

UŽITNÝ VZOR

(11) Číslo dokumentu:

38 662

(13) Druh dokumentu: **U1**

(51) Int. Cl.:

A61H 1/02 (2006.01)
A61B 5/369 (2021.01)
G06F 3/01 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2025-42825**
(22) Přihlášeno: **15.05.2025**
(47) Zapsáno: **17.06.2025**

- (73) Majitel:
České vysoké učení technické v Praze, Praha 6,
Dejvice, CZ
- (72) Původce:
doc. PhDr. Ing. Jaroslav Průcha, CSc., Ph.D.,
Blovice, Hradiště, CZ
- (74) Zástupce:
Ing. Dušan Kendereški, Tuřanka 1583/115g, 627 00
Brno, Slatina

(54) Název užitého vzoru:
**Terapeutický rehabilitační robot řízený
záměrem pacienta vykonat požadovaný
pohyb**

CZ 38662 U1

Terapeutický rehabilitační robot řízený záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb

Oblast techniky

5

Technické řešení se týká terapeutického rehabilitačního robota řízeného záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb, jehož činnost bude možno řídit myšlenkovým záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb, a to, jak co se týče startu, tj. započetí požadovaného pohybu, tak soustředěnosti na plnění požadované pohybové úlohy.

10

Dosavadní stav techniky

Současné vyspělé terapeutické rehabilitační roboty jsou vysoce dokonalá zařízení, která vesměs vynikají promyšleným kinematickým řešením pohybového mechanismu, dokonalými pohonnými jednotkami, plným využíváním signálů ze snímačů polohy, síly i momentu sil ve zpětné vazbě, vyspělým SW vybavením umožňujícím nejen relevantní řízení rehabilitačního robota, ale i objektivní diagnostické vyhodnocování úspěšnosti terapie. Nicméně současné rehabilitační roboty vesměs neuplatňují optimálně řízení signály snímanými přímo z mozku pacienta. V klinické praxi tudíž nejsou dosud běžně zavedeny terapeutické rehabilitační roboty schopné kolaborovat s pacientem přímo na úrovni jeho myšlení, tedy být řízeny volným myšlenkovým záměrem pacienta jak:

(a) vykonat požadovaný pohyb, jehož realizace vychází z motorických korových oblastí senzomotorického „homonkula“ v parietální oblasti kůry mozkové, tak

(b) soustředit se na provádění požadované pohybové úlohy, což se projevuje zejména ve frontální oblasti kůry mozkové.

Lze totiž vyslovit hypotézu, že účinnost re-edukace čili obnovy, „znovu se naučení“ fyziologického pohybu paretické nebo plegické končetiny se významně zvýší, pokud činnost terapeutických rehabilitačních robotů bude přímo řízena prostřednictvím těchto signálů mozku pacienta.

Dosavadní řešení však tohoto potenciálu neurorehabilitace plně nevyužívají.

35

Jihokorejský patent KR 10161818 B se týká systému pro řízení rehabilitačního robota založeného na rozhraní mozek-stroj, a konkrétně systému, který umožňuje efektivní přesun rehabilitačního robota do cílové oblasti, kterou uživatel zamýšlí. Za tímto účelem systém obsahuje: část pro správu signálů, která přijímá elektromagnetický signál z určité oblasti mozku a extrahuje z ní vlastnost o pohyblivé cílové oblasti určité části lidského těla; část pro správu informací o pohybu připojenou k části pro správu signálů a generující a spravující trajektorii nebo bod trasy, aby robot související s konkrétní částí lidského těla dosáhl odpovídající pohyblivé cílové oblasti; a řídicí část, která přijímá indukční signál robota z části pro správu informací o pohybu a řídí pohyb robota. Část pro správu informací o pohybu posuzuje, zda se robot nachází mimo trajektorii nebo mimo bod trasy pro dosažení odpovídající pohyblivé cílové oblasti, a vydává signál pro korekci polohy.

Čínský patent CN108304068 B popisuje řídicí systém a metodu pro tréninkového robota určeného pro rehabilitaci horních končetin založeného na rozhraní mozek-počítač. Systém se skládá z modulu vizuální stimulace a modulu pro sběr elektroencefalogramového signálu, přičemž modul pro sběr elektroencefalogramového signálu komunikuje s modulem pro analýzu elektroencefalogramového signálu, modul pro analýzu elektroencefalogramového signálu po online analýze a zpracování odesílá řídicí signál do řídicího systému exoskeletu horní končetiny a modul vizuální stimulace komunikuje s řídicím systémem exoskeletu horní končetiny prostřednictvím protokolu; vizuální evokovaný potenciál v ustáleném stavu řídí spuštění a zastavení exoskeletů horní končetiny a zobrazování pohybu řídí rotaci horních paží exoskeletu

55

horní končetiny a flexi a extenzi loktů. Díky kombinaci technologie rozhraní mozek-počítač a robotické technologie se pacient může aktivně zapojit do tréninku a volně ho zvládat, což může zmobilizovat jeho nadšení a zlepšit přesnost řízení a zároveň maximálně snížit únavu pacienta z tréninku. Z popisu uvedeném v tomto patentu je zřejmé, že signály snímané z mozku pacienta mohou pouze s určitou mírou nejistoty dovolit robotu zahájit aktivní pohyb jeho efektoru nesoucího distální část končetiny pacienta.

Obdobné řešení lze nalézt v čínské přihlášce vynálezu CN113274032A. Vynález se týká systému a metody tréninku rehabilitace po cévní mozkové příhodě založeného na ustáleném stavu vizuálně evokovaných potenciálů + motorických představ (SSVEP+MI) a rozhraní mozek-počítač. Systém se skládá z počítače (1), elektroencefalogramové čepice (2), mechanického ramene (3), brýlí pro rozšířenou realitu (AR) (4), přístroje pro zpětnou vazbu elektrické stimulace (5), rehabilitační pneumatikové ruky (6), stimulačního rozhraní SSVEP (7), online tréninkové jednotky SSVEP (8), interaktivního rozhraní MI (9), offline tréninkové jednotky MI (10) a online tréninkové jednotky MI (11). Metoda zahrnuje následující kroky: v první fázi rehabilitačního tréninku je rozhraní SSVEP mozek-počítač kombinováno s AR a mechanickým ramenem, SSVEP-EEG je dekodován pomocí algoritmu kanonické korelační analýzy banky filtrů (FBCCA), který může pacientovi pomoci vyjádřit záměr a usnadnit život, a zároveň lze trénovat pozornost a kognitivní schopnosti pacienta, čímž se položí základ pro druhou fázi rehabilitačního tréninku.

Ve druhé fázi rehabilitačního tréninku je rozhraní mozku a počítače MI kombinováno s AR a rehabilitačními periferiemi, MI-EEG je dekodováno pomocí algoritmu FBCSP, lze vytvořit uzavřenou rehabilitační smyčku prostřednictvím více režimů zpětné vazby a obnovit funkční řídicí spojení mezi vnějšími končetinami a mozkem, aby se pacientovi pomohlo obnovit funkci pohybu končetin.

Americký patent US20130138011B2 popisuje systém a metodu pro interakci založenou na rozhraní mozek-počítač (BCI). Způsob zahrnující kroky: získání EEG signálu osoby; zpracování EEG signálu za účelem určení motorické představivosti osoby; detekci pohybu osoby pomocí detekčního zařízení; a poskytnutí zpětné vazby osobě na základě motorické představivosti, pohybu nebo obojího; přičemž poskytnutí zpětné vazby zahrnuje aktivaci stimulačního prvku detekčního zařízení pro poskytnutí stimulu osobě. Systém zahrnuje: prostředky pro získávání EEG signálu osoby; prostředky pro zpracování EEG signálu za účelem určení motorické představy osoby; prostředky pro detekci pohybu osoby pomocí detekčního zařízení; a prostředky pro poskytování zpětné vazby osobě na základě motorické představy, pohybu nebo obojího; přičemž prostředky pro poskytování zpětné vazby zahrnují stimulační prvek detekčního zařízení pro poskytování stimulu osobě. Příspěvkem tohoto technického řešení je to, že které kombinuje EEG snímání se strojovým učením za účelem detekce signálů souvisejících s motorickými záměry. Systém může být použit k ovládání různých rehabilitačních nebo asistivních zařízení, zejména neurorehabilitačních robotů určených pro pasivní i aktivní trénink hybnosti končetin. Řešení rovněž zahrnuje modul pro zpětnou audiovizuální vazbu, která pacientovi poskytuje informaci, jak úspěšně provedl mentální úkol. Zásadní výhodou popsaného řešení je výrazná podpora reedukačního procesu neuroplasticity, dosažená díky uzavřené smyčce "myšlenka → akce → zpětná vazba".

V přihlášce vynálezu WO2016013980A1 je popsán způsob kalibrace a provádění rehabilitačního cvičení pro končetinu pacienta postiženou mrtvicí, přičemž způsob zahrnuje kroky poskytnutí haptického zařízení pro zdravou končetinu pacienta po mrtvici k manipulaci za účelem provedení kalibrační akce, která vede k první poloze haptického zařízení, a poskytnutí haptického zařízení pro končetinu postiženou mrtvicí k manipulaci za účelem provedení kalibrační akce, která vede k druhé poloze haptického zařízení. Způsob dále zahrnuje kroky pohybu haptického zařízení spojeného s končetinou postiženou mrtvicí z druhé polohy směrem k první poloze, dokud není detekována předem určená protisíla, indikace extrémní polohy pro končetinu postiženou mrtvicí pomocí haptického zařízení a kalibrace haptického zařízení s extrémní polohou tak, aby během rehabilitačního cvičení bylo zabráněno haptickému zařízení v pohybu za extrémní polohu. Výhodou tohoto řešení je jeho schopnost pomáhat nejen s obnovou pohybu, ale především

s obnovou senzorického vnímání, což je často opomíjený aspekt neurorehabilitace. Je zřejmé, že uvedené řešení se přednostně zaměřuje na podporu haptiky, nikoliv na stimulaci motorických funkcí.

- 5 Patent EP2552304 B1 popisuje systém a metodu pro interakci založenou na rozhraní mozek-počítač (BCI). Způsob zahrnující kroky: získání EEG signálu osoby; zpracování EEG signálu za účelem určení motorické představivosti osoby; detekci pohybu osoby pomocí detekčního zařízení; a poskytnutí zpětné vazby osobě na základě motorické představivosti, pohybu nebo obojího; přičemž poskytnutí zpětné vazby zahrnuje aktivaci stimulačního prvku detekčního zařízení pro poskytnutí stimulu osobě. Systém zahrnuje: prostředky pro získávání EEG signálu osoby; prostředky pro zpracování EEG signálu za účelem určení motorické představy osoby; prostředky pro detekci pohybu osoby pomocí detekčního zařízení; a prostředky pro poskytování zpětné vazby osobě na základě motorické představy, pohybu nebo obojího; přičemž prostředky pro poskytování zpětné vazby zahrnují stimulační prvek detekčního zařízení pro poskytování stimulu osobě.
- 10
- 15 Zásadně se tento patent svým věcným zaměřením neliší od obdobně zaměřených patentů.

Zmiňované patenty a technologie představují pokročilé přístupy k integraci rozhraní mozek-počítač do neurorehabilitačních zařízení, umožňující pacientům aktivně se podílet na své terapii a potenciálně zlepšit výsledky rehabilitace. Tato řešení jsou však spojena s řadou

20 nedostatků, z nichž mnohé překonává následující řešení.

Podstata technického řešení

- 25 Cílem technického řešení terapeutický rehabilitační robot řízený záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb, jehož činnost bude možno řídit myšlenkovým záměrem pacienta, což umožní jeho kvalitní rehabilitaci. Představené řešení poskytuje možnost zapojit do procesu reedukace (znovu se naučení) pohybu myšlenkový záměr, a to, jak myšlenkový záměr zahájit pohyb po požadované trajektorii plnící danou pohybovou úlohu, tak myšlenkovou koncentraci na provádění
- 30 kontinuálního pohybu, opět po požadované trajektorii plnící danou pohybovou úlohu. Myšlenkové záměry jsou snímány pomocí EEG signálů z určitých elektrod neinvazivně umístěných na povrchu hlavy, přičemž z EEG signálů je vypočítána míra volního úsilí.

- Uvedeného cíle je dosaženo terapeutickým rehabilitačním robotem řízený záměrem pacienta
- 35 vykonat požadovaný pohyb, který obsahuje řídicí počítač, řídicí jednotku mikroprocesoru, monitor, brýle virtuální reality, databázi a jednotku umělé inteligence, jež je spojena s databází, kde k řídicí jednotce mikroprocesoru je dále přes první, druhý a třetí převodník připojen tříosý tenzometrický snímač a přes čtvrtý převodník rotační tenzometrický snímač, přičemž dále je řídicí jednotka mikroprocesoru spojena přes první driver s prvním hybridním krokovým motorem, přes druhý
- 40 driver s druhým hybridním krokovým motorem, přes třetí driver s třetím hybridním krokovým motorem a přes čtvrtý driver se čtvrtým hybridním krokovým motorem, jehož podstata spočívá v tom, že řídicí jednotka mikroprocesoru je spojena s blokem režimu pasivní pauzy, s blokem signálů kontinuálního pohybu s blokem signálů zahájení kontinuálního pohybu a blokem signálů pro identifikaci režimu pohybu a dále s blokem výpočtu stupně ERD a s blokem výpočtu míry koncentrace, přičemž blok režimu pasivní pauzy je dále spojen s blokem výpočtu míry relaxace, který je spojen s řídicím počítačem a druhým blokem zpracování EEG signálu z elektrod F_{p1} a elektrod F_{p2} , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta, přičemž blok signálů kontinuálního pohybu je dále spojen s blokem výpočtu míry koncentrace, který je spojen s jednotkou umělé inteligence, a druhým blokem zpracování EEG signálu z elektrod F_{p1} a elektrod
- 50 F_{p2} , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta, přičemž blok signálů pro identifikaci režimu pohybu je dále spojen blokem výpočtu stupně ERD, který je spojen s jednotkou umělé inteligence a prvním blokem zpracování signálů z elektrod C_z , C_3 a C_4 , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta, přičemž blok signálů zahájení kontinuálního pohybu je dále spojen blokem výpočtu míry pozornosti před startem pohybu, který je spojen s blokem výpočtu stupně ERD a prvním blokem
- 55 zpracování signálů z elektrod C_z , C_3 a C_4 , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta.

- Podstata řešení spočívá v kombinaci snímání a zpracování elektroencefalografického (EEG) signálu z elektrod Fp1, Fp2, C3, C4 a Cz s funkcí aktivního pohybového ústrojí robota a při současném snímání polohy efektoru robota (a tím i polohy distální části pacientovy končetiny nesené tímto efektořem) a tenzometrickém snímání sil a momentů sil, jimiž je schopna postižená končetina pacienta vykonávat pohyb realizující pohybovou úlohu, která je pacientovi vizualizována buďto v brýlích virtuální reality nebo na monitoru řídicího počítače. Uspořádání terapeutického robota řízeného myšlenkovým záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb je tedy řešeno tak, aby tento robot aktivně podporoval vůli ke startu pohybu, koncentraci na prováděný pohyb po požadované pohybové trajektorii, jakož i podporoval zvyšování sil vytvářených končetinou a zajišťujících pohyb po požadované pohybové trajektorii představující pohybovou úlohu vizualizovanou v brýlích VR nebo na monitoru řídicího počítače. Řešení využívá nástrojů BCI (Brain Computer Interface) při kreativním uplatnění umělé inteligence.
- Snímání elektroencefalografického (EEG) signálu z elektrod Fp1, Fp2 je zvoleno proto, že se zde nejvýznamněji projevuje koncentrace mysli pacienta na pohyb. Je tudíž rozhodující snímat soustředěnost z laloku frontálního. Proto byla zvolena cesta snímání EEG signálů z čelních laloků mozku – z polohy elektrod Fp1, Fp2.
- V případě okamžitého volního rozhodnutí vykonat požadovaný pohyb po období soustředěného klidu, pak je nutno zaměřit se přímo na senzorická a motorická centra pohybu, která se nacházejí v tzv. senzomotorickém „homonkulu“ v parietální oblasti kůry mozkové.
- Za účelem snímání vůle k zahájení pohybu, resp. motorické představy (MI) pohybu spojené se startem pohybu, bude tudíž využito výlučně elektrické aktivity kůry mozkové snímané pod elektrodami Cz, C3 a C4. K určení míry koncentrace mysli pacienta na kontinuálně prováděný pohyb, je klíčové snímat elektrickou aktivitu mozku pod elektrodami Fp1, Fp2.
- Uspořádání terapeutického robota řízeného myšlenkovým záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb je tedy řešeno tak, aby tento robot aktivně podporoval vůli ke startu pohybu, koncentraci na prováděný pohyb po požadované pohybové trajektorii, jakož i podporoval zvyšování sil vytvářených končetinou a zajišťujících pohyb po požadované pohybové trajektorii představující pohybovou úlohu vizualizovanou v brýlích VR nebo na monitoru řídicího počítače.
- Veškerá data o silách, resp. momentech sil vyvíjených končetinou při plnění požadované pohybové úlohy, o přesnosti směru působení těchto sil vektorového charakteru, jakož i o vůli k započetí pohybu a o koncentraci na kontinuálně probíhající pohyb, stejně tak jako data o projevu relaxační fáze, jsou shromažďována v databázi a využívána pro činnost jednotky umělé inteligence, a s její pomocí pak následně k ovládání procesu procedury prostřednictvím řídicího počítače, obousměrně propojeného jak s mikroprocesorovou řídicí jednotkou tak s vizualizačními prostředky brýlí, resp. monitoru, přičemž mikroprocesorová řídicí jednotka, a jejím prostřednictvím též řídicí počítač, dostávají rovněž informace o elektroencefalografické aktivitě kůry mozkové projevující se na povrchu hlavy pod elektrodami Fp1, Fp2, Cz, C3 a C4, kdy tato elektroencefalografická aktivita je snímána a analyzována prostřednictvím bloků výpočtu stupně ERD, bloku výpočtu míry koncentrace a bloku výpočtu míry relaxace v závislosti na aktuálním režimu procedury.
- Shromažďovaná a analyzovaná data slouží rovněž pro diagnostické účely, zejména pro posouzení úspěšnosti procesu neurorehabilitace využívajícího neuronální plasticity vyjádřené synaptickou aktivitou.
- Výhodou je zapojení volního úsilí pacienta do řízení robota, které je v prezentovaném řešení realizováno přímo prostřednictvím řízení pohybového ústrojí robota, jehož efektor je napojen na distální část pacientovy končetiny, který se snaží plnit danou pohybovou úlohu.

Výhodou též je, že pohybové ústrojí terapeutického robota je řízeno tak, že optimálnímu provádění požadovaných pohybů pomáhá tím efektivněji, čím je myšlenkové volní úsilí pacienta vyšší, přičemž při dopomoci pohybu pacientovy končetiny robotem je zároveň uplatněna i informace o tom, jakou silou se snaží pacient plnit pohybovou úlohu a jakým směrem tuto sílu zaměřuje.

5

Výhodou též je, že řídicí systém aktivního pohybového ústrojí robota tímto způsobem zajišťuje maximální volní i pohybové úsilí pacienta i v případě, že pacientova schopnost pohybu je natolik omezena, že by sám požadovanou pohybovou úlohu plnit nemohl a robot plnění této úlohy přebírá. Maximální volní úsilí pacienta je - spolu se zpětnovazebně poskytovanou vizuální informací o prováděném pohybu i eferentní informací z proprioreceptorů v postižené končetině - optimálním splněním podmínky pro možnost podpory synaptické aktivity, tedy vytváření nových nebo stimulace zachovaných nervových synapsí v centrální nervové soustavě, což je projevem neuroplasticity, rezultující ve schopnost obnovit - znovu se naučit (reedukovat) - fyziologický pohyb.

15

Objasnění výkresů

Předmětné technické řešení bude objasněno pomocí výkresů terapeutického rehabilitačního robota řízeného záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb, kde obr. 1 znázorňuje řídicí systém aktivního pohybového ústrojí terapeutického robota.

20

Příklad uskutečnění technického řešení

25

Řešení bude blíže vysvětleno na příkladech jeho provedení s odkazem na příslušné výkresy.

Terapeutický rehabilitační robot řízený záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb je znázorněn na obr. 1. Robot obsahuje řídicí jednotku 1 mikroprocesoru, která je propojena s řídicím počítačem 21 s nímž komunikuje, přičemž řídicí počítač 21 je připojen k monitoru 16 a brýlím 17 virtuální reality a dále k databázi 20 a jednotce 19 umělé inteligence, jež je připojena k databázi 20. K řídicí jednotce 1 mikroprocesoru je dále přes první, druhý a třetí převodník 4, 5 a 6 připojen třiosý tenzometrický snímač 2, a přes čtvrtý převodník 7 rotační tenzometrický snímač 3. Dále je řídicí jednotka 1 mikroprocesoru spojena přes první driver 12 s prvním hybridním krokovým motorem 8, přes druhý driver 13 s druhým hybridním krokovým motorem 9, přes třetí driver 14 s třetím hybridním krokovým motorem 10 a přes čtvrtý driver 15 se čtvrtým hybridním krokovým motorem 11. Řídicí počítač 21 je tedy spojen s řídicí jednotkou 1 mikroprocesoru, která mimo jiné poskytuje informace o tom, ve kterém režimu se řídicí systém nachází. Řídicí jednotka 1 mikroprocesoru je dále připojena na blok 29 signálů kontinuálního pohybu, který je připojen na blok 26 výpočtu míry koncentrace, který je připojen k jednotce 19 umělé inteligence, přičemž blok 26 výpočtu míry koncentrace je dále spojen s druhým blokem 23 zpracování EEG signálu snimaných elektrodou 32 F_{p1} a elektrodou 32 F_{p2} , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta 18. Dále je řídicí jednotka 1 mikroprocesoru připojena na blok 28 signálů pasivní pauzy, jenž je spojen s blokem 27 výpočtu míry relaxace, který je spojen s řídicím počítačem 21 a s druhým blokem 23 zpracování EEG signálu z elektrody F_{p1} a elektrody F_{p2} . Blok 22 zpracování EEG signálu z elektrod C_z , C_3 a C_4 , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta 18, je připojen na blok 24 výpočtu míry pozornosti před startem pohybu, který je připojen na blok 31 signálu pro identifikaci režimu soustředěného čekání a blok 25 výpočtu stupně ERD, který je připojen na blok 30 START signálů zahájení pohybu, přičemž blok 25 výpočtu stupně ERD je dále připojen na Blok 22 zpracování EEG signálu a na jednotku 19 umělé inteligence.

50

Funkce zapojení řídicího systému aktivního pohybového ústrojí neurorehabilitačního robota je následující.

Popsané uspořádání zapojení poskytuje řídicí jednotce 1 mikroprocesoru informaci o koncentraci pacienta, resp. probanda na provádění požadované pohybové úlohy, konkrétně o koncentraci na kontinuální pohyb po požadované trajektorii, která je dále vedena do řídicího počítače 21, jeho prostřednictvím vizualizována v brýlích 17 virtuální reality nebo na monitoru 16, a dále uložena v databázi 20 a uplatněna též v jednotce 19 umělé inteligence.

Zároveň popsané uspořádání poskytuje řídicímu počítači 21 informaci o relaxaci pacienta, která je dále vedena do řídicího počítače 21, jeho prostřednictvím vizualizována v brýlích 17 virtuální reality nebo na monitoru 16, a dále uložena v databázi 20 a uplatněna též v jednotce 19 umělé inteligence.

Snímané elektroencefalografické (EEG) napětíové signály z elektrod F_{p1} , F_{p2} jsou zpracovány v bloku 23 zpracování EEG signálu a využity pro výpočet míry koncentrace, resp. míry relaxace. Tuto činnost zajišťuje blok 26 výpočtu míry koncentrace a blok 27 výpočtu míry relaxace.

Aby však mohl blok 26 výpočtu míry koncentrace i blok 27 výpočtu míry relaxace správně pracovat, potřebuje dostávat data o stavu terapeutického rehabilitačního robota, tedy signály pro identifikaci režimu kontinuálního pohybu (blok 29 signálů kontinuálního pohybu) a režimu pasivní pauzy, kdy pacient plně relaxuje (blok 28 signálů pasivní pauzy), přičemž tyto režimy se během procedury opakovaně a obvykle náhodně střídají, a střídají se rovněž s režimy soustředěného očekávání startu pohybu (signál z bloku 31 signálů pro identifikaci režimu pohybu) a s režimy samotného krátkého okamžiku (1 až 2 sekundy) spojeného se započítáním pohybu (signál z bloku 30 signálů zahájení pohybu).

Pro získávání informace o vůli pacienta začít provádět požadovaný pohyb START po určité fázi soustředěného očekávání STOP, je využito bloku 25 výpočtu stupně ERD a bloku 24 výpočtu míry pozornosti před startem pohybu.

Rovněž blok 24 výpočtu míry pozornosti před startem pohybu a blok 25 výpočtu stupně ERD potřebují dostávat data o stavu neurorehabilitačního robota, v tomto případě signály pro identifikaci režimu soustředěného očekávání (blok 31 signálů pro identifikaci režimu pohybu) a režimu samotného krátkého okamžiku (1 až 2 sekundy) spojeného s blokem 30 signálů zahájení pohybu, přičemž tyto režimy se během procedury opakovaně a obvykle náhodně střídají. Signály pro identifikaci kontinuálního pohybu z bloku 29 a signály z bloku 28 pro identifikaci pasivní pauzy, kdy pacient plně relaxuje - tyto režimy se rovněž střídají.

Snímané elektroencefalografické (EEG) napětíové signály z elektrod C_z , C_3 a C_4 jsou využity pro výpočet stupně ERD. Tuto činnost zajišťuje blok 25 výpočtu stupně ERD, přičemž tento blok 25 při výpočtu stupně ERD využívá informace z bloku 24 výpočtu míry pozornosti před startem pohybu.

Blok 24 výpočtu míry pozornosti před startem pohybu tedy vypočítává výkon elektrického signálu snímaného pod elektrodami C_z , C_3 a C_4 za situace režimu soustředěného očekávání startu pohybu (blok 31 STOP signálů pro identifikaci režimu pohybu), zatímco blok 25 výpočtu stupně ERD rovněž dostává elektrický signál snímaný pod elektrodami C_z , C_3 a C_4 , a to za situace režimu samotného krátkého okamžiku (1 až 2 sekundy) spojeného se započítáním pohybu (režim START), přičemž vypočítává pokles výkonu tohoto elektrického signálu, který je spojený s vůlí ke startu pohybu, přičemž srovnávací základnou výpočtu tohoto poklesu je elektrický výkon změřený v režimu STOP prostřednictvím bloku 24 výpočtu míry pozornosti před startem pohybu. Výpočet ERD vyjadřuje biologickou zákonitost tzv. Event-Related Desynchronization. Jev ERD představuje odchylku dynamiky související s událostí ve srovnání s konstantní základní úrovní, vypočítanou jako průměrný výkon v referenčním období očekávání startu pohybu, ale v době, kdy pokyn k samotnému startu ještě není vydán.

Blok 25 výpočtu stupně ERD za účelem zpřesnění měření ERD poskytuje výstup řídicímu počítači 21 a jeho prostřednictvím též databázi 20 a též jednotce 19 umělé inteligence, čímž umožňuje její natrénování pro daný účel identifikace ERD, a zároveň z výstupu jednotky 19 umělé inteligence čerpá řídicí počítač 21 informace sloužící pro zpřesnění identifikace a míry dosažené ERD, které poskytuje řídicí jednotce 1 mikroprocesoru, a to za účelem řízení prvního, druhého, třetího a čtvrtého hybridního krokového motoru 8, 9, 10 a 11 za režimů STOP, START, PAUSA a CONT. a při využívání informací z mozku pacienta i informací z prvního, druhého, třetího a čtvrtého převodníku 4, 5, 6 a 7, jakož i informací o odchylce od požadované trajektorie dané pohybové úlohy vyhodnocované řídicí jednotkou 1 mikroprocesoru.

Blok 25 výpočtu stupně ERD, stejně tak jako blok 26 výpočtu míry koncentrace, poskytují svoje výstupy řídicí jednotce 1 mikroprocesoru, která je ústředním prvkem celého systému. Tato řídicí jednotka 1 mikroprocesoru vysílá informace o aktuálním režimu signálů PAUSA, START, STOP a CONT, přičemž tyto informace získává z řídicího počítače 21 typu PC, který zároveň vizualizuje danou pohybovou úlohu prostřednictvím brýlí 17 virtuální reality nebo monitoru 16, a rovněž udává informaci okamžitého režimu signálů této pohybové úlohy: v režimu pasivní PAUSA, v režimu CONT, v režimu START a v režimu STOP. Řídicí počítač 21 rovněž zajišťuje činnost jednotky 19 umělé inteligence, a to uspořádáním ve vzájemné vazbě, jakož i prostřednictvím informací postupně shromažďovaných v databázi 20. Výsledky analýzy z jednotky 19 umělé inteligence pak řídicí počítač 21 typu PC předává řídicí jednotce 1 mikroprocesoru, která je dále poskytuje k využití bloku 26 výpočtu míry koncentrace, bloku 27 výpočtu míry relaxace a bloku 25 výpočtu stupně ERD.

Důležitou rolí řídicího počítače 21 typu PC je zajišťovat rovněž správu veškerých dat ukládaných do databáze 20 z veškerých funkčních stavů provozu terapeutického rehabilitačního robota řízeného myšlenkovým záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb, přičemž předávání těchto informací zajišťuje řídicí jednotka 1 mikroprocesoru. Data spravovaná v databázi 20 pak zpětně slouží řídicímu počítači 21 typu PC ke generování signálů podporujících činnost řídicí jednotky 1 mikroprocesoru, zvláště pak prostřednictvím bloku 19 umělé inteligence.

Klíčovou rolí řídicí jednotky 1 mikroprocesoru je však generování řídicích signálů pro první, druhý, třetí a čtvrtý hybridní krokový motor 8, 9, 10 a 11, které zajišťují posuvný lineární pohyb efektoru robota ve třídimenzionálním kartézském pracovním prostoru – první, druhý, třetí hybridní krokový motor 8, 9 a 10 a rovněž tak rotační pohyb efektoru robota čtvrtý hybridní krokový motor 11, jehož prostřednictvím lze dosáhnout pronace a supinace zápěstí, resp. flexe a extenze zápěstí, a to podle polohy horní končetiny, resp. pacienta vzhledem k pohybovému ústrojí robota – pozice robota vůči pacientovi ventrální nebo laterální. Generování řídicích signálů pro hybridní krokové motory se uskutečňuje prostřednictvím prvního, druhého, třetího a čtvrtého driveru 12, 13, 14, 15 těchto motorů.

Poloha efektoru robota nesoucího distální část končetiny (neurorehabilitační robot end-effector typu) je prostřednictvím řídicí jednotky 1 mikroprocesoru sledována přímo z polohy hřidelů prvního, druhého, třetího a čtvrtého hybridního krokového motoru 8, 9, 10, 11, přičemž velmi precizní řízení polohy hřidelů těchto motorů bez použití zpětné vazby zajišťuje řídicí jednotka 1 mikroprocesoru. Rotor se tedy pohybuje po krocích, jejichž velikost (úhel natočení) je dána konstrukcí motoru a způsobem generování řídicích impulsů. Krokový motor tudíž umožňuje velmi přesné polohování. Lze ho označit jako digitální motor.

Síly, které jsou vytvářeny působením končetiny pacienta na efektor robota ve snaze pacienta sledovat svojí končetinou požadovanou trajektorii a plnit tak zadanou pohybovou úlohu vizualizovanou ve virtuálních brýlích 17 nebo na monitoru 16 počítače, resp. momenty sil vznikající při rotaci, flexi či extenzi zápěstí, jsou snímány jednak tříosým tenzometrickým snímačem 2 síly ve směru os kartézského souřadného systému, jednak rotačním tenzometrickým snímačem 3 - flexe a extenze, resp. pronace a supinace zápěstí. Signály z těchto tenzometrických snímačů zapojených v elektrickém můstkovém zapojení jsou zpracovány prvním, druhým, třetím

a čtvrtým převodníkem 4, 5, 6 a 7 a poskytnuty řídicí jednotce 1 mikroprocesoru, která je vyhodnotí jako informace o silách, resp. momentu sil, vyvíjených pacientem (probandem) ve snaze sledovat svoji končetinou požadovanou trajektorii a plnit tak zadanou pohybovou úlohu vizualizovanou ve virtuálních brýlích 17 nebo na monitoru 16 počítače.

5

V řídicí jednotce 1 mikroprocesoru se tak v reálném čase průběhu procedury setkávají informace přicházející z bloku 25 výpočtu stupně ERD, resp. z bloku 26 výpočtu míry koncentrace, a to v závislosti na režimu provozu robota, jakož i informace o silách, resp. momentu sil, přicházejících z tříosého tenzometrického snímače 2, a rotačního tenzometrického snímače 3, a dále pak informace o odchylce, kterou sleduje sama řídicí jednotka 1 mikroprocesoru. Tyto informace jsou pak využity k řízení polohy a pohybu efektoru robota nesoucího distální část končetiny pacienta, a to prostřednictvím prvního, druhého, třetího a čtvrtého hybridního krokového motoru 8, 9, 10 a 11 řízených prostřednictvím prvního, druhého, třetího a čtvrtého driveru 12, 13, 14, 15 těchto motorů.

15

Konkrétně tyto informace pak slouží k nastavení řízení prvního, druhého, třetího a čtvrtého hybridního krokového motoru 8, 9, 10 a 11, které se řízeným natáčením svých hřídelí snaží ulehčovat pohyb končetiny, respektive započít s pohybem končetiny, a to tím více, čím je koncentrace pacienta v režimu CONT kontinuálního pohybu vyšší, resp. čím je projev fenoménu ERD při startu pohybu v režimu START výraznější.

20

Přitom v případě kontinuálního pohybu:

Pokud míra postižení hybnosti je vysoká, a tím i síly, měřené jednak tříosým tenzometrickým snímačem 2 síly ve směru os kartézského souřadného systému, a jednak rotačním tenzometrickým snímačem 3, vyvíjené končetinou v požadovaném směru pohybu jsou malé, první, druhý, třetí a čtvrtý hybridní krokový motor 8, 9, 10 a 11 sami aktivně provádějí pohyb končetinou v požadovaném směru. Dopomoc motory 8, 9, 10 a 11 je ovšem zároveň závislá na koncentraci pacienta na pohyb, jak bylo vysvětleno v předchozím odstavci. Pokud je však končetina schopna relevantního pohybu, a to v požadovaném směru pohybu, pak první, druhý, třetí a čtvrtý hybridní krokový motor 8, 9, 10 a 11 ve smyslu funkce kolaborativního robota zajišťují, že se efektor robota pohybuje po požadované trajektorii a samosvorné pohybové ústrojí robota tak klade pohybu končetiny tím menší odpor, čím více je končetina schopna projevit vektor síly (velikost i směr) odpovídající požadavku pohybu po trajektorii dané plněnou pohybovou úlohou. Dopomoc motory 8, 9, 10 a 11 je ovšem zároveň opět závislá na koncentraci na pohyb, jak bylo vysvětleno v předchozím odstavci.

35

V případě startu pohybu je situace v zásadě obdobná:

Pokud míra postižení hybnosti je vysoká, ale vůle pacienta ke startu pohybu velká, motory 8, 9, 10 a 11 sami aktivně podpoří start pohybu končetinou s intenzitou odpovídající zjištěnému stupni ERD. Pokud je však vůle pacienta započít s požadovaným pohybem malá, pak první, druhý, třetí a čtvrtý hybridní krokový motor 8, 9, 10 a 11 budou startu pohybu pomáhat jen málo nebo vůbec ne. Pokud je však končetina schopna realizovat start relevantního pohybu, pak motory 8, 9, 10 a 11 ve smyslu funkce kolaborativního robota zajišťují, že se efektor robota po požadované trajektorii rozjede a samosvorné pohybové ústrojí robota tak klade pohybu končetiny tím menší odpor, čím více je končetina schopna projevit sílu odpovídající požadavku na start pohybu. Pokud však tato situace není doprovázena potřebným stupněm ERD, kladou první, druhý, třetí a čtvrtý hybridní krokový motor 8, 9, 10 a 11 startu pohybu končetiny tím větší odpor, čím menší je vůle ke startu pohybu, i když by síla byla vyhodnocena jako dostatečná.

50

Uspořádání terapeutického robota řízeného myšlenkovým záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb je tedy řešeno tak, aby tento robot aktivně podporoval vůli ke startu pohybu, koncentraci na prováděný pohyb po požadované pohybové trajektorii, jakož i podporoval zvyšování sil

vytvářených končetinou a zajišťujících pohyb po požadované pohybové trajektorii představující pohybovou úlohu vizualizovanou virtuálních brýlích 17 nebo na monitoru 16 řídicího počítače 21.

- 5 Veškerá data o silách, resp. momentech sil vyvíjených končetinou při plnění požadované pohybové úlohy, o přesnosti směru působení těchto sil vektorového charakteru, jakož i o vřli k započeti pohybu a o koncentraci na kontinuálně probíhající pohyb, stejně tak jako data o projevu relaxační fáze, jsou shromažďována v databázi 20 a využívána pro činnost jednotky 19 umělé inteligence, a s její pomocí i přímo pak k ovládání procesu procedury prostřednictvím řídicího počítače 21, obousměrně propojeného jak s řídicí jednotkou 1 mikroprocesoru, tak s vizualizačními prostředky
- 10 např. virtuálními brýlemi 17, resp. monitorem 16, přičemž řídicí jednotka 1 mikroprocesoru, a jejím prostřednictvím též řídicí počítač 21 dostávají rovněž informace o elektroencefalografické aktivitě kůry mozkové projevující se na povrchu hlavy pod elektrodami F_{p1} , F_{p2} , a elektrodami C_z , C_3 a C_4 , kdy tato elektroencefalografická aktivita je snímána a analyzována prostřednictvím bloku 25 výpočtu stupně ERD, pracujícího za pomoci bloku 24 výpočtu míry pozornosti před startem
- 15 pohybu, bloku 26 výpočtu míry koncentrace a bloku 27 výpočtu míry relaxace v závislosti na aktuálním režimu procedury a stavu pacienta.

- Shromažďovaná a analyzovaná data slouží rovněž pro diagnostické účely, zejména pro posouzení úspěšnosti procesu neurorehabilitace využívajícího neuronální plasticity vyjádřené synaptickou
- 20 aktivitou.

Průmyslová využitelnost

- 25 Terapeutický rehabilitační robot řízeného záměrem pacienta je určen pro rehabilitaci pacientů s poruchami hybnosti končetin, parézami a plegiemi, jejichž etiopatologie je centrální, tzn. tato postižení vznikla jako následky iktu, poranění mozku nebo míchy, poškození mozku v důsledku systémových onemocnění, prodělaných infekcí apod.

30

NÁROKY NA OCHRANU

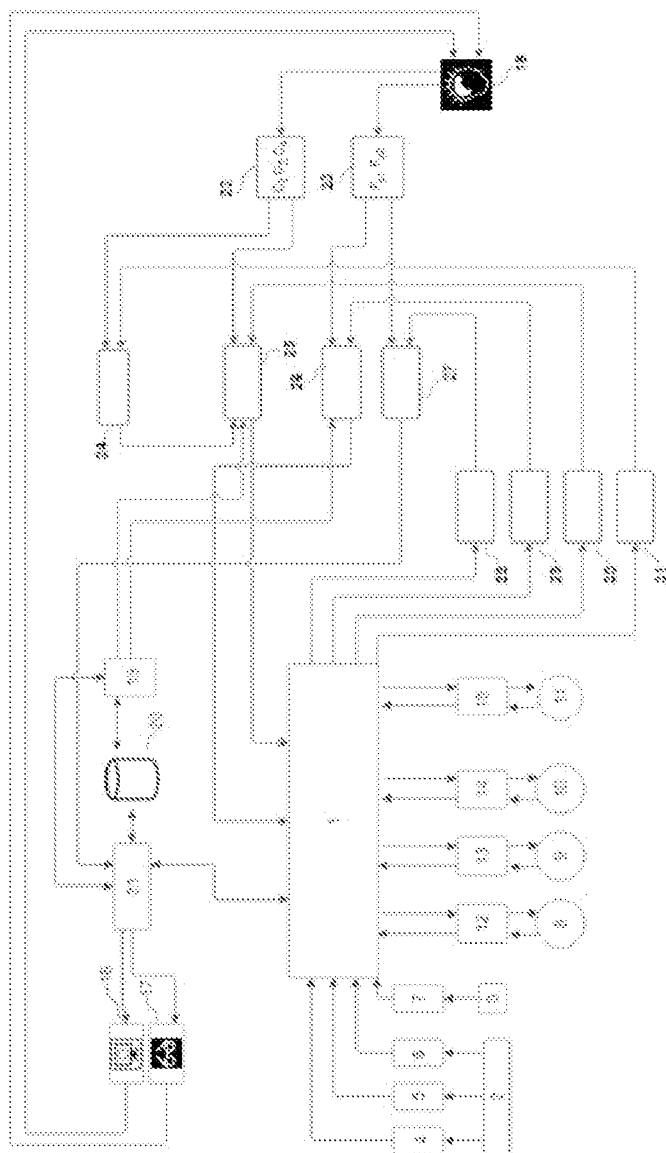
1. Terapeutický rehabilitační robot řízený záměrem pacienta vykonat požadovaný pohyb, který obsahuje řídící počítač (21), řídící jednotku (1) mikroprocesoru, monitor (16), brýle (17) virtuální reality, databázi (20) a jednotku (19) umělé inteligence, jež je spojena s databází (20), kde k řídící jednotce (1) mikroprocesoru je dále přes první, druhý a třetí převodník (4, 5 a 6) připojen tříosý tenzometrický snímač (2) a přes čtvrtý převodník (7) rotační tenzometrický snímač (3), přičemž dále je řídící jednotka (1) mikroprocesoru spojena přes první driver (12) s prvním hybridním krokovým motorem (8), přes druhý driver (13) s druhým hybridním krokovým motorem (9), přes třetí driver (14) s třetím hybridním krokovým motorem (10) a přes čtvrtý driver (15) se čtvrtým hybridním krokovým motorem (11), **vyznačující se tím**, že řídící jednotka (1) mikroprocesoru je spojena s blokem (28) režimu pasivní pauzy, s blokem (29) signálů kontinuálního pohybu, s blokem (30) signálů zahájení kontinuálního pohybu a blokem (31) signálů pro identifikaci režimu pohybu a dále s blokem (25) výpočtu stupně ERD a s blokem (26) výpočtu míry koncentrace, přičemž blok (28) režimu pasivní pauzy je dále spojen s blokem (27) výpočtu míry relaxace, který je spojen s řídícím počítačem (21) a druhým blokem (23) zpracování EEG signálu z elektrod F_{p1} a elektrod F_{p2} , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta (18), přičemž blok (29) signálů kontinuálního pohybu je dále spojen s blokem (26) výpočtu míry koncentrace, který je spojen s jednotkou (19) umělé inteligence, a druhým blokem (23) zpracování EEG signálu z elektrod F_{p1} a elektrod F_{p2} , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta (18), přičemž blok (30) signálů zahájení pohybu je dále spojen s blokem (25) výpočtu stupně ERD, který je spojen s jednotkou (19) umělé inteligence a prvním blokem (22) zpracování signálů z elektrod C_z , C_3 a C_4 , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta (18), přičemž blok (31) signálů pro identifikaci režimu pohybu je dále spojen s blokem (24) výpočtu míry pozornosti před startem pohybu, který je spojen s blokem (25) výpočtu stupně ERD a prvním blokem (22) zpracování signálů z elektrod C_z , C_3 a C_4 , které jsou určeny pro umístění na hlavě pacienta (18).

I výkres

Seznam vztahových značek:

- 1 Řídící jednotka mikroprocesoru
- 2 Tříosý tenzometrický snímač
- 3 Rotační tenzometrický snímač
- 4 První Převodník
- 5 Druhý Převodník
- 6 Třetí Převodník
- 7 Čtvrtý Převodník
- 8 První Hybridní krokový motor – osa X
- 9 Druhý Hybridní krokový motor – osa Y
- 10 Třetí Hybridní krokový motor – osa Z
- 11 Čtvrtý Hybridní krokový motor- Rotace
- 12 První driver hybridního krokového motoru
- 13 Druhý driver hybridního krokového motoru
- 14 Třetí driver hybridního krokového motoru
- 15 Čtvrtý driver hybridního krokového motoru
- 16 Monitor
- 17 Brýle virtuální reality
- 18 Hlava pacienta/probanda s náhlavním elektrodoým systémem
- 19 Jednotka umělé inteligence
- 20 Databáze
- 21 Řídící počítač
- 22 První blok zpracování EEG signálu z elektrod C_3 , C_Z a C_4

- 23 Druhý blok zpracování EEG signálu z elektrod Fp1, Fp2,
- 24 Blok výpočtu míry pozornosti před startem pohybu
- 25 Blok výpočtu stupně ERD
- 26 Blok výpočtu míry koncentrace
- 27 Blok výpočtu míry relaxace
- 28 Blok signálů pasivní pauzy
- 29 Blok signálů kontinuálního pohybu
- 30 Blok signálů zahájení pohybu
- 31 Blok signálů pro identifikaci režimu pohybu



Obr. 1