



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 22 260 T2 2008.05.29**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 401 373 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61H 31/00 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 22 260.5**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US02/16479**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 746 448.6**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2002/096343**

(86) PCT-Anmeldetag: **24.05.2002**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **05.12.2002**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **31.03.2004**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **05.09.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **29.05.2008**

(30) Unionspriorität:
866377 25.05.2001 US

(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:
Zoll Circulation, Inc., Sunnyvale, Calif., US

(72) Erfinder:
**SHERMAN, Darren R., Sunnyvale, CA 94085, US;
MOLLENAUER, Kenneth H., Saratoga, CA 95070,
US; MINER, Cameron, Saratoga, CA 95070, US**

(74) Vertreter:
Viering, Jentschura & Partner, 81675 München

(54) Bezeichnung: **CPR-UNTERSTÜTZUNGSVORRICHTUNG MIT DRUCKBLASEN-FEEDBACK**

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 eine Vorrichtung gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Eine Vorrichtung der oben genannten Art ist beispielsweise aus WO 00/27336 bekannt.

[0003] Die kardiopulmonale Reanimation (CPR) ist ein gut bekanntes und nützliches Verfahren zur ersten Hilfe. CPR wird zum Reanimieren von Personen verwendet, die nach einem Herzinfarkt, einem Stromschlag, einer Brustverletzung und vielen anderen Ursachen einen Herzstillstand erlitten haben. Während eines Herzstillstandes hört das Herz auf Blut zu pumpen und eine einen Herzstillstand erleidende Person wird aus dem Fehlen von Blutzufuhr zum Gehirn bald einen Gehirnschaden erleiden. Daher erfordert die CPR eine sich wiederholende Brustkompression zum Zusammendrücken des Herzens und der Brusthöhle, so dass Blut durch den Körper hindurchgepumpt wird. Sehr oft atmet der Patient nicht und es wird eine künstliche Mund-zu-Mund-Beatmung oder ein Handbeatmungsbeutel verwendet zum Zuführen von Luft zu den Lungen, während die Brustkompression Blut durch den Körper hindurch pumpt.

[0004] Es wurde weithin festgestellt, dass CPR und eine Brustkompression Herzstillstand-Patienten retten können, insbesondere wenn sie sofort nach einem Herzstillstand angewendet werden. Eine Brustkompression erfordert, dass die die Brustkompression bereitstellende Person wiederholt das Brustbein des Patienten mit 80 bis 100 Kompressionen pro Minute niederdrückt. Die CPR und eine Kompression an der geschlossenen Brust können überall verwendet werden, wo auch immer der Herzstillstand-Patient betroffen ist. Im Außenbereich, entfernt vom Krankenhaus, kann dies durch ungeschulte Zuschauer oder hoch qualifizierte Rettungsassistenten und Ambulanzpersonal erzielt werden.

[0005] US-A-6 142 962 offenbart eine Brustkompressionsvorrichtung mit einem Gurt, welcher so angepasst ist, dass er sich zumindest teilweise um die Brust eines Menschen herum erstreckt, einem Rotationselement, das mit dem Gurt wirkverbunden ist zum Zusammenziehen des Gurtes um die Brust herum, und mit einem elektronischen Motor zum Drehen des Rotationselementes. Die Vorrichtung weist ferner eine Steuervorrichtung und einen Drehmomentsensor auf, wobei die Steuervorrichtung in der Lage ist, die Kupplung auszukuppeln, wenn das durch den Drehmomentsensor erfasste Drehmoment einen vorgegebenen Grenzwert erreicht.

[0006] Wenn ein Erste-Hilfe-Erbringer die Brustkompression effektiv durchführt, beträgt der Blutfluss

im Körper üblicherweise etwa 25 bis 30% des normalen Blutflusses. Dies ist genug Blutfluss zum Verhindern eines Gehirnschadens. Jedoch ist es, wenn eine Brustkompression für lange Zeiträume erforderlich ist, schwierig, wenn nicht unmöglich, eine adäquate Kompression des Herzens und des Brustkorbes aufrecht zu erhalten. Sogar erfahrene Rettungsassistenten können eine adäquate Brustkompression nicht für mehr als ein paar Minuten aufrecht erhalten. Hightower, et al., Qualitätsabfall von Brustkompressionen über die Zeit, 26 Ann. Emerg. Med. 300 (September 1995). Daher sind lange Zeiträume einer CPR, wenn erforderlich, nicht oft erfolgreich beim Aufrechterhalten oder Wiederbeleben des Patienten. Gleichzeitig scheint es, dass, wenn eine Brustkompression adäquat aufrechterhalten werden könnte, Herzstillstand-Opfer für längere Zeiträume aufrechterhalten werden könnten. Gelegentliche Berichte über verlängerte CPR-Bemühungen (45 bis 90 Minuten) wurden gemeldet, wobei die Geschädigten letztendlich durch eine koronare Bypassoperation gerettet wurden. Siehe Tovar, et al., Erfolgreiche Herzmuskel-Revaskularisation und Neurologische Wiederherstellung, 22 Texas Heart J. 271 (1995).

[0007] Bei Bemühungen zum Bereitstellen eines besseren Blutflusses und zum Erhöhen der Effektivität der Reanimationsbemühungen von Zuschauern wurden Modifikationen der Basis-CPR-Prozedur vorgeschlagen und verwendet. Von primärem Interesse in Bezug auf die Vorrichtungen und die Verfahren, die im Folgenden dargelegt sind, sind die unterschiedlichen, mechanischen Vorrichtungen, die zur Verwendung bei der operativen Haupttätigkeit der CPR vorgeschlagen wurden, nämlich der wiederholten Kompression der Brusthöhle.

[0008] Die in Barkolow gezeigte Vorrichtung, Kardiopulmonal-Reanimator-Massagekissen, US-Patent 4,570,615 (18. Februar 1986), die kommerziell verfügbare Thumper-Vorrichtung und andere solche Vorrichtungen stellen eine kontinuierliche, automatische Kompression an der geschlossenen Brust bereit. Barkolow und andere stellen einen Kolben bereit, welcher über der Brusthöhle platziert wird und von einer Anordnung von Trägern abgestützt wird. Der Kolben wird über dem Brustbein eines Patienten angeordnet und so konfiguriert, dass er unter pneumatischem Antrieb wiederholt an der Brust nach unten drückt. Der Patient muss zuerst in der Vorrichtung installiert werden, und die Höhe und die Hublänge des Kolbens müssen vor der Verwendung für den Patienten angepasst werden, was zu einer Verzögerung in der Brustkompression führt. Andere, analoge Vorrichtungen ermöglichen eine handbetriebene Kolbenwirkung an dem Brustbein. Everette, Extern-Herzkompressions-Vorrichtung, US-Patent 5,257,619 (2. November 1993) stellt beispielsweise ein einfaches Brustkissen bereit, das an einem über einen Patienten gehaltenen Schwenkarm montiert ist und das

durch Niederdrücken an dem Schwenkarm zum Komprimieren der Brust verwendet werden kann. Diese Vorrichtungen sind klinisch nicht erfolgreicher als eine manuelle Brustkompression. Siehe Taylor, et al., Externe Herzkompression, Willkürlicher Vergleich Mechanischer und Manueller Techniken, 240 JAMA 644 (August 1978).

[0009] Andere Vorrichtungen zur mechanischen Kompression der Brust stellen einen Kompressionskolben bereit, welcher mittels Westen oder Riemen um die Brust herum über dem Brustbein in Position gesichert ist. Woudenberg, Kardiopulmonaler Reanimator, US-Patent 4,664,098 (12. Mai 1987), zeigt solch eine Vorrichtung, welche mit einem Luftzylinder betrieben wird. Waide, et al., Extern-Herzmassage-Vorrichtung, US-Patent 5,399,148 (21. März 1995), zeigt eine andere solche Vorrichtung, welche manuell betrieben wird. Bei einer anderen Variation solcher Vorrichtungen ist eine Weste oder ein Gurt, der zum Platzieren um die Brust eingerichtet ist, mit Pneumatik-Blasen versehen, welche befüllt werden zum Ausüben von Kompressionskräften an der Brust. Scarberry, Einrichtung zum Aufbringen von Druck auf einen Menschlichen Körper, US-Patent 5,222,478 (29. Juni 1993), und Halperin, Kardiopulmonale Reanimation und Zirkulationsunterstützungssystem, US-Patent 4,928,674 (29. Mai 1990), zeigen Beispiele für solche Vorrichtungen. Lach, et al., Reanimations-Verfahren und -Einrichtung, US-Patent 4,770,164 (13. September 1988) schlug eine Kompression der Brust mit einem breiten Band und Böcken an beiden Seiten des Rückens vor, was eine beiderseitige Klammerungswirkung an der Brust beaufschlagt zum Komprimieren der Brust.

[0010] Mehrere Betriebsparameter müssen bei einer erfolgreichen Reanimationsvorrichtung eingehalten werden. Eine Brustkompression muss in kräftiger Weise erzielt werden, wenn sie effektiv sein soll, da sehr wenig der Arbeit, die bei einer Brustkompression ausgeübt wird, tatsächlich das Herz und die großen Arterien des Thorax komprimiert und das meiste der Arbeit in ein Deformieren der Brust und des Brustkorbes geht. Die zum Bereitstellen einer effektiven Brustkompression benötigte Kraft schafft jedoch die Gefahr für andere Verletzungen. Es ist wohl bekannt, dass ein Platzieren der Hände über dem Brustbein erforderlich ist, um ein Durchstechen des Herzens während der CPR zu vermeiden. Siehe Jones und Fletter, Komplikationen Nach Kardiopulmonaler Reanimation, 12 Am. J. Emerg. Med. 687 (November 1994), was angibt, dass Risswunden am Herzen und den Koronararterien, ein Aortenaneurysma und ein Aortenriss, gebrochene Rippen, eine Lungenhernie, Magen- und Leber-Rissverletzungen durch CPR verursacht wurden. Daher ist die eine Brustkompression begleitende Verletzungsgefahr hoch und kann deutlich die Überlebenschancen des Patienten gegenüber einer Reanimationstechnik verringern, die diese

Verletzungen vermeiden könnte. Ferner wird für sehr große oder fettleibige Herzstillstand-Patienten eine Brustkompression völlig ineffektiv sein, da die Brust nicht genügend komprimiert werden kann, um einen Blutfluss zu bewirken. Außerdem ist eine Brustkompression mittels pneumatischer Vorrichtungen infolge des Fehlens einer Vorkehrung zum Schützen der Brüste gegen eine Verletzung und zum Beaufschlagen von Kompressionskraft zum Deformieren der Brusthöhle anstatt der Brüste in ihrer Anwendung für Frauen behindert.

[0011] Der Beginn einer CPR vor Ankunft der Ersthelfer ist entscheidend für eine erfolgreiche Lebenserhaltung. Ferner ist die Unterstützung mit einer mechanischen Brustkompressionsvorrichtung während der Stufen der einfachen lebensrettenden Sofortmaßnahmen und der erweiterten lebensrettenden Sofortmaßnahmen erforderlich, um die Effektivität der CPR aufrechtzuerhalten.

Übersicht

[0012] Es ist ein Ziel der Erfindung, eine Vorrichtung zum Komprimieren der Brust eines Patienten bereitzustellen, mittels welcher erhöhte Effizienz in Bezug auf eine Korrelation zwischen der Kompression der Brust und der Kompression des Herzens sowie der Brustaorta erzielt werden kann.

[0013] Zu diesem Zweck stellt die Erfindung eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 bereit. Weiterbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen beschrieben.

[0014] Die im Folgenden beschriebenen Vorrichtungen ermöglichen eine umfängliche Brustkompression unter Verwendung einer Vorrichtung, welche kompakt, tragbar oder transportabel, eigen gespeist mit einer kleinen Stromquelle sowie von Zuschauern mit wenig oder keinem Training einfach zu verwenden ist. Ferner können auch zusätzliche Funktionen in der Vorrichtung vorgesehen sein, um einen Vorteil aus der Stromquelle und der Strukturstützplatte zu ziehen, die für eine kommerzielle Ausführungsform der Vorrichtung vorgesehen sind.

[0015] Die Vorrichtung weist einen breiten Gurt auf, welcher um die Brust gewickelt wird und welcher an der Vorderseite des Herzstillstand-Patienten zugeschnallt werden kann. Der Gurt wird in sich wiederholender Weise um die Brust herum festgezogen, so dass die für eine CPR notwendige Brustkompression bewirkt wird.

Kurzbeschreibung der Figuren

[0016] Die Ausführungsformen der [Fig. 1](#), [Fig. 2](#) und [Fig. 43](#) bis [Fig. 45](#) bilden keinen Teil der Erfindung.

- [0017] [Fig. 1](#) ist ein Überblick über die Reanimationsvorrichtung und zeigt die innere und die äußere Weste teilweise offen.
- [0018] [Fig. 2](#) ist einen Überblick über die Reanimationsvorrichtung in der Zugeschnallt-Konfiguration.
- [0019] [Fig. 3](#) ist eine Detailansicht des Gurtschlosses, das zum schließen der Vorrichtung um einen Geschädigten herum verwendet wird.
- [0020] [Fig. 4](#) zeigt die Rollenordnung, die zum Betreiben des Kompressionsgurtes verwendet wird.
- [0021] [Fig. 5](#) zeigt eine alternative Ausführungsform der Rollenordnung, die zum Betreiben des Kompressionsgurtes verwendet wird.
- [0022] [Fig. 6](#) ist eine Ansicht der korrekt an einem Geschädigten positionierten Reanimationsvorrichtung.
- [0023] [Fig. 7](#) zeigt die Reanimationsvorrichtung, die mit einer Anzahl von zusätzlichen Vorrichtungen zur Verwendung während einer Reanimation ausgerüstet ist.
- [0024] [Fig. 8](#) zeigt eine Detailansicht des CPR-Moduls von [Fig. 7](#).
- [0025] [Fig. 9](#) zeigt eine Detailansicht des Defibrillationsmoduls von [Fig. 7](#).
- [0026] [Fig. 10](#) zeigt eine Detailansicht des Luftwegmanagement-Moduls von [Fig. 7](#).
- [0027] [Fig. 11](#) zeigt eine Detailansicht des Steuer-und-Kommunikations-Moduls von [Fig. 7](#).
- [0028] [Fig. 12](#) zeigt ein Blockdiagramm des Kommunikationssystems.
- [0029] [Fig. 13](#) ist ein Blockdiagramm des Motorsteuersystems.
- [0030] [Fig. 14](#) ist ein Überblick über die Reanimationsvorrichtung.
- [0031] [Fig. 15](#) erläutert die Installation der Gurtcartidge.
- [0032] [Fig. 25](#) erläutert die Konfiguration des Motors und der Kupplung in dem Motorkasten.
- [0033] [Fig. 26](#) erläutert die Konfiguration des Motors und der Kupplung in dem Motorkasten.
- [0034] [Fig. 27](#) zeigt ein Schild, welches zwischen dem Motorkasten und dem Patienten angeordnet ist.
- [0035] [Fig. 28](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung bei einer Basisausführungsform.
- [0036] [Fig. 28a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die von dem gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 28](#) betriebenen System ausgebildet werden.
- [0037] [Fig. 29](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung bei einer Basisausführungsform.
- [0038] [Fig. 29a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die von dem gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 29](#) betriebenen System ausgebildet werden.
- [0039] [Fig. 30](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Zusammen-druck-und-Haltebetrieb des Kompressionsgurtes.
- [0040] [Fig. 30a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 30](#) betriebene System ausgebildet werden.
- [0041] [Fig. 31](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Zusammen-druck-und-Haltebetrieb des Kompressionsgurtes.
- [0042] [Fig. 31a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 31](#) betriebene System ausgebildet werden.
- [0043] [Fig. 32](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Zusammen-druck-und-Haltebetrieb des Kompressionsgurtes.
- [0044] [Fig. 32a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 32](#) betriebene System ausgebildet werden.
- [0045] [Fig. 33](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Zusammen-druck-und-Haltebetrieb des Kompressionsgurtes.
- [0046] [Fig. 33a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 33](#) betriebene System ausgebildet werden.
- [0047] [Fig. 34](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Zusammen-druck-und-Haltebetrieb des Kompressionsgurtes.
- [0048] [Fig. 34a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdi-

agramm von [Fig. 34](#) betriebene System ausgebildet werden.

[0049] [Fig. 35](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Zusammen-druck-und-Haltebetrieb des Kompressionsgurtes.

[0050] [Fig. 35a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 35](#) betriebene System ausgebildet werden.

[0051] [Fig. 36](#) ist eine Tabelle für die Zeitsteuerung des Motors und der Kupplung für einen Betrieb des Kompressionsgurtes gemäß einer Ausführungsform, bei welcher die System-Zeitsteuerung zu jedem Zeitpunkt, zu dem ein oberer Grenzwert erreicht wird, zurückgesetzt wird.

[0052] [Fig. 36a](#) ist ein Diagramm für die Druckänderungen, die durch das gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 36](#) betriebene System ausgebildet werden.

[0053] [Fig. 37](#) erläutert eine Ausführungsform der Brustkompressionsvorrichtung mit einer Brustbein-Blase.

[0054] [Fig. 41](#) erläutert einen Mechanismus zum Verbinden des Brustkompressionsgurtes mit der Antriebsrolle.

[0055] [Fig. 42](#) erläutert eine Ausführungsform der Brustkompressionsvorrichtung mit einer Wirbelsäulen-Stützplatte.

[0056] [Fig. 43](#) ist ein Querschnitt der Brustkompressionsvorrichtung mit einer Brustbein-Blase.

[0057] [Fig. 44](#) ist ein Querschnitt der eine Brustbein-Blase aufweisenden Brustkompressionsvorrichtung, die während einer Kompression gezeigt ist.

[0058] [Fig. 45](#) ist ein Querschnitt der keine Brustbein-Blase aufweisenden Brustkompressionsvorrichtung, die während einer Kompression gezeigt ist, und erläutert einen Rundungseffekt, der bei einigen Patienten auftreten kann.

[0059] [Fig. 46](#) ist ein Querschnitt der Brustkompressionsvorrichtung, wobei die Führungsspindeln mit seitlichem Abstand voneinander angeordnet sind, um das Kraftprofil des Kompressionsgurtes zu verändern.

[0060] [Fig. 47](#) ist eine Ansicht des Motorkastens mit einem Nicht-Zurück-Reversier-Antriebsmechanismus.

[0061] [Fig. 48](#) ist eine Tabelle für den einen

Nicht-Zurück-Reversier-Antriebsmechanismus aufweisenden Motorkasten.

[0062] [Fig. 49](#) erläutert das Verhältnis zwischen der Veränderung im Thoraxvolumen gegenüber der Veränderung im Thoraxdruck.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0063] [Fig. 1](#) zeigt eine vereinfachte Version der Reanimationsvorrichtung 1. Der zum Komprimieren der Brust verwendete Mechanismus weist eine Kompressionseinheit 2, welche einen Brustkompressionsgurt 3 mit Gurtschlössern 4L und 4R aufweist, einen Reibbelag 5, eine Stützplatte 6 und eine motorgetriebene Rollenanordnung 7 aufweist. Die Stützplatte 6 ist unter einem Herzstillstand-Geschädigten angeordnet, und der Kompressionsgurt 3 und der Reibbelag 5 sind um die Brust des Geschädigten herumgelegt. Der Brustkompressionsgurt, der eine linke Seite 3L und eine rechte Seite 3R aufweist, ist durch miteinander Verriegeln der Gurtschlösser 4L und 4R über der Brust des Geschädigten zusammengeschnallt. Bei dieser Konfiguration wird der Reibbelag 5 zwischen dem Brustkompressionsgurt 3 und dem Geschädigten sowie jeglicher von dem Geschädigten getragenen Kleidung sitzen. Der Kompressionsgurt kann aus jedem stabilen Material hergestellt sein, und Segeltuch hat sich als zur Verwendung geeignet erwiesen. Der Kompressionsgurt kann auch als eine Weste, ein Korsett, ein Gürtel, ein Riemen oder ein Band bezeichnet werden. Der Reibbelag kann aus Teflon®, Tyvek® oder irgendeinem anderen Geringreibungsmaterial hergestellt sein (mit geringer Reibung meinen wir ein Material, das ein Gleiten des Kompressionsgurtes mit geringerer Reibung ermöglichen wird, als zwischen dem Gurt und der Geschädigtenkleidung oder der bloßen Haut zu erwarten ist). Der Reibbelag kann aus jedem geeigneten Belagmaterial hergestellt sein, da sein Zweck darin besteht, den Geschädigten gegen durch den Kompressionsgurt verursachte Reibverletzung zu schützen, und er kann ferner dazu dienen, Reibungskräfte zu beschränken, die den Betrieb des Kompressionsgurtes behindern. Der Reibbelag kann in Form eines Gurtes, einer Weste, eines Korsetts, eines Gürtels, eines Riemens oder eines Bandes vorgesehen sein und kann die Brust teilweise oder vollständig umschließen.

[0064] Die Vorderseite des Kompressionsgurtes 3, einschließlich der Gurtschlösser 4L und 4R, sind so eingerichtet, dass sie einen breiten Druckpunkt über dem Brustbein des Geschädigten bereitstellen. Dies ist in [Fig. 2](#) dargestellt. Große Öffnungen 8 können vorgesehen sein zum Aufnehmen weiblicher Brüste und korpulenter Männerbrüste. Die Unterseiten der Gurtschlösser 4L und 4R sind glatt und breit, so dass Druckkräfte gleichmäßig über einen weiten Bereich der Brust, der zu dem Brustbein korrespondiert, verteilt werden. Der Punkt, an dem das Gurtschloss an

dem Brustkompressionsgurt angebracht ist, kann von der Vorderseite der Brust zu der Rückseite der Kompressionseinheit hin beträchtlich variieren, und die Öffnungen **8** können in den Gurtschlössern vorgesehen sein, anstatt in dem Gurt selbst. [Fig. 3](#) zeigt ein Detail der Gurtschlösser **4**, die zum Befestigen des Kompressionsgurtes um die Brust des Geschädigten herum verwendet werden. Das Gurtschloss kann von jeder Art sein und weist bevorzugt einen Verriegelungs-Erfassungsschalter **9** auf, der über eine Leitung **10** mit dem Motorsteuersystem wirkverbunden ist (siehe [Fig. 13](#)), um anzuzeigen, dass die Vorrichtung um die Geschädigtenbrust herum zusammengeschnallt wurde und bereit ist zum Initiieren von Kompressionszyklen. Die in [Fig. 3](#) gezeigten Gurtschlösser sind D-Ring-förmige Gurtschlösser, die große Öffnungen **8** aufweisen und die an dem Kompressionsgurt **3** angebracht sind. Andere Verschlüsse und Verschlussmittel können verwendet sein.

[0065] Der Brustkompressionsgurt **3** wird durch die Wirkung von einer oder mehreren Zusammenziehrollen, welche die Rollenordnung **7** bilden, die in der Stützplatte **6** angeordnet ist, wiederholt um die Brust eines Geschädigten herum zusammengezogen. Die Rollenordnung, die in [Fig. 4](#) dargestellt ist, weist wenigstens eine Rolle oder Spule auf, die mit dem Kompressionsgurt **3** an der Rückseite des Gurtes, bevorzugt in der Nähe der Mitte oder der Sagittallinie **11** (siehe [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#)) des Kompressionsgurtes verbunden ist (obwohl sie an der Vorderseite oder an der Seite des Kompressionsgurtes angeordnet sein kann). [Fig. 4](#) zeigt eine Ansicht der Rollenordnung **7** und ihre Befestigung an dem Kompressionsgurt **3**. Eine Rollenordnung weist eine einzige Antriebsrolle **12** auf, die über eine Antriebswelle **15** mit dem Motor **14** wirkverbunden ist. Der Kompressionsgurt ist auf jede geeignete Weise an der Antriebsrolle befestigt. In diesem Fall ist in der Antriebsrolle **12** ein Längsschlitz **16** vorgesehen. Der Schlitz erstreckt sich radial oder sehnenhaft durch die Antriebsrolle hindurch und erstreckt sich axial um eine zu der Breite des Kompressionsgurtes korrespondierende Länge, wobei die Enden **17** der Antriebsrolle zum Verbinden mit der Antriebswelle **15** und einem Lagerzapfen **18** vollwandig belassen sind. Der Gurt ist durch den Schlitz hindurch geschoben, so dass eine sichere Verbindung zwischen dem Gurt und der Antriebsrolle hergestellt ist. Wenn auf diese Weise gesichert, wird die Rotation der Antriebsrolle **12** die rechte Seite **3R** des Kompressionsgurtes und die linke Seite **3L** des Kompressionsgurtes aufnehmen und diese auf die Rolle aufwickeln, wodurch der Kompressionsgurt um die Brust des die Vorrichtung tragenden Geschädigten herum zusammengezogen wird. Spindeln oder Ausrichtwalzen **19** ermöglichen eine Ausrichtung und ein durch den Betrieb der Antriebswelle hervorgerufenes Fördern des Gurtes auf der Walze bei geringer Reibung.

[0066] Man kann sich viele alternative Ausführungsformen für den Walzenmechanismus vorstellen, und eine solche Alternative ist in [Fig. 5](#) dargestellt. Rollen **12L** und **12R** sind parallel ausgerichtet und durch ein Übertragungszahnrad **20** und ein Planetenzahnrad **21** miteinander verbunden sowie über Achsen **18L** und **18R** gelagert. Die Antriebswelle **15** ist an der Rolle **12R** (oder der Rolle **12L**) angebracht und mit dem Motor **14** wirkverbunden. Der Motor dreht die Welle **15** und die Rolle **12R** in Richtung entgegen dem Uhrzeigersinn, so dass die rechte Seite **3R** des Kompressionsgurtes nach links gezogen wird und auf die Rolle gewickelt wird. Das Übertragungszahnrad **20** wirkt auf das Planetenzahnrad **21**, so dass eine Drehung in Richtung des Uhrzeigersinns für die Rolle **12L** bewirkt wird, welche ihrerseits die linke Seite **3L** des Kompressionsgurtes zieht und auf die Rolle **12L** wickelt.

[0067] Somit kann man sich viele Ausführungsformen von Mechanismen, welche ein wiederholtes zyklisches Zusammenziehen der Kompressionsweste um die Brust des Geschädigten herum bewirken können, vorstellen. Der Kompressionsgurt dient zum radialen Komprimieren der Brust durch das Zusammenwirken des Gurtes, der Platte und des Gurtschlusses und zum Verteilen der Kompressionskraft um die Brust herum.

[0068] Der Motor wird eingeschaltet zum Drehen der Rollen und zum Bewirken, dass sich der Kompressionsgurt um die Brust eines Geschädigten herum zusammenzieht. Ein Motor, wie beispielsweise ein batteriebetriebener Handbohrmaschinenmotor, stellt eine adäquate Brustkompression für die Zwecke von CPR bereit. Um ein sich wiederholendes Zusammenziehen des Kompressionsgurtes **3** zu bewirken, muss der Motor **14** über eine Kupplung **22** oder einen anderen solchen Mechanismus verbunden sein. Der Motor **14** kann mit der Antriebswelle **15** über einen Drehmoment-Rutschkupplungsmechanismus verbunden sein, welcher die Antriebswelle einkuppelt, bis ein hohes Drehmoment erreicht ist (welches einen großen Widerstand gegen weiteres Zusammenziehen anzeigt und somit anzeigt, dass die Brust des Geschädigten komprimiert wurde), und welcher automatisch bei solch einem hohen Drehmoment ausrückt und nur dann wieder einkuppelt, nachdem sich der Gurt in Reaktion auf die normale elastische Expansion der Brust des Geschädigten aufgeweitet hat. Auf diese Weise wird ohne die Notwendigkeit für ein wiederholtes Einschalten und Ausschalten des Motors eine sich wiederholende Kompression erreicht, wodurch die Länge der Betriebszeit für jede gegebene Batteriestromversorgung ausgedehnt wird. Alternativ kann der Motor wiederholt eingeschaltet und ausgeschaltet werden, wobei die Rollen während Zeiträumen, in denen der Gurt energielos gemacht ist, frei drehen, und wobei der Kupplungsmechanismus **22** ähnlich den Kupplungsmechanis-

men sein wird, die an elektrischen Bohrmaschinen verwendet sind (welche während des Betriebs der Bohrmaschine einkuppeln, jedoch frei drehen, wenn die Bohrmaschine ausgeschaltet ist). Während es die natürliche elastische Expansion der Brust unnötig machen sollte, den Gurt in Richtung zu einem Locker-Zustand hin anzutreiben, kann ein aktives Lockern erreicht werden durch Umkehren des Motors oder Umkehren der Wirkung des Motors durch eine geeignete Kupplung oder einen geeigneten Getriebe-mechanismus. Eine Zeitsteuerung der Kompressionen wird durch ein Computermodul oder ein einfaches Relais (Relais vom Scheibenwischertyp) reguliert und wird bevorzugt dem Standard der Richtlinien für die erweiterten lebensrettenden Sofortmaßnahmen oder der Richtlinien für eine kardiopulmonale Reanimation oder irgendeinem anderen medizinisch akzeptablen Reanimationsregime genügen. Derzeitige Richtlinien, die von der Amerikanischen Herzgesellschaft hervorgebracht wurden, erfordern 60 bis 100 Brustkompressionen pro Minute.

[0069] Der Motor ist bevorzugt batteriebetrieben, wobei Vorkehrungen zum Aufnehmen von Strom aus jeder verfügbaren Stromquelle getroffen sind. Batterien **23** können in der Stützplatte **6** aufbewahrt werden. Drei-Volt-Batterien geeigneter Größe, die bereits zur Verwendung mit zahlreichen Elektrowerkzeugen verfügbar sind, stellen etwa fünf Minuten von Kompression pro Batterie bereit, wohingegen Zwölf-Volt-Batterien (1700mA-h pro Batterie) etwa zehn Minuten von Kompression pro Batterie bereitgestellt haben. Eine Gesamtbatteriekapazität von dreißig Minuten ist wünschenswert (entsprechend der angenommenen durchschnittlichen Zeit zwischen einem Herzstillstand und dem Transport zu dem Krankenhaus). Demgemäß können mehrere Batterien in der Stützplatte installiert sein und elektrisch mit dem Motor und dessen Steuervorrichtung verbunden sein. Den Batterien wird eine Erhaltungsladung bereitgestellt über eine Ladegerätbuchse und ein Ladegerät, das in eine 120 Volt Wechselstromenergiequelle eingesteckt ist, wenn die Vorrichtung nicht in Verwendung ist. (Es ist beabsichtigt, dass die Vorrichtung in Fabriken, Bürogebäuden, Flugzeugen und anderen Einrichtungen mit relativ stabilen Stromquellen installiert ist und dass die Einheit angeschlossen und in Aufladung verbleibt, wenn sie nicht in Verwendung ist.) Wenn an der Stelle der Verwendung Wechselstrom leicht verfügbar ist, kann die Vorrichtung mit Wechselstrom weiterlaufen, so dass die Batterien für eine spätere Verwendung erhalten werden. Die Einheit kann mittels eines geeigneten Autoadapters auch an eine Automobil-Strombuchse angeschlossen werden, wodurch eine Verwendung dort, wo ein Automobil die einzige Stromquelle ist, und eine verlängerte Verwendung in einem Krankenwagen ermöglicht werden.

[0070] [Fig. 6](#) zeigt die Reanimationsvorrichtung, die

an einem Herzstillstand-Geschädigten installiert ist. Die Stützplatte **6** ist unter dem Geschädigten platziert, und der rechte **3R** und der linke **3L** Abschnitt des Kompressionsgurtes sind um die Brust des Geschädigten geschlungen und über der Vorderseite der Brust, durch einen Pfeil **25** gezeigt, zusammengeschnallt. Sobald es in Position ist, kann das System durch manuelles Starten des Motors oder durch automatisches Starten in Anbetracht der korrekten Rückmeldung von den an der Vorrichtung angeordneten Sensoren, einschließlich des Gurtschlossverriegelungssensors, gestartet werden.

[0071] Mit dem oben beschriebenen Basissystem können eine Anzahl von Funktionen kombiniert werden. Die zum Aufnehmen des Betriebsmechanismus für den Gurt notwendige Struktur, die im Obigen auch als die Stützplatte bezeichnet ist, kann ferner als Lagerraum für zusätzliche, während einer Reanimation verwendete Einrichtungen dienen. [Fig. 7](#) erläutert die Reanimationsvorrichtung **1** in einer möglichen kommerziellen Ausführungsform. Die Stützplatte ist so bemessen, dass sie annähernd von dem unteren Lendenbereich aus bis zu den Schultern eines Geschädigten reicht. Das Kompressionsmodul **26** ist von der Stützplatte separierbar und weist den Kompressionsgurt und eine Reibungsweste auf, die in dem Kompressionsmodul aufbewahrt sind. Die Rollenordnung und der Motor sind ebenfalls in dem Kompressionsmodul aufbewahrt, obwohl der Motor auch in der Stützplatte installiert sein kann. In dieser Figur weist das Kompressionsmodul eine kleine Stützplatte **27** auf, welche in die größere System-Stützplatte **28** passt. Unter Ausnutzung des verfügbaren Raums in der System-Stützplatte sind ein Aufnahmeraum **29** zum Aufbewahren von Luftwegmanagement-Einrichtungen (Beatmungsbeuteln, Sauerstoffmasken usw.) und ein Aufnahmeraum **30** zum Aufbewahren von Defibrillationsequipment (Elektroden und Paddel usw.) in der Stützplatte enthalten.

[0072] Ferner kann ein Steuer-und-Kommunikationsmodul **31** in die Stützplatte integriert sein. Eine kleine Sauerstoffflasche **32** kann gemeinsam mit Schläuchen, die zu einem zugänglichen Punkt an der Platte hingeführt sind, und jedem Verbinder vorgesehen sein, der für eine Verbindung zwischen der Sauerstoffflasche und in dem Luftwegmanagement-Aufnahmeraum vorgesehenen Einrichtungen gewünscht ist. Batterien **23** sind in der Stützplatte aufbewahrt (die Anzahl der Batterien ist gemäß der gewünschten Betriebszeit gewählt, und die Anordnung der Batterien ist durch den verfügbaren Raum vorgegeben). Die Batterien sind über elektrische Verbinder **33** und eine geeignete Verkabelung durch die Stützplatte hindurch mit dem Motor in dem Kompressionsmodul wirkverbunden. Die Batterien können ferner mit dem Defibrillationsmodul und dem Steuer-und-Kommunikationsmodul wirkverbunden sein. Obwohl langlebi-

ge Batterien verwendet sein können, können aufladbare Batterien bevorzugt sein. Demgemäß ist an der Stützplatte ein Ladeanschluss **34** vorgesehen zum Aufladen der Batterien oder Betreiben der Vorrichtung über externe Stromversorgungen.

[0073] Die Vorrichtung ist dafür bestimmt, zwischen den Verwendungen über lange Zeiträume aufbewahrt zu werden, und ein Aufbewahrungshalter **35** ist zu diesem Zweck vorgesehen. Der Aufbewahrungshalter kann solche Notwendigkeiten wie Stromversorgungsanschlüsse, einen Stromstecker und einen Ladetransformer aufweisen. In der Stützplatte ist ein Entnahmesensor **36** enthalten zum Erfassen, wenn die Stützplatte von dem Aufbewahrungshalter entfernt wird (was wie nachstehend beschrieben als ein Zustand verwendet werden kann, der die Verwendung der Vorrichtung und daher die Notwendigkeit zum Alarmieren von medizinischem Rettungspersonal anzeigt). Der Entnahmesensor kann einen einfachen Endschalter aufweisen, welcher das physische Entfernen des Systems erfasst, und der Endschalter kann als ein Stromschalter oder ein Aufwachscharter verwendet werden, welcher die Initiierung des Systems startet. Der Entnahmesensor kann einen Stromsensor an den Ladeleitungen aufweisen, welcher ein Wegfallen des Ladestroms, eine Erhöhung in dem von dem Ladesystem aufgenommenen Strom oder den Motorstrom als eine Anzeige der Verwendung verarbeitet. Die Wahl des Sensors kann unter Bedenken vieler praktischer Erwägungen durchgeführt werden, wie beispielsweise dem Wunsch, das Verarbeiten von Stromausfällen als Anzeigen einer Verwendung und andere solche unbeabsichtigten Initiierungen zu vermeiden. Der Zustand, in dem die Vorrichtung als „in Verwendung“ erachtet wird, kann gemäß den praktischen Erwägungen gewählt werden, und in den meisten Fällen wird angenommen, dass ein bloßes Entfernen der Reanimationsvorrichtung von dem Halter ein klares Signal dahingehend bilden wird, dass jemand festgestellt hat, dass ein Geschädigter deren Nutzung erfordert und dass medizinisches Rettungspersonal zu der Position der Vorrichtung entsendet werden sollte. Es gibt einige Umgebungen, in denen spätere Zustände zum Anzeigen verwendet werden, dass die Vorrichtung sich „in Verwendung“ befindet, wie beispielsweise wenn sie in Krankenwagen, Flugzeugen, Krankenhäusern oder anderen Umgebungen installiert ist, wo es ratsam sein könnte, als eine Vorsichtsmaßnahme oder eine Vorbereitungsmaßnahme die Vorrichtung von ihrem Aufbewahrungshalter zu entfernen und die Initiierung von Kommunikationen zu verzögern, bis die Vorrichtung entfaltet oder an dem Geschädigten installiert ist. In solchen Fällen kann die in **Fig. 3** gezeigte Gurtschlossverriegelung als der Sensor verwendet sein, der anzeigt, dass die Reanimationsvorrichtung in Verwendung ist.

[0074] **Fig. 8** zeigt die Details des Kompressions-

moduls **26**. Wenn es nicht in Verwendung ist, ist das Modul mit einer Reißfolie **37** abgedeckt, welche den Kompressionsgurt gegen Verschleiß schützt. Die Gurtschlösser **4** befinden sich leicht sichtbar unter der Reißfolie. Die elektrischen Verbinder **38** verbinden die Batterien in der Stützplatte mit dem Motor innerhalb des Kompressionsmoduls. Die Innenseite des Kompressionsgurtes **3** ist an einer parasagittalen Position **40** rechts des Brustbeins (siehe **Fig. 6**) und an einer linksseitigen medialen Rippenposition **41** (siehe **Fig. 6**) mit Durchdringungselektroden **39** ausgerüstet zum Realisieren des Elektrodenkontaktes, der für eine EKG-Erfassung notwendig ist. Diese Elektroden können in Umgebungen, in denen ein korrektes Platzieren der Defibrillationselektroden wegen eines hohen Niveaus von Training unter voraussichtlichen Zuschauern und Erstversorgern angenommen werden kann, weggelassen werden. Die Reibungsweste **5** ist an dem Kompressionsmodul über der Position der Rollenordnung befestigt.

[0075] **Fig. 9** zeigt eine Detailansicht des Defibrillationsmoduls **30**. Das Defibrillationsmodul weist ein Paar von Defibrillationselektroden **42** auf, die über die Stromanschlüsse **43** mit den Batterien verbunden sind. Die Defibrillationselektroden werden durch eine in dem Defibrillationsmodul untergebrachte Schaltung gesteuert und können über den Datenanschluss **44** mit dem Steuermodul verbunden sein. Das Defibrillationsmodul ist mit Schnellverschlüssen **51** lösbar an der Stützplatte **28** angebracht. Die Reißfolie **46** schützt die Komponenten des Defibrillationsmoduls während der Lagerung und stellt einen schnellen Zugriff zur Verwendung bereit.

[0076] **Fig. 10** zeigt die Detailansicht des Luftwegmanagement-Moduls **29**, welches eine Sauerstoffmaske **47**, ein Stück Schlauchleitung **48** und ein Luftanschlusstück **49** aufweist, das die Sauerstoffmaske mit der Sauerstoffflasche in der Stützplatte **28** verbindet. Die Sauerstoffmaske dient als ein Blutgas-Austauschmittel und liefert Sauerstoff zu den Lungen zum Austausch mit Blutgas, wie beispielsweise CO₂. Optional können Medizininjektoren **50** mit den Masken oder dem Schlauch wirkverbunden sein zum Ermöglichen einer automatischen Injektion von ACLS-Medikamenten in den Luftweg. Das Luftwegmanagement-Modul ist mit Schnellverschlüssen **51** lösbar an der Stützplatte **28** angebracht. Eine Reißfolie **46** schützt die Komponenten des Luftwegmanagement-Moduls während der Lagerung und stellt einen schnellen Zugriff zur Verwendung bereit. Ein Endexpirations-CO₂-Monitor **52** kann in der Maske enthalten sein, um eine biologische Rückmeldung und Überwachung des Erfolgs der CPR zu ermöglichen. Für den gleichen Zweck kann ferner ein hautmontierter Blutsauerstoffniveaumonitor **53** an die Maske montiert sein (es können auch Fingerspitzen-Blutsauerstoffsensoren vorgesehen sein und in der gesamten Einrichtung bereitgestellt sein, so dass sie

leicht verfügbar sind). Die durch die Sensoren erlangten biologischen Daten werden über eine geeignete Verkabelung in der Maske und der Stützplatte an das Steuermodul übertragen.

[0077] **Fig. 11** zeigt eine Detailansicht des Steuer- und Kommunikations-Moduls. Die Steuereinheit **54** ist mit dem Kompressionsmodul, dem Defibrillationsmodul und dem Luftwegmanagement-Modul über eine geeignete Verkabelung durch die Stützplatte **28** hindurch verbunden. Die Steuereinheit ist optional mit der Kommunikationseinheit **55** verbunden. Die Kommunikationseinheit weist Mittel auf zum Übertragen des EKG und anderer an der Platte erfasster medizinischer Messparameter an den Bildschirm **56** und über Telefon an entferntes medizinisches Personal. Die Kommunikationseinheit kann ein Handapparate-Telefon oder ein Lautsprechertelefon aufweisen. Da die Vorrichtung am wahrscheinlichsten an einer Stelle verwendet wird, die getrennt von dem Aufbewahrungshalter ist, weist das Kommunikationsmodul bevorzugt eine Drahtlos-Kommunikationseinrichtung auf, wie beispielsweise ein Schnurlostelefon, ein Funk- oder Mobiltelefon, und jede notwendige Telefonbasis wird in dem Aufbewahrungshalter installiert sein.

[0078] Die Kommunikationseinheit und die Steuereinheit sind so eingerichtet, dass sie in der folgenden Weise arbeiten, die ferner in dem Blockdiagramm von **Fig. 12** dargestellt ist. Die Vorrichtung kann für Monate zwischen einer Verwendung in einer Ladeeinheit montiert verbleiben und wird zur Verwendung aus der Ladeeinheit entfernt. Bei Entfernen der Vorrichtung aus ihrer Aufbewahrungsposition erfasst ein Sensor in der Steuereinheit das Entfernen (durch Endschalte, Magnetschalte oder Bewegungssensoren, Stromsensoren in dem Ladesystem oder anderweitig) und initiiert das System, wobei Funktionen überprüft, eine Anzeigeeinheit eingeschaltet und andere typische Anlaufaktionen realisiert werden. Als ersten Schritt initiiert das System über die Kommunikationseinheit eine Telefonverbindung mit einer medizinischen Einrichtung. Die Verbindung kann jedes Kommunikationsmedium nutzen, ob es Standardtelefonleitungen, ein Mobiltelefonsystem, ein Funkrufsystem oder ein Funksender ist. Das System kann eingerichtet sein, so dass es Verbindungen mit einer zentralen medizinischen Einrichtung, wie beispielsweise einem Lokal-911-Notfallsystem, einem nahe gelegenen Krankenhaus oder Ambulanzservice, oder einer zentralen Einrichtung initiiert, die mit medizinischem Personal besetzt ist, das speziell auf die Fernnutzung der Vorrichtung trainiert ist (alle generell als medizinisches Personal bezeichnet). Nach Herstellen der Verbindung informiert die Kommunikationseinheit medizinisches Personal über die Position oder eine Identifikation der Vorrichtung (welche in einem Computerspeicher in der Kommunikationseinheit gespeichert sein kann oder über GPS

oder ein anderes solches System bestimmt wird), und diese Information kann verwendet werden zum Entsenden eines medizinischen Notfallteams zu der Position der Vorrichtung hin. Bei einer einfachen Ausführungsform, welche keinen Computer zum Steuern der Aktionen der Alarmfunktion erfordert, kann der Entnahmesensor einen Endschalte aufweisen, wobei das Kommunikationsmodul eine einfache Telefoneinheit aufweisen kann, die in dem Aufbewahrungshalter zusammen mit einer auf Band aufgezeichneten Nachricht installiert ist, wobei der Betrieb des Relais in Reaktion auf das Entfernen der Reanimationsvorrichtung ein Initiieren des Telefonanrufs zu 911 und ein Abspielen einer Alarmnachricht beinhaltet, die eine Alarminformation bereitstellt, wie beispielsweise die Position der Platte. Die Kommunikationseinheit kann ferner mit einem Alarmknopf versehen sein, welcher unabhängig von der Verwendung des Brettes von einem Zuschauer betätigt werden kann, um unabhängig von dem Zustand der Reanimationsvorrichtung ein Notfallteam zu der Position zu rufen.

[0079] Bevor das medizinische Notfallteam ankommt, wird ein Zuschauer die Platte unter dem Geschädigten platzieren, den Kompressionsgurt um den Geschädigten herum zusammenschnallen und die Defibrillations- und/oder Erfassungselektroden (oder anders herum) anlegen. Alternativ können an der Innenfläche des Kompressionsgurtes Erfassungselektroden vorgesehen sein. Das System überwacht die Installation des Gurtes über durch die Verriegelungssensoren in dem Gurtschloss bereitgestellte Signale. Das System überwacht biologische Eingangswerte, was das Überwachen von EKG-Signalen von den EKG-Elektrodenpflastern des Defibrillationsmoduls, das Überwachen von EKG-Signalen, die durch die gurtmontierten Elektroden erfasst wurden, das Überwachen von Signalen von einem Endexpirations-CO₂-Monitor des Luftwegmanagement-Moduls und jedes anderen in die Vorrichtung integrierten Biosignalsensors umfassen kann. Das System kann ferner manuell eingegebene Befehle von der Steuereinheit überwachen oder darauf reagieren, so dass vor Ort befindlichem medizinischem Notfallpersonal eine Steuerung der Vorrichtung bereitgestellt ist, wenn sie am Schauplatz ankommen. Während des Betriebs überträgt das System jede verfügbare biologische Information, einschließlich EKG-Signalen, Blutdruck, endexpiratorisches CO₂ und jedes anderen überwachten biologischen Parameters, an die entfernte medizinische Einrichtung und es kann ferner Informationen bezüglich der Konfiguration der Vorrichtung übertragen, einschließlich einer Batterielebensdauer, Systembetriebsgrenzeinstellungen (d.h., ob das System eingerichtet ist für Automatikbetrieb, toleranten Betrieb oder in jeglicher Funktion gesperrt ist), so dass medizinisches Personal gewährleisten kann, dass die geeignete Konfiguration wirksam ist.

[0080] Die Verbindung mit der medizinischen Einrichtung wird es medizinischem Notfallpersonal ermöglichen, den Zustand des Patienten zu diagnostizieren, und wird über von dem medizinischen Personal an die Kommunikationseinheit gesendete Signale bestimmte zusätzliche therapeutische ACLS-Aktionen erlauben, initiieren oder verbieten. Beispielsweise kann, nach Diagnostizieren der EKG-zustände, welche die Notwendigkeit für eine Defibrillation anzeigen, das medizinische Personal ein Signal an die Kommunikationseinheit senden, welche auf die Steuereinheit einwirkt, so dass ein manueller Betrieb der Defibrillationselektroden durch die Zuschauer ermöglicht wird. Das System ermöglicht ferner die Anwendung eines Defibrillationsschocks über eine Fernsignalisierung von dem medizinischen Personal. Die Vorrichtung kann ein Expertensystem enthalten, wie beispielsweise den Automatischen Externen Defibrillator. Das medizinische Personal kann über das Kommunikationssystem auch andere Aktionen übermitteln und gewährleisten, dass bestimmte Aktionen von den Zuschauern übernommen werden. Beispielsweise kann das medizinische Personal verbal mit dem Zuschauer kommunizieren, um den Grund für den Herzstillstand, die korrekte Anordnung der Sauerstoffmaske, ein geeignetes Freigeben des Luftwegs und andere Informationen zu bestimmen. Wenn das Luftwegmanagement-Modul mit einem Medikament versehen ist, wie beispielsweise Epinephrin, Lidocain, Bretylium oder andere in den ACLS-Richtlinien geforderte Medikamente (oder neu vorgeschlagene Medikamente, wie beispielsweise T3), kann das medizinische Personal Zuschauer instruieren zum Injizieren des geeigneten Medikaments über den Luftweg. Wenn automatische Injektoren, wie beispielsweise jene, die in Kramer, Interaktives Externes Defibrillations- und Medikamenteninjektions-System, US-Patent 5,405,362 (11. April 1995) vorgesehen sind, oder ähnliche Systeme mit nichtossalen Injektoren vorgesehen sind, kann das medizinische Personal Zuschauer zum Injizieren eines geeigneten Medikaments über diese Injektoren instruieren. Wenn die Injektoren mit Mitteln zum automatischen Betrieb auf Basis von gemessenen EKG-Signalen, gemessenem Blutdruck und gemessenem endexpiratorischem CO₂ versehen sind, kann das medizinische Personal Signale an das System senden zum Initiieren einer Injektion durch Fernsteuerung durch das medizinische Personal, Ermöglichen einer Injektion durch lokale Steuerung wie sie durch das Expertensystem bestimmt ist, Ermöglichen einer Injektion durch Zuschauer oder Verhindern einer Injektion durch das System oder Zuschauer. Beispielsweise kann das System anfangs so eingerichtet sein, dass es jegliche Injektion verbietet. Medizinisches Personal, das durch die von der Kommunikationseinheit bereitgestellten Informationen ein Herzkammerflimmern diagnostiziert hat, kann ein entsprechendes Signal aussenden zum Genehmigen oder Initiieren einer Injektion von Epinephrin und kann fer-

ner ein Signal aussenden zum Verbiehen einer Injektion von Atropin, bis sie gemäß den ACLS-Richtlinien gefordert wird. Ein neu vorgeschlagenes Medikament T3 kann als eine Therapie für Herstillstand über den Luftweg in die Lungen hinein verabreicht werden. Eine gesteuerte Injektion in den Luftweg hinein kann auf die gleiche Weise initiiert oder verhindert werden. Somit können alle Aktionen in der ACLS, einschließlich Kompression, Defibrillation, Medikamenteninjektion, unter der Anleitung medizinischen Personals von einer entfernten Position aus über das System erreicht werden, oder sie können über in dem Steuermodul installierte Expertensysteme erreicht werden. Jede dieser Funktionen ist in ein System integriert, das automatisch eine Kommunikation mit medizinischem Personal initiiert und das medizinische Personal über die Position der Vorrichtung informiert, so dass medizinisches Notfallpersonal zu der Position hin entsandt werden kann.

[0081] Die wiederholte Kompression wird nach dem Zusammenschnallen des Kompressionsgurtes (automatisch) initiiert, oder für den Zuschauer kann ein Schalter zum Initiieren der Kompression vorgesehen sein. Das System wird die Kompressionszyklen gemäß dem Motorsteuerungs-Blockdiagramm von **Fig. 13** fortsetzen, bis es deaktiviert wird. Nach Initiieren des Systems wird die Steuereinheit die Installation des Gurtes über geeignete Sensoren in den Gurtschlössern oder über andere Sensoren überwachen. Wenn die Motorsteuerung **57** das Initiieren-Kompression-Signal von der Steuereinheit empfängt, wird der Motor gestartet. Der Motor läuft bevorzugt kontinuierlich, anstatt dass er gestoppt und gestartet wird, um eine wiederholte Einspeisung von Anlaufstrom zu vermeiden und somit Batteriestrom aufzuheben. Wenn der Motor auf Drehzahl ist, wird die Kupplung eingekuppelt. Als eine Grundspezifikation wird die Kupplung jede Sekunde für eine halbe Sekunde eingekuppelt. Dieses zyklische Einkuppeln der Kupplung wird für fünf Zyklen wiederholt fortgesetzt, wie es durch die derzeitigen CPR-Richtlinien empfohlen wird, und wird dann gegebenenfalls für eine Atmungspause unterbrochen. Um ein übermäßiges Entleeren der Batterien zu vermeiden, weist die Motorsteuervorrichtung einen Drehmomentsensor (der beispielsweise die Stromzufuhr zu dem Motor erfasst) auf und überwacht das Drehmoment oder die Last an dem Motor. Ein Grenzwert ist festgelegt, über dem eine weitere Kompression nicht gewünscht oder nicht nützlich ist, und wenn dies während der halben Sekunde des Kupplungseingriffs auftritt, dann wird die Kupplung ausgekuppelt und der Zyklus setzt sich fort. Das System kann die Effektivität der Kompressionsbewegung durch Überwachen des CO₂-Gehaltes der Ausatmung des Geschädigten überwachen. Wenn der CO₂-Gehalt gering ist, was eine unzulängliche Zirkulation anzeigt, erhöht das Steuersystem den Drehmomentgrenzwert bis die CO₂-Niveaus akzeptabel sind (oder bis das Maximaldrehmoment des

Motors erreicht ist). Dies ist ein anderes Beispiel dafür, wie die Vorrichtung biologische Signale zum Steuern des Betriebs des Systems nutzt. Die Zykluszeit und die Zyklusperiode, die Anzahl von Zyklen zwischen Atmungspausen und der Drehmomentgrenzwert können gemäß den derzeitigen Richtlinien eingestellt werden und können ferner über die Fernsteuerungsmöglichkeiten der Steuereinheit durch das entfernte medizinische Personal verändert werden.

[0082] [Fig. 14](#) zeigt einen Überblick über die Reanimationsvorrichtung **61**. Die Hauptkomponenten sind in modularer Form vorgesehen und weisen den Motorkasten **62**, die Gurtcartridge **63** und den Gurt **64** auf. Das Äußere des Motorkastens weist einen Zahnkranz **65** in einem Antriebsrad **66** auf, welcher lösbar mit einer Aufnahmestange **67** an der Cartridge zusammengepasst ist. Die Cartridge nimmt den Gurt auf, welcher um die Brust des Patienten herumgewickelt wird. Die Cartridge weist ferner die Rolle **68** auf, welche mittels der Aufnahmestange gedreht wird. Zum Durchführen der Kompressionszyklen nimmt die Rolle den Mittelpunkt des Gurtes auf. Ein Computer-Steuersystem **70** kann wie gezeigt in einem an den Motorkasten montierten Gehäuse enthalten sein. Durch Vorsehen des Systems in modularer Form, wobei der Motorkasten lösbar an der Gurtcartridge angebracht ist, kann die Gurtcartridge leichter manövriert werden, während sie unter den Patienten geschoben wird.

[0083] [Fig. 15](#) zeigt eine detailliertere Ansicht der Cartridge, einschließlich des internen Mechanismus der Gurtcartridge **63**. Der äußere Körper der Cartridge ermöglicht einen Schutz des Gurtes während der Aufbewahrung und weist eine Rückenplatte **71** mit einem linken Paneel **71L** und einem rechten Paneel **71R** (in Bezug auf den Patienten während der Verwendung) auf. Die rechte Platte kann zur Aufbewahrung und zum Transport auf die linke Platte geklappt werden. Beide Paneele sind mit einer Schicht **72** aus einem Geringreibungsmaterial bedeckt, wie beispielsweise PTFE (Teflon®), um die Reibung zu reduzieren, wenn der Gurt während des Betriebs über das Paneel gleitet. Unter dem linken Paneel weist die Cartridge ein Gehäuse **73** auf, welches den Mittelabschnitt des Gurtes, die Rolle **68** und die Spindel **75** (siehe [Fig. 16](#)) aufnimmt. Die seitliche Seite **74** der Cartridge (entsprechend der anatomischen Position bei Verwendung an einem Patienten) nimmt die Antriebsrolle **68** mit deren Antriebsstange **67** auf, welche mit dem Antriebsrad **66** (siehe [Fig. 14](#)) des Motorkastens in Eingriff ist. Die Cartridge nimmt ferner die Führungsspindel **75** auf zum Ausrichten des Gurtes in Richtung zur Antriebsrolle **68** hin. Die Führungsspindel ist in der Nähe der Mitte der Cartridge (entsprechend der Mittellinie des Patienten bei Verwendung) angeordnet, so dass sie, wenn die Vorrichtung verwendet wird, in der Nähe der Wirbelsäule an-

geordnet ist.

[0084] [Fig. 25](#) zeigt die Konfiguration des Motors und der Kupplung in dem Motorkasten. Das Äußere des Motorkastens weist ein Gehäuse **101** und ein Computermodul **70** mit einem geeigneten Anzeigebildschirm **102** auf zum Anzeigen jeglicher von dem System gemessener Parameter. Der Motor **103** ist ein üblicher Kleinbatteriebetriebener Motor, welcher das erforderliche Gurtspann-Drehmoment ausüben kann. Die Motorwelle **104** ist direkt in Reihe zur Bremse **105** angeordnet, welche Untersetzungs-zahnräder und eine Nockenbremse aufweist zum Steuern des freien Drehens des Motors, wenn der Motor nicht eingeschaltet ist (oder wenn der Getriebeabtriebswelle eine umgekehrte Last beaufschlagt wird). Der Getriebeabtriebsrotor **106** ist mit einem Rad **107** und einer Kette **108** verbunden, welche mit dem Antriebsrad **109** verbunden ist und dadurch mit dem Übertragungsrotor **110** der Kupplung **111**. Die Kupplung **111** steuert, ob das Antriebsrad **109** mit dem Antriebsrad **112** gekuppelt wird und ob eine Dreheingabe an das Antriebsrad zum Antriebsrad übertragen wird. (Die zweite Bremse **113**, welche wir als die Sekundärbremse bezeichnen, ermöglicht eine Steuerung des Systems bei einigen Ausführungsformen, wie im Folgenden mit Bezug auf [Fig. 32](#) erläutert.) Das Antriebsrad **112** ist über die Kette **114** und das Antriebsrad **66** sowie die Aufnahmestange **67** (die Antriebsstange befindet sich an der Cartridge) mit dem Antriebsrad **66** verbunden. Das Antriebsrad **66** weist eine Aufnahmebuchse **65** auf, welche zum Zusammenpassen und in Eingriff bringen mit der Antriebsstange **67** bemessen und geformt ist (eine einfache Sechseck- oder Achteck-Buchse, welche zu der Antriebsstange passt, ist ausreichend). Während wir eine Schlingfederbremse (eine MAC **45**, die von Warner Electric verkauft wird) für die Nockenbremse in dem System verwenden, kann jede Form einer Bremse verwendet werden. Die Schlingfederbremse weist den Vorteil auf, dass sie ein freies Drehen der Welle ermöglicht, wenn sie ausgeschaltet ist, und nur festhält, wenn sie eingeschaltet ist. Die Schlingfederbremse kann unabhängig vom Motor betrieben werden. Während wir Ketten zum Übertragen von Leistung durch das System hindurch verwenden, können Riemen, Zahnräder oder andere Mechanismen verwendet werden.

[0085] [Fig. 26](#) zeigt die Konfiguration des Motors und der Kupplung in dem Motorkasten. Das Äußere des Motorkastens weist ein Gehäuse **101** auf, welches den Motor **103** aufnimmt, der ein üblicher Kleinbatteriebetriebener Motor ist, welcher das erforderliche Gurtspann-Drehmoment ausüben kann. Die Motorwelle **104** ist direkt in Reihe zu der Bremse **105** angeordnet, welche Untersetzungs-zahnräder und einen Nocken aufweist. Der Getriebeabtriebsrotor **106** verbindet die Bremse mit dem Antriebsrad **107** und der Kette **108**, welche ihrerseits direkt mit dem Antriebs-

rad **66** und der Aufnahmestange **67** verbunden ist. Die Antriebsrolle **68** ist in dem Gehäuse **101** aufgenommen. An dem Ende der Antriebsrolle, das dem Antriebsrad gegenüberliegt, ist die Bremse **115** direkt mit der Antriebsrolle verbunden. Der Gurt **64** ist durch den Antriebsrollen-Schlitz **69** hindurchgezogen. Zum Schutz des Gurtes gegen ein Reiben an dem Motorkasten ist das Schild **117** mit der langen Öffnung **118** so an dem Gehäuse befestigt, dass die Öffnung über der Antriebsrolle liegt, was es ermöglicht, dass der Gurt durch die Öffnung hindurch in den Antriebsrollen-Schlitz hinein und zurück aus dem Gehäuse heraus passieren kann. Unter dem Gehäuse, verschiebbar in einem Gang im Boden des Gehäuses angeordnet, ist eine Schiebepatte **130** so angeordnet, dass sie relativ zu dem Gehäuse rückwärts und vorwärts verschiebbar ist. Der rechte Gurtabschnitt **64R** ist mit einer Tasche **131** versehen, welche mit dem rechten, äußersten Ende **132** der Schiebepatte in Eingriff oder zusammengepasst ist. Das rechte, äußerste Ende der Schiebepatte ist so bemessen und so dimensioniert, dass es in die Tasche hineinpasst. Mittels dieses Eingriffsmechanismus kann der Gurt auf die Schiebepatte geschoben werden und kann mit dem Handgriff **133** an dem linken Ende der Schiebepatte die Schiebepatte zusammen mit dem rechten Gurtabschnitt unter einen Patienten geschoben werden. Der Gurt weist eine Encoderskala **96** auf, welche mittels eines Encoderscanners, der an oder in das Gehäuse montiert ist, gelesen werden kann. Bei Verwendung wird der rechte Gurtabschnitt unter den Patienten geschoben, indem er an der Schiebepatte befestigt wird und die Schiebepatte unter den Patienten geschoben wird. Der Motorkasten kann dann wie gewünscht in der Nähe des Patienten positioniert werden (der Gurt wird durch den Antriebsrollen-Schlitz rutschen, so dass ein Anpassen ermöglicht ist). Der rechte Gurtabschnitt kann dann mit dem linken Gurtabschnitt gekuppelt werden, so dass der geschlossene Gurt die Brust des Patienten umgibt. In beiden [Fig. 25](#) und [Fig. 26](#) ist der Motor in einer Nebeneinander-Anordnungsbeziehung zu der Kupplung und zu der Antriebsrolle montiert. Bei der Nebeneinanderanordnung des Motors und der Rolle kann der Motor an der Seite des Patienten angeordnet werden und braucht nicht unter dem Patienten oder in einer von den Schultern oder der Hüfte beeinträchtigten Position platziert werden. Dies ermöglicht ferner eine kompaktere Aufbewahrungsanordnung der Vorrichtung gegenüber einer Reihenverbindung zwischen dem Motor und der Rolle. Eine Batterie ist in dem Kasten angeordnet oder an dem Kasten angebracht, wie es der Platz erlaubt.

[0086] Während des Betriebs ziehen die Wirkung der Antriebsrolle und des Gurtes die Vorrichtung in Richtung zu der Brust hin, bis das Schild sich in Kontakt mit der Brust befindet (mit dem sich bewegenden Gurt zwischen dem Schild und der Brust angeordnet). Das Schild dient ferner dazu, den Patienten vor

jeder derben Bewegung des Motorkastens zu schützen und hilft dabei einen Minimalabstand zwischen der sich drehenden Antriebsrolle und der Haut des Patienten aufrechtzuerhalten, so dass ein Einklemmen des Patienten oder der Kleidung des Patienten in dem Gurt vermieden wird, wenn die beiden Seiten des Gurtes in das Gehäuse hinein gezogen werden. Wie in [Fig. 27](#) gezeigt, kann das Schild **117** ferner zwei Längsöffnungen **134** aufweisen, die durch einen kurzen Abstand voneinander getrennt sind. Bei dieser Ausführungsform des Schildes passiert die eine Seite des Gurtes durch die eine Öffnung hindurch und in den Antriebsrollen-Schlitz hinein und die andere Seite des Gurtes tritt aus dem Antriebsrollen-Schlitz und durch die andere Öffnung in dem Schild nach außen hin aus. Das wie gezeigte Schild weist einen bogenförmigen, querverlaufenden Querschnitt auf (in Bezug auf den Körper, an welchem es installiert ist). Diese Bogenform ermöglicht es, dass der Motorkasten während der Verwendung auf dem Boden liegt, wobei sich eine ausreichende Breite des Schildes zwischen dem Kasten und dem Gurt erstreckt. Das Schild kann aus Kunststoff, Polyethylen, PTFE oder einem anderen, hochbelastbaren Material hergestellt sein, welches ein leichtes Gleiten des Gurtes erlaubt. Der Motorkasten kann jedoch irgendwo in der Nähe der Brust des Patienten angeordnet werden.

[0087] Ein Computermodul, welches als die Systemsteuervorrichtung wirkt, ist in dem Kasten angeordnet oder an dem Kasten angebracht und ist mit dem Motor, der Nockenbremse, der Kupplung, dem Encoder und anderen Betriebsteilen sowie den in dem Gesamtsystem enthaltenen Sensoren für die biologischen und physischen Parameter (Blutdruck, Blutsauerstoff, endexpiratorisches CO₂, Körpergewicht, Brustumfang usw. sind Parameter, die von dem System gemessen werden können und in das Steuersystem aufgenommen werden können zum Anpassen der Kompressionsraten und der Drehmomentgrenzwerte oder der Gurtausgabe und der Spielbegrenzungen) wirkverbunden. Das Computermodul kann ferner programmiert sein zum Bewältigen unterschiedlicher Hilfsaufgaben, wie beispielsweise Anzeige- und Fern-Datenübertragungen, einer Sensorüberwachung und einer Rückmeldungsüberwachung, wie in unserem US-Patent 6,142,962 erläutert.

[0088] Der Computer ist so programmiert (mit Software oder Firmware oder anderweitig) und wird so betrieben, dass er wiederholt den Motor dreht und die Kupplung löst zum Aufwickeln des Kompressionsgurtes auf die Antriebsrolle (wodurch die Brust des Patienten komprimiert wird) und Freigeben der Antriebsrolle zum Ermöglichen eines Abwickelns des Gurtes (wodurch ein Ausdehnen des Gurtes und der Brust des Patienten ermöglicht werden) und Halten der Antriebsrolle in einem Verriegelungszustand oder

Bremszustand während Zeiträumen jedes Zyklus. Der Computer ist programmiert zum Überwachen von Eingaben von unterschiedlichen Sensoren, wie beispielsweise dem Drehmomentsensor oder den Gurt-Encodern, und passt den Betrieb des Systems in Reaktion auf diese erfassten Parameter beispielsweise mittels Anhaltens einer Kompressionsbewegung oder Rutschens der Kupplung (oder der Bremse) in Reaktion auf eine Drehmomentbegrenzung oder Gurtbewegungsbegrenzungen an. Wie im Folgenden angegeben, kann der Betrieb der Komponenten des Motorkastens so koordiniert werden, dass ein Zusammendruck-und-Halte-Kompressionsverfahren ermöglicht ist, welches Zeiträume mit hohem intrathorakalen Druck verlängert. Das System kann für schnellere Kompressionszyklen und eine bessere Wellenform und bessere Flusseigenschaften in bestimmten Situationen in einem Zusammendruck-und-Schnelllöse-Verfahren betrieben werden. Der Betrieb der Komponenten des Motorkastens kann so koordiniert werden, dass eine begrenzte Entspannung und eine begrenzte Kompression ermöglicht sind, um einen Verlust an Zeit und Batteriestrom zum Bewegen des Gurtes über Kompressionsgrenzwertbeschränkungen oder Spielbeschränkungen hinaus zu vermeiden. Der Computer ist bevorzugt programmiert zum Überwachen von zwei oder mehr erfassten Parametern zum Bestimmen eines oberen Grenzwerts für die Gurtkompression. Durch Überwachen des Motordrehmomentes, wie es mittels eines Drehmomentsensors gemessen wird, und der ausgegebenen Gurtlänge, wie mittels eines Gurt-Encoders bestimmt, kann das System die Gurtaufnahme mit redundanten Begrenzungsparametern begrenzen. Die durch Zuführen zweier Begrenzungsparameter zu dem System bereitgestellte Redundanz vermeidet eine Überkompression in dem Fall, in dem ein einzelner Kompressionsparameter den sicheren Grenzwert überschreitet, während das System es unterlässt den Grenzwert zu erfassen und darauf zu reagieren mittels Stoppens der Gurtaufnahme.

[0089] Ein optischer Winkel-Encoder (auch als ein Rotations-Encoder bezeichnet) kann an jedem drehenden Teil des Systems platziert sein zum Bereitstellen einer Rückmeldung für eine Motorsteuervorrichtung bezüglich des Zustandes des Kompressionsgurtes. (Das Encodersystem kann eine optische Skala, die mit einem optischen Scanner gekoppelt ist, eine magnetische oder eine induktive Skala, die mit einem magnetischen oder einem induktiven Encoder gekoppelt ist, ein Drehpotentiometer oder irgendeines der unterschiedlichen, verfügbaren Encodersysteme sein.) Der Encoder **116** ist beispielsweise an die Sekundärbremse **113** (in [Fig. 25](#)) montiert und stellt einer Systemsteuervorrichtung eine Angabe für die Motorwellenbewegung bereit. Ein Encoder kann ferner an der Antriebsbuchse **65** oder dem Antriebsrad **66**, dem Motor **103** und/oder der Motorwelle **104** platziert sein. Das System weist einen Drehmomentsen-

sor (der beispielsweise die Stromzufuhr zu dem Motor erfasst oder direkt das auf die Antriebsrolle ausgeübte Drehmoment erfasst) auf und überwacht das Drehmoment oder die Last an dem Motor, wodurch eine Angabe für die dem Körper beaufschlagte Kraft bereitgestellt ist. Für einen oder beide Parameter ist ein Grenzwert festgelegt, über welchem eine weitere Kompression nicht erwünscht oder nicht nützlich ist, und wenn dies während der Kompression der Brust auftritt, dann wird die Kupplung ausgekuppelt. Der Gurt-Encoder wird von dem Steuersystem verwendet zum Verfolgen des Aufwickelns des Gurtes und zum Begrenzen der Gurtlänge, welche von dem Antriebsgurt aufgewickelt wird.

[0090] Wie in diesen Ausführungsformen dargestellt, weist die Antriebsrolle einen kleinen Durchmesser auf, so dass mehrere Umdrehungen der Antriebsrolle möglich sind (und generell notwendig), so dass eine sich wiederholende Kompression bewirkt wird. Der Antriebsrollen-Durchmesser ist bevorzugt in dem Bereich von 0,5 bis 2,5 cm. Somit wird eine Drehung einer Rolle mit 2,5 cm Durchmesser über 1,5 Umdrehungen erforderlich sein, um eine nominelle Änderung in der Gurtlänge von 12 cm zu bewirken, und wird eine Drehung einer Rolle von 0,5 cm Durchmesser über acht Umdrehungen erforderlich sein, um eine nominelle Änderung in der Gurtlänge von 12 cm zu bewirken. Die mehreren Umdrehungen der Rolle helfen dabei, ein Motorüberlaufen nach Erfassen einer Systemrückmeldung oder der Rückmeldung eines physiologischen Parameters und der nachfolgenden Systemreaktion eines Stoppens des Motors, in Eingriffbringens der Bremse, Auskuppelns der Kupplung usw. zu begrenzen, so dass ein geringes Motorüberlaufen in einem geringen Gurtüberziehen resultieren wird. Die optimale Größe der Welle und all der Wellen in dem System wird mit der Wahl anderer Komponenten variieren, und die Winkel-Encoder, die in dem System verwendet sind, können gemäß der jeweiligen Geometrie kalibriert sein, die an der Welle wirksam ist, an welcher sie angebracht sind.

[0091] Zum Steuern des Betrages an Brustkompression (Änderung im Umfang) bei der Herzkompressionsvorrichtung unter Verwendung des Encoders muss das Steuersystem eine Basislinie oder einen Nullpunkt für die Gurtaufnahme ermitteln. Wenn der Gurt bis zu dem Punkt gestrafft ist, an dem jegliches Spiel aufgewickelt wurde, wird der Motor mehr Strom erfordern, um sich unter der Last eines Komprimierens der Brust weiter zu drehen. Dies, das erwartete schnelle Ansteigen in der Motorstromaufnahme (Motorstromaufnahme-Grenzwert), wird mittels eines Drehmomentssensors (eines Strommessers, eines Spannungsteilerschaltkreises oder dergleichen) gemessen. Diese Strom- oder Spannungsspitze wird als das Signal verwendet, dass der Gurt auf dem Patienten straff gezogen wurde und die ausge-

gebene Gurtlänge ein geeigneter Startpunkt ist. Der Encoder-Messwert an diesem Punkt wird innerhalb des Systems auf Null gesetzt (d.h. als der Startpunkt für ein Gurtaufwickeln verwendet). Der Encoder stellt dann Informationen bereit, die von dem System verwendet werden zum Bestimmen der Längenänderung des Gurtes von dieser Vorgestraft- oder „Vorgespannt-“ Position aus. Die Fähigkeit, die Längenänderung zu überwachen und zu steuern, ermöglicht es der Steuervorrichtung, den Betrag an auf den Patienten ausgeübten Druck und die Änderung im Volumen des Patienten zu steuern durch Begrenzen der Länge der Gurtaufnahme während eines Kompressionszyklus. Um bei der Identifikation der Vorgespannt-Position des Gurtes zu helfen, kann während des Vorspannens die dem Motor zugeführte Spannung begrenzt sein, wodurch der Motor verlangsamt wird, das Drehmoment des Motors erhöht wird und was zu einer höheren, leichter zu erkennenden Stromspitze oder einem leichter zu erkennenden Stromanstieg beim Treffen auf den Widerstand des Körpers führt. Als Alternativen zum Analysieren des Motorstroms oder Drehmomentes, das an einem Punkt in dem System beaufschlagt wird, um die Vorgespannt-Position zu bestimmen, kann die Rate der Gurtaufnahme über die Positions-Encoder, die in den unterschiedlichen Ausführungsformen dargestellt sind, entweder durch Lesen der Länge von genutztem oder aufgewickeltem Gurt von dem Gurt-Encoder oder Lesen der Position von einer der rotierenden Komponenten (welche durch ein einfaches Vielfaches der Gurtlänge zuzuordnen sein wird) überwacht werden. Während der Spielaufnahme kann die Gurtlängenänderungsrate ($\Delta l/\Delta t$) hinsichtlich abrupter Änderungen oder einer Verminderung unter eine bestimmte Rate überwacht und analysiert werden, was den jeweils verwendeten Antriebsstrang variieren wird.

[0092] Die erwartete Länge einer Gurtaufnahme für eine optimale Kompression beträgt 2,54–15,24 cm (1 bis 6 Zoll). Jedoch können bei einer dünnen Person sechs Zoll Bewegung eine übermäßige Veränderung im Brustumfang bewirken und die Gefahr einer Verletzung durch die Vorrichtung darstellen. Um dieses Problem zu überwinden, bestimmt das System die notwendige Veränderung in der erforderlichen Gurtlänge durch Messen oder Verwenden des Betrages an Gurtbewegung, der zum Straffwerden erforderlich ist. Ein Bekanntsein der Anfangslänge des Gurtes und Subtrahieren des zum Straffwerden erforderlichen Betrages wird einen Messwert für die Größe des Patienten (Brustumfang) bereitstellen. Dann verlässt sich das System auf vorbestimmte Begrenzungen oder Grenzwerte für die zulässige Veränderung im Umfang für jeden Patienten, an dem es installiert ist, was dazu verwendet werden kann, die dem Patienten beaufschlagte Volumenänderung und Druckänderung zu begrenzen. Der Grenzwert kann sich mit dem Anfangsumfang des Patienten so ändern, dass im Vergleich zu einem größeren Patienten

ein kleinerer Patient weniger an Umfangsänderung empfangen wird (oder anders herum, sollte die Erfahrung beweisen, dass eine optimale Kompressionsausdehnung der Kompression umgekehrt in Beziehung zu der Brustgröße steht). Der Encoder stellt eine konstante Rückmeldung bezüglich des Bewegungszustandes und daher des Umfangs des Patienten zu jedem vorgegebenen Zeitpunkt bereit. Wenn die Gurtaufnahme den Grenzwert (Volumenänderung) erreicht, beendet die Systemsteuervorrichtung die Kompressionsbewegung und schreitet in den nächsten Zeitraum eines Haltens oder eines Freigehens fort, wie von dem in die Steuervorrichtung programmierten Kompressions/Dekompressions-Regime gefordert. Der Encoder ermöglicht es ferner, dass das System das Freigeben des Gurtes so begrenzt, dass dieser nicht vollständig freigegeben wird. Dieser Freigabepunkt kann von dem Nullpunkt bestimmt werden, der bei dem vorspannenden, ersten Aufwickeln ermittelt wurde, oder mittels Verwendens eines Prozentsatzes des Anfangsumfangs oder einer von dem Anfangsumfang des Patienten getriggerten Gleitskala.

[0093] Der Gurt könnte auch so angelegt werden, dass er straff an dem Patienten verbleibt. Die Anforderung an den Bediener, den Gurt zu straffen, ermöglicht ein Verfahren zum Bestimmen des Anfangsumfangs des Patienten. Wieder können Encoder den Betrag an Gurtbewegung bestimmen und können daher verwendet werden, um den Betrag an Umfangsänderung des den Anfangsumfang bereitstellenden Patienten zu überwachen und zu begrenzen.

[0094] Unterschiedliche Kompressions- und Freigabemuster können verwendet werden, um die Effektivität der CPR-Kompression zu erhöhen. Eine übliche CPR-Kompression wird mit 60 bis 80 Zyklen pro Minute erzielt, wobei den eine bloße Kompression darstellenden Zyklen ein vollständiges Abbauen der Kompressionskraft folgt. Dies ist der Fall bei einer manuellen CPR sowie bei bekannten, mechanischen und pneumatischen Brustkompressionsvorrichtungen. Bei unserem neuen System waren Kompressionszyklen in dem Bereich von 20 bis 70 cpm effektiv, und das System kann so schnell wie 120 cpm oder mehr betrieben werden. Diese Art Kompressionszyklus kann erzielt werden mit dem Motorkasten mit Motor- und Kupplungsbetrieb, wie in [Fig. 28](#) gezeigt. Wenn das System gemäß der Zeitsteuerungstabelle von [Fig. 28](#) betrieben wird, ist der Motor immer eingeschaltet und die Kupplung durchläuft einen Zyklus zwischen Einkuppeln (ein) und Lösen (aus). Nach mehreren Kompressionen in Zeiträumen T1, T3, T5 und T7 pausiert das System für mehrere Zeiträume, um einen kurzen Zeitraum (mehrere Sekunden) zum Bereitstellen einer Atmungspause zu ermöglichen, während der Bediener dem Patienten eine Luftzufuhr oder eine künstliche Beatmung bereitstellen können oder anderweitig bewirken können, dass sauerstoff-

haltige Luft in die Lungen des Patienten strömt. (Die in [Fig. 25](#) dargestellten Bremsen werden bei dieser Ausführungsform nicht verwendet, obwohl sie vorgesehen sein können.) Die Länge des Kupplungseingriffszeitraums wird in dem Bereich von 0 bis 2000 ms gesteuert, und die Zeit zwischen Kupplungseingriffszeiträumen wird in dem Bereich von 0 bis 2000 ms gesteuert (was natürlich medizinischen Erwägungen unterliegt und sich ändern kann, wenn mehr über die optimale Kompressionsrate erlernt wurde).

[0095] Das Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 28a](#) erläutert die intrathorakalen Druckänderungen, die von dem Kompressionsgurt verursacht werden, wenn er gemäß der Zeitsteuerungsdarstellung von [Fig. 28](#) betrieben wird. Die Brustkompression ist mittels der Zustandslinie **119** gezeigt. Der Motor ist immer eingeschaltet, wie mittels der Motor-Zustandslinie **120** gezeigt. Die Kupplung ist eingekuppelt oder „ein“ gemäß der Rechteckwellen-Kupplungs-Zustandslinie **121** in dem unteren Abschnitt des Diagramms. Zu jedem Zeitpunkt, zu dem die Kupplung eingekuppelt wird, wird der Gurt um die Brust des Patienten herum straff gezogen, was in einer hohen Druckspitze bei der Gurtspannung und dem intrathorakalen Druck resultiert, wie mittels der Kompressions-Zustandslinie **119** gezeigt. Impulse p1, p2, p3, p4 und p5 sind mit Ausnahme des Impulses p3 alle ähnlich in der Amplitude und der Dauer. Der Impuls p3 ist bei diesem Beispiel in der Dauer begrenzt, um zu zeigen wie die Drehmomentbegrenzungs-Rückmeldung funktioniert, so dass eine übermäßige Gurtkompression verhindert wird. (Die Drehmomentbegrenzung kann ersetzt werden durch die Gurtbewegung oder einen anderen Parameter als den Begrenzungsparameter.) Als ein Beispiel für eine Systemantwort auf ein Erfassen des Drehmomentgrenzwertes ist der Impuls p3 als schnell den an dem Motor eingestellten Drehmomentgrenzwert erreichend gezeigt. Wenn der Drehmomentgrenzwert erreicht ist, entkuppelt die Kupplung, um eine Verletzung des Patienten und ein übermäßiges Entleeren der Batterie zu verhindern (eine übermäßige Kompression führt wahrscheinlich nicht zu zusätzlichem Blutfluss, sondern wird sicher die Batterien schnell entleeren). Es ist zu bemerken, dass, nachdem die Kupplung im Rahmen des Impulses p3 entkuppelt wurde, die Gurtspannung und der intrathorakale Druck schnell abfallen, und der intrathorakale Druck wird für lediglich einen kleinen Teil des Zyklus erhöht. Nachdem die Kupplung basierend auf einem Drehmomentüberschuss-Zustand entkuppelt wurde, kehrt das System zu dem Muster wiederholter Kompressionen zurück. Der Impuls p4 tritt in dem nächsten geplanten Kompressionszeitraum T7 auf, nach dem die T8, T9 und T10 überspannende Atmungspause erzeugt wird durch Halten der Kupplung im Entkuppelungszustand. Nach der Atmungspause repräsentiert der Impuls p5 den Beginn der nächsten Kompressionsreihe. Das System führt wiederholt von Atmungspausen gefolgte Kompressionsreihen

durch, bis es von dem Bediener unterbrochen wird.

[0096] [Fig. 29](#) zeigt die Zeitsteuerung des Motors, der Kupplung und der Nockenbremse bei einem System, das es ermöglicht, dass die Gurtkompression durch Umkehren des Motors umgekehrt wird. Es ermöglicht ferner Kompressionshaltezeiträume zum Erhöhen der hämodynamischen Wirkung der Kompressionszeiträume und Entspannungsstopps zum Begrenzen der Gurtausgabe im Entspannungszeitraum bis zu dem Punkt, an dem der Gurt an der Brust immer noch straff ist und nicht übermäßig locker. Wie das Diagramm zeigt, arbeitet der Motor zuerst in Vorwärtsrichtung, um den Kompressionsgurt straff zu ziehen, wird dann für einen kurzen Zeitraum ausgeschaltet, arbeitet dann in umgekehrter Richtung und schaltet ab sowie setzt den Betrieb in Zyklen eines Vorwärtslaufs, Abschaltens, Rückwärtslaufs, Abschaltens usw. fort. Parallel zu diesen Zyklen des Motorzustands ist die Nockenbremse in Betrieb zum in Position Verriegeln der Motorwelle und dadurch in Position Verriegeln der Antriebsrolle und Verhindern einer Bewegung des Kompressionsgurtes. Die Bremsen-Zustandslinie **122** zeigt den Zustand der Bremse **105**. Daher schaltet der Motor, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis zu dem Grenzwert oder zur Zeitbegrenzung spannt, ab und die Nockenbremse kommt in Eingriff, um ein Lockern des Kompressionsgurtes zu verhindern. Dies verhindert wirksam eine Entspannung der Brust des Patienten und hält einen höheren, intrathorakalen Druck während der Haltezeiträume T2, T6 und T10 aufrecht. Bevor der nächste Kompressionszyklus beginnt, wird der Motor umgekehrt und die Nockenbremse außer Eingriff gebracht, was es dem System ermöglicht, den Gurt auf eine lockerere Länge zu bringen, und es ermöglicht, dass die Brust des Patienten entspannt. Nach einem Entspannen auf den unteren Grenzwert, der der Vorgespannt-Gurtlänge entspricht, wird die Nockenbremse eingeschaltet, um die Rolle zu stoppen und den Gurt in der Vorgespannt-Länge zu halten. Die Kupplung ist zu jedem Zeitpunkt eingekuppelt (die Kupplung kann insgesamt weggelassen werden, wenn kein anderes Kompressionsregime in dem System gewünscht ist). (Diese Ausführungsform kann zwei Motoren aufweisen, die in unterschiedliche Richtungen arbeiten und die mittels Kupplungen mit der Rolle verbunden sind.)

[0097] [Fig. 29a](#) zeigt die intrathorakalen Druckänderungen, die durch den Kompressionsgurt verursacht werden, wenn er gemäß dem Zeitsteuerungsdiagramm von [Fig. 29](#) betrieben wird. Die Kupplung, wenn überhaupt, ist immer eingeschaltet, wie durch die Kupplungs-Zustandslinie **121** gezeigt. Die Nockenbremse ist in Eingriff oder „ein“ gemäß der Bremsen-Zustandslinie **122**, welche die Rechteckwelle im unteren Abschnitt des Diagramms aufweist. Der Motor ist gemäß der Motor-Zustandslinie **120** eingeschaltet, ausgeschaltet oder im Rückwärtslauf. Zu je-

dem Zeitpunkt, zu dem der Motor in die Vorwärtsrichtung eingeschaltet wird, wird der Gurt um die Brust des Patienten herum straff gezogen, was in einer hohen Druckspitze in der Gurtspannung und dem intrathorakalen Druck resultiert, wie in der Druckaufzeichnungslinie **119** gezeigt. Zu jedem Zeitpunkt, zu dem der obere Schwellengrenzwert von dem System erfasst wird, wird der Motor ausgeschaltet und kommt die Nockenbremse in Eingriff, um eine weitere Gurtbewegung zu verhindern. Dies resultiert in einem hohen, aufrechterhaltenen Druck oder „Haltedruck“ während der in dem Diagramm gezeigten Haltezeiträume (beispielsweise Zeitraum T2). Am Ende des Haltezeitraums wird der Motor in Rückwärtslauf versetzt, so dass er den Gurt in eine Entspannungsposition bringt, und wird dann ausgeschaltet. Wenn der Motor nach einem Zeitraum eines Rückwärtsbetriebs ausgeschaltet wird, kommt die Nockenbremse in Eingriff, um ein übermäßiges Spiel des Kompressionsgurtes zu verhindern, was Zeit und Batteriestrom vergeuden würde. Wenn der Zyklus wieder begonnen wird, kommt die Nockenbremse außer Eingriff und der Motor wird zum Starten einer anderen Kompression eingeschaltet. Die Impulse p1, p2 sind in der Amplitude und der Dauer ähnlich. Der Impuls p3 ist bei diesem Beispiel in der Dauer begrenzt, um zu zeigen wie die Drehmomentbegrenzungs-Rückmeldung zum Verhindern einer übermäßigen Gurtkompression funktioniert. Der Impuls p3 erreicht schnell die an dem Motor eingestellte Drehmomentbegrenzung (oder die an dem Gurt eingestellte Aufnahmebegrenzung) und der Motor stoppt und die Nockenbremse kommt in Eingriff, so dass eine Verletzung des Patienten und eine übermäßige Entleerung der Batterie verhindert werden. Es ist zu bemerken, dass nach dem Motorstopp und dem in Eingriffbringen der Nockenbremse im Rahmen des Impulses p3 die Gurtspannung und der intrathorakale Druck für den gleichen Zeitraum wie bei allen anderen Impulsen aufrecht erhalten werden, und der intrathorakale Druck wird während des Hochdruck-Haltezeitraums, wenn überhaupt, nur geringfügig abgesenkt. Nach dem Impuls p3 kann eine Atmungspause begonnen werden, in der die Gurtspannung vollständig nachlassen kann.

[0098] [Fig. 30](#) zeigt die Zeitsteuerung des Motors, der Kupplung und der Nockenbremse bei einem System, das es ermöglicht, dass die Gurtkompression sich während jedes Zyklus vollständig abbaut. Wie die Tabelle zeigt, arbeitet der Motor nur in Vorwärtsrichtung zum Straffziehen des Kompressionsgurtes, wird dann für einen kurzen Zeitraum ausgeschaltet und setzt den Betrieb mit Ein- und Aus-Zyklen fort. In dem ersten Zeitraum T1 ist der Motor eingeschaltet und die Kupplung ist eingekuppelt, was den Kompressionsgurt um den Patienten herum zusammenzieht. In dem nächsten Zeitraum T2 wird der Motor ausgeschaltet und die Nockenbremse wird eingeschaltet (wobei die Kupplung weiterhin eingekuppelt

ist), um den Kompressionsgurt in der Festgezogen-Position zu verriegeln. In dem nächsten Zeitraum T3 wird die Kupplung ausgekuppelt, um zu ermöglichen, dass sich der Gurt bei der natürlichen Entspannung der Brust des Patienten entspannt und ausdehnt. In dem nächsten Zeitraum T4 wird der Motor eingeschaltet, um auf Drehzahl zu kommen, wobei die Kupplung ausgekuppelt ist und die Nockenbremse ausgeschaltet ist. In diesem Zeitraum kommt der Motor auf Drehzahl ohne Wirkung auf den Kompressionsgurt. In dem nächsten Zeitraum wiederholt sich der Zyklus. Daher schaltet der Motor, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis auf den Grenzwert oder die Zeitbegrenzung straff zieht, ab und die Nockenbremse kommt in Eingriff, um ein Lockern des Kompressionsgurtes zu verhindern. Dies verhindert effektiv eine Entspannung der Brust des Patienten und hält einen höheren, intrathorakalen Druck aufrecht. Bevor der nächste Kompressionszyklus beginnt, wird die Kupplung entkuppelt, was es ermöglicht, dass die Brust entspannt, und ermöglicht, dass der Motor bevor er unter Last kommt auf Drehzahl kommt. Dies stellt eine viel schnellere Gurtkompression bereit, was zu einem sprunghafteren Ansteigen des intrathorakalen Druckes führt.

[0099] [Fig. 30a](#) zeigt die intrathorakalen Druckänderungen, die durch den Kompressionsgurt verursacht werden, wenn er gemäß der Zeitsteuerungstabelle von [Fig. 30](#) betrieben wird. Die Kupplung wird nur eingeschaltet, nachdem der Motor auf Drehzahl gekommen ist, gemäß der Kupplungs-Zustandslinie **121** und der Motor-Zustandslinie **120**, was zeigt, dass der Motor für zwei Zeiträume eingeschaltet wird vor einem Kupplungseingriff. Die Nockenbremse ist in Eingriff oder „ein“ gemäß der Bremsen-Zustandslinie **122** in dem unteren Abschnitt des Diagramms. Zu jedem Zeitpunkt, zu dem die Kupplung eingekuppelt ist, wird der Gurt um die Brust des Patienten herum zusammengezogen, was in einer sprunghaft ansteigenden Hochdruckspitze in der Gurtspannung und dem intrathorakalen Druck resultiert, wie in der Druckaufzeichnungslinie **119** gezeigt. Zu jedem Zeitpunkt, zu dem der Motor ausgeschaltet wird, kommt die Nockenbremse in Eingriff und die Kupplung bleibt eingekuppelt, um eine weitere Bewegung des Gurtes zu verhindern, und die Kupplung verhindert eine Entspannung. Dies resultiert in einem hohen, aufrechterhaltenen Druck oder „Haltedruck“ während der in dem Diagramm gezeigten Haltezeiträume. Am Ende des Haltezeitraums wird die Kupplung ausgeschaltet, so dass sich der Gurt bis auf die Entspannungsposition ausdehnen kann. Am Ende des Zyklus wird die Nockenbremse außer Eingriff gebracht (wobei die Kupplung entkuppelt ist), so dass der Motor vor dem Beginn des nächsten Kompressionszyklus auf Drehzahl kommen kann. Der nächste Zyklus wird begonnen, wenn die Kupplung eingekuppelt ist. Diese Aktion erzeugt den sprunghafteren Druckanstieg am Beginn jedes Zyklus, wie mittels der steilen Kurve am

Beginn jedes der Druckimpulse p1, p2 und p3 gezeigt. Diese Druckimpulse sind wieder, mit Ausnahme des Impulses p2, alle in der Amplitude und der Dauer ähnlich. Der Impuls p2 ist bei diesem Beispiel in der Dauer begrenzt, um zu zeigen wie die Drehmomentbegrenzungs-Rückmeldung zum Verhindern einer übermäßigen Gurtkompression funktioniert. Der Impuls p2 erreicht schnell die an dem Motor eingestellte Drehmomentbegrenzung, und der Motor stoppt und die Nockenbremse kommt in Eingriff, um eine Verletzung des Patienten und eine übermäßige Entleerung der Batterie zu verhindern. Es ist zu bemerken, dass nach dem Stoppen des Motors und dem in Eingriffbringen der Nockenbremse im Rahmen des Impulses p2 die Gurtspannung und der intrathorakale Druck für den gleichen Zeitraum wie bei allen anderen Impulsen aufrecht erhalten werden, und der intrathorakale Druck wird während der Halteperiode nur geringfügig abgesenkt. Der Betrieb des Systems gemäß [Fig. 30a](#) wird so gesteuert, dass der Gurt auf einen mittels eines hohen Motordrehmoments (oder dementsprechend einer Gurtspannung oder Gurtlänge) gemessenen Grenzwert begrenzt wird.

[0100] [Fig. 31](#) zeigt die Zeitsteuerung des Motors, der Kupplung und der Nockenbremse bei einem System, das es nicht erlaubt, dass sich die Gurtkompression während jedes Zyklus vollständig abbaut. Stattdessen begrenzt das System die Gurtentspannung auf einen unteren Grenzwert für das Motordrehmoment, die Gurtspannung oder die Gurtlänge. Wie die Tabelle zeigt, arbeitet der Motor nur in der Vorwärtsrichtung zum Straffziehen des Kompressionsgurtes, wird dann für einen kurzen Zeitraum ausgeschaltet und setzt den Betrieb mit Ein- und Aus-Zyklen fort. In dem ersten Zeitraum T1 ist der Motor eingeschaltet und die Kupplung ist eingekuppelt, was den Kompressionsgurt um den Patienten herum zusammenzieht. In dem nächsten Zeitraum T2 wird der Motor ausgeschaltet und die Nockenbremse wird eingeschaltet (wobei die Kupplung immer noch eingekuppelt ist), um den Kompressionsgurt in der Festgezogen-Position zu verriegeln. In dem nächsten Zeitraum T3 wird die Kupplung entkuppelt, um zu ermöglichen, dass sich der Gurt bei der natürlichen Entspannung der Brust des Patienten entspannen und ausdehnen kann. Die Antriebsrolle wird sich drehen zum Ausgeben der Gurtlänge, die notwendig ist zum Aufnehmen der Entspannung der Brust des Patienten. In dem nächsten Zeitraum T4 wird, während der Motor immer noch ausgeschaltet ist, die Kupplung eingekuppelt (wobei die Nockenbremse immer noch eingeschaltet ist), um zu verhindern, dass der Gurt vollständig locker wird. Zum Starten des nächsten Zyklus bei T5 startet der Motor und die Nockenbremse wird ausgeschaltet und ein anderer Kompressionszyklus beginnt.

[0101] [Fig. 31a](#) zeigt den intrathorakalen Druck und

die Gurtspannung, die dem Betrieb des Systems gemäß [Fig. 31](#) entspricht. Die Motor-Zustandslinie **120** und die Bremsen-Zustandslinie **122** zeigen, dass, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis auf den oberen Drehmomentgrenzwert oder die Zeitbegrenzung straff zieht, der Motor abschaltet und die Nockenbremse in Eingriff kommt, um ein Lockern des Kompressionsgurtes zu verhindern. Daher wird der während des Aufnehmens des Gurtes erreichte, hohe Druck während des bei T2 beginnenden Haltezeitraums aufrechterhalten. Wenn der Gurt durch Freigeben der Kupplung (was die Nockenbremse entkuppelt) bei T3 gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Drucklinie **119** gezeigt. Bei T4 kommt, nachdem sich der Kompressionsgurt in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig locker wird, die Kupplung in Eingriff (und kuppelt die Nockenbremse wieder ein), so dass der Gurt auf einem minimalen Niveau von Gurtdruck gehalten wird. Dies verhindert wirksam eine totale Entspannung der Brust des Patienten, was sogar zwischen den Kompressionszyklen einen geringfügig erhöhten, intrathorakalen Druck aufrechterhält. Ein Zeitraum geringer Kompressionen wird in dem Zyklus erzeugt. Es ist zu bemerken, dass nach mehreren Zyklen (vier oder fünf Zyklen) eine Atmungspause in dem Kompressionsmuster vorgesehen ist, während der die Kupplung ausgeschaltet ist und die Nockenbremse ausgeschaltet ist, so dass eine vollständige Entspannung des Gurtes und der Brust des Patienten ermöglicht sind. (Das System kann mit dem unteren Grenzwert in Kraft und keinem oberen Grenzwert in Kraft betrieben werden, was ein Einzel-Untergrenzwert-System schafft.) Der Motor kann zwischen Kompressionszeiträumen eingeschaltet werden, wie in den Zeiträumen T11 und T12 gezeigt, um ihn vor dem Start des nächsten Kompressionszyklus auf Drehzahl zu bringen.

[0102] [Fig. 32](#) zeigt eine Zeitsteuerungstabelle zur Verwendung in Kombination mit einem System, das den Motor, die Kupplung und die Sekundärbremse **113** oder eine Bremse an dem Antriebsrad oder der Antriebsrolle selbst verwendet. Die Bremse **105** wird bei dieser Ausführungsform des Systems nicht verwendet (obwohl sie in dem Motorkasten vorgesehen sein kann). Wie die Motor-Zustandslinie **120** zeigt, arbeitet der Motor nur in der Vorwärtsrichtung zum Straffziehen des Kompressionsgurtes und ist immer eingeschaltet. In dem ersten Zeitraum T1 ist der Motor eingeschaltet und die Kupplung ist eingekuppelt, was den Kompressionsgurt um den Patienten herum zusammenzieht. In dem nächsten Zeitraum T2 ist der Motor eingeschaltet, aber die Kupplung ist ausgekuppelt und die Bremse ist eingeschaltet, so dass der Kompressionsgurt in der Festgezogen-Position verriegelt ist. In dem nächsten Zeitraum T3 wird die Kupplung ausgekuppelt und die Bremse ist ausgeschaltet, um zu ermöglichen, dass der Gurt sich bei der natürlichen Entspannung der Brust des Patienten

entspannt und ausdehnt. Die Antriebsrolle wird sich drehen zum Ausgeben der Gurtlänge, die zum Aufnehmen der Entspannung der Brust des Patienten notwendig ist. In dem nächsten Zeitraum T4 ist die Kupplung, während der Motor immer noch eingeschaltet ist, ausgekuppelt, wobei jedoch das Einschalten der Sekundärbremse wirksam ist zum Verriegeln des Gurtes und zum Verhindern, dass der Gurt sich vollständig lockert (im Gegensatz zu den im Obigen beschriebenen Systemen ist der Betrieb der Sekundärbremse wirksam, wenn die Kupplung ausgekuppelt ist, da die Sekundärbremse der Kupplung nachgeschaltet ist). Zum Starten des nächsten Zyklus bei T5 startet der Motor, die Sekundärbremse wird ausgeschaltet und die Kupplung eingekuppelt und ein anderer Kompressionszyklus beginnt. Während eines Impulses p3 ist die Kupplung für Zeiträume T11 und T12 eingekuppelt, wobei der Drehmomentschwellengrenzwert von dem System nicht erreicht wird. Dies stellt einen Kompressionszeitraum mit Überreichweite bereit, welcher den Drehmoment begrenzten Kompressionszeiträumen zwischengeschaltet werden kann.

[0103] [Fig. 32a](#) zeigt den intrathorakalen Druck und die Gurtspannung, die dem Betrieb des Systems gemäß [Fig. 32](#) entsprechen. Die Motor-Zustandslinie **120** und die Bremsen-Zustandslinie **122** zeigen, dass, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis auf den oberen Drehmomentgrenzwert oder die Zeitbegrenzung spannt, die Sekundärbremse in Eingriff kommt (gemäß der Sekundärbremse-Zustandslinie **122**) und die Kupplung auskuppelt, um zu verhindern, dass der Kompressionsgurt sich lockert. Auf diese Weise wird der während des Aufnehmens des Gurtes erreichte, hohe Druck während des bei T2 beginnenden Haltezeitraums aufrechterhalten. Wenn bei T3 durch Freigeben der Sekundärbremse der Gurt gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Drucklinie gezeigt. Nachdem sich der Kompressionsgurt in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig schlaff wird, kommt bei T4 die Sekundärbremse in Eingriff, so dass der Gurt auf einem Minimalniveau von Gurtgedruck gehalten wird. Dies verhindert wirksam eine totale Entspannung der Brust des Patienten, was sogar zwischen den Kompressionszyklen einen geringfügig erhöhten, intrathorakalen Druck aufrechterhält. In dem Zyklus wird ein Zeitraum geringer Kompression geschaffen. Bei p3 ist der obere Grenzwert nicht erreicht, jedoch die Maximalzeit ist erreicht, die für eine Kompression zulässig ist, und die Kupplung ist so für zwei Zeiträume T9 und T10 eingekuppelt, bis das System basierend auf der Zeitbegrenzung die Kupplung löst. Obwohl aktiviert, ist bei T9 und T10 die Sekundärbremse nicht eingeschaltet.

[0104] [Fig. 33](#) zeigt eine Zeitsteuerungstabelle zur Verwendung in Kombination mit einem System, das den Motor, die Kupplung und die Sekundärbremse

113 oder eine Bremse an dem Antriebsrad oder der Antriebsrolle selbst nutzt. Die Bremse **105** wird bei dieser Ausführungsform des Systems nicht verwendet (obwohl sie in dem Motorkasten vorgesehen sein kann). Wie die Motor-Zustandslinie **120** zeigt, arbeitet der Motor nur in der Vorwärtsrichtung zum Straffziehen des Kompressionsgurtes und ist immer eingeschaltet. In den Zeiträumen T1 und T2 ist der Motor eingeschaltet und die Kupplung ist eingekuppelt, was den Kompressionsgurt um den Patienten herum zusammenzieht. Im Gegensatz zur Zeitsteuerungstabelle von [Fig. 32](#) ist die Bremse nicht eingeschaltet zum Halten des Gurtes während der Kompressionszeiträume (T1 und T2), wenn nicht der obere Grenzwert von dem System erreicht wird. In dem nächsten Zeitraum T3 ist die Kupplung ausgekuppelt und die Bremse wird ausgeschaltet, so dass es dem Gurt ermöglicht ist, sich mit der natürlichen Entspannung der Brust des Patienten zu entspannen und auszudehnen. Die Antriebsrolle wird sich drehen zum Ausgeben der Gurtlänge, die zum Aufnehmen der Entspannung der Brust des Patienten notwendig ist. Während T3 wird der Gurt bis auf den Nullpunkt ausgegeben, so dass das System die Sekundärbremse einschaltet. Während T4 bleibt der Motor eingeschaltet, die Kupplung ist ausgekuppelt und die Sekundärbremse ist wirksam zum Verriegeln des Gurtes, so dass verhindert wird, dass der Gurt vollständig locker wird (im Gegensatz zu den Systemen, die die Nockenbremse nutzen, ist der Betrieb der Sekundärbremse wirksam, wenn die Kupplung ausgekuppelt ist, da die Sekundärbremse der Kupplung nachgeschaltet ist). Zum Beginnen des nächsten Zyklus bei T5 läuft der Motor weiter und die Sekundärbremse wird ausgeschaltet sowie wird die Kupplung eingekuppelt und ein anderer Kompressionszyklus beginnt. Während des Zeitraums T6 erreicht das System den oberen Grenzwert mit der Spitze p2 und bewirkt, dass die Kupplung freigegeben wird und die Sekundärbremse in Eingriff gelangt, wodurch der Gurt für den Rest des Kompressionszeitraums (T5 und T6) straff in dem Hochkompressionszustand gehalten wird. Am Ende des Kompressionszeitraums wird die Bremse vorübergehend außer Eingriff gebracht, um zu ermöglichen, dass der Gurt sich bis auf den unteren Grenzwert oder den Nullpunkt ausdehnt, und die Bremse wird wieder in Eingriff gebracht, um den Gurt auf den unteren Grenzwertpunkt zu halten. Ein Impuls p3 wird bei einem anderen Kompressionszeitraum erzeugt, in welchem bei T9 und T10 die Bremse gelöst ist und die Kupplung eingekuppelt ist, bis der Grenzwert erreicht wird, woraufhin die Kupplung ausgekuppelt wird und die Bremse in Eingriff gelangt, um den Kompressionszeitraum zu beenden, wobei der Gurt in dem Hochkompressionszustand gehalten wird. In den Zeiträumen T11 und T12 ist die Kupplung ausgekuppelt und die Bremse ist gelöst, so dass es ermöglicht ist, dass sich die Brust vollständig entspannen kann. Dies stellt eine Amtungspause bereit, in der dem Patienten Luft zugeführt werden kann.

[0105] [Fig. 33a](#) zeigt den intrathorakalen Druck und die Gurtspannung, die dem Betrieb des Systems gemäß [Fig. 33](#) entspricht. In den Zeiträumen T1 und T2 zeigen die Motor-Zustandslinie **120** und die Sekundärbremse-Zustandslinie **122**, dass der Motor den Kompressionsgurt bis zum Ende des Kompressionszeitraums spannt (das System wird keinen Stopp unterhalb des oberen Grenzwertes initiieren). Wenn bei T3 durch Lösen der Sekundärbremse der Gurt gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Drucklinie gezeigt. Nachdem der Kompressionsgurt sich in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig schlaff wird, kommt bei T3 die Sekundärbremse in Eingriff, so dass der Gurt auf einem Minimalniveau von Gurtdruck gehalten wird. Dies verhindert wirksam eine vollständige Entspannung der Brust des Patienten, was sogar zwischen den Kompressionszyklen einen geringfügig erhöhten, intrathorakalen Druck aufrechterhält. In dem Zyklus wird ein Zeitraum geringer Kompression geschaffen. Die Motor-Zustandslinie **120** und die Bremsen-Zustandslinie **122** zeigen, dass, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis auf den oberen Drehmomentgrenzwert oder die Zeitbegrenzung spannt, die Sekundärbremse in Eingriff gelangt und die Kupplung auskuppelt, so dass ein Lockern des Kompressionsgurtes verhindert wird. Auf diese Weise wird der während des Aufnehmens des Gurtes erreichte, hohe Druck während des bei T6 beginnenden Haltezeitraums aufrechterhalten. Wenn bei T7 durch Freigeben der Sekundärbremse der Gurt gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Drucklinie gezeigt. Nachdem der Kompressionsgurt sich in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig schlaff wird, kommt bei T7 die Sekundärbremse in Eingriff, so dass der Gurt auf dem unteren Grenzwert gehalten wird. Bei p3 wird der obere Grenzwert wieder erreicht, und bei T10 wird die Kupplung ausgekuppelt und die Bremse in Eingriff gebracht, so dass das Hochkompressionshalten begonnen wird.

[0106] [Fig. 34](#) zeigt eine Zeitsteuerungstabelle zur Verwendung in Kombination mit einem System, das den Motor, die Kupplung und eine Sekundärbremse **113** oder eine Bremse an dem Antriebsrad oder der Antriebsrolle selbst nutzt. Die Bremse **105** wird bei dieser Ausführungsform des Systems nicht verwendet (obwohl sie in dem Motorkasten vorgesehen sein kann). Wie die Motor-Zustandslinie **120** zeigt, arbeitet der Motor nur in der Vorwärtsrichtung zum Straffziehen des Kompressionsgurtes und ist immer eingeschaltet. In dem ersten Zeitraum T1 ist der Motor eingeschaltet und die Kupplung ist eingekuppelt, was den Kompressionsgurt um den Patienten herum zusammenzieht. In dem nächsten Zeitraum T2 ist der Motor eingeschaltet, ist die Kupplung in Reaktion auf den erfassten Grenzwert ausgekuppelt und ist die Bremse **113** aktiviert und eingeschaltet, so dass der Kompressionsgurt, nur wenn der obere Grenzwert während des Kompressionszeitraumes erfasst wur-

de, in der Festgezogen-Position verriegelt wird. In dem nächsten Zeitraum T3 ist die Kupplung ausgekuppelt und die Bremse ist ausgeschaltet, so dass es ermöglicht ist, dass sich der Gurt bei der natürlichen Entspannung der Brust des Patienten entspannt und ausdehnt. Die Antriebsrolle wird sich drehen zum Ausgeben der Gurtlänge, die zum Aufnehmen der Entspannung der Brust des Patienten notwendig ist. In dem nächsten Zeitraum T4 ist, während der Motor weiterhin eingeschaltet ist, die Kupplung ausgekuppelt, wobei jedoch das Einschalten der Sekundärbremse wirksam ist zum Verriegeln des Gurtes und zum Verhindern, dass der Gurt vollständig locker wird (im Gegensatz zu den im Obigen beschriebenen Systemen ist der Betrieb der Sekundärbremse wirksam, wenn die Kupplung ausgekuppelt ist, da die Sekundärbremse der Kupplung nachgeschaltet ist). Zum Beginnen des nächsten Zyklus bei T5 läuft der Motor weiter und die Sekundärbremse wird ausgeschaltet sowie wird die Kupplung eingekuppelt und ein anderer Kompressionszyklus beginnt. Während eines Impulses p3 ist die Kupplung in einem Zeitraum T9 eingeschaltet. In einem Zeitraum T10 bleibt die Kupplung eingekuppelt und die Bremse wird aktiviert, jedoch nicht eingeschaltet. Die Kupplung und die Bremse werden in Reaktion auf den Grenzwert angesteuert, was bedeutet, dass die Systemsteuervorrichtung wartet, bis der obere Grenzwert erfasst wird, bevor sie das System in die Haltekonfiguration umschaltet, in der die Kupplung freigegeben ist und die Bremse eingeschaltet ist. In diesem Beispiel wird während der Kompressionszeiträume T9 und T10 der obere Grenzwert nicht erreicht, so dass das System kein Halten initiiert.

[0107] [Fig. 34a](#) zeigt den intrathorakalen Druck und die Gurtspannung, die dem Betrieb des Systems gemäß [Fig. 34](#) entsprechen. Die Motor-Zustandslinie **120** und die Sekundärbremse-Zustandslinie **122** zeigen, dass, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis auf den oberen Drehmomentgrenzwert oder die Zeitbegrenzung spannt, die Kupplung auskuppelt und die Sekundärbremse in Eingriff gelangt, um zu verhindern, dass sich der Kompressionsgurt lockert. Auf diese Weise wird der während des Aufnehmens des Gurtes erreichte, hohe Druck während des bei T2 beginnenden Haltezeitraums aufrechterhalten. Der Kompressionszeitraum weist einen Zeitraum aktiven Komprimierens der Brust auf, dem ein Zeitraum statischer Kompression folgt. Wenn bei T3 durch Freigeben der Sekundärbremse der Gurt gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Drucklinie **119** gezeigt. Nachdem sich der Kompressionsgurt in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig schlaff wird, kommt bei T4 die Sekundärbremse in Eingriff, so dass der Gurt auf einem Minimalniveau von Gurtdruck gehalten wird. Dies verhindert wirksam eine vollständige Entspannung der Brust des Patienten, was zwischen den Kompressionszyklen einen geringfügig erhöhten, intrathoraka-

len Druck aufrechterhält. In dem Zyklus wird ein Zeitraum geringer Kompressionen geschaffen. Es ist zu bemerken, dass in Zyklen, in denen der obere Grenzwert nicht erreicht wird, der Kompressionszeitraum keinen Zeitraum einer statischen Kompression (Halten) aufweist und die Kupplung für zwei Zeiträume T9 und T10 eingekuppelt ist und das System schließlich die aktive Kompression basierend auf der in dem System eingestellten Zeitbegrenzung beendet.

[0108] **Fig. 35** zeigt eine Zeitsteuerungstabelle zur Verwendung in Kombination mit einem System, das den Motor, die Kupplung, die Nockenbremse **105** und eine Sekundärbremse **113** (oder eine Bremse an dem Antriebsrad oder der Spindel selbst) nutzt. Bei dieser Ausführungsform des Systems werden beide Bremsen verwendet. Wie die Tabelle zeigt, arbeitet der Motor nur in der Vorwärtsrichtung zum Straffziehen des Kompressionsgurtes. In dem ersten Zeitraum T1 ist der Motor eingeschaltet und die Kupplung ist eingekuppelt, was den Kompressionsgurt um den Patienten herum zusammenzieht. In dem nächsten Zeitraum T2 wird der obere Grenzwert erreicht und der Motor wird in Reaktion auf den erfassten Grenzwert ausgeschaltet, wobei die Kupplung weiterhin eingekuppelt ist und die Sekundärbremse aktiviert und eingeschaltet ist, so dass der Kompressionsgurt in der Festgezogen-Position verriegelt wird (diese Maßnahmen geschehen nur, wenn während des Kompressionszeitraums der obere Grenzwert erfasst wird). In dem nächsten Zeitraum T3 entspannt sich bei der natürlichen Entspannung der Brust des Patienten der Gurt und dehnt sich aus, wobei die Kupplung ausgekuppelt und die Bremsen ausgeschaltet sind. Die Antriebsrolle wird sich drehen zum Ausgeben der Gurtlänge, die zum Aufnehmen der Entspannung der Brust des Patienten notwendig ist. In dem nächsten Zeitraum T4 (während der Motor weiterhin eingeschaltet ist) bleibt die Kupplung ausgekuppelt, wobei jedoch das Einschalten der Sekundärbremse wirksam ist zum Verriegeln des Gurtes und zum Verhindern, dass der Gurt vollständig locker wird. Zum Beginnen des nächsten Zyklus bei T5 wird die Sekundärbremse ausgeschaltet, wird die Kupplung eingekuppelt und ein anderer Kompressionszyklus beginnt (der Motor wurde früher in dem Zeitraum T3 oder T4 eingeschaltet, um ihn auf Drehzahl zu bringen). Während eines Impulses p_3 ist die Kupplung in einem Zeitraum T9 eingeschaltet. In einem Zeitraum T10 bleibt die Kupplung eingekuppelt und die Bremse wird aktiviert, jedoch nicht eingeschaltet. Die Kupplung und die Bremse werden in Reaktion auf den Grenzwert gesteuert, was bedeutet, dass die Systemsteuervorrichtung wartet, bis der obere Grenzwert erfasst wird, bevor sie das System auf die Haltekonfiguration umschaltet, in der die Kupplung freigegeben ist und die Nockenbremse eingeschaltet ist. Bei diesem Beispiel wird der obere Grenzwert während der Kompressionszeiträume T9 und T10 nicht erreicht, so dass das System kein Halten initiiert. Die

Nockenbremse dient dazu, den Gurt auf der Länge des oberen Grenzwertes zu halten, und die Sekundärbremse dient dazu, den Gurt auf der Länge des unteren Grenzwertes zu halten.

[0109] **Fig. 35a** zeigt den intrathorakalen Druck und die Gurtspannung, die dem Betrieb des Systems gemäß **Fig. 35** entspricht. Die Motor-Zustandlinie **120** und die Nockenbremsen-Zustandlinie **122** zeigen, dass, wenn der Motor den Kompressionsgurt bis zu dem oberen Drehmomentgrenzwert oder der Zeitbegrenzung spannt, der Motor abschaltet und die Nockenbremse in Eingriff kommt, so dass verhindert wird, dass sich der Kompressionsgurt lockert (die Kupplung bleibt eingekuppelt). Auf diese Weise wird der während des Aufnehmens des Gurtes erreichte, hohe Druck während des bei T2 beginnenden Haltezeitraums aufrechterhalten. Daher weist der Kompressionszeitraum einen Zeitraum aktiven Komprimierens der Brust auf, dem ein Zeitraum statischer Kompression folgt. Wenn bei T3 durch Freigeben der Kupplung der Gurt gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Drucklinie **119** gezeigt. Nachdem sich der Kompressionsgurt in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig schlaff wird, kommt bei T4 die Sekundärbremse in Eingriff, so dass der Gurt auf einem Minimalniveau von Gurtdruck gehalten wird, wie durch die Sekundärbremse-Zustandlinie **123** gezeigt. Dies verhindert wirksam eine vollständige Entspannung der Brust des Patienten, was sogar zwischen den Kompressionszyklen einen geringfügig erhöhten, intrathorakalen Druck aufrechterhält. In dem Zyklus wird ein Zeitraum geringer Kompression geschaffen. Es ist zu bemerken, dass in Zyklen, in denen der obere Grenzwert nicht erreicht wird, der Kompressionszeitraum keinen Zeitraum statischer Kompression (Halten) aufweist und die Kupplung für zwei Zeiträume T9 und T10 eingekuppelt ist und das System schließlich basierend auf der in dem System eingestellten Zeitbegrenzung die aktive Kompression beendet.

[0110] Die vorhergehenden Figuren haben Steuerungssysteme bei einem zeitdominanten System erläutert, sogar wenn Grenzwerte verwendet wurden zum Begrenzen der aktiven Kompressionsbewegung. Wir erwarten, dass das zeitdominante System zum Gewährleisten einer konsistenten Anzahl von Kompressionszeiträumen pro Minute bevorzugt werden wird, wie es derzeit bei den ACLS bevorzugt wird. Zeitdominanz beseitigt ferner die Möglichkeit für ein unkontrolliertes System, wobei auf eine Anzeige gewartet werden könnte, dass ein Drehmoment- oder Encodergrenzwert erfüllt wurde, das System aber aus irgendeinem Grund nicht an den Grenzwert herankommt. Jedoch kann es bei einigen Systemen vorteilhaft sein, eventuell bei Patienten, die von medizinischem Personal gut betreut sind, die Grenzwerte partiell oder vollständig dominieren zu lassen. Ein Beispiel für eine partielle Grenzwertdominanz ist in der

Tabelle von [Fig. 36](#) gezeigt. Der Kompressionszeitraum ist nicht zeitlich bestimmt und endet nur, wenn der obere Grenzwert an einem Punkt A erfasst wird. Das System betreibt die Kupplung und die Bremse so, dass eine Entspannung bis auf den unteren Grenzwert bei einem Punkt B ermöglicht ist, und beginnt dann den Unterer-Grenzwert-Haltezeitraum. Zu einer vorgegebenen Zeit nach der Spitzenkompression wird bei einem Punkt C eine neue Kompressionsbewegung begonnen und aufrechterhalten, bis die Spitzenkompression bei einem Punkt D erreicht ist. Die tatsächliche, mit der aktiven Kompression verbrachte Zeit variiert in Abhängigkeit davon, wie lange das System zum Erreichen des Grenzwertes benötigt. Daher variiert die Zykluszeit (ein vollständiger Zeitraum von aktiver Kompression, Freigeben und Halten auf dem unteren Grenzwert, bis zum Start der nächsten Kompression) bei jedem Zyklus in Abhängigkeit davon, wie lange das System benötigt, um den Grenzwert zu erreichen, und der Unterer-Grenzwert-Entspannungszeitraum driftet dementsprechend. Um lange Zeiträume zu vermeiden, in denen das System stehen bleibt, während es auf einen oberen Grenzwert wartet, der niemals erreicht wird, ist für jeden Kompressionszeitraum eine äußere Zeitbegrenzung festgelegt, wie bei einem Punkt G gezeigt, bei dem die Kompression beendet wird, bevor die maximal zulässige Kompression erreicht wird. Im Wesentlichen wird die Systemuhr zu jedem Zeitpunkt, zu dem der obere Grenzwert erreicht wird, zurückgesetzt. Die vorbestimmten Zeitbegrenzungen **135** für Niederkompressions-Haltezeiträume werden in dem Diagramm der [Fig. 36a](#) nach links verschoben zu den Driftzeitbegrenzungen **136** hin. Dieser Ansatz kann mit jedem der vorhergehenden Steuerregime kombiniert werden durch Rücksetzen der Zeitsteuerung, wann immer jene Systeme den oberen Grenzwert erreichen.

[0111] Die Anordnung des Motors, der Nockenbremse und der Kupplung kann bei anderen Systemen für gurtbetriebene Brustkompressionen verwendet werden. Beispielsweise schlägt Lach, Reanimations-Verfahren und -Vorrichtung, US-Patent 4,770,164 (13. September 1988) einen handkurbelbetriebenen Gurt vor, der über die Brust und zwei Böcke unter der Brust des Patienten gepasst ist. Die Böcke halten die Brust in Position, während der Gurt straff gekurbelt wird. Drehmoment und Gurtstraffheit werden von einem mechanischen Anschlag begrenzt, welcher in die Drehung der großen Antriebsrolle eingreift. Der mechanische Anschlag begrenzt lediglich das Festziehaufwickeln der Rolle und kann nicht in das Abwickeln von der Rolle eingreifen. Ein Motor ist vorgeschlagen zur Befestigung an der Antriebsstange, und die Paarung zwischen Motorwelle und der Antriebsrolle ist eine manuell betätigte, mechanische Verriegelung, die als eine Kupplung bezeichnet wird. Diese „Kupplung“ ist eine primitive Kupplung, die vor Verwendung von Hand eingestellt

werden muss und die während der Kompressionszyklen nicht betätigt werden kann. Sie kann die Antriebsrolle während eines Zyklus nicht frei geben und sie kann nicht eingekuppelt werden, während der Motor läuft oder während die Vorrichtung in Betrieb ist. Daher wird die Anwendung der oben beschriebenen Bremsen- und Kupplungs-Anordnungen bei einer Vorrichtung, wie beispielsweise Lach, notwendig sein, um zu ermöglichen, dass das System automatisiert wird und das Kompressionsmuster des Zusammendrückens und Haltens erreicht wird.

[0112] Lach, Brustkompressionsvorrichtung bei Herzstillstand, WO/1997/022327 (26. Juni 1997) schlägt ferner einen Kompressionsgurt vor, der mittels eines scherenähnlichen Hebelsystems betrieben wird, und schlägt vor das System mit einem Motor anzutreiben, welcher den Scherenmechanismus in hin- und herbewegender Weise rückwärts und vorwärts antreibt, um den Gurt straff zu ziehen und zu lockern. Insbesondere lehrt Lach, dass ein Scheitern eines vollständigen Freigebens nachteilig ist, und schlägt vor, dass ein Kompressionszyklus nicht starten würde, bis ein vollständiges Freigeben aufgetreten ist. Auch dieses System kann durch Vorsehen des Kupplungssystems und des Bremsensystems, die im Obigen beschrieben wurden, verbessert werden. Es scheint, dass diese und andere Gurtspannmittel durch das Bremsen-und-Kupplungssystem nachverbessert werden können. Lach offenbart eine Anzahl von sich hin- und herbewegenden Stellgliedern zum Antreiben des Gurtes und erfordert das Beaufschlagen von Kraft auf diese Stellglieder. Beispielsweise wird der Scherenmechanismus durch Beaufschlagen einer nach unten gerichteten Kraft auf die Handgriffe des Scherenmechanismus betätigt, und diese nach unten gerichtete Kraft wird von dem Stellglied in eine Gurtspannkraft umgewandelt. Durch Motorisieren dieses Vorgangs können die Vorteile unseres Kupplungs-und-Bremsensystems bei jedem der in Lach offenbarten Kraftwandler erreicht werden. Die Steckverbindung zwischen Motor und Antriebsrolle kann gegen eine flexible Antriebswelle ausgetauscht werden, die mit einem der in Lach offenbarten Kraftwandler verbunden ist.

[0113] [Fig. 37](#) zeigt eine Ausführungsform der Brustkompressionsvorrichtung mit einer Brustbein-Blase. Der Kompressionsgurt **3** enthält eine Luftblase **140**, welche bei Verwendung an der Innenseite der Kompressionsweste und über dem Brustbein des Patienten angeordnet ist und welche unterschiedliche Größen aufweisen kann mit einem Volumen von gerade einigen Kubikzentimetern von Luft bis zu mehreren hundert Kubikzentimetern von Luft und bis zu etwa einem Liter. Der Kompressionsgurt ist in diesem Fall an dem Körper mittels zweier überlappender Bereiche **141B** und **141L** eines Klettverschlusses (Velcro®) oder eines anderen Verschlusses gesichert, wobei die Luftblase bevorzugt über

dem Brustbein des Patienten angeordnet ist. Während einer Kompression wird die Blase selbst auch durch den Gurt komprimiert und diese Kompression verursacht eine Erhöhung im Druck in der Luftblase. Ein Drucksensor, der über eine Erfassungsleitung **142** mit der Luftblase **140** wirkverbunden ist, erfasst den Druck in der Luftblase und überträgt ein entsprechendes Signal an die Steuervorrichtung. Da eine Erfassungsleitung vorgesehen ist, kann der Druckwandler außerhalb des Gurtes angeordnet sein und kann innerhalb des Steuerkastens angeordnet sein, und die Erfassungsleitung muss dann von der Blase (unter dem Gurt) aus bis zu dem Steuerkasten hin reichen. (Der Drucksensor kann stattdessen innerhalb der Blase selbst angeordnet sein, was ein Elektroenergie-und-Signalübertragungs-Kabel **143** erforderlich macht, das sich von der Blase aus zu dem Steuerkasten hin erstreckt.) Die Druckblase ist bevorzugt an der Länge des Gurtes auf der gleichen Seite des Patienten wie das Steuersystem (in diesem Fall dem linksseitigen Gurtsegment **64L**) angeordnet, so dass die Erfassungsleitung oder das Elektrokabel nicht die Platzierung des Gurtes an dem Patienten beeinträchtigt. Die Druckblase kann irgendwo an dem Gurt angeordnet sein, wie beispielsweise unterhalb der Wirbelsäule des Patienten, wobei jedoch die wie nachstehend beschriebene Platzierung über dem Brustbein beim Kontrollieren der Komprimierungsform des Thorax hilft. (Mehrere Blasen können um den Thorax herum verteilt sein, um den lokalen Druck um den Umfang des Thorax herum anzuzeigen. Beispielsweise können Blasen an der seitlichen Fläche der Brust, zwischen der Brust und dem Kompressionsgurt, an parasagittalen Positionen an der Vorderseite der Brust, zwischen der Brust und dem Kompressionsgurt und an parasagittalen Positionen zwischen dem Rücken und dem Kompressionsgurt (oder der Rückenplatte) angeordnet sein. Mit mehreren Blasen um die Brust herum angeordnet und an Druckwandler angeschlossen kann das Kraftprofil an einer Testperson oder einem tatsächlichen Patienten aufgezeichnet und mit dem Blutfluss verglichen werden, so dass die Wirkung eines Variierens des Kraftprofils bestimmt werden kann.)

[0114] Die Steuervorrichtung kann das Drucksignal in ihren Steueralgorithmus integrieren durch Begrenzen der Gurtaufnahme, so dass 200–300 mmHg in der Luftblase nicht überschritten werden (da der Druck in der Luftblase direkt zu dem auf die Brust des Patienten ausgeübten Druck korrespondieren sollte) (240 mmHg ist derzeit bevorzugt). Das Drucksignal kann ferner verwendet werden zum Gewährleisten, dass der Druck in der Luftblase, und dementsprechend der auf den Patienten ausgeübte Druck, einen minimal wirksamen Druck von etwa 240 mmHG bei jeder Kompression erreicht. Die Luftblase wird vor Verwendung mit einem Luftvolumen befüllt und muss während der Lagerung oder Verwendung nicht weiter befüllt werden, wenn sie nicht zu Leckage neigt. Das

Drucksignal kann ferner als eine Anzeige verwendet werden, dass der Gurt vorgespannt wurde und jegliches Spiel aufgenommen wurde, woraufhin die Steuervorrichtung einen Encoder-Messwert aufzeichnen kann, welcher verwendet wird als der Startpunkt zum Bestimmen des Betrages an Gurtbewegung, die während einer gegebenen Kompression stattgefunden hat. Derzeit wird ein Druck von 10 bis 50 mmHg in der Blase als der Vorgespannt-Punkt verwendet. Während Luft unser bevorzugtes Fluid ist, kann die Blase mit irgendeinem Fluid, Gel oder einem anderen Medium gefüllt sein, das in der Lage ist, Druck an einen Drucksensor zu übertragen und das so wirken wird, dass es ein Druckerfassungsvolumen und/oder ein Formkontrollvolumen bereitstellt. Wenn mit Luft gefüllt, wird die Blase geringfügig kompressibel sein und ein variables Volumen aufweisen, und wenn mit Fluid, wie beispielsweise Wasser, gefüllt, wird die Blase inkompressibel sein und ein im Wesentlichen festes Volumen aufweisen. Alternative Mittel zum Erfassen von dem Körper beaufschlagtem Druck oder Kraft können verwendet sein, einschließlich Druckwandlern, Kraftwandlern und Krafterfassungswiderständen, die an den Gurt zwischen dem Gurt und dem Patienten montiert sind.

[0115] [Fig. 42](#) zeigt eine Ausführungsform der Brustkompressionsvorrichtung mit einer Wirbelsäulenstützplatte **150**. Der linke Abschnitt **64L** und der rechte Abschnitt **64R** des Kompressionsgurtes sind in einer Naht **151** mit Ziehriemen **144** verbunden, wie in [Fig. 38](#) gezeigt, und die Ziehriemen sind an der Antriebsrolle **68** in der Cartridge **63** befestigt. Der rechte Abschnitt **64R** des Kompressionsgurtes erstreckt sich von dem mittleren Ende **152** des Ziehriemens aus (d.h. dem Ende in der Nähe des Mittelbereichs des Körpers, wenn am Patienten angebracht), unter die mittig angeordnete untere Spindel **153** und die geringfügig seitliche obere rechte Spindel **154**, unter die Wirbelsäulenstützplattform **150** und weiter nach außen, so dass er sich unter die rechte Flanke des Patienten erstreckt, wenn in Verwendung. Der linke Abschnitt **64L** des Kompressionsgurtes erstreckt sich von dem mittleren Ende **152** des Ziehriemens aus (d.h. dem Ende in der Nähe des Mittelbereichs des Körpers, wenn an einem Patienten angebracht), die Richtung umkehrend um die geringfügig seitliche obere linke Spindel **155** herum, unter die Wirbelsäulenstützplattform **150** und weiter nach außen, so dass er sich unter die linke Flanke des Patienten erstreckt, wenn in Verwendung. Die Wirbelsäulenstützplattform **150** erstreckt sich inferior und superior (aufwärts und runterwärts) über der Cartridge und dient zum Abstützen des Patienten über der Cartridge und entfernt von dem darunter liegenden Bereich, in dem der Gurt in die Cartridge hinein läuft, wodurch ein großer Anteil von Reibungsbelastung beseitigt ist, welche der Gurt ansonsten während des Betriebes zu überwinden haben würde. Die PTFE-Platte **72** kann auf der oberen Fläche der Wir-

belsäulenstützplattform vorgesehen sein zum Reduzieren von Reibung und Reiben infolge der Brustkompression.

[0116] Die [Fig. 43](#) und [Fig. 44](#) erläutern den Betrieb der Kompressionsvorrichtung, wenn sie mit den in [Fig. 37](#) beschriebenen Bestandteilen ausgerüstet ist. Wie in [Fig. 43](#) gezeigt, ist der Kompressionsgurt **64** um den Thorax **80** des Patienten herum gewickelt. Die Blase **140** ist zwischen dem Patienten und dem linken Gurtabschnitt **64L** und über dem Brustbein **82** des Patienten angeordnet, da der Motorkasten und der Steuerkasten auf der linken Seite des Patienten angeordnet sind. In diesem Querschnitt der Vorrichtung ist die Verbindung des Gurtes zu den Ziehriemen dargestellt, wobei die Ziehriemen **144** an ihrem mittleren Ende **152** mit dem linken und dem rechten Gurtabschnitt verbunden sind und an ihren Rollenden **147** mit der Antriebsrolle **68** verbunden sind (in dieser Ansicht ist erkennbar, dass der Kompressionsgurt aus einem einzigen Gurtabschnitt hergestellt sein kann, wobei die Ziehriemen an dessen Mittelabschnitt befestigt sind, oder aus zwei separaten Gurtabschnitten hergestellt sein kann, die an ihren jeweiligen mittleren Enden an den Ziehriemen befestigt sind). Die Verbindung der Ziehriemen mit der Antriebsrolle, statt einer direkten Verbindung des Gurtmittelabschnitts mit der Antriebsrolle, resultiert in einer einheitlichen Ziehlänge (wie in [Fig. 44](#) dargestellt) auf jeder Seite des Gurtes, was das Drehmoment an dem Körper beseitigt, welches aus der Extraziehlänge resultiert, die erzeugt wird, wenn zwei Riemenschichten oder Gurtschichten übereinander gewickelt werden, wie in Bezug auf die [Fig. 16](#) und [17](#) beschrieben. Wie bei vorhergehenden Ausführungsformen dreht sich die Antriebsrolle über mehrere Umdrehungen hinweg und nimmt mehrere Schichten von Ziehriemen auf, so dass erreicht wird, dass sich der Gurt bei jedem Kompressionszyklus zusammenzieht.

[0117] Ferner ist in den [Fig. 43](#) und [Fig. 44](#) die Wirkung der festen Blase auf die Form des Thoraxes nach einer Kompression gezeigt. Während einer Kompression des Patienten, wobei die Blase zwischen dem Patienten und dem Gurt installiert ist, wird der Thorax in einem einigermaßen ovalen Querschnitt gehalten und wird bevorzugt in der Vorderseite-zu-Hinterseite-Richtung (Pfeil **156**) komprimiert. Diese Form von Kompression bezeichnen wir auch als Anterior-Posterior-Kompression oder Brustbeinkompression, im Gegensatz zu der umfangreichen Kompression, die vorher beschrieben wurde. Die Form des komprimierten Torsos wird in Richtung zu einer flachen eiförmigen Form hin und weg von der runderen, mehr kreisförmigen Form des Torsos gedrückt, welche sich ohne die Blase ergibt, wie in [Fig. 45](#) gezeigt (aus unbekanntem Gründen tendieren einige Patienten dazu, leichter von den Seiten aus zu komprimieren, was in der runderen Form im Quer-

schnitt des Torsos resultiert). Ein Verwenden der Blase vermeidet die Tendenz bei einigen Patienten, in einen runderen Querschnitt, der übermäßig in der Seitenabmessungsrichtung (Linie **157**) zusammengedrückt ist, zu komprimieren, wodurch möglicherweise das Brustbein nach oben angehoben wird. Daher ist das physische Vorhandensein der Blase, ob sie zum Regeln verwendet wird oder nicht, beim Betrieb der Vorrichtung vorteilhaft. Die Kompressionen mit gerundeter Form werden, während sie nützlich sind, als eine geringere Effizienz in Bezug auf die Korrelation zwischen Kompression der Brust und Kompression des Herzens und der Brustorta aufweisend angenommen.

[0118] In den [Fig. 43](#) und [Fig. 44](#) ist auch der Betrieb der Wirbelsäulenstützplattform **150** ersichtlich. Die Plattform erstreckt sich seitwärts quer über die Wirbelsäulensenke **158**, welche den Rücken hoch und runter verläuft. Die Breite der Wirbelsäulenstützplattform ist so gewählt, dass diese sich bei den meisten Patienten seitwärts bis zu den Schulterblättern (Scapula) **159** oder der medialen Begrenzung **160** der Scapula des Patienten oder bis zu dem Vorsprung des Trapezmuskels **161** auf jeder Seite der Wirbelsäulensenke des Rückens (Bereich **158**) erstreckt. Die Plattform überspannt somit die Wirbelsäulensenke und erstreckt sich beidseitig über die Wirbelsäulensenke hinweg zu den Vorsprüngen des Trapezmuskels oder der medialen Begrenzung des Schulterblatts hin. Die Gurtabschnitte **64R** und **64L** verlaufen unter der Plattform durch einen vertikalen Spalt **163** zwischen der Plattform und der Cartridge oder der Rückenplatte hindurch, wodurch für eine kleine seitliche Breite, die sich geringfügig über die Breite der Plattform hinaus erstreckt, ein Laufen direkt zwischen dem Körper des Patienten und der Cartridge vermieden wird.

[0119] [Fig. 46](#) ist eine Modifikation der in [Fig. 42](#) gezeigten Vorrichtung. In diesem Querschnitt der Brustkompressionsvorrichtung sind die Führungsspindeln **153** (Mittelspindel), **154** (rechte Spindel) und **155** (linke Spindel) mit seitlichem Abstand voneinander angeordnet, um das Kraftprofil des Kompressionsgurtes zu verändern. Bei dieser Vorrichtung sind die linke und die rechte Führungsspindel weiter in Richtung zu den Seiten des Patienten hin angeordnet, als sie es in [Fig. 42](#) sind, bei der sie sich im Wesentlichen unter der Wirbelsäule befinden. Hier befinden sich die Führungsspindeln mehrere Zoll seitwärts der Wirbelsäule und liegen unter dem Scapula- oder dem Trapez-Bereich des Patienten. Diese Anordnung verändert das Kraftprofil des Gurtes und erzeugt eine im Wesentlichen Anterior-zu-Posterior-Kraft an dem Thorax, anstatt einem umfangreich gleichförmigen Kraftprofil. Die exakte Position der Führungsspindeln kann entweder weiter seitwärts oder weiter mittig hin (zurück in Richtung zu der Mittelposition direkt unter der Wirbelsäule, wie in

Fig. 42) angepasst werden, um die Balance zwischen Anterior-zu-Posterior-Kraft und umfänglicher Kraft, die dem typischen Patienten beaufschlagt werden, zu erhöhen oder zu verringern. Die Hinzufügung von seitlichen Stützplatten **164** und **165** an der rechten und der linken Seite des Körpers bietet dem Patienten Abstützung und formt ferner mit der Wirbelsäulenstützplatte **150** die Spalten, durch welche hindurch der Gurt passiert, so dass er sich von der Cartidge aus zu dem Patienten hin erstreckt.

[0120] Bei der Ausführungsform von **Fig. 46** ist eine Brustbeinverlagerung eng mit den Rollenumdrehungen verbunden. Bei Verwendung einer Rolle mit einem Durchmesser von 0,5 Zoll und Verwendung eines leichten Tyvek®-Stoffes oder eines ähnlichen Materials mit einer Materialdicke von etwa 0,020 Zoll wird/kann die Brustbeinverlagerung theoretisch berechnet werden durch die Formel:

$$\text{AP-Verlagerung} = (0,0314 (\text{Umdreh.})^2 + 1,5394 (\text{Umdreh.})) - (0,0314 (\text{Aufnahmeumdreh.})^2 + 1,5394 (\text{Aufnahmeumdreh.}))$$

[0121] Alternativ führt eine Beobachtung der Brustbeinverlagerung gegenüber Rollenumdrehungen empirisch zu der Formel:

$$\text{AP-Verlagerung (empirisch)} = (0,0739 (\text{Umdreh.})^2 + 1,4389 (\text{Umdreh.})) - (0,0739 (\text{Aufnahmeumdreh.})^2 + 1,4389 (\text{Aufnahmeumdreh.}))$$

[0122] Bei diesen Gleichungen ist (Umdreh.) die Gesamtanzahl von Umdrehungen der Rolle, wie sie durch einen Encoder in dem System gemessen wurden, der entweder direkt oder indirekt Rollenrotationen messen kann; (Aufnahmeumdreh.) ist die Anzahl von Umdrehungen, die gemäß den oben beschriebenen Verfahren zum Aufnehmen jeglichen Spiels in dem Gurt erforderlich sind. Eine dieser Gleichungen kann von der Steuervorrichtung des Systems entweder als ein Backup zu anderen Regelverfahren oder als ein Hauptverfahren zum Berechnen des Betrages von Verlagerung verwendet werden. In beiden Gleichungen erhält die Steuervorrichtungssoftware ein Verfolgen der Aufnahmeumdrehungen aufrecht, und die ansonsten aus diesen Umdrehungen erwartete Brustbeinverlagerung wird von der Verlagerung subtrahiert, die aus der Gesamtanzahl von Umdrehungen berechnet wurde, so dass die tatsächliche Brustbeinverlagerung aus einer gegebenen Anzahl von Umdrehungen nach Spielaufnahme bereitgestellt wird. Die Verlagerungsinformation kann von dem System verwendet werden zum Informieren des Systems bezüglich der Anfangshöhe des Patienten, welche dann zu einer gewünschten Brustbeinverlagerung korreliert werden kann (große Personen benötigen mehr Kompression). Derzeit ist eine Brustbeinkompression von 2,54–5,08 cm (1 bis 2 Zoll) oder 20 Prozent der Brustbeinhöhe erwünscht. Jedem dieser

Brustbeinverlagerungsziele kann durch das wie oben angegebene Berechnen der Brustbeinverlagerung entsprochen werden. Zusätzlich kann aus der anfänglichen Aufnahme eine Annäherung bezüglich der Größe des Patienten durchgeführt werden, und diese Information kann verwendet werden zum Bestimmen der gewünschten Brustbeinverlagerung und/oder zum Anpassen anderer Grenzwerte des Systems, wenn gewünscht. Beispielsweise kann durch das Bekanntsein der anfänglichen Länge des gesamten Gurtes und Subtrahieren der während der Aufnahme aufgewickelten Länge die um den Patienten herum eingesetzte Gurtlänge berechnet werden.

[0123] **Fig. 47** zeigt Ausführungsformen des Motorkastens **62** und der Kupplung zwischen dem Motor **103** und der Antriebsrolle **68**. Die Antriebsrolle und der Motor sind wieder in einer geknickten, antiparallelen Anordnungsbeziehung ausgerichtet, so dass der Motor bei Verwendung in Bezug auf den Patienten seitlich außerhalb der Antriebsrolle liegt. Die Motorabtriebswelle **104** treibt ein Untersetzungsgetriebe **168** an, und die Untersetzungsgetriebe-Abtriebswelle **169** treibt eine nicht umkehrbare Kupplung **170** an, und die Abtriebswelle **171** der nicht umkehrbaren Kupplung treibt den Antriebszahnkranz **112** an. Der Abtriebszahnkranz **112** seinerseits treibt die Kette **172** und den Antriebszahnkranz **66** sowie die Antriebsrolle an. Eine nicht umkehrbare Kupplung **170** ist in dem Antriebsstrang zwischengeschaltet, beispielsweise am Abtrieb des Untersetzungsgetriebes (wie gezeigt) oder am Abtrieb des Antriebsrollenzahnkranzes. Die nicht umkehrbare Kupplung kann entweder in Richtung mit dem Uhrzeigerzinn oder in Richtung entgegengesetzt dem Uhrzeigersinn angetrieben werden, wenn die Antriebswelle durch die Antriebsstrangeingaben strömungsaufwärts der Kupplung angetrieben wird, so dass ein Drehen der Antriebswelle **169** möglich ist und in einem Drehen der Antriebswelle **171** resultiert. Jedoch wird eine Drehung der Antriebswelle, die von der strömungsabwärtigen Seite des Antriebsstrangs angetrieben wird (wie es während einer Brustexpansion auftreten kann), durch einen internen Mechanismus der Kupplung verhindert und treibt somit die Antriebswelle nicht rückwärts an.

[0124] Mehrere unterschiedliche Arten von solch nicht umkehrbaren Kupplungen können verwendet sein und werden als bidirektionale, nicht rückläufige Kupplungen oder bidirektionale Umkehrverriegelungs-Kupplungen bezeichnet. Beispielsweise sind die bidirektionalen nicht rückläufigen Kupplungen von Warner Electric verfügbar und enthalten sich nach unten windende Federn und eingreifende Zapfen. Die Kupplung kann nur gedreht werden, wenn der Antriebswelle Drehmoment zugeführt wird, welche in jede Richtung angetrieben werden kann, wenn jedoch an dem Antrieb kein Drehmoment vorhanden ist, ist die Abtriebswelle wirksam verriegelt und kann

in keine Richtung gedreht werden. Jedes der Antriebswelle zugeführte Drehmoment wird an den Kupplungskörper übertragen und wird nicht an die Antriebswelle übertragen. Die bidirektionalen nicht rücklaufenden Kupplungen, die von Formsprag Engineering verfügbar sind, enthalten Freiläufe in dem Kupplungskörper, welche in eine umgekehrte Drehung der Antriebswelle eingreifen.

[0125] Die bidirektionale nicht rückläufige Kupplung, die in dem Antriebsstrang installiert ist, kann anstatt der Kupplungen und Bremsen, die in Bezug auf [Fig. 25](#) beschrieben wurden, verwendet werden. Im Betrieb wird die Brems- und Kupplungswirkung gegen die Umkehrverriegelungsfunktion der Kupplung ersetzt. Wie in [Fig. 48](#) gezeigt, ist die Zeitsteuerung des Systems stark vereinfacht. Während jeder Kompressionsbewegung wird der Motor in der Straffziehrichtung betrieben, bis der gewünschte Rückführungsgrenzwert erreicht ist. Der Motor wird dann gestoppt. Das Halten auf oberem Niveau wird automatisch durch das Umkehrverriegelungsverhalten der Kupplung erreicht. Am Ende des Haltezeitraums wird der Motor umgekehrt in die Lockerungsrichtung betrieben, woraufhin die Kupplung automatisch entriegelt und Lockerungsdrehen ermöglicht. Wenn ein Unterer-Grenzwert-Haltezeitraum gewünscht ist, wird der Motor gestoppt, woraufhin eine fortgesetzte Lockerungsdrehung der Antriebsrolle verhindert wird durch das Umkehrverriegelungsverhalten der Kupplung. Der Motor kann in Reaktion auf eine Rückmeldung, die auf der Gurtlänge (von den Gurt-Encodern), dem Druck in der Luftblase, dem Drehmoment an dem Motor oder einer anderen Rückmeldung basiert, die anzeigt, dass die Unterer-Grenzwert-Gurtposition erreicht wurde, in Lockerungsrichtung gestoppt werden. Luftzufuhrpausen, in denen der Gurt vollständig gelockert ist, können zwischen Reihen von Kompressionen eingebracht werden durch Anreiben des Motors in Lockerungsrichtung genau nach dem unteren Grenzwert. Die Endposition des Gurtes in der Luftzufuhrpause kann mittels der Encoder, aus dem Druck in der Blase oder einer anderen Rückmeldung bestimmt werden.

[0126] [Fig. 48](#) zeigt den intrathorakalen Druck und die Gurtspannung, die dem Betrieb des Systems entspricht, welches eine nicht umkehrbare Kupplung verwendet. Eine Motor-Zustandlinie **120** und die Nicht-Umkehrbar-Kupplung-Linie **173** zeigen, dass, wenn der Motor zum Spannen des Kompressionsgurtes bis auf den oberen Drehmomentgrenzwert oder die Zeitbegrenzung betrieben wird, die nicht umkehrbare Kupplung durch den Motor angetrieben wird. Wenn der Motor abschaltet, verriegelt die nicht umkehrbare Kupplung, so dass verhindert wird, dass sich der Kompressionsgurt lockert. Die Kupplung verriegelt, so dass ein Umkehren verhindert wird, ohne irgendeine Eingabe von der Steuervorrichtung. Auf diese Weise wird der während des Aufnehmens des

Gurtes erreichte, hohe Druck während des bei T2 beginnenden Haltezeitraums aufrechterhalten. Wenn der Gurt bei T3 durch Betreiben des Motors in Umkehr- oder Lockerungsrichtung, mit inhärentem Lösen des internen Verriegelungsmechanismus der nicht umkehrbaren Kupplung, gelockert wird, fällt der intrathorakale Druck ab, wie durch die Kompressions-Zustandlinie **119** gezeigt. Nachdem sich der Kompressionsgurt in einigem Ausmaß gelockert hat, jedoch nicht vollständig schlaff wird, wird bei T4 der Motor gestoppt und die nicht umkehrbare Kupplung verriegelt (wieder ohne irgendeine Eingabe oder ein Steuersignal von der Steuervorrichtung), so dass der Gurt auf einem Minimalniveau von Gurtdruck gehalten wird. Dies verhindert wirksam eine totale Entspannung der Brust des Patienten, was sogar zwischen den Kompressionszyklen einen geringfügig erhöhten, intrathorakalen Druck aufrechterhält. In dem Zyklus wird ein Zeitraum einer Kompression auf niedrigem Niveau geschaffen. Es ist zu bemerken, dass nach mehreren Zyklen (vier oder fünf Zyklen) eine Atmungspause in das Kompressionsmuster integriert ist, für welche der Motor im Rückwärtslauf angetrieben wird, so dass der Gurt für eine vollständige Entspannung des Gurtes und der Brust des Patienten gelockert wird. Wie bei den zuvor beschriebenen Ausführungsformen des Motorkastens und der Steuervorrichtung kann das System mit dem unteren Grenzwert in Kraft und keinem oberen Grenzwert in Kraft oder mit einem oberen Grenzwert in Kraft und keinem unteren Grenzwert in Kraft betrieben werden. In der Beschreibung ist zu bemerken, dass ein Rückwärtsbetrieb des Motors den Betrieb des Motors in der Lockerungsrichtung betrifft im Vergleich zu einem Vorwärtsbetrieb, welcher den Betrieb des Motors in der Straffziehrichtung betrifft. Im Gegensatz dazu betrifft, wenn von der nicht umkehrbaren Kupplung gesprochen wird, ein Umkehren das Rückwärtsantreiben der Kupplung durch Drehen der Antriebswelle zum Bewirken einer Rotation der Antriebswelle. Somit kann die nicht umkehrbare Kupplung, obwohl diese keinen Rückwärtsantrieb ermöglicht, in die Vorwärts- und die Rückwärts-, Uhrzeigersinn- oder Gegenuhrzeigersinn- und die Lockerungs- oder Straffziehrichtung gedreht werden, wenn jene Begriffe in Bezug auf den Motor verwendet werden.

[0127] Soweit haben wir die Verwendung einer Druckregelung, Gurtlängen- oder Volumen-Regelung und einer Motordrehmomentregelung beschrieben. Es scheint aus unserer Erfahrung, dass Druck und Thoraxvolumen derart zusammenhängen, dass Kompressionszyklen gesteuert werden können mit einer Rückmeldung bezüglich des Verhältnisses zwischen dem gemessenen Volumen und dem erfassten Druck. Somit kann die Steuerung des Motors, der Kupplung, der Bremse und anderer Komponenten des Antriebsstrangs als eine Funktion des Verhältnisses zwischen der dem Körper beaufschlagten Kraft und der Änderung in der Länge des Gurtes kontrol-

liert werden. Der dem Thorax beaufschlagte Druck wird wie oben angegeben durch Messen des Drucks in der in [Fig. 37](#) dargestellten Luftblase oder mit Druckwandlern, Kraftwandlern oder anderen Mitteln zum Erfassen von dem Körper beaufschlagter Kraft gemessen. Drehmomentsensoren, die über eine Verbindung an irgendeinem Punkt in dem Antriebsstrang oder durch Erfassen des Motorstroms zu dem Gurt hin wirkdurchkontaktiert sind, können ebenfalls zum Erfassen der dem Körper beaufschlagten Kraft verwendet werden. Die Länge wird durch Scannen des Gurt-Encoders oder Scannen von Rotations-Encodern in dem Antriebsstrang gemessen, wie oben beschrieben (jeder andere Mechanismus zum Messen der Gurtlänge kann verwendet werden). Das Volumen wird unter Verwendung der Gurtlänge als Stellvertreter für den Umfang der Brust und unter Annahme eines kreisförmigen Querschnitts der Brust berechnet. Die Veränderung im Volumen wird auf Basis eines 20cm breiten Gurtes und unter Annahme einer Brust mit einem kreisförmigen Querschnitt berechnet, und das von dem Gurt umgebene Volumen ist gleich der Gurtlänge mal der Gurtbreite, so dass die Änderung im Volumen als $\Delta v = \Delta (\text{Querschnitt}) \times 20\text{cm}$ berechnet wird. Die Veränderung in der Gurtlänge wird durch einen Encoder gemessen, der an einer von mehreren Stellen in dem System angeordnet ist, wie oben beschrieben.

[0128] [Fig. 49](#) zeigt das Verhältnis zwischen der Änderung in der Thoraxvolumenkompression (oder der Änderung in der Gurtlänge) gegenüber dem Thoraxdruck. Wie in dem Diagramm dargestellt, bewirkt eine anfängliche große negative Änderung im Volumen Δv_1 (große Kompressionszuwächse) eine kleine Änderung im Thoraxdruck Δp_1 , wobei die gleiche Volumenänderung Δv_2 in der Nähe des Endes der Kompression in einem großen Anstieg im Druck Δp_2 resultiert. Umgekehrt sind am Ende der Kompression große Änderungen im Druck erforderlich, um kleine Änderungen im Volumen zu erzeugen. Dies ist eine asymptotische Kurve mit einer sich Null annähernden Steigung. Wenn aus einer schrittweisen Druckänderung wenig oder keine Volumenänderung resultiert, sind weitere Bemühungen des Systems zum Komprimieren der Brust Batteriestrom verschwendend und können vermieden werden. Daher ist das Steuersystem programmiert zum Überwachen von zu dem Thoraxvolumen (eingesetzte Gurtlänge oder ein anderer Stellvertreter) und dem Thoraxdruck (Blasendruck oder ein anderer Stellvertreter) korrespondierenden Eingaben und zum Begrenzen des Motorbetriebs durch Beenden einer Kompression, wenn das Verhältnis von Volumenänderung gegenüber Druckänderung (die Steigung der Kurve in [Fig. 49](#)) unter einem voreingestellten Wert fällt. Derzeit ist der voreingestellte Wert experimentell bestimmt, so dass er in dem Bereich von 0,05 bis 0,5 cm^2/mmhg ist. Dementsprechend ist, wenn die Gurtlänge als die Basis für die Berechnung verwendet wird, das Steuersystem

programmiert zum Überwachen von zu der eingesetzten Gurtlänge und dem Thoraxdruck (Blasendruck oder ein anderer Vertreter) korrespondierenden Eingaben und zum Begrenzen des Motorbetriebs durch Beenden einer Kompression, wenn das Verhältnis von Gurtlängenänderung gegenüber Druckänderung (die Steigung der Kurve in [Fig. 49](#)) unter einen voreingestellten Wert fällt.

[0129] Im Obigen wurden viele Ausführungsformen von CPR-Vorrichtungen und -Steuerverfahren beschrieben. Während die bevorzugten Ausführungsformen der Vorrichtungen unter Bezugnahme auf die Umgebung, in welcher sie eingesetzt wurden, beschrieben wurden, sind diese lediglich veranschaulichend für die Prinzipien der Erfindung. Andere Ausführungsformen und Konfigurationen können ohne vom Umfang der beigefügten Ansprüche abzuweichen entwickelt werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Komprimieren der Brust eines Patienten, wobei die Vorrichtung aufweist: einen Gurt (**64**), welcher so angepasst ist, dass er sich zumindest teilweise um die Brust des Patienten herum erstreckt, eine Rolle (**68**), die mit dem Gurt (**64**) derart wirkverbunden ist, dass eine Drehung der Rolle (**68**) den Gurt (**64**) auf die Rolle (**68**) aufwickelt, so dass der Gurt (**64**) um die Brust des Patienten herum zusammengezogen wird, einen Motor (**103**) zum Drehen der Rolle (**68**), eine Rückenplatte (**71**), die angepasst ist zum Positionieren unter einem Patienten, wobei die Rückenplatte (**71**) eine Mittellinie aufweist, die zu der Wirbelsäule des Patienten korrespondiert, **dadurch gekennzeichnet**, dass: die Rolle (**68**) einen Durchmesser in dem Bereich von 0,5 cm bis 2,5 cm aufweist, so dass nach jeglichen Drehungen, die notwendig sind zum Bewirken eines Aufnehmens von Spiel in dem Gurt, eine volle Drehung des Rotationselementes überschreitende Drehung erforderlich ist, um eine Reanimations-Kompression der Brust zu bewirken, wobei ein Paar von Führungsspindeln (**154**, **155**) seitlich der Mittellinie der Rückenplatte (**71**) angeordnet an der Rückenplatte (**71**) befestigt sind, und wobei der Gurt (**64**) über die Spindeln (**154**, **155**) verläuft und sich von dort um die Brust des Patienten herum erstrecken kann.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, ferner aufweisend: einen Antriebsmechanismus, der mit dem Gurt (**64**) wirkverbunden ist, so dass ein Betreiben des Antriebsmechanismus durch den Motor (**103**) bewirkt, dass sich der Gurt (**64**) um die Brust des Patienten herum straff zieht, eine Kupplung (**111**), die mit dem Motor (**103**) und mit

dem Antriebsmechanismus wirkverbunden ist, wobei die Kupplung (111) so betrieben werden kann, dass sie während die Vorrichtung in Betrieb ist den Motor (103) mit dem Antriebsmechanismus kuppelt, und ein Steuersystem (70), das mit der Kupplung (111) wirkverbunden ist und das in der Lage ist zu Bewirken, dass die Kupplung (111) während die Vorrichtung in Betrieb ist den Motor (103) von dem Antriebsmechanismus entkuppelt.

3. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei die Rückenplatte (71) ein linkes Panel (71L) und ein rechtes Panel (71R) aufweist, und wobei das rechte Panel (71R) und das linke Panel (71L) schwenkbar miteinander verbunden sind, so dass sie zusammengeklappt und zu einer im Wesentlichen flachen Konfiguration auseinandergeklappt werden können.

4. Vorrichtung gemäß Anspruch 3, wobei eine Mittelspindel (153) vorgesehen ist, und wobei das linke Panel (71L) und ein rechtes Panel (71R) in der Nähe der Position der Mittelspindel (153) schwenkbar miteinander verbunden sind, wodurch ein im Wesentlichen vollständiges Umschließen der Brust durch den Gurt (64) ermöglicht ist, wenn das linke und das rechte Panel (71L, 71R) nicht vollständig zu einer im Wesentlichen flachen Konfiguration auseinandergeklappt sind.

5. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, ferner aufweisend:
eine Bremse (105, 187), die mit der Rolle (68) wirkverbunden ist und die die Rolle (68) derart festhalten kann, dass der Gurt (64) um die Brust des Patienten herum in einem Festgezogen-Zustand gehalten wird, eine Kupplung (111) zwischen dem Motor (103) und der Rolle (68), wobei die Kupplung (111) den Motor (103) mit der Rolle (68) kuppeln und davon entkuppeln kann, und wobei die Kupplung (111) eingekuppelt und ausgekuppelt werden kann, während der Motor (103) in Betrieb ist, und ein Steuersystem (70) zum Steuern des Betriebs des Motors (103), der Bremse (105, 187) und der Kupplung (111), wobei das Steuersystem (70) so programmiert ist, dass es den Motor (103), die Bremse (105, 187) und die Kupplung (111) betreibt, so dass Wiederholungszyklen eines Straffziehens des Gurtes (64) bis auf einen eingestellten Straffheitsgrenzwert, eines vorübergehenden Haltens des Gurtes (64) auf diesem Straffheitsgrenzwert und eines Lösens des Gurtes (64) bewirkt werden.

6. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, ferner aufweisend:
eine Kupplung (111), die mit der Rolle (68) und dem Motor (103) wirkverbunden ist, wobei die Kupplung (111) während die Vorrichtung in Betrieb ist betreibbar ist, um den Motor (103) mit der Rolle (68) zu kuppeln und davon zu entkuppeln, wobei die Rolle (68) einen Abschnitt des Gurtes (64)

zu einer Seite des Thoraxes hinziehen kann, wodurch der Gurt (64) so straffgezogen wird, dass er intrathorakale Drücke erzeugt, die ausreichend sind, das Blut des Patienten in die extrathorakalen Bereiche zu treiben, wobei die Rolle (68) mit einer herzreanimierenden Rate so betreibbar ist, dass sie den Gurt alternierend straffzieht und dann lockert, so dass die elastischen Gewebe des Körpers des Patienten Blut in den intrathorakalen Bereich hinein zurückführen können.

7. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, ferner aufweisend:
eine Bremse (105, 187), die mit der Rolle (68) wirkverbunden ist und die die Rolle (68) in einem Festgezogen-Zustand an der Brust des Patienten halten kann, ein Steuersystem (70) zum Steuern des Betriebs des Motors (103) und der Bremse (105, 187), wobei das Steuersystem (70) so programmiert ist, dass es den Motor (103) und die Bremse (105, 187) betreibt, so dass Wiederholungszyklen eines Straffziehens des Gurtes bis auf einen eingestellten Straffheitsgrenzwert, eines vorübergehenden Haltens des Gurtes auf diesem Straffheitsgrenzwert und eines Lösens des Gurtes bewirkt werden.

8. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, ferner aufweisend:
eine Bremse (105, 187), die mit der Rolle (68) wirkverbunden ist und die die Rolle (68) in einem Festgezogen-Zustand an der Brust des Patienten halten kann, ein Steuersystem (70) zum Steuern des Betriebs des Motors (103) und der Bremse (105, 187), wobei das Steuersystem so programmiert ist, dass es den Motor (103) und die Bremse (105, 187) betreibt, so dass die Rolle (68) so gedreht wird, dass Wiederholungszyklen eines Straffziehens des Gurtes (64) bewirkt werden und in den Wiederholungszyklen an ausgewählten Punkten verhindert wird, dass sich die Rolle (68) dreht.

9. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, ferner aufweisend:
einen Stromsensor, der mit dem Motor (103) wirkverbunden ist, wobei der Stromsensor angepasst ist zum Erfassen eines von dem Motor (103) aufgenommenen Stroms und zum Übertragen eines entsprechenden Stromsignals an ein Steuersystem (70), wobei das Steuersystem (70) so programmiert ist, dass es den Motor (103) und die Rolle (68) nach einem anfänglichen Platzieren des Gurtes (64) an der Brust des Patienten betreibt zum Aufnehmen von Spiel in dem Gurt (64) durch Drehen des Motors (103) in einer Straffziehdrehung, bis das von dem Stromsensor bereitgestellte Stromsignal schnell ansteigt, wobei das Steuersystem (70) ferner so programmiert ist, dass es den Motor (103) und die Rolle (68) be-

treibt, so dass Wiederholungszyklen eines Straffziehens des Gurtes (**64**) um die Brust des Patienten herum und eines Lockerns des Gurtes (**64**) um die Brust des Patienten herum bewirkt werden.

10. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, ferner einen Antriebsstrang (**104**, **105**, **111**) aufweisend, der mit der Rolle und dem Motor (**103**) wirkverbunden ist.

11. Vorrichtung gemäß Anspruch 9, ferner aufweisend:

eine Encoderskala (**96**) an dem Gurt (**64**) und einen Encoderscanner, der zu der Skala benachbart angeordnet ist, wobei der Encoder eine Encoderposition an das Steuersystem (**70**) überträgt, wobei das Steuersystem (**70**) ferner so programmiert ist, dass es die Encoderposition dem Punkt des schnellen Ansteigens des Stromsignals während des anfänglichen Platzierens zuordnet und dadurch eine Spielbegrenzungsposition für den Gurt (**64**) definiert und dass es den Motor (**103**) so betreibt, dass während der Zyklen ein Lockern des Gurtes (**64**) begrenzt ist bis auf die Spielbegrenzungsposition.

12. Vorrichtung gemäß Anspruch 11, wobei der Encoder ein Linear-Encoder ist.

13. Vorrichtung gemäß Anspruch 11, wobei der Encoder ein Winkel-Encoder ist.

14. Vorrichtung gemäß Anspruch 11, wobei der Encoder ein Nichtlinear-Encoder ist.

Es folgen 35 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

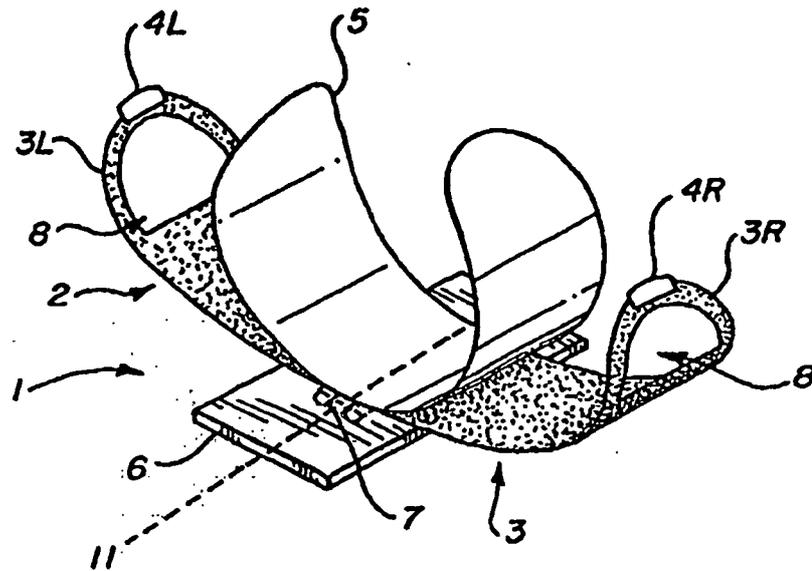


FIG. 2

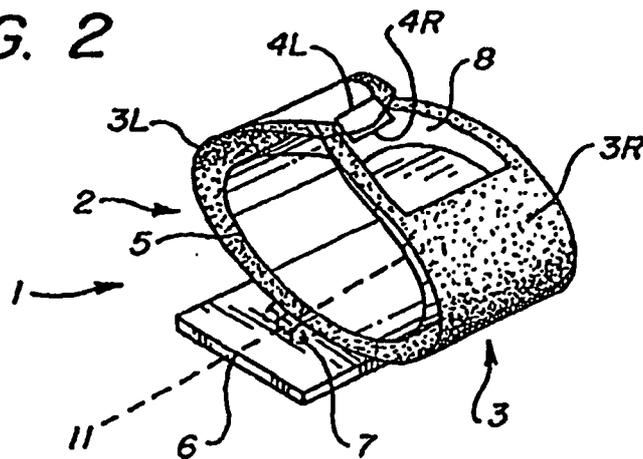
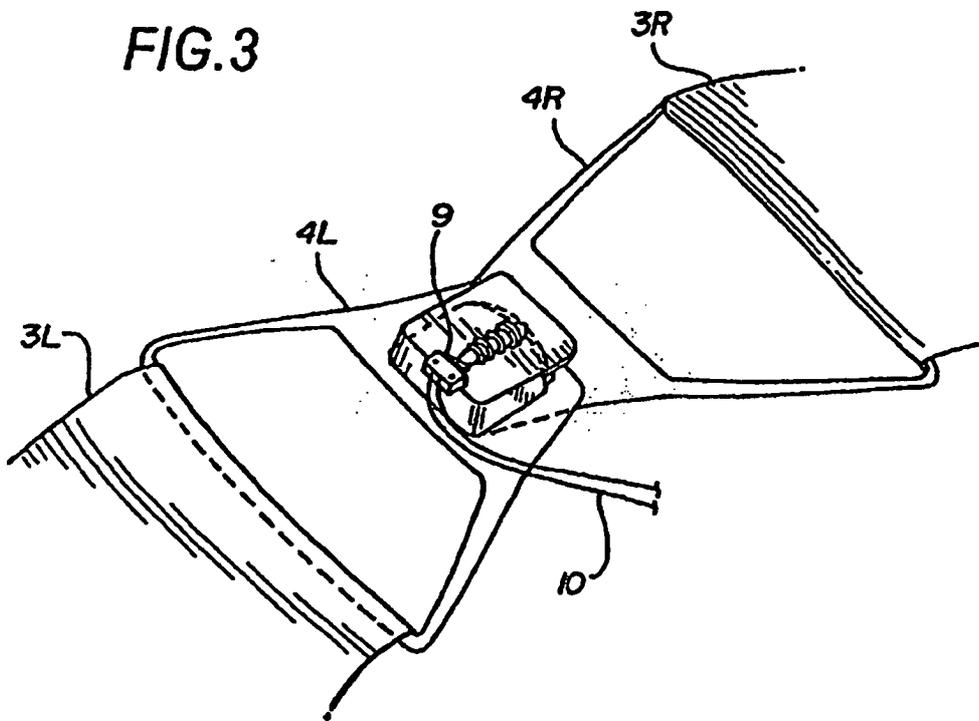


FIG.3



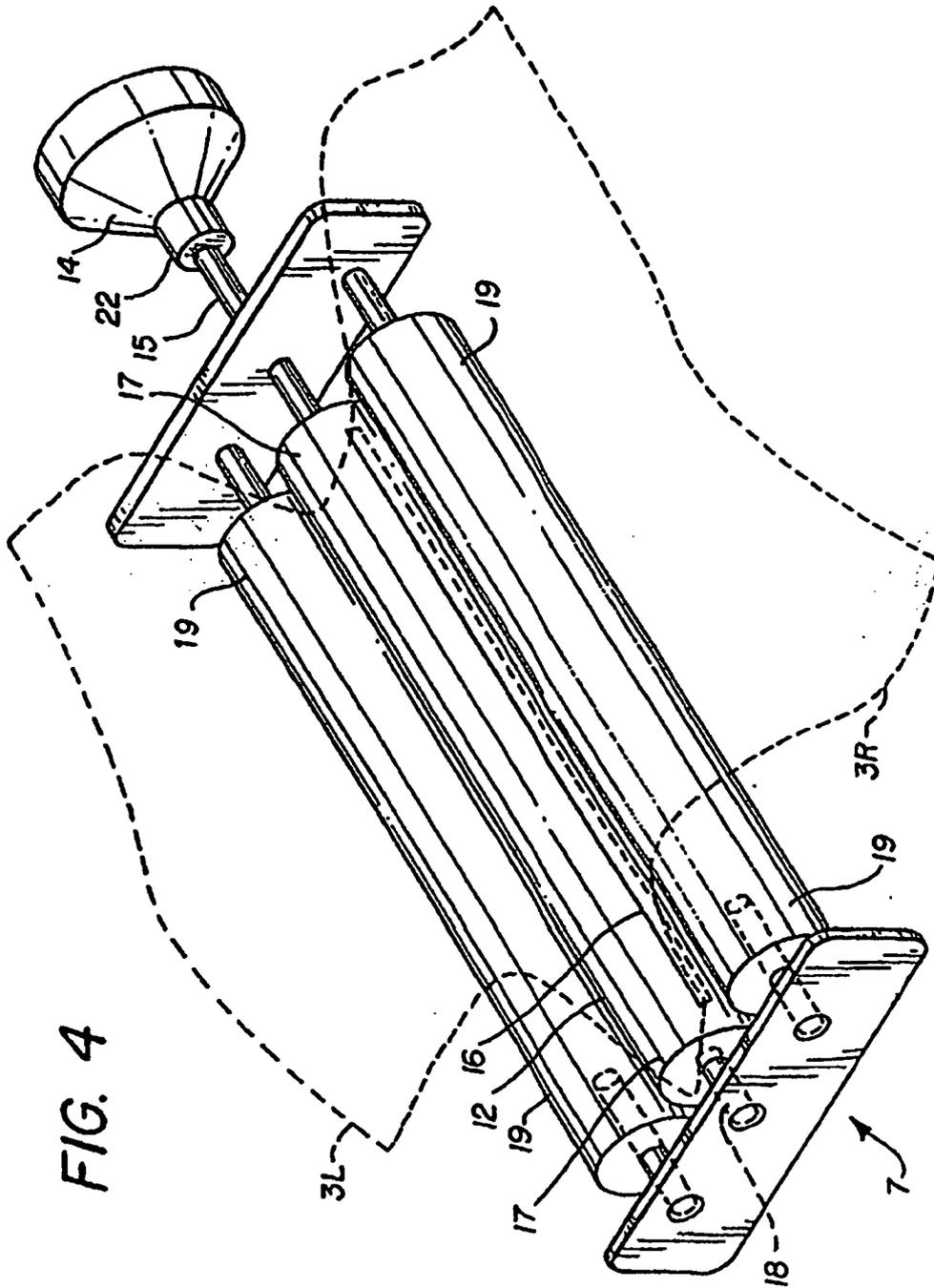


FIG. 4

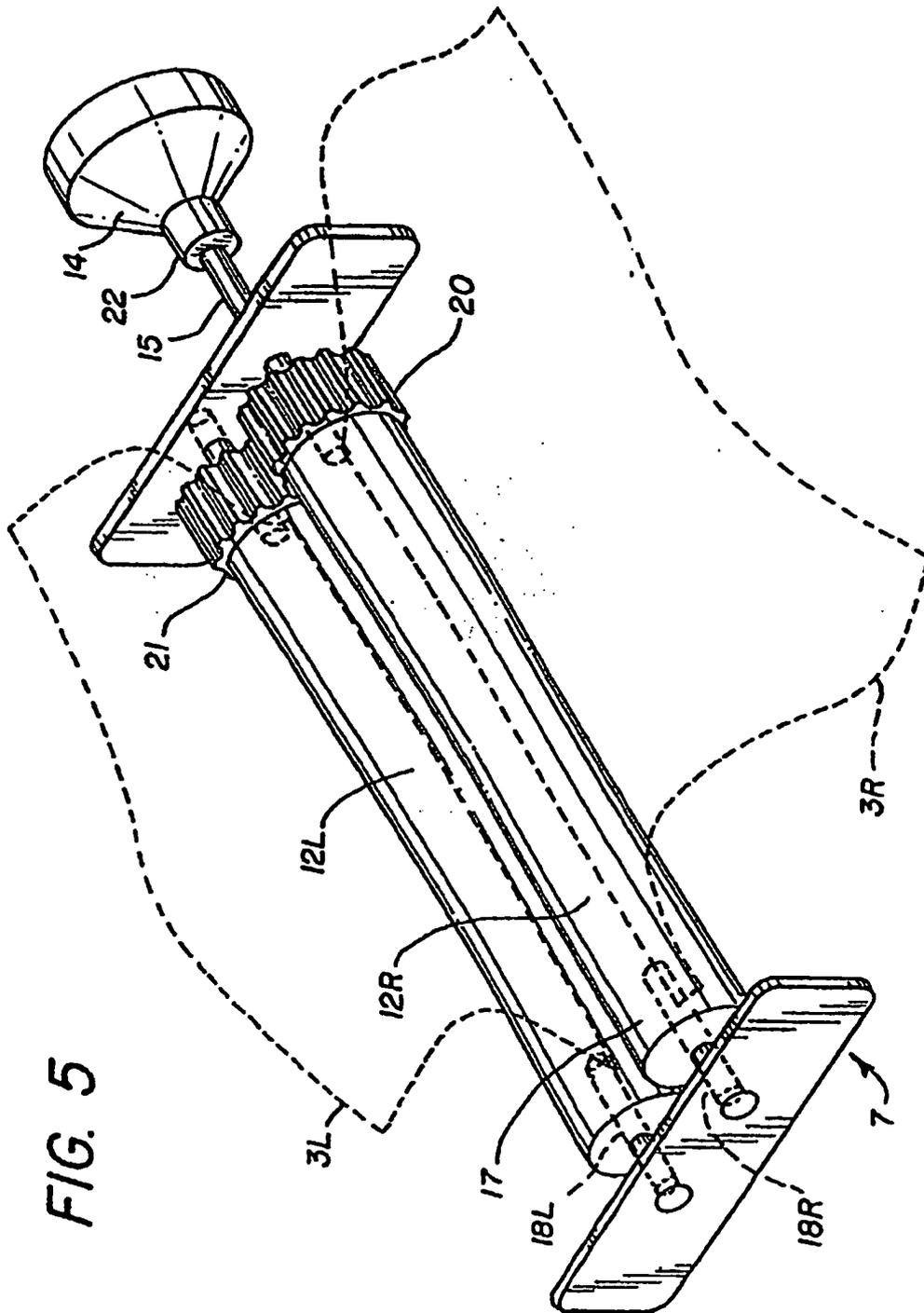


FIG. 5

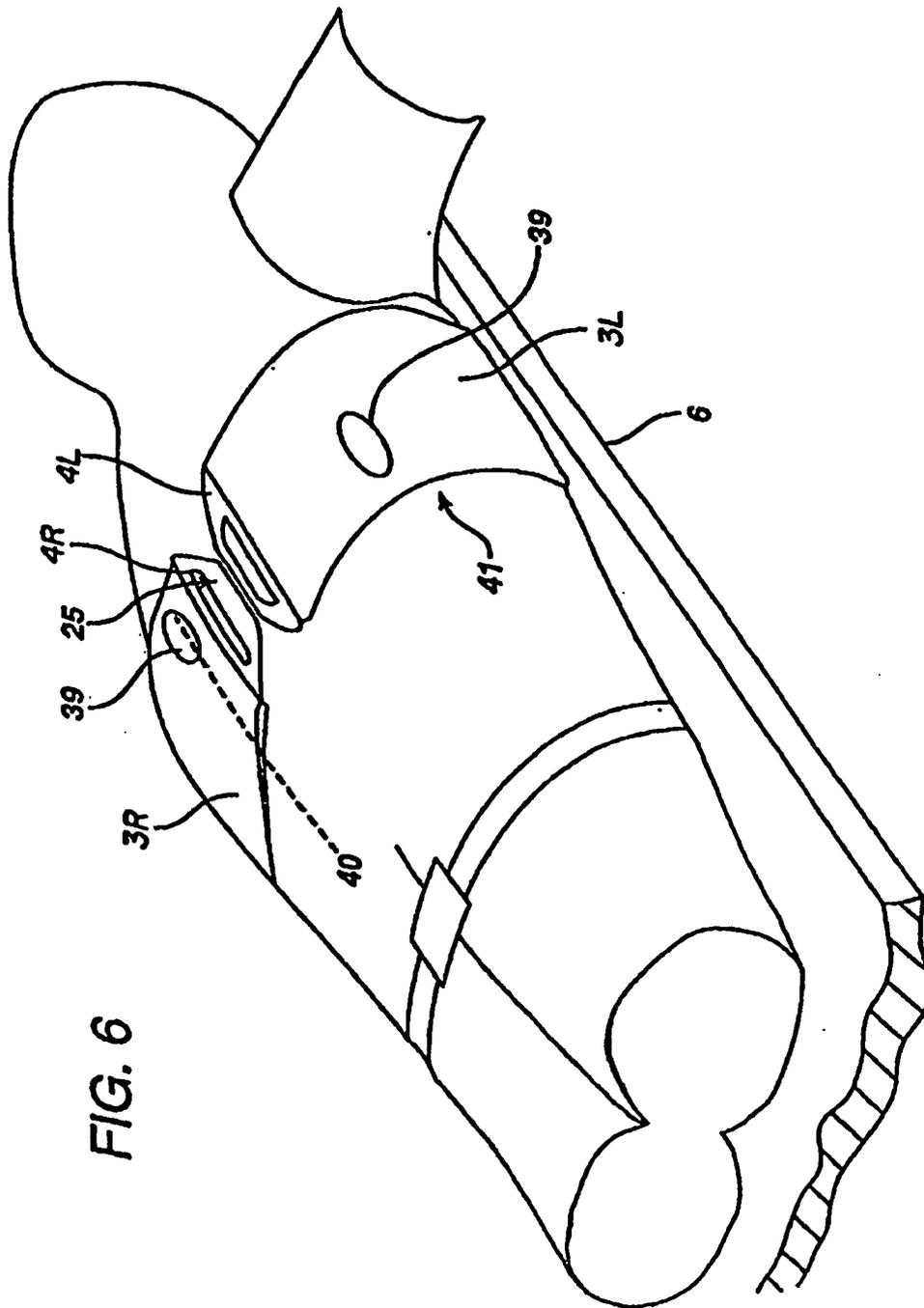


FIG. 6

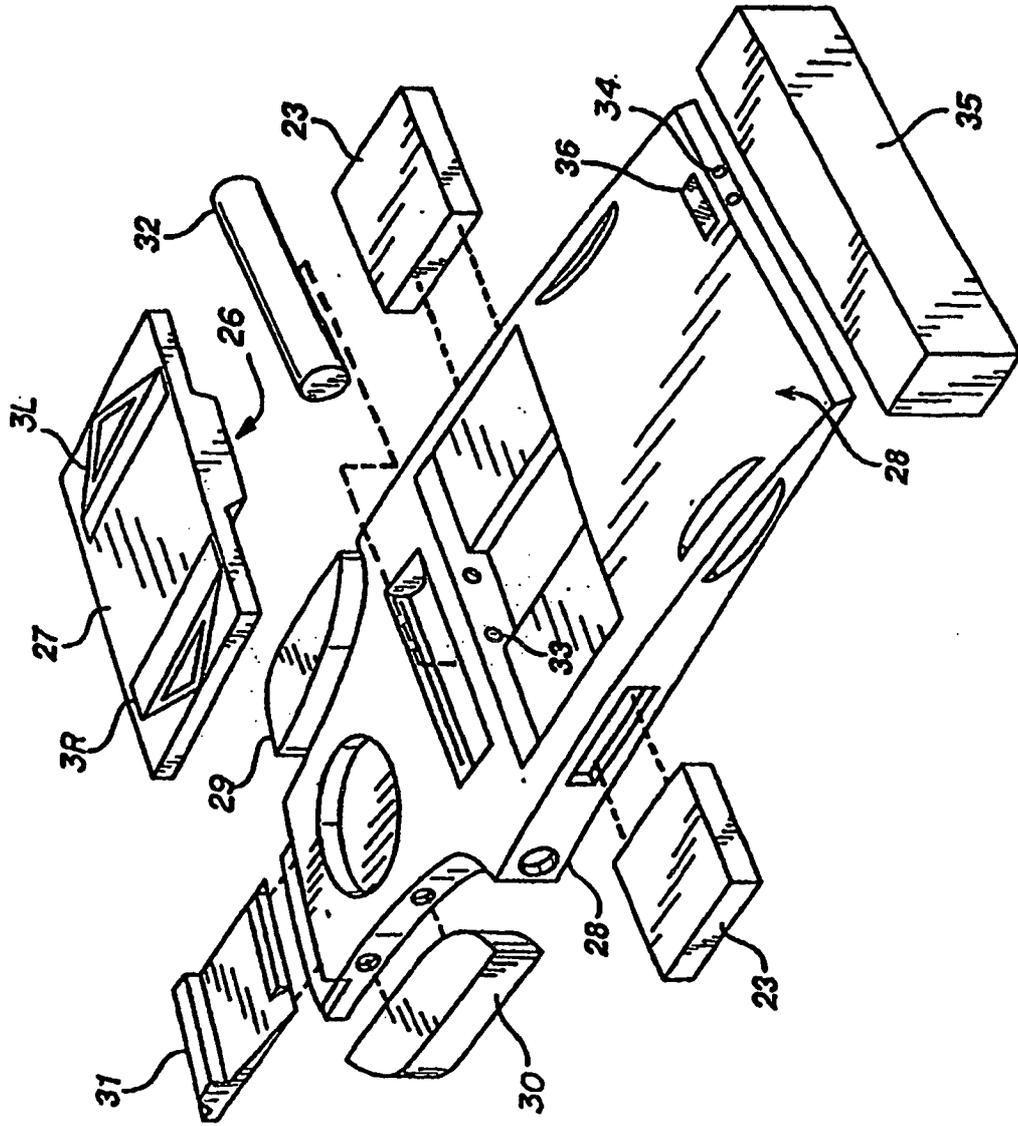
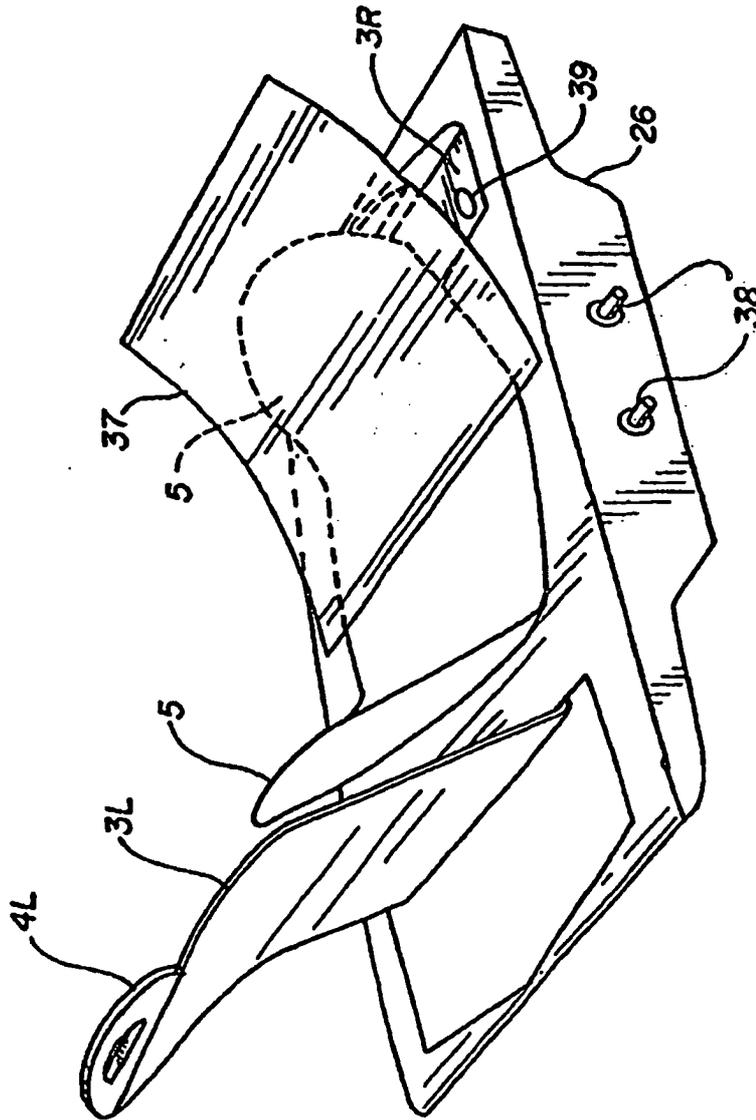
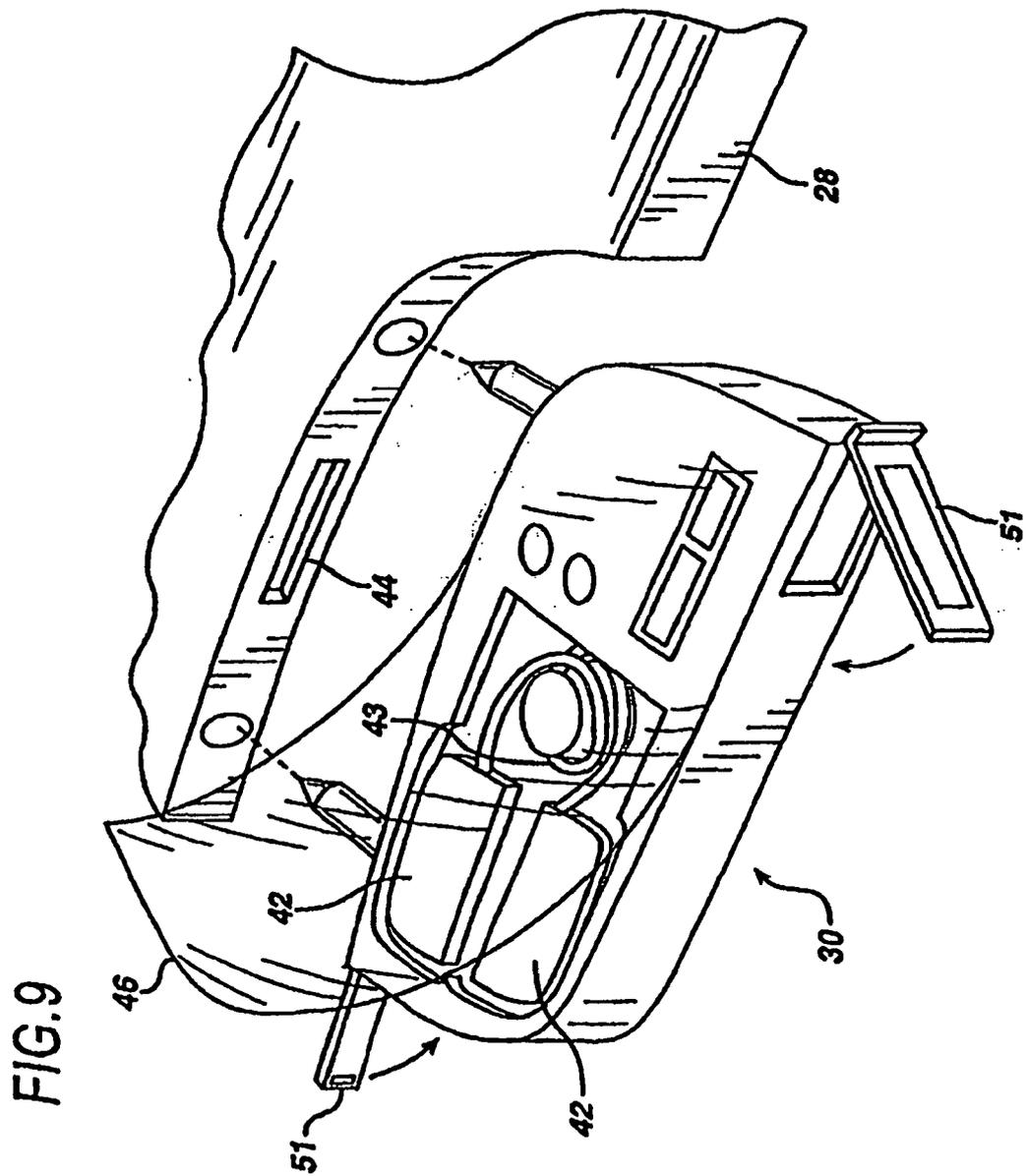
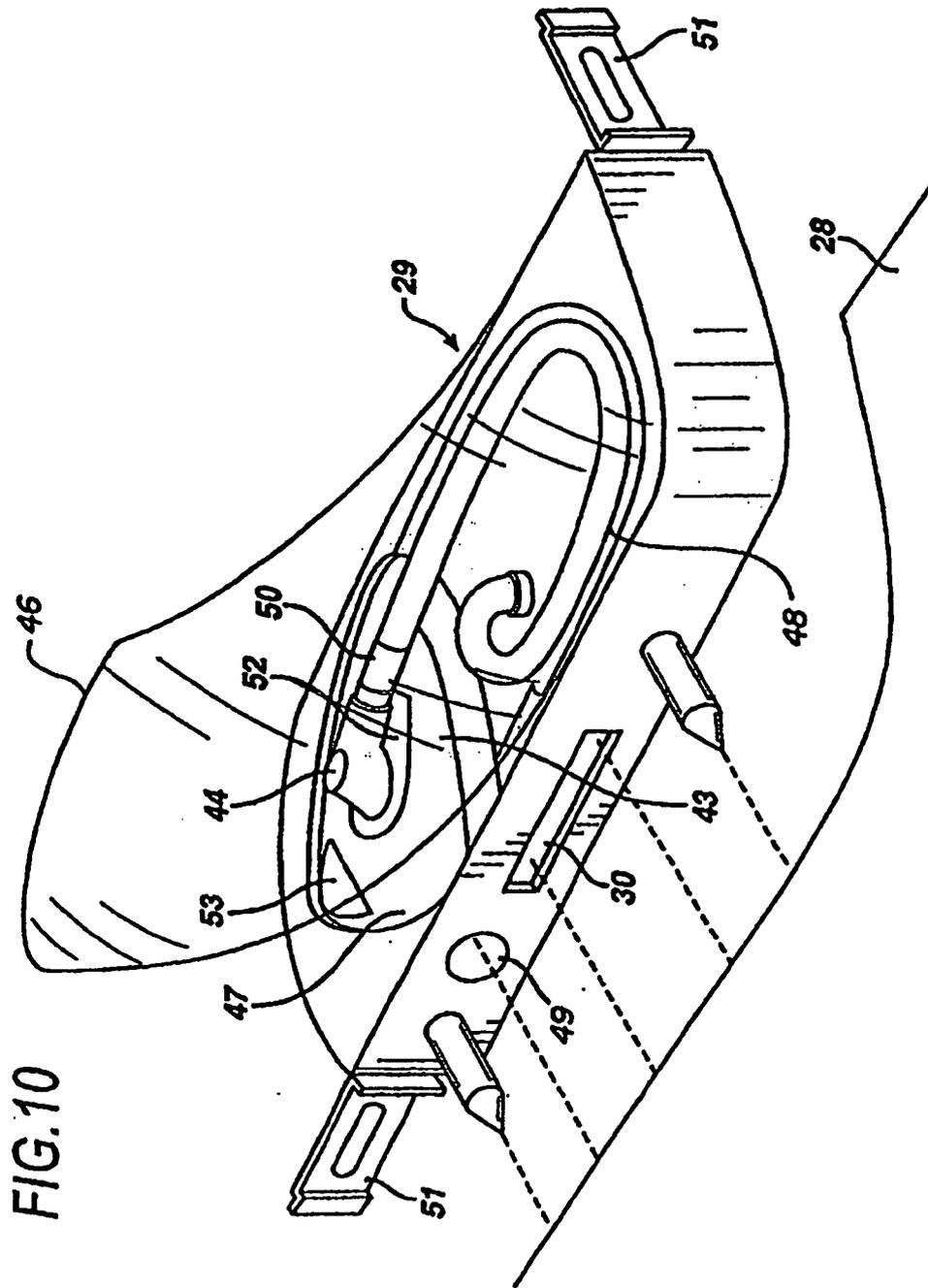


FIG.7

FIG.8







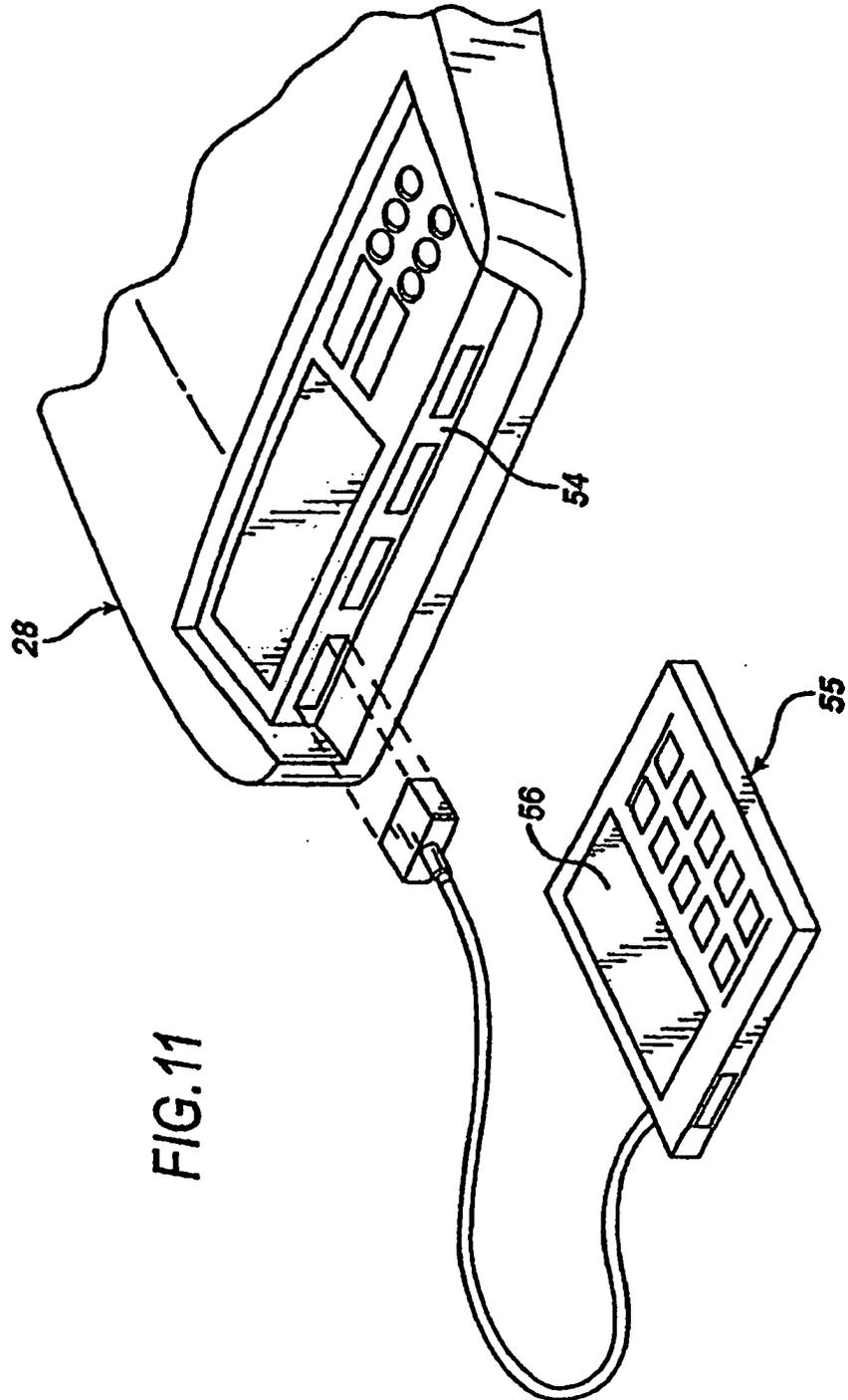
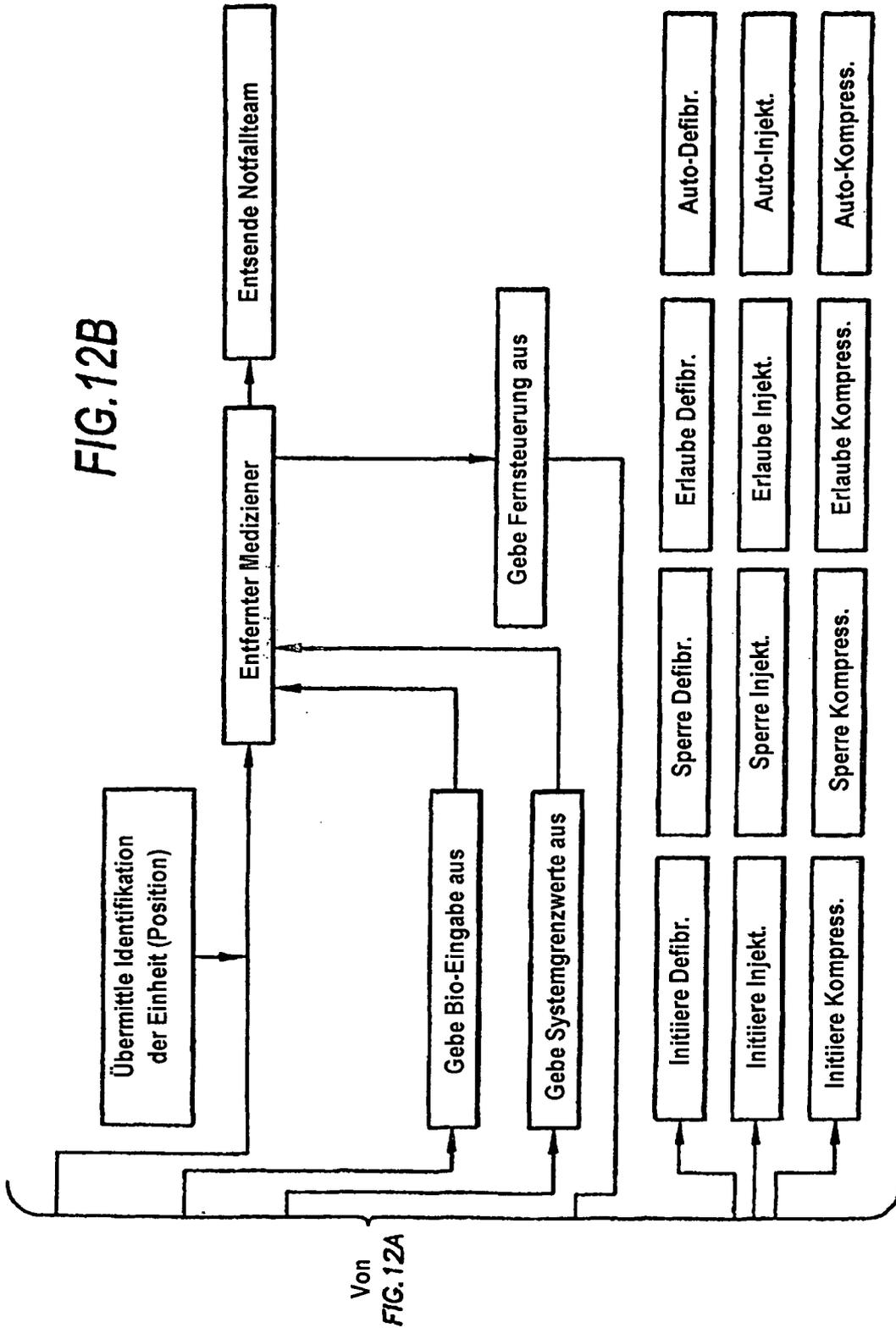
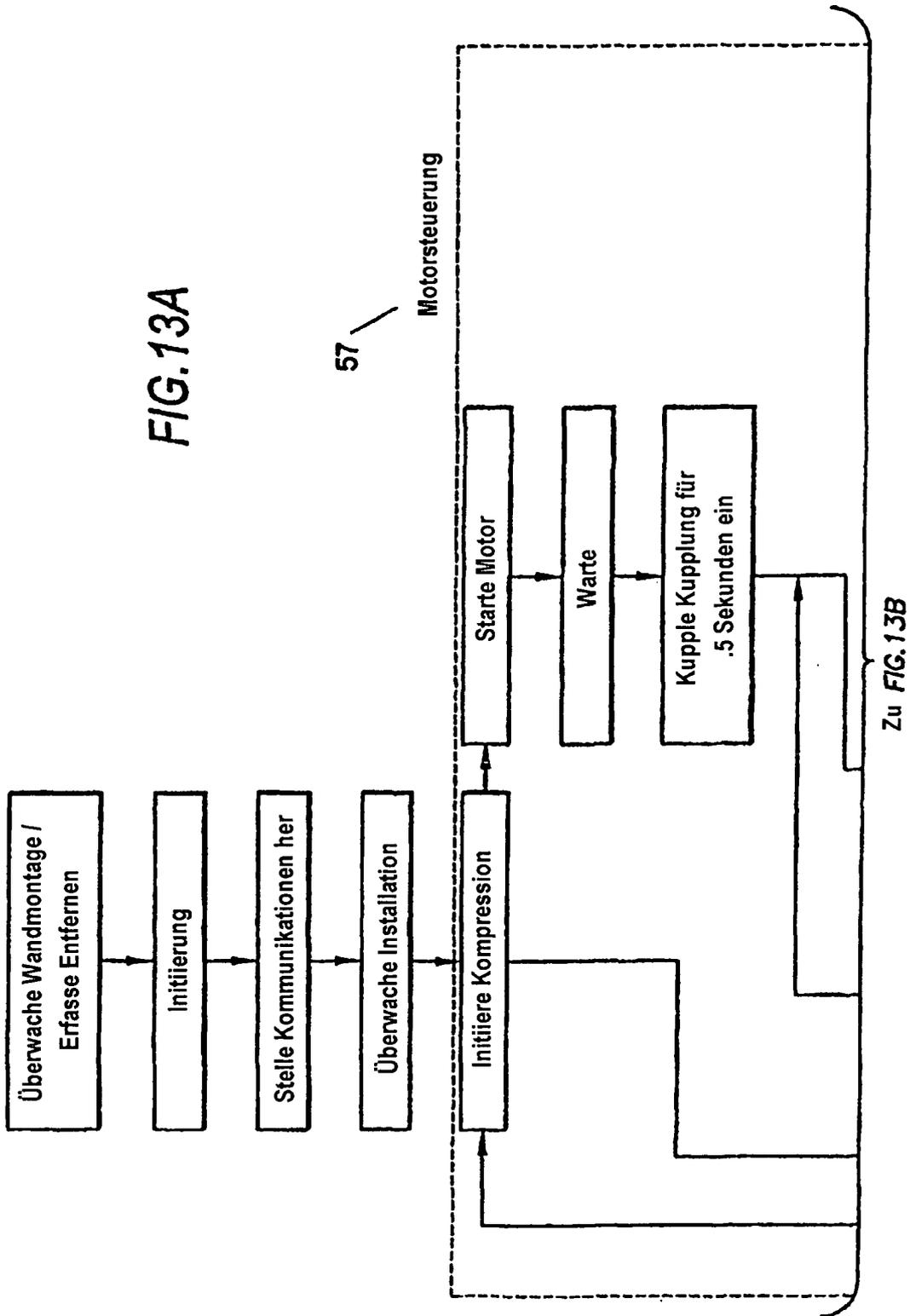
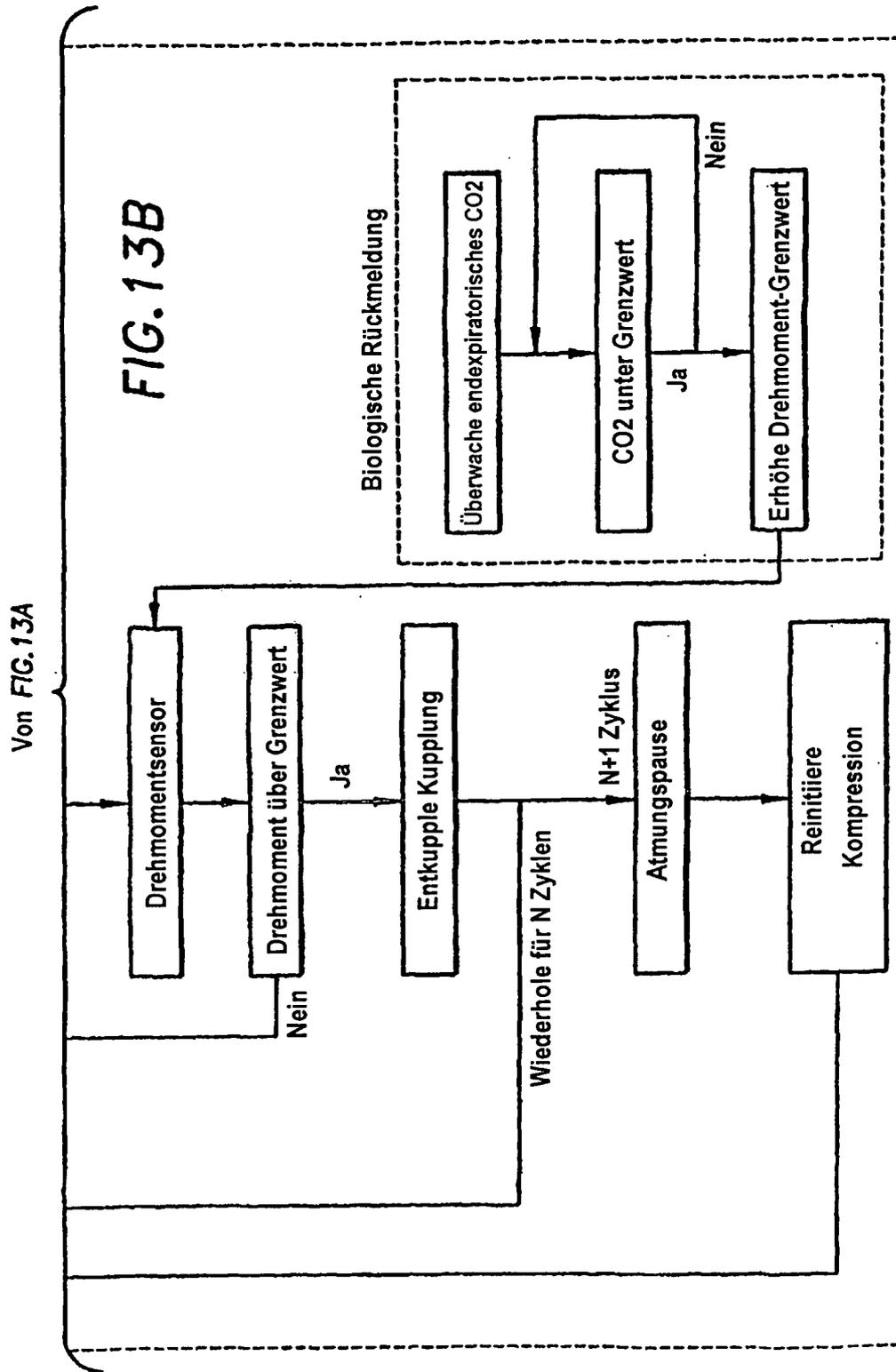


FIG. 11

FIG.12B







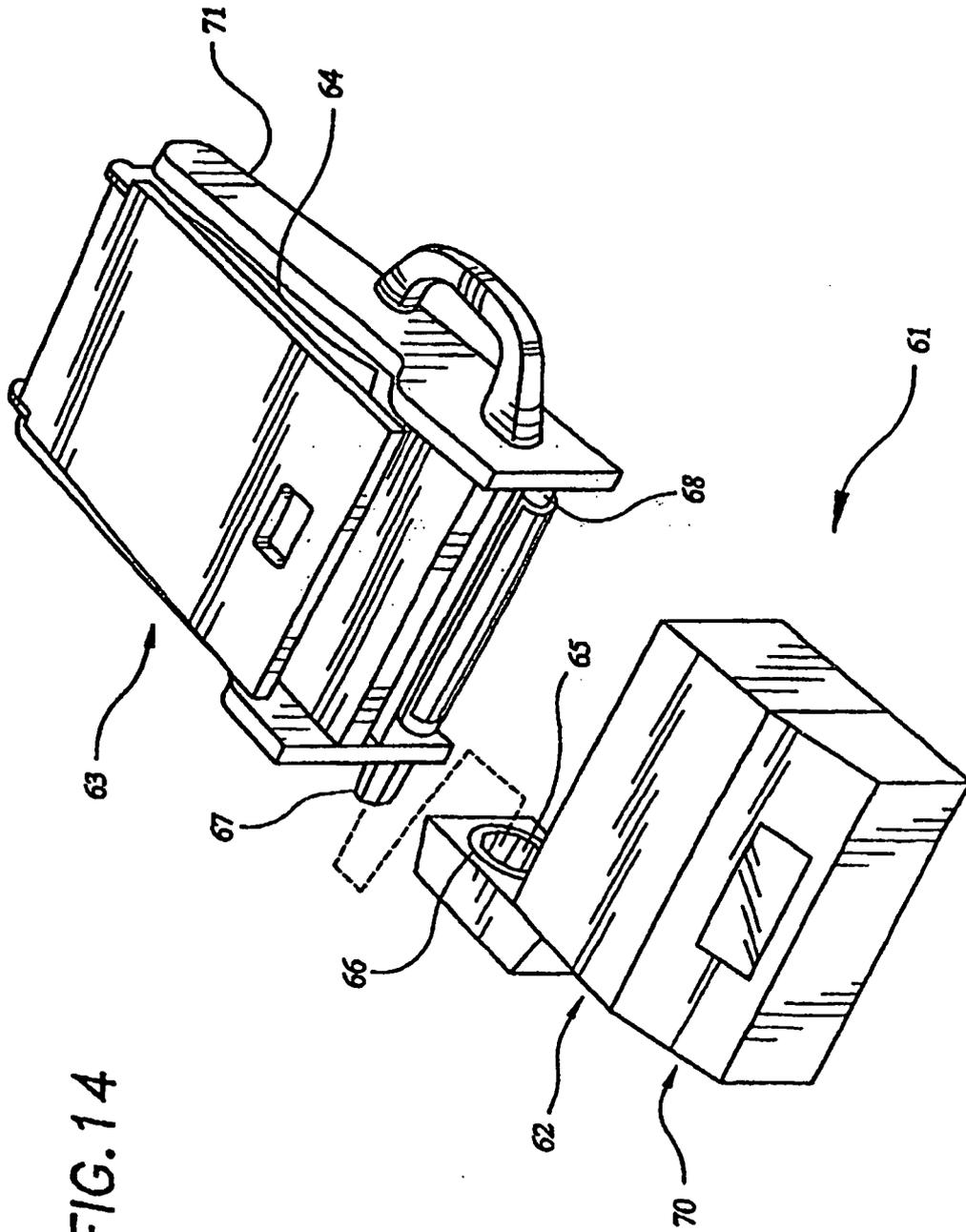
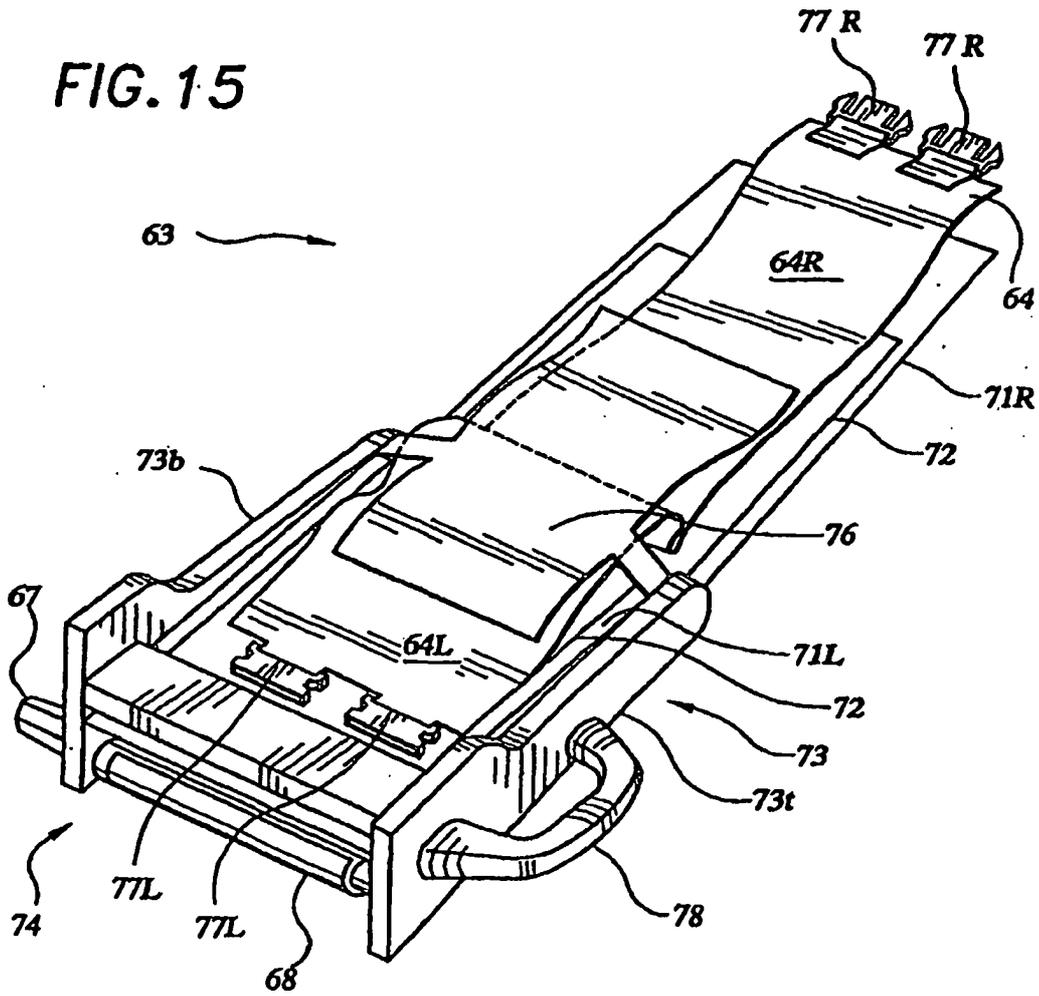
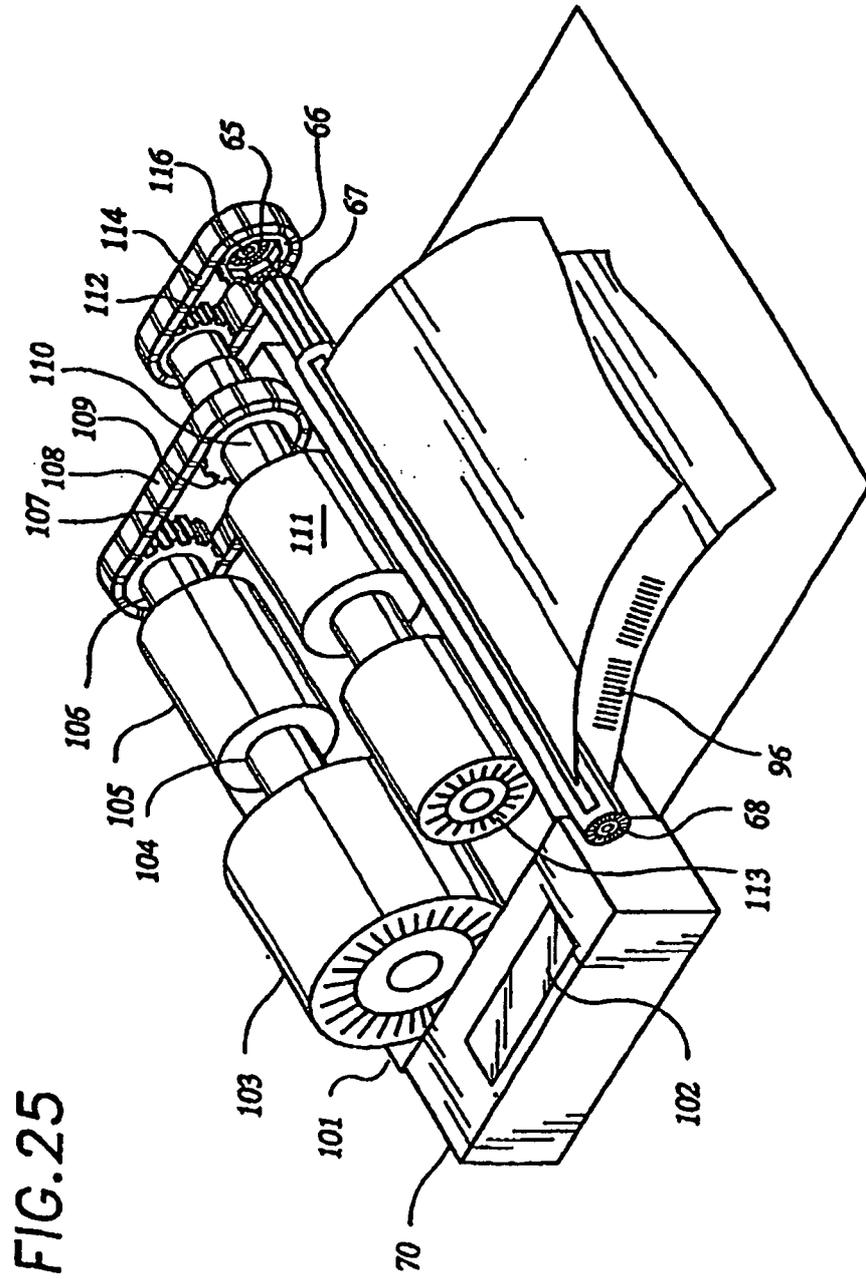


FIG. 14

FIG. 15





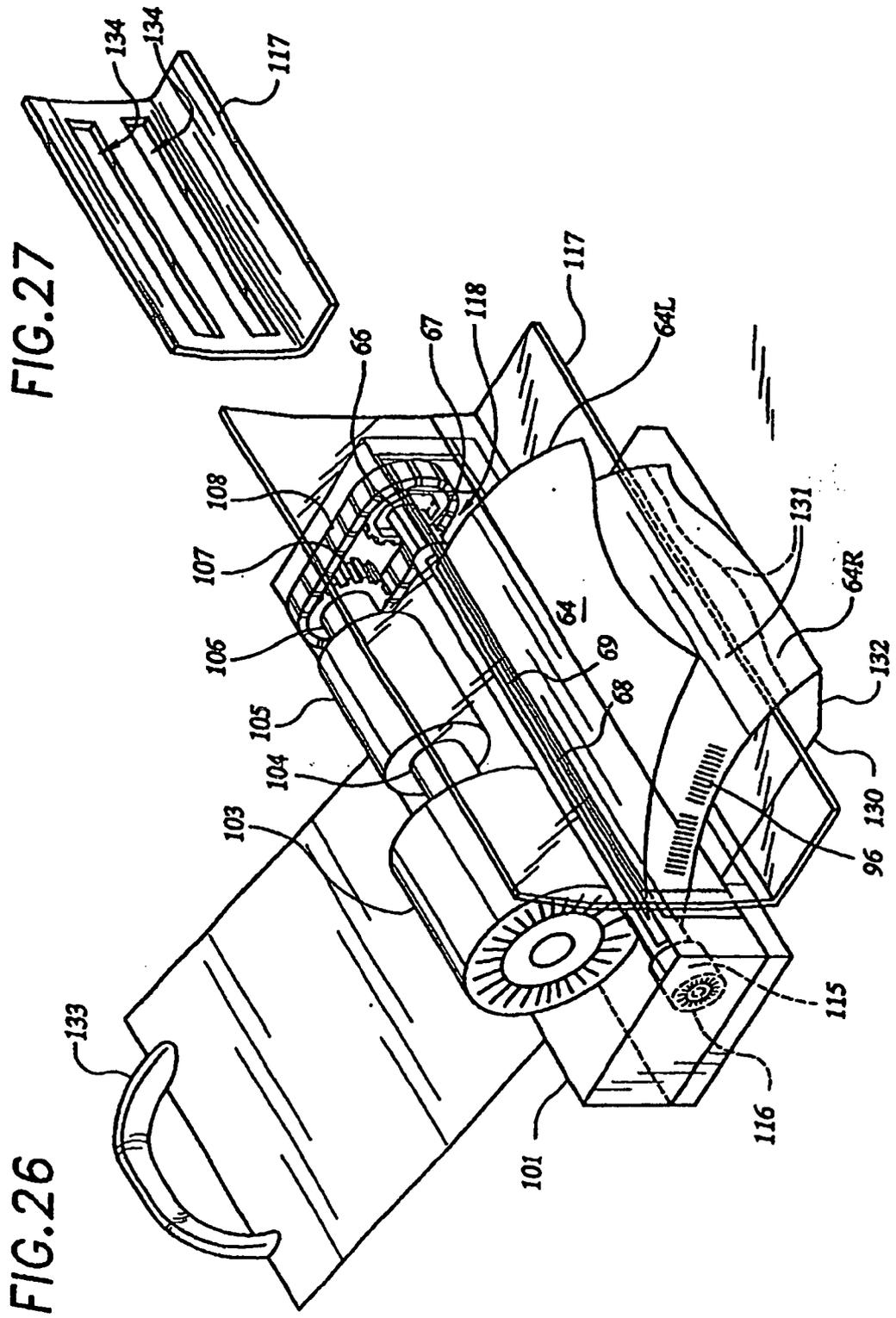


FIG.28

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	AUS
KUPPLUNG	EIN	AUS	EIN	AUS	EIN/AUS	AUS	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN	AUS
BREMSE												

FIG.28a

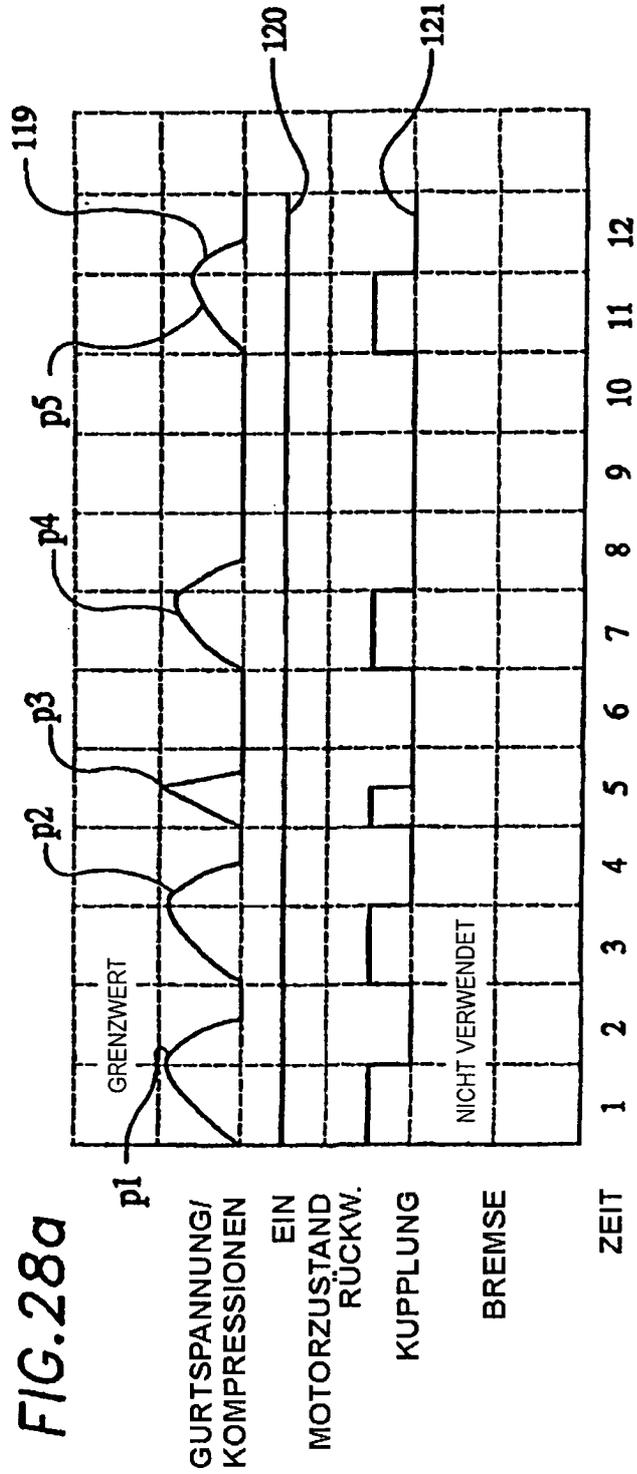


FIG.29

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	VORW	AUS	RÜCKW(AUS)	AUS	VORW	AUS	RÜCKW	RÜCKW(AUS)	VORW(AUS)	AUS	RÜCKW(AUS)	AUS
NOCKENBREMSE	AUS	EIN	AUS(EIN)	EIN	AUS	EIN	AUS	EIN	AUS(EIN)	EIN	AUS(EIN)	AUS
KUPPLUNG	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN

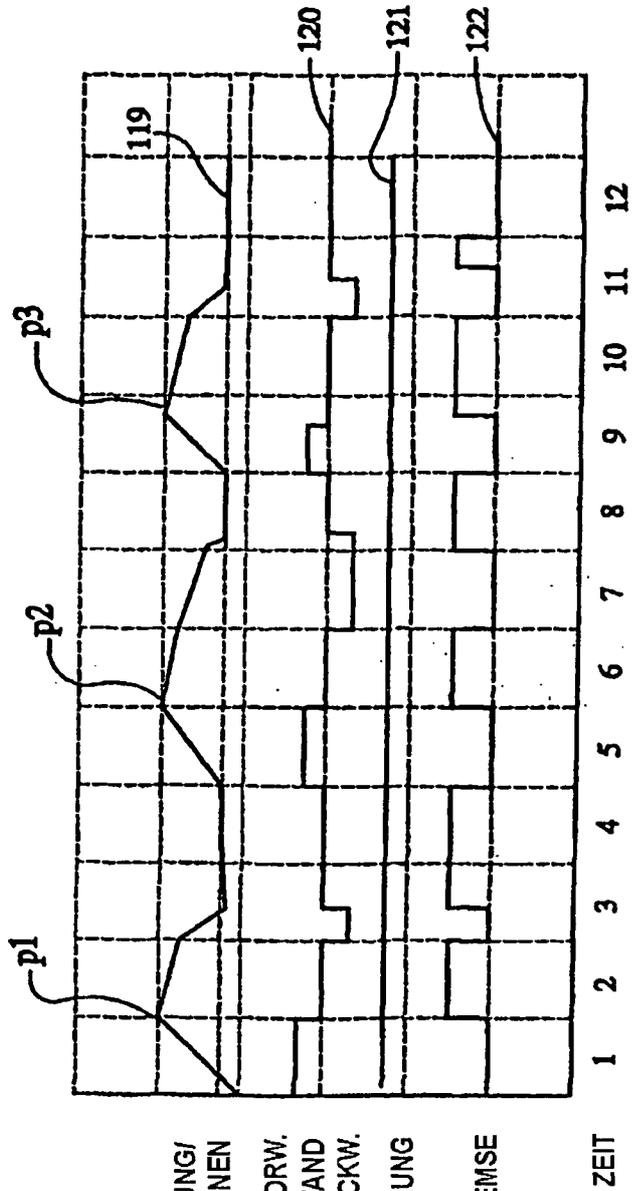


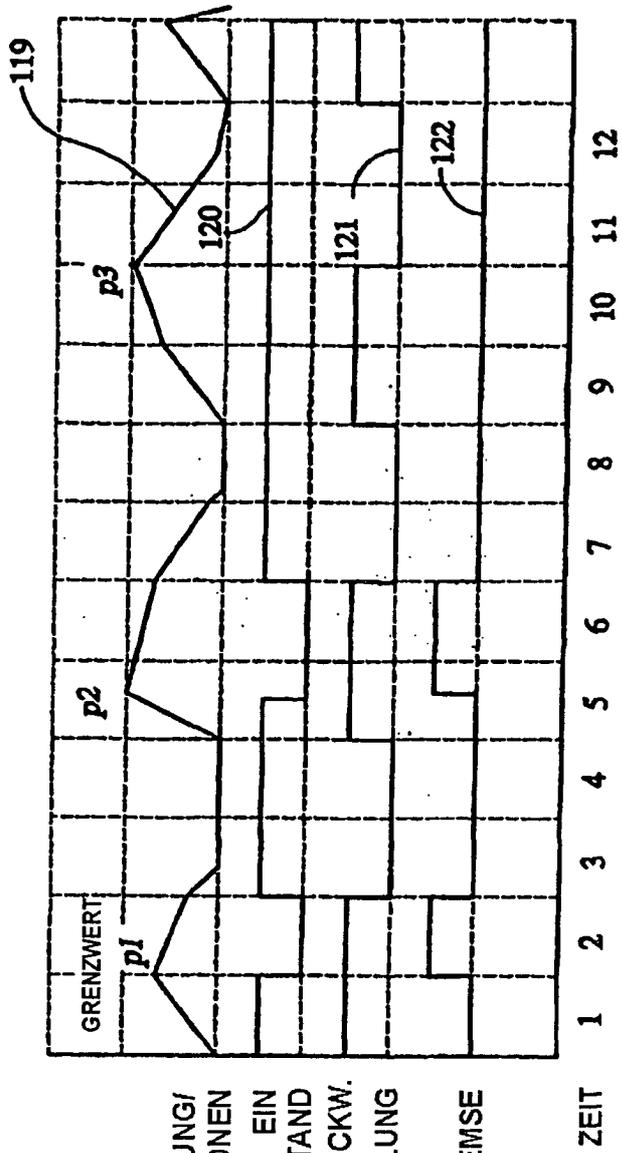
FIG.29a

GURTSpannung/
KOMPRESSIOnEN
VORW.
MOTORZUSTAND
RÜCKW.
KUPPLUNG
BREMSE

FIG.30

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
MOTOR	EIN	AUS	EIN	EIN	EIN(AUS)	AUS	EIN						
KUPPLUNG	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN
BREMSE	AUS	EIN	AUS	AUS	AUS(EIN)	EIN	AUS						

FIG.30a



GURTSPANNUNG/
KOMPRESSIENEN
EIN
MOTORIZUSTAND
RÜCKW.
KUPPLUNG
BREMSE

FIG.31

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN(AUS)	AUS	AUS	AUS
KUPPLUNG	EIN	EIN	AUS(EIN)	EIN	EIN	EIN	AUS(EIN)	EIN	EIN	EIN	AUS	AUS
NOCKENBREMSE	AUS	EIN	EIN	EIN	AUS	EIN	EIN	EIN	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS

FIG.31a

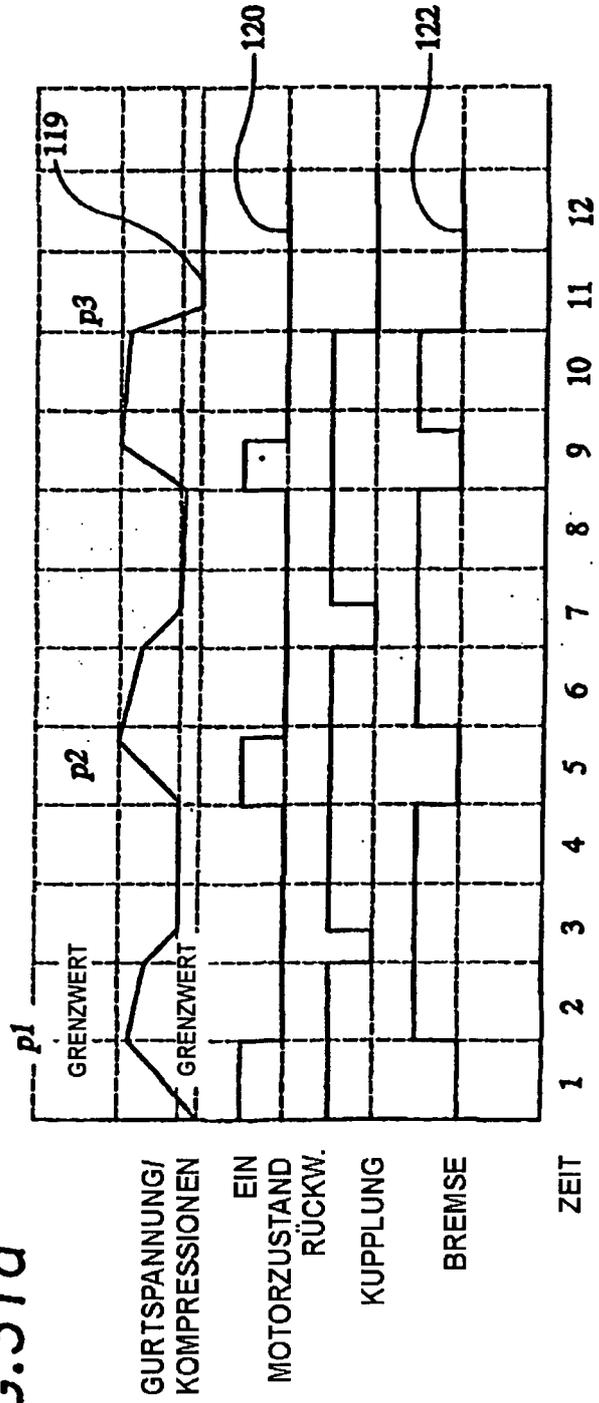


FIG.32

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN
KUPPLUNG	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS
SEKUNDÄRBREMSE	AUS	EIN	AUS(EIN)	EIN	AUS	EIN	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN

FIG.32a

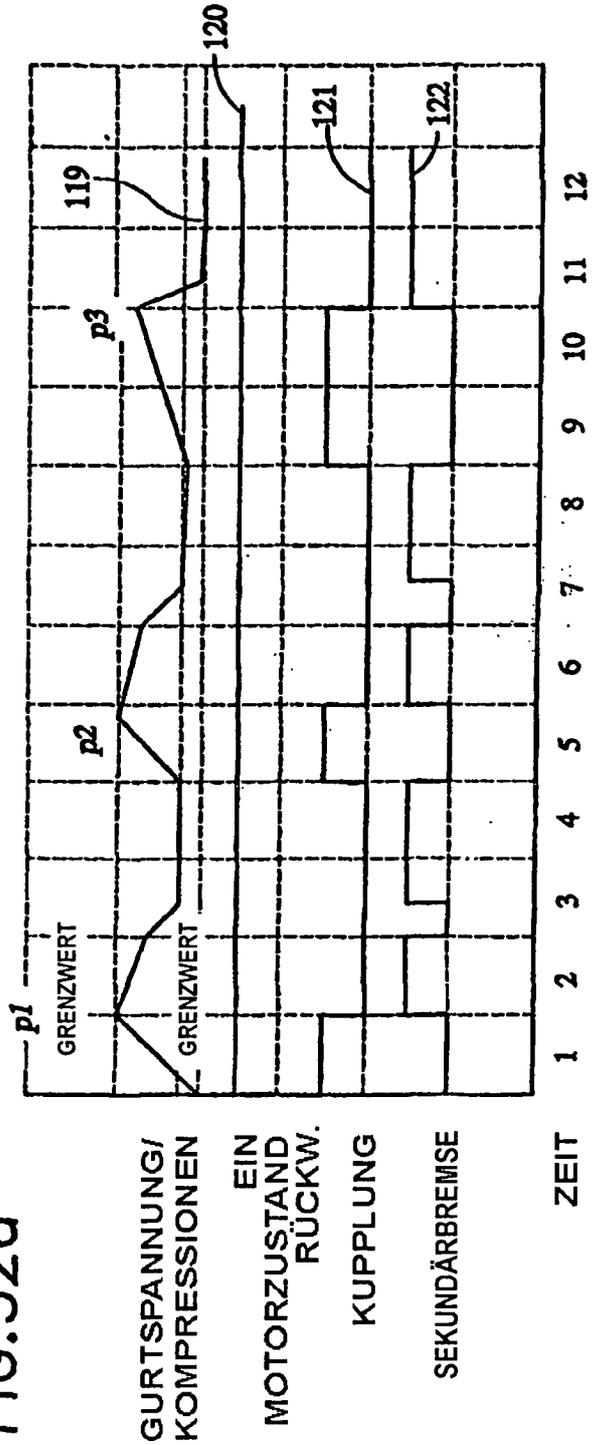


FIG.33

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN
KUPPLUNG	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN(AUS)	AUS	AUS	EIN	EIN(AUS)	AUS	AUS
SEKUNDÄRBREMSE	AUS	AUS	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS(EIN)	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS(EIN)	AUS	AUS

FIG.33a

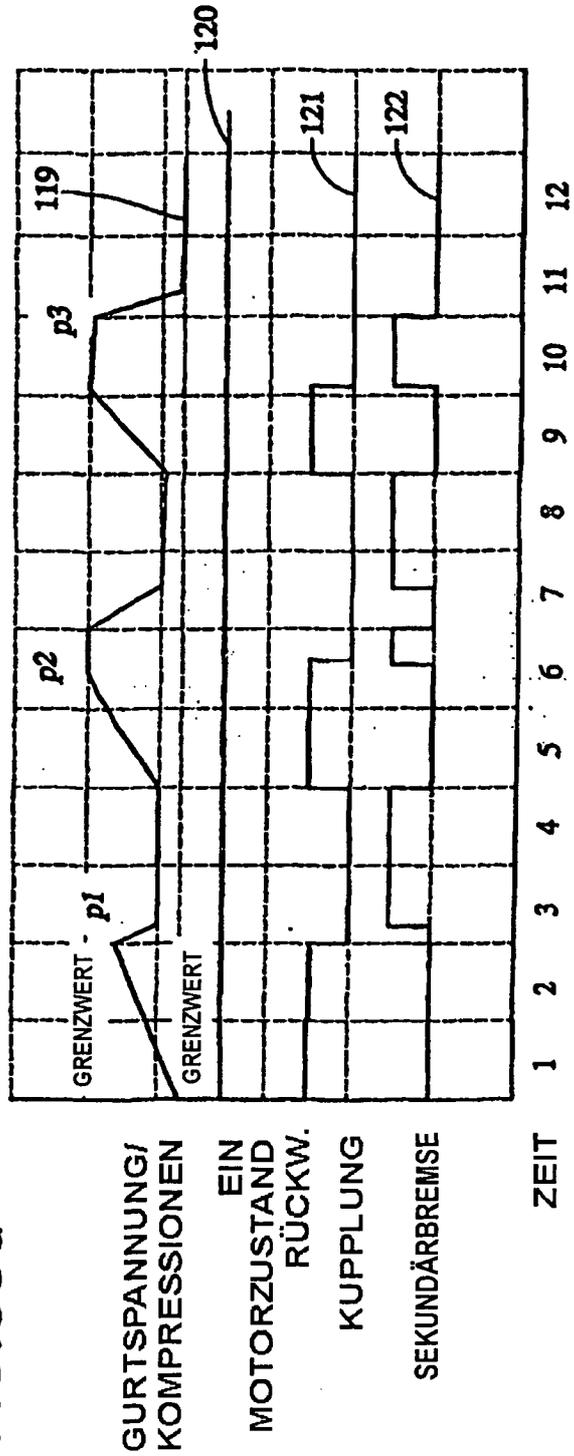


FIG.34

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN	EIN
KUPPLUNG	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS
SEKUNDÄRBREMSE	AUS	EIN	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS(EIN)	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS	AUS(EIN)	EIN

FIG.34a

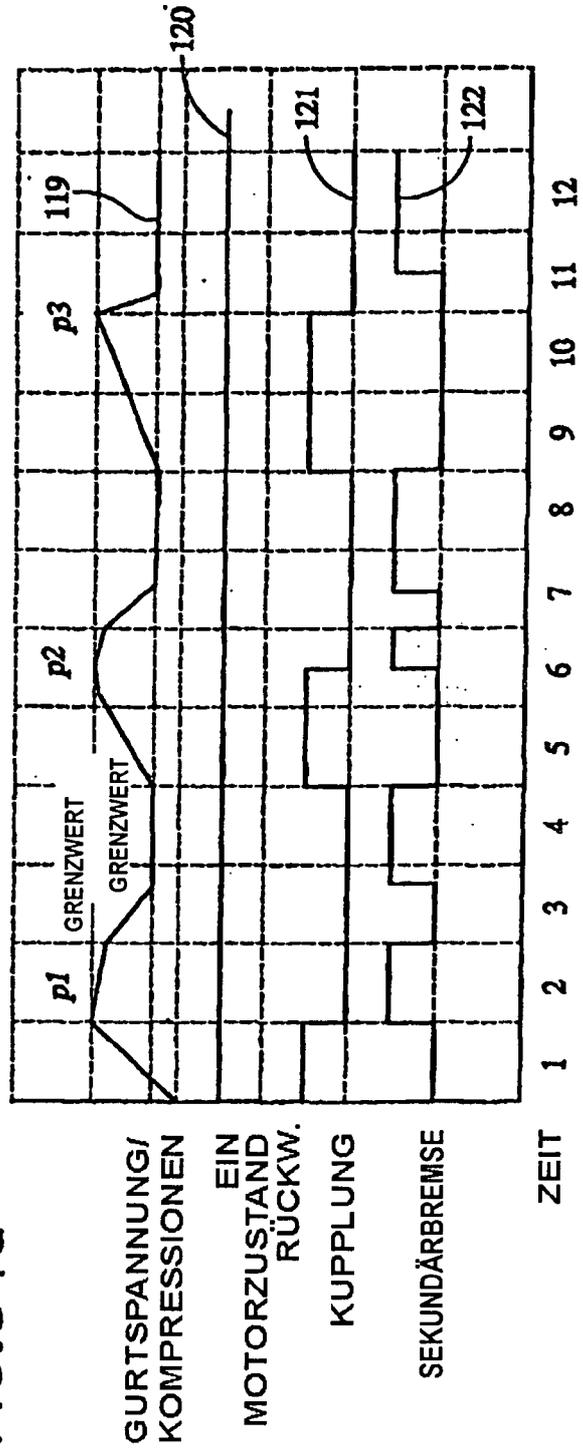


FIG. 35

ZEIT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	AUS	EIN	EIN	EIN	AUS	EIN	EIN	EIN	EIN	AUS	EIN
KUPPLUNG	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS	EIN	EIN	AUS	AUS
NOCKENBREMSE	AUS	EIN	AUS	AUS	AUS	AUS(EIN)	AUS	AUS	AUS	AUS	EIN	AUS
SEKUNDÄRBREMSE	AUS	AUS	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS	AUS(EIN)	EIN	AUS	AUS	AUS	EIN

FIG. 35a

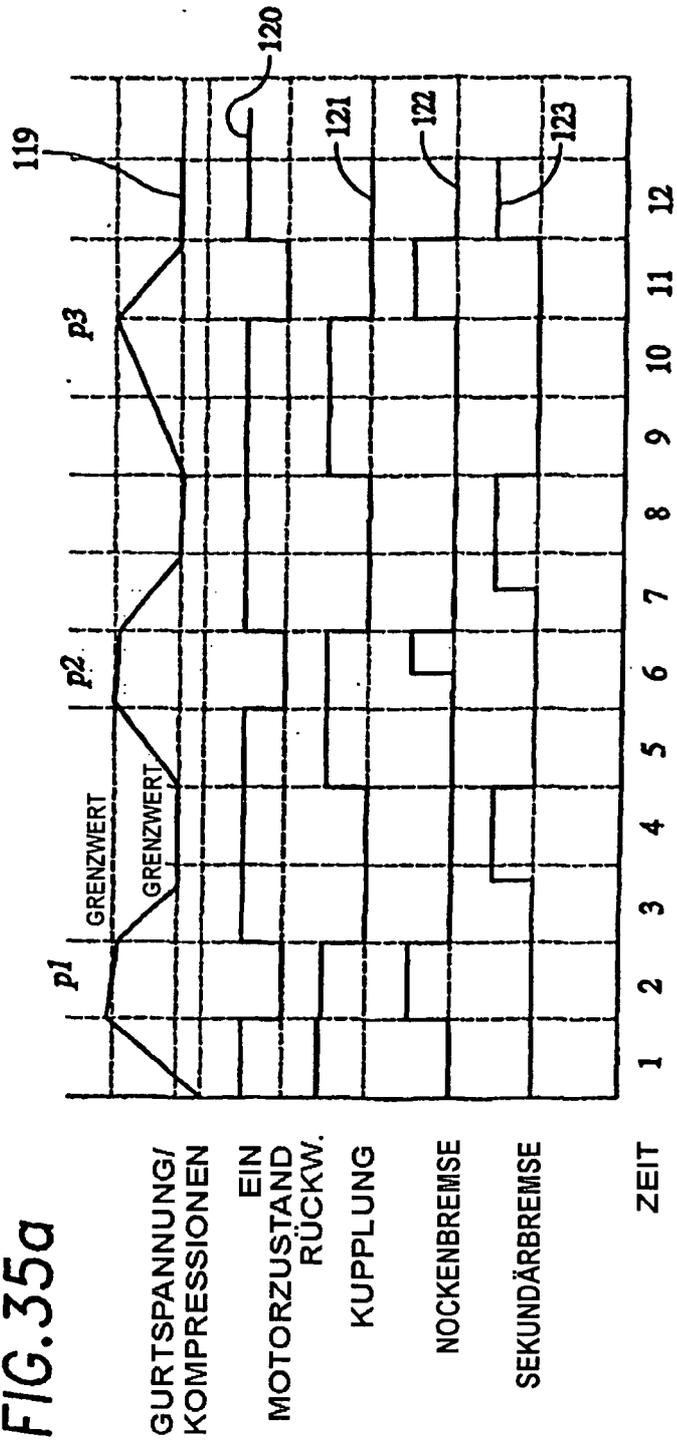


FIG.36

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MOTOR	EIN	AUS										
NOCKENBREMSE	AUS	AUS(EIN)										
KUPPLUNG	EIN	EIN										

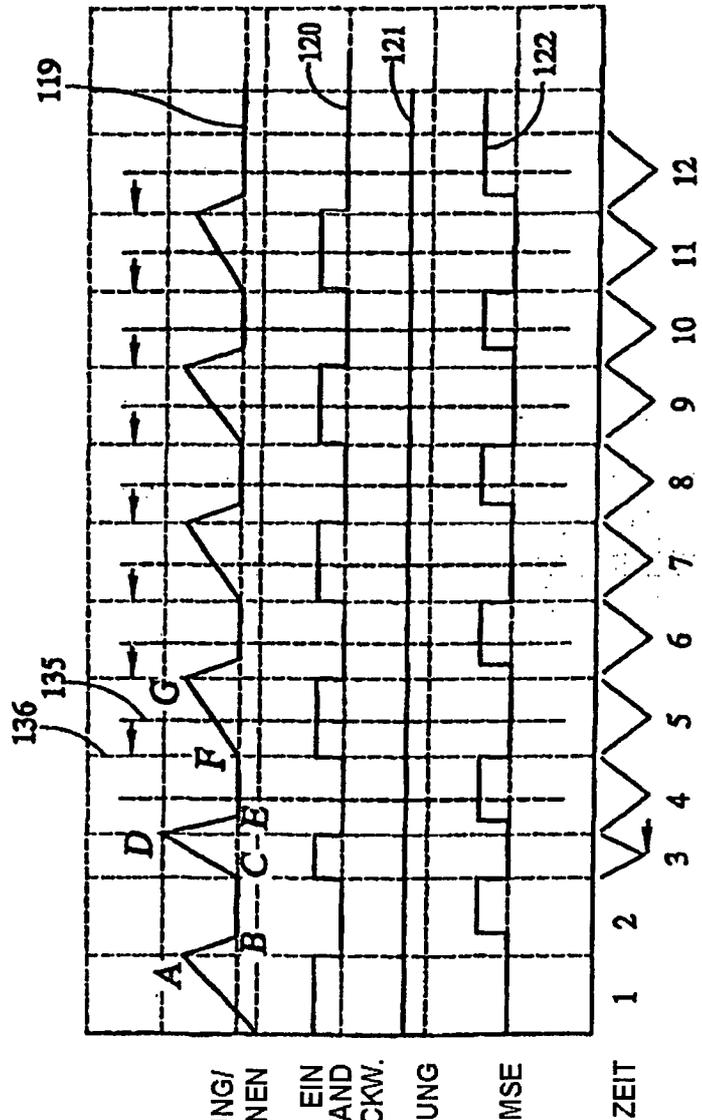


FIG.36a

GURTSPANNUNG/
KOMPRESSIEN
EIN
MOTORZUSTAND
RÜCKW.
KUPPLUNG
BREMSE

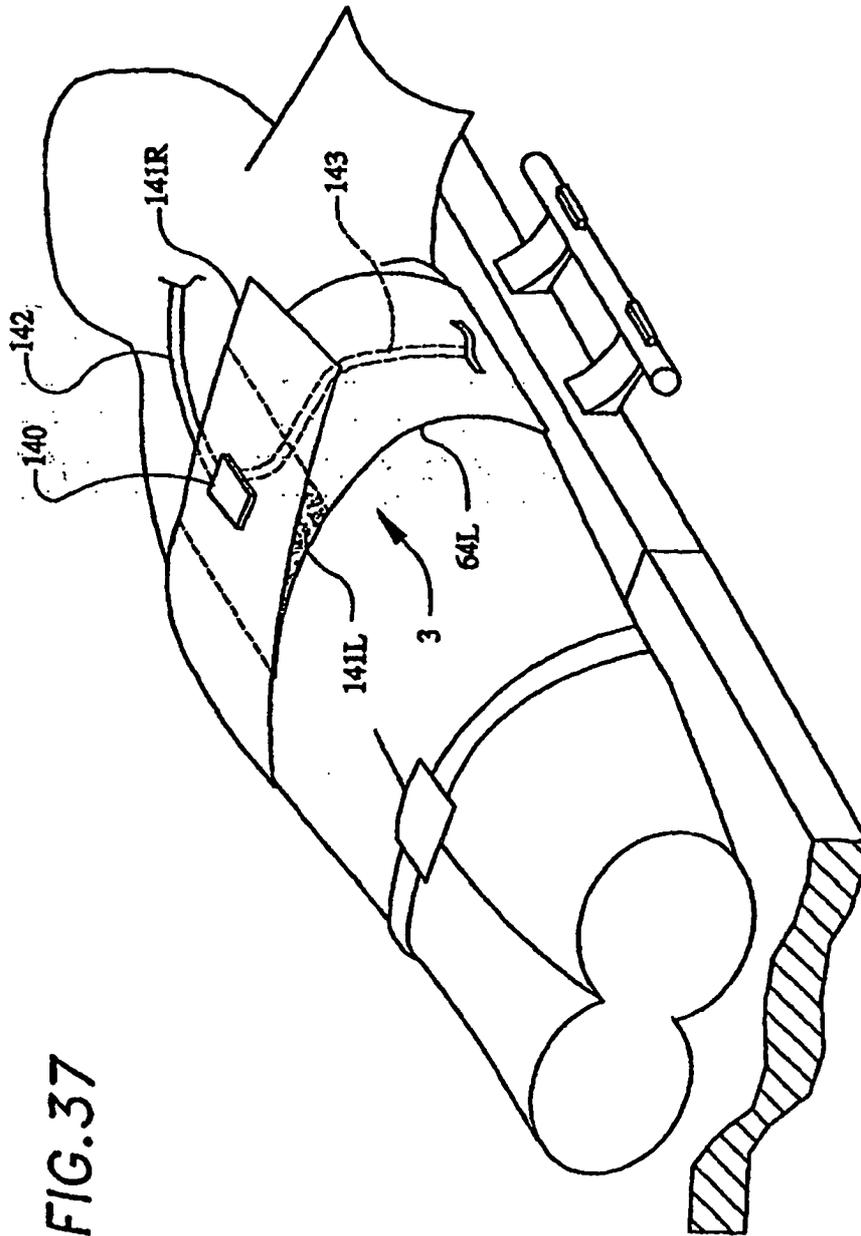


FIG.37

FIG.42

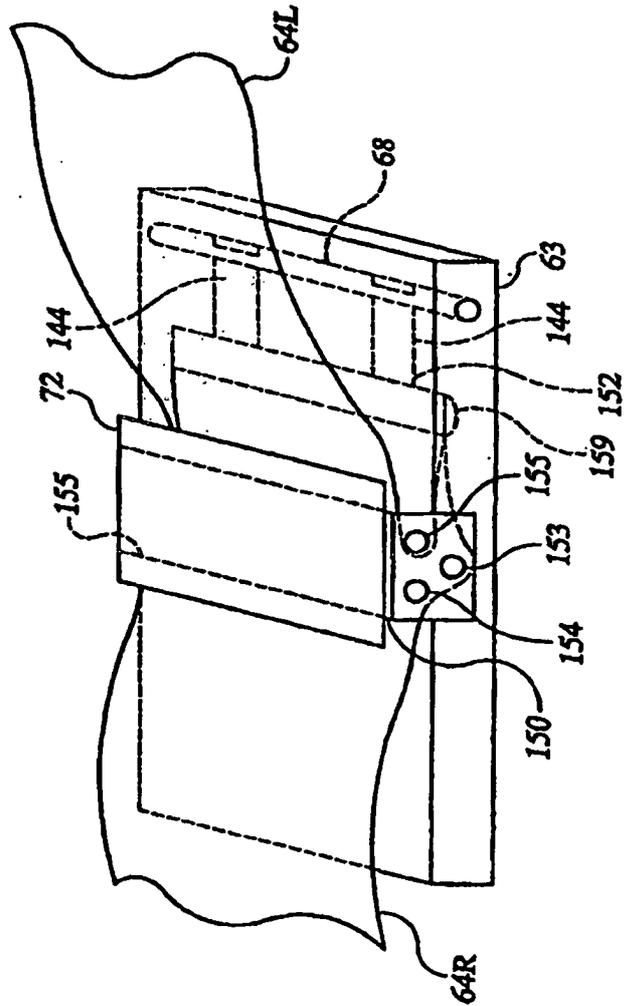


FIG. 43

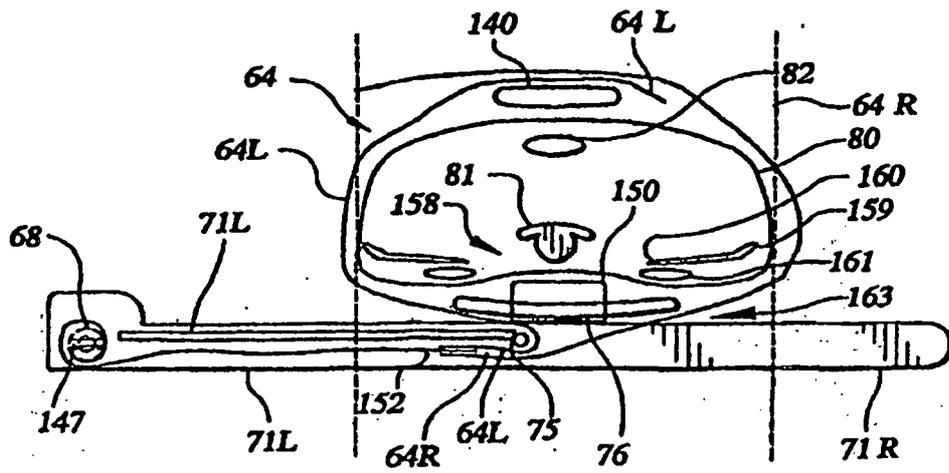


FIG. 44

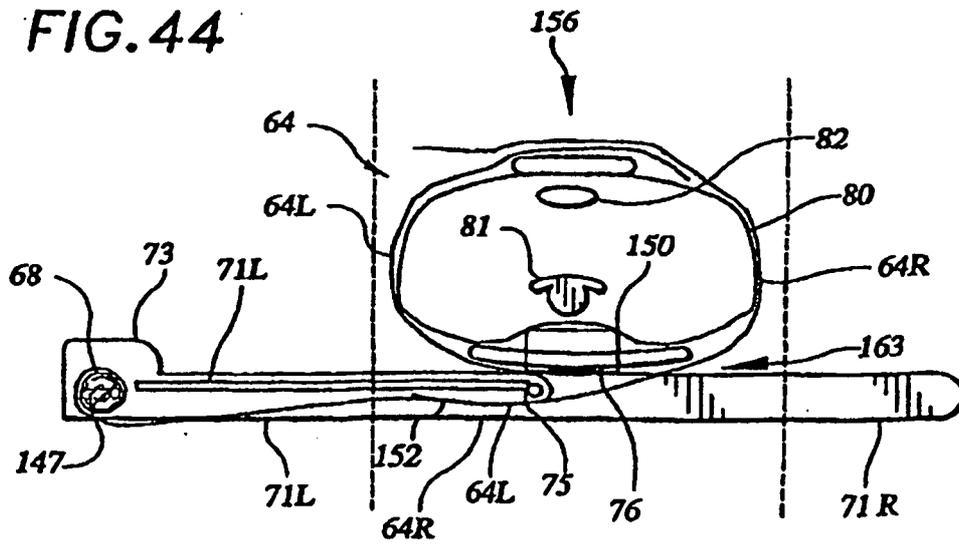


FIG. 45

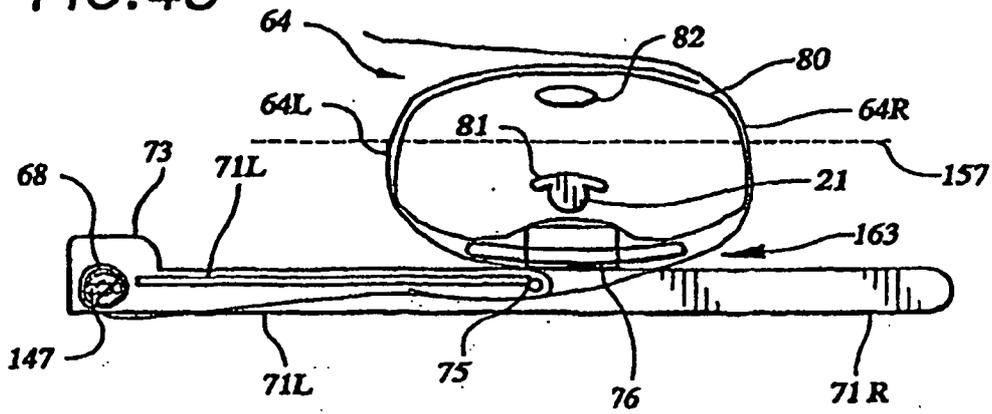
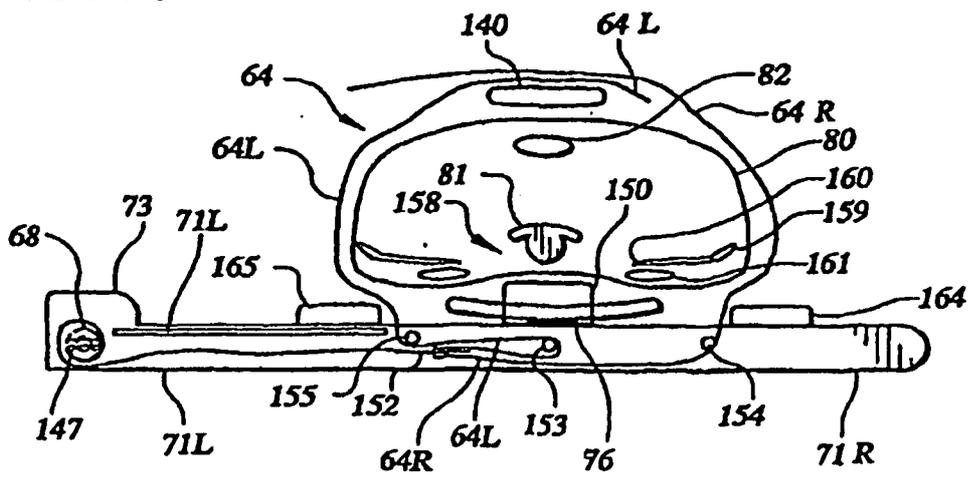


FIG. 46



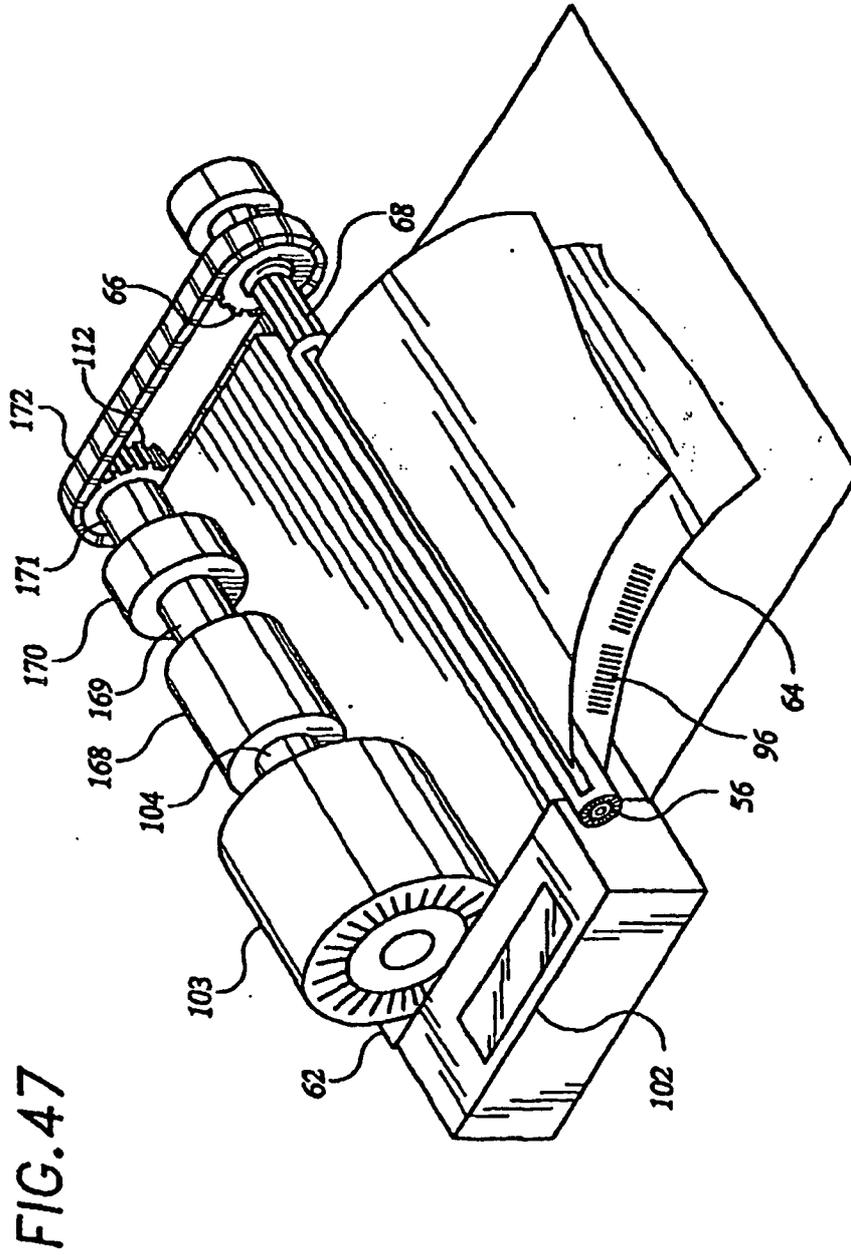


FIG. 47

FIG.48

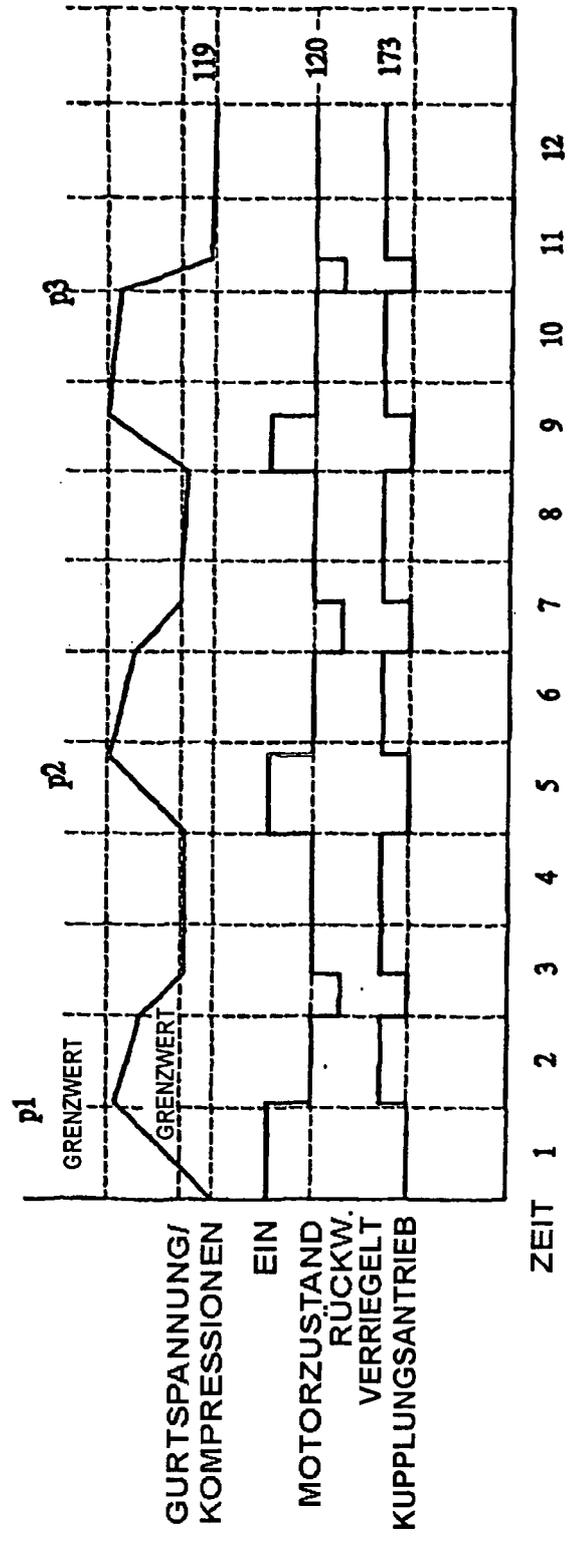


FIG.49

