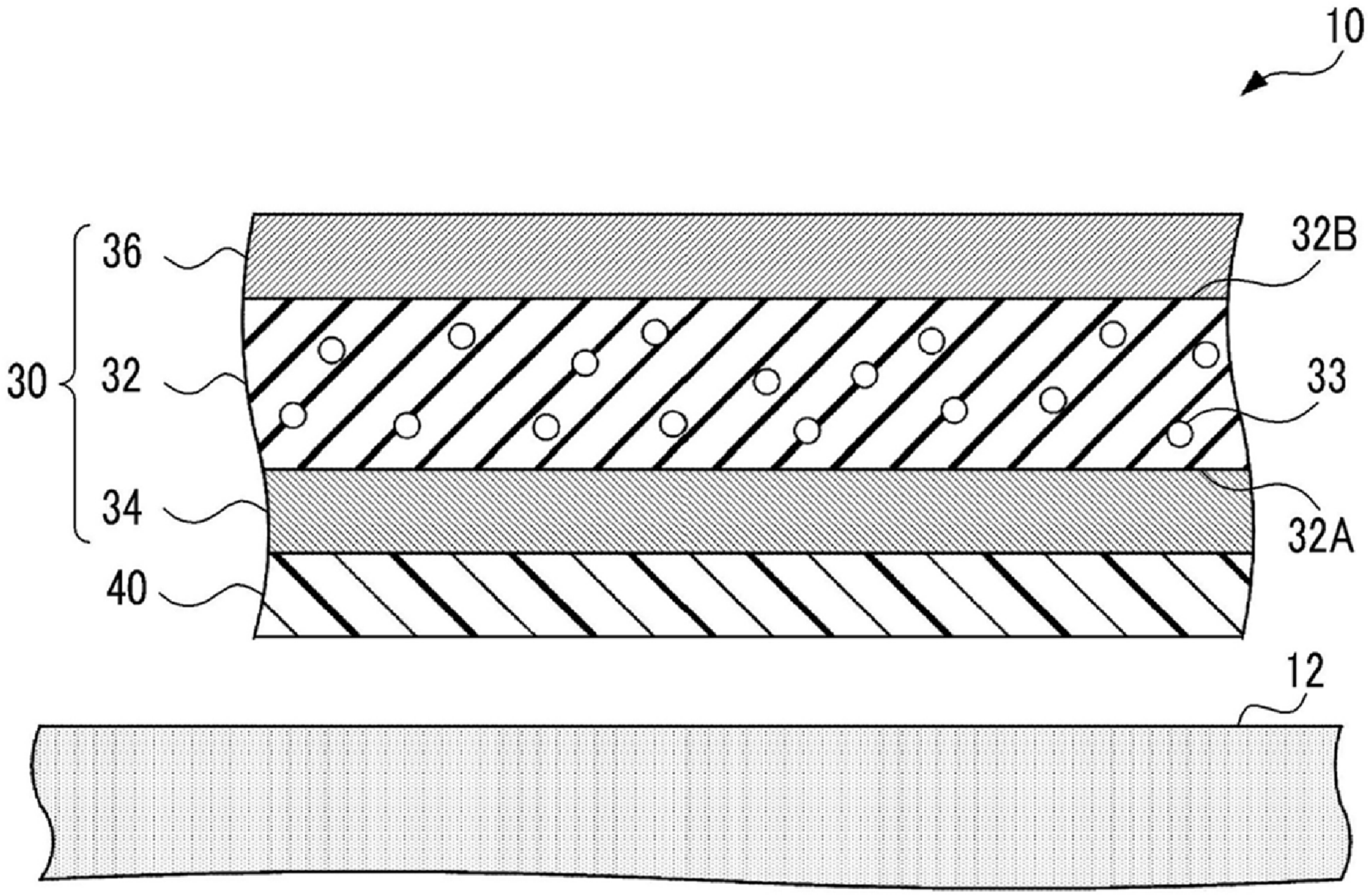
【圖4】


10
52R(52)
12
24
27R(27),
57R(57)
54R(54)
50R(50)

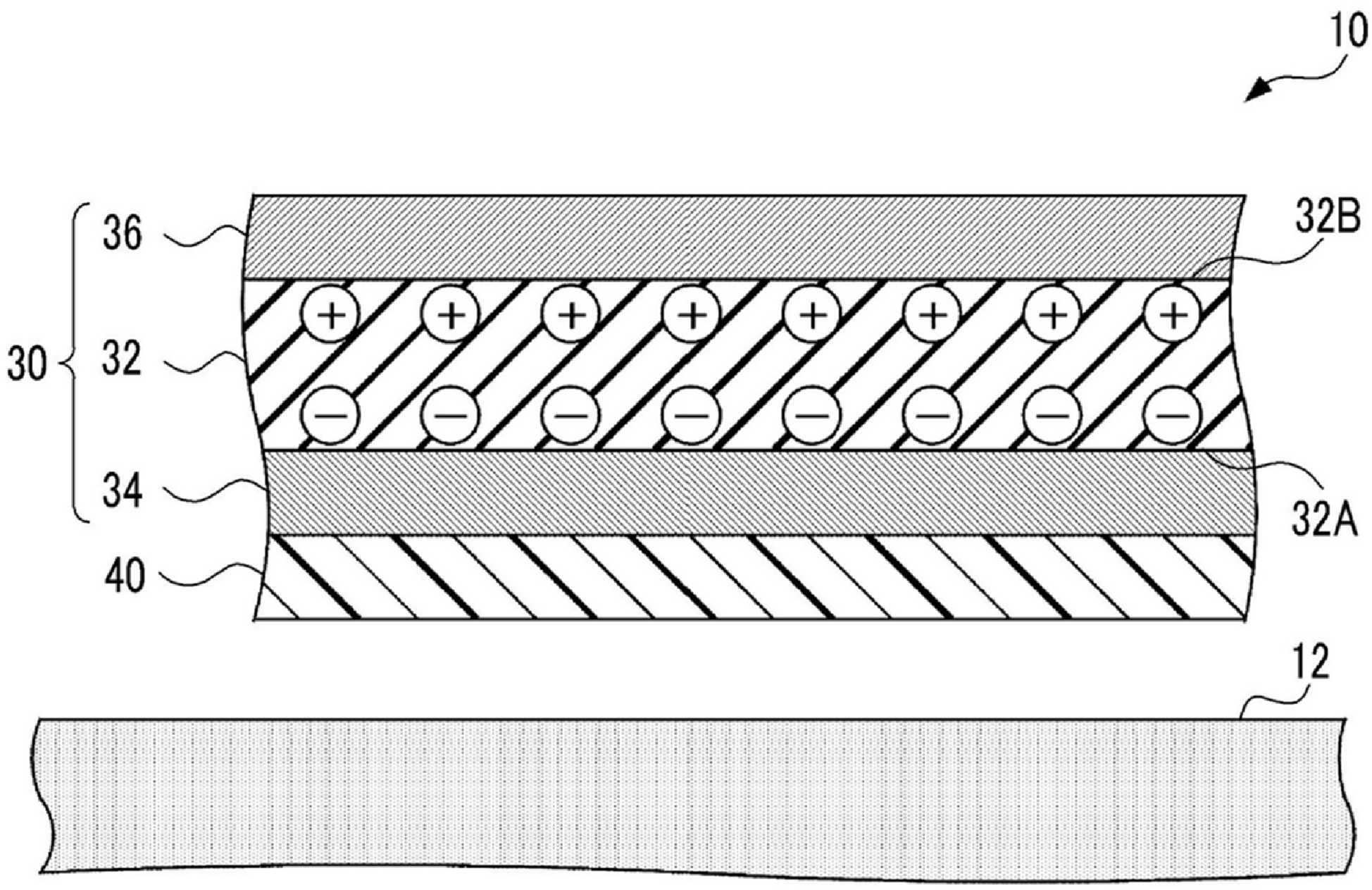
【圖5】


26
10
80
20
25
28
29
38B
27R(27), 57R(57)
52R(52)
θ
24
30
36
32
34
40
22
12
50R(50)
54R(54)

【圖6】

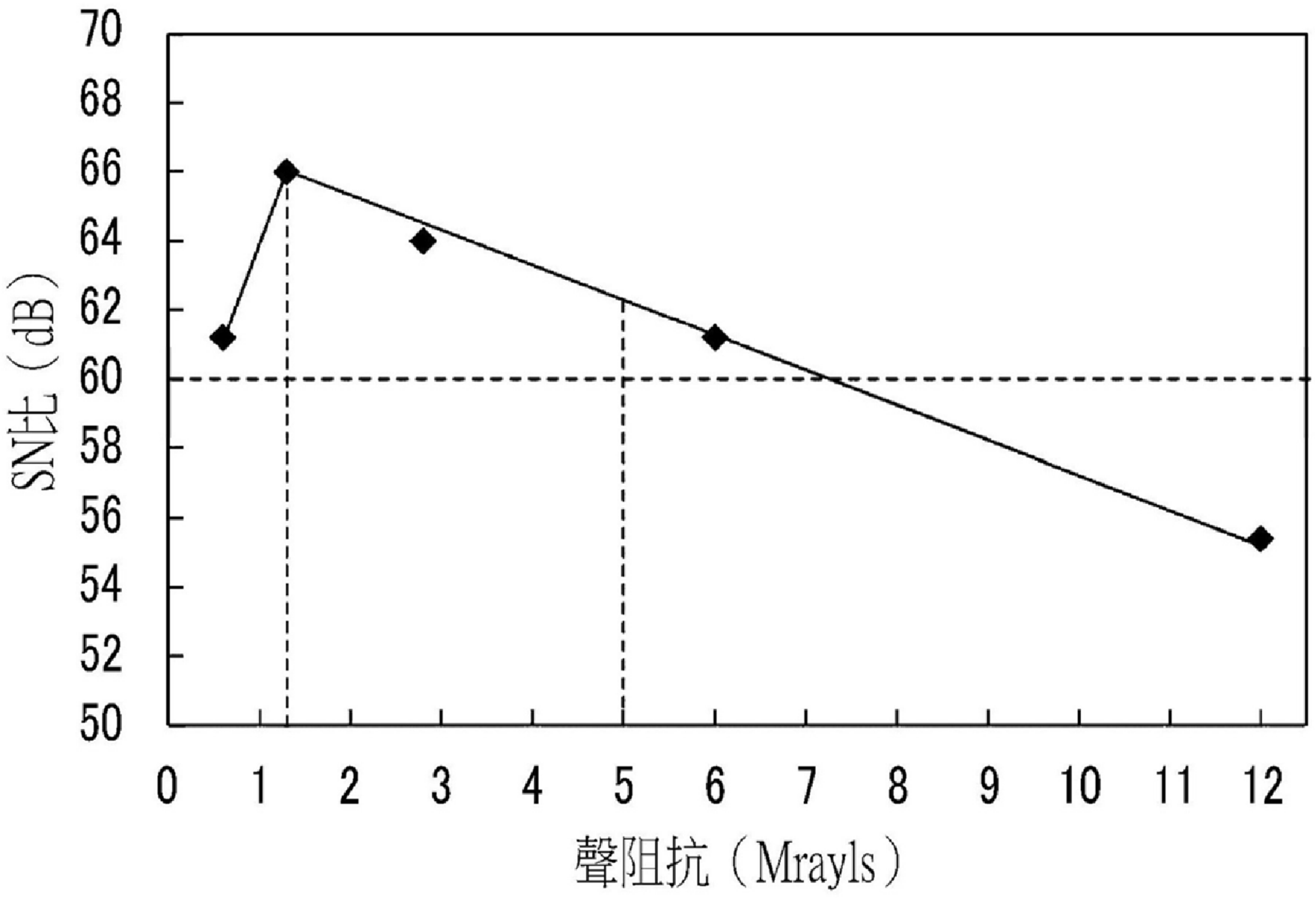


【圖7】

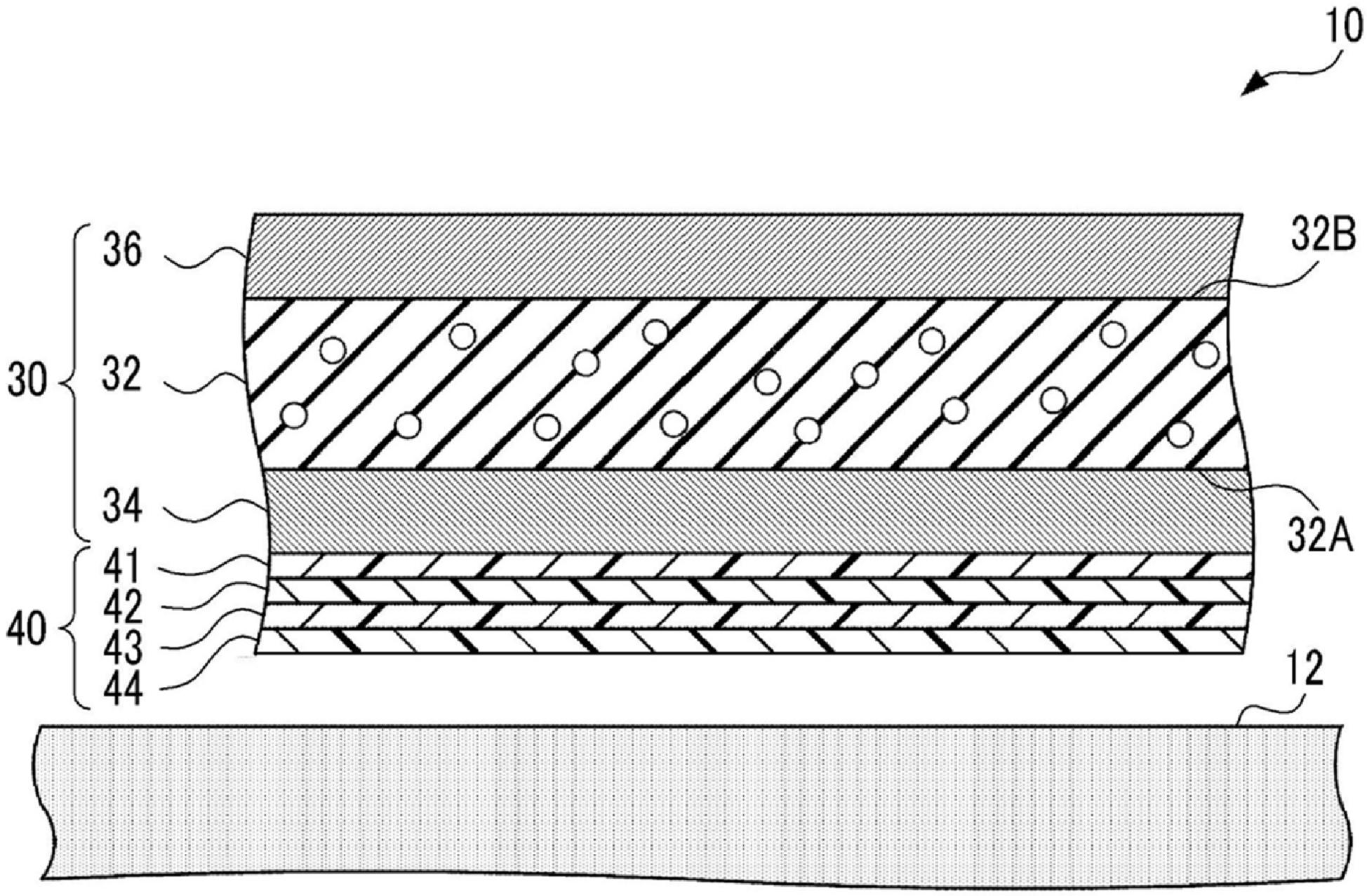


【圖8】

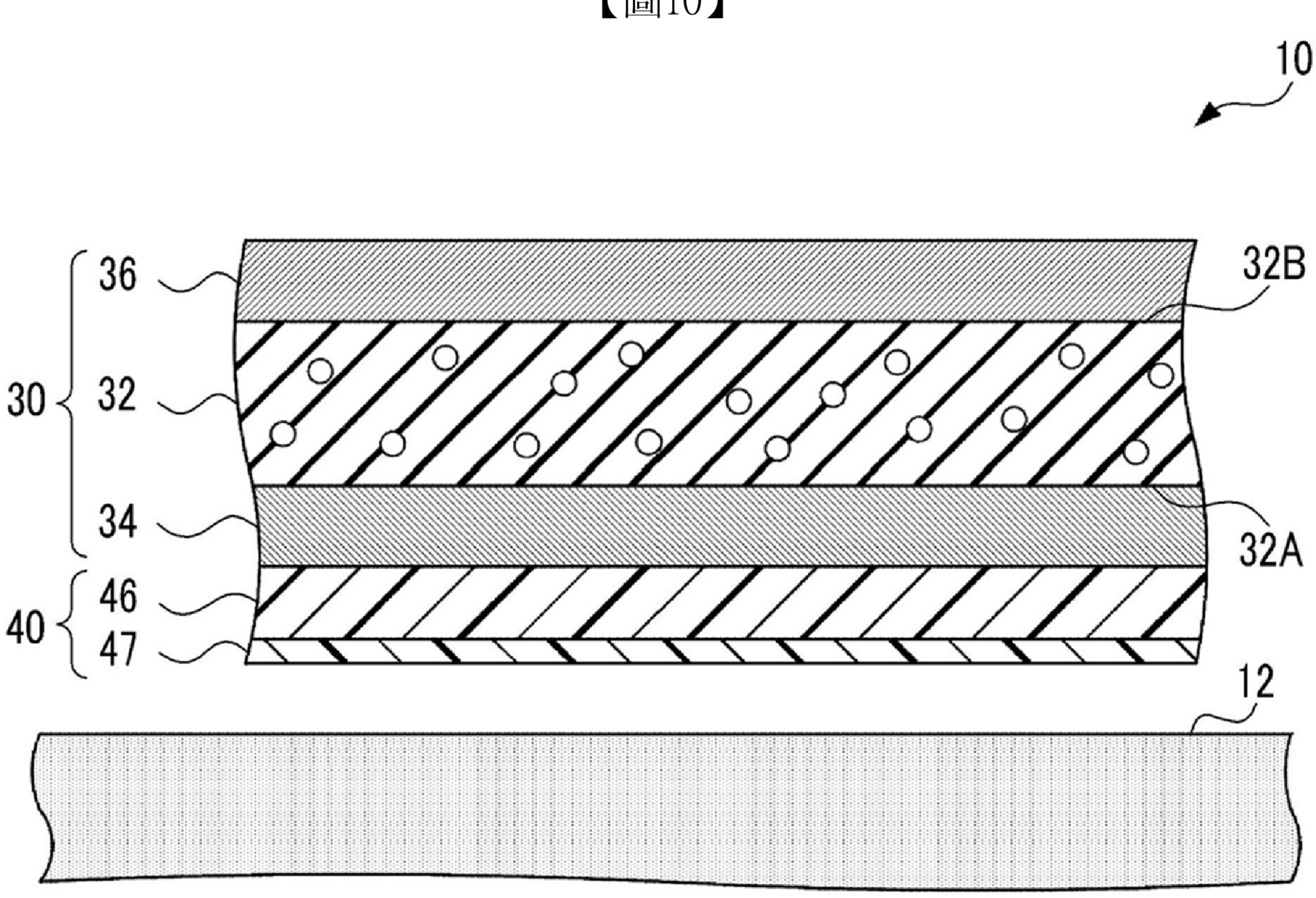
202108080



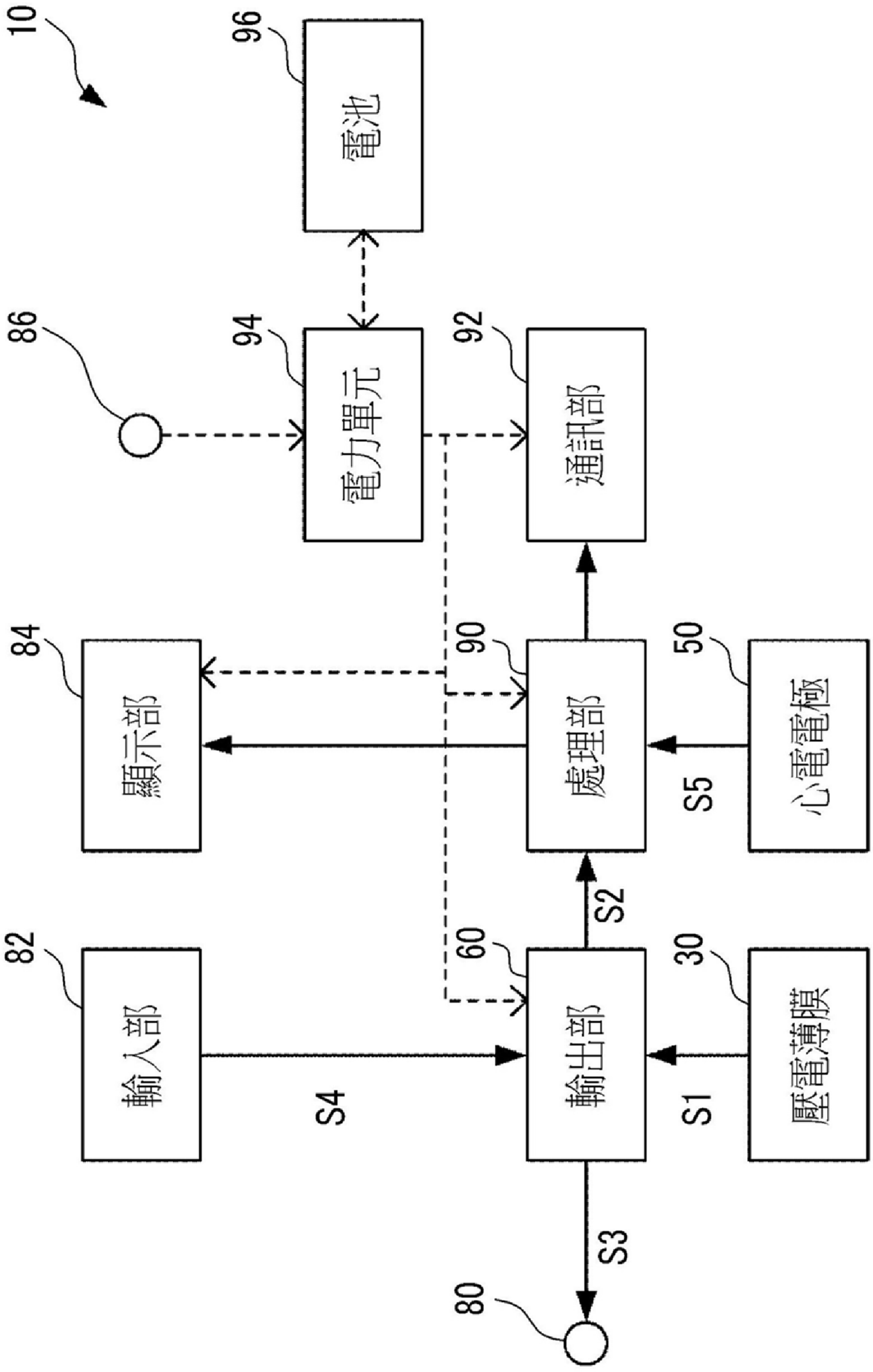
【圖9】


10
36
32B
30
32
34
32A
41
42
40
43
44
12

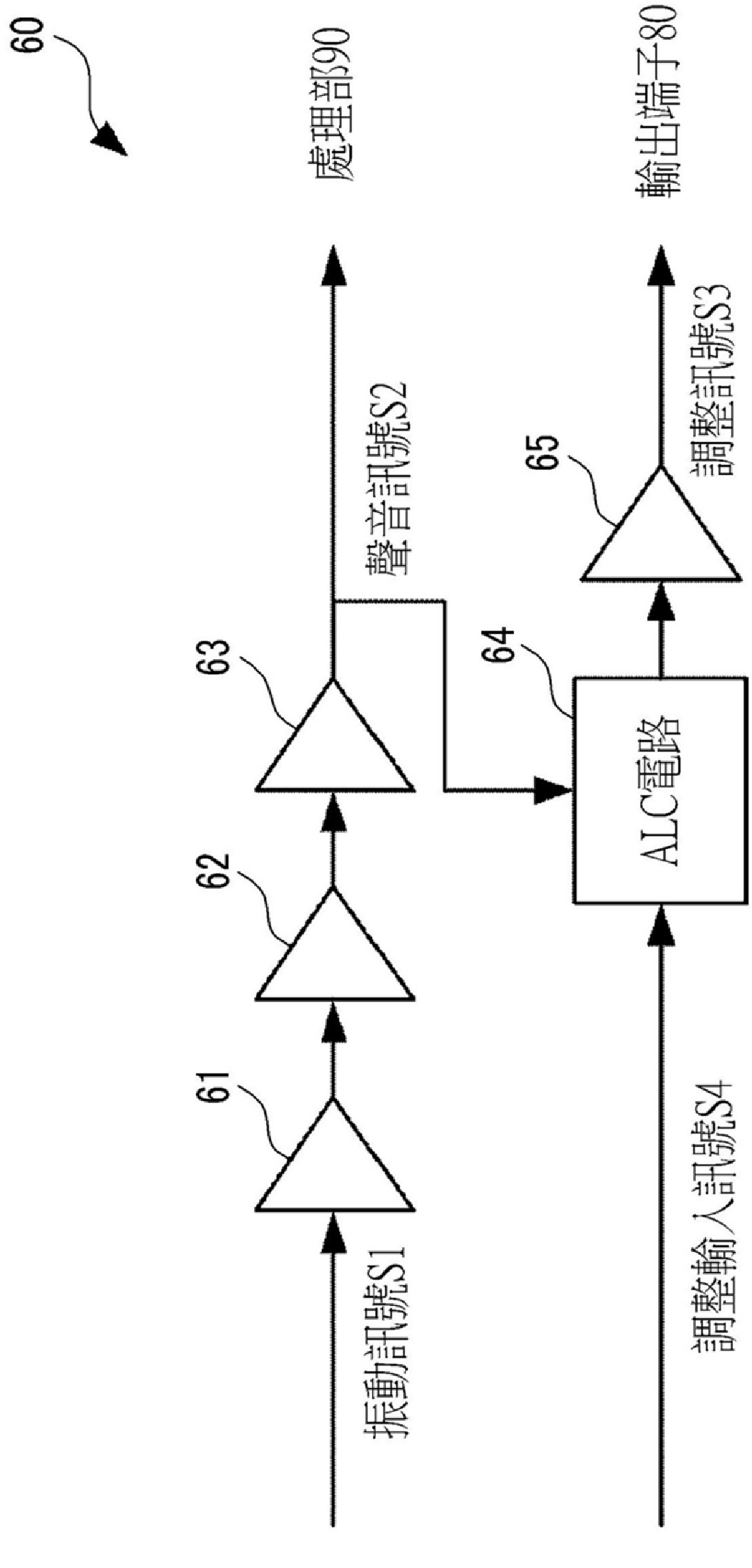
【圖10】


10
36
32B
30
32
34
32A
46
40
47
12

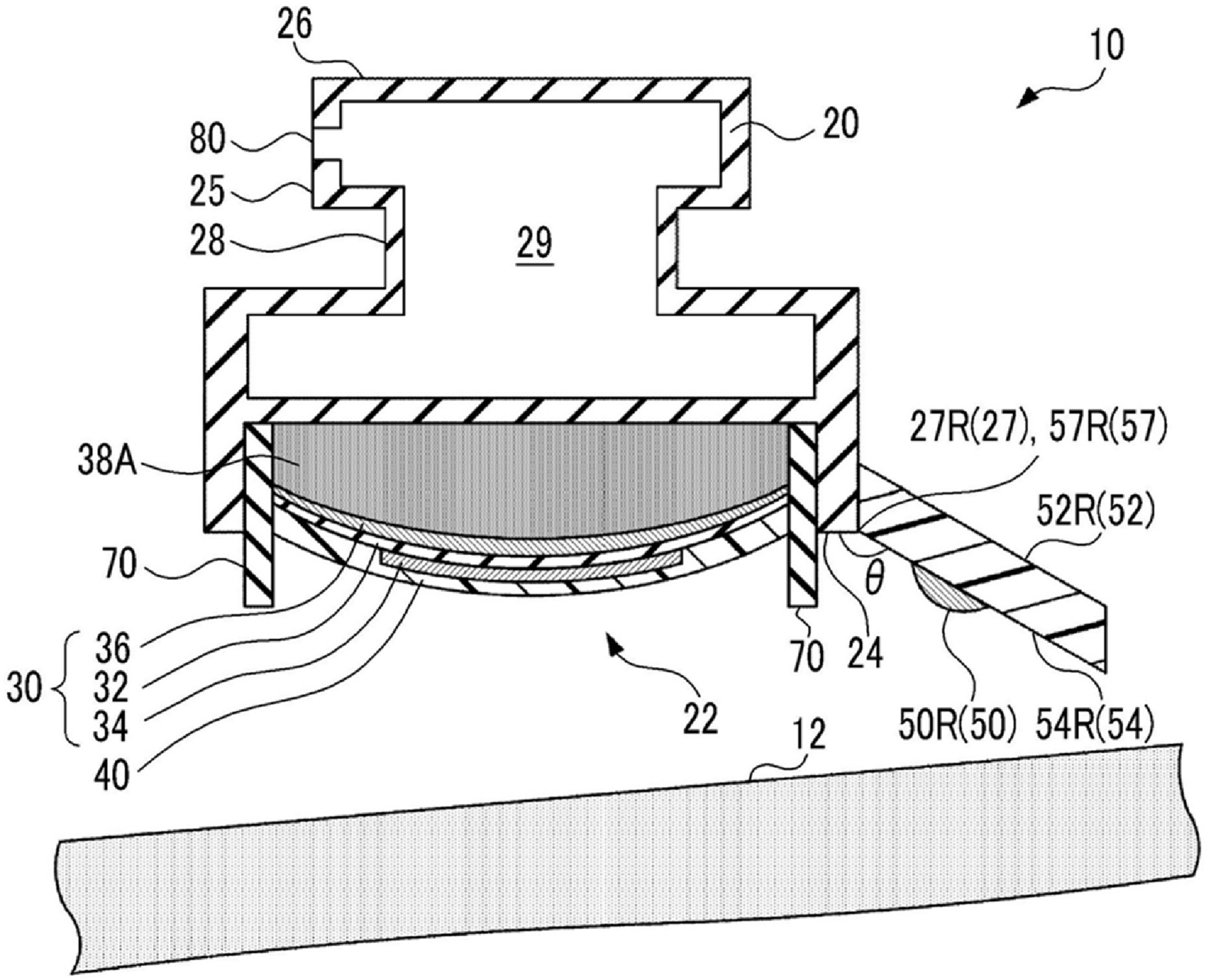
【圖11】


10
96
電池
86
94
電力單元
92
通訊部
84
顯示部
90
處理部
50
心電電極
S5
82
輸入部
S4
60
輸出部
S2
30
壓電薄膜
S1
S3
80

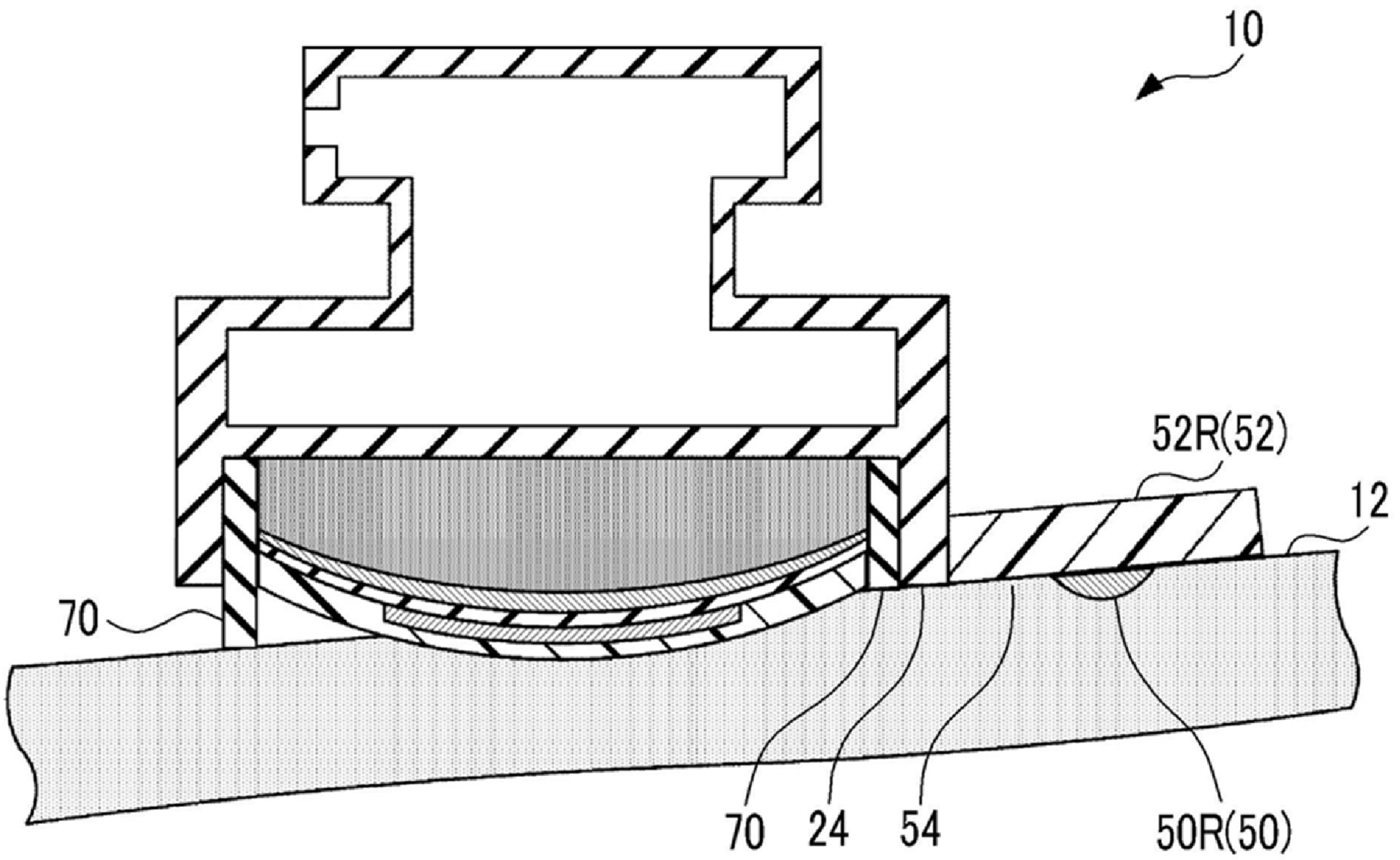
【圖12】


60
處理部90
輸出端子80
聲音訊號S2
63
65
調整訊號S3
64
ALC電路
62
61
振動訊號S1
調整輸入訊號S4
壓電薄膜30
輸入部82

【圖13】


26
10
80
20
25
28
29
38A
27R(27), 57R(57)
52R(52)
70
θ
36
32
34
40
30
70
24
22
12
50R(50)
54R(54)

【圖14】


10
52R(52)
12
70
70
24
54
50R(50)

【圖15】

【發明申請專利範圍】

【請求項 1】

一種聽診器，其係具備：

檢測部，其係檢測藉由自被測物發出之聲音產生之振動且根據前述振動輸出振動訊號；

輸出部，其係根據前述振動訊號輸出聲音訊號；

輸出端子，其係將前述聲音訊號輸出至外部；及

3 個心電電極，其係分別配置於前述檢測部的周圍並檢測前述被測物的心電，

前述輸出端子配置於穿過前述 3 個心電電極中 1 個規定的心電電極的中心及前述檢測部中心之軸上。

【請求項 2】

如請求項 1 所述之聽診器，其中

前述 3 個心電電極分別為正電極、負電極及測定基準位準之參考電極，

前述規定的心電電極係參考電極。

【請求項 3】

如請求項 2 所述之聽診器，其中

前述正電極及前述負電極分別配置於前述檢測部的周圍且與前述軸對稱的位置。

【請求項 4】

如請求項 1 或請求項 2 所述之聽診器，其係進一步具備：

支撐座，其係具有開口部、沿前述開口部的周圍延伸且與前述被測物

接觸之接觸面、設置於與前述接觸面相反的一側之背面、與前述接觸面和前述背面連接之側面，

前述檢測部以表面的一部分從前述開口部露出之狀態被支撐於前述支撐座，

前述輸出端子配置於前述支撐座的前述側面。

【請求項5】

如請求項4所述之聽診器，其中

前述支撐座在前述側面具有直徑比前述接觸面及前述背面更小的頸部，

前述輸出端子配置於比前述側面的前述頸部更靠近前述背面一側。

【請求項6】

如請求項4所述之聽診器，其係進一步具備：

輸入部，其係設置於前述背面且接收前述聲音訊號的位準的調整輸入。

【請求項7】

如請求項6所述之聽診器，其中

前述輸入部為轉盤式。

【請求項8】

如請求項4所述之聽診器，其中

前述支撐座具有容納電池之空間，

並且在前述背面進一步具備用於對前述電池進行充電之充電端子。