

| | |
|-------------------------------------|------------------------|
| DOMANDA DI INVENZIONE NUMERO | 102021000031298 |
| Data Deposito | 14/12/2021 |
| Data Pubblicazione | 14/06/2023 |

Classifiche IPC

| Sezione | Classe | Sottoclasse | Gruppo | Sottogruppo |
|----------------|---------------|--------------------|---------------|--------------------|
| B | 25 | J | 19 | 02 |

| Sezione | Classe | Sottoclasse | Gruppo | Sottogruppo |
|----------------|---------------|--------------------|---------------|--------------------|
| B | 25 | J | 13 | 08 |

| Sezione | Classe | Sottoclasse | Gruppo | Sottogruppo |
|----------------|---------------|--------------------|---------------|--------------------|
| B | 25 | J | 19 | 06 |

| Sezione | Classe | Sottoclasse | Gruppo | Sottogruppo |
|----------------|---------------|--------------------|---------------|--------------------|
| B | 25 | J | 9 | 10 |

Titolo

Dispositivo indossabile a esoscheletro con giunto attivo di supporto del tronco e relativo metodo di controllo

Descrizione di brevetto per invenzione industriale dal titolo:

“Dispositivo indossabile a esoscheletro con giunto attivo di supporto del tronco e relativo metodo di controllo”

a nome di POLITECNICO DI TORINO, di nazionalità italiana, con sede in Corso Duca degli Abruzzi 24, 10129 Torino, ed elettivamente domiciliata, ai fini del presente incarico, presso i Mandatari Mirco BIANCO (No. Iscr. Albo 1639B), Filippo FERRONI (No. Iscr. Albo 530BM), Marco CAMOLESE (No. Iscr. Albo 882BM), Giancarlo REPOSIO (No. Iscr. Albo 1168BM), Corrado BORSANO (No. Iscr. Albo 446 BM) e Matteo BARONI (No. Iscr. Albo 1064 BM) c/o Metroconsult Milano S.r.l., Via Palestro 5/2, 16122 GENOVA (GE).

Inventori designati:

- 1) GASTALDI Laura, di nazionalità italiana, c/o Politecnico di Torino – DISMA, Corso Duca degli Abruzzi 24, 10129 Torino
- 2) PASTORELLI Stefano Paolo, di nazionalità italiana, c/o Politecnico di Torino – DIMEAS, Corso Duca degli Abruzzi 24, 10129 Torino
- 3) PANERO Elisa, di nazionalità italiana, c/o Politecnico di Torino – DIMEAS, Corso Duca degli Abruzzi 24, 10129 Torino

DESCRIZIONE

L'invenzione riguarda, sotto un profilo più generale, i dispositivi indossabili per l'assistenza nei movimenti delle persone, in particolare ma non esclusivamente del tipo denominato esoscheletro.

Come è noto, quest'ultimo è una struttura che viene applicata a contatto con il corpo o con una parte di esso, per potenziarne o assistere le prestazioni ad esempio in termini di forza e/o velocità dei movimenti.

A tal fine essa viene fissata in alcuni punti del corpo, soprattutto in corrispondenza delle articolazioni, ad esempio tra il bacino e le gambe, tra le spalle ed il braccio o altro, ed è azionata da dispositivi passivi (ad esempio molle, tiranti elastici ecc.) o dispositivi attivi

(ad esempio attuatori elettrici, pneumatici ecc.) che, anche tramite eventuali sistemi di trasmissione meccanici (che possono comprendere, ad esempio, rotismi, pulegge, cavi, cinghie ecc.), operano il movimento di una parte dell'esoscheletro associata al corpo dell'utilizzatore ed il trasferimento di forze e coppie tra le parti e tra queste ed il corpo. Questo genere di dispositivi trova applicazione in differenti ambiti, tra cui clinico, industriale e militare. In ambito clinico gli esoscheletri hanno funzione di assistenza e ripristino delle funzionalità per le persone con difficoltà motorie, quali i pazienti con deficit motori e/o in fase di rieducazione a seguito di malattie o incidenti; in ambiente industriale sono stati introdotti con la principale funzione di sussidio per alleviare la fatica durante alcune operazioni fisiche come quelle svolte per lungo tempo in posizioni non agevoli sulle catene di montaggio, oppure per il sollevamento di pesi; infine, in ambito militare, questi dispositivi svolgono la funzione di potenziamento delle prestazioni fisiche dell'utente.

Nei dispositivi indossabili di tipo passivo il sistema di attuazione applica forze ai vari segmenti del corpo, come gli arti inferiori o quelli superiori, in modo conforme con quello dei movimenti anatomici sfruttando le proprietà di componenti elastici o viscoelastici.

Nei dispositivi indossabili di tipo attivo l'assistenza viene fornita e modulata da mezzi di attuazione genericamente denominati motori, associati a sistemi di controllo e apparati di trasmissione meccanica.

La trasmissione della forza alle parti del corpo deve essere il più possibile graduale e conforme al movimento del corpo e alle sollecitazioni da esso sopportabili.

La presente invenzione appartiene alla categoria dei dispositivi indossabili di tipo attivo, anche chiamati dispositivi robotici indossabili, la cui principale funzione è quella di ridurre in parte o totalmente il carico articolare e lo sforzo fisico dell'utente a livello lombare durante lo svolgimento di compiti che richiedono movimenti di flesso/estensione del tronco, anche con contemporanea manipolazione di un carico esterno, quali ad esempio compiti di lavoro industriali che prevedono il sollevamento e la manipolazione di oggetti o il mantenimento di una postura con tronco flesso.

Il supporto dell'esoscheletro, di conseguenza, assume un ruolo fondamentale nella prevenzione, sicurezza e limitazione dei rischi dell'utilizzatore.

Attualmente, la maggior parte delle soluzioni tecnologiche indossabili presenti sul mercato consentono la riduzione dello sforzo durante la flesso/estensione del tronco, anche eventualmente con manipolazione di un carico esterno, grazie a sistemi meccanici passivi (molle meccaniche, molle a gas, bande elastiche, ecc.). Tuttavia, la modulazione dell'assistenza risulta definita in base alla caratteristica del dispositivo elastico ed alla sua impostazione e taratura iniziale.

Esistono anche soluzioni attive nelle quali l'azione di supporto è fornita mediante attuatori (motori pneumatici o elettrici), che consentono una modulazione dell'azione di supporto in funzione di variabili biometriche e/o biomeccaniche. In questi casi, la modulazione del supporto viene definita sulla base dell'attivazione muscolare, misurata tramite biosensori elettromiografici, o sulla misura della flessione del tronco. In questo secondo caso, la sensoristica può essere integrata nel sistema di azionamento (ad esempio encoder su asse attuatore) oppure esterna all'eoscheletro (ad esempio sensore inerziale applicato a livello del tronco).

L'assistenza viene così definita in funzione del solo movimento di flesso/estensione del tronco e/o di attivazione muscolare.

Le soluzioni con biosensori elettromiografici richiedono il posizionamento di elettrodi a diretto contatto con la cute e quindi complesse e lunghe operazioni di vestizione, nonchè un'importante elaborazione del segnale acquisito per applicazioni real-time.

Le attuali soluzioni basate su misure biomeccaniche, invece, definiscono l'assistenza su un'unica misura di angolo di flessione del tronco o rispetto ad un riferimento assoluto (fisso rispetto al terreno), o una flessione relativa tronco-gambe.

Gli unici recenti studi che presentano la combinazione di due sensori angolari (sensore inerziale a livello del tronco ed encoder a livello dell'anca) introducono il secondo sensore per il riconoscimento del movimento di deambulazione, ma non differenziano l'assistenza in base alle strategie di coordinamento articolare durante movimenti diversi.

Esempi di eoscheletri noti realizzati secondo quanto sopra spiegato sono riportati nella domanda di brevetto internazionale WO 2018/034128, nelle domande di brevetto cinesi CN 109623782 e CN 109940594; esistono poi molte pubblicazioni scientifiche, accademiche e tecniche sull'argomento (per tutte si segnalano: Hara, Hiromasa, and Yoshiyuki Sankai, "Development of HAL for lumbar support", SCIS & ISIS SCIS & ISIS

2010. Japan Society for Fuzzy Theory and Intelligent Informatics, 2010; Hyun, Dong Jin, et al. "Singular wire-driven series elastic actuation with force control for a waist assistive exoskeleton, H-WEXv2." *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 25.2 (2020): 1026-1035; Toxiri, Stefano, et al. "Rationale, implementation and evaluation of assistive strategies for an active back-support exoskeleton." *Frontiers in Robotics and AI* 5 (2018): 53).

In questo ambito generale, l'invenzione riguarda in particolare i dispositivi indossabili per l'assistenza nei movimenti delle persone, destinati al supporto del tronco ovvero della parte superiore del corpo umano.

Il dispositivo è quindi atto ad essere posizionato coassialmente rispetto all'anca dell'utente e ad interagire fornendo una spinta di assistenza a livello del tronco e della coscia. Per questo motivo, risulta integrabile all'interno di una struttura di esoscheletro comprendente almeno un primo supporto rigido a livello del tronco (es. barre e imbottitura o pad di interfaccia), un secondo supporto rigido a livello dell'arto inferiore (barra e imbottitura o pad di interfaccia) ed una cintura pelvica adattabile.

Nella prima figura dei disegni annessi è mostrato schematicamente un dispositivo 1 ad esoscheletro indossato dall'utente P, del tipo noto appena menzionato.

Il dispositivo 1 comprende tre parti principali: una cintura pelvica 2, ancorata direttamente alle pelvi dell'utilizzatore, un supporto 4 per il tronco che permette l'interazione con il torace dell'utilizzatore, due supporti 6 per le gambe, che permettono l'interazione con le cosce dell'utilizzatore.

Il dispositivo 1 comprende due giunti motorizzati 3 disposti all'altezza delle articolazioni delle anche, mediante i quali provvede alla riduzione del carico articolare e dello sforzo muscolare del rachide durante la flesso/estensione del busto.

I giunti 3 comprendono rispettivi motori elettrici che forniscono una coppia agente tra il supporto 4 a contatto con il tronco ed i supporti 6 a contatto con le gambe.

L'emoscheletro 1 può prevedere inoltre un sistema di cinghie con spallacci, anche disposti nella parte posteriore del tronco (non mostrati nella figura 1) per favorire il mantenimento del contatto tra supporto 4 e tronco, e sistemi di cinghie (non mostrati nella figura 1) per favorire il mantenimento del contatto tra supporti 6 e gambe, fornendo opportuna assistenza ai movimenti della persona P.

I segnali su cui si basa il controllo e la definizione dell'assistenza ai movimenti della persona P, sono di solito l'attivazione dei muscoli lombari, misurata tramite elettrodi, e l'angolo di tronco, misurato con un accelerometro.

In alternativa sono noti sistemi in cui il controllo dei movimenti è basato sul monitoraggio dell'angolo relativo tra tronco e gambe tramite un encoder integrato nel sistema di attuazione, e dell'accelerazione del tronco mediante un sensore accelerometrico, incorporato nell'eoscheletro o comunque fissato al tronco.

Queste soluzioni note sebbene siano in grado di offrire l'assistenza richiesta ai movimenti delle persone, presentano alcuni limiti in quanto non sono in grado di fornire una azione soddisfacente per quanto riguarda i moti relativi tra il tronco e le gambe durante differenti movimenti eseguiti dall'utente.

È questo il caso, ad esempio, quando un utente è in condizione accovacciata o semi-accovacciata (c.d. squat o semi-squat) o con busto inclinato e gambe tese (c.d. stoop) per sollevare dei pesi da terra; si pensi indicativamente a qualcuno che deve raccogliere degli oggetti da terra e riportli in uno scaffale oppure caricarli su un mezzo di trasporto.

L'eoscheletro con il sensore accelerometrico non è in grado di distinguere quando il movimento di flessione ed estensione del tronco è eseguito con gambe distese o gambe flesse.

Infatti, il sensore accelerometrico percepisce l'inclinazione del tronco della persona e relativi cambiamenti rispetto al terreno, ma non è in grado di distinguere l'angolo tra tronco e cosce.

Anche l'eoscheletro con un encoder integrato nel sistema di attuazione non è in grado di distinguere quando il movimento di flessione ed estensione del tronco è eseguito con gambe distese o gambe flesse.

Infatti, l'encoder integrato nel sistema di attuazione percepisce l'inclinazione del tronco rispetto alle cosce, ma non è in grado di percepire se il busto si trova in posizione eretta o inclinata.

In entrambi i casi sopra descritti l'eoscheletro non è in grado di identificare la posizione dell'utente distinguendo ad esempio tra stoop, semi-squat e squat.

Alla luce di questa situazione si può pertanto dire che il problema tecnico alla base dell'invenzione sia quello di mettere a disposizione un dispositivo indossabile del tipo a

esoscheletro come sopra indicato, con caratteristiche strutturali e funzionali tali da superare gli inconvenienti evidenziati dallo stato della tecnica nota considerato in precedenza.

L'idea di soluzione di tale problema consiste nel predisporre un dispositivo capace di riconoscere correttamente il coordinamento articolare e la strategia di movimento attuati dall'operatore, misurando almeno due angoli compresi tra i segmenti tronco-pelvi-cosce (ottenendo il terzo come supplementare della combinazione dei due misurati).

Inoltre, valutando la velocità angolare si può differenziare tra la fase di flessione, durante la quale il supporto da parte del dispositivo deve essere ridotto in modo da non ostacolare l'utente durante il movimento, e la fase di estensione, dove la muscolatura della schiena si attiva per poter sollevare il busto fino a riportarlo in una posizione eretta e il contributo richiesto da parte del dispositivo può essere maggiore.

In aggiunta, separando il contributo di assistenza in due differenti sistemi di attuazione, ciascuno posizionato in corrispondenza di ciascuna anca dell'utente, vi è la possibilità di mantenere indipendenti i due lati destro e sinistro e differenziare l'assistenza anche in caso di asimmetria.

Le caratteristiche del dispositivo indossabile a esoscheletro dell'invenzione sono enunciate specificamente nelle rivendicazioni annesse a questa descrizione.

Tali caratteristiche, gli effetti che ne derivano ed i vantaggi conseguiti dall'invenzione risulteranno maggiormente dalla descrizione che viene di seguito riportata di un suo possibile esempio di realizzazione, mostrato nei disegni allegati forniti a titolo indicativo e non limitativo in cui:

Fig. 1 mostra schematicamente una applicazione di un dispositivo indossabile a esoscheletro, secondo la tecnica nota;

Fig. 2 mostra un dispositivo indossabile a esoscheletro, in accordo con l'invenzione;

Fig. 3 mostra un giunto del dispositivo indossabile in accordo con l'invenzione;

Fig. 4 mostra uno schema di funzionamento del giunto di fig. 3;

Fig. 5 mostra una sezione trasversale del giunto di fig. 3;

Fig. 6 mostra una vista in esploso del giunto delle figure 3 e 5 precedenti.

Con riferimento alle figure appena elencate, la seconda di esse mostra un dispositivo indossabile, tipo esoscheletro, complessivamente indicato con il riferimento numerico 10.

Il dispositivo è del tipo a esoscheletro destinato al supporto dei movimenti di una persona e comprende tre parti principali: una cintura pelvica 12, allacciata in vita all'utilizzatore, un supporto 14 per il tronco, collegato a dei giunti 13 con una coppia di aste 15, che permette l'interazione con il dorso (schiena) dell'utilizzatore, un supporto 16 per ciascuna gamba, che permette l'interazione con le cosce dell'utilizzatore. Al fine di favorire la corretta trasmissione di forze dal dispositivo 10 alla persona P che lo indossa, il supporto per il tronco viene mantenuto a contatto con il dorso per mezzo delle cinghie con spallacci 17, che, fissate al supporto stesso, avvolgono il tronco dell'utilizzatore; analogamente, sui supporti 16 delle cosce sono presenti dei cosciali 18 per assicurarli alle cosce.

Il dispositivo indossabile 10 comprende una coppia di giunti motorizzati 13 in accordo con l'invenzione, disposti da ciascun lato all'altezza dell'articolazione delle anche e destinati alla riduzione del carico articolare e dello sforzo muscolare della colonna vertebrale, durante i movimenti di flessione ed estensione del busto.

I giunti 13 sono uguali tra loro e pertanto nel seguito se ne descriverà uno solo con riferimento alle relative figure 3, 4, 5 e 6 in quanto ciò che verrà spiegato sarà valido anche per l'altro.

Ciascun giunto 13 comprende un sistema motoriduttore 20 composto da un motore elettrico 21 accoppiato con un riduttore armonico 22, in modo da garantire limitato ingombro e peso complessivo. I due componenti 21, 22 sono messi in relazione da una flangia di collegamento 23.

Nella circostanza occorre rilevare come la configurazione del motoriduttore 20 potrà differire da quella mostrata nei disegni, a seconda delle forme realizzative possibili sia del motoriduttore in sé, che del dispositivo indossabile 10.

Così, ad esempio, si potranno avere varianti del trovato in cui il motore 21 ed il riduttore 22 siano integrati in un unico componente, così come pure si potranno avere altre soluzioni in cui il motoriduttore 20 comprenda frizioni o altri meccanismi aggiuntivi per rendere le sue prestazioni più adatte al dispositivo indossabile.

Lo stesso deve dirsi per il motore elettrico 21 che potrà comunque essere di qualunque tipo adatto allo scopo; il riduttore 22 è preferibilmente meccanico, ad esempio ad ingranaggi epicicloidali o di tipo armonico, ma anche altri sistemi di riduzione adatti allo scopo potranno essere applicati.

Indipendentemente dalla soluzione elettromeccanica adottata per il motoriduttore 20, ciò che rileva è che le sue rotazioni siano monitorate; a tal fine, integrato nel motore 21, è presente un rilevatore di impulsi, tipo encoder 24, che permette di determinare le rotazioni impartite dal motoriduttore 20 rispetto all'asse di rotazione Z del giunto 13.

Al fine di un'integrazione con il supporto di tronco 14 e il supporto di coscia 16, opportune flange 28, 29 di collegamento sono integrate nel giunto 13, in accordo con una sua forma preferenziale di realizzazione.

In particolare, la flangia 28 del supporto tronco o busto 14 presenta un foro 30 in cui può essere posizionata la barra 15 di collegamento per il supporto tronco 14. Analogamente, l'appendice 35 della flangia 29 collega il giunto 13 al supporto coscia 16.

La flangia 28, l'elemento 22c (c.d. circular spline) del riduttore armonico e la flangia di collegamento 23 sono tra loro vincolate rigidamente e fissate allo statore del motore 21. Sull'albero del motore è calettato l'elemento 22a (c.d. wave generator) del riduttore armonico. Infine, l'elemento 22b (c.d. flex spline) del riduttore armonico è vincolato rigidamente alla flangia 29. La disposizione descritta per motore 21, riduttore armonico 22 e flange 28 e 29 permette di convertire la velocità di rotazione dell'albero motore in velocità relativa tra le flange 28 e 29 con un fattore di riduzione pari al rapporto di trasmissione del riduttore. Nell'esempio realizzativo illustrato il rapporto di trasmissione è 160:1, potendo assumere indicativamente un valore dello stesso ordine di grandezza. Con lo stesso rapporto di trasmissione, a meno delle perdite per rendimento del riduttore, viene incrementata la coppia generata dal motore in coppia tra le flange 28 e 29.

Il giunto 13 comprende infine una appendice cilindrica 39 della flangia 29 per il collegamento del giunto con una o più piastre 40 di interfaccia con la cintura 12 allacciata in vita da un utilizzatore. L'appendice 39, accoppiata con la piastra 40 attraverso la boccola 32 e la piastrina 36, costituisce un vincolo che permette la rotazione libera del giunto 13 rispetto alla piastra 40 secondo l'asse Z. La piastra 40 è fissata rigidamente alla cintura pelvica 12.

Nel giunto 13 sono integrati due sensori angolari 24, 44 per poter misurare opportunamente la cinematica di movimento relativo tra le differenti componenti sopra descritte, in particolare tra la flangia di tronco 28, la flangia di cosce 29 e la piastra di

collegamento alla cintura pelvica 40, e differenziare quindi la strategia di movimento dell'utente.

Il primo sensore 24 è di preferenza un encoder ottico o magnetico (cioè un rilevatore di impulsi ottici nel caso in cui sia presente una sorgente luminosa, oppure magnetici nel caso in cui siano presenti dei magneti), integrato al sistema di attuazione e monitora l'angolo compreso tra il supporto di tronco 14 ed il supporto di coscia 16. In aggiunta, attraverso tale sensore viene anche monitorata la velocità angolare di rotazione tra i due supporti.

Il secondo sensore 44 è anch'esso preferibilmente un encoder ed è posizionato fuori asse rispetto al giunto 13; esso monitora l'angolo relativo tra la cintura pelvica 12 ed il supporto di coscia 16.

Per questo motivo il secondo encoder 44 è posizionato e fissato nella parte posteriore della piastra 40 di collegamento alla cintura pelvica 12.

Un opportuno sistema di trasmissione 46, basato su un meccanismo di ruota-folle 45, permette di trasmettere il moto e monitorare correttamente l'angolo in corrispondenza dell'asse Z di rotazione della flangia di coscia 29 rispetto alla piastra 40.

Il rotore 44b dell'encoder, per mezzo della ruota oziosa 45, è portato in rotazione della flangia 29, mentre lo statore 44a dell'encoder è fissato ad un supporto esterno cilindrico 47, a sua volta rigidamente collegato alla piastra 40.

Una coppia di cuscinetti a singola corona di sfere è posizionata tra l'albero dell'encoder e il supporto esterno, per la compensazione di carichi assiali e radiali.

La ruota folle 45 è posizionata tra la ruota motrice costituita dalla flangia 29 e la ruota condotta, solidale al rotore 44b dell'encoder. Sulla ruota folle è calettato un o-ring al fine di migliorare il contatto con le ruote ed il moto è trasmesso attraverso forze di contatto. Il rapporto di trasmissione tra flangia 29 e albero encoder 44b risulta 7:1 nell'esempio realizzativo illustrato, potendo assumere indicativamente un valore dello stesso ordine di grandezza (ad esempio nel range 5:1 – 10:1).

In aggiunta, attraverso il sensore 44 viene anche monitorata la velocità angolare di rotazione tra il supporto di coscia 16 e la cintura pelvica 12.

Questa soluzione del giunto permette vantaggi in termini di compattezza e di sicurezza per l'utente. Da un punto di vista funzionale del dispositivo indossabile 1, i dati cinematici

rilevati dai due sensori 24 e 44, cioè l'angolo supporto tronco 14 – supporto cosce 16, l'angolo cintura pelvica 12 – supporto cosce 16, e la velocità angolare associata a tali angoli, vengono acquisiti e indirizzati come segnali di ingresso ad una unità di controllo 50 del dispositivo. Tale unità di controllo 50 può essere posizionata esternamente al dispositivo 1, ad esempio a distanza nell'ambiente dove si trova l'utilizzatore e collegata ad esso tramite connessione wi-fi, cablaggi o altro sistema di telecomunicazioni, oppure indossata dall'utente stesso ad esempio in uno zaino o alloggiata in qualche componente del dispositivo indossabile 1.

E' questo il caso della cintura pelvica 12 che, come visibile in figura 2, ha una configurazione atta ad alloggiare un equipaggiamento elettronico della unità di controllo. L'unità di controllo 50 elabora la coppia richiesta per l'assistenza e quindi fornita dal sistema di attuazione con il motoriduttore 20.

In accordo con una forma realizzativa preferita, la legge di controllo del funzionamento del giunto 13 si basa sulla definizione e implementazione di mappe di supporto, che garantiscono una differente percentuale di assistenza in base a due elementi principali: i) caratteristiche antropometriche del soggetto (altezza e peso totali, genere, età, ecc.), ii) strategia di movimento adottata dall'utente (deambulazione, stoop, squat, semisquat, asimmetria, flessione-estensione, ecc.).

Inserendo opportunamente i dati del soggetto in fase di vestizione e registrando in tempo reale la variazione della cinematica, il sistema di controllo 50 modula l'assistenza fornita all'utilizzatore.

In accordo con una forma realizzativa preferenziale, a livello delle flange 28, 29 associate ai supporti di tronco 14 e delle cosce 16 sono predisposti dei fine corsa meccanici che arrestano le loro rotazioni angolari intorno all'asse Z del giunto 13, al fine di garantire la sicurezza dell'utente ed evitare che vengano imposte posture scorrette e non fisiologiche. Tali fine corsa, possono essere realizzati con qualunque modo appropriato, ad esempio con spallamenti o denti ricavati sulle flange 28, 29 e/o sulle piastre 40 dove sono installate o altro.

Gli intervalli di movimento delle flange 28, 29 possono essere vantaggiosamente definiti sulla base della biomeccanica dell'articolazione di anca e del rachide. In particolare, con riferimento alla figura 6, la cremagliera 49, fissata alla flangia 29, interagendo con

spallamenti ricavati sulla flangia 28 (non visibili in figura), impedisce di preferenza la iperestensione del tronco e l'eccessiva riduzione dell'angolo tra la coscia ed il tronco. Viene invece mantenuta la possibilità di estensione dell'anca, garantendo trasparenza o neutralità del dispositivo 10 in caso di deambulazione.

Ulteriormente, secondo una soluzione preferenziale, un sistema di arresto (mediante asola e fori o altro) è previsto a livello della flangia di tronco 28 per consentire un arresto del giunto 13 in una determinata posizione di tronco flesso, così da poter mantenere la postura per lunga durata senza necessità di tenere il motore 21 azionato.

Infine, preferenzialmente, nel giunto 13 dell'invenzione è presente anche un fine corsa meccanico a livello della flangia 29 rispetto alla piastra 40, in modo da limitare la rotazione del supporto di coscia 16 oltre angoli fisiologici, migliorando la vestibilità del giunto 13 senza impedire il movimento dell'utente.

I valori di fine corsa possono essere adattati a differenti bisogni e caratteristiche anatomiche e/o antropometriche dell'utente.

Da quanto sinora descritto è possibile comprendere come il dispositivo a esoscheletro 10 secondo l'invenzione, consenta di risolvere il problema tecnico che ne è alla base.

Infatti, la possibilità di misurare almeno due angoli compresi tra i segmenti tronco 14 – pelvi 12 – cosce 16, ottenendo il terzo come supplementare della somma dei due angoli misurati, permette da un lato di determinare in tempo reale la postura dell'utilizzatore in funzione delle grandezze degli angoli rilevate, e dall'altro di fornire all'utilizzatore un'assistenza ottimale nei movimenti.

Questo risultato è conseguito con un unico dispositivo, cioè il giunto 13, disposto su ciascun fianco dell'utilizzatore, che agisce lungo l'asse di piegatura del tronco rispetto alle anche.

Valutando la velocità angolare si può differenziare tra la fase di flessione, durante la quale il supporto da parte del giunto 13 deve essere ridotto in modo da non ostacolare l'utente durante il movimento, e la fase di estensione, dove la muscolatura della schiena si attiva per poter sollevare il busto fino a riportarlo in una posizione eretta e il contributo da parte del dispositivo può rivelarsi fondamentale.

Separando il contributo di assistenza in due differenti sistemi di attuazione, grazie al supporto di tronco 14 ed a quelli di cosce 16, ciascuno posizionato in corrispondenza

dell'anca dell'utente, vi è la possibilità di mantenere indipendenti i due lati destro e sinistro e differenziare l'assistenza anche in caso di asimmetria.

Questi risultati non sono ottenibili dai dispositivi a esoscheletro noti dallo stato della tecnica, in quanto l'attuale uso di masse accelerometriche e/o singolo sensore su asse motore non permette di distinguere le variazioni angolari (incrementi o decrementi) degli angoli tronco-pelvi-cosce dell'utente, con il risultato che l'assistenza fornita ai movimenti risulta poco adatta a differenti strategie di movimento.

Nella presente invenzione, invece, misurando gli angoli tronco-pelvi-cosce dell'utente con sensori integrati nel giunto, è possibile elaborare un'azione di supporto fornita dall'emoscheletro differenziata in funzione del tipo di movimento che coinvolge la flesso/estensione del tronco dell'utente.

Inoltre, valutando le velocità angolari associate agli angoli tronco-pelvi-cosce si può differenziare tra la fase di flessione, durante la quale il supporto da parte del dispositivo deve essere ridotto in modo da non ostacolare l'utente durante il movimento, e la fase di estensione, dove la muscolatura della schiena si attiva per poter sollevare il busto fino a riportarlo in una posizione eretta e il contributo da parte del dispositivo può rivelarsi fondamentale.

Ed ancora, separando il contributo di assistenza in due differenti sistemi di attuazione, ciascuno posizionato in corrispondenza delle anche destra e sinistra dell'utente, vi è la possibilità di mantenere indipendenti i due lati e differenziare l'assistenza anche in caso di asimmetria.

Si può pertanto affermare che l'insegnamento principale della presente invenzione sia quello di predisporre un sistema di sensorizzazione del giunto 13, per il monitoraggio della cinematica dell'utilizzatore.

In accordo con la soluzione descritta sopra, tale sistema comprende due differenti sensori angolari: un encoder rotativo 24 integrato nel motore coassiale con il giunto 13 attivo dell'emoscheletro 10 adibito alla registrazione della variazione di angolo e di velocità angolare compresa tra il busto e le cosce dell'utente; un encoder 44 disallineato con il giunto 13 (rispetto all'asse Z), ma collegato ad esso tramite opportuno sistema di trasmissione 46, in grado di monitorare l'angolo compreso tra la coscia 16 e le pelvi 12 dell'utente.

Tramite il monitoraggio di queste grandezze ed un'opportuna legge di controllo implementata, il giunto è in grado di fornire una coppia di assistenza modulata in base all'antropometria e al coordinamento articolare dell'utilizzatore.

La soluzione dell'invenzione si differenzia da quelle note basate sull'uso di sensori (encoder, sistemi inerziali, EMG, sensori di forza) ed introduce la possibilità di differenziare le strategie di moto.

I principali vantaggi dell'invenzione rispetto alle soluzioni esistenti possono essere così riassunti:

- capacità di riconoscimento dell'effettiva strategia di moto adottata dall'utente (stoop, semisquat, squat, ecc.) tramite un sistema di misura integrato nel giunto attivo dell'esoscheletro;
- modulazione del livello di assistenza a supporto del tronco in base all'effettiva strategia di coordinamento articolare adottata dall'utente durante il movimento;
- modulazione del livello di assistenza a supporto del tronco in base all'antropometria ed ai bisogni dell'utilizzatore;
- adeguamento della logica di assistenza affinchè questa sia sempre efficace e sia evitata l'applicazione di forze sul corpo di ostacolo al movimento che l'utente vuole compiere;
- riconoscimento di eventuali asimmetrie nel gesto di flessione del tronco, differenziando lati destro e sinistro e possibilità di adeguamento di una logica differenziata di assistenza;
- sistema di sensorizzazione per il controllo dell'esoscheletro completamente integrato nel giunto attivo, con conseguente agevole vestizione da parte dell'utente;
- integrazione di fine-corsa meccanici nel giunto per limitare gli angoli articolari nei range fisiologici; le posizioni dei fine-corsa vengono variate adeguandole alla strategia di movimento adottata in quel momento dall'utente

Le caratteristiche dell'invenzione sinora descritta rientrano nelle rivendicazioni che seguono.

RIVENDICAZIONI

1. Dispositivo indossabile del tipo a esoscheletro (10) per l'assistenza nei movimenti di un utilizzatore che lo indossa, comprendente almeno un supporto di tronco (14) che permette l'interazione con il busto e/o dorso dell'utilizzatore, un supporto di coscia (16) che permette l'interazione con una coscia dell'utilizzatore, una cintura pelvica (12) ancorabile alle pelvi dell'utilizzatore, almeno un giunto (13) operatore atto ad operare la rotazione relativa tra almeno il supporto di coscia (16) e la cintura pelvica (12) e/o tra il supporto di tronco (14) e la cintura pelvica (12), intorno ad un asse di articolazione (Z) dell'utilizzatore, caratterizzato dal fatto di comprendere almeno un primo ed un secondo sensore angolare (24, 44) atti a rilevare almeno gli angoli compresi tra almeno due tra il supporto di tronco (14), la cintura pelvica (12) e il supporto di coscia (16), durante l'utilizzo del dispositivo.
2. Dispositivo secondo la rivendicazione 1, in cui detti sensori angolari (24, 44) rilevano le rotazioni di rispettivi elementi (28, 29) associati al giunto (13).
3. Dispositivo secondo la rivendicazione 2, in cui detti elementi associati al giunto (13) comprendono delle flange (28, 29) mobili in rotazione intorno all'asse (Z) di articolazione e collegate rispettivamente al supporto di tronco (14) ed al supporto di coscia (16).
4. Dispositivo secondo una qualunque delle rivendicazioni 2 o 3, in cui almeno un sensore (44) è attivo lungo una direzione disallineata dall'asse (Z) di articolazione del giunto (13).
5. Dispositivo secondo una qualunque delle rivendicazioni precedenti, in cui i sensori angolari (24, 44) sono di tipo encoder o similari.
6. Dispositivo secondo una qualunque delle rivendicazioni precedenti, in cui il giunto operatore (13) comprende un gruppo motoriduttore (20, 21, 23) atto a mettere in rotazione organi meccanici quali rotori, flange (28, 29) e simili, collegati al supporto di tronco (14) e al supporto di coscia (16).
7. Dispositivo secondo una qualunque delle rivendicazioni precedenti, caratterizzato dal fatto di comprendere dei fine corsa meccanici che arrestano le rotazioni angolari intorno all'asse Z del giunto (13), al fine di garantire la sicurezza dell'utente ed evitare che vengano imposte posture scorrette o non fisiologiche.
8. Dispositivo secondo una qualunque delle rivendicazioni precedenti, comprendente un sistema di arresto meccanici, quali perni, asole e fori o altro, per consentire un arresto del

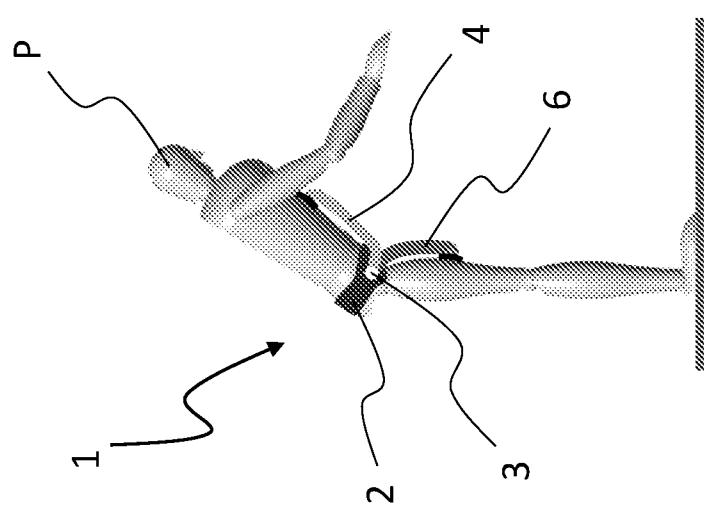
giunto (13) in una determinata posizione di tronco flesso, così da poter mantenere la postura per lunga durata senza necessità di tenere il motore (21) del giunto azionato.

9. Metodo di controllo di un dispositivo indossabile (10) secondo una qualunque delle rivendicazioni precedenti, caratterizzato dal fatto di rilevare le rotazioni angolari di almeno due tra il supporto di tronco (14), la cintura pelvica (12) e il supporto di coscia (16), durante l'utilizzo del dispositivo.

10. Metodo di controllo secondo la rivendicazione 9, comprendente una fase di ottenere il terzo angolo tra il supporto di tronco (14), la cintura pelvica (12) e il supporto di coscia (16), come angolo supplementare della somma dei due angoli misurati.

11. Metodo di controllo secondo le rivendicazioni 9 o 10, comprendente le fasi di definire e implementare mappe di supporto, che garantiscono una differente percentuale di assistenza in base a: i) caratteristiche antropometriche del soggetto (altezza e peso totali, genere, età, ecc.) che indossa il dispositivo (10); ii) strategia di movimento adottata dall'utente (deambulazione, stoop, squat, semisquat, asimmetria, flessione-estensione, ecc.).

12. Metodo secondo una qualunque delle rivendicazioni da 9 a 11, comprendente una fase di valutare la velocità di dette rotazioni angolari di almeno due tra il supporto di tronco (14), la cintura pelvica (12) e il supporto di coscia (16), per differenziare tra la fase di flessione, e la fase di estensione in differenti strategie di movimento adottate dall'utente.



(Tecnica nota)

Fig. 1

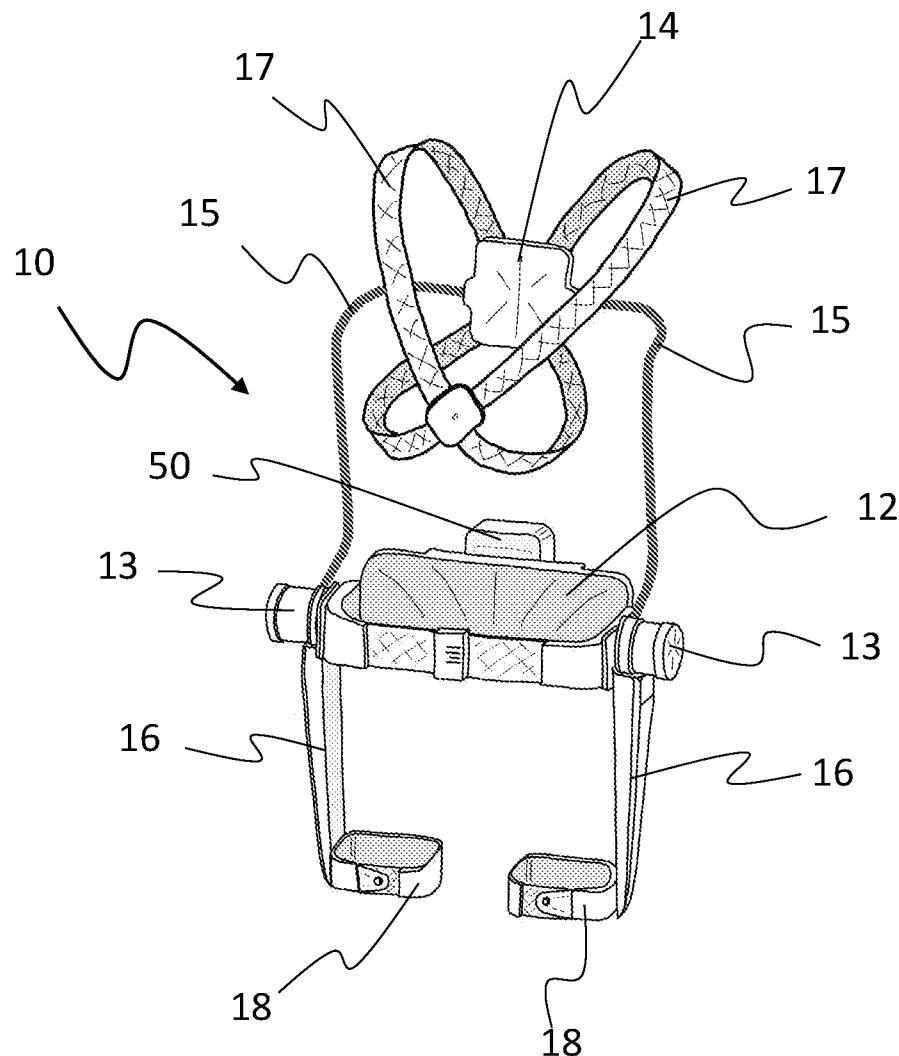
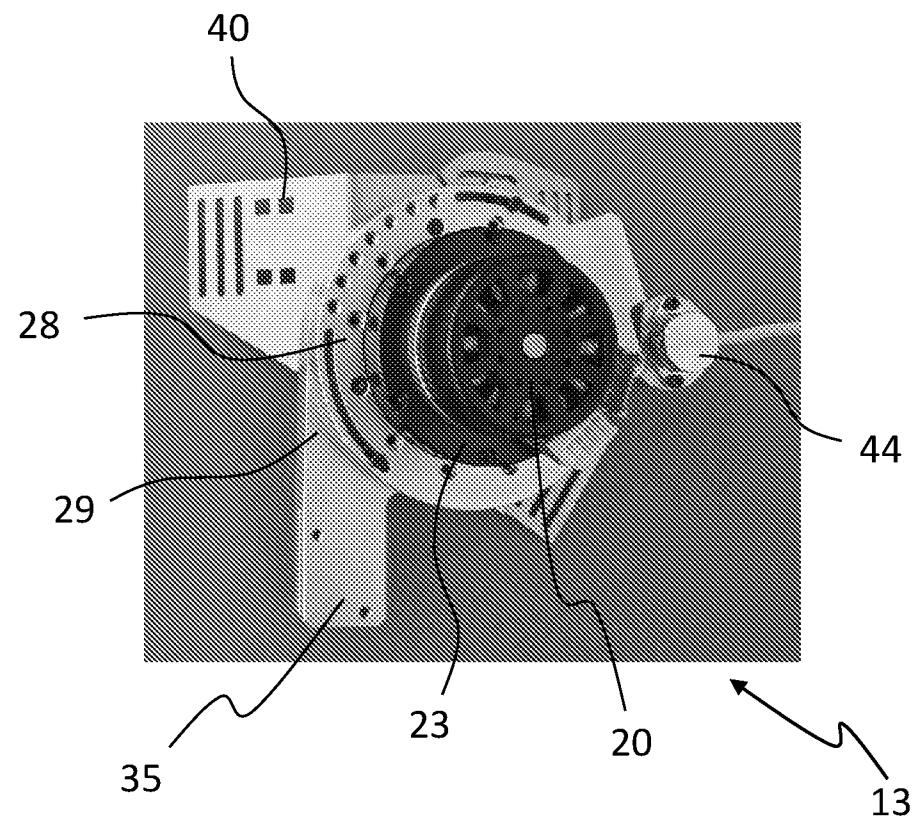
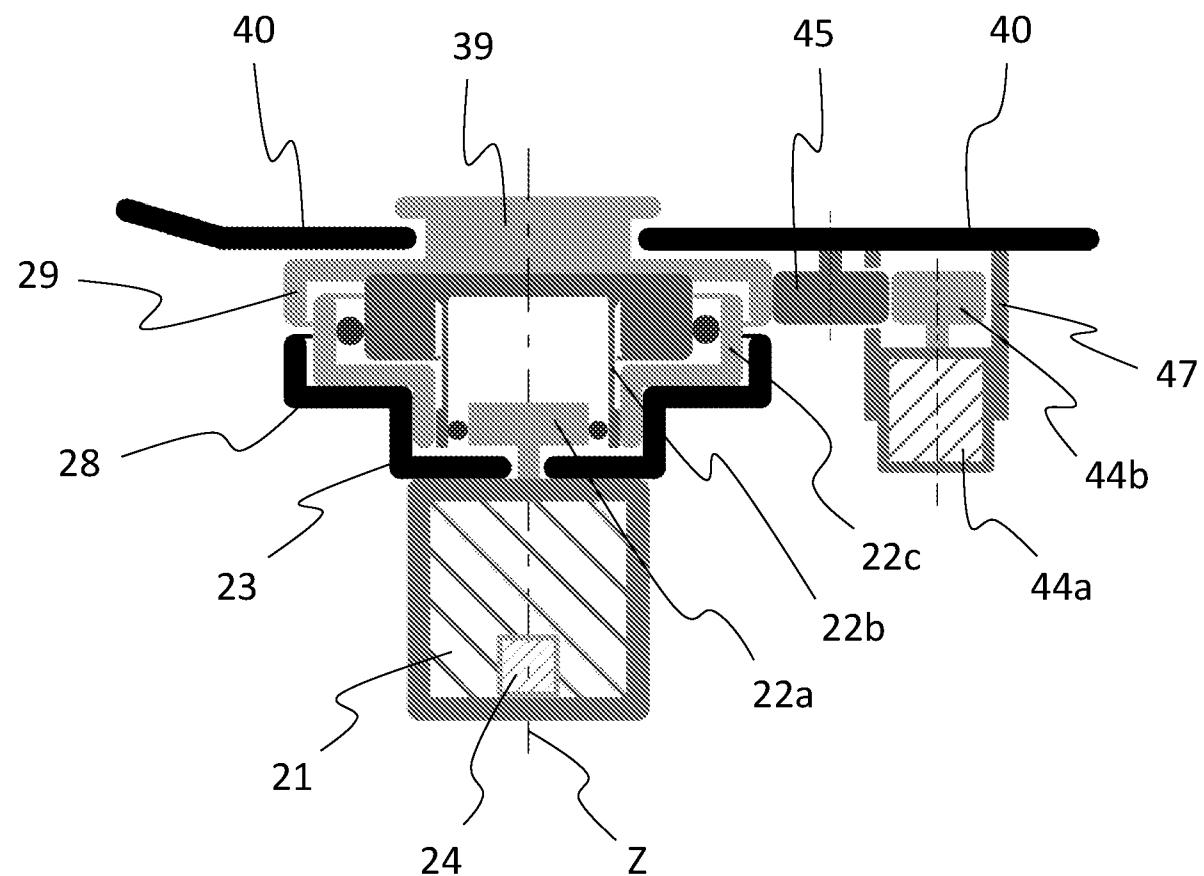


Fig. 2



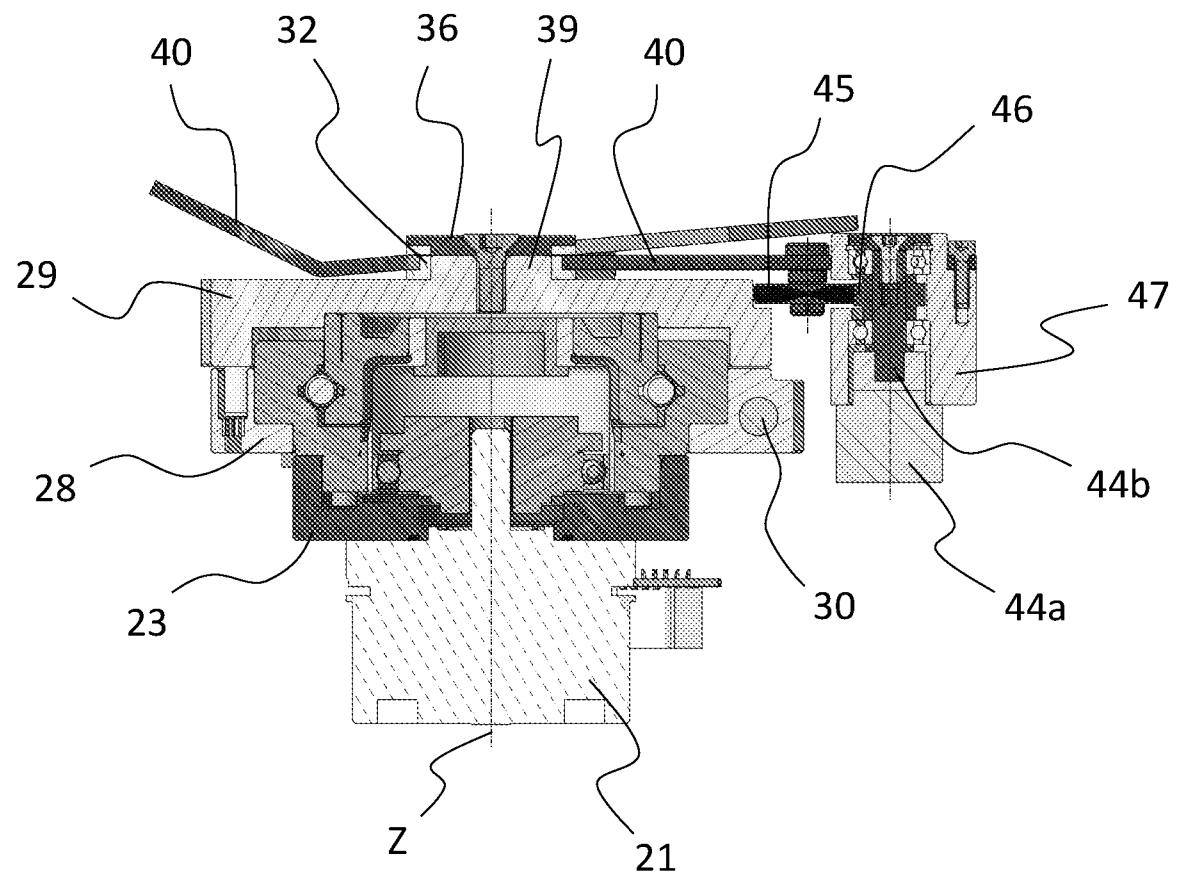
3/6

Fig. 3



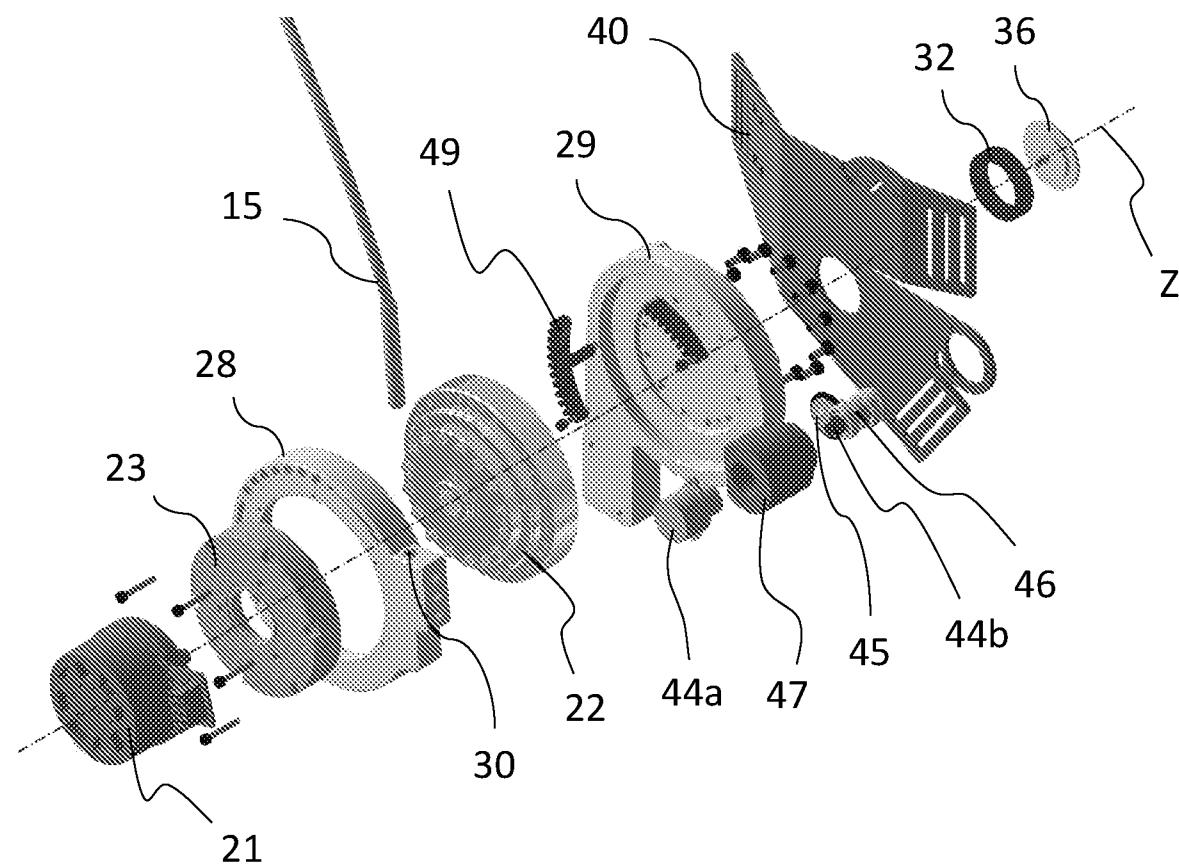
4/6

Fig. 4



5/6

Fig. 5



9/9

Fig. 6