(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 33 176 T2** 2007.10.31

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 235 608 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 33 176.8**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/EP00/12392**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 989 963.4**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2001/041849**
(86) PCT-Anmeldetag: **08.12.2000**
(87) Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: **14.06.2001**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **04.09.2002**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **24.01.2007**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **31.10.2007**

(51) Int Cl.[8]: ***A61M 15/00*** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

9929281	**11.12.1999**	**GB**
0004359	**25.02.2000**	**GB**
0011124	**10.05.2000**	**GB**
0026648	**31.10.2000**	**GB**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU, MC, NL, PT, SE, TR

(73) Patentinhaber:
Glaxo Group Ltd., Greenford, Middlesex, GB

(74) Vertreter:
HOFFMANN & EITLE, 81925 München

(72) Erfinder:
ANDERSON, Gregor John McLennan, Herts. SG12 0DP, GB; BONNEY, Stanley George, Herts. SG12 0DP, GB; JONES, Patrick, Anthony, Herts. SG12 0DP, GB; ROBERTSON, Duncan, Herts. SG12 0DP, GB

(54) Bezeichnung: **Medikamentenspender**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft einen Medikamentenspender mit einem Medikamentenbehälter, der einen Spende- bzw. Abgabemechanismus umfasst, welcher durch eine Betätigungsvorrichtung betätigbar ist. Der Spender ist insbesondere zur Verwendung als eine Inhalationsvorrichtung geeignet.

[0002] Es ist bekannt, Patienten mit in einem Aerosol enthaltenen Medikamenten zu behandeln, zum Beispiel bei der Behandlung von Atmungsstörungen. Es ist auch bekannt, für eine derartige Behandlung Medikamente zu verwenden, die in einem Aerosol enthalten sind und die an einen Patienten mittels einer Inhalationsvorrichtung verabreicht werden, die ein rohrförmiges Gehäuse oder Hülse, in dem/der sich der Aerosolbehälter befindet, und ein Auslassrohr aufweist, das aus dem rohrförmigen Gehäuse heraus führt. Derartige Inhalationsvorrichtungen werden im Allgemeinen als Dosieraerosole (Metered Dose Inhalors, MDIs) bezeichnet. Die in derartigen Inhalationsvorrichtungen verwendeten Aerosolbehälter sind so ausgestaltet, dass sie eine vorbestimmte Medikamentendosis auf jede Betätigung hin abgeben, mittels eines Auslassventilelements an einem Ende, das entweder durch ein Niederdrücken des Ventilelements, während der Behälter stationär gehalten wird, oder durch ein Niederdrücken des Behälters, während das Ventilelement stationär gehalten wird, geöffnet werden kann. Bei der Verwendung derartiger Vorrichtungen ist der Aerosolbehälter in dem rohrförmigen Gehäuse so platziert, dass das Auslassventilelement des Behälters über eine Stütze mit dem Auslassrohr, zum Beispiel einer Düse oder einem Mundstück, kommuniziert bzw. in Verbindung steht. Wenn sie zur Abgabe von Medikamenten verwendet wird, zum Beispiel bei der Bronchodilatationstherapie, dann hält der Patient das Gehäuse in einem mehr oder weniger aufrechten Zustand, und das Mundstück oder die Düse der Inhalationsvorrichtung ist in dem Mund oder der Nase des Patienten platziert. Der Aersolbehälter wird zu der Stütze hin gedrückt, um eine Medikamentendosis aus dem Behälter abzugeben, die dann durch den Patienten inhaliert wird.

[0003] Es ist auch bekannt, Trockenpulver-Inhalationsvorrichtungen zur Abgabe eines inhalierbaren Medikaments zu verwenden. In einem Aspekt umfassen derartige Spender im Voraus abgemessene Dosen eines pulverförmigen Medikaments, zum Beispiel in Kapseln oder Blistern. In einem anderen Aspekt umfassen derartige Spender ein Reservoir eines pulverförmigen Medikaments, aus dem Dosen vor dem Abgabeprozess, oder gleichzeitig damit, abgemessen werden. In jedem Fall kann die Vorrichtung für eine passive Medikamentenfreisetzung ausgestaltet sein, bei der das Medikament einfach an einer Abgabeposition zur Vernebelung in Aerosolform (Aerosolisation), als Reaktion auf die Inhalation des Patienten, verfügbar gemacht wird. Alternativ kann ein aktiver Freisetzungsmechanismus verwendet werden, wobei ein „Puff" von Gas oder Luft an der Abgabeposition vorgesehen wird, um bei der Aerosolisation des Pulvers, vor der Inhalation des Patienten oder gleichzeitig damit, zu helfen. Derartige Vorrichtungen werden im Allgemeinen Trockenpulver-Inhalatoren mit aktiver Freisetzung (Active Release Dry Powder Inhalers, Active DPIs) genannt. Die Quelle des unter Druck stehenden Gases oder Luft ist im Allgemeinen ein Aerosolbehälter, aber kann auch durch andere geeignete Mittel, wie beispielsweise ein Pumpen- oder Kolbenmechanismus, vorgesehen werden.

[0004] Es ist auch bekannt, Spritzen für die Abgabe von injizierbaren Medikamenten an einen Patienten zu verwenden. Herkömmlich verlassen sich Spritzen auf ein Punktieren der Haut des Patienten durch eine hohle Nadel, durch welche das injizierbare Medikament (in Lösungs- oder Suspensionsform) an die Muskeln oder das Gewebe des Patienten abgegeben wird. Kürzlich entwickelte Systeme ohne Nadeln für die Abgabe von injizierbaren Mitteln verwenden eine Hochgeschwindigkeitsinjektion von Arzneimitteln oder Impfstoffen mit einer Partikelrezeptur durch die Haut und in jedes physisch zugängliche Gewebe. Andere Systeme ohne Nadeln verwenden eine ähnliche Hochgeschwindigkeitsinjektion von Arzneimitteln oder Impfstoffen, die auf ein geeignetes Trägerpartikel beschichtet sind. Derartige Systeme ohne Nadeln können so konfiguriert sein, dass sie eine Quelle von unter Druck stehender Luft oder Gas umfassen, die auf eine Freisetzung hin Energie vorsieht, um die Medikamentenpartikel zur Injektion in die Haut anzutreiben.

[0005] Man wird verstehen, dass eine effektive Medikamentenabgabe an den Patienten, unter Verwendung einer Inhalationsvorrichtung wie beispielsweise einem MDI oder aktiven DPI, wie oben beschrieben, zu einem gewissen Grad von der Fähigkeit des Patienten abhängt, die Vorrichtung manuell zu betätigen (z.B. Abgeben des Aerosols), und die Betätigung davon mit einem ausreichend starken Einatmen zu koordinieren. Für einige Patienten, insbesondere junge Kinder, die Älteren und Personen mit Arthritis, kann eine manuelle Betätigung der Vorrichtung Schwierigkeiten darstellen. Andere Patienten finden es schwierig, ein verlässliches Einatmen mit der Betätigung der Vorrichtung zu koordinieren. Beide dieser Patientengruppen laufen Gefahr, dass sie nicht die angemessene Medikamentendosis erhalten.

[0006] Man wird auch verstehen, dass eine effektive Medikamentenabgabe an den Patienten, unter Verwendung einer Spritze oder eines Injektionssystems ohne Nadeln, wie oben beschrieben, auch Sorgfalt und Geschicklichkeit erfordert.

[0007] Die Anmelder haben nun einen Medikamentenspender entwickelt, der keine durch den Patienten gesteuerte manuelle Betätigung erfordert. In einem Aspekt umfasst der Spender einen Medikamentenbehälter mit einem Abgabemechanismus, wie beispielsweise einem Ventil oder Kolben, und eine Betätigungsvorrichtung zum Betätigen des Abgabemechanismus. In einem anderen Aspekt umfasst die Vorrichtung einen aktiven DPI oder ein Injektionssystem ohne Nadeln, mit einer Quelle von unter Druck stehender Luft oder Gas, mit einem Abgabemechanismus wie beispielsweise einem Ventil oder Kolben, und einer Betätigungsvorrichtung zum Betätigen des Abgabemechanismus. Eine Betätigung reagiert auf die Aufbringung bzw. Anwendung von nicht-mechanischer Energie an ein Kopplungselement der Betätigungsvorrichtung. Die nicht-mechanische Energie kann in der Form von Wärme sein, die durch einen elektrischen Stromfluss durch das Kopplungselement vorgesehen wird, die wiederum als Reaktion auf das Wahrnehmen des Atems eines Patienten vorgesehen werden kann. Alternativ kann die nicht-mechanische Energie in der Form eines Magnetfelds sein, das durch eine geeignete Magnetfeld-Quelle, wie beispielsweise einen Permanentmagneten oder einen Elektromagneten, vorgesehen wird.

[0008] US Patent Nr. 5,061,914 beschreibt eine Formgedächtnislegierungs-Mikro-Betätigungsvorrichtung. Die Betätigungsvorrichtung umfasst ein Nickel-Titan-Legierungsmaterial, das eine durch Temperatur herbeigeführte Phasenumwandlung durchmacht, wenn es erwärmt wird. Die Phasenumwandlung führt zu einem Zusammenziehen der Betätigungsvorrichtung. Die Betätigungsvorrichtung kann mit einem mikro-mechanischen Element zur Bewegung von ihr gekoppelt sein.

[0009] US Patent Nr. 5,958,154 beschreibt Legierungsmaterialien, die, als Reaktion auf die Aufbringung eines Magnetfelds, eine Phasenumwandlung durchmachen.

[0010] Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Medikamentenspender gemäß Anspruch 1 bereitgestellt.

[0011] Geeigneterweise wird der Abgabemechanismus aus der Gruppe ausgewählt, die aus einem Ventil-, Pumpen- oder Kolbenmechanismus besteht. Vorzugsweise umfasst der Abgabemechanismus einen Messmechanismus.

[0012] In einem Aspekt umfasst der Abgabemechanismus ein Ventil. Geeigneterweise ist das Ventil ein Schieber. Andere Ventilsysteme umfassen, aber sind nicht darauf beschränkt, Tellerventilsystme, Keilschiebersysteme, Doppelplattenschiebersysteme, Kugel- und Winkelventilsysteme, Systeme von Rückflussventilen mit Klappe, Endhahnventilsysteme und andere ähnliche Ventilsysteme. Die Ventilausgestaltung ist typischerweise eine Funktion des Bereitstellens einer vorbestimmten Dosierung oder Menge des in dem Behälter enthaltenen Medikaments an einen Nutzer.

[0013] Wenn der Medikamentenbehälter ein unter Druck stehender Aerosolbehälter ist, umfasst das Ventil typischerweise einen Ventilkörper mit einer Einlassöffnung, durch welche eine Medikamenten-Aerosolrezeptur in den Ventilkörper eintreten kann, eine Auslassöffnung, durch die das Aerosol aus dem Ventilkörper austreten kann, und einen Öffnungs-/Schließmechanismus, mittels dessen ein Fluss durch die Auslassöffnung steuerbar ist.

[0014] Das Ventil kann ein Schieber sein, wobei der Öffnungs-/Schließmechanismus einen Dichtungsring und einen durch den Dichtungsring aufnehmbaren Ventilschaft umfasst, der einen Abgabedurchgang aufweist, wobei der Ventilschaft gleitend innerhalb des Rings bewegbar ist, aus einer Position mit geschlossenem Ventil in eine Position mit offenem Ventil, bei der das Innere des Ventilkörpers, über den Abgabedurchgang, in Verbindung mit dem Äußeren des Ventilkörpers steht.

[0015] Typischerweise ist das Ventil ein Dosierventil. Die Messvolumen betragen üblicherweise von 10 bis 100 µl, wie beispielsweise 25 µl, 50 µl oder 63 µl. Geeigneterweise definiert der Ventilkörper eine Messkammer zum Abmessen einer Menge von einer Medikamentenrezeptur, und einen Öffnungs-/Schließmechanismus mittels dessen der Fluss durch die Einlassöffnung zu der Messkammer steuerbar ist. Vorzugsweise weist der Ventilkörper eine Probenahmekammer auf, die mit der Messkammer über eine zweite Einlassöffnung in Verbindung steht, wobei die Einlassöffnung mittels eines Öffnungs-/Schließmechanismus steuerbar ist, wodurch der Fluss einer Medikamentenrezeptur in die Messkammer reguliert wird.

[0016] Das Ventil kann auch ein „Freifluss-Aerosolventil" mit einer Kammer und einen Ventilschaft umfassen, der sich in die Kammer erstreckt und relativ zu der Kammer zwischen einer Abgabe- und einer Nicht-Abgabeposition bewegbar ist. Der Ventilschaft weist eine Konfiguration auf, und die Kammer weist eine innere Konfiguration auf, die derart sind, dass ein abgemessenes Volumen dazwischen definiert ist, und derart, dass der Ventilschaft während einer Bewegung zwischen seiner Nicht-Abgabe- und Abgabeposition aufeinanderfolgend: (i) einen freien Fluss von einer Aerosolrezeptur in die Kammer zulässt, (ii) ein geschlossenes abgemessenes Volumen für eine unter Druck stehende Aerosolrezeptur zwischen der äußeren Oberfläche des Ventilschafts und der inneren Oberfläche der Kammer definiert, und (iii) sich mit dem geschlossenen abgemessenen Volumen inner-

halb der Kammer bewegt, ohne dass das Volumen des geschlossenen abgemessenen Volumens abnimmt, bis das Messvolumen mit einem Auslassdurchgang in Verbindung steht, wodurch eine Abgabe des abgemessenen Volumens von unter Druck stehender Aerosolrezeptur zugelassen wird. Ein Ventil dieser Art wird in U.S. Patent Nr. 5,772,085 beschrieben.

[0017] Das Ventil kann auch eine Struktur und Wirkung ähnlich denjenigen Aerosolventilen aufweisen, die in der europäischen Patentanmeldung Nr. EP-A-870,699 und der PCT Patentanmeldung Nr. WO99/36334 beschrieben werden.

[0018] In einem anderen Aspekt umfasst der Abgabemechanismus einen Kolben, wie es beispielsweise in einer Spritze für die Abgabe von einem injizierbaren Medikament an einen Patienten geben kann. Ausführungsformen mit mehreren Kolben und mehreren Spritzenkammern werden auch in Betracht gezogen. Die Spritzeninhalte können zum Beispiel flüssig, Lösungen, Suspensionen, in partikulärer oder in gefriergetrockneter Form sein. Ein Rückzieh- oder Rückstellmechanismus wird typischerweise für den Kolben vorgesehen.

[0019] Herkömmliche Spritzen sind darauf angewiesen, die Haut eines Patienten mit einer hohlen Nadel zu punktieren, durch die das injizierbare Medikament (in Lösungs- oder Suspensionsform) an die Muskeln oder das Gewebe eines Patienten abgegeben wird. Kürzlich entwickelte Systeme ohne Nadeln zur Abgabe von injizierbaren Mitteln verwenden eine Hochgeschwindigkeitsinjektion von Arzneimitteln oder Impfstoffen mit einer Partikelrezeptur durch die Haut und in jedes physisch zugängliche Gewebe. Andere Systeme ohne Nadeln verwenden eine ähnliche Hochgeschwindigkeitsinjektion von Arzneimitteln oder Impfstoffen, die auf ein geeignetes Trägerpartikel beschichtet sind.

[0020] In einem anderen Aspekt umfasst der Abgabemechanismus einen Pumpenmechanismus, wie er in einem Spender zur Abgabe einer flüssigen oder Lösungs- (z.B. wässrige Lösung) Form eines Medikaments aufgefunden werden könnte. Die Pumpe kann das Medikament direkt an den Patienten (z.B. als ein Nasenspray) abgeben, oder die Pumpe kann das Medikament an eine Zwischenposition abgeben, an der weitere Energie darauf zugeführt wird, um die Medikamentendosis weiter anzutreiben, zu aerolisieren oder anderweitig an den Patienten zu leiten.

[0021] Ein Rückstellmechanismus kann zum Zurückstellen des Abgabemechanismus, nach einer Betätigung davon, vorgesehen sein. Der Rückstellmechanismus kann zum Beispiel eine Feder, einen Motor, mechanische Anordnung oder eine Rückstellkopplung umfassen, die als Reaktion auf die Aufbringung einer nicht-mechanischen Energie darauf reversibel verformbar ist.

[0022] Der Begriff „nicht-mechanische Energie" wird hierin so verwendet, dass er im Wesentlichen jede Art von Energie bedeutet, die nicht mechanische Energie ist. Die Kopplung und jegliche Rückstellkopplung hierin umfassen typischerweise ein Material, das sich als Reaktion auf die Aufbringung von nicht-mechanischer Energie verformt, oder eine Phasenumwandlung durchmacht, was zu einer Änderung der Form/Abmessung der Kopplung führt, die zur Betätigung des Abgabemechanismus dient. Bei Ausführungsformen kann die Energie in Form von Wärmeenergie, elektrischer Stromenergie, elektrischer Feldenergie und Magnetfeldenergie sein.

[0023] Vorzugsweise umfasst die nicht-mechanische Energie einen elektrischen Stromfluss durch die Kopplung oder Rückstellkopplung.

[0024] Vorzugsweise umfasst die Rückstellkopplung einen Draht, Streifen, Spule oder Rohr.

[0025] Anordnungen mit mehreren Drähten werden auch in Betracht gezogen. Die multiplen Drähte können auf jegliche geeignete Art angeordnet werden, einschließlich Parallel- oder Reihenanordnungen und Bündelanordnungen.

[0026] Die Kopplung kann mit jeder geeigneten Beschichtung beschichtet sein, oder innerhalb jeder geeigneten Ummantelung, einschließlich einer Schrumpffolienumhüllung, ummantelt sein.

[0027] Vorzugsweise beträgt der Grad des Zusammenziehens der Kopplung von 2% bis 8%.

[0028] Bei Ausführungsformen umfasst die Kopplung eine Legierung, die einen Phasenübergang auf ein Erwärmen hin durchmacht (Formgedächtnislegierungen). Bestimmte Formgedächtnislegierungen machen auch eine Änderung der Form auf ein Wiederabkühlen hin durch, ohne äußerlich angewandte Energie. Derartige Zweiwege-Formgedächtnislegierungen werden auch zur Verwendung hierin in Betracht gezogen.

[0029] Bei einer Ausführungsform ist die Formgedächtnislegierung vorzugsweise eine Nickel-Titan-Legierung, wie beispielsweise eine Nickel-Titan-Legierung, die von 5% bis 95%, vorzugsweise von 20% bis 80%, Nickel nach Gewicht, und von 95% bis 5%, vorzugsweise von 80% bis 20%, Titan nach Gewicht umfasst. Mit einer Nickel-Titan-Legierung ist eine Legierung gemeint, die im Wesentlichen aus Nickel und Titan besteht, obwohl andere Elemente, wie beispielsweise Cu und Nb, in kleinen (z.B. Spuren) Mengen vorhanden sein können.

[0030] Bei anderen Ausführungsformen ist die Formgedächtnislegierung vorzugsweise eine Kupfer-Aluminium-Nickel-Legierung oder eine Kupfer-Zink-Aluminium-Legierung. Spuren von anderen Elementen können auch vorhanden sein.

[0031] Bei weiteren Ausführungsformen umfasst die Kopplung eine Legierung, die einen Phasenübergang auf die Aufbringung eine Magnetfelds darauf durchmacht (magnetische Formgedächtnislegierungen). Diese Materialien sind im Allgemeinen intermetallische, ferromagnetische Legierungen, die Zwillingsvarianten bei der martensitischen Phase, oder Niedertemperaturphase, des Materials aufweisen. Geeignete magnetische Formgedächtnislegierungen sind zum Beispiel in US Patent Nr. 5,958,154 beschrieben.

[0032] Bei einer Ausführungsform weist die magnetische Formgedächtnislegierung eine austenitische Kristallstruktur oberhalb einer charakteristischen Phasenumwandlungstemperatur auf, und weist auch eine martensitische Zwillingskristallstruktur unterhalb der Phasenumwandlungstemperatur auf. Die Legierung weist eine magnetokristalline Anisotropie-Energie auf, die ausreichend ist, um eine Bewegung von Zwillingsgrenzen der martensitischen Zwillingskristallstruktur, als Reaktion auf eine Aufbringung eines Magnetfelds auf die martensitische Zwillingskristallstruktur hin, zu ermöglichen.

[0033] Wenn eine magnetische Formgedächtnislegierung verwendet wird, umfasst der Medikamentenspender vorzugsweise eine Magnetfeldquelle, die bezüglich der Kopplung in einer Ausrichtung angeordnet ist, dass sie auf die Kopplung ein Magnetbetätigungsfeld in einer Richtung aufbringt, die im Wesentlichen parallel zu einer ausgewählten Zwillingsgrenzenrichtung der martensitischen Zwillingskristallstruktur des Kopplungsmaterials ist.

[0034] Alternativ umfasst der Medikamentenspender vorzugsweise eine magnetische Vorspannungsfeldquelle, die bezüglich der Kopplung in einer Ausrichtung angeordnet ist, so dass sie ein magnetisches Vorspannungsfeld auf die Kopplung aufbringt, und eine magnetische Betätigungsfeldquelle, die bezüglich der Kopplung in einer Ausrichtung angeordnet ist, so dass sie ein magnetisches Betätigungsfeld auf das Kopplungsmaterial in einer Richtung aufbringt, die im Wesentlichen senkrecht zu der Ausrichtung des aufgebrachten magnetischen Vorspannungsfelds ist.

[0035] Eine bevorzugte magnetische Formgedächtnislegierung ist das Betätigungsvorrichtungsmaterial mit einer Legierungszusammensetzung, die als $Ni_{65-x-y}Mn_{20} + xGa_{15} + y$ definiert ist, wobei x zwischen 3 Atom-% und 15 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 12 Atom-% liegt. Vorzugsweise umfasst das Betätigungsvorrichtungsmaterial eine Legierungszusammensetzung, die als $Ni_{65-x-y}Mn_{20} + xGa_{15} + y$ definiert ist, wobei x zwischen 6 Atom-% und 10 Atom-% liegt, und y zwischen 5 Atom-% und 9 Atom-% liegt; oder bei der x zwischen 12 Atom-% und 15 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 6 Atom-% liegt; oder bei der x zwischen 10 Atom-% und 14 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 6 Atom-% liegt; oder bei der x zwischen 7 Atom-% und 11 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 7 Atom-% liegt. In einem besonders bevorzugten Aspekt ist die Legierung $Ni_{58}Mn_{25}Ga_{25}$.

[0036] Eine andere bevorzugte magnetische Formgedächtnislegierung ist die Legierung mit der Zusammensetzung $(Ni_aFe_bCo_c)_{65-x-y}(Mn_dFe_eCo_f)_{20} + x(Ga_gSi_hAl_i)_{15} + y$, wobei x zwischen 3 Atom-% und 15 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 12 Atom-% liegt, und bei der a + b + c = 1, bei der d + e + f = 1, und g + h + i = 1.

[0037] In bevorzugten Aspekten liegt b zwischen Null und 0,6, c liegt zwischen Null und 0,6, und e, f, h und i sind jeweils Null; oder b und c sind jeweils Null, e liegt zwischen Null und 0,6, f liegt zwischen Null und 0,6, und h und i sind jeweils Null; oder b, c, e und f sind jeweils Null, h liegt zwischen Null und 0,5, und i liegt zwischen Null und 0,5.

[0038] Andere geeignete Formgedächtnislegierungen umfassen diejenigen, die auf Ionenaustausch-Polymer-Kompositwerkstoffen basieren, wie sie in „Ionic Polymer-Metal Composites (IPMC) As Biomimetic Sensors, Actuators & Artificial Muscels – A Review", M. Shahinpoor, Y. Bar-Cohen, J.O. Simpson und J. Smith, wie unter http://www.unm.edu/~amri/paper.html veröffentlicht, beschrieben sind.

[0039] Andere potentiell geeignete Formgedächtnislegierungen umfassen diejenigen, die auf zusammenziehbaren Polymeren basieren, wie sie beispielsweise in „Review of Artificial Muscle based on Contractile Polymers", Massachusetts Institute of Technology Artificial Intelligence Laboratory Memo Nr. 1330, November 1991, David L. Brock, beschrieben sind.

[0040] Vorzugsweise weisen die einen oder mehreren Drähte einen Durchmesser von 30 bis 400 Mikrometer auf, vorzugsweise von 50 bis 150 Mikrometer.

[0041] Vorzugsweise umfasst die Kopplung von zwei bis zwanzig, vorzugsweise sechs bis zwölf Drähte, die sich als Reaktion auf die Aufbringung einer nicht-mechanischen Energie darauf zusammenziehen. Die Drähte können auf jede geeignete Art angeordnet sein, einschließlich Parallel- oder Reihenanordnungen und Bündelanordnungen.

[0042] In einem Aspekt ist die Kopplung als Reaktion auf ein Erwärmen verformbar, das von einem elektrischen Stromfluss in dem Bereich von 0,01A bis 100A, vorzugsweise von 0,1A bis 5A, herrührt.

[0043] In einem anderen Aspekt ist die Kopplung als Reaktion auf die Aufbringung eines elektrischen Felds verformbar.

[0044] In einem weiteren Aspekt ist die Kopplung als Reaktion auf ein Magnetfeld von 0,01 bis 100 Tesla verformbar. Das Magnetfeld kann zum Beispiel durch einen Permanentmagneten oder durch einen Elektromagneten erzeugt werden.

[0045] Vorzugsweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich eine elektrische Energiequelle, um elektrischen Strom vorzusehen, oder um ein elektrisches Feld vorzusehen, oder zum Betrieb eines Elektromagneten, um ein Magnetfeld vorzusehen. In einem Aspekt umfasst die elektrische Energiequelle ein galvanisches Element, oder eine Batterie von galvanischen Elementen, die wiederaufladbar sein können. In einem anderen Aspekt umfasst die elektrische Energiequelle eine photovoltaische Zelle, oder eine Batterie von photovoltaischen Zellen. In einem weiteren Aspekt umfasst die elektrische Energiequelle einen Konverter, zum Umwandeln von mechanischer Energie in elektrische Energie. In einem weiteren Aspekt umfasst die elektrische Energiequelle einen Kondensator zur lokalen Speicherung von Ladung. Geeignete Kondensatoren umfassen diejenigen, die als „Super-Kondensatoren" bekannt sind, mit einem hohen Verhältnis von Kapazität zu Größe, wie beispielsweise diejenigen, die aus festen Elektroden und einem flüssigen Elektrolyt bestehen.

[0046] Jegliche bekannte Systeme zum Leistungsmanagement und -erhaltung können mit der elektrischen Energiequelle verwendet werden, um die Leistungsabgabe davon zu verwalten und/oder zu erhalten.

[0047] Energie kann auf eine Vielzahl von Arten erhalten bzw. bewahrt werden, um zu ermöglichen, dass die Vorrichtung länger mit einer gegebenen Energiequelle, wie beispielsweise einer Batterie, betrieben werden kann. Energieerhaltungs- oder Energiesparverfahren haben zusätzlich Vorteile hinsichtlich der Verringerung der Größenerfordernisse der Stromquelle (z.B. Batterie), und somit des Gewichts und der Tragbarkeit der Inhalationsvorrichtung.

[0048] Eine Vielzahl von Energiesparmethoden sind verfügbar, die im Allgemeinen eine Reduzierung des Stromverbrauchs mit sich bringen. Eine derartige Methode ist es eine Uhr- oder Zeitgeberschaltung zu verwenden, um den Strom in gleichmäßigen oder vorbestimmten Intervallen an und aus zu schalten. Bei einer anderen Methode kann das System selektiv bestimmte elektronische Vorrichtungen, wie beispielsweise visuelle Anzeigeeinheiten oder Sensoren, an-/ausschalten, um diese Vorrichtungen lediglich dann zu betreiben, wenn es erforderlich ist, dass sie eine bestimmte Abfolge von Ereignissen durchführen. Somit können unterschiedliche elektronische Vorrichtungen in variierenden Intervallen, und für variierende Zeiträume, unter der Steuerung des Systems an- und ausgeschaltet werden. Das Stomverteilungssystem kann auch auf einen Sensor reagieren, wie beispielsweise ein Bewegungs- oder Atemsensor, der bei Nutzung der Vorrichtung aktiviert wird.

[0049] Leistungsarme oder „Mikroleistungs-" Komponenten sollten in der Elektronik wo möglich verwendet werden, und falls eine Hochleistungsvorrichtung für eine bestimmte Funktion erforderlich ist, sollte diese in einen leistungsärmeren Standby-Modus versetzt oder ausgeschaltet werden, wenn sie nicht erforderlich ist. Ähnliche Betrachtungen treffen bei der Auswahl von Wandlern zu. Ein spannungsarmer Betrieb ist wünschenswert, da eine Verlustleistung im Allgemeinen mit der Spannung zunimmt.

[0050] Für leistungsarme digitale Anwendungen werden im Allgemeinen komplementäre Metalloxid-Halbleitervorrichtungen (CMOS-Vorrichtungen) bevorzugt, und diese können durch ein Durchsuchen nach niedrigen Ruheströmen speziell ausgewählt werden. Taktgeschwindigkeiten von Prozessoren und anderen Logik-Schaltkreisen sollten auf das Minimum reduziert werden, das für einen Rechendurchsatz erforderlich ist, da sich der Stromverbrauch mit der Frequenz erhöht. Speisespannungen sollten auch auf Minimalwerten gehalten werden, die mit einem verlässlichen Betrieb vereinbar sind, weil eine Verlustleistung beim Laden innerer Kapazitäten während des Umschaltens proportional dem Quadrat der Spannung ist. Wo möglich sollten Speisespannungen ungefähr gleich durch den gesamten Schaltkreis, um zu verhindern, dass Strom durch Eingangsschutzschaltungen fließt. Logische Eingaben sollten nicht schwebend gelassen werden, und Schaltkreise sollten so angeordnet sein, dass der Energieverbrauch bei den meisten gewöhnlichen Logik-Ausgabezuständen minimiert ist. Langsame Logik-Übergänge sind nicht wünschenswert, da sie dazu führen können, dass relativ große Klasse-A Ströme fließen. Resistoren können in der Energieversorgung an individuellen Vorrichtungen aufgenommen werden, um den Strom im Falle eines Ausfalls zu minimieren.

[0051] Bei einigen Steuerungsanwendungen sind Vorrichtungen, die zwischen an- und ausgeschalteten Zuständen umschalten, gegenüber denjenigen bevorzugt, die eine analoge (z.B. lineare) Steuerung zulassen, weil weniger Leistung bzw. Energie bei eingeschalteten Zuständen mit einem geringen Widerstand, und ausgeschalteten Zuständen mit einem geringen Strom, abgegeben wird. Wenn lineare Kompo-

nenten verwendet werden (z.B. bestimmte Typen von Spannungsregulatoren), dann sollten Typen mit niedrigen Ruheströmen ausgewählt werden. Bei einigen Schaltkreiskonfigurationen ist es bevorzugt, geeignete reaktive Komponenten (z.B. Induktoren und Kondensatoren) zu verwenden, um eine Verlustleistung in resistiven Komponenten zu verringern.

[0052] Jeglicher elektrischer Stromkreis kann eine Spannungsverstärkungseinrichtung zur Erzeugung einer höheren Spannung verwenden, als die Versorgung durch das galvanische Element oder die Batterie von galvanischen Elementen ist, zum Beispiel einen spannungserhöhenden oder invertierenden Schaltkreis, oder einen DC-DC-Konverter, der einen Oszillator, Transformator und Gleichrichter aufgenommen hat.

[0053] Der elektrische Schaltkreis kann eine oder mehrere Energiespeicherkomponenten, wie beispielsweise Kondensatoren oder Induktoren, aufgenommen haben, um einen verzögerungsfreien Strom zuzuführen, der groß genug ist, um die Temperatur der Streifen oder Drähte mit der erforderlichen Rate auf die erforderliche Temperatur zu erhöhen.

[0054] Die Eingabe an den elektrischen Stromkreis kann mit der elektrischen Energiequelle mittels einer mechanischen, elektro-mechanischen oder elektronischen Umschaltkomponente verbunden sein.

[0055] Die Ausgabe des elektrischen Stromkreises kann mit den Streifen oder Drähten, oder mit einem Elektromagneten mittels einer mechanischen, elektro-mechanischen oder elektronischen Umschaltkomponente verbunden sein, oder durch eine Komponente, die zulässt, dass der Ausgangsstrom auf eine lineare oder digitale (z.B. impulsbreitenmodulierte) Art gesteuert wird.

[0056] Geeignete Steuerprofile (z.B. über Impulsbreitenmodulation) umfassen diejenigen, bei denen die Temperatur einer Formgedächtnislegierungskopplung anfänglich auf eine Haltetemperatur (H) erhöht wird, die gerade unterhalb der Umwandlungstemperatur (T) ist. Eine Betätigung der Kopplung ist dann durch ein Erwärmen der Kopplung auf eine Temperatur (A) erreichbar, die gerade oberhalb der Umwandlungstemperatur ist. Dies kann schnell erreicht werden, da die Haltetemperatur (H) nahe an der Umwandlungstemperatur (T) ist. Wenn die Wärmequelle ausgeschaltet wird, hört auch eine Betätigung schnell auf, weil das Abkühlen von einer Temperatur (A), lediglich gerade oberhalb der Umwandlungstemperatur (T), auf die Umwandlungstemperatur lediglich eine kleine Temperaturabnahme umfasst.

[0057] Die Streifen- oder Drahtkomponenten können von der Batterie unter Verwendung einer Umschaltkomponente, ohne zusätzliche Energieversorgungsschaltungen, betrieben werden.

[0058] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich ein Steuergerät zum Steuern der Menge von elektrischem Stromfluss durch die Kopplung oder an einen Elektromagneten.

[0059] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich einen Timer bzw. Zeitgeber zum Steuern der Zeitdauer von elektrischem Stromfluss durch die Kopplung oder an einen Elektromagneten.

[0060] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich einen lokalen elektrischen Speicher, wie beispielsweise einen Kondensator oder Induktor.

[0061] Geeigneterweise ist der Medikamentenspender mit einem manuellen Override bzw. Eingriff versehen, um eine Betätigung der Vorrichtung in dem Fall eines Verlusts von elektrischer Energie zu ermöglichen.

[0062] Geeigneterweise ist der Medikamentenspender mit Kindersicherungsmerkmalen versehen, um eine unerwünschte Betätigung davon durch ein junges Kind zu verhindern.

[0063] In einem Aspekt ist der Behälter ein Aerosolbehälter, vorzugsweise mit einem Dosierventil an dem Abgabeauslass. In einem anderen Aspekt ist der Behälter für ein Medikament in Lösungsform (z.B. wässrige Lösung), mit einem Pumpenabgabemechanismus.

[0064] In einem Aspekt umfasst der Aerosolbehälter eine Suspension eines Medikaments in einem Treibmittel. Das Treibmittel umfasst vorzugsweise flüssiges HFA134a, HFA-227, Helium oder Kohlendioxid.

[0065] In einem anderen Aspekt umfasst der Aerosolbehälter eine Lösung eine Medikaments in einem Lösungsmittel.

[0066] Das Medikament wird vorzugsweise aus der Gruppe ausgewählt, die aus Albuterol, Salmeterol, Fluticason-Propionat, Beclomethason-Dipropionat, Salzen oder Solvaten davon, und jeglichen Mischungen davon, besteht. Alternativ kann der Spender zum Abgeben eines Impfstoffes verwendet werden.

[0067] Vorzugsweise ist das Ventil ein Schieber.

[0068] Vorzugsweise ist das Ventil ein Dosierventil. Bei alternativen Ausführungsformen kann ein Abmessen einer Medikamentendosis durch einen gepulsten elektrischen Stromfluss durch die Kopplung, oder an den Elektromagneten, für eine gewählte Ab-

gabezeit, erreichbar sein.

[0069] Vorzugsweise ist der Behältersitz so geformt, dass er mit der Basis des Medikamentenbehälters, für eine Aufnahme von ihr, gut zusammenpasst. Vorzugsweise ist der Behältersitz so geformt, dass er mit der Spitze des Abgabemechanismus, für eine Aufnahme von ihm, gut zusammenpasst. Besonders bevorzugt ist der Spendersitz ferner so geformt, dass er die Wände des Medikamentenbehälters stützt. Insbesondere bevorzugt bilden der Behältersitz und der Spendersitz in Kombination ein Gestell für den Medikamentenbehälter.

[0070] Vorzugsweise umfassen der Behältersitz und der Spendersitz ein elektrisch leitfähiges Material, und der Behälter ist davon elektrisch isoliert.

[0071] In einem Aspekt umfasst der Abgabemechanismus ein elektrisch isolierendes Material.

[0072] In einem anderen Aspekt umfasst der Abgabemechanismus ein elektrisch leitfähiges Material, und ein Isolator ist zwischen dem Abgabemechanismus und dem Spendersitz vorgesehen.

[0073] Vorzugsweise reagiert eine Verformung der Kopplung, und folglich eine Betätigung des Abgabemechanismus, auf einen durch einen Patienten betätigbaren Auslöser.

[0074] In einem Aspekt umfasst der Auslöser eine Knopf-, Schalter- oder Hebelanordnung.

[0075] In einem anderen Aspekt ist der Medikamentenspender in der Form eines Inhalators zur Abgabe eines inhalierbaren Medikaments. Eine Inhalation kann durch die Nase oder den Mund erfolgen. Vorzugsweise reagiert eine Verformung der Kopplung, und folglich eine Betätigung des Abgabemechanismus, auf einen durch einen Patienten betätigbaren Auslöser mit einem Sensor, der den Atem eines Patienten wahrnimmt. Die Verformung der Kopplung (z.B. durch einen elektrischen Stromfluss dadurch) kann auf die Erfassung des Einatmens eines Patienten ansprechen. Alternativ kann eine Verformung der Kopplung (z.B. durch einen elektrischen Stromfluss dadurch) auf einen Auslöser ansprechen, der mit irgendeinem Punkt in dem Atemmuster des Patienten gekoppelt ist, wie beispielsweise dem Ende des Ausatmens.

[0076] In einem Aspekt umfasst der Sensor ein durch Atem bewegbares Element, das als Reaktion auf den Atem eines Patienten bewegbar ist. Vorzugsweise wird das durch Atem bewegbare Element aus der Gruppe ausgewählt, die aus einem Flügel, einem Segel, einem Kolben, einer Membran und einem Flügelrad, besteht.

[0077] Eine Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements kann durch jede geeignete Technik zur Erfassung einer Bewegung erfassbar sein. Geeignete Techniken umfassen optische Detektoren, magnetische Detektoren oder Detektoren, die eine Erfassung von kapazitativen Effekten nutzen.

[0078] Optische Detektoren können verwendet werden, um eine Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements zu erfassen, durch ein Versehen des Elements mit einer gemusterten äußeren Oberfläche, zum Beispiel Streifen in einer Strichcode-artigen Anordnung, und einem Platzieren des optischen Detektors, so dass er zu der gemusterten Oberfläche hin zeigt. Eine Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements ändert die Menge von der Lichtquelle, die zurück auf den optischen Detektor reflektiert wird, wenn der Strahl über die gemusterte Oberfläche geht. Die Streifen können so angeordnet sein, dass die Richtung der Bewegung des Elements erfasst werden kann.

[0079] Magnetische Detektoren können verwendet werden, um die Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements durch die Verwendung einer magnetischen Schaltvorrichtung zu erfassen. Ein Lesegerät befindet sich an dem Spender und ein magnetisches Material ist in dem durch Atem bewegbaren Element eingebettet (oder umgekehrt). Eine Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements führt zu einer Änderung des von dem Lesegerät erfahrenen Magnetfelds. Alternativ kann eine Halleffekt-Vorrichtung verwendet werden, wobei ein Halbleiter die Stärke des Magnetfelds des magnetischen Materials an dem durch Atem bewegbaren Element misst.

[0080] Eine Erfassung von kapazitativen Effekten kann verwendet werden, um eine Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements zu erfassen, durch ein Hinzufügen eines leitfähigen Teils an das Element, und auch an einen zweiten festen Teil des Spenders. Eine Bewegung des durch Atem bewegbaren Elements führt zu einer Änderung der Kapazität, die gemessen werden kann.

[0081] In einem anderen Aspekt umfasst der Sensor einen Drucksensor zum Wahrnehmen des mit dem Atem eines Patienten assoziierten Druckprofils. Ein Druckwandler ist ein Beispiel eines geeigneten Drucksensors.

[0082] In einem anderen Aspekt umfasst der Sensor einen Luftflusssensor zum Wahrnehmen des mit dem Atem eines Patienten assoziierten Luftflussprofils. In einem anderen Aspekt umfasst der Sensor einen Temperatursensor zum Wahrnehmen des mit dem Atem eines Patienten assoziierten Temperaturprofils.

[0083] In einem anderen Aspekt umfasst der Sensor einen Feuchtigkeitssensor zum Wahrnehmen des mit

dem Atem eines Patienten assoziierten Feuchtigkeitsprofils.

[0084] In einem anderen Aspekt umfasst der Sensor einen Gassensor zum Wahrnehmen des mit dem Atem eines Patienten assoziierten Sauerstoff- oder Kohlendioxidprofils. Das chemische Profil des eingeatmeten und ausgeatmeten Teils des Atemzyklus variiert, und dies kann ferner als ein Messinstrument verwendet werden.

[0085] Geeigneterweise umfassen die Atemdaten Atemzyklusdaten, FEV und/oder Spitzenflussdaten.

[0086] In einem Aspekt kann die Kopplung dem Luftfluss ausgesetzt werden, der von der Inhalation oder dem Ausatmen des Patienten herstammt, um bei dem Kühlen der Kopplung nach einer Betätigung des Abgabemechanismus zu helfen. Andere aktive Kühlmechanismen können verwendet werden, wie beispielsweise eine Gebläsekühlung.

[0087] Vorzugsweise umfasst der Medikamentenspender einen Betätigungs- oder Dosiszähler zum Zählen der Anzahl von Betätigungen des Abgabemechanismus oder der Freisetzung von Dosen davon. Der Betätigungs- oder Dosiszähler kann mechanisch oder elektronisch sein. Besonders bevorzugt ist der Betätigungs- oder Dosiszähler von der Kopplung unabhängig, so dass ein Zählen sogar dann auftreten wird, falls der Abgabemechanismus manuell betätigt wird.

[0088] Vorzugsweise ist ein manueller Override vorgesehen, um eine manuelle Betätigung des Abgabemechanismus zu ermöglichen. Der manuelle Override kann so ausgestaltet sein, dass er sämtliche Situationen abdeckt, bei denen die Kopplung nicht auf die normale Art betätigt wird. Diese umfassen Situationen, bei denen eine Betätigung nicht auftritt (z.B. aufgrund eines Stromausfalls). Alternativ wird dies Situationen umfassen, bei denen eine Betätigung auftritt, aber ein Zurücksetzen der Kopplung fehlschlägt (z.B. weil die Energie in einem „kontinuierlich eingeschalteten" Modus ist), und eine manuelle Zurücksetzung, Entkopplung (z.B. durch ein Trennen bzw. Lösen der Kopplung), oder es wird eine „Schaltkreisunterbrechung" verwendet.

[0089] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich ein elektronisches Datenverwaltungssystem. Das elektronische Datenverwaltungssystem weist eine Eingabe-/Ausgabefähigkeit auf, und umfasst einen Speicher zum Speichern von Daten; einen Mikroprozessor zum Durchführen von Vorgängen mit den Daten; und einen Sender zum übertragen eines die Daten oder den Ausgang eines Vorgangs mit den Daten betreffenden Signals.

[0090] Geeigneterweise umfasst das elektronische Datenverwaltungssystem ein elektronisches Steuersystem, zum Steuern der Versorgung der Kopplung mit Energie. Somit kann das Steuersystem in Aspekten den Fluss von elektrischem Strom an die Kopplung regulieren, oder an jegliche Heizvorrichtung oder elektromagnetische Quelle, die damit verbunden ist.

[0091] Das Steuersystem kann einen Teil eines größeren elektronischen Datenverwaltungssystems bilden, das in der Lage ist, Eingaben von anderen elektronischen Komponenten zu empfangen. Insbesondere können Eingaben von jeglichem Sensor empfangen werden, um eine Betätigung der Kopplung als Reaktion auf den Sensor, insbesondere eine Atemsensor-Eingabe, zu ermöglichen.

[0092] Das Steuersystem kann so angeordnet sein, dass es jegliche geeignete Steuerung der Betätigung der Kopplung erreicht, einschließlich einem Variieren des Betrags der daran zugeführten Energie, der Rate der daran zugeführten Energie, Impulsmuster der Energiezufuhr an die Kopplung, und komplexeren Steuermustern.

[0093] Geeigneterweise ist das elektronische Datenverwaltungssystem so angeordnet, dass es auf die Stimme eines Nutzers reagiert, oder durch sie aktiviert wird. Somit kann das System zum Beispiel als Reaktion auf einen Stimmenbefehl an- oder ausgeschaltet werden.

[0094] Das elektronische Datenverwaltungssystem kann einstückig bzw. integriert mit dem Körper sein. Alternativ bildet das elektronische Datenverwaltungssystem einen Teil einer Basiseinheit, die mit dem Körper reversibel verbindbar ist.

[0095] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich ein Dateneingabesystem zur Eingabe von Daten durch einen Nutzer in das elektronische Datenverwaltungssystem. Vorzugsweise umfasst das Dateneingabesystem eine Mann-Maschine-Schnittstelle (MMI), die vorzugsweise aus einer Tastatur, einer Stimm- oder Geräusch-Erkennungsschnittstelle, einer graphischen Nutzerschnittstelle (GUI), oder einer biometrischen Schnittstelle, ausgewählt wird.

[0096] Geeigneterweise umfasst das System zusätzlich eine visuelle Anzeigeeinheit zum Anzeigen von Daten aus dem elektronischen Datenverwaltungssystem für den Nutzer. Die Anzeige kann zum Beispiel einen Bildschirm, wie beispielsweise einen LED- oder LCD-Bildschirm, umfassen. Besonders bevorzugt ist die visuelle Anzeigeeinheit mit dem Körper des Medikamentenspenders verbindbar. Grundlegendere Anzeigeeinheiten werden in Betracht gezogen, auch diejenigen umfassend, bei denen ein Licht oder Muster von Lichtern so verwendet wird,

dass es als ein Signal an den Patienten wirkt.

[0097] Das elektronische Datenverwaltungssystem kann ferner einen Stimm-Synthesizer für eine verbale Kommunikation von Daten, Instruktionen und Rückkopplungen an einen Nutzer umfassen.

[0098] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich eine Verbindung zur Datenübertragung zur Verbindung mit einem lokalen Datenspeicher, um die Datenkommunikation zwischen dem lokalen Datenspeicher und dem elektronischen Datenverwaltungssystem zu ermöglichen. Der Datenspeicher kann auch eine Datenverwaltungs-, Datenanalyse- und Datenkommunikationsfähigkeit umfassen.

[0099] Der Datenspeicher kann selbst einen Teil einer tragbaren Vorrichtung (z.B. einer handgehaltenen Vorrichtung) ausbilden, oder er kann eine derartige Größe und Form aufweisen, dass er innerhalb des Haushalts eines Patienten aufgenommen werden kann. Der Datenspeicher kann auch einen physischen Speicherbereich zum Lagern von Ersatz-Medikamentenbehältern umfassen. Der Datenspeicher kann ferner ein System zum erneuten Füllen eines Medikaments aus einem Reservoir eines Medikamentenprodukts, das darin gelagert wird, umfassen. Der Datenspeicher kann ferner ein elektrisches Wiederaufladesystem zum Wiederaufladen von beliebigen elektrischen Energiespeichern an dem Medikamentenspender, insbesondere ein Batterie-Wiederaufladesystem, aufweisen.

[0100] Die Verbindung zur Datenübertragung kann zum Beispiel eine Verbindung mit einer Docking Station, einem Personal Computer, einem Netzwerk-Computersystem oder einer Set-Top-Box durch jedes geeignete Verfahren ermöglichen, einschließlich einer festverdrahteten Verbindung, einer Infrarot-Verbindung oder jeder anderen geeigneten Funkkommunikations-Verbindung.

[0101] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich einen Betätigungsdetektor zum Erfassen der Betätigung des Abgabemechanismus, wobei der Betätigungsdetektor Betätigungsdaten an das elektronische Datenverwaltungssystem überträgt.

[0102] Der Medikamentenspender kann zusätzlich einen Sicherheitsmechanismus umfassen, um unbeabsichtigte Mehrfachbetätigungen des Abgabemechanismus zu verhindern. Der Patient wird dadurch davor geschützt, dass er/sie versehentlich mehrere Medikamentendosen in einer Situation aufnimmt, wo sie eine Anzahl von kurzen schnellen Zügen nehmen. Insbesondere bevorzugt erlegt der Sicherheitsmechanismus eine Zeitverzögerung zwischen nachfolgenden Betätigungen der Freigabeeinrichtung auf. Die Zeitverzögerung liegt üblicherweise in der Größenordnung von drei bis dreißig Sekunden.

[0103] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich einen Freigabedetektor zum Erfassen der Freigabe eines Medikaments aus dem Medikamentenbehälter, wobei der Freigabedetektor Freigabedaten an das elektronische Datenverweltungssystem überträgt.

[0104] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich einen Schütteldetektor zum Erfassen des Schüttelns des Medikamentenbehälters (z.B. vor der Betätigung des Abgabemechanismus), wobei der Schütteldetektor Schütteldaten an das elektronische Datenverwaltungssystem überträgt.

[0105] Geeigneterweise umfasst jeglicher Betätigungsdetektor, Freigabedetektor oder Schütteldetektor einen Sensor zum Erfassen von jeglichem geeigneten Parameter, wie beispielsweise Bewegung. Jegliche geeignete Sensoren werden in Betracht gezogen, einschließlich der Verwendung von optischen Sensoren. Der Freigabedetektor kann jeglichen Parameter wahrnehmen, der durch die Freigabe des Medikaments beeinflusst wird, wie beispielsweise Druck, Temperatur, Geräusche, Feuchtigkeit, Kohlendioxid-Konzentration und Sauerstoff-Konzentration.

[0106] Geeigneterweise umfasst der Medikamentenspender zusätzlich einen Atemauslöser zum Auslösen des Abgabemechanismus, wobei der Atemauslöser als Reaktion auf ein Auslösesignal von dem elektronischen Datenverwaltungssystem betätigbar ist. Vorzugsweise umfasst das elektronische Datenverwaltungssystem einen Prädiktionsalgorithmus oder eine Nachschlagetabelle zum Ableiten von den Atemdaten, wann das Auslösesignal zu übertragen ist. Zum Beispiel kann eine Echtzeit-Analyse der Atem-Wellenform des Patienten durchgeführt werden, und der Auslösepunkt unter Bezugnahme auf diese analysierte Wellenform abgeleitet werden.

[0107] Die Erfindung wird nun weiter unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, bei denen:

[0108] Fig. 1a eine Seitenansicht im Schnitt eines ersten Medikamentenspender gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0109] Fig. 1b eine Seitenansicht des Medikamentenspenders von Fig. 1a ist;

[0110] Fig. 1c eine Draufsicht im Schnitt eines Teils des Behältersitzes des Medikamentenspenders der Fig. 1a und Fig. 1b ist;

[0111] Fig. 2 eine schematische Ansicht eines Systems zur Abgabe eines Medikaments gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0112] Fig. 3 eine schematische Ansicht eines zweiten Systems zur Abgabe eines Medikaments gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0113] Fig. 4 eine Schnittansicht eines dritten Systems zur Abgabe eines Medikaments gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0114] Fig. 5 eine schematische Ansicht eines elektronischen Steuersystems zur Verwendung in Übereinstimmung mit den Medikamentenspendern hierin ist;

[0115] Fig. 6 eine schematische Ansicht eines Impulsbreiten-modulierten Betätigungsschemas zur Verwendung gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0116] Fig. 7a eine Vorderansicht einer Labortestvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung ist;

[0117] Fig. 7b eine Schnittansicht der Labortestvorrichtung von Fig. 7a ist; und

[0118] Fig. 8a–Fig. 8c Schnittansichten eines Spritzenspenders gemäß der vorliegenden Erfindung sind, in Ruhe-, Auslöse- beziehungsweise Einziehpositionen.

[0119] Die Fig. 1a und Fig. 1b zeigen ein Dosieraerosol zur Abgabe eines Medikaments zur Inhalation durch einen Patienten. Der Inhalator umfasst ein rohrförmiges Gehäuse **10**, in dem sich ein Aerosolbehälter **20** befindet. Ein Abgabeauslass **12** führt seitlich von dem geschlossenen Ende des Gehäuses **10**. Bei der dargestellten Ausführungsform ist der Auslass **12** in der Form eines Mundstücks, das für ein Einführen in den Mund des Patienten vorgesehen ist, aber er kann, falls es gewünscht wird, als eine Düse zum Einführen in das Nasenloch des Patienten ausgestaltet sein.

[0120] Der Aerosolbehälter **20** weist einen Ventil-Abgabemechanismus **22** in der Form eines Schiebers auf. Ein Ventilschaft **24** ist mit einer Stütze **14** verbunden. Die Stütze **14** ist mit einem Auslassdurchgang **16** versehen, der ermöglicht, dass eine abgegebene Dosis durch den Abgabeauslass **12** durchgeht. Man wird zu schätzen wissen, dass eine Abgabe der Dosis erfordert, dass der Aerosolbehälter **20** niedergedrückt wird, um den Schieber-Abgabemechanismus **22** zu betätigen und ein Medikament in den Auslass **12** abzugeben, von dem es durch einen Patienten inhaliert werden kann.

[0121] Man kann sehen, dass der obere Teil des Aerosolbehälters **20** durch einen Behältersitz **30** aufgenommen wird. Der Behältersitz **30** ist innerhalb des Gehäuses, entlang einer Spur **18**, die in die Wand des Gehäuses **10** geschnitten ist, gleitend bewegbar. Der Behältersitz **30** umfasst einen ersten elektrisch leitfähigen Abschnitt **32** mit aufnehmenden Seitenwänden **33**, um den Aerosolbehälter **20** aufzunehmen, und einen zweiten Abschnitt **34**, der einen manuellen Betätigungsknopf zur Verwendung als ein manueller Override, ausbildet. Der erste Abschnitt **32** ist an dem zweiten Abschnitt **34** über Schraubenverbinder **36**, **37** verbunden. Man kann auch sehen, dass der Hals **26** des Ventils **22** durch einen elektrisch leitfähigen Ring **40** aufgenommen wird, der um den Hals **26** des Ventils **22** herum passt. Der Ring **40** selbst ist an dem unteren Teil **11** des Gehäuses **10** befestigt. Mehrfache Längen eines Formgedächtnislegierungs-Drahts **50a**, **50b**, **50c**, **50d** verbinden den ersten Abschnitt **32** des Behältersitzes **30** mit dem leitfähigen Ring **40**. Wie durch eine Ansicht von Fig. 1c offensichtlich wird, umfassen die mehrfachen Längen des Drahts **50a**, **50b**, **50c**, **50d** tatsächlich einen einzelnen Draht **50**, der mehrere Male um den Behältersitz **30** und den Ring **40** herum gewickelt ist. Der Draht **50** umfasst eine Nickel-Titan-Legierung die sich als Reaktion auf den Fluss von elektrischem Strom dadurch zusammenzieht. Man wird somit zu schätzen wissen, dass, wenn ein elektrischer Strom durch die mehrfachen Längen von Draht **50a**, **50b**, **50c**, **50d** durchgeht, der Behältersitz **30** und der Ring **40** zueinander hin gezogen werden, wenn sich der Draht **50** zusammenzieht. Eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **22** und eine Abgabe einer Medikamentendosis wird dadurch erfolgen.

[0122] In dem Fall eines Ausfalls von elektrischem Stromfluss wird man zu schätzen wissen, dass der manuelle Betätigungsknopf **34** manuell nach unten gedrückt werden kann, um den Ventil-Abgabemechanismus **22** zu betätigen.

[0123] Fig. 1c zeigt eine Draufsicht des ersten Abschnitts **32** des Behältersitzes **30**. Man kann sehen, dass der erste Abschnitt **32** mit Zinnen **31**, **31a** um seinen Umfang herum versehen ist. Erste und zweite Punkte der Drahtanbringung **38**, **39** sind derart vorgesehen, dass ein erstes Ende des Formgedächtnislegierungs-Drahts **50** an dem ersten Anbringungspunkt **38** befestigt ist. Der Draht **50** wird dann um die erste Zinne **31** herum gewickelt, und nach unten zu dem Ventilsitz **40** gezogen, der in verbindet, bevor er ihn zu der zweiten Zinne **31** führt, um die er herum gewickelt wird, und so weiter, bis mehrere Drahtschleifen **50a**, **50b**, **50c** den Ring **40** mit dem Behältersitz **30** verbinden. Das Ende des Drahts **50** wird schließlich festgezogen und an dem Endpunkt der Befestigung **39** befestigt. Bei alternativen Ausführungsformen kann ein (Fest-)Spannmerkmal enthalten sein, wie beispielsweise ein Schraubspann-Mechanismus, zur Verwendung bei der Spannung des Drahts. Schraubenverbinderlöcher **36**, **37** sind vorgesehen, um eine

Schraubverbindung mit dem oberen Teil **34** des Behältersitzes **30** zu ermöglichen. Ein Energieverbinder **35** ist vorgesehen, um eine Verbindung des ersten Abschnitts **32**, und folglich des Drahts **50**, mit einer elektrischen Energiequelle vorzusehen.

[0124] Fig. 2 zeigt eine schematische Darstellung eines durch Atem bedienbaren bzw. betreibbaren Medikamenten-Abgabesystems hierin. Das System umfasst ein Dosieraersosol ähnlich demjenigen, das detaillierter in den Fig. 1a, Fig. 1b und Fig. 1c gezeigt wird, mit einem rohrförmigen Gehäuse **110**, das einen Abgabeauslass **112** in der Form eines Mundstücks aufweist. Innerhalb des Gehäuses **110** sitzt ein Aerosolbehälter **120**, der einen Ventil-Abgabemechanismus **122** in der Form eines Schiebers aufweist. Ein Ventilschaft **124** wird durch eine Ventilstütze **114** gestützt. Ein Auslassdurchgang **116** ist in der Stütze **114** vorgesehen, um einen Durchgang von einer abgegebenen Dosis zu dem Abgabeauslass **112** zu ermöglichen.

[0125] Man kann sehen, dass der obere Teil des Aerosolbehälters **120** an einen Behältersitz **130** anstößt. Der Behältersitz **130** umfasst einen isolierenden Abschnitt **132**, der den Aerosolbehälter **120** direkt berührt, und einen oberen leitfähigen Abschnitt **134** (z.B. aus Aluminium bestehend). Man kann auch sehen, dass die Ventilstütze **114** mit einem leitfähigen Ventilsitz **140** verbunden ist. Mehrere Formgedächtnislegierungs-Drähte **150a**, **150b** verbinden den leitfähigen Abschnitt **134** des Behältersitzes **130** mit dem leitfähigen Ventilsitz **140**. Die mehreren Drähte **150a**, **150b** umfassen eine Nickel-Titan-Legierung, die sich als Reaktion auf einen elektrischen Stromfluss dadurch zusammenzieht. Man wird somit zu schätzen wissen, dass bei einem Durchgang von elektrischem Strom durch die mehreren Drähte **150a**, **150b** der Behältersitz **130** und der Ventilsitz **140** zu einander hin gezogen werden, wenn sich die Drähte **150a**, **150b** zusammenziehen. Eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **122** und eine Abgabe einer Medikamentendosis werden dadurch erfolgen.

[0126] Eine Steuerung des elektrischen Stromflusses an den Behältersitz **130**, Ventilsitz **140** und die Drähte **150a**, **150b** ist unter Verwendung der dargestellten Schaltung erzielbar. Der Behältersitz **130** und Ventilsitz **140** sind mit einem Betätigungsschaltkreis **160** verbunden, der eine Hochstrom-Energieversorgung **162** (z.B. ein galvanisches Element oder Batterie von galvanischen Elementen) und einen Schalter **164** in der Form eines Festkörper-Relais umfasst. Das Festkörper-Relais **164** selbst ist mit einer Steuerungsschaltung verbunden, die einen Mikrokontroller bzw. Mikro-Steuergerät **170** mit einer unabhängigen Energieversorgung **172** umfasst. Das Mikro-Steuergerät **170** selbst ist mit einem Druckwandler **180** verbunden, der eine Eingabevorrichtung in der Form eines Druckrohrs **182** aufweist, das sich in dem Abgabeauslass **112** des Inhalator-Gehäuses **110** befindet.

[0127] Man wird zu schätzen wissen, dass ein Stromfluss zu dem Behältersitz **130**, Ventilsitz **140** und den Drähten **150a**, **150b**, und folglich eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus, wie folgt erreichbar sein kann. Der Patient inhaliert durch das Mundstück **112**, was zu einer Änderung des Drucks innerhalb des Gehäuses **110** und Druckrohrs **182** führt. Die Änderung des Drucks wird durch den Druckwandler **180** erfasst, der ein Signal an das Mikro-Steuergerät **170** sendet. Das Mikro-Steuergerät **170** sendet wiederum ein Umschaltsignal an das Festkörper-Relais **164**, was zu einem Schließen des Betätigungsschaltkreises und einem elektrischen Stromflusses dadurch führt. Das resultierende Zusammenziehen der Formgedächtnislegierungs-Drähte **150a**, **150b** bewirkt eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **122**, und folglich die Abgabe eines Medikaments an den inhalierenden Patienten.

[0128] Man kann auch in Fig. 2 sehen, dass das Mikro-Steuergerät **170** mit einer Anzeige **174**, um dem Patienten Informationen anzuzeigen, und auch mit einer Computer-Schnittstelle **176** verbunden ist, für einen Austausch von Daten damit. Sämtliche Schaltungen und Komponenten davon, einschließlich der Energieversorgungen **162**, **172** und Anzeige **174**, können so angeordnet sein, dass sie derart an dem Gehäuse **110** vorhanden sind, dass das System in der Form einer diskreten, handgehaltenen Vorrichtung ist.

[0129] Fig. 3 zeigt eine schematische Darstellung eines durch Atem bedienbaren Medikamenten-Abgabesystems hierin. Das System umfasst ein Dosieraersosol ähnlich demjenigen, das detaillierter in den Fig. 1a, Fig. 1b und Fig. 1c gezeigt wird, mit einem rohrförmigen Gehäuse **210**, das einen Abgabeauslass **212** in der Form eines Mundstücks aufweist. Innerhalb des Gehäuses **210** sitzt ein Aerosolbehälter **220**, der einen Ventil-Abgabemechanismus **222** in der Form eines Schiebers aufweist. Ein Ventilschaft **224** wird durch eine Ventilstütze **214** gestützt. Ein Auslassdurchgang **216** ist in der Stütze **214** vorgesehen, um einen Durchgang von einer abgegebenen Dosis zu dem Abgabeauslass **212** zu ermöglichen.

[0130] Man kann sehen, dass der obere Teil des Aerosolbehälters **220** an einen Behältersitz **230** anstößt. Der Behältersitz **230** umfasst einen isolierenden Abschnitt **232**, der den Aerosolbehälter **220** direkt berührt, und einen oberen leitfähigen Abschnitt **234** (z.B. aus Aluminium bestehend). Man kann auch sehen, dass die Ventilstütze **214** mit einem leitfähigen Ventilsitz **240** verbunden ist. Mehrere Formgedächtnislegierungs-Drähte **250a**, **250b** verbinden den leitfähigen Abschnitt **234** des Behältersitzes **230** mit dem leitfähigen Ventilsitz **240**. Die mehreren

Drähte **250a**, **250b** umfassen eine Nickel-Titan-Legierung, die sich als Reaktion auf einen elektrischen Stromfluss dadurch zusammenzieht. Man wird somit zu schätzen wissen, dass bei einem Durchgang von elektrischem Strom durch die mehreren Drähte **250a**, **250b**, der Behältersitz **230** und der Ventilsitz **240** zu einander hin gezogen werden, wenn sich die Drähte **250a**, **250b** zusammenziehen. Eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **222** und eine Abgabe einer Medikamentendosis werden dadurch erfolgen.

[0131] Eine Steuerung des elektrischen Stromflusses an den Behältersitz **230**, Ventilsitz **240** und die Drähte **250a**, **250b** ist unter Verwendung der dargestellten Schaltung erzielbar. Der Behältersitz **230** und Ventilsitz **240** sind mit einem Betätigungsschaltkreis **260** verbunden, der eine Energieversorgung **262** (z.B. ein galvanisches Element oder Batterie von galvanischen Elementen) und einen Schalter **264** in der Form einer Festkörper-Schaltvorrichtung umfasst. Der Schalter **264** selbst ist mit einer Steuerungsschaltung verbunden, die ein Mikro-Steuergerät **270** umfasst, welches eine analoge und digitale Schnittstelle aufweist. Die Energieversorgung für die Steuerungsschaltung wird von der Energieversorgung **262** für die Drähte **250a**, **250b** genommen, nach einer geeigneten Regulierung und einem Filtern **263**. Das Mikro-Steuergerät **270** selbst ist mit einem Druckwandler **280** verbunden, der eine Eingabevorrichtung in der Form eines Druckrohrs **282** aufweist, das sich in dem Abgabeauslass **212** des Inhalator-Gehäuses **210** befindet.

[0132] Man wird zu schätzen wissen, dass ein Stromfluss zu dem Behältersitz **230**, Ventilsitz **240** und den Drähten **250a**, **250b**, und folglich eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus, wie folgt erreichbar sein kann. Der Patient inhaliert durch das Mundstück **212**, was zu einer Änderung des Drucks innerhalb des Gehäuses **210** und Druckrohrs **282** führt. Die Änderung des Drucks wird durch den Druckwandler **280** erfasst, der ein Signal an das Mikro-Steuergerät **270** sendet. Das Mikro-Steuergerät **270** sendet wiederum ein Umschaltsignal an die Festkörper-Schaltvorrichtung **264**, was zu einem Schließen des Betätigungsschaltkreises und einem elektrischen Stromflusses dadurch führt. Das resultierende Zusammenziehen der Formgedächtnislegierungs-Drähte **250a**, **250b** bewirkt eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **222**, und folglich die Abgabe eines Medikaments an den inhalierenden Patienten.

[0133] Man kann auch in Fig. 3 sehen, dass das Mikro-Steuergerät **270** mit einer Anzeige **274**, um dem Patienten Informationen anzuzeigen, und auch mit einer Computer-Schnittstelle **276** verbunden ist, für einen Austausch von Daten damit. Eine Kommunikation mit der Computer-Schnittstelle **276** kann über eine verdrahtete, optische oder Funkkommunikations-Verbindung erfolgen. Das Mikro-Steuergerät **270** ist auch mit einem Schütteldetektor **277**, zur Verwendung bei der Erfassung, ob der Behälter **220** vor der Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **222** geschüttelt wird, und einem Uhr-Kalender-Modul **278** mit einem Temperatursensor verbunden. Sämtliche Schaltungen und Komponenten davon, einschließlich der Energieversorgung **262**, Anzeige **274**, Schütteldetektor **277**, Computer-Schnittstelle **276** und Uhr-Kalender-Modul **278**, können so angeordnet sein, dass sie derart an dem Gehäuse **210** vorhanden sind, dass das System in der Form einer diskreten, handgehaltenen Vorrichtung ist.

[0134] Fig. 4 zeigt ein Dosieraerosol für die Abgabe eines Medikaments zur Inhalation durch einen Patienten. Der Inhalator umfasst ein Gehäuse **310**, in dem sich ein Aerosolbehälter **320** befindet. Ein Endstück **311** in der Form eines Mundstücks **312** ist an dem Aerosolbehälter **320** vorgesehen.

[0135] Der Aerosolbehälter **320** weist einen Ventil-Abgabemechanismus **322** in der Form eines Schiebers auf. Ein Ventilschaft **324** ist mit einer Schaftstütze **314** verbunden, die einen Teil des Endstücks **311** ausbildet. Die Stütze **314** ist mit einem Auslassdurchgang **316** versehen, der ermöglicht, dass eine abgegebene Dosis bis zu dem Mundstück-Auslass **312** durchgeht. Man wird zu schätzen wissen, dass eine Abgabe der Dosis erfordert, dass der Aerosolbehälter **320** niedergedrückt wird, um den Schieber-Abgabemechanismus **322** zu betätigen und ein Medikament in den Auslass **312** abzugeben, von dem es durch einen Patienten inhaliert werden kann.

[0136] Das Endstück **311** weist einen rohrförmigen Halsabschnitt **316** zur Aufnahme eines Kragens **326** auf, welcher selbst mit dem Hals des Aerosolbehälters **320** in Eingriff gelangt. Der rohrförmige Abschnitt **316** ist derart geformt, dass der Kragen **326**, und so in Eingriff genommene Aerosolbehälter, auf eine gleitende Art ausreichende bewegbar darin sind, um eine Betätigung des Schieber-Mechanismus **322** zu ermöglichen. Der Aerosolbehälter **320**, Kragen **326** und Endstück **311** bilden zusammen eine diskrete Einheit aus, die von dem Gehäuse **310** reversibel entfernbar ist, wenn das Endstück **311** in bestimmten Ausrichtungen ist. Die Zeichnung zeigt das Endstück in der „gesicherten Endstück-Ausrichtung", in der eine Haltelippe **308** einen Schnappverschluss-Eingriff mit einer Nut **318** durchführt, die in dem rohrförmigen Abschnitt **316** des Endstücks vorgesehen ist. Ein senkrecht gegenüberliegender Punkt (d.h. 90° Drehung davon) an dem rohrförmigen Abschnitt **316** weist keinen ähnlichen Nut-Abschnitt auf, so dass, wenn das Endstück **311** durch 90° in die „ungesicherte Endstück-Ausrichtung" gedreht wird, das Endstück **311**, der Kragen **326** und Aerosolbehälter von dem Gehäuse **310** entfernt werden können.

[0137] Der Kragen **326** ist mit einem elektronischen Speicher-Chip **328** versehen, der in der Lage ist Dateneingaben zu empfangen und Datenausgaben vorzusehen. Der Speicher-Chip **328** ist über einen Kontakt **360** mit einer elektronischen Schaltung (nicht sichtbar) und Energieversorgung in der Form von zwei Lithium-Batterien **362a** und **362b** verbunden. Die elektronische Schaltung ist ferner mit einem elektronischen Steuersystem **370** verbunden, das in der Lage zur Kommunikation mit dem Speicher-Chip **328** und mit verschiedenen Sensoren an der Vorrichtung (zur Vereinfachung nicht gezeigt) ist, und in der Lage ist, eine visuelle Ausgabe für den Patienten über eine Anzeige **374** vorzusehen. Weitere Aspekte eines geeigneten elektronischen Steuersystems sind in Fig. 5 beschrieben.

[0138] Man kann sehen, dass der obere Teil des Aerosolbehälters **320** durch einen Behältersitz **330** aufgenommen wird. Der Behältersitz **330** ist innerhalb des Gehäuses, entlang einer Spur **331**, die in dem Gehäuse **310** ausgebildet ist, gleitend bewegbar. Der Behältersitz **330** umfasst auch eine Feder-Betätigungs-Rückkehrvorrichtung **333** und einen Betätigungsknopf **334** zur Verwendung als ein manueller Override. Mehrfache Längen eines Formgedächtnislegierungs-Drahts **350a**, **350b** (zur Vereinfachung werden lediglich zwei Drähte gezeigt) verbinden den Behältersitz **330**, um Positionen **340a**, **340b** in dem unteren Teil des Gehäuses zu verankern. Die Drähte **350a**, **350b** umfassen eine Nickel-Titan-Legierung, die sich als Reaktion auf die Wärmewirkung des Flusses von elektrischem Strom dadurch zusammenzieht. Man wird somit zu schätzen wissen, dass, wenn ein elektrischer Strom durch die mehrfachen Längen von Draht **350a**, **350b** durchgeht, der Behältersitz **330** zu dem Verankerungspositionen **340a**, **340b** hin gezogen wird, wenn sich die Drähte **350a**, **350b** zusammenziehen. Eine Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **322** und eine Abgabe einer Medikamentendosis wird dadurch erfolgen. Der Fluss von elektrischem Strom wird durch das Steuersystem **370** gesteuert, welches selbst auf Eingaben von verschiedenen Sensoren (nicht gezeigt) anspricht, wie beispielsweise einem Sensor, der den Atem eines Patienten wahrnimmt.

[0139] Im Fall eines Ausfalls des elektrischen Stromflusses wird man zu schätzen wissen, dass der manuelle Betätigungsknopf **334** manuell nach unten gedrückt werden kann, um den Ventil-Abgabemechanismus **322** zu betätigen. Der manuelle Betätigungsschritt führt auch zu dem Schließen des Schalters **332**, der registriert, dass eine Dosis abgegeben wurde.

[0140] Fig. 5 zeigt eine schematische Darstellung von elektronischen Komponenten zur Verwendung in einem Spender hierin, und einem elektronischen Steuersystem dafür. Das Steuersystem ist im Wesentlichen eine weiter entwickelte Version des in den Fig. 2 und Fig. 3 gezeigten Systems, und ist in Aspekten zur Verwendung beim Steuern der Vorrichtung von Fig. 4 geeignet. Ein zentrales Steuergerät **470** empfängt Eingaben und/oder überträgt Ausgaben, um die jeweiligen Komponenten zu erreichen. Mit dem zentralen Steuergerät verbundene Schlüsselkomponenten sind ein Uhr-Chip **478** und 32kHz Kristall bzw. Quarz **479**, und eine Energieversorgung **462** in der Form einer Batterie. Eine geeignete Batterie **462** liefert 6 Volt bei 1,3 Amp./Stunde, und ist in der Lage 4,5 Amp. zuzuführen. Das zentrale Steuergerät **470** kommuniziert mit verschiedenen Sensoren an der Vorrichtung, einschließlich eines Temperatursensors **482** zum Wahrnehmen der Umgebungstemperatur; eines Atemsensors **480** (z.B. in der Form eines Druckwandlers) zum Wahrnehmen des Atems eines Patienten; eines Schüttelsensors **477** zum Erfassen eines Schüttelns der Vorrichtung; eines Arzneimittel-ID-Sensors **484** zum Lesen von Informationen von einem Transceiver an dem Medikamentenbehälter, um die Arzneimittel-Identität und Integrität zu überprüfen; eines manuellen Sensors **486** (z.B. in der Form eines Schalters) zum Erfassen einer manuellen Betätigung der Vorrichtung; eines Wolkensensors **488** (z.B. in der Form eines Infrarot-Emitters/Detektors) zum Erfassen des Auslösens bzw. der Abgabe aus dem Medikamentenbehälter.

[0141] Der Auslöseschaltkreis **460** für die Abgabe von elektrischem Strom, um Formgedächtnislegierungs-Drähte (nicht gezeigt) zu erwärmen, kommuniziert ferner mit dem Steuergerät **470**. Eine Systemuhr **490** (z.B. in der Form eines Kristall- oder Keramik-Resonators) ermöglicht die Kontrolle über die Versorgung des Auslöseschaltkreises **460** mit elektrischem Strom. Fig. 6 zeigt Profile von elektrischem Strom und Temperaturen hierin, obwohl Variationen verwendet werden können. Merkmale der Nutzer-Schnittstelle, die einen an/aus Schalter **471** und eine LCD-Anzeige **474** umfassen, kommunizieren auch mit dem zentralen Steuergerät **470**. Externe Kommunikationsschnittstellen, die eine RS232-Schnittstelle **476** und eine Infrarot-Schnittstelle **475** umfassen, für eine Datenübertragung an eine Docking Station oder Drucker, sind auch vorgesehen.

[0142] Man wird zu schätzen wissen, dass jede der Komponenten des Steuersystems eine unabhängige Funktion ausführen kann, oder dass die Handlung bzw. Wirkung von Komponenten kombiniert werden kann, um das Arbeiten des Systems als ein Ganzes zu ermöglichen. Ein Beispiel einer Kombinationshandlung wäre das Wahrnehmen der Inhalation eines Patienten durch den Atemsensor **480**; Kommunikation von dieser Atem-Wahrnehmung an das Steuergerät **470**; Kommunikation von dem Steuergerät **470** an die Zeiteinstellungsvorrichtung **490**, die den elektrischen Stromfluss an den Auslöse-Schaltkreis

460 steuert; das resultierende Auslösen des Arzneimittel-Spenders durch ein Wahrnehmen dieses Auslösens durch den Wolken-Sensor **488**; und eine „Auslösen beendet"-Nachricht, die dem Patienten an der LCD-Anzeige **474** angezeigt wird.

[0143] Fig. 6 zeigt eine Steuerung des Temperaturprofils von Formgedächtnislegierungs-Drähten bei einem Auslösevorgang zusammen mit dem Profil des elektrischen Stroms, um die Temperatursteuerung zu erreichen. Die obere Kurve zeigt die Temperatur der Formgedächtnislegierung (shape memory alloy, SMA) gegen die Zeit (in ms). Die untere Kurve zeigt das zugehörige Profil des elektrischen Stroms gegen die Zeit (in ms). Bei anfänglicher Konzentration auf die obere Kurve, ist die Temperatur der SMA-Drähte anfänglich bei einer Ruhetemperatur (T_1), die großenteils durch die Umgebungstemperatur bestimmt wird. Ein Vorheiz-Schritt erhöht dann die Temperatur der SMA-Drähte auf eine Temperatur (T_2), die gerade unterhalb (z.B. innerhalb 5°C) der Phasenumwandlungstemperatur (T_t) davon ist. Bei der Betätigung wird die Temperatur auf eine Betätigungstemperatur (T_3) erhöht, die gerade oberhalb (z.B. innerhalb 5°C) der Phasenumwandlungstemperatur (T_t) der SMA-Drähte ist, was ein Zusammenziehen von ihnen bewirkt. Die Drähte werden bei dieser Temperatur für einen Haltezeitraum gehalten. Es wird dann zugelassen, dass die Temperatur der Drähte auf unterhalb der Umwandlungstemperatur abkühlt, wobei sich die Drähte an diesem Punkt entspannen, und schließlich auf eine Ruhetemperatur (T_4), die gerade unterhalb (z.B. innerhalb 5°C) der Phasenumwandlungstemperatur (T_t) ist. Wenn man sich nun auf die untere Kurve konzentriert, wird das Profil des elektrischen Stroms, um das obige Temperaturprofil zu erreichen, gezeigt. Das Profil des elektrischen Stroms ist durch die Verwendung einer Impulswellenmodulations-Schaltung erreichbar. Anfänglich wird kein Strom zugeführt und die Drähte bleiben bei der Ruhetemperatur (T_1). Bei dem Vorheiz-Schritt werden Stromimpulse zugeführt, um die Drähte auf die Haltetemperatur (T_2) zu bringen. Während der Betätigung wird anfänglich ein konstanter Strom zugeführt, um die Anstiegstemperatur auf die Betätigungstemperatur (T_3) zu erhöhen. Dann wird ein gepulster Strom zugeführt, um die Drähte bei der Betätigungstemperatur (T_3) zu halten, bis eine Entspannung der Drähte erforderlich ist, wobei an diesem Punkt der Strom ausgeschaltet wird.

[0144] Man wird zu schätzen wissen, dass Variationen der Profile der Temperatur und des elektrischen Stroms von Fig. 6 verwendet werden können, einschließlich einer Variation der Vorheizzeit, Betätigungszeit und Haltezeit und Freigabezeit. Außerdem können die Impulszeit, Wiederholungsrate und Amplitude variiert werden, um eine optimale Steuerung vorzusehen.

[0145] Die Fig. 7a und Fig. 7b zeigen eine Labortestvorrichtung zur Verwendung beim Testen eines Aerosolbehälters mit einem Ventil-Abgabemechanismus, wie er beispielsweise in einem Standard-Dosieraerosol verwendet werden kann. Die Testvorrichtung umfasst ein rohrförmiges Gehäuse **610** in dem sich ein Aerosolbehälter **620** befindet. Das Gehäuse ist auf einer soliden Basis **606** angebracht, um eine schnelle Platzierung auf einer Labortischoberfläche zu ermöglichen. Ein Abgabeauslass **612** führt seitlich aus dem geschlossenen Ende des Gehäuses **610**. Bei der dargestellten Ausführungsform weist der Auslass **612** eine Form auf, die ähnlich derjenigen eines Mundstücks ist, das man bei einem Standard-Dosieraerosol antrifft.

[0146] Der Aerosolbehälter **620** weist einen Ventil-Abgabemechanismus **622** in der Form eines Schiebers auf. Ein Ventilschaft **624** ist mit einer Stütze **614** verbunden. Die Stütze **614** ist mit einem Auslassdurchgang **616** versehen, der ermöglicht, dass eine abgegebene Dosis durch den Abgabeauslass **612** durchgeht. Man wird zu schätzen wissen, dass eine Abgabe der Dosis erfordert, dass der Aerosolbehälter **620** niedergedrückt wird, um den Schieber-Abgabemechanismus **622** zu betätigen und ein Medikament in den Auslass **612** abzugeben.

[0147] Man kann sehen, dass der obere Teil des Aerosolbehälters **620** an eine variable Spannschraube **631** anstößt, die einen Teil des Behältersitzes **630** ausbildet. Der Behältersitz **630** wird in dem Gehäuse **610** innerhalb einer Spur **618** aufgenommen, die in die Wand des Gehäuses **610** geschnitten ist. Der Behältersitz **630** ist mit einem Kragen **632** versehen, der eine Anzahl von Draht-Befestigungspunkten **635**, **636** umfasst (aus Klarheitsgründen werden nicht sämtliche Befestigungspunkte bezeichnet). Das untere Ende des Gehäuses **610** ist mit einem ähnlichen Kragen **640** versehen, der auch eine Anzahl von Draht-Befestigungspunkten **645**, **646** umfasst (wiederum werden aus Klarheitsgründen nicht sämtliche Befestigungspunkte bezeichnet). Die Kragen **632**, **640** sind so angeordnet, dass sie die Anbringung von mehrfachen Längen von Formgedächtnislegierungs-Draht (nicht gezeigt) ermöglichen, um die jeweiligen Draht-Befestigungspunkte **635**, **636** und **645**, **646** in einer Kopplungsanordnung zu verbinden. Bei alternativen Ausführungsformen können die mehrfachen Drahtlängen einen einzelnen Draht umfassen, der wiederholte Male um die jeweiligen Kragen herum gewickelt ist (wie in Fig. 1c). Der Draht umfasst eine Nickel-Titan-Legierung, die sich als Reaktion auf den Fluss von elektrischem Strom dadurch zusammenzieht. Man wird somit zu schätzen wissen, dass wenn ein elektrischer Strom durch die mehrfachen Drahtlängen der Kragen **632**, **640** durchgeht, und folglich der Behältersitz **630** und das Gehäuse **610** zueinander hin gezogen werden, wenn sich die Drahtkopplung erwärmt und zusammenzieht. Eine

Betätigung des Ventil-Abgabemechanismus **622** und eine Abgabe einer Medikamentendosis wird dadurch resultieren.

[0148] Der Behältersitz **630** ist durch einen Kopplungsarm **604** mit einem Linearverschiebungs-Wandler **608** (z.B. ein linear verstellbarer Differentialtransformator) gekoppelt, der die Verschiebung des Behälters **620** bei der Betätigung erfasst. Verschiedene andere Teile der Labortestvorrichtung können optional mit anderen Sensoren verbunden werden, zum Überwachen sämtlicher Aspekte des Abgabeprozesses. Die Sensoren können jegliche geeignete Sensor-Arten umfassen, einschließlich optische, elektrische und Druck-Sensoren. Die Sensoren können selbst mit verschiedenen elektronischen Aufnahme- und Datenverwaltungssystem verbunden sein.

[0149] Die Fig. 8a, Fig. 8b und Fig. 8c zeigen schematische Darstellungen einer Spritze zur Abgabe eines Medikaments durch Injektion in Ruhe-, Auslösebeziehungsweise Einziehpositionen. Die Spritze umfasst ein hohles rohrförmiges Tonnen- bzw. Trommelgehäuse **710a**–c, das eine Medikamentenkammer **720a**–c definiert. Ein Abgabeauslass **712a**–c führt seitlich aus dem geschlossenen Ende der Kammer **720a**–c. In Verbindung mit dem Auslass **712a**–c ist eine hohle Nadel **714a**–c vorgesehen, durch die ein Medikament abgeben wird.

[0150] Die Medikamentenkammer **720a**–c weist einen Arzneimittel-Mechanismus **722a**–c in der Form einer Kolbenstange auf. Die Kolbenstange **722a**–c ist innerhalb der Kammer **720a**–c bewegbar, um das Volumen von ihr zu verändern, und folglich, um jegliche darin enthaltene Medikamentenrezeptur (im Allgemeinen in Lösungsform) durch den Auslass **712a**–c an die hohle Nadel **714a**–c auszustoßen. Man wird somit zu schätzen wissen, dass eine Abgabe des Medikaments erfordert, dass der Kolben **722a**–c niedergedrückt wird, um ein Medikament in den Auslass **712a**–c abzulassen, und folglich an die hohle Nadel **714a**–c, durch die es durch die Haut eine Patienten injizierbar ist.

[0151] Man kann sehen, dass der obere Teil **724a**–c des Kolbens **722a**–c durch einen Betätigungssitz **730a**–c aufgenommen wird. Der Betätigungssitz **730a**–c ist innerhalb des Gehäuses **710a**–c, entlang der Spur **718a**–c, die in die Wand des Gehäuses **710a**–c geschnitten ist, gleitend bewegbar. Ein Formgedächtnislegierungs-Draht **750a**–c verbindet den Betätigungssitz **730a**–c mit einer festen Verankerungsposition **740a**–c an der Basis des Gehäuses **710a**–c. Der Draht **750a**–c umfasst eine Nickel-Titan-Legierung, die sich als Reaktion auf den Fluss von elektrischem Strom dadurch zusammenzieht. Man wird somit zu schätzen wissen, dass, wenn ein elektrischer Strom durch den Draht **750a**–c durchgeht, der Betätigungssitz **730a**–c und folglich der Kolben **722a**–c nach unten zu der festen Verankerungsposition **740a**–c gezogen werden, wenn sich der Draht **750a**–c zusammenzieht. Eine Betätigung des Kolben-Abgabemechanismus **722a**–c und eine Abgabe des Medikaments durch den Auslass **712a**–c und die hohle Nadel **714a**–c werden dadurch resultieren.

[0152] Man wird zu schätzen wissen, dass jegliche Teile des Spenders oder der Betätigungsvorrichtung, welche die Medikamentensuspension berühren, mit Materialien wie beispielsweise Fluorpolymermaterialien (z.B. PTFE oder FEP) beschichtet sein können, welche die Neigung eines Medikaments daran anzuhaften vermindern. Jegliche bewegliche Teile können auch daran aufgebrachte Beschichtungen aufweisen, die ihre gewünschten Bewegungscharakteristika steigern. Reibungsbeschichtungen können deshalb aufgebracht werden, um einen Reibungskontakt zu vergrößern, und Gleitmittel (z.B. Silikonöl) verwendet werden, um einen Reibungskontakt zu vermindern, je nachdem, wie es notwendig ist.

[0153] Der Medikamentenspender der Erfindung ist zur Abgabe eines Medikaments geeignet, insbesondere für die Behandlung von Atmungserkrankungen, wie beispielsweise Asthma und chronischer Emphysenbronchitis (COPD).

[0154] Geeignete Medikamente können somit ausgewählt werden aus zum Beispiel schmerzlindernden Mitteln, z.B. Codein, Dihydromorphin, Ergotamin, Fentanyl oder Morphin; Präparaten für den Hals, z.B. Diltiazem; Antiallergika, z.B. Cromoglycat (z.B. als das Natriumsalz), Ketotifen oder Nedocromil (z.B. als das Natriumsalz); Antibiotika, z.B. Cephalosporine, Penicilline, Streptomycin, Sulphonamide, Tetracycline und Pentamidin; Antihistamine, z.B. Methapyrilen; entzündungshemmende Mittel, z.B. Beclomethason (z.B. als das Dipropionat-Ester), Fluticason (z.B. als das Propionat-Ester), Flunisolid, Budesonid, Rofleponid, Mometason (z.B. als das Furoat-Ester), Ciclesonid, Triamcinolon (z.B. als das Acetonid), oder 6α,9α-Difluor-11β-Hydroxy-16α-Methyl-3-Oxo-17α-Propionyloxy-Androsta-1,4-Dien-17β-Carbothioicsäure S-(2-Oxo-Tetrahydro-Furan-3-yl) Ester; Hustenmittel, z.B. Noscapin; Broncho-Dilatoren, z.B. Albuterol (z.B. als freie Base oder Sulphat), Salmeterol (z.B. als Xinafoat), Ephedrin, Adrenalin, Fenoterol (z.B. als Hydrobromid), Formoterol (z.B. als Fumarat), Isoprenalin, Metaproterenol, Phenylephrin, Phenylpropanolamin, Pirbuterol (z.B. als Acetat), Reproterol (z.B. als Hydrochlorid), Rimiterol, Terbutalin (z.B. als Sulphat), Isoetharin, Tulobuterol oder 4-Hydroxy-7-[2-[[2-[[3-(2-Phenylethoxy)Propyl]Sulfonyl]Ethyl]Amino]Ethyl-2(3H)-Benzothiazolon; Adenosin 2a Agonisten, z.B. (2R,3R,4S,5R)-2-[6-Amino-2-(1S-Hydroxymethyl-2-Phenyl-Ethylamino)-Purin-9-yl]-5-(2-Ethyl-2H-Tetrazol-5-yl)-Tetrahydro-Fu-

ran-3,4-Diol (z.B. als Maleat); α_4 Integrin-Inhibitoren, z.B. (2S)-3-[4-({[4-(Aminocarbonyl)-1-Piperidinyl]Carbonyl}Oxy)Phenyl]-2-[((2S)-4-Methyl-2{[2-(2-Methylphenoxy)Acetyl]Amino}Pentanoyl)Amino]Propanoicsäure (z.B. als freie Säure oder Kaliumsalz); Diuretika, z.B. Amilorid; Anticholinergetika, z.B. Ipratropium (z.B. als Bromid), Tiotropium, Atropin oder Oxitropium; Hormone, z.B. Cortison, Hydrocortison oder Prednisolon; Xanthine, z.B. Aminophyllin, Cholin-Theophyllinat, Lysin-Theophyllinat oder Theophyllin; therapeutische Proteine und Peptide, z.B. Insulin oder Glukagon; Impfstoffe, Diagnostika und Stoffe zur Gentherapie. Es wird einem Fachmann klar sein, dass, wo es angemessen ist, die Medikamente in der Form von Salzen (z.B. als Alkalimetall- oder Aminsalze oder als Säurezusatz-Salze) oder als Ester (z.B. niedrige Alkylester) oder als Solvate (z.B. Hydrate) verwendet werden können, um die Aktivität und/oder Stabilität des Medikaments zu optimieren.

[0155] Bevorzugte Medikamente werden aus Albuterol, Salmeterol, Fluticason-Propionat und Beclomethason-Dipropionat, und Salzen und Solvaten davon, z.B. das Sulfat von Albuterol und das Xinafoat von Salmeterol, ausgewählt.

[0156] Medikamente können auch in Kombinationen abgegeben werden. Bevorzugte Rezepturen, die Wirkstoffkombinationen enthalten, enthalten Salbutamol (z.B. als die freie Base oder das Sulfatsalz) oder Salmeterol (z.B. als das Xinafoat-Salz) oder Formoterol (z.B. als das Fumarat-Salz) in Kombination mit einem entzündungshemmenden Steroid, wie beispielsweise einem Beclomethason-Ester (z.B. das Dipropionat) oder einem Fluticason-Ester (z.B. das Propionat) oder Budesonid. Eine besonders bevorzugte Kombination ist eine Kombination aus Fluticason-Propionat und Salmeterol, oder einem Salz davon (insbesondere das Xinafoat-Salz). Eine weitere Kombination von besonderem Interesse ist Budesonid und Formoterol (z.B. als das Fumarat-Salz).

[0157] Man wird verstehen, dass die vorliegende Offenbarung lediglich dem Zweck der Darstellung dient, und dass sich die Erfindung auf Modifikationen, Variationen und Verbesserungen daran, innerhalb des Bereichs der beigefügten Ansprüche, erstreckt.

Patentansprüche

1. Medikamentenspender, mit:
einem Gehäuse (**10**; **110**; ...);
einem Medikamentenbehälter (**20**; **120**; ...) mit einem Abgabemechanismus (**22**; **122**; ...)
einem Behältersitz (**30**; **130**; ...), der den Behälter aufgenommen hat;
einer Verankerungsstelle (**40**; **140**; ...) an dem Gehäuse oder damit in Verbindung; und
einer Kopplung zwischen dem Behältersitz und der Verankerungsstelle, die in der Lage ist, auf eine Verformung hin den Behältersitz relativ zu der Verankerungsstelle zu bewegen, um den Abgabemechanismus zu betätigen,
wobei die Kopplung, als Reaktion auf das Aufbringen einer nicht-mechanischen Energie darauf, reversibel verformbar ist, und
wobei die Kopplung einen oder mehrere Drähte (**50a**–d; **150a**, b; ...) umfasst, die sich als Reaktion auf das Aufbringen von nicht-mechanischer Energie darauf zusammenziehen.

2. Medikamentenspender nach Anspruch 1, bei dem die Verankerungsstelle ein Spendersitz (**140**; **240**) zur Aufnahme des Abgabemechanismus ist.

3. Medikamentenspender nach Anspruch 1 oder 2, bei dem der Abgabemechanismus aus der Gruppe ausgewählt wird, die aus einem Ventil-(**22**; **122**; **222**), Pumpen- oder Kolben-(**722a**–c)Mechanismus besteht.

4. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem der Abgabemechanismus einen Dosiermechanismus umfasst.

5. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 4, zusätzlich mit einem Rückstellmechanismus zum Zurückstellen des Abgabemechanismus, nach einer Betätigung von ihm.

6. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die nicht-mechanische Energie einen elektrischen Stromfluss durch die Kopplung umfasst.

7. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem der Draht/die Drähte einen Zusammenziehungsgrad von 2% bis 8% aufweist/aufweisen, beim Aufbringen von nicht-mechanischer Energie darauf.

8. Medikamentenspender nach Anspruch 7, bei dem der Draht/die Drähte eine Legierung umfasst/umfassen, die eine Phasenumwandlung durchmacht, beim Aufbringen von nicht-mechanischer Energie darauf.

9. Medikamentenspender nach Anspruch 8, bei dem die Legierung eine Nickel-Titan-Legierung ist.

10. Medikamentenspender nach Anspruch 9, bei dem die Nickel-Titan-Legierung von 5% bis 95% Nickel nach Gewicht und von 95% bis 5% Titan nach Gewicht umfasst, vorzugsweise von 20% bis 80% Nickel nach Gewicht und von 80% bis 20% Titan nach Gewicht.

11. Medikamentenspender nach Anspruch 9 oder 10, bei dem die Nickel-Titan-Legierung zusätzlich

Kupfer, Niobium oder jegliche Gemische daraus umfasst.

12. Medikamentenspender nach Anspruch 8, bei dem die Legierung eine Kupfer-Zink-Aluminium-Legierung oder eine Kupfer-Aluminium-Nickel-Legierung ist.

13. Medikamentenspender nach Anspruch 8, bei dem die Legierung die Zusammensetzung aufweist, die als $Ni_{65-x-y}Mn_{20} + xGa_{15} + y$ definiert ist, wobei x zwischen 3 Atom-% und 15 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 12 Atom-% liegt.

14. Medikamentenspender nach Anspruch 8, bei dem die Legierung die Zusammensetzung aufweist, die als $(Ni_aFe_bCO_c)_{65-x-y}(Mn_dFe_eCo_f)_{20} + x(Ga_gSi_hAl_i)_{15} + y$ definiert ist, wobei x zwischen 3 Atom-% und 15 Atom-% liegt, und y zwischen 3 Atom-% und 12 Atom-% liegt, und wobei a + b + c = 1, wobei d + e + f = 1, und g + h + i = 1.

15. Medikamentenspender nach Anspruch 8, bei dem die Legierung einen Ionenaustausch-Polymerverbundstoff umfasst.

16. Medikamentenspender nach Anspruch 8, bei dem die Legierung ein zusammenziehbares Polymer umfasst.

17. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 16, bei dem der eine oder mehrere Drähte einen Durchmesser von 30 bis 400 Mikrometer aufweisen, vorzugsweise von 50 bis 150 Mikrometer.

18. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 17, bei dem die Kopplung von zwei bis zwanzig, vorzugsweise sechs bis zwölf Drähte umfasst, die sich als Reaktion auf ein Erwärmen, oder einem Aufbringen eines Magnetfelds darauf, zusammenziehen.

19. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 18, bei dem die Kopplung als Reaktion auf ein Erwärmen verformbar ist, das von einem elektrischen Stromfluss in dem Bereich von 0,01A bis 100A, vorzugsweise von 0,1A bis 5A, herrührt.

20. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 18, bei dem die Kopplung als Reaktion auf ein Magnetfeld von 0,01 bis 100 Tesla verformbar ist.

21. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 20, zusätzlich mit einer elektrischen Energiequelle (**162**; **262**; ...).

22. Medikamentenspender nach Anspruch 21, zusätzlich mit einem Steuergerät (**170**; **270**; ...) zum Steuern des Betrags des elektrischen Stromflusses durch die Kopplung oder an einen Elektromagneten, um ein Magnetfeld vorzusehen.

23. Medikamentenspender nach Anspruch 21 oder 22, zusätzlich mit einem Timer (**490**) zum Steuern der Dauer des elektrischen Stromflusses durch die Kopplung oder an einen Elektromagneten, um ein Magnetfeld vorzusehen.

24. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 23, bei dem der Medikamentenbehälter ein Medikamenten-Aerosolbehälter ist.

25. Medikamentenspender nach Anspruch 24, bei dem der Medikamenten-Aerosolbehälter eine Suspension eines Medikaments in einem Treibmittel umfasst.

26. Medikamentenspender nach Anspruch 24, bei dem der Medikamenten-Aerosolbehälter eine Lösung eines Medikaments in einem Lösungsmittel umfasst.

27. Medikamentenspender nach Anspruch 25 oder 26, bei dem das Medikament aus der Gruppe ausgewählt wird, die aus Albuterol, Salmeterol, Fluticason-Propionat, Beclomethason-Dipropionat, Salzen oder Solvaten davon, und jeglichen Mischungen daraus, besteht.

28. Medikamentenspender nach Anspruch 3, oder jedem anderen Anspruch, wenn er von Anspruch 3 abhängig ist, bei dem das Ventil ein Dosierventil ist.

29. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 28, bei dem der Behältersitz so geformt ist, dass er die Basis des Medikamentenbehälters gut aufnimmt.

30. Medikamentenspender nach Anspruch 2, oder jedem anderen Anspruch, wenn er von Anspruch 2 abhängig ist, bei dem der Spendersitz so geformt ist, dass er die Spitze des Abgabemechanismus gut aufnimmt.

31. Medikamentenspender nach Anspruch 30, bei dem der Spendersitz ferner so geformt ist, dass er die Wände des Medikamentenbehälters stützt.

32. Medikamentenspender nach Anspruch 31, bei dem der Behältersitz und der Spendersitz in Kombination ein Gestell für den Medikamentenbehälter ausbilden.

33. Medikamentenspender nach Anspruch 2, oder einem der Ansprüche 30 bis 32, bei dem der Behältersitz und der Spendersitz ein elektrisch leitfähiges Material umfassen, und der Medikamentenbe-

hälter davon elektrisch isoliert ist.

34. Medikamentenspender nach Anspruch 33, bei dem der Abgabemechanismus ein elektrisch isolierendes Material umfasst.

35. Medikamentenspender nach Anspruch 33, bei dem der Abgabemechanismus ein elektrisch leitfähiges Material umfasst, und ein Isolator zwischen dem Abgabemechanismus und dem Spendersitz vorgesehen ist.

36. Medikamentenspender nach Anspruch 35, bei dem ein Fluss von elektrischem Strom durch die Kopplung, und folglich eine Betätigung des Abgabemechanismus, auf einen Auslöser reagiert, der durch einen Patienten betätigbar ist.

37. Medikamentenspender nach Anspruch 36, bei dem der Auslöser einen Knopf, Schalter oder eine Hebelanordnung umfasst.

38. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 37, in der Form eines Inhalators für die Abgabe eines inhalierbaren Medikaments.

39. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 38, mit einem manuellen Override, der eine manuelle Betätigung des Spendermechanismus ermöglicht.

40. Medikamentenspender nach einem der Ansprüche 1 bis 39, zusätzlich mit einem elektronischen Steuersystem, zum Steuern der Versorgung von nicht-mechanischer Energie an die Kopplung.

Es folgen 9 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

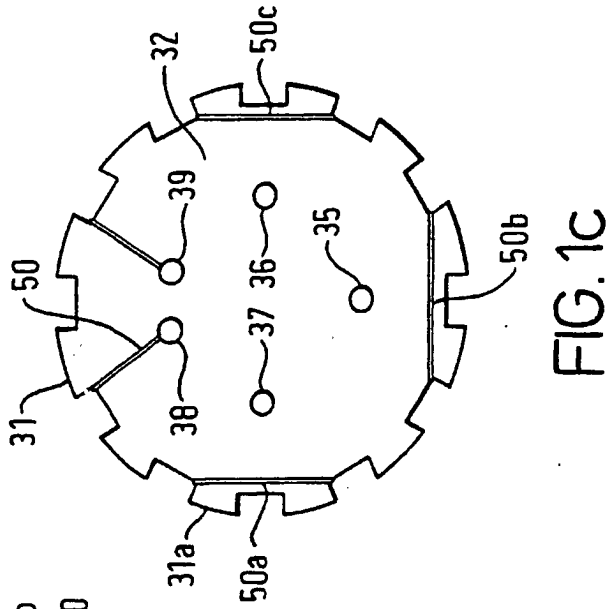


FIG. 1c

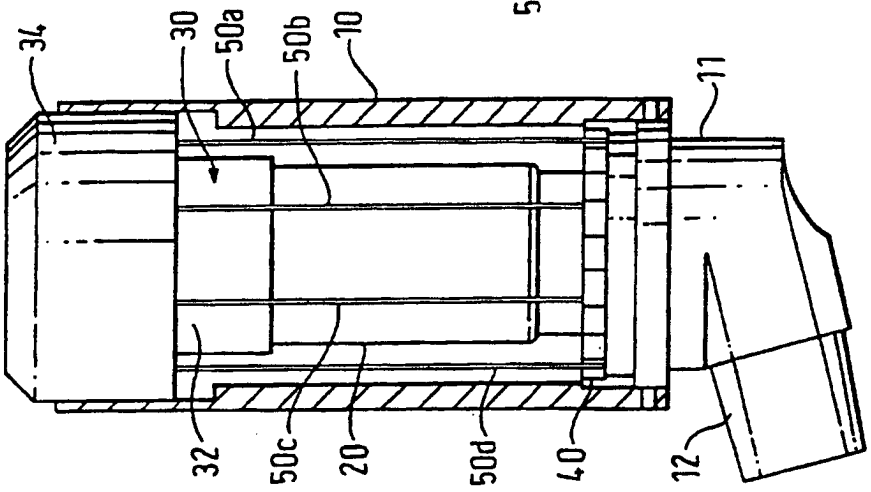


FIG. 1b

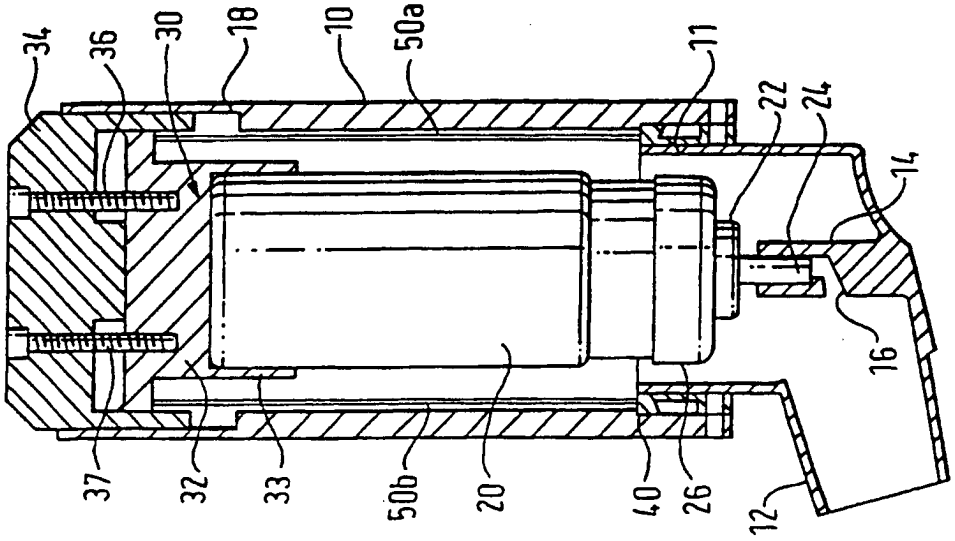


FIG. 1a

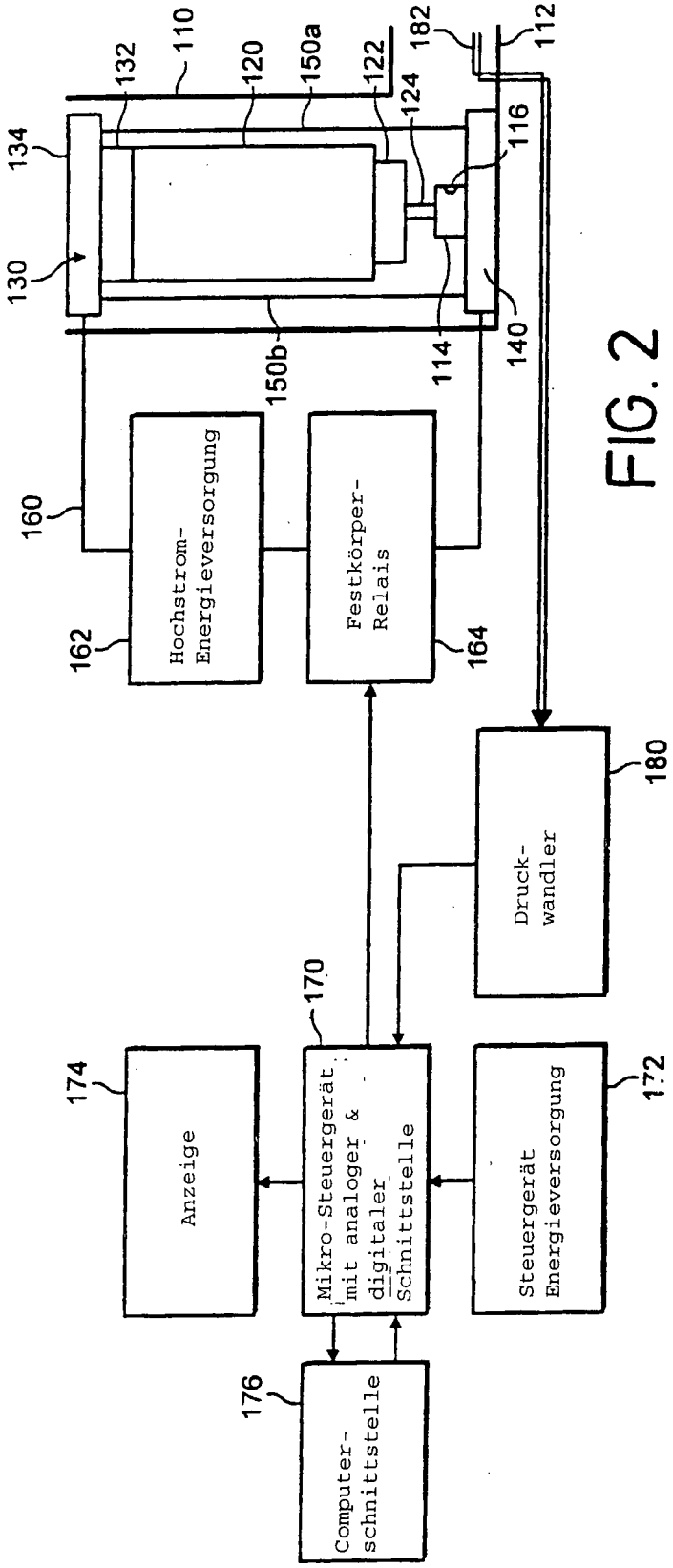

110
132
120
150a
122
182
112
124
116
134
130
140
114
150b
160
Hochstrom-Energieversorgung
Festkörper-Relais
162
164
180
Druck-wandler
170
174
Anzeige
Mikro-Steuergerät mit analoger & digitaler Schnittstelle
Steuergerät Energieversorgung
172
176
Computer-schnittstelle

FIG. 2

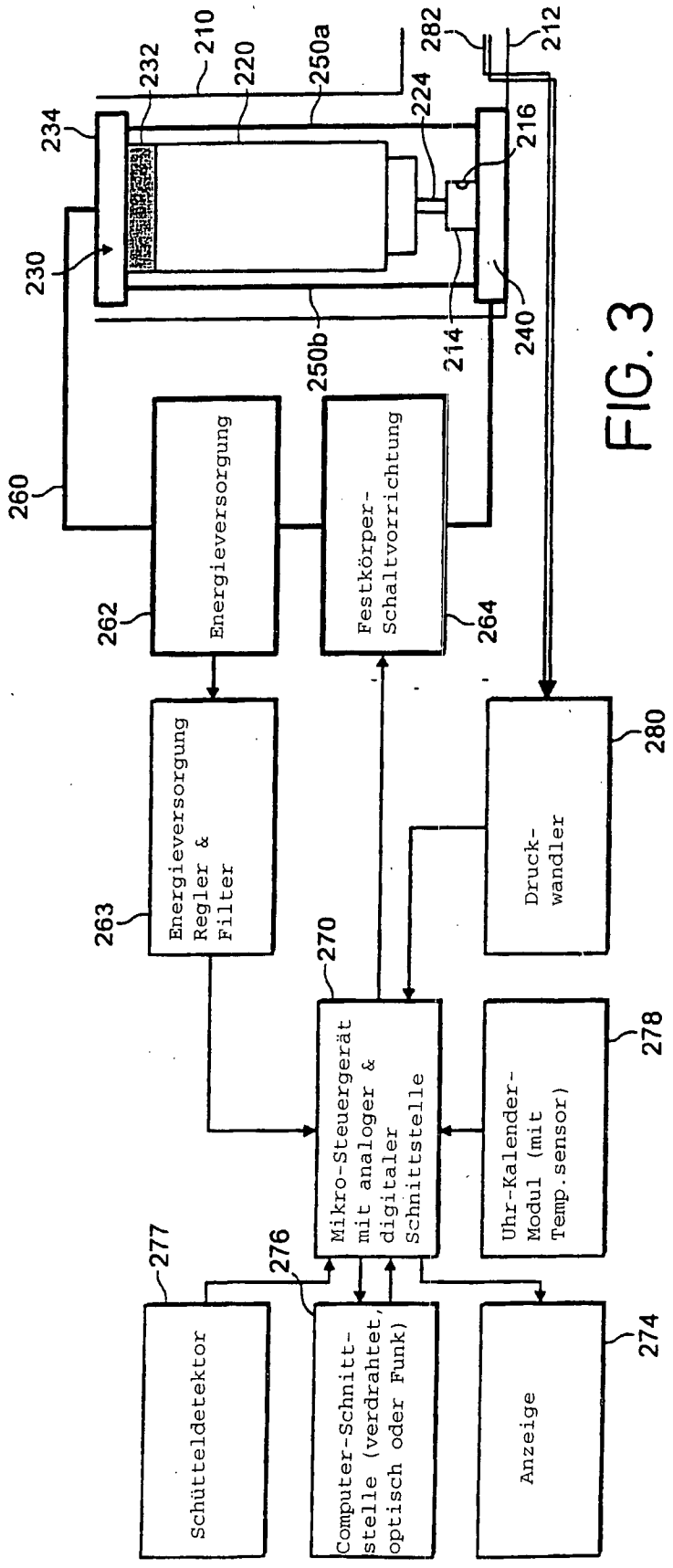

210
232
220
250a
282
212
234
224
216
230
214
240
250b
260
Energieversorgung
Festkörper-Schaltvorrichtung
262
264
Energieversorgung Regler & Filter
263
Druck-wandler
280
270
Mikro-Steuergerät mit analoger & digitaler Schnittstelle
Uhr-Kalender-Modul (mit Temp.sensor)
278
277
276
Schütteldetektor
Computer-Schnitt-stelle (verdrahtet, optisch oder Funk)
Anzeige
274

FIG. 3

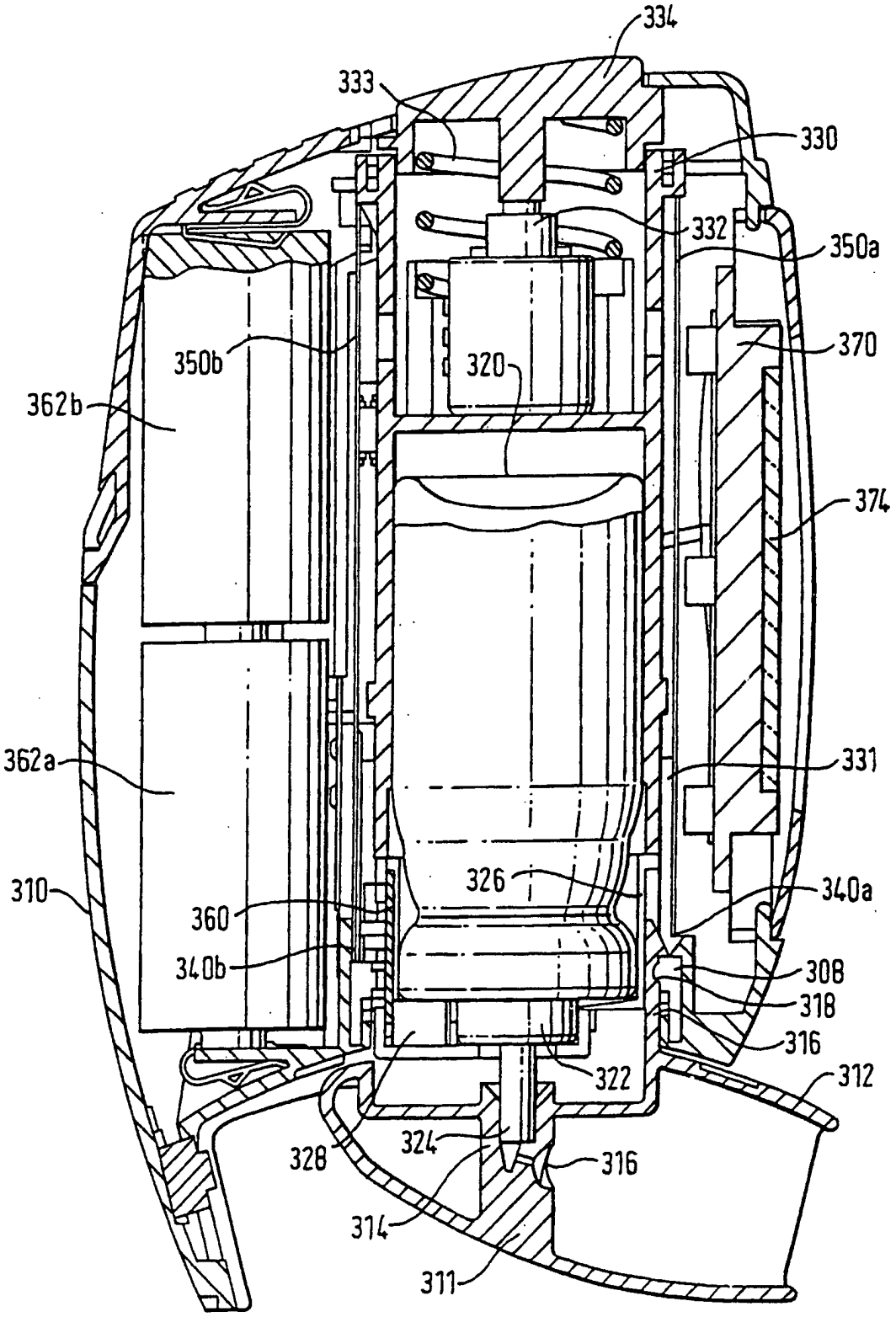

334
333
330
332
350a
370
350b
320
362b
374
362a
331
310
326
340a
360
340b
308
318
316
322
312
328
324
316
314
311

FIG. 4

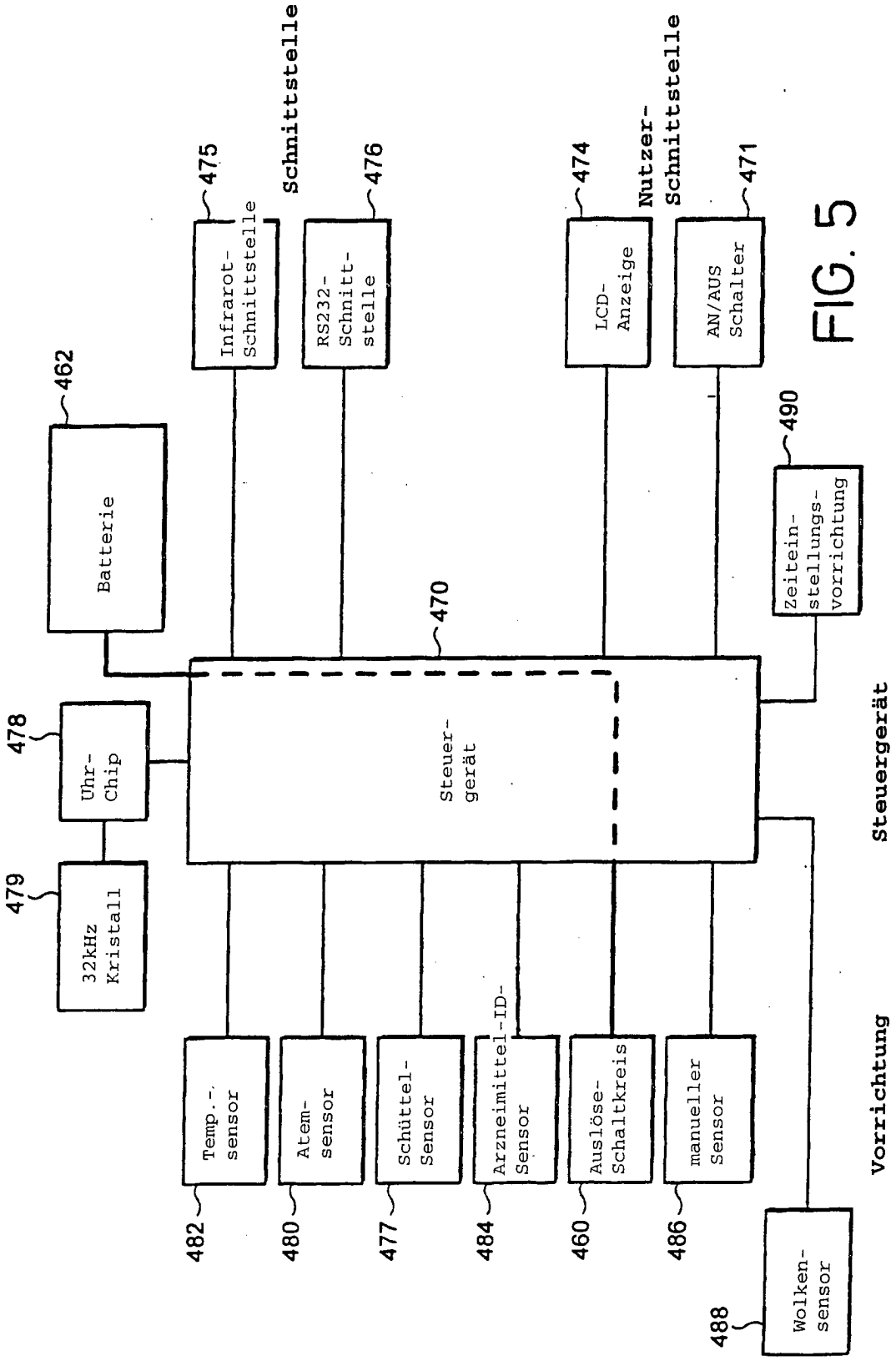

Schnittstelle
Nutzer-Schnittstelle
Steuergerät
Vorrichtung
462
Batterie
475
Infrarot-Schnittstelle
476
RS232-Schnitt-stelle
474
LCD-Anzeige
471
AN/AUS Schalter
490
Zeitein-stellungs-vorrichtung
470
Steuer-gerät
478
Uhr-Chip
479
32kHz Kristall
482
Temp.-sensor
480
Atem-sensor
477
Schüttel-Sensor
484
Arzneimittel-ID-Sensor
460
Auslöse-Schaltkreis
486
manueller Sensor
488
Wolken-sensor

FIG. 5

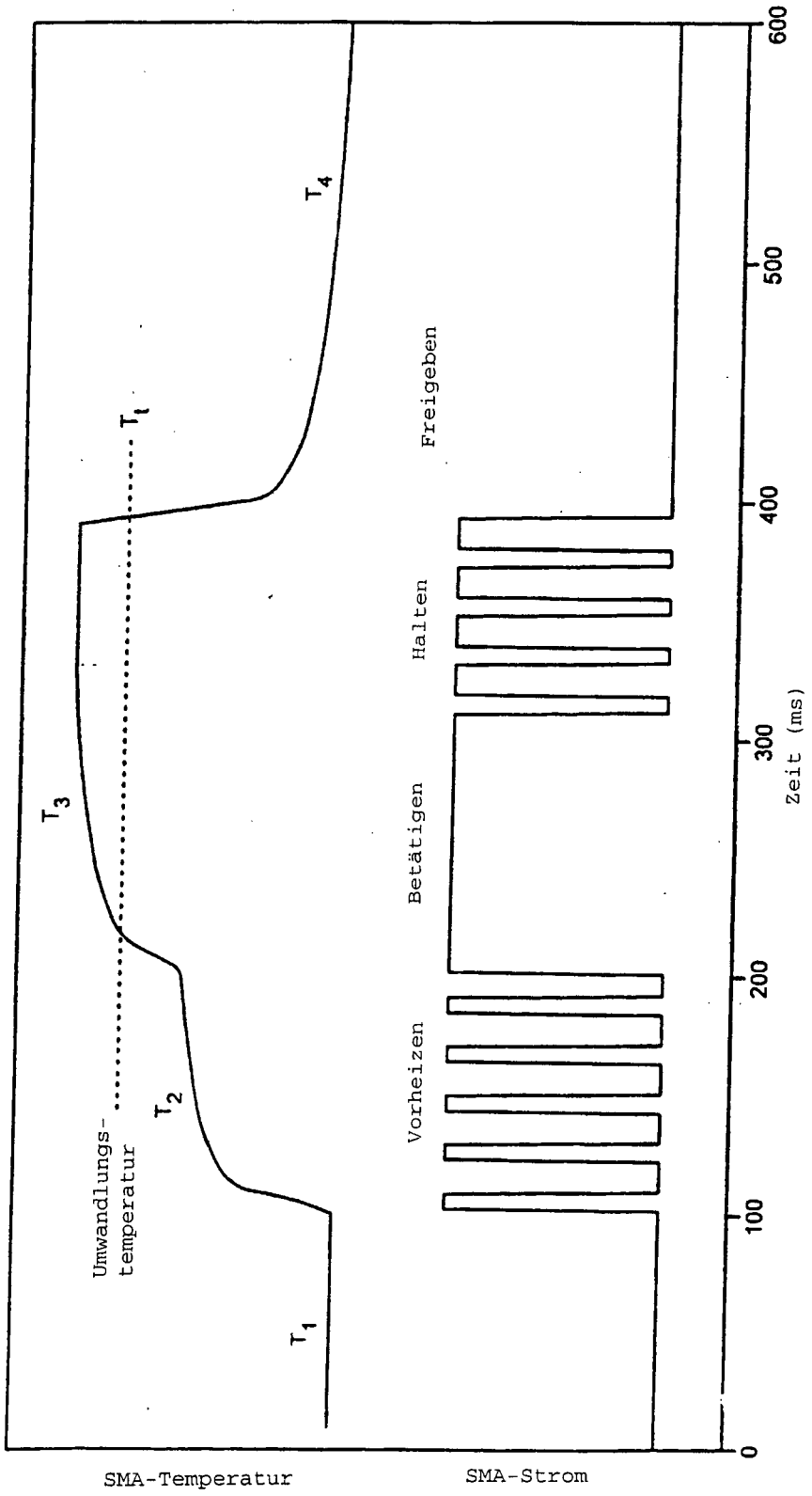

T4
Tt
T3
T2
T1
Umwandlungs-
temperatur
Vorheizen
Betätigen
Halten
Freigeben
0
100
200
300
400
500
600
Zeit (ms)
SMA-Temperatur
SMA-Strom

FIG. 6

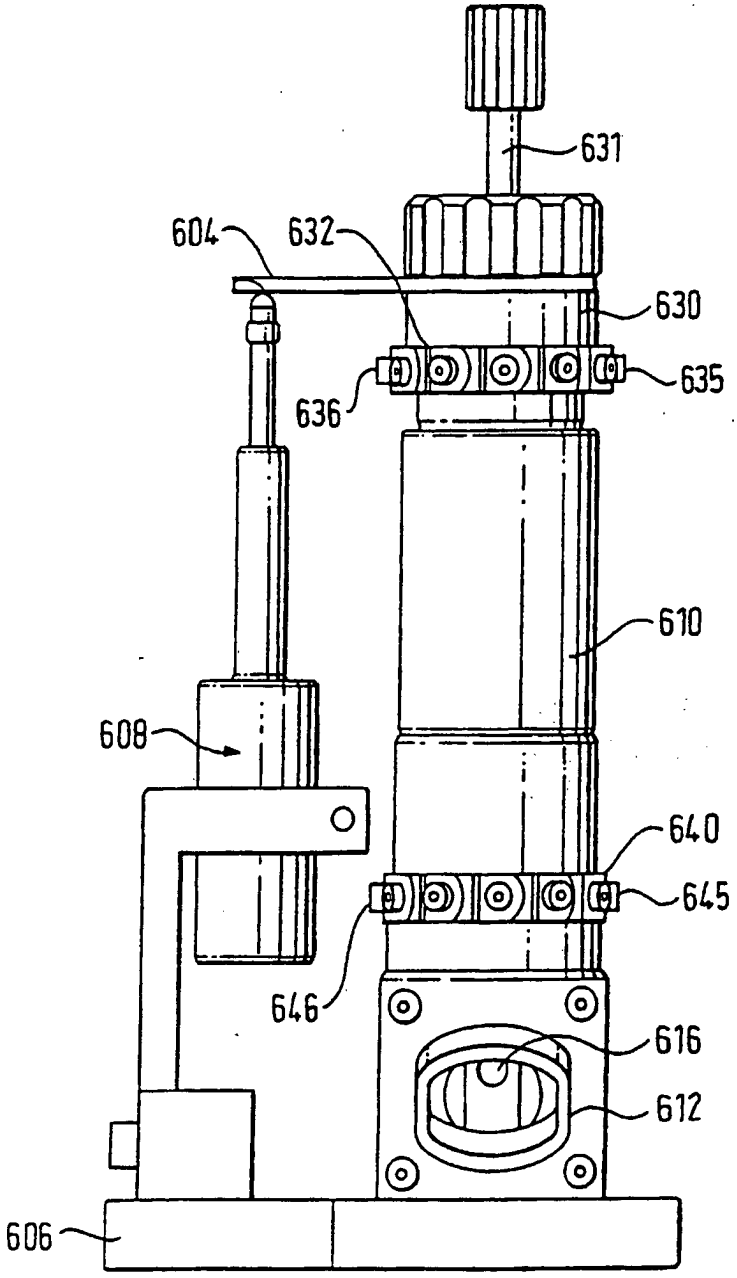


FIG. 7a

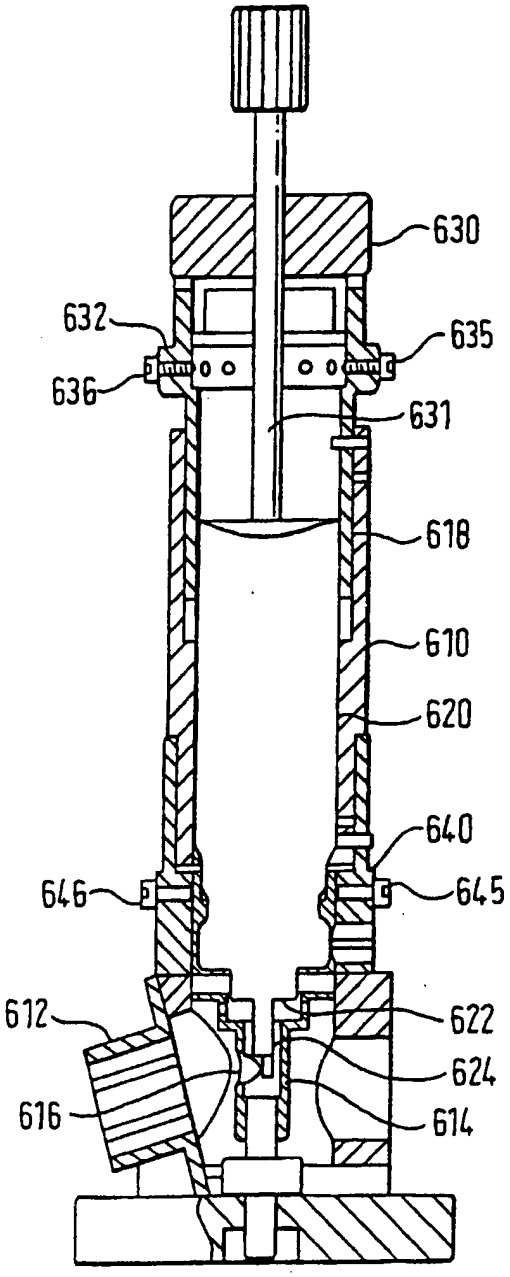


FIG. 7b

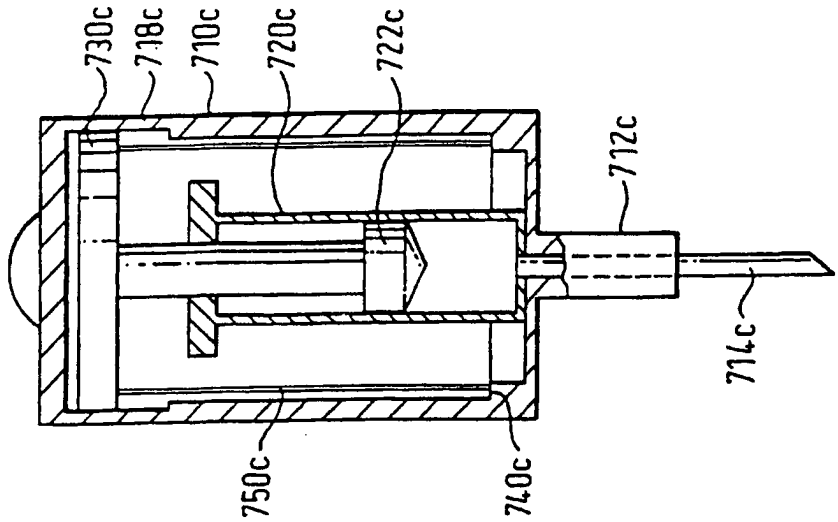


FIG. 8c

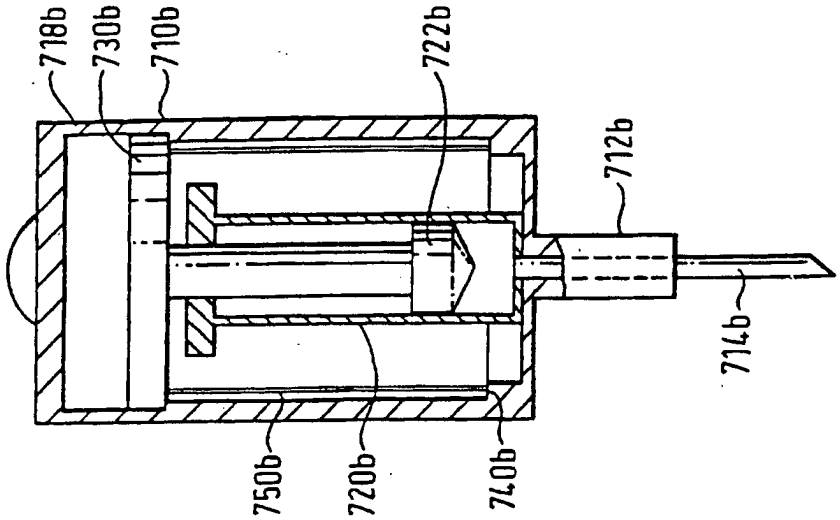


FIG. 8b

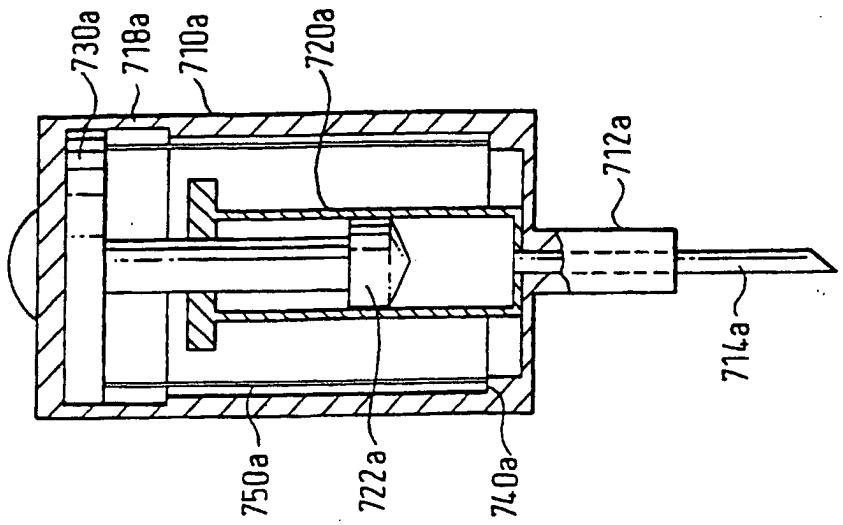


FIG. 8a