



(12) BẢN MÔ TẢ SÁNG CHẾ THUỘC BẰNG ĐỘC QUYỀN SÁNG CHẾ

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN)
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ

(11)



1-0045318

(51)^{2020.01} A61N 1/36; H04R 25/00; A61N 1/378

(13) B

(21) 1-2021-02344

(22) 04/10/2019

(86) PCT/US2019/054750 04/10/2019

(87) WO 2020/076640 16/04/2020

(30) 62/742,525 08/10/2018 US

(45) 25/04/2025 445

(43) 25/08/2021 401A

(71) Nanoeear Corporation, Inc. (US)

2450 Holcombe Blvd., Suite X Houston, TX 77021, United States of America

(72) MOSES, Ron, L. (US); MOORE, Michael, M. (US); SALTHOUSE, Christopher (US).

(74) Công ty TNHH Tầm nhìn và Liên danh (VISION & ASSOCIATES CO.LTD.)

(54) BỘ DẪN ĐỘNG MÀNG NHỈ VÀ MÁY TRỢ THÍNH

(21) 1-2021-02344

(57) Sáng chế đề cập đến bộ dẫn động màng nhĩ và máy trợ thính nhỏ gọn, các bộ phận và các hệ thống hỗ trợ của máy này, cũng như các phương pháp luồn vào và tháo ra máy này. Máy trợ thính nhỏ gọn này thường bao gồm bộ cảm biến, như micrô, khối dẫn động, nguồn năng lượng để cấp điện cho máy trợ thính nhỏ gọn, bộ xử lý, và cơ cấu dẫn động được bọc trong vỏ mà được thiết kế để được luồn qua màng nhĩ trong phương pháp xâm lấn tối thiểu dùng cho bệnh nhân ngoại trú. Khi hoạt động, micrô tiếp nhận các sóng âm và biến đổi các sóng âm này thành các tín hiệu điện. Tiếp đó, bộ xử lý biến đổi các tín hiệu điện và cấp các tín hiệu điện này đến cơ cấu dẫn động. Cơ cấu dẫn động biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học mà dẫn động khối dẫn động để điều chỉnh tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ.

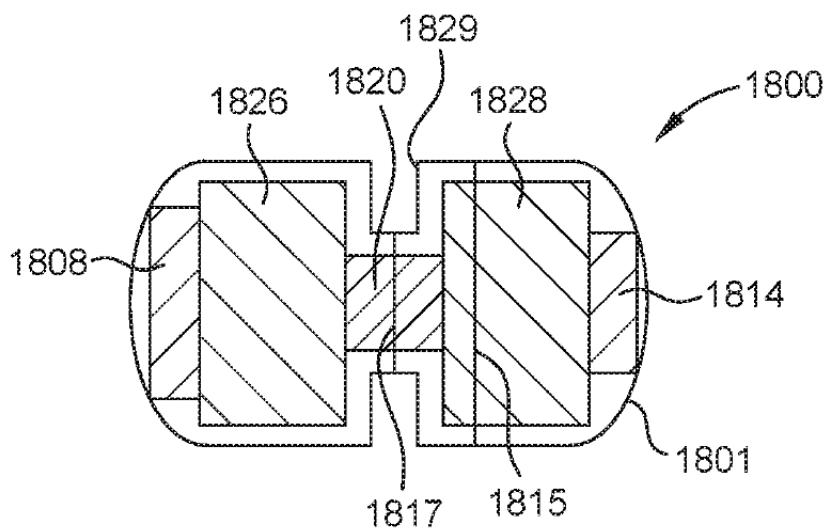


FIG. 18

Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Nói chung, sáng chế đề cập đến thiết bị trợ giúp nghe và phương pháp cấy thiết bị này. Cụ thể hơn, sáng chế đề cập đến máy trợ thính nhỏ gọn được lắp vào trong ống tai, ví dụ, vào hoặc qua màng nhĩ, mà tạo ra sự biến đổi rung động để điều chỉnh tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Máy trợ thính là đã biết rõ và thường bao gồm micro, bộ khuếch đại, và loa. Thông thường, micro tiếp nhận sóng âm và biến đổi sóng này thành tín hiệu điện, bộ khuếch đại khuếch đại tín hiệu điện, và loa biến đổi tín hiệu được khuếch đại thành sóng âm được khuếch đại mà truyền rung động đến màng nhĩ hoặc màng tai trong tai. Thông thường, máy trợ thính lắp bên ngoài ống tai, cụ thể là quanh tai ngoài. Máy trợ thính lắp bên ngoài có ưu điểm về khả năng tiếp cận để thay thế pin và điều chỉnh âm lượng. Tuy nhiên, nhiều người sử dụng thấy rằng máy trợ thính lắp bên ngoài như vậy là tương đối lớn và có thể bị phản đối vì lý do thẩm mỹ và tính thoải mái.

Dạng thay thế cho máy trợ thính lắp bên ngoài là máy trợ thính lắp bên trong được bố trí trong ống tai của người sử dụng. Máy trợ thính lắp bên trong thông thường tạo ra bề ngoài thẩm mỹ tốt hơn, nhưng cũng có các nhược điểm. Ví dụ, máy trợ thính lắp bên trong thông thường chặn phần lớn, nếu không phải toàn bộ, đường kính ống tai. Sự chặn như vậy có thể khiến cho cơ thể của người sử dụng tạo ra lượng ráy tai quá nhiều trong ống tai và có thể làm nhiễm bẩn tai. Hơn nữa, việc chặn ống tai cản trở sự truyền tự nhiên của sóng âm qua ống tai và tác động tiêu cực đến chất lượng nghe. Trừ khi người sử dụng bị suy giảm nghe toàn bộ, khả năng bắt kỳ của màng nhĩ để ghi lại sóng âm xuất hiện tự nhiên bị giảm hoặc bị loại bỏ. Bởi vậy, người sử dụng gần như phụ thuộc vào độ trung thực âm của máy trợ thính. Hơn nữa, máy trợ thính lắp bên trong thông thường vẫn có thể nhìn thấy một chút trong ống tai.

Một số thiết bị nghe phân phối thông tin nghe đến tai nhờ bộ biến đổi điện từ. Micro và bộ khuếch đại truyền tín hiệu điện từ đến bộ biến đổi mà biến đổi tín hiệu điện từ thành rung động. Các rung động này làm rung màng nhĩ hoặc các phần của tai giữa mà truyền các xung âm không có sự biến đổi trở lại sóng âm thanh. Về mặt lịch sử, nam châm riêng biệt, hoặc cơ cấu dẫn động thích hợp bất kỳ, được lắp ở xa ở hoặc gần màng nhĩ. Tương tác giữa các từ trường của bộ biến đổi tiếp nhận tín hiệu điện từ và nam châm được lắp ở hoặc gần màng nhĩ làm cho nam châm rung động và bởi vậy truyền cơ học âm thanh nhờ rung động đến tai ở ốc tai. Tuy nhiên, thông thường, phần còn lại của máy trợ thính được luồn vào ống tai hoặc trên tai ngoài và có thể gây ra các vấn đề nêu trên. Hơn nữa, các bộ biến đổi và/hoặc các nam châm của máy trợ thính được lắp theo phương pháp xâm lấn tương đối. Ví dụ, một bộ biến đổi tiếp xúc có nam châm được lắp đặt bằng cách khoan qua xương chũm, cắt qua màng nhĩ, khoan cực nhỏ cấu trúc xương, và bắt nam châm vào một hoặc nhiều xương tai giữa bất kỳ. Phương pháp như vậy thường là đau và tốn kém, và có thể có biến chứng nghiêm trọng.

Như nêu trên, có các loại máy trợ thính khác nhau mà được sử dụng để khuếch đại và truyền sóng âm đến trung tâm nghe của não dẫn đến sự nhận thức âm thanh. Tuy nhiên, máy trợ thính thông thường không ngăn chặn theo cách chọn lọc các sóng âm được tạo ra bởi nhiều nền và phóng to quá mức nhiều trong khi truyền đồng thời lời nói bình thường và các tín hiệu âm mong muốn khác. Sự ngăn chặn nhiều có thể được sử dụng bởi các phi hành gia trong các nhiệm vụ dài hạn như trạm không gian quốc tế hoặc nhiệm vụ sao hỏa mà muốn ngăn chặn theo cách lựa chọn nhiều nền được tạo ra bởi thiết bị quay, hệ thống xử lý không khí, và hệ thống kiểm soát môi trường trong khi vẫn cho phép phi hành gia nghe các sóng âm được tạo ra bởi các phi hành gia khác và các tín hiệu âm mong muốn khác. Sự khuếch đại các tần số chọn lọc có thể được sử dụng trong hoạt động quân sự, trong đó các sóng âm được tạo ra bởi quân địch có thể được khuếch đại và gửi đến trung tâm nghe của não trong khi tất cả các sóng âm khác được truyền theo cách bình thường. Ngoài ra, các loại máy trợ thính truyền thống không cho phép người sử dụng tiếp nhận các tín hiệu hoặc các sóng âm mà không thể nghe được với người bình thường, như trong truyền thông ngầm.

Do đó, trong lĩnh vực kỹ thuật này cần có máy trợ thính cải tiến mà có thể được luồn vào trong ống tai và/hoặc qua màng nhĩ bằng cách sử dụng phương pháp phẫu thuật xâm lấn tối thiểu.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Sáng chế đề cập đến máy trợ thính nhỏ gọn, các bộ phận của nó, và hệ thống hỗ trợ của nó, cũng như phương pháp luồn vào và lấy ra máy này. Máy trợ thính nhỏ gọn thường bao gồm bộ cảm biến, như micrô, khối dẫn động, nguồn năng lượng để cấp điện cho máy trợ thính nhỏ gọn, bộ xử lý, và cơ cấu dẫn động được bọc trong vỏ mà được thiết kế để được luồn qua màng nhĩ trong phương pháp xâm lấn tối thiểu dùng cho bệnh nhân ngoại trú. Khi hoạt động, micrô tiếp nhận các sóng âm và biến đổi các sóng âm này thành các tín hiệu điện. Tiếp đó, bộ xử lý biến đổi các tín hiệu điện và cấp các tín hiệu điện này đến cơ cấu dẫn động. Cơ cấu dẫn động biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học mà dẫn động khối dẫn động để tạo ra lực quán tính bên trong vỏ, và vỏ này được cấu tạo để điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ.

Theo một phương án, bộ dẫn động màng nhĩ được mô tả. Bộ dẫn động màng nhĩ bao gồm ít nhất một khối được cấu tạo để được bố trí trên ít nhất một trong số phía ở giữa hoặc phía bên của màng nhĩ của người sử dụng, và ít nhất một cơ cấu dẫn động được ghép nối với khối này và được cấu tạo để được bố trí trên ít nhất một trong số phía ở giữa hoặc phía bên của màng nhĩ hoặc qua màng nhĩ của người sử dụng, cơ cấu dẫn động được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học để di chuyển khối và điều biến màng nhĩ.

Theo một phương án khác, máy trợ thính, có thể luồn qua màng nhĩ của người sử dụng để khuếch đại các tần số nhất định và loại bỏ các tần số khác, được mô tả. Máy trợ thính này bao gồm bộ dẫn động màng nhĩ, bộ dẫn động màng nhĩ này bao gồm ít nhất một khối được cấu tạo để được bố trí trên ít nhất một trong số phía ở giữa hoặc phía bên của màng nhĩ của người sử dụng, và ít nhất một cơ cấu dẫn động được ghép nối với khối này và được cấu tạo để được bố trí trên ít nhất một trong số phía ở giữa hoặc phía bên của màng nhĩ hoặc qua màng nhĩ của người sử dụng.

dụng, cơ cấu dẫn động được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học để di chuyển khối này và điều biến màng nhĩ của người sử dụng.

Theo một phương án khác nữa, máy trợ thính, có thể luôn qua màng nhĩ của người sử dụng để khuếch đại các tần số nhất định và loại bỏ các tần số khác, được mô tả. Máy trợ thính bao gồm vỏ có bích thứ nhất và bích thứ hai có rãnh giữa đó, vỏ này bao bọc micrô, bộ xử lý được ghép nối với micrô, và bộ dẫn động màng nhĩ, bộ dẫn động màng nhĩ này bao gồm một khối, khối này có pin thứ nhất được bố trí trong bích thứ nhất, và pin thứ hai được bố trí trong bích thứ hai, pin thứ nhất được cấu tạo để bố trí trên phía bên của màng nhĩ, pin thứ hai được cấu tạo để bố trí trên phía ở giữa của màng nhĩ, chi tiết nối để liên kết pin thứ nhất với pin thứ hai, chi tiết nối được cấu tạo để bố trí qua màng nhĩ, và cơ cấu dẫn động được ghép nối với khối và được bố trí trong chi tiết nối, cơ cấu dẫn động này được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học để di chuyển khối này và điều biến màng nhĩ của người sử dụng.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Vì vậy cách trong đó các dấu hiệu nêu trên của sáng chế có thể được hiểu chi tiết, sự mô tả sáng chế cụ thể hơn, được mô tả tóm tắt ở trên, có thể được thực hiện dựa vào các phương án, một số phương án này được thể hiện trên các hình vẽ kèm theo. Tuy nhiên, cần lưu ý rằng các hình vẽ kèm theo chỉ thể hiện các phương án ví dụ và do đó không được xem là giới hạn phạm vi của nó. Sáng chế có thể bao gồm các phương án hiệu quả tương đương khác.

FIG.1 là hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của sự giải phẫu tai có máy trợ thính được luôn vào qua màng nhĩ của nó.

FIG.2 là hình chiếu bằng sơ lược của màng nhĩ bên phải.

FIG.3 là hình vẽ phối cảnh sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.4 là hình vẽ mặt cắt ngang của máy trợ thính nhỏ gọn trên FIG.3.

FIG.5 là hình chiếu bằng của cơ cấu dẫn động.

FIG.6 là hình chiếu bằng của cơ cấu dẫn động theo một phương án khác.

FIG.7 là hình vẽ phối cảnh sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn theo một phương án khác.

FIG.8 là hình vẽ phối cảnh sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn theo một phương án khác.

FIG.9A đến FIG.9C thể hiện máy trợ thính nhỏ gọn theo một phương án khác.

FIG.10 là sơ đồ phương pháp để luồn máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.11A đến FIG.11B thể hiện máy trợ thính nhỏ gọn trên FIG.9A đến FIG.9C với một phần của dụng cụ cấy ở các giai đoạn cấy khác nhau.

FIG.12 là sơ đồ khối của bộ xử lý ASIC.

FIG.13 là hình vẽ mặt cắt ngang của máy trợ thính nhỏ gọn có cơ cấu dẫn động theo một phương án khác.

FIG.14 là hình vẽ mặt cắt ngang của máy trợ thính nhỏ gọn có cơ cấu dẫn động theo một phương án khác.

FIG.15A và FIG.15B thể hiện dụng cụ cấy theo một phương án khác.

FIG.16A đến FIG.16C thể hiện máy trợ thính nhỏ gọn theo một phương án khác.

FIG.17 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của bộ dẫn động của máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.18 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.19 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của bộ dẫn động của của máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.20 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của bộ dẫn động của máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.21 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang từ trên xuống của một phần bộ dẫn động của máy trợ thính nhỏ gọn.

FIG.22 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang từ trên xuống của một phần bộ dẫn động của máy trợ thính nhỏ gọn.

Để tạo điều kiện thuận lợi cho việc hiểu, các số chỉ dẫn giống nhau đã được sử dụng, nếu có thể, để biểu thị các chi tiết giống nhau mà xuất hiện trên các hình vẽ. Dự tính rằng các chi tiết và dấu hiệu của một phương án có thể được kết hợp một cách có lợi trong các phương án khác mà không đề cập thêm.

Mô tả chi tiết sáng chế

Sáng chế đề cập đến máy trợ thính nhỏ gọn, các bộ phận của nó, và các hệ thống hỗ trợ của nó, cũng như các phương pháp luồn vào và tháo ra máy này. Máy trợ thính nhỏ gọn thường bao gồm bộ cảm biến, như micrô, khối dẫn động, nguồn năng lượng để cấp điện cho máy trợ thính nhỏ gọn, bộ xử lý, và cơ cấu dẫn động được bọc trong vỏ mà được thiết kế để được luồn qua màng nhĩ trong phương pháp xâm lấn tối thiểu dùng cho bệnh nhân ngoại trú. Khi hoạt động, micrô tiếp nhận các sóng âm và biến đổi các sóng âm thành các tín hiệu điện. Tiếp đó bộ xử lý biến đổi các tín hiệu điện và cấp các tín hiệu điện này đến cơ cấu dẫn động. Cơ cấu dẫn động biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học mà dẫn động khối dẫn động để điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ.

Giải phẫu tai

FIG.1 là hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của sự giải phẫu tai 100 có máy trợ thính được luồn qua màng nhĩ của nó. Tai bao gồm tai ngoài 110, ống tai 112 được ghép nối với tai ngoài 110, màng nhĩ 114 được bố trí gần đầu gần của ống tai 112 từ tai ngoài 110. Cấu trúc của tai ngoài 110 tạo ra "phễu" để hướng và khuếch đại biên độ của các sóng âm vào trong ống tai 112. Chuỗi xương nhỏ 115, nằm trong tai giữa và được bố trí trên phía ở giữa của màng nhĩ 114 từ tai ngoài 110, kết hợp và

khuếch đại các rung động từ màng nhĩ 114 đến tai trong có cấu trúc xoắn được biết dưới dạng ốc tai 120. Ốc tai 120 biến đổi các rung động thành các xung đến não.

Máy trợ thính, như máy trợ thính 122, theo sáng chế có thể được luồn qua tai ngoài 110 vào ống tai 112 và ít nhất một phần qua màng nhĩ 114. Máy trợ thính 122 thường bao gồm bộ cảm biến, như micrô, và ít nhất một chi tiết kích thích màng nhĩ được mô tả chi tiết hơn dưới đây. Máy trợ thính 122 thường tiếp nhận các sóng âm được dẫn từ tai ngoài 110 qua ống tai 112, biến đổi các sóng âm thành này các tín hiệu điện hoặc điện từ, và biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học, mà thường được gọi là hệ thống truyền thẳng. Chuyển động cơ học được sử dụng để tác động đến màng nhĩ 114, và/hoặc các phần của tai giữa và tai trong, làm rung động chuỗi xương nhỏ 115, cụ thể là xương búa 118, xương đe 117, và các xương bàn đạp 116. Ba xương này trong chuỗi xương nhỏ 115 tác dụng như một cụm tay đòn mà khuếch đại biên độ của các rung động tiếp nhận bởi màng nhĩ 114. Các xương bàn đạp 117 được ghép nối với đường vào của cấu trúc xoắn được biết dưới dạng ốc tai 120 mà chứa chất lưu của tai trong. Các rung động cơ học của các xương bàn đạp 117 làm cho chất lưu phát triển xung chất lưu mà làm cho các tế bào như lông nhỏ (không được thể hiện) trong ốc tai 120 rung động. Các rung động được biến đổi thành các xung điện mà được truyền đến các đường dẫn thần kinh ở trung tâm nghe của não dẫn đến sự cảm nhận âm thanh.

FIG.2 là hình chiếu bằng sơ lược của màng nhĩ 114 (màng nhĩ bên phải được thể hiện làm ví dụ). Màng nhĩ 114 thường có dạng hình ovan mà thường được kéo vào trong một chút ở tâm của nó, được gọi là mấu lõm 202, mà là nơi cán xương búa (được thể hiện trên FIG.1 và được mô tả ở trên) được gắn. Màng nhĩ được chia theo khái niệm thành bốn góc phần tư: góc phần tư trên phía trước 204, góc phần tư dưới phía trước 206, góc phần tư dưới phía sau 208, và góc phần tư trên phía sau 210.

Máy trợ thính nhỏ gọn và các bộ phận của nó

Sáng chế đề cập đến máy trợ thính nhỏ gọn, các bộ phận của nó, và các hệ thống hỗ trợ của nó. Các phương án được mô tả ở đây đề xuất các dạng kết cấu ví dụ của máy trợ thính nhỏ gọn được dự tính bởi sáng chế. Tuy nhiên, các dạng kết cấu thích hợp khác bất kỳ đối với máy trợ thính mà điều biến tốc độ hoặc vị trí của

màng nhĩ, bằng cách điều biến trực tiếp hoặc gián tiếp, cũng được dự tính. Các phương án tiếp theo đề cập đến việc luân máy trợ thính nhỏ gọn mô tả qua màng nhĩ, dưới dạng ví dụ; tuy nhiên, máy trợ thính nhỏ gọn cũng là loại dùng một lần ở các vị trí khác trong tai.

FIG.3 là hình vẽ phối cảnh sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn 300. FIG.4 là hình vẽ mặt cắt ngang của máy trợ thính nhỏ gọn 300 trên FIG.3. Như được thể hiện trên FIG.3 và FIG.4, máy trợ thính nhỏ gọn 300 được chứa trong vỏ 301, vỏ này bao gồm hai phần bích 302 được ghép nối bởi phần nối 304. Khi được cấy, hai phần bích 302 được bố trí trên các phía đối nhau của màng nhĩ (tức là, một phần bích ở trong tai ngoài và phần bích kia ở trong tai giữa) và phần nối 304, được thể hiện ở dạng ống hẹp dưới dạng ví dụ, nằm ngang màng nhĩ. Phần nối 304 thường được bố trí dọc theo trục tâm của máy trợ thính nhỏ gọn 300 hoặc song song với trục tâm của máy trợ thính nhỏ gọn 300.

Như được sử dụng ở đây thuật ngữ bích đề cập đến một phần của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả, mà ở phía bên hoặc chu vi với phần giữa của nó, như phần nối 304.

Một hoặc nhiều bích và chi tiết nối thường tạo ra thân của máy trợ thính nhỏ gọn. Như được sử dụng ở đây, thuật ngữ thân thường đề cập đến một hoặc nhiều bích và phần nối dưới dạng một bộ phận.

Như được thể hiện trên FIG.4, máy trợ thính nhỏ gọn 300 được bao bọc bởi vỏ 301, vỏ này chứa các bộ phận khác nhau của máy trợ thính nhỏ gọn 300. Các bộ phận khác nhau thường bao gồm ít nhất một cảm biến 408, như micrô được cấu tạo để phát hiện âm thanh cần được xử lý, một khối mà được thể hiện dưới dạng nguồn năng lượng 410, cơ cấu dẫn động 412 được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học, và bộ xử lý 414 được cấu tạo để trợ giúp việc xử lý tín hiệu và biến đổi điện bằng cách biến đổi các tín hiệu điện và truyền các tín hiệu điện này đến ít nhất một cơ cấu dẫn động, cũng như để dẫn động cơ cấu dẫn động 412 di chuyển khối mà là nguồn năng lượng 410 trong ví dụ này. Cùng nhau, khối này và ít nhất một cơ cấu dẫn động tạo ra bộ dẫn động màng nhĩ. Theo các phương

án trong đó nguồn năng lượng 410 là nguồn năng lượng có thể nạp lại được, máy trợ thính nhỏ gọn 300 cũng thường bao gồm mạch nạp lại 416.

Cảm biến 408 thường được cố định trong vỏ 301 và được tạo cấu hình để tiếp nhận âm thanh cần được khuếch đại bởi máy trợ thính nhỏ gọn 300 và biến đổi các sóng âm hoặc các tín hiệu âm thành các tín hiệu điện hoặc điện từ. Sáng chế dự tính micro ở dạng cảm biến 408 dưới dạng ví dụ; tuy nhiên, dự tính rằng cảm biến 408 thường là cảm biến thích hợp bất kỳ. Cảm biến thích hợp bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, micro độ nhạy cao, micro của hệ thống vi cơ điện áp điện (piezoelectric micro-electro-mechanical system: MEMS), micro tĩnh điện, gia tốc kế, con quay hồi chuyển, và cảm biến quang. Các cảm biến thích hợp khác bao gồm các cảm biến, mà được sử dụng để nhận biết âm ốc tai (otoacoustic emission: OAE) hoặc áp suất để chẩn đoán nhiễm khuẩn tai, hoặc các thay đổi khác về người sử dụng hoặc về tính năng và sức khỏe thiết bị của bản thân máy trợ thính nhỏ gọn 300.

Trong khi một cảm biến 408, mà là micro, được thể hiện dưới dạng ví dụ, các phương án khác về máy trợ thính nhỏ gọn mô tả ở đây bao gồm nhiều micro hoặc các cảm biến khác, mà có thể được bố trí quanh mặt bên của máy trợ thính nhỏ gọn, quanh mặt ở giữa của máy trợ thính nhỏ gọn, hoặc trên cả mặt ở giữa lẫn mặt bên của máy trợ thính nhỏ gọn. Theo các phương án khác nữa, một micro, như cảm biến 408 được bố trí trong máy trợ thính nhỏ gọn, và một hoặc nhiều micro khác được bố trí ở chỗ khác, như trong ống tai. Trong các phương án như vậy, một hoặc nhiều micro bên ngoài được kết nối trực tiếp hoặc, hoặc mặt khác thông với, máy trợ thính nhỏ gọn 300.

Theo một phương án khác, cảm biến 408 có thể được bố trí bên ngoài vỏ. Theo một phương án khác, máy trợ thính nhỏ gọn 300 có thể bao gồm cơ cấu dẫn động thứ hai để đảm bảo rằng cảm biến 408 không di chuyển với vỏ hoặc cơ cấu dẫn động thứ nhất. Theo một phương án khác nữa, máy trợ thính nhỏ gọn 300 có thể còn bao gồm bộ liên kết cơ học thụ động để tách cảm biến 408 ra khỏi chuyển động của vỏ hoặc cơ cấu dẫn động thứ nhất.

Khối có vật liệu khối, bộ phận, hoặc dạng kết hợp thích hợp bất kỳ của các bộ phận, mà có thể được dẫn động để điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ, và có thể bao gồm số phần thích hợp bất kỳ, như phần thứ nhất và phần thứ hai. Khối này thường có tổng trọng lượng nằm trong khoảng từ 5 mg đến 40 mg. Ví dụ, theo các phương án bao gồm phần thứ nhất và phần thứ hai, mỗi phần là một pin, trọng lượng thường nằm trong khoảng từ 10 mg/pin đến 15 mg/pin (tổng trọng lượng lần lượt nằm trong khoảng từ 20 mg đến 30 mg).

Nguồn năng lượng 410 thường là nguồn năng lượng thích hợp bất kỳ có dạng kết cấu thích hợp bất kỳ, như khối đơn, pin màng mỏng có nhiều lớp xếp chồng theo phương thẳng đứng (ví dụ, từ 5 đến 20 lớp), bộ tạo nhiệt vô tuyến, siêu tụ, pin màng mỏng, hoặc pin lithi (Li) ion truyền thống. Như được thể hiện trên FIG.4, khối này là nguồn năng lượng 410, mà có dạng quả tạ và được bố trí ở giữa trong máy trợ thính nhỏ gọn 300. Theo phương án như vậy, bản thân nguồn năng lượng 410 có thể được sử dụng làm khối này để điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ. Theo các phương án khác, nguồn năng lượng 410 được bố trí ở giữa hoặc ở phía bên trong máy trợ thính nhỏ gọn và trên một phía của màng nhĩ. Theo các phương án khác nữa, như các FIG.13, FIG.14, FIG.16A đến FIG.16C, FIG.17, và FIG.18, một hoặc nhiều phần khối, như các pin, được bố trí trên cả phía ở giữa lẫn phía bên của màng nhĩ và có thể được ghép nối bởi chi tiết nối được bố trí trong vỏ 301 nằm ngang màng nhĩ. Theo các phương án khác nữa, nguồn năng lượng và khối ngược, mà được nối qua màng nhĩ, được sử dụng. Khối ngược thường là khối trợ hoặc khối không hoạt động.

Theo một phương án, đường kính của nguồn năng lượng 410 nhỏ hơn hoặc bằng 2,5 mm và chiều cao nhỏ hơn hoặc bằng 1,5 mm. Khối của nguồn năng lượng 410 được chọn để tối đa hóa độ an toàn của việc giữ máy trợ thính nhỏ gọn trong màng nhĩ và/hoặc trên cơ sở mức suy giảm truyền nhiều thụ động, ví dụ nhỏ hơn hoặc bằng 10 dB. Theo một phương án, khối này thường nhỏ hơn hoặc bằng khoảng 15 mg. Như được mô tả dưới đây, nguồn năng lượng 410 thường có thể nạp lại được. Theo các phương án như vậy, thời gian nạp điện thường nhỏ hơn hoặc bằng khoảng 3 giờ và có thể được nạp điện hơn 1000 lần.

Cơ cấu dẫn động 412 thường là cơ cấu dẫn động bất kỳ, hoặc các cơ cấu dẫn động bất kỳ, thích hợp để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học bằng cách di chuyển khối sao cho khối này điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ, và có thể được bố trí trên phía ở giữa, phía bên, cả hai phía của màng nhĩ, hoặc qua màng nhĩ. Cơ cấu dẫn động 412 được cấu tạo để đẩy khối, và lấy lại, hoặc kéo khối này, so với việc ghép nối với màng nhĩ.

FIG.5 là hình chiếu bằng của cơ cấu dẫn động 500 theo một phương án, mà có thể được sử dụng làm cơ cấu dẫn động 412. Cơ cấu dẫn động 500 bao gồm ít nhất một vòng ngoài 502 và vòng trong 504, vòng ngoài 502 được ghép nối với vỏ 301 và vòng trong 504 được ghép nối với khối này, như nguồn năng lượng 410. Vòng ngoài 502 có nhiều cơ cấu dẫn động áp điện 506 mà có thể được kích thích để tạo ra lực cần thiết để điều biến vòng trong 504 dọc trục và cuối cùng điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ. Theo một phương án khác, các cơ cấu dẫn động áp điện 506 có thể hướng đến một cách riêng biệt để tạo ra sự điều biến không dọc trục của tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ.

FIG.6 là hình chiếu cạnh của cơ cấu dẫn động 600 theo một phương án khác, mà có thể được sử dụng làm cơ cấu dẫn động 412. Cơ cấu dẫn động 600 bao gồm đĩa thứ nhất 602 và đĩa thứ hai 604, mà được ghép nối cùng nhau bởi nhiều cơ cấu dẫn động áp điện 606 nằm giữa đó. Ít nhất một trong số đĩa thứ nhất 602 hoặc đĩa thứ hai 604 có thể di chuyển để điều biến tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ. Theo một phương án khác, các cơ cấu dẫn động áp điện 606 có thể hướng đến một cách riêng biệt để tạo ra sự điều biến không dọc trục của tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ.

FIG.13 là hình vẽ mặt cắt ngang của máy trợ thính nhỏ gọn, như máy trợ thính nhỏ gọn 300, có cơ cấu dẫn động theo một phương án khác. Theo phương án được thể hiện trên FIG.13, cơ cấu dẫn động là cơ cấu dẫn động xếp chồng áp điện 1320 mà dẫn động thẳng. Chân 1324 của cơ cấu dẫn động xếp chồng áp điện 1320 được cố định. Như được thể hiện, một hoặc nhiều chi tiết nối 1322, được thể hiện như được bố trí quanh bên ngoài cơ cấu dẫn động xếp chồng áp điện 1320, nối khối thứ nhất 1328 với khối kế tiếp 1326. Khối thứ nhất 1328 được thay thế bởi cơ cấu

dẫn động xếp chồng áp điện 1320 và khối kế tiếp 1326 thường theo sau chuyển động của khối thứ nhất 1328 di chuyển các khối theo giai đoạn.

FIG.14 là hình vẽ mặt cắt ngang của máy trợ thính nhỏ gọn, như máy trợ thính nhỏ gọn 300, có cơ cấu dẫn động theo một phương án khác. Theo phương án được thể hiện trên FIG.14, cơ cấu dẫn động là vi ống áp điện 1420. Chân 1424 của vi ống áp điện 1420 được cố định. Khi hoạt động, vi ống áp điện 1420 kéo dài thẳng để dịch chuyển khối thứ nhất 1426. Một hoặc nhiều chi tiết nối 1422 nối khối thứ nhất 1426 và khối thứ hai 1428. Một hoặc nhiều chi tiết nối 1422 nằm trong đường kính trong của vi ống áp điện 1420.

Theo các phương án khác nữa, cơ cấu dẫn động 412 là cơ cấu dẫn động thẳng. Ví dụ, cơ cấu dẫn động 412 có thể là cuộn dây âm thanh có khối ở giữa, thường là nam châm, với cuộn dây ngoài được quấn quanh đó, mà điều biến lực trên khối này bằng cách cấp năng lượng cho cuộn dây ngoài. Theo cách khác, cuộn dây âm thanh có thể được bố trí ở giữa với nam châm được bố trí quanh đó. Cơ cấu dẫn động thẳng có thể nằm ngang màng nhĩ trong máy trợ thính nhỏ gọn, khi được cấp năng lượng, dao động và tạo ra lực điều biến cho màng nhĩ. Theo một phương án khác, cơ cấu dẫn động 412 bao gồm nhiều cơ cấu dẫn động được ghép nối với vỏ 301 và/hoặc nguồn năng lượng 410. Theo một phương án khác nữa, cơ cấu dẫn động 412 là nhiều cơ cấu dẫn động đồng tâm mà tạo ra chuyển động thẳng. Theo một phương án khác nữa, cơ cấu dẫn động 412 là cơ cấu dẫn động quay tạo ra sóng mà kéo dài theo hướng kính từ máy trợ thính nhỏ gọn. Theo một phương án khác nữa, cơ cấu dẫn động 412 bao gồm thiết bị MEMS áp hoặc thiết bị MEMS tĩnh điện có động cơ bước chẳng hạn. Theo một phương án khác nữa, cơ cấu dẫn động có thể được tạo ra bởi sự kết hợp của hai hoặc nhiều cơ cấu dẫn động nêu trên.

Như đề cập ở đây, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả bao gồm một hoặc nhiều cơ cấu dẫn động. Khi có hơn một cơ cấu dẫn động được sử dụng, tất cả các cơ cấu dẫn động có thể là cùng một loại cơ cấu dẫn động hoặc có hơn một loại cơ cấu dẫn động. Khi có hơn một loại cơ cấu dẫn động được sử dụng, sự kích thích của các cơ cấu dẫn động có thể trong các mặt phẳng khác nhau hoặc mặt phẳng giống nhau. Theo một phương án, các loại cơ cấu dẫn động khác nhau được cấu tạo để dẫn động

đồng thời trong các mặt phẳng khác nhau, ví dụ, để phát triển theo chiều dài và/hoặc đường kính. Ngoài ra, và như được đề cập thêm dưới đây, cơ cấu dẫn động có thể sử dụng bộ phận thích ứng trở kháng, như tay đòn MEM phụ thuộc vào năng lượng và khoảng dịch chuyển cần thiết để cải thiện sự nghe của người sử dụng.

Như được thể hiện trên FIG.4, FIG.13, và FIG.14, máy trợ thính nhỏ gọn 300 cũng có thể bao gồm cơ cấu chuyển động 418, như các ổ hoặc cơ cấu trượt thẳng, mà hạn chế chuyển động của khối với hướng dẫn động.

Hoạt động của máy trợ thính

Bộ xử lý 414, thường là chip của mạch tích hợp ứng dụng đặc biệt (Application Specific Integrated Circuit: ASIC), nhận tín hiệu điện từ cảm biến 408 mà tương ứng với các tín hiệu âm và biến đổi các tín hiệu này thành tín hiệu điện để dẫn động cơ cấu dẫn động 412 và di chuyển khối (ví dụ, nguồn năng lượng 410) để điều biến vị trí của màng nhĩ và bằng cách cấp xung đến não của người sử dụng. Khối này thường di chuyển một khoảng cách nhỏ hơn hoặc bằng khoảng một mm. Sự điều biến trực tiếp hoặc gián tiếp vị trí của màng nhĩ cải thiện sự nghe của người sử dụng.

Ngoài việc biến đổi các tín hiệu để điều biến khối, bộ xử lý 414 cũng có thể tác động đến cảm biến 408, và tạo ra chức năng an toàn, như theo dõi dòng và nhiệt độ bên trong.

Theo một số phương án, bộ xử lý 414 bao gồm hệ mạch an toàn dùng cho nguồn năng lượng 410, bao gồm việc nạp và phóng điện một cách thích hợp nguồn năng lượng 410 theo cách an toàn và hiệu quả.

Theo các phương án khác nữa, bộ xử lý 414 cũng thực hiện chức năng truyền thông sao cho máy trợ thính nhỏ gọn có thể gửi thông tin đến, và tiếp nhận thông tin từ, thế giới bên ngoài. Ví dụ, bộ xử lý 414 thường bao gồm hệ mạch cho phép máy trợ thính nhỏ gọn truyền thông tin về tình trạng của máy trợ thính nhỏ gọn, và thậm chí tình trạng của tai người sử dụng, đến nơi nhận bên ngoài.

Theo các phương án khác nữa, bộ xử lý 414 được tạo cấu hình để biến đổi đầu vào âm để cho phép thay đổi tần số. Việc xử lý thay đổi tần số này là hữu dụng để tối ưu hóa đầu ra cơ học, hướng đến các đáp ứng tần số khác nhau và cuối cùng truyền các chức năng để tạo cho người sử dụng trải nghiệm âm chất lượng cao. Ví dụ, các tần số hoặc các nút nhất định mà thiết bị có thể bỏ lỡ, mà đã được nhận biết trước, có thể được thu và thay đổi để người sử dụng sẽ nghe tần số bị lỡ ở tần số được thay đổi khác.

FIG.12 thể hiện sơ đồ khối của bộ xử lý ASIC 1200. Bộ xử lý ASIC 1200 có thể được sử dụng làm bộ xử lý 414. Bộ xử lý ASIC 1200 thường bao gồm bộ phận truyền thông không dây 1202, bộ phận mạch an toàn 1204, bộ nhớ không khả biến 1206, bộ khuếch đại trước micro 1208, bộ phận xử lý tín hiệu 1210, bộ dẫn động cơ cấu dẫn động 1212, bộ phận quản lý nguồn năng lượng 1214, bộ phận cấp điện 1216, và bộ phận truyền điện không dây 1218. Truyền thông không dây bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, truyền thông quang, âm và tần số vô tuyến.

Theo một phương án, bộ xử lý ASIC 1200 sử dụng việc xử lý tín hiệu tương tự để làm giảm nhu cầu điện và giảm đến mức tối thiểu các bộ phận số. Ngoài ra, bộ xử lý ASIC 1200 có thể được tạo cấu hình để giảm đến mức tối thiểu sự tiêu thụ điện nhờ việc lập chương trình và/hoặc ước tính các đáp ứng, trong khi duy trì sự xử lý chấp nhận được. Theo một phương án khác, bộ xử lý ASIC 1200 có thể được tạo cấu hình để thực hiện sự truyền thông tần số và/hoặc ghi qua thiết bị âm thanh, như điện thoại thông minh. Ví dụ, bộ xử lý ASIC 1200 có thể được tạo cấu hình để bật và tắt máy trợ thính nhỏ gọn thông qua ký hiệu profin âm. Bộ xử lý ASIC 1200 cũng có thể được tạo cấu hình để thay đổi chế độ cường độ, ví dụ bằng cách điều chỉnh biên độ khi ở trong môi trường âm khó chịu, sử dụng ký hiệu profin âm, để hạn chế biên độ của tất cả các tần số, và/hoặc để tạo ra sự loại bỏ nhiễu. Hơn nữa, bộ xử lý ASIC 1200 có thể được tạo cấu hình để nhận biết âm khẩn cấp mà tự động bật máy trợ thính nhỏ gọn, như báo cháy, chuông cửa và âm thanh vỡ kính.

Theo các phương án khác, bộ xử lý ASIC 1200 sử dụng việc xử lý tín hiệu số.

Theo một phương án khác, bộ xử lý ASIC 1200 được điều khiển không dây bởi các tín hiệu tần số vô tuyến (radiofrequency: RF). Tín hiệu RF có thể được sử dụng để bật và tắt máy trợ thính nhỏ gọn, để thay đổi chế độ cường độ để điều chỉnh biên độ trong các môi trường âm khó chịu, và chuẩn bị cho việc điều chỉnh và kiểm tra các đáp ứng âm để chuẩn đoán.

Bộ xử lý ASIC 1200 cũng có thể được tạo cấu hình để lọc các tần số nhất định. Ví dụ, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có thể còn hoặc theo cách khác bao gồm hệ thống truyền thẳng để điều chỉnh sự hồi tiếp bằng cách thay đổi các tần số của khoảng nhất định của đầu vào để tránh các tần số cộng hưởng nhất định. Máy trợ thính nhỏ gọn mô tả cũng có thể hoặc theo cách khác bao gồm hệ thống có các thuật toán học để điều chỉnh các đáp ứng tần số khi các môi trường duy nhất tạo ra các tần số cộng hưởng duy nhất. Các OAE là các âm thanh được tạo ra bởi tai trong. Cụ thể hơn, có các tế bào lông trong tai trong mà phản hồi các tín hiệu bằng cách rung động. Rung động tạo ra âm thanh rất im lặng mà dội lại vào tai giữa. Được cho rằng OAE giúp khuếch đại theo cách lựa chọn các tần số nhất định. Tương tự, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả ở đây cũng có thể được cấu tạo để tạo ra tín hiệu tần số có dexiben (db) thấp và có thể cấp bằng sáng chế mà sẽ giúp khuếch đại âm thanh đến. Âm thanh nền bổ sung này sẽ giúp cải thiện tỷ số tín hiệu trên nhiễu (the signal-to-noise: STN), hoặc sẽ là duy nhất hữu dụng ở các tần số nhất định. Âm thanh nền này có thể là âm thanh tần số đơn đơn giản, có thể là một âm thanh phức được tạo ra bởi nhiều tần số khác nhau, hoặc có thể là một số âm thanh, mà là các phần riêng thứ hai, hoặc có thể tạo ra âm thanh bất kỳ trong số các âm thanh này ở các thời điểm cụ thể phụ thuộc vào tần số đang được xử lý.

Máy trợ thính nhỏ gọn mô tả cũng có thể được tạo cấu hình để tự chẩn đoán bằng cách nhận biết các OAE và tiến hành các điều chỉnh trong bản thân thiết bị để tối ưu hóa việc nghe đối với người sử dụng cụ thể đó.

Ngoài ra, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả tạo ra đầu ra, với đó tai trong đáp ứng và tạo ra OAE duy nhất mà có tương quan với mức tổn hao nghe ở các tần số này.

Các bộ phận và dạng kết cấu thiết bị bổ sung

Theo phương án được thể hiện trên FIG.4, máy trợ thính nhỏ gọn 300 bao gồm mạch nạp lại riêng biệt 416; tuy nhiên, như nêu trên, theo các phương án khác, nhiều, và đôi khi toàn bộ, mạch nạp lại có thể được chứa trong bộ xử lý 414. Mạch nạp lại 416 nạp lại nguồn năng lượng 410.

Theo một phương án, một hoặc nhiều dây cuộn dây để nạp lại được bố trí trong hoặc quanh (các) bích. Theo một phương án khác, một hoặc nhiều dây cuộn dây để nạp lại được bố trí trong hoặc quanh phần bên của máy trợ thính nhỏ gọn. Theo một phương án khác nữa, một hoặc nhiều dây cuộn dây để nạp lại được bố trí trong hoặc quanh phần giữa của máy trợ thính nhỏ gọn. Theo một phương án khác nữa, một hoặc nhiều dây cuộn dây để nạp lại được bố trí trong cả phần ở giữa lẫn phần bên của máy trợ thính nhỏ gọn. Theo một phương án khác nữa, một hoặc nhiều dây cuộn dây để nạp lại có thể là cùng một cuộn dây mà cấp điện cho cơ cấu dẫn động cuộn dây âm thanh được mô tả ở trên.

FIG.16A đến FIG.16C thể hiện máy trợ thính nhỏ gọn 1600 theo một phương án khác. Máy trợ thính nhỏ gọn 1600 bao gồm vỏ bao 1601 chứa ít nhất một micrô 1608, khối thứ nhất, được thể hiện ở dạng pin thứ nhất 1626, dưới dạng ví dụ, khối thứ hai, được thể hiện ở dạng pin thứ hai 1628, dưới dạng ví dụ, được ghép nối với pin thứ nhất 1626 bởi chi tiết nối 1621, và bộ xử lý 1614. Chi tiết nối 1621 bao gồm, hoặc được bao quanh bởi, cơ cấu dẫn động 1620. Cơ cấu dẫn động 1620 thường là cơ cấu dẫn động áp điện xếp chồng dạng ống hoặc dạng hình trụ có lỗ trong đó để cho phép chi tiết nối 1621 đi qua đó. Chiều cao của cơ cấu dẫn động 1620 thường nằm trong khoảng từ 1 mm đến 4 mm, và đường kính ngoài của cơ cấu dẫn động 1620 thường nằm trong khoảng từ 1 mm đến 2 mm.

Máy trợ thính nhỏ gọn 1600 cũng bao gồm ăngten cuộn dây nạp lại 1616 được bố trí quanh micrô 1608. Ăngten cuộn dây nạp lại 1616 được sử dụng để nạp lại pin thứ nhất 1626 và pin thứ hai 1628 hàng ngày. Khi được bố trí trong tai, pin thứ nhất 1626 và pin thứ hai 1628 được bố trí trên các phía đối nhau (tức là, phía ở giữa và phía bên) của màng nhĩ và chi tiết nối 1621 được bố trí qua màng nhĩ.

Các yếu tố được xem xét trong việc thiết kế các bộ phận khác nhau, như cơ cấu dẫn động, của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả ở đây là mức lực được áp dụng, và

mức dịch chuyển của màng nhĩ để cải thiện sự nghe của người sử dụng. Mức lực có thể thay đổi trên cơ sở khối hoặc các khối điều biến nằm trong khoảng từ 20 mg đến 30 mg, nằm trong khoảng từ 0,05 micron đến 5,0 micron của mức dịch chuyển với lực nằm trong khoảng từ 0,001 N đến 0,05 N, qua khoảng tần số có thể nghe được.

Như được thể hiện trên FIG.17, máy trợ thính nhỏ gọn bao gồm bộ dẫn động 1700, mà cũng có thể bao gồm bộ nhân dịch chuyển 1725 cùng với cơ cấu dẫn động 1723 để khuếch đại sự dẫn động của khối thứ nhất, được thể hiện ở dạng pin thứ nhất 1726, dưới dạng ví dụ, và khối thứ hai, được thể hiện ở dạng pin thứ hai 1728, dưới dạng ví dụ. Bộ nhân dịch chuyển 1725 được thể hiện dưới dạng tay đòn ghép nối áp, dưới dạng ví dụ. Bộ nhân dịch chuyển tay đòn 1725 bao gồm phần chân cơ cấu dẫn động, chốt xoay trên phần vỏ, và khối, được thể hiện dưới dạng pin, phần chân. Như được thể hiện trên FIG.19, bộ dẫn động 1900 cũng có thể bao gồm bộ phận ghép nối cố định 1925 cùng với cơ cấu dẫn động 1923. Bộ phận ghép nối cố định 1925 được thể hiện ở dạng bộ phận ghép nối cố định với đỉnh của cơ cấu dẫn động, dưới dạng ví dụ. Như được thể hiện trên FIG.20, bộ dẫn động 2000 cũng có thể bao gồm bộ ghép nối cứng 2025 cùng với cơ cấu dẫn động 2023. Bộ ghép nối cứng 2025 được thể hiện dưới dạng bộ ghép nối cứng giữa pin thứ nhất 2026 và pin thứ hai 2028 và được bố trí quanh phía ngoài của cơ cấu dẫn động 2023, dưới dạng ví dụ.

Như được thể hiện trên FIG.21 và FIG.22, các bộ phận ghép nối áp khác nhau, bao gồm bộ nhân dịch chuyển tay đòn, bộ phận ghép nối cố định, và bộ ghép nối cứng, có thể bao gồm số bộ phận thích hợp bất kỳ bao quanh hoặc mặt khác được ghép nối lần lượt với cơ cấu dẫn động 2123 và 2223. Cơ cấu dẫn động 2123 được thể hiện ở dạng lăng trụ chữ nhật dưới dạng ví dụ, và cơ cấu dẫn động 2223 được thể hiện ở dạng ống hình trụ dưới dạng ví dụ. Các cơ cấu dẫn động 2123, 2223 được bao quanh bởi số lượng thích hợp bất kỳ và dạng kết hợp của các phần bộ ghép nối cứng 2131, 2231, các phần nối cố định 2135, 2235, và các phần bộ nhân dịch chuyển tay đòn 2137, 2237.

Ngoài các bộ phận nêu trên, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả cũng có thể bao gồm các bộ phận bổ sung, như các cảm biến để phát hiện sự thay đổi về điều kiện

sinh học của tai, ví dụ, nhiễm khuẩn, viêm, mô sẹo, hoặc sự di chuyển tế bào biểu mô.

Vỏ 301 thường là vỏ bọc thích hợp bất kỳ bao bọc và tạo ra khoang bịt kín cho các bộ phận của thiết bị. Các vỏ thích hợp bao gồm, ví dụ, vật liệu tương hợp sinh học, như silicon, flopolyme, polyetylen, thép không gỉ, và titan. Vỏ 301 có thể là vật liệu đặc hoặc vật liệu xốp. Theo một phương án, vỏ 301 có các vi lỗ để cho phép thông khí. Theo một phương án khác, vỏ 301 là đặc sao cho không có các lỗ thông khí bất kỳ qua đó. Theo một phương án khác, vỏ 301 là đặc sao cho không có lỗ thông khí bất kỳ qua đó và sử dụng không gian chết để cho phép sự nén được tạo ra bởi chuyển động bên trong. Theo một số phương án, vỏ 301 bao gồm các rãnh thẳng để cho phép cân bằng áp suất bên trong do chuyển động bên trong của cơ cấu dẫn động và khối (ví dụ, pin). Các rãnh thẳng cũng tạo ra sự bù đắp cho sự di chuyển biểu mô quanh máy trợ thính nhỏ gọn 300. Thậm chí hơn nữa, các rãnh thẳng tạo ra các lợi ích cơ học, như việc làm ổn định được cải thiện.

FIG.18 thể hiện hình vẽ mặt cắt ngang sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn 1800. Máy trợ thính nhỏ gọn 1800 bao gồm vỏ 1801 bao bọc một chồng các bộ phận, bao gồm micrô 1808, bộ xử lý 1814, phần thứ nhất 1826, được thể hiện ở dạng pin thứ nhất, phần thứ hai 1828, được thể hiện ở dạng pin thứ hai, và chi tiết nối 1820 có cơ cấu dẫn động được bố trí trong đó.

Vỏ 1801 có độ dài nằm trong khoảng từ 5 mm đến 10 mm, như khoảng 6 mm. Vỏ 1801 thường có hai đường kính, đường kính thứ nhất 1815 và đường kính thứ hai 1817. Đường kính thứ nhất 1815, mà thường tương ứng với các phần có bích mà tỳ trên mỗi phía của màng nhĩ, nằm trong khoảng từ 1 mm đến 5 mm, như khoảng 3mm. Đường kính thứ hai 1817, tương ứng với phần của máy trợ thính nhỏ gọn 1800 cần được bố trí qua màng nhĩ, nằm trong khoảng từ 0,5 mm đến 3 mm, như khoảng 1,5 mm. Phần được cắt rãnh 1829, trong đó màng nhĩ cần được bố trí thường nằm trong khoảng từ 0,15 mm đến 0,5 mm, như khoảng 0,25 mm, để tạo ra không gian đủ cho màng nhĩ mà không chọc thủng màng nhĩ sao cho nó sẽ gây ra hoại tử.

Mỗi micrô 1808 và bộ xử lý 1814 có độ dày nằm trong khoảng từ 0,25 mm đến 1,0 mm, như khoảng 0,5 mm. Mỗi phần thứ nhất 1826, và phần thứ hai 1828 có chiều cao nằm trong khoảng từ 1 mm đến 2 mm, như khoảng 1,5 mm, và có đường kính ngoài nằm trong khoảng từ 2 mm đến 3 mm, như khoảng 2,5 mm. Chi tiết nối 1820, có cơ cấu dẫn động được bố trí trong đó theo một số phương án, hoặc được ghép nối vào đó, với chiều cao nằm trong khoảng từ 0,5 mm đến 3 mm, như khoảng 1 mm, và có đường kính ngoài nằm trong khoảng từ 0,5 mm đến 2 mm, như khoảng 1 mm. Tương tự, theo một số phương án, cơ cấu dẫn động có thể có chiều cao nằm trong khoảng từ 0,5 mm đến 3, như khoảng 1 mm, và có đường kính ngoài nằm trong khoảng từ 0,5 mm đến 2 mm, như khoảng 1 mm.

Như nêu trên, máy trợ thính nhỏ gọn có thể có kích cỡ và hình dạng thích hợp bất kỳ với các bộ phận có kích cỡ và hình dạng khác nhau; tuy nhiên, mỗi dạng kết cấu thường yêu cầu cùng các bộ phận khác nhau này, ví dụ, micrô, nguồn năng lượng, cơ cấu dẫn động, và bộ xử lý.

FIG.7 là hình vẽ phối cảnh sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn 700 theo một phương án khác. Như được thể hiện trên FIG.7, ít nhất một bích 702, thường bích ở giữa, được làm gián đoạn bởi rãnh dạng hình tròn 704 trong đó. Rãnh 704 là hữu dụng để luồn máy trợ thính nhỏ gọn 700 qua màng nhĩ vì rãnh 704 có tác dụng như vít Archimedes, khiến cho dễ lắp bích 702 qua đường rạch nhỏ hơn.

FIG.8 là hình vẽ phối cảnh sơ lược của máy trợ thính nhỏ gọn theo một phương án khác 800. Máy trợ thính nhỏ gọn 800 bao gồm ít nhất một bích 802, thường là bích ở giữa, mà có dạng côn và có tác dụng như cơ cấu nong khi được luồn qua đường rạch trong màng nhĩ.

Theo các phương án khác, ít nhất một trong số bích thứ nhất và bích thứ hai của máy trợ thính nhỏ gọn được làm thon theo cách khác từ đầu thứ nhất đến đầu thứ hai của nó, sao cho bích thứ nhất hoặc bích thứ hai có tác dụng như cơ cấu nong khi được luồn qua đường rạch trong màng nhĩ.

FIG.9A đến FIG.9C thể hiện các hình vẽ khác nhau của máy trợ thính nhỏ gọn 900 theo một phương án khác. Máy trợ thính nhỏ gọn 900 bao gồm bích thứ

nhất 902 và bích thứ hai 904. Bích thứ nhất 902 có nhiều tai bích thứ nhất 906 được ghép nối vào đó, và bích thứ hai 904 có nhiều tai bích thứ hai 908 được ghép nối vào đó. Các tai bích thứ hai 908 lệch so với các tai bích thứ nhất 906. Như được thể hiện trên FIG.9B, và được mô tả thêm dưới đây, tai bích thứ nhất 906 và tai bích thứ hai 908 thường nằm phẳng tỳ vào máy trợ thính nhỏ gọn 900 cho đến sau khi máy trợ thính nhỏ gọn 900 đã được luồn qua màng nhĩ. Sau khi máy trợ thính nhỏ gọn 900 được luồn, các tai bích thứ nhất 906 và/hoặc các tai bích thứ hai 908 được mở sao cho chúng nằm song song với bề mặt của màng nhĩ để làm ổn định máy trợ thính nhỏ gọn 900, như được thể hiện trên FIG.9C.

Vùng lắp của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả thường bao gồm một hoặc nhiều bích, như bích thứ nhất 902 và bích thứ hai 904, mà thường được bố trí để tối ưu hóa sự truyền năng lượng đến màng nhĩ, với khoảng trống 909 giữa đó được cấu tạo để màng nhĩ được bố trí trong đó. Vùng lắp tạo ra sự giữ máy trợ thính nhỏ gọn, như máy trợ thính nhỏ gọn 900, trong màng nhĩ. Ngoài ra, vùng lắp tạo ra sự cân bằng và làm ổn định máy trợ thính nhỏ gọn 900 trong màng nhĩ. Theo các phương án khác, một hoặc nhiều bích có thể phân phối sự dẫn động hoặc điều biến đến màng nhĩ. Theo một số phương án, một hoặc nhiều bích chứa cuộn dây nạp điện hoặc dây nạp điện. Ngoài ra, theo một số phương án, một hoặc nhiều bích bao gồm các dấu hiệu được thiết kế trước để tạo ra các lực bù để tránh chọc thủng hoặc kẹp màng nhĩ vì sự chọc thủng hoặc kẹp như vậy thường gây ra sự hoại tử của, hoặc lỗ trong, màng nhĩ.

Theo các phương án khác, ít nhất một trong số bích thứ nhất và bích thứ hai là có thể ép được và có thể được triển khai hoặc giải phóng thành hình dạng cuối của nó hoặc vào vị trí khi được luồn qua màng nhĩ.

Các phương án nêu trên đề xuất các hình dạng và dạng kết cấu ví dụ của một hoặc nhiều bích. Tuy nhiên, sáng chế còn dự tính các hình dạng và dạng kết cấu, bao gồm nhưng không chỉ giới hạn ở, các bích tròn giống với mũ chóp cao, các bích tròn giống với mũ chóp cao có vành quay lên quanh mép ngoài, viền mà loe ra xa khỏi thân mà uốn quăn lên quanh các mép của nó, bích tròn mà được cắt trên phía mà đối diện với màng nhĩ, trong khi vòng ngoài được xoay lên trên phân phối lực

kẹp đến vành ngoài của bích, và bích mà được tạo ra bởi dạng vi sợi mà được bao bọc bởi màng mỏng của vật liệu hoặc polyme và cũng có thể được sử dụng làm cuộn dây nạp lại đối với sự nạp lại nhờ cảm ứng. Theo một số phương án, bề mặt của vành có thể là bề mặt nhiều mặt phẳng, như bề mặt dạng sóng hoặc bề mặt dạng bậc.

Theo một số phương án, các bích mà làm ổn định máy trợ thính nhỏ gọn được đặt cạnh nhau qua màng nhĩ để tránh áp lực đối nhau duy trì nhiều mạch quanh màng nhĩ và tránh hoại tử. Các bích như vậy thường bao gồm các tai được bố trí quanh chu vi của bích mà loe riêng biệt ra xa khỏi bích và thân của máy trợ thính nhỏ gọn. Các tai này có thể có các hình dạng khác nhau, bao gồm nhưng không chỉ giới hạn ở, dạng hình tròn, vấu, vấu kép, hoặc dạng cỏ ba lá.

Theo một phương án khác nữa, vùng lắp bao gồm một dãy các bích gián đoạn mà được cắt trên phía đối diện với màng nhĩ, trong khi mép ngoài của các bích gián đoạn có thể được xoay lên trên để phân phối lực đến mép ngoài của bích. Dãy này có thể được bố trí trên phía ở giữa và phía bên để kẹp màng nhĩ giữa đó, hoặc lệch theo hướng kính để đảm bảo màng nhĩ không bị chọc thủng giữa các bích làm ổn định.

Theo các phương án khác, các bích được thiết kế để làm ổn định máy trợ thính nhỏ gọn và được bố trí để, hoặc có các dấu hiệu để, làm giảm các vấn đề của sự di chuyển biểu mô trên phía bên của màng nhĩ. Các bích có thể được đặt cạnh nhau với các dấu hiệu giữ và làm ổn định trên phía ở giữa. Các dấu hiệu thích hợp bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, tạo mẫu chỗ lõm, gạch hai bên, các đường hoặc rãnh thẳng, đường dọc trục, tạo mẫu phần nhô lên dạng giọt nước mắt, và kết cấu dạng vỏ tàu. Theo các phương án khác nữa, các dấu hiệu này có thể được tạo mẫu bổ sung hoặc tạo mẫu theo cách khác trên các phần khác của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả, như thân.

Theo các phương án khác nữa, ít nhất một trong số một hoặc nhiều bích bao gồm bộ phận dẫn động, kéo dài từ máy trợ thính nhỏ gọn để điều biến xương búa hoặc mấu lõm một cách trực tiếp. Theo các phương án khác nữa, cơ cấu dẫn động có

thể kéo dài từ các phần khác của máy trợ thính nhỏ gọn, như thân, để điều chỉnh xương búa hoặc mấu lồi một cách trực tiếp.

Các bích được mô tả ở đây, một mình hoặc trong dạng kết hợp bất kỳ, có thể tương tác với thân của máy trợ thính nhỏ gọn và/hoặc với màng nhĩ theo cách thích hợp bất kỳ.

Phương pháp cấy

Máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có thể cấy bằng phương pháp cấy thích hợp bất kỳ. FIG.10 là sơ đồ quy trình của một phương pháp 1000 như vậy.

Trước phương pháp 1000, bước làm sạch tùy ý có thể được thực hiện để làm sạch màng nhĩ và ống tai ngoài gần.

Phương pháp 1000 thường bao gồm bước nhận biết vị trí tối ưu để bố trí máy trợ thính nhỏ gọn ở bước 1010, gây tê vị trí bố trí ở bước 1020, tạo đường rạch, hoặc lỗ thủng khác bất kỳ, ở vị trí bố trí ở bước 1030, và luồn máy trợ thính nhỏ gọn qua đường rạch ở bước 1040. Phương pháp 1000 thường còn bao gồm bước xác nhận việc bố trí và chức năng của máy trợ thính nhỏ gọn ở bước 1050.

Theo một phương án, vị trí tối ưu là góc phần tư dưới phía trước của màng nhĩ. Do vậy, phương pháp bao gồm bước gây tê một phần của góc phần tư dưới phía trước, tạo ra đường rạch nhỏ, như nhỏ hơn hoặc bằng khoảng 2 mm, ví dụ nhỏ hơn hoặc bằng khoảng 1 mm, và luồn máy trợ thính nhỏ gọn qua đường rạch để bố trí máy trợ thính nhỏ gọn trong góc phần tư dưới phía trước của màng nhĩ của người sử dụng.

Như nêu trên, một số phương án của máy trợ thính nhỏ gọn bao gồm dạng kết cấu mà được làm thích ứng để luồn dễ dàng qua màng nhĩ. Ví dụ, ít nhất một trong số một hoặc nhiều bích có thể bao gồm bích được tạo khe hoặc bích được làm gián đoạn, như máy trợ thính nhỏ gọn 700 được thể hiện trên FIG.7, để trợ giúp sự bố trí qua đường rạch trong màng nhĩ bằng cách quay máy trợ thính nhỏ gọn qua đường rạch.

Theo một phương án khác, như máy trợ thính nhỏ gọn 800 trên FIG.8, ít nhất một trong số một hoặc nhiều bích, như bích ở giữa, hoặc thân của chính máy trợ thính nhỏ gọn, được tạo dạng hình côn sao cho nó dùng làm cơ cấu nong mà tạo ra profin để được đẩy qua đường rạch trong màng nhĩ để mở rộng đường rạch và cho phép phần ở giữa của máy trợ thính nhỏ gọn đi qua đó.

Theo một phương án khác nữa, ít nhất một trong số bích ở giữa và bích bên là bích tự mở rộng mà có thể luồn qua đường rạch và có thể mở rộng ở tai giữa sao cho nó sẽ nằm tỳ vào phía ở giữa của màng nhĩ khi được mở rộng. Theo các phương án khác nữa, khoảng cách giữa các bích, hoặc các phần gián đoạn của nó, được xác định trước để cho phép cấy và để tạo ra sự điều chỉnh đối với độ dày thay đổi của màng nhĩ và/hoặc lực thay đổi.

Theo các phương án khác nữa, máy trợ thính nhỏ gọn bao gồm nhiều mảnh, các mảnh này có thể được ghép nối cùng nhau để tạo ra toàn bộ máy trợ thính nhỏ gọn. Theo các phương án như vậy, bích ở giữa và bích bên thường được ghép nối bởi một dây chỉ tiết nối mà được cố định trong một hoặc cả hai nửa và liên kết với các hốc tương ứng trên một hoặc cả hai nửa. Sau khi một mảnh của máy trợ thính nhỏ gọn được luồn qua đường rạch, ví dụ qua màng nhĩ, tiếp đó chi tiết thứ hai được ghép nối với mảnh đã luồn, ví dụ, bằng cách chọc thủng màng nhĩ với một dây chốt mà khớp với mảnh đã luồn. Theo các phương án khác nữa, một mảnh được luồn qua đường rạch đến phía ở giữa của màng nhĩ và mảnh thứ hai được ghép nối với mảnh thứ nhất qua màng nhĩ ở một vị trí cách xa khỏi đường rạch bố trí ban đầu. Theo các phương án như vậy, đường rạch bố trí ban đầu sẽ lành lại.

Phương pháp lấy ra vì các lý do khẩn cấp hoặc an toàn

Máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có thể được lấy ra nhanh chóng và an toàn vì các lý do an toàn và khẩn cấp. Ví dụ, như nêu trên, các phương án của máy trợ thính nhỏ gọn được cấu tạo để tắt khi nhận biết tần số ký hiệu âm thanh cụ thể. Nếu ký hiệu âm thanh cụ thể không thể tắt máy trợ thính nhỏ gọn, hoặc nếu máy trợ thính nhỏ gọn cần được tháo ra vì các lý do khẩn cấp, khi đó thiết bị có thể được làm cho không hoạt động và/hoặc được lấy ra bởi phương tiện vật lý.

Theo một phương án, bích bên của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả bao gồm công tắc, công tắc dùng áp lực, tiếp điểm, cơ cấu trượt, hoặc dạng kết hợp bất kỳ của chúng. Chuyên gia y khoa có thể tiếp xúc với công tắc, công tắc dùng áp lực, tiếp điểm, cơ cấu trượt, hoặc dạng kết hợp bất kỳ của chúng sử dụng các dụng cụ y khoa cơ bản trong buồng cấp cứu hoặc dụng cụ y khoa khác để làm cho không hoạt động máy trợ thính nhỏ gọn sau khi máy trợ thính nhỏ gọn không thể tắt đáp lại tần số ký hiệu âm thanh. Theo một số phương án, bích bên của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả kết hợp dấu hiệu để trợ giúp việc lấy ra máy trợ thính nhỏ gọn mà có thể được kẹp hoặc liên kết bằng dụng cụ y khoa thông thường như nhíp, đầu dò, và kẹp.

Theo các phương án khác nữa, người sử dụng máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có dụng cụ lấy lại hoặc làm cho không hoạt động được chế tạo theo yêu cầu mà có thể được sử dụng bởi chuyên gia y khoa để lấy ra hoặc làm cho không hoạt động trong các trường hợp khẩn cấp.

Thiết bị để cấy và lấy lại

Máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có thể được cấy vào tai của bệnh nhân trong phương pháp xâm lấn tối thiểu dùng cho bệnh nhân ngoại trú. Theo một phương án, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả được luồn vào bằng cách sử dụng dao mổ, hoặc dụng cụ cắt thích hợp bất kỳ, để tạo ra đường rạch nhỏ, hoặc chỗ thủng khác bất kỳ, và dụng cụ được sử dụng để giữ máy trợ thính nhỏ gọn và bố trí máy trợ thính tiếp xúc qua màng nhĩ. Theo một phương án khác, dụng cụ cấy, mà thường bao gồm thanh dài có dụng cụ cắt trên đầu xa của nó, được luồn qua ống tai đến vị trí thích hợp trên màng nhĩ. Dụng cụ cắt này bố trí máy trợ thính nhỏ gọn ở vị trí bố trí sử dụng cơ cấu dẫn hướng vòng căn chỉnh xa, di chuyển tiến dụng cụ cắt, như dao hoặc kim, có kích thước thích hợp định trước để tạo ra đường rạch ở vị trí bố trí, và tiếp đó di chuyển tiến máy trợ thính nhỏ gọn qua màng nhĩ để bố trí máy trợ thính nhỏ gọn qua đó.

Dạng kết cấu của thiết bị để cấy và lấy lại có thể được thay đổi để luôn dễ hơn dạng kết cấu cụ thể của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả. Ví dụ, FIG.11A và FIG.11B thể hiện máy trợ thính nhỏ gọn 900 trên FIG.9A đến FIG.9C với một phần của dụng cụ cấy ví dụ. Như được thể hiện trên FIG.11A và FIG.11B, dụng cụ cấy

1100 bao gồm vỏ 1102 và thanh tiến 1104. Khi hoạt động, vỏ bao quanh máy trợ thính nhỏ gọn 900 và giữ các tai bích thứ nhất 906 và các tai bích thứ hai 908 ở vị trí không mở rộng của chúng sao cho chúng nằm phẳng dọc theo máy trợ thính nhỏ gọn 900, như được thể hiện trên FIG.11A.

Một phần của vỏ 1102 thường được luồn qua đường rạch được tạo ra trong màng nhĩ và khi vỏ 1102 đã được luồn qua màng nhĩ, tiếp đó ít nhất một phần của vỏ 1102 được rút ra. Bởi vậy, máy trợ thính nhỏ gọn 900 được bố trí qua màng nhĩ, sao cho phần thứ nhất của máy trợ thính nhỏ gọn 900 được bố trí trên phía ở giữa của màng nhĩ và phần thứ hai của máy trợ thính nhỏ gọn 900 được bố trí trên phía bên của màng nhĩ. Khi phần của máy trợ thính nhỏ gọn 900 có các tai bích thứ nhất 906 được giải phóng khỏi vỏ 1102, thanh tiến 1104 duy trì vị trí của nó trong khi vỏ 1102 được rút ra. Tai bích thứ nhất 906 mở rộng, loe ra, hoặc triển khai theo cách khác, và tạo ra bích dọc theo màng nhĩ, như được thể hiện trên FIG.11B.

Theo một phương án khác, một hoặc nhiều dụng cụ, như kẹp dạng chén, được luồn qua lỗ đầu tiên để tiếp cận phía ở giữa của màng nhĩ, khi đó hai hoặc nhiều bộ phận được nối qua màng nhĩ nhờ các cơ cấu khác nhau, như chốt hoặc lẫy cài. Một hoặc nhiều dụng cụ, như kẹp dạng chén sau đó được loại bỏ.

FIG.15A và FIG.15B thể hiện dụng cụ cấy theo một phương án khác 1500. Dụng cụ cấy 1500 bao gồm nắp xa 1501, nắp gần 1502, chi tiết nối 1503, chi tiết tiến 1504, tay cầm 1505 và cơ cấu khởi động dẫn động 1506. Dụng cụ cấy 1500 được tạo kết cấu để giữ một hoặc nhiều thiết bị cần được cấy.

Hoạt động của dụng cụ cấy 1500 sẽ được mô tả trong ngữ cảnh luồn máy trợ thính nhỏ gọn qua màng nhĩ. Tuy nhiên, dự tính rằng dụng cụ cấy 1500 là hữu dụng để cấy thiết bị thích hợp bất kỳ ở vị trí thích hợp bất kỳ khắp cơ thể.

Như được thể hiện trên FIG.15B, dụng cụ cấy được cấu tạo để giữ phần thứ nhất 1508 và phần thứ hai 1510 của máy trợ thính nhỏ gọn, như máy trợ thính nhỏ gọn mô tả ở đây.

Khi hoạt động, nắp xa 1501 giữ phần thứ nhất 1508 được tiến qua đường rạch trong màng nhĩ sao cho nắp xa 1501 và phần thứ nhất 1508 được bố trí trên

phía ở giữa của màng nhĩ trong khi nắp gần 1502 và phần thứ hai 1510 được bố trí trên phía bên của màng nhĩ. Tiếp đó, cơ cấu khởi động dẫn động 1506 có thể được sử dụng để dẫn động nắp xa 1501 và/hoặc nắp gần 1502 để lắp kiểu cài phần thứ nhất 1508 và phần thứ hai 1510 của máy trợ thính nhỏ gọn cùng nhau qua màng nhĩ ở một khoảng cách xa khỏi đường rạch. Khi máy trợ thính nhỏ gọn đã được lắp kiểu cài cùng nhau và được cấy qua màng nhĩ, dụng cụ cấy 1500 được rút ra qua đường rạch và máy trợ thính được để tại chỗ qua màng nhĩ.

Thiết bị và hệ thống để nạp lại

Sáng chế còn dự tính các thiết bị và hệ thống nạp lại tạo ra giao diện người sử dụng để nạp lại điện cho máy trợ thính nhỏ gọn đã cấy một cách dễ dàng. Thiết bị và hệ thống nạp lại này tương tác với hệ mạch nạp điện để nạp lại cho máy trợ thính nhỏ gọn mô tả. Thiết bị và hệ thống nạp lại này thường được bố trí trong ống tai, trên tai, quanh tai, hoặc ở vùng lân cận đầu của người sử dụng. Các bộ nạp lại bao gồm tai nghe trong tai, chi tiết luồn ống tai trong, bịt tai, kẹp trên tai, kẹp càng kính, thiết bị trong hoặc quanh gối, và thiết bị trong hoặc quanh vùng lân cận của đầu người sử dụng, mà có thể được bố trí trong ống tai, trên tai, quanh tai, hoặc ở vùng lân cận đầu của người sử dụng để tương tác với mạch nạp lại. Trong một số trường hợp, bản thân thiết bị nạp lại sẽ cần được nạp lại. Theo một phương án, hệ thống nạp lại là hệ thống hộp mà tạo ra hộp đỡ cho thiết bị nạp lại, mà được kết nối với nguồn điện như, hốc cắm điện, cổng USB, hoặc nguồn điện xe ô tô. Theo một phương án khác, bản thân thiết bị nạp lại có thể được kết nối trực tiếp với nguồn điện qua chi tiết nối, như các chạc. Cũng dự tính rằng hệ thống nạp lại có thể là mô đun sao cho tai nghe có micro sẽ tạo ra cơ cấu giữ cho các bộ phận tai và giữ chúng tại chỗ trong khi chúng đang được đeo bởi bệnh nhân và các cơ cấu giữ bổ sung để giữ chúng trong khi chúng đang nạp lại. Các bộ phận nạp điện mà được bố trí trong ống tai có thể được tháo ra khỏi hệ thống tai nghe để kín đáo hơn và cho phép nạp điện di động.

Thiết bị nối

Sáng chế cũng dự tính các thiết bị nối để nối một hoặc nhiều thiết bị trong tai của người sử dụng, như qua màng nhĩ. Các phương án tương tự của máy trợ thính

nhỏ gọn được mô tả ở đây, các thiết bị nổi cũng có thể bao gồm dạng kết cấu thích hợp bất kỳ của bích thứ nhất và bích thứ hai được ghép nổi bởi chi tiết nổi. Tuy nhiên, các thiết bị nổi thường không bao gồm các bộ phận của máy trợ thính nêu trên. Thay vào đó, các thiết bị nổi thường bao gồm phần rỗng mà được thiết kế trước để nổi thiết bị khác trong đó. Tương tự nhiều máy trợ thính nhỏ gọn mô tả, các thiết bị nổi có thể luôn trong phương pháp xâm lấn tối thiểu dùng cho bệnh nhân ngoại trú. Phương pháp này thường bao gồm bước nhận biết vị trí tối ưu để bố trí thiết bị nổi, gây tê vị trí bố trí, tạo đường rạch, hoặc lỗ thủng bất kỳ, ở vị trí bố trí, và luôn thiết bị nổi qua đường rạch. Phương pháp này cũng có thể bao gồm việc làm sạch vị trí bố trí, cũng như xác nhận sự bố trí và chức năng của thiết bị nổi sau khi thiết bị nổi đã được bố trí.

Các thiết bị thích hợp để được nổi bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, thiết bị sinh trắc, thiết bị chẩn đoán, môđun giải trí, môđun truyền thông ngầm, thiết bị điều trị, thiết bị theo dõi các chỉ số cơ thể, thiết bị theo dõi sức khỏe, thiết bị kích thích mô, và thiết bị trợ giúp nghe. Có lợi nếu các thiết bị nổi này tạo ra trạm nổi trong tai, như qua màng nhĩ, mà cho phép các thiết bị khác nhau được bố trí trong đó qua thời gian. Vì thiết bị nổi đã được bố trí ở vị trí bố trí định trước, nên đường rạch bổ sung không cần được tạo ra ở vị trí bố trí khi thiết bị được nổi trong thiết bị nổi.

Thiết bị kích thích và/hoặc điều biến

Trong khi sáng chế đề cập đến các thiết bị được mô tả dưới dạng máy trợ thính nhỏ gọn. Sáng chế cũng dự tính các thiết bị kích thích và/hoặc thiết bị điều biến, có thể bố trí, ví dụ, trong mô bất kỳ khắp cơ thể của người sử dụng. Tương tự, các thiết bị kích thích mô như vậy bao gồm vỏ có các bộ phận khác nhau trong đó, như một hoặc nhiều cảm biến, một hoặc nhiều khối, một hoặc nhiều nguồn năng lượng, mà có thể được sử dụng dưới dạng một hoặc nhiều khối, một hoặc nhiều bộ xử lý, và một hoặc nhiều cơ cấu dẫn động. Một hoặc nhiều cảm biến thường là cảm biến thích hợp bất kỳ để tạo ra đầu ra định trước, đầu ra định trước được dựa trên cơ sở tác dụng mong muốn trên cơ thể của người sử dụng. Đầu ra ví dụ bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, đầu ra cơ học, điện và nhiệt. Khi hoạt động, các thiết bị

kích thích và/hoặc điều biến là hữu dụng để thực hiện sự thay đổi trên nhiều mô khác nhau trong cơ thể, như cơ, dây chằng, màng, xương và sụn.

Kết luận

Các phương án của sáng chế đề xuất máy trợ thính nhỏ gọn cải tiến mà sử dụng sự biến đổi rung động để điều biến trực tiếp hoặc gián tiếp tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ. Sự điều biến trực tiếp hoặc gián tiếp tốc độ hoặc vị trí của màng nhĩ cải thiện đáng kể chất lượng âm thanh đối với người sử dụng. Máy trợ thính nhỏ gọn mô tả là gọn hơn, tiện lợi hơn và ít có thể nhận thấy bên ngoài hơn. Thực vậy, vì máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có thể được bố trí trong ống tai và qua màng nhĩ, nên máy trợ thính nhỏ gọn mô tả không thể nhìn thấy từ người quan sát bên ngoài. Ngoài ra, vì thiết kế gọn của máy trợ thính nhỏ gọn mô tả, máy trợ thính nhỏ gọn không chặn toàn bộ ống tai. Thay vào đó, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả để ống tai không bị cản trở và bởi vậy tạo ra chất lượng âm thanh tự nhiên hơn và được cải thiện đối với người sử dụng. Ngoài ra, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả tạo ra chức năng bổ sung, như tránh tác động bất ổn tai và hồi tiếp máy trợ thính liên quan đến máy trợ thính thông thường. Hơn nữa, máy trợ thính nhỏ gọn mô tả có thể được luồn vào và lấy ra trong phương pháp xâm lấn tối thiểu dùng cho bệnh nhân ngoại trú.

Trong khi phân mô tả nêu trên đề cập đến các phương án của sáng chế, các phương án khác và thêm nữa của sáng chế có thể được nghĩ ra mà không chệch khỏi phạm vi cơ bản của sáng chế, và phạm vi của sáng chế được xác định bởi yêu cầu bảo hộ sau đây.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Bộ dẫn động màng nhĩ, bao gồm:

ít nhất một khối được cấu tạo để được bố trí trên ít nhất một trong số phía giữa hoặc phía bên của màng nhĩ của người sử dụng, trong đó ít nhất một khối bao gồm:

cấu trúc khối đầu tiên; và

cấu trúc khối thứ hai, cấu trúc khối thứ hai được ghép nối với cấu trúc khối thứ nhất bằng ít nhất một cơ cấu nối; và

ít nhất một cơ cấu dẫn động được ghép nối với khối này và được cấu tạo để được bố trí trong ít nhất một cơ cấu nối qua màng nhĩ của người sử dụng, cơ cấu dẫn động này được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học để di chuyển khối này và điều biến màng nhĩ.

2. Bộ dẫn động theo điểm 1, trong đó ít nhất một cơ cấu dẫn động bao gồm:

vòng trong; và

vòng ngoài được ghép nối với vòng trong, vòng ngoài này bao gồm nhiều cơ cấu dẫn động điện áp.

3. Bộ dẫn động theo điểm 1, trong đó ít nhất một cơ cấu dẫn động bao gồm:

đĩa thứ nhất; và

đĩa thứ hai, đĩa thứ hai được bố trí trên và được ghép nối với đĩa thứ nhất qua các cơ cấu dẫn động điện áp được bố trí giữa đĩa thứ nhất và đĩa thứ hai.

4. Bộ dẫn động theo điểm 1, trong đó ít nhất một cơ cấu dẫn động bao gồm cơ cấu dẫn động xếp chồng điện áp.

5. Bộ dẫn động theo điểm 1, trong đó ít nhất một cơ cấu dẫn động bao gồm vi ống điện áp.

6. Bộ dẫn động theo điểm 1, còn bao gồm:

tay đòn ghép nối điện áp được ghép nối với ít nhất một cơ cấu dẫn động.

7. Bộ dẫn động theo điểm 1, còn bao gồm:

bộ phận ghép nối cố định được ghép nối với mặt trên của ít nhất một cơ cấu dẫn động.

8. Bộ dẫn động theo điểm 1, còn bao gồm:

bộ ghép nối cứng được ghép nối với ít nhất một cơ cấu dẫn động.

9. Máy trợ thính, có thể luồn qua màng nhĩ của người sử dụng để khuếch đại các tần số nhất định và loại bỏ các tần số khác, bao gồm:

bộ dẫn động màng nhĩ, bao gồm:

ít nhất một khối được cấu tạo để được bố trí trên ít nhất một trong số phía ở giữa hoặc phía bên của màng nhĩ của người sử dụng, trong đó ít nhất một khối bao gồm:

cấu trúc khối đầu tiên; và

cấu trúc khối thứ hai, cấu trúc khối thứ hai được ghép nối với cấu trúc khối thứ nhất bằng ít nhất một cơ cấu nối; và

ít nhất một cơ cấu dẫn động được ghép nối với khối này và được cấu tạo để được bố trí trong ít nhất một cơ cấu nối qua màng nhĩ của người sử dụng, cơ cấu dẫn động này được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học để di chuyển khối này và điều biến màng nhĩ của người sử dụng.

10. Máy trợ thính theo điểm 9, trong đó ít nhất một cơ cấu dẫn động là cơ cấu dẫn động điện áp xếp chồng dạng ống hoặc cơ cấu dẫn động điện áp xếp chồng dạng hình trụ.

11. Máy trợ thính theo điểm 9, còn bao gồm bộ phận thích ứng trở kháng được ghép nối với ít nhất một cơ cấu dẫn động.

12. Máy trợ thính theo điểm 11, trong đó bộ phận thích ứng trở kháng được chọn từ nhóm bao gồm bộ khuếch đại dịch chuyển tay đòn, bộ ghép nối cứng, và bộ phận ghép nối cố định.

13. Máy trợ thính, có thể luôn qua màng nhĩ của người sử dụng để khuếch đại các tần số nhất định và loại bỏ các tần số khác, bao gồm:

vỏ có bích thứ nhất và bích thứ hai có rãnh giữa đó, vỏ này bao bọc:

micro;

bộ xử lý được ghép nối với micro; và

bộ dẫn động màng nhĩ, bao gồm:

khối, khối này bao gồm:

pin thứ nhất được bố trí trong bích thứ nhất; và

pin thứ hai được bố trí trong bích thứ hai, pin thứ nhất được cấu tạo để bố trí trên phía bên của màng nhĩ, pin thứ hai được cấu tạo để bố trí trên phía ở giữa của màng nhĩ;

chi tiết nối ghép nối pin thứ nhất với pin thứ hai, chi tiết nối này được cấu tạo để bố trí qua màng nhĩ; và

cơ cấu dẫn động được ghép nối với khối và được bố trí trong chi tiết nối, cơ cấu dẫn động này được cấu tạo để biến đổi các tín hiệu điện thành chuyển động cơ học để di chuyển khối này và điều biến màng nhĩ của người sử dụng.

14. Máy trợ thính theo điểm 13, trong đó cơ cấu dẫn động này là cơ cấu dẫn động điện áp xếp chồng dạng ống hoặc cơ cấu dẫn động điện áp xếp chồng dạng hình trụ có một lỗ trong đó được cấu tạo để cho phép chi tiết nối đi qua đó.

15. Máy trợ thính theo điểm 14, trong đó chiều cao của cơ cấu dẫn động nằm trong khoảng từ 1 mm đến 4 mm.

16. Máy trợ thính theo điểm 14, trong đó đường kính bên ngoài của cơ cấu dẫn động nằm trong khoảng từ 1 mm đến 2 mm.

1/15

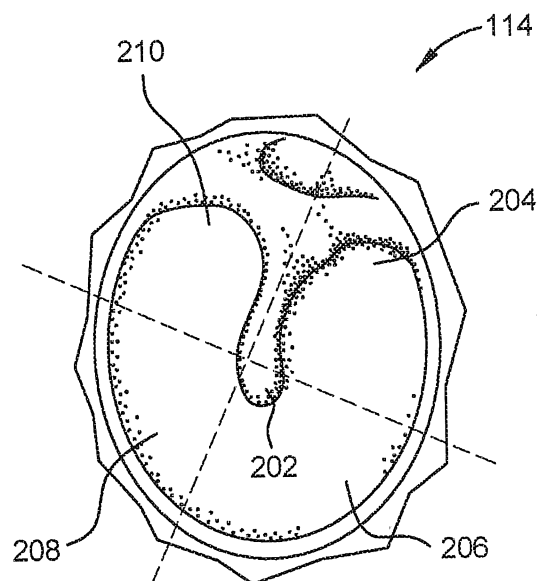
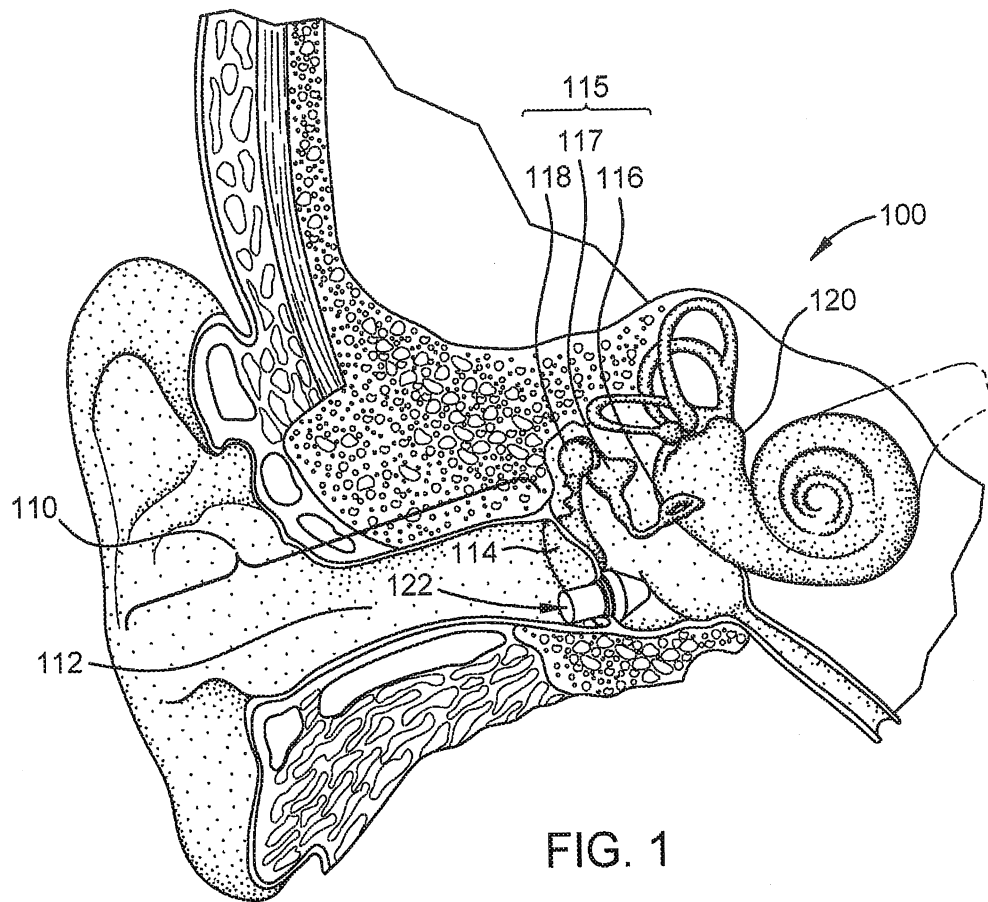


FIG. 2

2/15

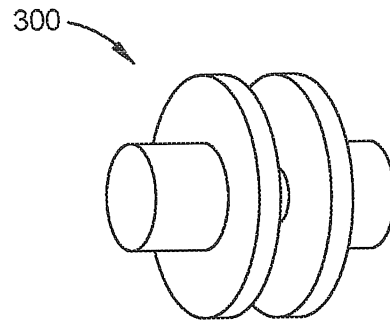


FIG. 3

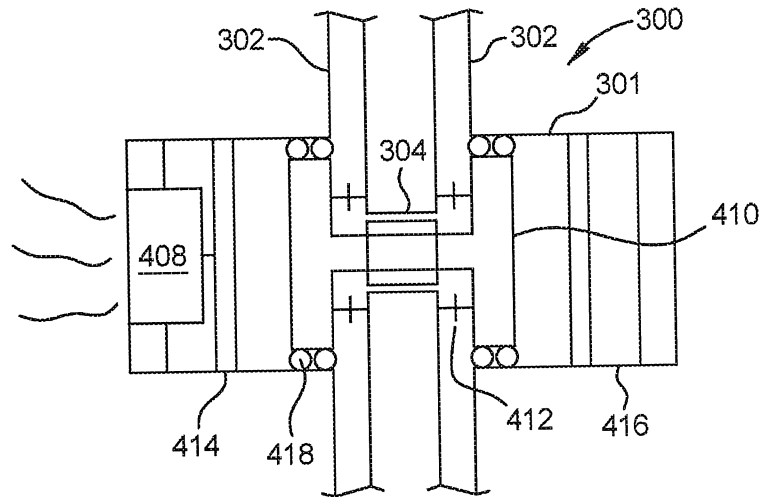


FIG. 4

3/15

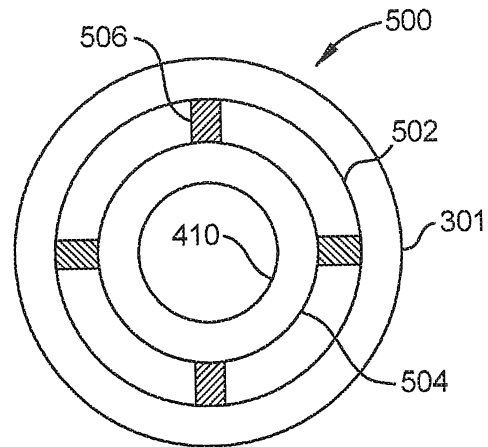


FIG. 5

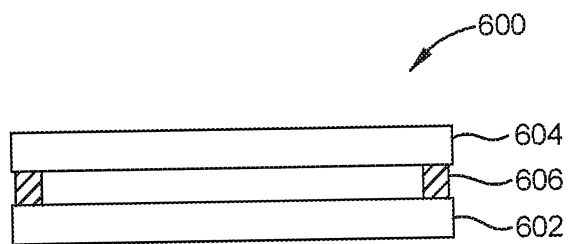


FIG. 6

4/15

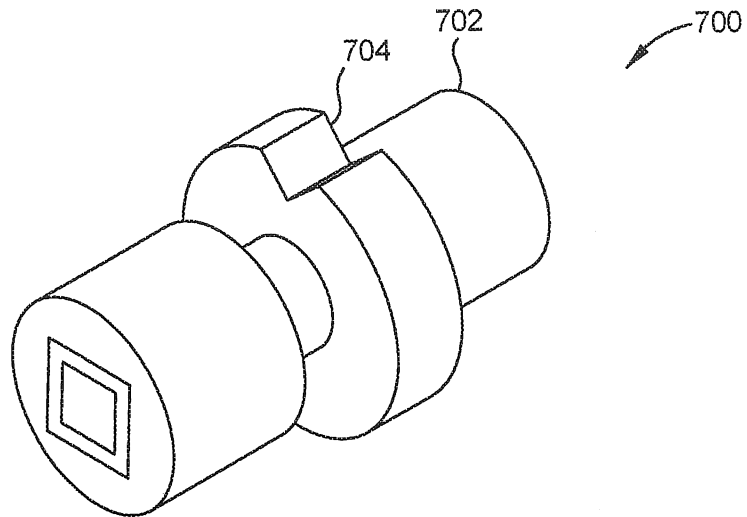


FIG. 7

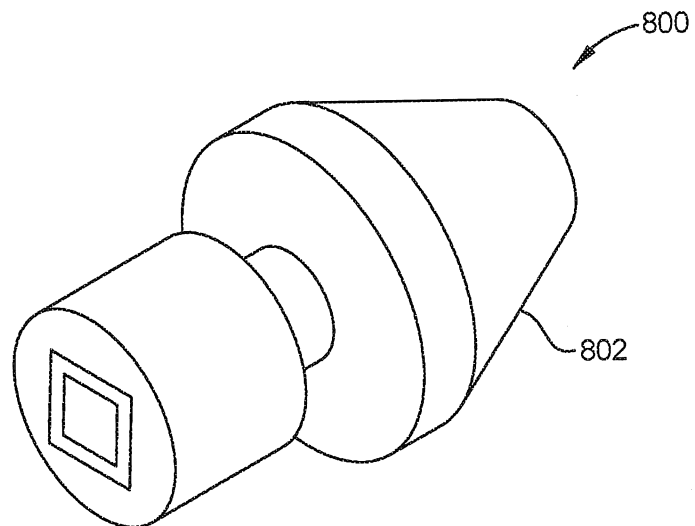
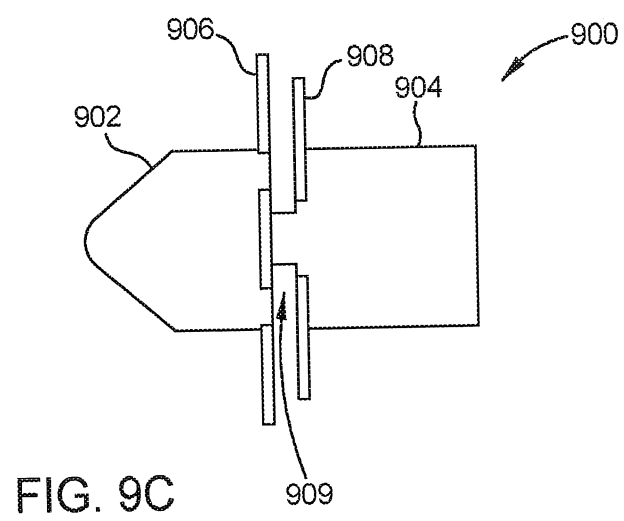
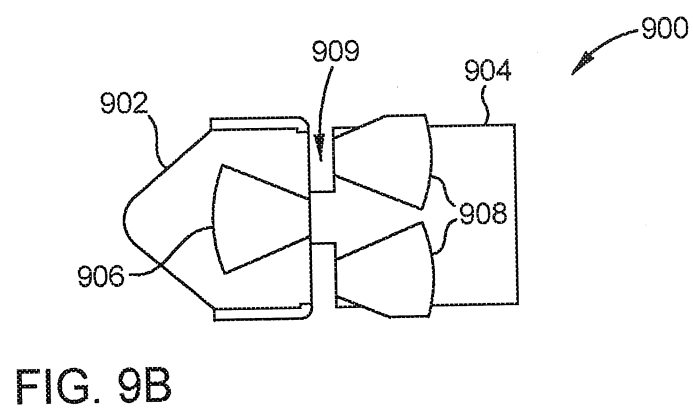
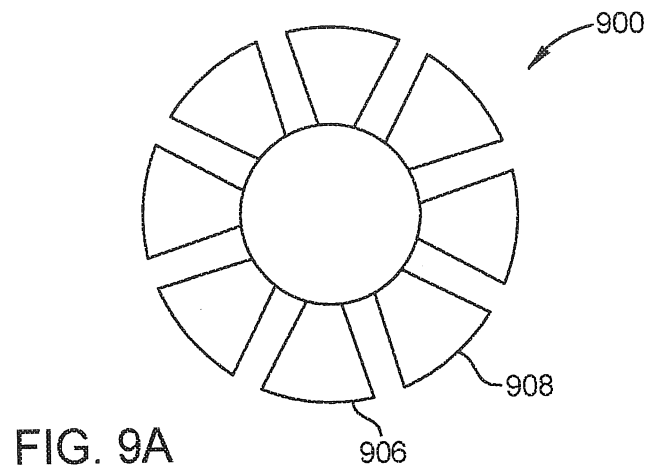


FIG. 8

5/15



6/15

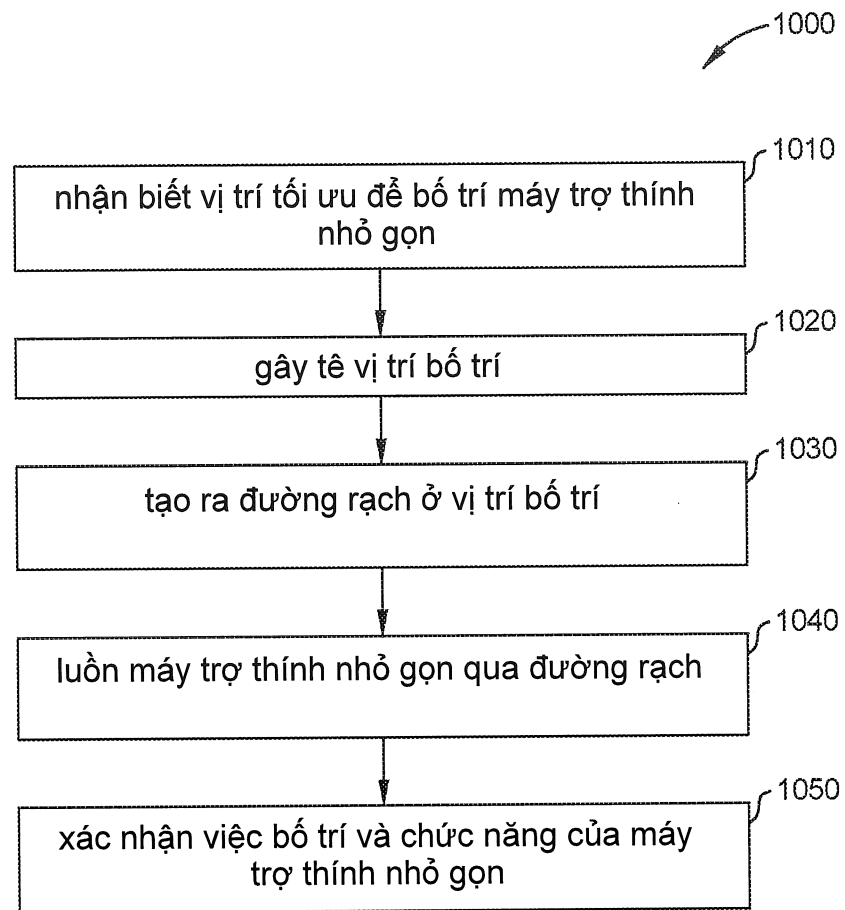


FIG. 10

7/15

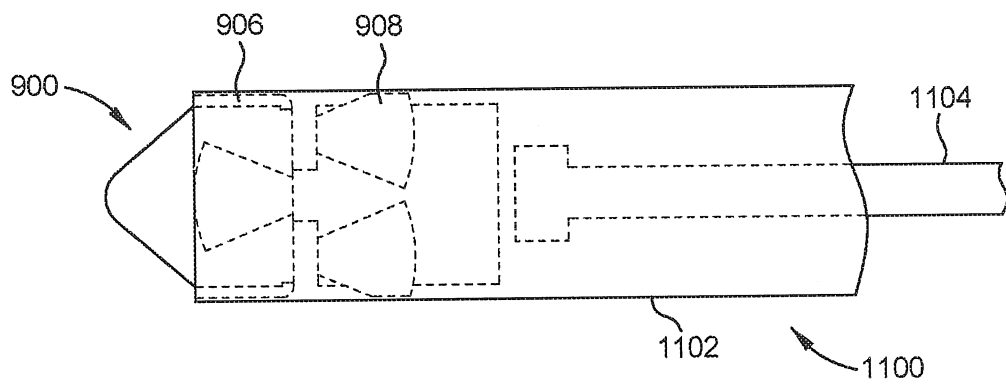


FIG. 11A

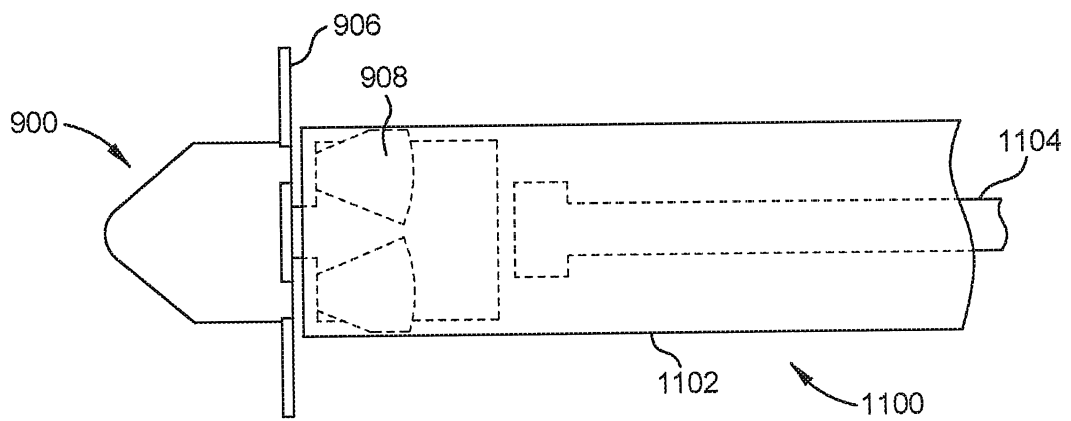


FIG. 11B

8/15

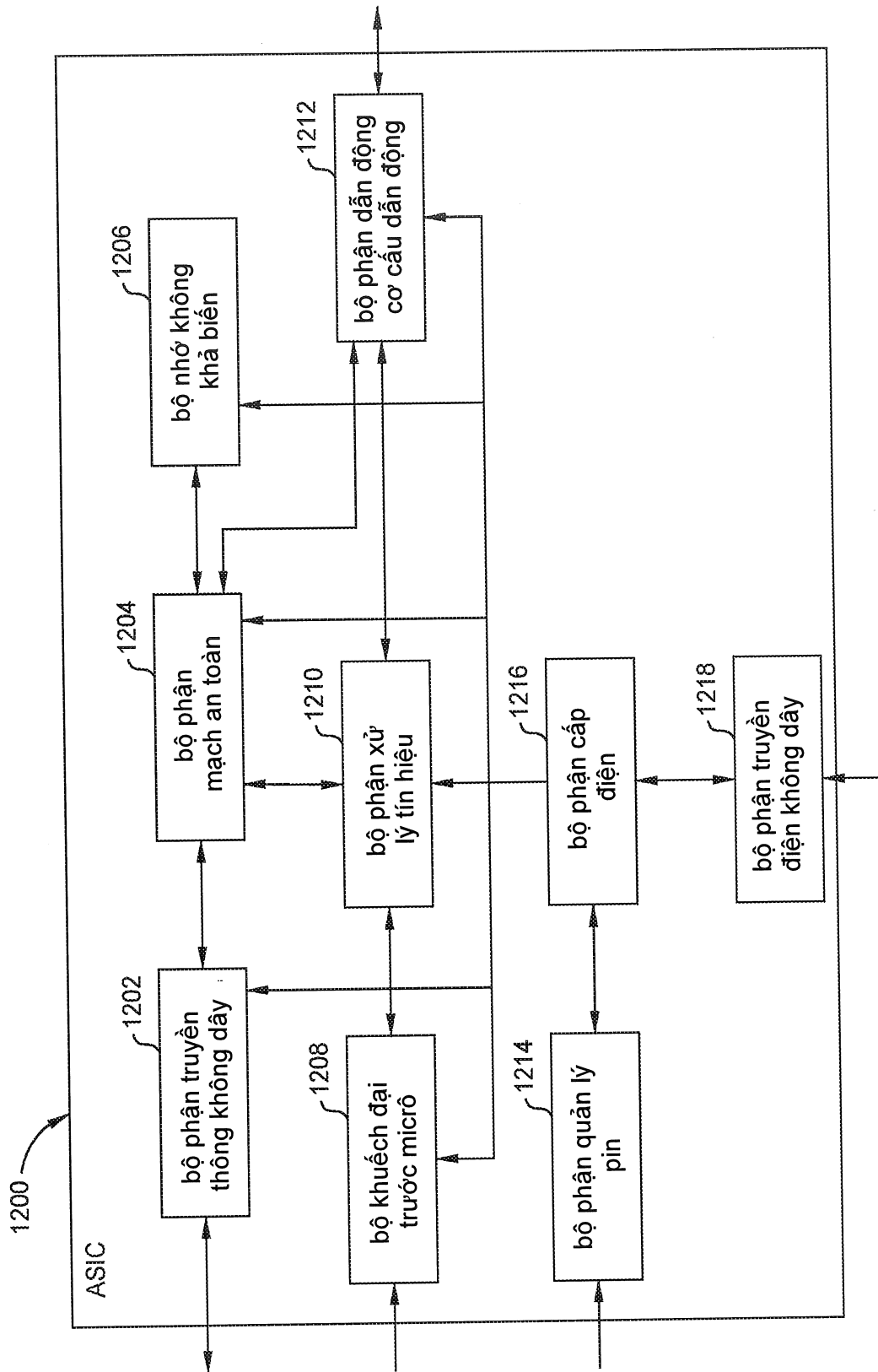


FIG. 12

9/15

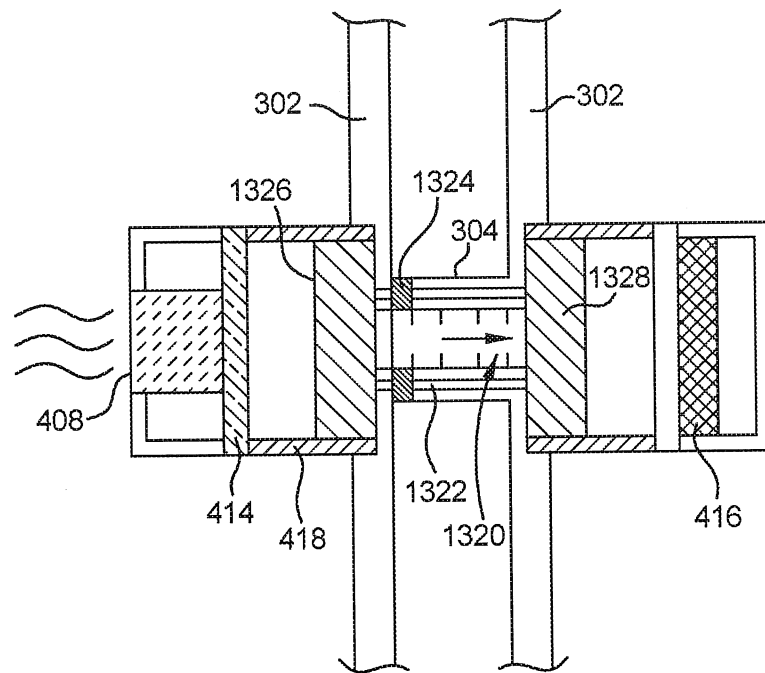


FIG. 13

10/15

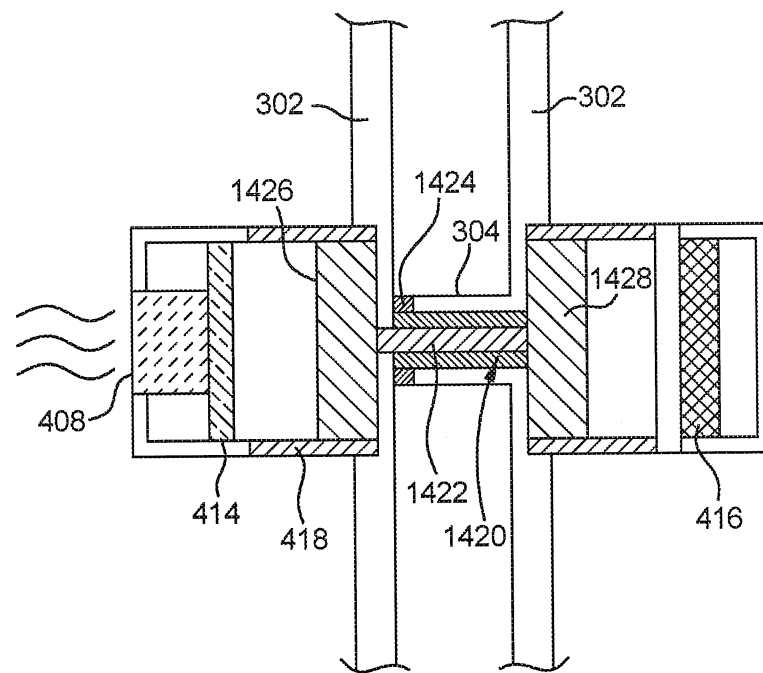
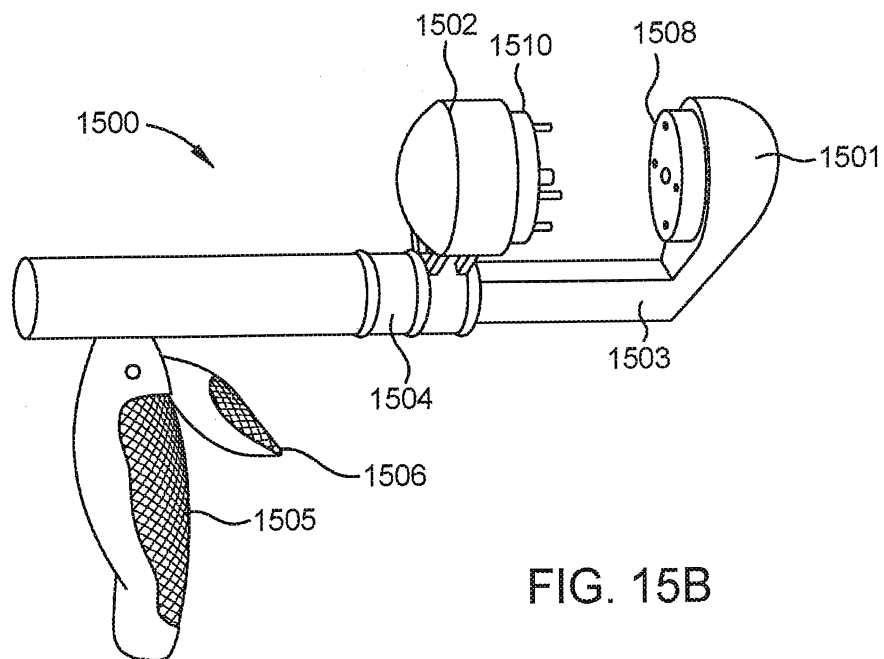
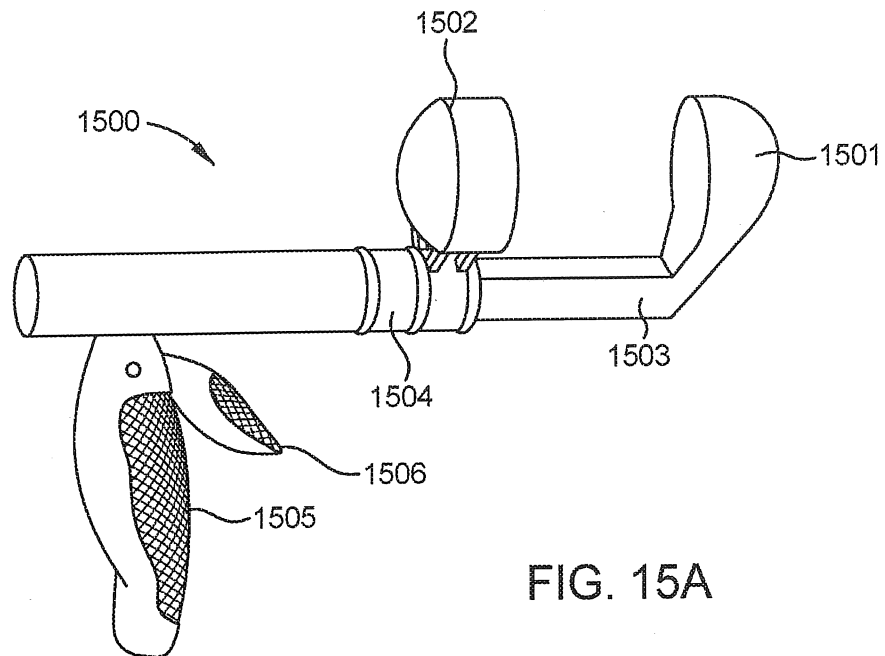


FIG. 14

11/15



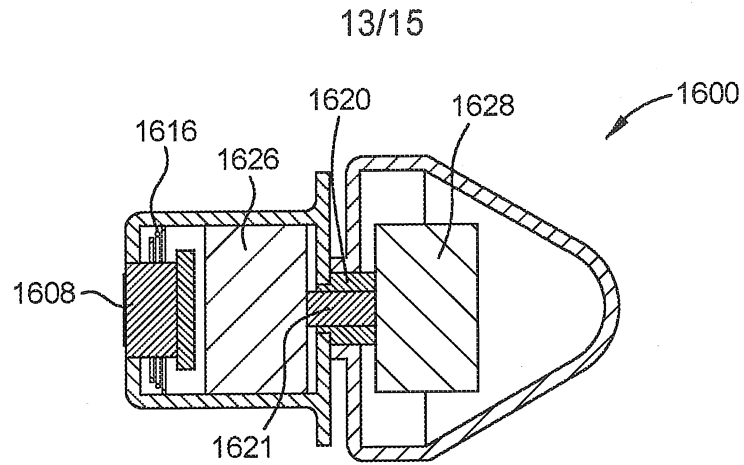


FIG. 16C

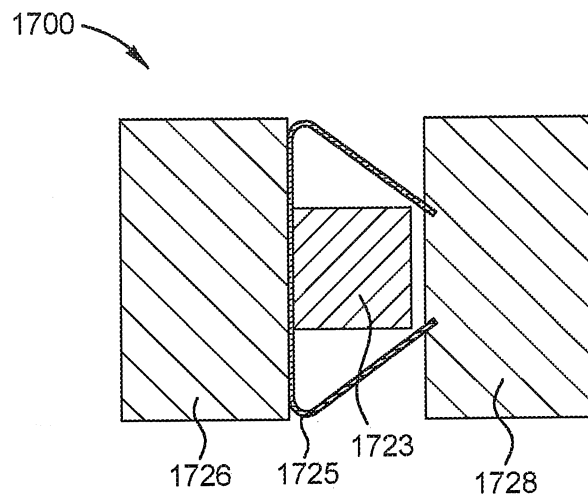


FIG. 17

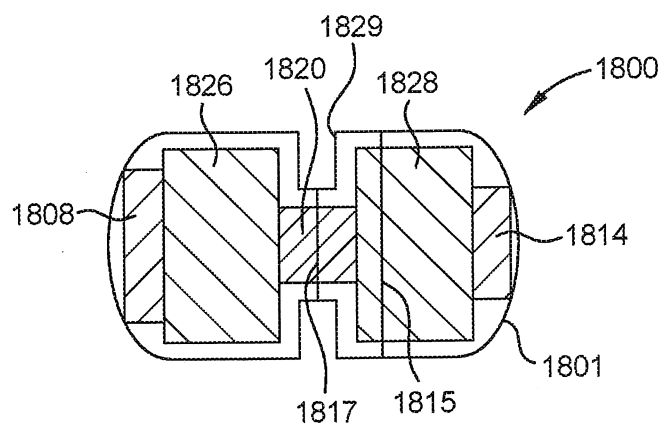


FIG. 18

14/15

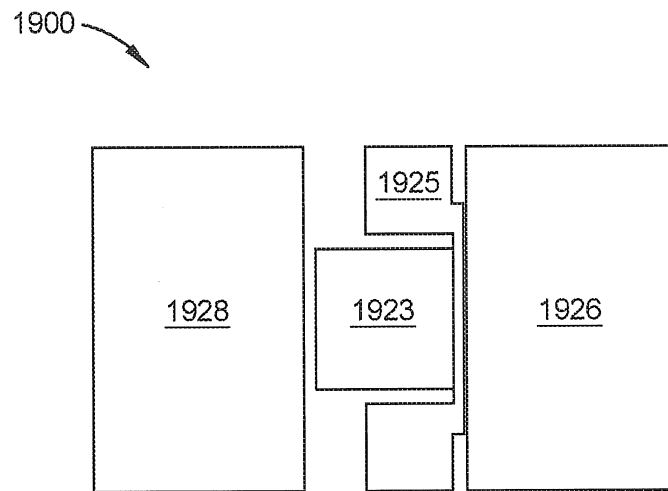


FIG. 19

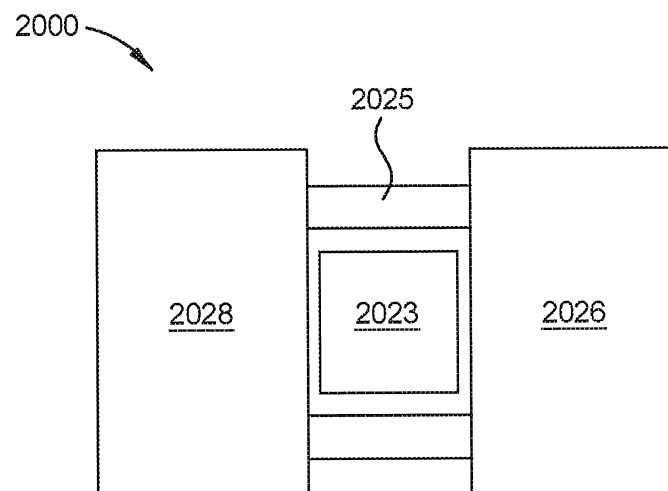


FIG. 20

15/15

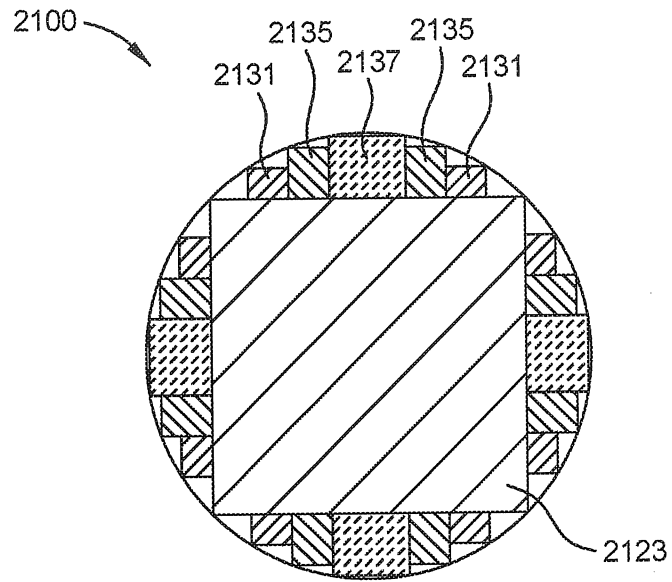


FIG. 21

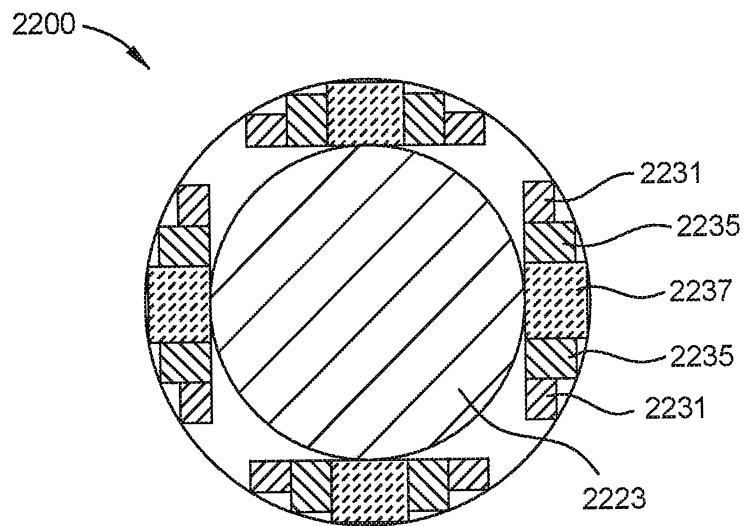


FIG. 22