

*mgr inż. Wojciech J. Klimasara, mgr inż. Andrzej Bratek,
mgr inż. Marek Pachuta, mgr inż. Zbigniew Pilat
Przemysłowy Instytut Automatyki i Pomiarów*

SYSTEMY MECHATRONICZNE W REHABILITACJI RUCHOWEJ

Referat dotyczy systemów mechatronicznych do wspomagania rehabilitacji ruchowej pacjentów po przebytych udarach mózgu lub schorzeniach ortopedycznych, które zostały opracowane w Przemysłowym Instytucie Automatyki i Pomiarów. Opisano dwa systemy: RENUŠ–1 do rehabilitacji kończyn górnych oraz RENUŠ–2 do rehabilitacji kończyn dolnych. Oba systemy są wynikiem realizacji zadań badawczych w projekcie PW–004/ITE/02/2004, objętym Programem Wieloletnim PW–004, koordynowanym przez Instytut Technologii Eksploatacji PIB w Radomiu.

MECHATRONICS SYSTEMS IN MOTOR REHABILITATION

In this paper are shortly presented the mechatronic systems for support the motor rehabilitation of patients after stroke or orthopedic illness. The first system called RENUŠ–1 is designed for support the upper limb rehabilitation and the second system – RENUŠ–2 – is for the rehabilitation of lower limb. Both systems are created and built in the Industrial Institute for Automation and Measurements. They are the results of research tasks in the PW–004/ITE/02/2004 project covered by Multiyear Program that was coordinated by Institute of Operating Technology PIB in Radom.

1. REHABILITACJA RUCHOWA

1.1. Udar mózgu oraz rehabilitacja po udarze

Udar mózgu jest jedną z trzech najczęściej występujących (po nowotworach i zawałach serca) przyczyn zgonów lub inwalidztwa. Udar mózgu jest nagłym upośledzeniem dopływu krwi (a więc tlenu) do tkanki mózgowej. W wyniku braku tlenu zostaje nieodwracalnie uszkodzony fragment tkanki mózgu, co skutkuje licznymi powikłaniami oraz występowaniem niedowładu połowicznego i afazji. Osoby, które przeżyły udar, stają się w wyniku uszkodzenia mózgu osobami niesamodzielnymi, wyłączonymi z życia zawodowego i społecznego, skazanymi na pomoc rodziny lub zakładów opiekuńczych.

Wielu przypadkach dzięki właściwemu leczeniu oraz rehabilitacji jest możliwa znacząca poprawa stanu chorego. Osoby dotknięte skutkami udaru po leczeniu i rehabilitacji stają się osobami samodzielnymi, a nawet wracają do życia społecznego i zawodowego. Współczesna rehabilitacja ruchowa opiera swoje podstawy na doniesieniach literaturowych i ugruntowanych poglądach dotyczących tzw. plastyczności mózgu. Przez plastyczność mózgu rozumie się zdolność uczenia mózgu. Wynikiem uczenia zdrowe fragmenty mózgu są zdolne przez wielokrotnie powtarzane ćwiczenia nauczyć się sterować funkcjami motorycznymi, które zostały upośledzone na skutek udaru. Istnieje kilka metod rehabilitacji, najczęściej stosuje się metodę Kabata – proprioceptywnego torowania (PNF, Proprioceptive Neuromuscular Facilitation) – i metodę Bobathów (NDT, NeuroDevelopmental Treatment) wywodzącą się z teorii neurorozwojowej. Stosowane są też inne metody opisane m.in. przez Signe Brunnström, Margaret Rood i Edmunda Jacobsona, jednak dwie wcześniej wymienione stały się

najbardziej popularne. Metody te zostały opisane w literaturze [2]. Proces rehabilitacji powinien być regularnie i obiektywnie oceniany w oparciu o jasne, obiektywne kryteria. Istnieją rozmaite testy do weryfikacji postępów rehabilitacji. Najbardziej znane to:

- Zmodyfikowana Skala Motoryczności Rivermead (RMI, Rivermead Mobility Index) do oceny motoryczności
- Indeks Barthel (BI, Barthel Index) do oceny samodzielności w wykonywaniu czynności życia codziennego
- Pomiar Niezależności Funkcjonalnej (FIM, Functional Independence Measure) do oceny samodzielności w wykonywaniu czynności życia codziennego
- Wskaźnik Aktywności Franchay (FAI, Frenchay Activities Index) do oceny samodzielności życia codziennego i jakości życia.

Istnieją również inne testy oceny postępów rehabilitacji np.:

- Czynnościowy test motoryczny Wolfa (Wolf Motor Function Test)
- Kwestionariusz oceny funkcji motorycznej (Motor Activity Log), który ocenia 30 czynności wchodzących w zakres tzw. instrumentalnych czynności życia codziennego.

Nieznane są wyniki badań porównawczych wyników rehabilitacji uzyskiwanych w poszczególnych testach.

1.2. Wspomaganie rehabilitacji za pomocą urządzeń mechatronicznych

Rehabilitacja osób po udarach mózgu jest procesem długotrwałym, wymagającym wielokrotnie powtarzanych i systematycznie wykonywanych ćwiczeń pod nadzorem specjalisty rehabilitanta. W początkowej fazie rehabilitacji ruchy kończą podczas ćwiczeń są wykonywane przy czynnej pomocy rehabilitanta. Praca rehabilitanta jest pracą wymagającą znacznego wysiłku fizycznego. Od lat osiemdziesiątych ub. wieku są czynione próby zastosowania urządzeń, które są zdolne wspomagać, a wielu przypadkach zastępować rehabilitanta w wykonywaniu ćwiczeń z pacjentem.

Stosowanie systemów wspomagających rehabilitację umożliwia nadzorowanie ćwiczeń wielu pacjentów jednocześnie. Systemy wspomaganie rehabilitacji, nazywane potocznie robotami rehabilitacyjnymi są wyposażone w manipulatory oraz systemy sterowania, które umożliwiają programowanie trajektorii ruchu stanowiące wzorce do wykonywania ćwiczeń. Integralną częścią manipulatorów są sensory sił i momentów sił, które umożliwiają realizację sterowania ze sprzężeniem zwrotnym siłowym. Badania kliniczne [3] wskazują na celowość stosowania urządzeń wspomagających w rehabilitacji. W wielu przypadkach postępy rehabilitacji są wtedy szybsze niż w przypadku pacjentów o podobnym stanie zdrowia, u których rehabilitacja była prowadzona bez użycia mechatronicznych urządzeń wspomagających. Manipulatory systemów wspomaganie rehabilitacji najczęściej występują jako konstrukcje projektowane specjalnie do celów rehabilitacji. Znane są próby zastosowania do celów rehabilitacji manipulatorów robotów przemysłowych. PIAP rozpoczął prace nad urządzeniami rehabilitacyjnymi pod koniec 2005 r., wykorzystując swoje bogate doświadczenia w zakresie budowy manipulatorów robotów i sterowania, w tym wdrożenia, patenty i publikacje.

W ramach zadań badawczych projektu PW-004/ITE/02/2004 opracowano system mechatroniczny do wspomaganie rehabilitacji kończyn górnych, nazwany RENUŠ-1, oraz system RENUŠ-2 do rehabilitacji kończyn dolnych.

2. SYSTEM WSPOMAGANIA REHABILITACJI RENUŚ-1

2.1. Struktura systemu

System RENUŚ-1 składa się z trzech nawzajem przenikających się części:

- struktury sterowania
- struktury oprogramowania
- struktury mechanicznej.

2.2. Struktura oprogramowania

Struktura oprogramowania systemu składa się z trzech podsystemów:

- podsystemu cyfrowych urządzeń wykonawczych
- podsystemu kontroli i zarządzania
- podsystemu baz danych.

Z punktu widzenia oprogramowania system może pracować w następujących fazach:

- czynności podstawowe (zakładanie bazy danych), wybór trybu pracy)
- zestawienie ćwiczenia (wybór ćwiczenia wzorcowego i jego parametrów)
- wykonywanie ćwiczenia (realizacja zadanej trajektorii ruchu)
- rejestracja wyników (analiza wyników ćwiczenia i ich rejestracja)
- przeglądanie historyczne wyników (analiza zapisanych wyników ćwiczeń).

Podsystem cyfrowych urządzeń wykonawczych ma strukturę blokową i składa się z pięciu bloków, m.in.:

- blok sygnałów pomiarowych – do obsługi sygnałów obiektowych. Odczytuje sygnały z czujnika sił i momentów i położenia ramion manipulatora,
- blok przeliczania wartości składowych sił – na podstawie informacji z czujnika sił i momentów wyznacza wartości sił i momentów w bazowym układzie współrzędnych,
- blok sterowania ruchem manipulatora – w oparciu o zapisane parametry ruchu generuje sygnały sterujące do układów wykonawczych manipulatora.

Podsystem kontroli i zarządzania składa się z ośmiu modułów, m.in.:

- moduł zarządzający – pełniący funkcje nadrzędne, dokonujący wyboru trybu na podstawie instrukcji operatora systemu
- moduł interfejsu operatorskiego – do komunikacji podsystemu z operatorem
- moduł tworzenia wzorca ćwiczeń – w oparciu o zarejestrowany przebieg trajektorii ruchu wykonywanego w trybie pasywnym, buduje cyfrowy opis tej trajektorii, który może być wprowadzony do biblioteki ćwiczeń wzorcowych
- moduł wykonywania ćwiczenia – sprawuje nadzór nad przebiegiem ćwiczenia.

Podsystem baz danych – składa się z baz danych:

- baza danych pacjentów – identyfikujących pacjenta i rodzaj schorzenia
- baza danych ćwiczeń wzorcowych
- baza danych wyników ćwiczeń

oraz modułu dostępu do baz danych – zapewniającego komunikację pomiędzy systemem kontroli i bazami danych.

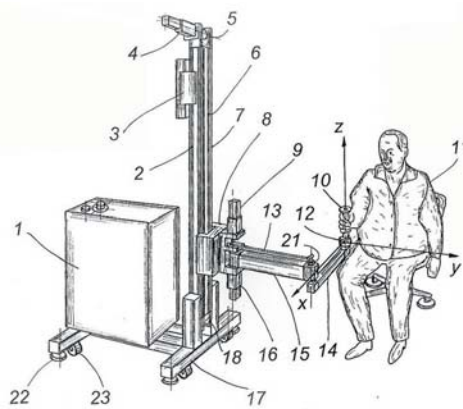
2.3. Struktura mechaniczna

Manipulator systemu jest przedstawiony na rys. 1. Umożliwia on wykonywanie przestrzennej trajektorii ruchu dłoni kończyny górnej. Zakresy ruchów manipulatora odpowiadają zakresom ruchu ręki zdrowego człowieka. Ramię manipulatora składające się z dwóch sztywnych ele-

mentów połączonych przegubami i jest przegubowo mocowane do karetki poruszającej się na pionowych saniach mocowanych do nieruchomej kolumny. Osie przegubów ramienia manipulatora są pionowe (podobnie jak w manipulatorze robota SCARA). Z punktu widzenia kinematyki struktura mechaniczna urządzenia stanowi mechanizm o trzech stopniach swobody. Na końcu ramienia znajduje się interfejs mechaniczny manipulatora wyposażony w czujnik sił i momentów. Pomocniczymi elementami stanowiska jest stół oraz fotel pacjenta.

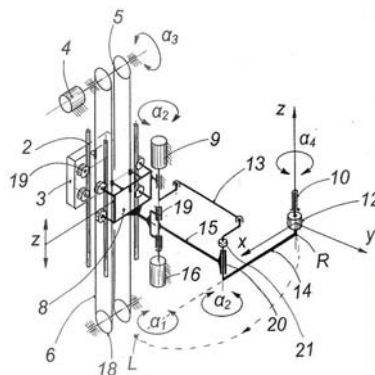
Na stole jest ustawiony monitor ekranowy, na którym pacjent otrzymuje informacje o zadanej trajektorii oraz o wynikach realizacji ćwiczenia. Fotel pacjenta zapewnia stałą pozycję pacjenta względem manipulatora podczas ćwiczeń.

Do realizacji ruchu pionowego zastosowano systemu prowadnic oraz układ przeniesienia napędu w postaci łańcucha rolkowego.



Rys 1. Widok ogólny struktury mechanicznej systemu

1 – szafa układu sterowania, 2 – prowadnica, 3 – przeciwwaga, 4 – zespół napędowy ruchu manipulatora względem osi z, 5 – napędowe łańcuchowe koła zębate, 6 – prowadnice karetki 8, 7 – kolumna, 8 – karetki, 9 – zespół napędowy ramienia 14, 10 – uchwyt, 11 – ćwiczący pacjent, 12 – wieloosiowy czujnik sił i momentów sił, 13 – łącznik, 14 – ramię, 15 – ramię, 16 – zespół napędowy ramienia 15, 17 – podstawa, 18 – koła łańcuchowe, 19 – przegub ramienia 15, 20 – przegub ramienia 14, 21 – zacisk, 22 – stopy, 23 – koła jezdne



Rys. 2. Schemat kinematyczny manipulatora systemu. Opis poszczególnych elementów według rys. 1

2.4. Struktura sterowania

Zastosowany system serwonapędów umożliwia realizację zaprogramowanej trajektorii ruchów. Do napędu zastosowano serwonapędy firmy Mitsubishi Electric, sprawdzone w pracach aplikacyjnych PIAP. W skład serwonapędów wchodzi trzy silniki synchroniczne o symbolu HC-MFS 43, zintegrowane z przetwornikami obrotowo-impulsowymi (17-bitowymi). Przetworniki podają informacje o położeniu wału silnika. Jako serwowzmacniacze zostały zastosowane moduły MELSERVO MR-J2 S-40B firmy Mitsubishi Electric. Silniki współpracują z przekładniami planetarnymi firmy Alpha. Jeden z silników służy do napędu pionowej karetki połączonej z ramieniem robota, zaś dwa pozostałe służą do napędu ramienia manipulatora.

Z punktu widzenia sterowania możliwa jest praca systemu w czterech trybach: a) uczenie trajektorii manipulatora przez wodzenie ramienia robota przez rehabilitanta wzdłuż zadawanej trajektorii, b) faza I pasywna (manipulator odtwarza trajektorię), c) faza II aktywna (pacjent odtwarza trajektorię wg wzorca, który widzi na ekranie monitora ekranowego), d) kalibracja osi Z polegająca na zrównoważeniu ciężaru ręki pacjenta spoczywającej bezładnie w gnieździe przegubu robota. System sterowania serwonapędami współpracuje z komputerem PC, który zawiera oprogramowanie zarządzające pracą stanowiska.

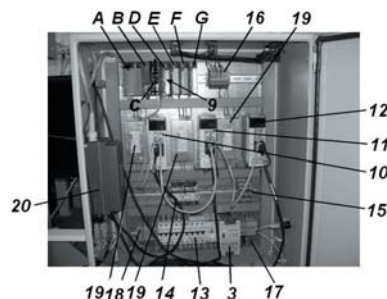
W osi Z (pionowej) zastosowano silnik o mocy nominalnej 100 W wyposażony w luzownik elektromagnetyczny, przekładnię planetarną o przełożeniu 1:25 oraz koło łańcchowe $\frac{1}{2}$ " o 16 zębach.

W osiach poziomych X i Y do napędu ramion 14 i 15 zastosowano silniki o mocy 50 W oraz przekładnie planetarne o przełożeniu wypadkowym 1:250.

W skład układu sterowania wchodzi następujące elementy i zespoły:

- płyta bazowa sterownika q25b-e,
- jednostka centralna q02hcpu (mitsubishi),
- moduł pozycjonera qd75m4,
- moduł wejść cyfrowych qx80,
- moduł wyjść cyfrowych qy80,
- moduł wejść analogowych q64ad,
- moduł zasilacza plc q 61p-a2,
- moduł serwowzmacniacza mr-j2s20b,
- moduł serwowzmacniacza mr-j2s10b – 2 szt.

Wnętrze szafy układu sterowania przedstawiono na rys. 3.



Rys. 3. Wnętrze szafy układu sterowania manipulatora systemu 3 – zasilacz 24 V DC, 9 – sterownik modułowy PLC firmy Mitsubishi, A – moduł zasilający, B – jednostka centralna, C – moduł pozycjonujący, D – moduł wejść analogowych, E – moduł wejść dwustano-

wych, F – moduł wyjść dwustanowych, G – moduł wejść analogowych, 10,11,12 – serwo-wzmacniacze, 13 – grupa wyłączników nadprądowych, 14 – grupa styczników, 15 – grupa przekaźników, 16 – listwy zaciskowe czujników krańcowych, 17 – listwy zaciskowe napięcia 24 V DC, 18 – listwy zaciskowe napięcia 230 V AC, 19 – filtry przeciwzakłóceńowe, 20 – wzmacniacz/przetwornik czujnika sił i momentów sił.

2.5. Oprogramowanie systemu

Warstwę cyfrową systemu tworzą trzy współpracujące ze sobą podsystemy: cyfrowych urządzeń wykonawczych, nadzoru wykonywania ćwiczeń oraz podsystem bazy danych. Przyjęta struktura zapewniła możliwość budowy rozproszonego systemu sterowania i nadzoru, o elastycznej konstrukcji i rozproszonym przetwarzaniu danych w obrębie systemu, otwartego na współdziałanie z zewnętrznymi systemami informatycznymi przez standardowy interfejs baz danych. Stację operatorską systemu zbudowano w oparciu o komputer PC z systemem operacyjnym Windows XP oraz oprogramowaniem aplikacyjnym. Oprogramowanie aplikacyjne zostało wykonane przy użyciu narzędzi Microsoft Visual Studio (VB, C++). Przygotowując dla potrzeb systemu zestaw trajektorii ćwiczeń wzorcowych, jak również w pracach analitycznych dotyczących przestrzeni roboczej manipulatora (odwzorowywanej w poszczególnych podsystemach), wspomagano się pakietem MathWorks Matlab.

Przygotowane dla PC oprogramowanie użytkowe pełni rolę aplikacji nadrzędnej, odpowiedzialnej za sterowanie (uruchamianie i przełączanie poszczególnych trybów pracy robota), wizualizację stanu pracy robota rehabilitacyjnego i przebiegu ćwiczenia oraz gromadzenie informacji o pacjentach i ich ćwiczeniach. Powyższe obszary aktywności systemu obsługiwane są przez oddzielne moduły aplikacji.

W środowisku MS Access opracowano bazę danych dla obsługi pacjentów. Baza danych zawiera podstawowe dane identyfikujące pacjenta i jego stan chorobowy oraz rehabilitanta prowadzącego ćwiczenia. Ponadto obejmuje zestaw ćwiczeń wzorcowych (zawierający cyfrowe opisy trajektorii wzorcowych ćwiczeń przewidywanych do wykonania) oraz wyniki ćwiczeń pacjentów (cyfrowe opisy trajektorii ćwiczeń wykonanych przez pacjentów). Zapisywane ćwiczenia poza opisem cyfrowym trajektorii obejmują również metrykę zabiegu, utworzoną przez stempel czasowy wykonania ćwiczenia, identyfikator pacjenta oraz uwagi rehabilitanta. Opracowano aplikację dostępu do bazy danych z wygodnym interfejsem operatorskim. Aplikacja umożliwia rejestrację nowych pacjentów i rehabilitantów oraz wyszukiwanie tych, którzy znajdują się już w bazie danych. Umożliwia rejestrację nowych wzorców ćwiczeń i wybór ćwiczeń wzorcowych do wykonania. Zapewnia zapisywanie ćwiczeń wykonanych przez pacjenta, jak również przeglądanie historii jego ćwiczeń. Po skompletowaniu i zestawieniu urządzeń cyfrowych, stanowiących wyposażenie stanowiska ćwiczeń, uruchomiono komunikację pomiędzy komputerem PC a sterownikiem PLC systemu mechatronicznego. Połączenie PC z PLC zrealizowano łączem USB. Do komunikacji wykorzystano obiekty biblioteki Activex Mitsubishi ActMuli Controls (funkcjonujące na bazie sterownika komunikacji Mitsubishi Easysocket Driver).

W wyniku działania programu na ekranie przedstawiane są przestrzennie w układzie x, y, z trajektorie wzorcowe i trajektorie wykonywane podczas ćwiczenia. Trajektorie mogą być rzutowane na wirtualne płaszczyzny tworzące kartezjański układ współrzędnych, co uwypukla odstępstwa, jeśli takie między nimi istnieją. Interfejs programu umożliwia:

- wirtualną zmianę położenia obserwatora (regulacja horyzontalna, regulacja wertykalna położenia)
- śledzenie bieżącego położenia kursora trajektorii (przedstawianego graficznie i numerycznie)
- obserwację niezgodności trajektorii
- regulację zakresu odtwarzania przestrzeni roboczej (dopasowanie do usytuowania trajektorii wzorcowej w przestrzeni roboczej manipulatora).

2.6. Czujnik sił

W systemie zastosowano wieloosiowy tensometryczny czujnik sił (rys. 4). Czujnik ten umożliwia pomiar sił w trzech osiach prostokątnego układu współrzędnych. Jest mocowany na końcu ramienia manipulatora. Służy do pomiaru sił występujących między kończyną pacjenta a ramieniem manipulatora.



Rys. 4. Czujnik sił i momentów wraz z elementami mocowania do ramienia robota

2.7. Badania weryfikacyjne

W wyniku przeprowadzonych badań weryfikacyjnych stwierdzono, że system spełnia wymagania postawione w warunkach zadania badawczego.

Planowane efekty dotyczące układu zadawania prędkości oraz powtarzalności pozycjonowania: zakres prędkości od 0,01 do 0,6 m/s, powtarzalność pozycjonowania w przestrzeni 3D nie więcej niż 8 mm. W wyniku prób stwierdzono, że system umożliwia sterowanie prędkościami ruchu w szerszym zakresie niż było to wymagane. W osi pionowej maksymalna prędkość liniowa wynosi 0,610 m/s, zaś minimalna prędkość – 0,0001 m/s. W osiach pionowych, realizujących ruch poziomy, prędkości liniowe maksymalne na końcach ramion wynoszą: 0,829 m/s i 0,763 m/s. Prędkość minimalna wynosi ok. 0,001 m/s. Prędkości liniowe wyznaczono na podstawie zmierzonych wartości prędkości obrotowych wałów silników napędowych, przełożeń przekładni redukcyjnych oraz parametrów geometrycznych konstrukcji manipulatora. Zastosowano system sterowania zbudowany z modułów prod. firmy Mitsubishi Electric, który umożliwia pomiar cyfrowy on-line parametrów ruchu (przemieszczenie kątowe, prędkość, przyspieszenie) wałów silników serwonapędowych. Maksymalna prędkość obrotowa silnika wynosi 4500 obr/min, zaś prędkość minimalna wynosi 1 obr/min.

Przestrzenna niejednoznaczność pozycjonowania $\Delta_{x,y,z} = 5,70$ mm. Wartość ta jest mniejsza niż 8 mm. System spełnia więc przyjęte założenia.

System RENU–1 był prezentowany na wystawach innowacji i wynalazczości w kraju i za granicą [4].

3. SYSTEM RENUS-2

3.1. Budowa systemu

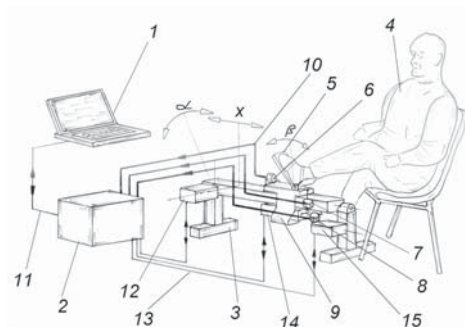
System służy do wspomagania rehabilitacji ruchowej kończyn dolnych w początkowej fazie rehabilitacji. Podczas ćwiczeń pacjent jest w pozycji siedzącej. Wzorcem ruchu dla nogi chorej jest zapisana trajektoria ruchu nogi zdrowej pacjenta. System składa się z manipulatora, układu sterowania oraz komputera nadrzędnego PC, który będzie stanowić również interfejs komunikacyjny dla pacjenta oraz specjalisty nadzorującej proces rehabilitacji. W zrealizowanym projekcie systemu manipulator jest napędzany trzema silnikami serwonapędowymi firmy Mitsubishi Electric. Silniki te są wyposażone w rezolwery do pomiaru kątów położeń wałów napędowych. Struktura kinematyczna manipulatora uwzględnia budowę anatomiczną nogi człowieka i umożliwia ćwiczenia stawów: skokowego, kolanowego oraz biodrowego. Jest możliwa realizacja ćwiczeń wymagających odwodzenie kolana na boki. Manipulator systemu jest wyposażony w tensometryczne sensory sił, które umożliwią sterowanie ze sprzężeniem zwrotnym siłowym.

System może pracować w następujących trybach:

- uczenia, podczas którego będzie zapisywana trajektoria ruchu dla zdrowej nogi pacjenta, trajektoria ta będzie trajektorią wzorcową dla ćwiczeń rehabilitacyjnych chorej nogi
- pasywnym, podczas którego manipulator będzie wymuszał ruch chorej nogi zgodnie z wcześniej zapisaną trajektorią wzorcową
- aktywnym, podczas którego będzie realizowany ruch wymuszany nogą pacjenta.

W trybie aktywnym będzie mógł być realizowany przez pacjenta ruch przy nastawionym oporze (tzw. ruch „oporowany”). Ruch taki sprzyja rozwojowi siły mięśni chorej kończyny.

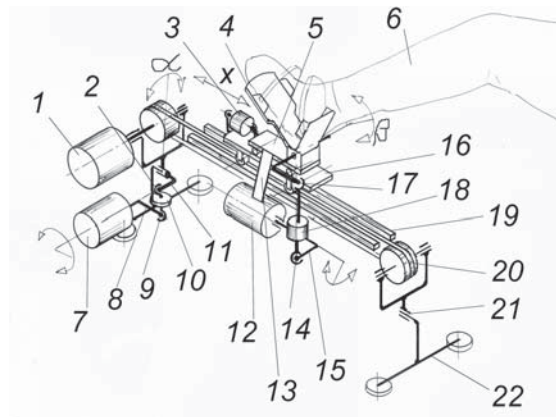
Na ekranie monitora będą przedstawiane wykresy obrazujące przebieg ćwiczeń, w tym przebiegi trajektorii ruchu kończyny, a w tym : palców, pięty oraz kolana (dla ćwiczeń wymagających odchylenia kolana na boki).



Rys 5 Schemat mechatronicznego systemu wspomagania rehabilitacji kończyn dolnych

1 – komputer nadrzędny, 2 – układ sterowania, 3 – konstrukcja manipulatora, 4 – pacjent, 5 – pedał, 6 – czujnik siły dla ruchu w kierunku osi X, 7 – czujnik siły dla ruchu β , 8 – czujnik siły dla ruchu α , 9 – wspornik silnika serwonapędowego ruchu β , 10 – sygnały sprzężeń zwrotnych od czujników siły, 11 – sprzężenie sygnałowe między PC a układem sterowania, 12 – silnik serwonapędowy ruchu w kierunku osi X, 13 – sygnały położenia od rezolwerów umieszczonych na wałach silników serwonapędowych, 14 – silnik serwonapędowy ruchu w osi β , 15 – silnik serwonapędowy ruchu w kierunku osi α

Schemat kinematyczny manipulatora systemu został przedstawiony na rys. 6.



Rys. 6. Schemat kinematyczny manipulatora systemu wspomagania rehabilitacji kończyn dolnych pacjentów.

1 – zespół serwonapędowy do realizacji ruchu karetki w kierunku osi X, 2 – przegub kulisty, 3 – sensor pomiaru siły w kierunku osi X, 4 – stopa pacjenta, 5 – pedał, 6 – noga pacjenta, 7 – zespół serwonapędowy realizacji ruchu w kierunku osi α , 8 – dźwignia, 9 – przegub kulisty, 10 – sensor pomiaru siły dla ruchu w kierunku osi α , 11 – dźwignia, 12 – zespół serwonapędowy do realizacji ruchu β , 13 – wspornik, 14 – przegub kulisty, 15 – dźwignia, 16 – karetki, 17 – przegub kulisty, 18 – sensor pomiaru siły podczas ruchu w kierunku osi β , 19 – prowadnice, 20 – rolki paska zębatego, 21 – przegub zawieszenia modułu ruchu liniowego do realizacji ruchu α , 22 – podstawa

Do realizacji ruchu w osi X (rys. 6) zastosowano moduł ruchu liniowego produkcji firmy ITEM. Moduł ten jest wyposażony w karetkę przemieszczającą się po prowadnicach i na którą napęd jest przenoszony za pomocą paska zębatego. Moduł ten jest konstrukcyjnie przystosowany do zabudowania zespołu napędowego. Do napędu zastosowano zespół złożony z silnika serwonapędowego firmy Mitsubishi HF-KP23 wyposażony w koder położenia absolutnego oraz przekładni obiegowej redukcyjnej o przełożeniu 1:10, PE070-010/Mitsu HF-KP43 firmy APEX DYNAMIX. Do napędów w kierunkach α i β zastosowano silniki serwonapędowe HF-MP23 wyposażone w kodery położenia absolutnego oraz obiegowych przekładni redukcyjnych o przełożeniu 1:100, PE70-100/Mitsu HF-MP43 firmy APEX DYNAMIX.

Do pomiaru sił w kierunkach X, α i β zostały zastosowane tensometryczne czujniki siły KMM30-500N firmy PHH WOBIT Witold OBER. Czujniki te współpracują z urządzeniem ADT1U dopasowującym i standaryzującym sygnały, które jest wyposażone w złącze USB oraz odpowiednie oprogramowanie.

3.2. Oprogramowanie

Struktura oprogramowania systemu RENUŠ-2 jest podobna do struktury oprogramowania systemu RENUŠ-1. System umożliwia pracę w trybie uczenia oraz w trybach czynnym i biernym. System sterowania nadrzędny z komputerem PC realizuje funkcje interfejsu operatora. Na ekranie monitora mogą być przedstawiane trajektorie ruchu (przebiegu przemieszczenia i prędkości) kończyny względem czasu, jak również przebiegi sił względem przemieszczenia.

4. PODSUMOWANIE

Systematycznie prowadzona rehabilitacja ruchowa polegająca na wielokrotnie powtarzanych ćwiczeniach jest jedyną realną drogą uzyskania przez pacjenta po udarze wystarczającej samodzielności w wykonywaniu czynności codziennego życia. Stąd też istnieje bardzo duże zainteresowanie urządzeniami rehabilitacyjnymi. Szczególne duże jest zainteresowanie urządzeniami wyposażonymi w sensory oraz oprogramowanie, które czynią te urządzenia inteligentnymi, co umożliwia analizowanie przebiegu ćwiczeń oraz taki dobór parametrów ćwiczeń, który zapewni najbardziej pożądaną efekt terapeutyczny. Systemy mechatroniczne wspomaganie rehabilitacji stanowią wciąż nową grupę urządzeń stosowanych w rehabilitacji pacjentów po przeżytych udarach mózgu i po schorzeniach ortopedycznych. Systemy te są ciągle rozwijane, zaś spadek cen elementów, z których są one budowane, będzie przyczyniał się do ich rozpowszechniania. Opracowane w PIAP systemy wspomaganie rehabilitacji stanowią modele użytkowe. Celem dalszych prac nad tymi systemami będą badania dotyczące ich właściwości terapeutycznych i użytkowych i warunkach krajowych.

LITERATURA

- [1] Wojciech J. Klimasara: Raporty i sprawozdania końcowe z realizacji zadań badawczych projektu badawczego zamawianego nr PW-004/ITE/02/2006.
- [2] Polly Laidler: Rehabilitacja po udarze mózgu. Zasady i strategia, PZWL, Warszawa.
- [3] TAR'2007 Berlin. Konferencja „Technically Assisted Rehabilitation”, Zbiór referatów
- [4] Strony internetowe:
http://www.piap.pl/dzialalnoscnaukowa_krajowe_projekty_badawcze_renus.php
http://www.piap.pl/oinstytucie_nagrody_renus_eureka07.php
http://www.piap.pl/oinstytucie_nagrody_renus_iena07.php
http://www.piap.pl/oinstytucie_nagrody_renus_ciei08.php
http://www.piap.pl/oinstytucie_nagrody_renus_mnsw08.php