



Andrzej Grabowski



Możliwości wykorzystania
systemów wspomagania rehabilitacji
i zarządzania telerehabilitacją



Materiały informacyjne CIOP-PIB

Możliwości wykorzystania systemów wspomaganie rehabilitacji i zarządzania telerehabilitacją

Opracowano na podstawie wyników IV etapu programu wieloletniego „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy” sfinansowanego w latach 2017-2019 w zakresie zadań służb państwowych przez Ministerstwo Rodziny, Pracy i Polityki Społecznej.

Koordinator programu: Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy.

Zadanie 2.G.19: System zdalnego zarządzania telerehabilitacją i monitorowania postępów rehabilitacji powypadkowej osób z urazami kończyn górnych

Autor:

dr inż. Andrzej Grabowski – Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy,
Zakład Techniki Bezpieczeństwa, Pracownia Technik Rzeczywistości Wirtualnej

Zdjęcie na okładce: Bigstock

© Copyright by

Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy
Warszawa 2019

CIOP  **PIB**

Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy
ul. Czerniakowska 16, 00-701 Warszawa
tel. (48-22) 623 36 98, www.ciop.pl

Spis treści

Wprowadzenie	3
1. Stan obecny	4
1.1. Wprowadzenie.....	4
1.2. Skuteczność rehabilitacji	5
1.3. Wzbogacone środowiska treningowe	5
1.4. Technologie rzeczywistości wirtualnej w rehabilitacji	6
1.5. Walidacja ruchu kończyn górnych	7
1.6. Kontrola motoryczna i uczenie się ruchów	7
1.7. Transfer efektów treningu do sytuacji naturalnych	8
1.8. Ograniczenia systemów opartych na technologiach rzeczywistości wirtualnej	9
1.9. Urządzenia wspomagające rehabilitację	10
1.10. Gry komputerowe i rzeczywistość wirtualna w rehabilitacji.....	13
2. Telerehabilitacja – znaczenie i przykłady	15
Bibliografia.....	17

Wprowadzenie

Zdolność poruszania się jest niezbędna, by człowiek mógł wykonywać podstawowe codzienne czynności. Wszelkie upośledzenia ruchowe, a zwłaszcza kończyn górnych, istotnie obniżają subiektywnie postrzeganą jakość życia. Współcześnie do najczęstszych przyczyn utraty sprawności kończyn górnych należą powikłania po udarze krwotocznym lub niedokrwiennym mózgu. Nawet 85% pacjentów bezpośrednio po udarze doświadcza niedowładu, tj. częściowego porażenia mięśni obejmujących jedną połowę ciała (hemipareza). Deficyty ruchowe w dłuższej perspektywie utrzymują się w przypadku od 55 do 75% pacjentów po udarze. Wyniki badań etiologicznych nad udarem mózgu jednoznacznie wskazują, że wzrost prawdopodobieństwa jego wystąpienia jest silnie dodatnio skorelowany z wiekiem. Oznacza to, że wraz z prognozowanym wydłużaniem się średniej długości życia społeczeństw krajów rozwiniętych należy spodziewać się wzrostu liczby przypadków uszkodzeń i upośledzeń narządów ruchu. Sytuację pogarsza brak odpowiedniej liczby terapeutów i opiekunów, którzy mogliby wspierać osoby upośledzone fizycznie w ich domach. Odpowiedzią na ten problem może być rozwój zrobotyzowanych urządzeń rehabilitacyjnych, jednak ich dostępność jest nadal bardzo ograniczona, a wyniki badań skuteczności tych urządzeń rehabilitacyjnych nie są konkluzywne. W związku z tym prowadzone w ostatnich latach prace badawczo-rozwojowe koncentrują się także na obiecującym wątku rozwiązań opartych na technologiach rzeczywistości wirtualnej (RW).

Uzasadnieniem podjęcia tego tematu, płynącym z przeprowadzonej analizy literatury dotyczącej technik rehabilitacji kończyn górnych z wykorzystaniem technologii RW i rozwiązań z zakresu telerehabilitacji, jest stosunkowo wczesne stadium rozwoju produktów i projektów badawczo-rozwojowych tego typu. Innymi słowy istnieją silne przesłanki co do możliwości realizacji zamierzeń zadania w sensie technicznym i technologicznym. Jednocześnie na rynku usług rehabilitacyjnych wraz z coraz częstszym występowaniem uszkodzeń i upośledzeń górnych narządów ruchu będzie wzrastać popyt na nowatorskie rozwiązania.

1. Stan obecny

1.1. Wprowadzenie

Zasadniczym celem rehabilitacji osób z ograniczonym zakresem ruchu kończyn górnych wynikającym z uszkodzeń mózgu jest ponowna nauka specyficznych zdolności manualnych niezbędnych w codziennym funkcjonowaniu. Koncentracja na poprawie w zakresie zachowań wymagających ruchu kończyn górnych ma szczególne znaczenie z uwagi na ich wpływ na subiektywnie postrzeganą jakość życia. Pomimo tego że rolą każdego procesu rehabilitacji jest wykorzystanie procesów neuroplastyczności mózgu, które nasilają się bezpośrednio po wystąpieniu uszkodzenia, w tradycyjnym podejściu do rehabilitacji kończyn górnych nie wykorzystuje się w pełni tego potencjału. Jedną z przyczyn tego stanu rzeczy może być nieadekwatne określanie zakresu ograniczeń podlegających rehabilitacji oraz niedostateczne angażowanie zdolności uczenia się. Kolejnym powodem może być także niski stopień dopasowania tradycyjnych metod rehabilitacji do indywidualnych różnic pacjentów, zarówno w obszarze sprawności ruchowej, jak i poznawczej, co prowadzi do obniżenia skuteczności w wyniku nieadekwatnego projektowania ćwiczeń i przekazywania błędnej informacji zwrotnej. Kluczowy dla obserwowanej niższej skuteczności konwencjonalnych rozwiązań może być wreszcie niski stopień powiązania pomiędzy ćwiczonymi ruchami a ich realną funkcją wynikającą ze specyfiki środowiska naturalnego. Typowe ćwiczenia rehabilitacyjne bowiem nie odtwarzają trójwymiarowych trajektorii ruchu charakterystycznych dla czynności wykonywanych w życiu codziennym.

Opisane deficyty metod tradycyjnych mogą być skutecznie skorygowane dzięki wykorzystaniu technologii RW. Opracowywanie zadań rehabilitacyjnych w formie środowisk wirtualnych umożliwia stworzenie ćwiczeń angażujących motywację pacjenta, z uwzględnieniem wybranych procesów poznawczych i specyficznego zakresu ruchów kończyn oraz facylitujących procesów uczenia się przez ich osadzenie w symulacji naturalnego środowiska (Weiss et al., 2014). Oprogramowanie tego typu pozwala również na dużą swobodę w doborze formy i interfejsu, od prostych gier komputerowych, przez wizyjne systemy rozpoznawania ruchu, na wielomodalnej stymulacji z wykorzystaniem immersyjnej RW kończąc.

1.2. Skuteczność rehabilitacji

W wyniku uszkodzenia mózgu dochodzi do przerwania ciągłości tkanki komórek nerwowych i w efekcie do ograniczenia sprawności kory czuciowej i ruchowej (Calford, 2002). Wyniki ostatnio przeprowadzonych badań dowodzą, że proces odbudowy uszkodzeń trwa przez kilka miesięcy, a nawet lata, po okresie wysokiej dynamiki wzrostu kości bezpośrednio po urazie (Michaelsen, Dannenbaum & Levin, 2006). Późniejsze zmiany najpewniej wynikają z procesów uczenia czuciowo-ruchowego i neuroplastyczności pozostałej tkanki nerwowej (Nudo, 2003).

W przeprowadzanych obecnie badaniach uwaga koncentruje się głównie na poszukiwaniach metod wzbudzania i kontrolowania procesów neuroplastycznych, co ma na celu podniesienie skuteczności rehabilitacji. Zakłada się, że istnieje ścisły związek pomiędzy charakterystyką ruchów a specyfiką reorganizacji kory czuciowej i motorycznej (Irvine & Rajan, 1996). Oznacza to, że jest również możliwa „negatywna neuroplastyczność”, na przykład zaniechanie korzystania z upośledzonej kończyny prowadzi do „wyuczonego nieużywania” (Alaverdashvili & Whishaw, 2013; Taub et al., 1993), którego zakres jest większy od początkowego uszkodzenia. Podobnie uczenie się nieoptymalnych ruchów może prowadzić do „wyuczonego błędnego używania” (Alaverdashvili et al., 2008). Utrwalenie się takiego suboptymalnego wzorca zachowania utrudnia wyuczenie nowego, co może prowadzić do długotrwałej niepełnosprawności ruchowej.

1.3. Wzbogacone środowiska treningowe

Prawidłowe zachowania ruchowe wymagają integracji wielu źródeł danych sensorycznych pojawiających się na różnych piętrach planowania i wykonania ruchu (Driver & Spence, 2000). Z jednej strony wielomodalna obróbka istotnych informacji proprioceptyjnych, czuciowych oraz wzrokowych w płacie ciemieniowym prowadzi do uruchomienia zachowania. Z drugiej strony sprzeczność treści stymulacji czuciowej i wzrokowej może prowadzić do obniżenia sprawności procesu integracji sensorycznej i w efekcie do powstawania złudzeń. Zarówno w przypadku mózgu zdrowego, jak i uszkodzonego w wyniku udaru wielopoziomowa integracja informacji płynących ze zmysłów jest podstawą kształtowania ruchu w przestrzeni osobistej oraz procesów uczenia się nowych zachowań.

Tak nakreślona perspektywa prowadzi do wniosku, że poprawę wyników rehabilitacji ruchowej można osiągnąć przez integrację zasad funkcjonowania neuronalnych korelatów kontroli motorycznej, procesów uczenia facylitowanych przez wielomodalną informację

zwrotną oraz funkcjonowania poznawczego jednostki. Działania rehabilitacyjne oparte na symulacjach komputerowych mają potencjał dostarczania pacjentom wzbogaconych środowisk treningowych, motywujących do dłuższej, cięższej i regularnej aktywności nakierowanej na pokonywanie kolejnych wyzwań w zakresie kontroli motorycznej. Szczególnie dobre dopasowanie do zdefiniowanych wymagań skutecznej rehabilitacji osiągają systemy wykorzystujące technologie RW. Powodem tego stanu rzeczy jest możliwość stymulowania wielu zmysłów pacjenta w obrębie symulacji: propriocepcja, wzrok, dźwięk i wrażenia czuciowe. Rehabilitacja z wykorzystaniem immersyjnych środowisk wirtualnych, dzięki korzystaniu z doświadczeń konwencjonalnych technik rehabilitacyjnych, umożliwia wykorzystanie narzędzi, które intensywniej stymulują pacjentów i skuteczniej utrzymują ich motywację do ćwiczeń.

1.4. Technologie rzeczywistości wirtualnej w rehabilitacji

Wraz z rozwojem technologii RW symulacje komputerowe coraz bardziej przypominają rzeczywistość (Weiss & Jessel, 1998). Dotychczas wykorzystanie tych rozwiązań w rehabilitacji było ograniczone z powodu braku dostępu do niskokosztowych i łatwych w użyciu urządzeń. Rozwój technologiczny, który dokonał się w pierwszej dekadzie XXI wieku, przyniósł daleko idące usprawnienia w zakresie mikroprocesorów, czujników zmiany położenia oraz ekranów typu LCD i OLED. Na fali upowszechnienia się ekranów nasobnych oraz interfejsów umożliwiających precyzyjne śledzenie położenia w przestrzeni powstało wiele aplikacji, które mają zastosowanie w medycynie i rehabilitacji (Sveistrup, 2004; Weiss et al., 2009).

W środowiskach wirtualnych jest możliwy precyzyjny pomiar parametrów ruchu w trakcie wykonywania skomplikowanych, lecz bezpiecznych zadań w trakcie symulacji, których realizm zbliża się do sytuacji rzeczywistych (Weiss et al., 2009; Rizzo et al., 2004). W wielu rozwiązaniach opartych na technologiach rzeczywistości wirtualnej oraz gier komputerowych informacja zwrotna dostarczana jest zarówno przez bodźce wizualne, jak i dźwiękowe. W przypadku rehabilitacji kończyn górnych użytkownicy mogą wchodzić w interakcję z wirtualnymi obiektami bezpośrednio przez ruch ręki i ciała, przez interfejsy umożliwiające czuciową informację zwrotną, a także przez wykonywanie czynności wzbudzających wrażenie zanurzenia w symulacji, co zwiększa prawdopodobieństwo transferu efektów uczenia się do sytuacji naturalnych (Slater, 2009).

Zwrotna informacja czuciowa może być włączona do zakresu symulacji rehabilitujących górne kończyny w formie rękawic lub zewnętrznych zrobotyzowanych interfejsów określających trajektorię i opór realizowanego zakresu ruchu (Merians, 2002). Należy jednak zauważyć, że współczesne rozwiązania technologiczne mają wiele wad. Wibracyjna stymulacja jako forma czuciowej informacji zwrotnej jest niedoskonałą metodą w zakresie precyzji położenia i rozdzielczości symulowanych doznań. Z kolei zrobotyzowane interfejsy, które skutecznie korygują wspomniane wady, są dość duże i w efekcie trudne do wykorzystania w warunkach domowych. Niemniej w rozwiązaniach rehabilitacyjnych symulowanie czuciowej informacji zwrotnej w miarę pokonywania kolejnych ograniczeń technologicznych jest co raz bardziej powszechne.

1.5. Walidacja ruchu kończyn górnych

Istotnym aspektem oceny wpływu treningu ruchowego w środowiskach wirtualnych na zmiany w obrębie zachowań obserwowanych w środowisku naturalnym jest określenie poprawności kinematyki ruchów wykonywanych w kontekście interfejsów 2D i bardziej immersyjnych rozwiązań 3D. Poprawa sprawności motorycznej kończyn górnych jest najczęściej mierzona parametrami szybkości, precyzji, płynności oraz stopniem koordynacji pomiędzy zmianami położenia poszczególnych elementów aparatu ruchu (Levin et al., 2009). Ruchy kończyn górnych wykonywane w kontekście interfejsów trójwymiarowych są bardziej zbliżone do naturalnych niż te same ruchy realizowane z wykorzystaniem interfejsów dwuwymiarowych. Dowodzą tego badania, w których porównywano kinematykę ruchów wskazywania różnych punktów w zakresie pracy ramienia w środowisku naturalnym do ruchów wykonywanych w immersyjnym środowisku wirtualnym, prezentowanym za pośrednictwem ekranu nasobnego (Knaut et al., 2009; Subramanian & Levin, 2011).

1.6. Kontrola motoryczna i uczenie się ruchów

Z perspektywy kontroli motorycznej wzbogacone środowiska treningowe mogą wspierać odtwarzanie sprawności aparatu ruchu przez manipulowanie kształtem samego środowiska oraz poziomem dokładności i szybkości, wymaganym dla utrzymania płynności interakcji z obiektami w symulacji. Specyficzne zmiany w tym zakresie (dynamiczne zwiększanie poziomu trudności) wspierają rehabilitację przez ciągły trening polegający na korygowaniu zachowań

motorycznych w celu przywrócenia oczekiwanego poziomu kontroli nad środowiskiem symulacji. Złożoność zadania (szybkość ruchu, precyzja oraz złożoność poznawcza) powinna być programowalna przy użyciu prostego w obsłudze interfejsu graficznego obsługiwane bezpośrednio lub zdalnie przez fizjoterapeutę. Alternatywnie stosuje się działające w czasie rzeczywistym algorytmy obliczeniowe, które obserwują zmiany poziomu wykonania zadań przez pacjenta (da Silva Cameirão et al., 2011; Fluet et al., 2012). Wiele zasad kontroli motorycznej zostało włączonych do standardów aplikacji RW. Na przykład podczas wykonywania czynności wymagających od użytkownika sięgania ręką po stacjonarne lub poruszające się obiekty, znajdujące się w różnych miejscach pola widzenia, wykorzystuje się zasadę specyficzności zadaniowej planowania ruchów oraz redukcji redundancji kinematycznej narządu ruchu.

Z perspektywy uczenia się ruchów celem treningu jest wykorzystanie mechanizmów neuroplastyczności, odpowiedzialnych za zdobywanie i zachowanie nowych zdolności ruchowych. Neuroplastyczność w tym ujęciu odnosi się do odtwarzania i reorganizacji struktur tkanki nerwowej w obrębie mózgu w odpowiedzi na wykonywane ćwiczenia. Najczęściej wykorzystywanymi mierzalnymi parametrami oddziaływania na proces uczenia się w rehabilitacji ruchowej jest zróżnicowanie celów treningu w obrębie sesji, adaptacyjne zmiany poziomu trudności, rozwiązywanie problemów lub korygowanie błędnego zachowania oraz jakość i intensywność informacji zwrotnych. Wzbogacone środowiska treningowe doskonale nadają się do wdrożenia przedstawionych wektorów oddziaływania (Kleim & Jones, 2008).

1.7. Transfer efektów treningu do sytuacji naturalnych

Ocena efektywności rozwiązań opartych na technologiach RW jako skutecznych narzędzi nabywania umiejętności ruchowych wymaga dowodów na skuteczne przenoszenie nabytych umiejętności do środowiska naturalnego. Współcześnie w niewielu badaniach są kontrolowane ważne wskaźniki skuteczności uczenia się, takie jak długookresowe utrzymywanie się podniesionej sprawności ruchowej, transfer efektów treningu oraz ich generalizacja na nietrenowane zadania (Abdollahi et al., 2014). W trakcie przeprowadzania jednego z badań tego typu dowiedziono związku pomiędzy ćwiczeniami wykonywanymi przy pomocy interfejsu w postaci specjalistycznej rękawicy a ogólną poprawą w zakresie sprawności funkcjonowania poza środowiskiem wirtualnym. Jednak bez wątplenia potrzebne są kolejne badania nad zagadnieniem generalizacji efektów treningu.

Innym przykładem transferu jest badanie (Katz et al., 2005), w którym po treningu w środowisku wirtualnym pacjenci z zespołem pomijania stronnego lepiej radzili sobie z zadaniem przejścia przez ulicę w rzeczywistych sytuacjach, pomimo braku istotnych różnic w innych testach oceniających zakres i stopień deficytu.

Pomimo znacznego zróżnicowania poszczególnych badań w zakresie poprawności ruchów wykonywanych w środowiskach wirtualnych (interfejsy 2D vs. 3D) wyłania się z nich sugestia, że ruchy wykonywane w symulacji mogą przekładać się na znaczące zmiany w codziennym funkcjonowaniu (Henderson et al., 2007). Dlatego też można sądzić, że nie jest dalece istotne, by ruch w symulacji był odzwierciedleniem kinematyki ruchu w środowisku naturalnym, podobnie nie jest do końca jasna rola, którą odgrywają naturalne zachowania rotacyjne poszczególnych stawów niezbędnych do wykonania ruchu. Potencjał transferu umiejętności wyuczonych w środowiskach wirtualnych może być związany z innymi przewagami możliwymi dzięki technologiom RW.

1.8. Ograniczenia systemów opartych na technologiach rzeczywistości wirtualnej

Dowody na skuteczność wzbogaconych symulacji treningowych zapośredniczonych przez ekrany nasobne i naturalne interfejsy są nadal ograniczone w zakresie uczenia zachowań ruchowych (utrzymanie, transfer i generalizacja efektów treningu).

Jednym z istotnych ograniczeń jest często brak dokładnej informacji o sposobie wykonania zadania, co może prowadzić do wykształcenia ruchów suboptymalnych lub kompensacyjnych. Ograniczenie to jest szczególnie dostrzegalne w przypadku tzw. pudełkowych rozwiązań w formie gier komputerowych opartych na systemach Nintendo Wii i Microsoft Kinect. Gry tego typu są konstruowane z myślą o osobach zdrowych, niewymagających rehabilitacji, choć są także wykorzystywane w takim zakresie. Istotą problemów stawianych użytkownikom w tych aplikacjach jest jedynie rozwiązanie zadania, z pominięciem efektywności ruchów prowadzących do wyznaczonego celu. Pomimo wielu obiecujących rezultatów badań nad rehabilitacją kończyn górnych z wykorzystaniem technologii RW nadal nie jest jasne, jakiego rodzaju informacje zwrotne podawane pacjentom dają najlepsze efekty odbudowania utraconej sprawności.

Opisane wyzwania oraz brak jednoznacznych dowodów na skuteczność transferu efektów treningu pozostają istotnym obszarem badań możliwości stosowania środowisk wirtualnych w rehabilitacji. Osobnym problemem jest zastosowanie tych rozwiązań w praktyce klinicznej,

narzędzia rehabilitacyjne bowiem w pierwszej kolejności muszą służyć efektywności działań profesjonalistów dobierających warianty treningu każdego pacjenta.

Podsumowując, istnieje wiele dowodów na możliwość skutecznego wykorzystywania technologii RW w tworzeniu wzbogaconych środowisk treningowych zgodnie z ustalonymi zasadami kontroli ruchowej i uczenia się ruchów w celu wspierania procesów rehabilitacji kończyn górnych. Elastyczność skomputeryzowanych rozwiązań daje terapeutom możliwość precyzyjnego określenia celów i zakresu ćwiczeń, przy jednoczesnym dostarczaniu informacji zwrotnych skutecznie wzbudzających procesy neuroplastyczności oraz motywujących pacjentów.

W kolejnej części materiałów informacyjnych zostanie przedstawiony przegląd istniejących rozwiązań rehabilitacyjnych w zakresie: zrobotyzowanych urządzeń, prostych gier komputerowych, złożonych środowisk wirtualnych oraz rozwiązań telerehabilitacyjnych.

1.9. Urządzenia wspomagające rehabilitację

Jednym z istotnych wyzwań w rehabilitacji kończyn górnych jest kontrola toru kinematycznego ruchu oraz stopniowe zwiększanie obciążeń. Wskazane zagadnienia są jednym z głównych czynników wpływających na rozwój zrobotyzowanych i mechanicznych urządzeń wspierających rehabilitację.

Przykładem takiego rozwiązania jest urządzenie *ArmeoSpring* (Hocoma AG), które dzięki mechanizmowi sprężynowemu odciąża kończynę górną pacjenta oraz daje możliwość wykonywania szeregu ćwiczeń zorientowanych na ściskanie czy chwytanie, w tym wykonywanie ruchów trójwymiarowych. Podobnie jak wiele urządzeń tego typu *ArmeoSpring* jest zintegrowane z oprogramowaniem umożliwiającym modyfikację poziomów trudności, rejestrowanie wyników badań i automatyczne generowanie raportów klinicznych. Dane z badań walidacyjnych urządzenia wskazują na możliwość poprawy zaburzonych funkcji ruchowych, wzmoczenie aktywności ruchowej pacjentów w codziennych czynnościach ruchowych oraz wysoką motywację do ćwiczeń (Sanchez et al., 2006). Ponadto odnotowano, że w przypadku zróżnicowanej grupy kontrolnej pacjentów cierpiących na przewlekłą hemiparezę, którzy korzystali ze skomputeryzowanego systemu odciążenia ramienia, wykazano znaczny wzrost efektywności terapii (Housman et al., 2009).

Innym, wartym odnotowania, produktem tego typu są urządzenia *VAST.Rehab: Cubito* i *Vectis* (Euvic Inc.) wykorzystujące opór elastyczny w kompleksowej rehabilitacji kończyny

górnej w obrębie przedramienia i nadgarstka. Urządzenia te działają z wykorzystaniem elastycznych elementów oporowych, których zaletą jest generowanie niewielkiego oporu w początkowej fazie ruchu, narastającego równomiernie w dalszych fazach ćwiczenia. Dzięki tym właściwościom są użyteczne w procesach rehabilitacji pourazowej, pooperacyjnej, ortopedycznej i neurologicznej.

Warte odnotowania jest też urządzenie mechaniczne *Rapael Board* (BTL Polska Sp. z o.o.) – interaktywny system terapii łokcia i barku. Składa się ono z zestawów ćwiczeń w formie prostych gier komputerowych. Pozwala ono na reedukację funkcji łokcia i barku, ocenę zakresu ruchomości czynnej i biernej, a także interpretację i raportowanie wyników terapii. Ergonomiczny design zapewnia pełny zakres ruchu stawu barkowego i umożliwia dostosowywanie procesu rehabilitacji do umiejętności pacjenta, z wykorzystaniem informacji zwrotnych podawanych w czasie rzeczywistym dzięki systemowi czujników śledzących zmiany położenia manipulatora.

Fizyczne rozmiary urządzeń typu *ArmeoSpring* i *VAST.Rehab: Cubito* utrudniają lub uniemożliwiają rehabilitowanie pacjenta w jego domu. Odpowiedzią na ten stan rzeczy są produkty oparte na idei telerehabilitacji, tj. wykorzystujące funkcje, które umożliwiają zdalne kontrolowanie postępów i programowanie wymagań treningu.

Przykładem rozwiązania łączącego fizyczną kontrolę ruchu rehabilitowanej kończyny przy jednoczesnej redukcji rozmiarów urządzenia może być *Rapael Glove* (BTL Polska Sp. z o.o.) – interaktywny system terapii dłoni i nadgarstka. Podstawowymi elementami systemu są komputer z monitorem dotykowym oraz inteligentna rękawica. Dzięki wykorzystaniu czujników zgięcia palców oraz dziewięcioosiowych czujników ruchu i zmiany położenia ręki w przestrzeni, skomunikowanych bezprzewodowo z komputerem, możliwe jest określenie parametrów kinetycznych rehabilitowanej kończyny. System ten bazuje na zadaniach wymagających od pacjenta intensywnego wysiłku, prezentowanych w formie prostych środowisk trójwymiarowych symulujących zadania dnia codziennego. Jednocześnie, dzięki implementacjom algorytmów reedukacji funkcji ręki, *Rapael Glove* ogranicza konieczność angażowania terapeuty, automatycznie dostosowując poziom trudności i zakres ćwiczeń do aktualnych postępów osoby rehabilitowanej.

Podobnym urządzeniem oferowanym przez wspomnianą wcześniej firmę Hocoma AG jest produkt *ArmeoSenso*, który zostanie wprowadzony na rynek w 2018 roku, przeznaczony do

stosowania w przypadku pacjentów ze średnimi lub małymi deficytami ruchu górnych kończyn. System wykorzystuje cztery czujniki zmian położenia, umieszczone na rehabilitowanej kończynie, klatce piersiowej oraz w kontrolerze trzymanym w dłoni.

Inną klasę rozwiązań wykorzystywanych w rehabilitacji prowadzonej zdalnie w domu pacjenta stanowią systemy oparte na technologii Microsoft Kinect, która dzięki analizie odkształcenia odbitego od obiektu światła podczerwonego umożliwia identyfikację kształtu i zmiany położenia w trójwymiarowej przestrzeni. Pomimo licznych ograniczeń tego typu rozwiązań, na które składają się m.in. ograniczona precyzja pomiaru obrotów elementów układu ruchu oraz możliwość wystąpienia przesłonięć obserwowanego użytkownika (np. przy skrzyżowaniu rąk), zyskują one na popularności dzięki relatywnie niskiej cenie oraz łatwości przemieszczania urządzenia.

Dobrym przykładem systemów tego typu jest produkt *Neuroforma* (Titanis Sp. z o.o.). *Neuroforma* to program komputerowy do samodzielnych ćwiczeń ruchowych i poznawczych, tworzony przez ekspertów z dziedziny neurorehabilitacji i neuropsychologii. Skierowany jest do pacjentów ze schorzeniami i urazami neurologicznymi. W szczególności wspiera rehabilitację pacjentów ze stwardnieniem rozsianym, po przebytych udarze czy urazie mózgu w zakresie odbudowy sprawności górnych kończyn. *Neuroforma* przystosowana jest do pracy w pozycji stojącej lub siedzącej. Może być używana do ćwiczeń z pacjentami poruszającymi się na wózku inwalidzkim. Istotną zaletą tego rozwiązania to potencjalna możliwość redukcji wymagań technologicznych, pozwalająca na uruchamianie zadań treningowych nawet przy wykorzystaniu laptopa o średniej mocy obliczeniowej i wbudowanej kamery. Należy jednak podkreślić szereg ograniczeń wynikających z przyjętej metody śledzenia położenia rehabilitowanych kończyn. Najważniejsze z nich to ograniczona precyzja pomiaru, w szczególności w zakresie ruchów trójwymiarowych, co uniemożliwia zarówno poprawną diagnostykę, jak i rygorystyczną kontrolę i w efekcie, przy braku kontaktu z fizjoterapeutą, może prowadzić do wyuczenia ruchów suboptymalnych lub kompensacyjnych. Innym problemem jest ograniczenie informacji zwrotnej do tej prezentowanej na ekranie i przez kanał audio. Negatywnie można ocenić także treść wykorzystywanych zadań ruchowo-poznawczych, które jedynie fasadowo odnoszą się do zachowań naturalnych. Istotnym elementem systemu jest moduł pozwalający na kontrolę sesji ćwiczeniowych, terapii lustrzanej, dopasowania parametrów, bazy użytkowników, korekcji postawy oraz instrukcji multimedialnych.

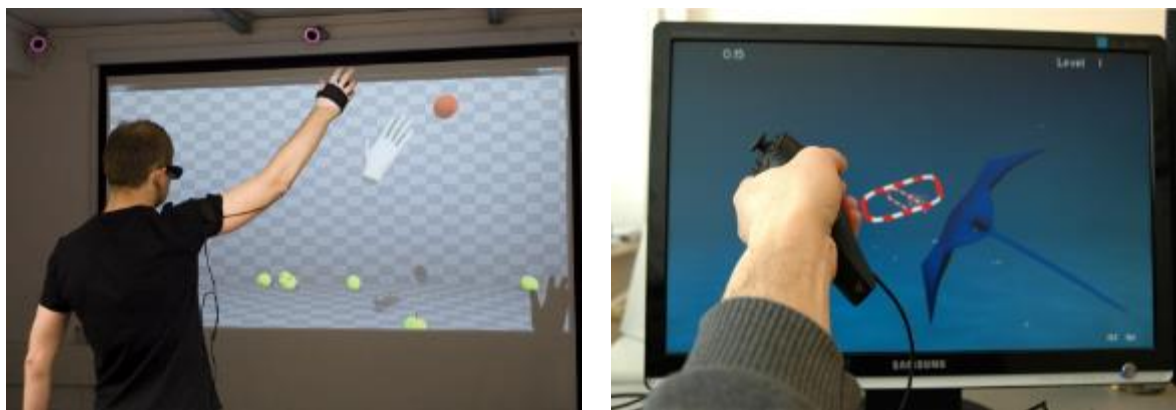
1.10. Gry komputerowe i rzeczywistość wirtualna w rehabilitacji

Wiele rozwiązań przedstawionych w poprzednim rozdziale wykorzystuje stosunkowo proste gry komputerowe jako formę wizualizacji efektów ćwiczeń. Elementem wspólnym dla gier tego typu jest przeniesienie interakcji pacjenta z manipulatorem na zachowanie elementów dwuwymiarowych i trójwymiarowych środowisk. Zadania stanowiące treść tych ćwiczeń są często powiązane z rzeczywistymi sytuacjami życia codziennego (np. prace kuchenne), jednak częściej mają o wiele bardziej abstrakcyjną formę (np. podwodna eksploracja), w której ruchy interfejsu użytkownika przenoszone są często na zachowanie postaci – bohatera gry.

Format gier komputerowych jest często wykorzystywany w ćwiczeniach rehabilitacyjnych z uwagi na daleko idącą zbieżność w zakresie formy i treści informacji zwrotnych, wizualizację wpływu działań użytkownika na zmiany w środowisku wirtualnym (np. wizualizację ruchu kończyn) i poziomów trudności dostosowanych do aktualnego sposobu wykonania ćwiczeń oraz wyzwań związanych z wzbudzaniem i podtrzymywaniem motywacji.

Jeden z ciekawszych przykładów tej formy ćwiczeń to wspomniane wcześniej urządzenie *ArmeoSpring*, które jest dostarczane z zestawem prostych gier komputerowych. Każde ze środowisk umożliwia manipulację bohaterem w trzech wymiarach, jednak możliwa jest redukcja stopni swobody w zależności od stopnia rehabilitowanych deficytów.

Zbliżone do przedstawionych rozwiązania zostały opracowane (fot. 1) także w Centralnym Instytucie Ochrony Pracy – Państwowym Instytucie Badawczym (CIOP–PIB) przez zespół Pracowni Techniki Rzeczywistości Wirtualnej. Stworzony prototyp wykorzystuje niskokosztowe urządzenia śledzące oparte na technologii inercyjnych czujników ruchu oraz bardziej zaawansowane techniki śledzenia zmian położenia pasywnych markerów oświetlonych światłem podczerwonym. Opracowane proste trójwymiarowe gry komputerowe umożliwiały realizację dwóch różnych rodzajów ćwiczeń rehabilitacyjnych. W przypadku programu mobilizacji barku interfejs umożliwia manipulację kontrolerem w trzech wymiarach, zadanie bowiem polega na strącaniu wysoko zawieszonych piłek. Natomiast w ćwiczeniach poświęconych mobilności nadgarstka wykorzystany kontroler *Razer Hydra* oprogramowany był w sposób umożliwiający manipulowanie położeniem płynącej ciągle przed siebie płaszczyki, w dwóch lub trzech wymiarach, w zależności od wymagań terapii.



Fot. 1. Przykłady gier rehabilitacyjnych opracowanych w CIOP-PIB, źródło: CIOP-PIB

Przechodząc do aplikacji z obszaru technologii RW, należy podkreślić utrudnienie w przeglądzie rozwiązań tego typu. Źródłem trudności jest szeroka rozpiętość znaczeniowa terminu „rzeczywistość wirtualna”, która w swej skrajności rozciąga się od urządzeń typu smartphone przez komputery osobiste po wysoce immersyjne środki przekazu oparte na wyświetlaczach nasobnych i wysokiej klasy systemach śledzenia zmian położenia pasywnych lub aktywnych znaczników. Mając na uwadze cele projektu, skoncentrujemy się na rozwiązaniach umożliwiających prezentację treści środowisk wirtualnych za pośrednictwem ekranów nasobnych lub ekranów umożliwiających śledzenie zmian położenia sylwetki lub dłoni.

Jednym z najbardziej zaawansowanych i komercyjnie dostępnych rozwiązań rehabilitacyjnych jest system *CAREN* „Computer Assisted Rehabilitation ENvironment” (Motek AG). Jest to w wysokim stopniu konfigurowalny system urządzeń, na który składa się m.in. kolisty ekran w technologii LED oraz połączenie sterowanej komputerowo ruchomej platformy i bieżni treningowej. Niestety w zakresie parametrów technicznych *CAREN* nie umożliwia konfiguracji skierowanych na rehabilitację kończyn górnych.

Produkt *DIEGO VR* (Tyromotion) jest jednym z nielicznych systemów łączących dostępne komercyjnie ekrany nasobne ze zrobotyzowanym systemem regulującym dynamikę oporu ćwiczonych ruchów. Układ kompensacji siły grawitacji umożliwia optymalną mobilizację ramion, także na wczesnych etapach rehabilitacji. Środowiska wirtualne symulują sytuacje naturalne, w których ćwiczący motywowany jest do stopniowego zwiększania zakresu ruchu. Wprowadzenie immersyjnego ekranu nasobnego podnosi znaczenie osobistego doświadczenia środowiska wirtualnego, co przekłada się na zwiększoną motywację pacjenta.

Projekt badawczo-rozwojowy prowadzony przez firmę *Immersive Rehab* od strony rozwiązań sprzętowych opiera się w całości na niskokosztowych i komercyjnie dostępnych systemach *HTC Vive* oraz *Oculus VR*. Choć poziom zaawansowania prac nie jest znaczny, projekt ten jest ciekawym przykładem zmian w rehabilitacji, które niesie ze sobą upowszechnianie się technologii RW.

Dobrym przykładem immersyjnego systemu rehabilitacji kończyn górnych, który nie wykorzystuje ekranów nasobnych, jest produkt *YouGarbber* (YouRehab). Urządzenie umożliwia rehabilitację palców, nadgarstka i ramion w formie interaktywnych środowisk wirtualnych, w których przestrzeni reprezentowane są dłonie pacjenta. System, jak wiele innych w tej klasie, udostępnia szeroki zakres trybów treningowych o zróżnicowanym i adaptacyjnym poziomie trudności. Śledzenie odbywa się przy pomocy kamery światła podczerwonego i aktywnych znaczników na powierzchni specjalistycznej rękawicy.

2. Telerehabilitacja – znaczenie i przykłady

W ostatnich latach rozwiązania z zakresu telemedycyny rozwijają się dynamicznie w wyniku postępu technologii komputerowych i zwiększania sprawności metod komunikacji. Kontakt na dużą odległość może być z łatwością nawiązany za pośrednictwem wideokonferencji, wiadomości e-mail czy technologii VoIP. Możliwe jest też kontrolowanie z dużej odległości robotów, zrobotyzowanych ramion i dronów. Dlatego też rehabilitacja za sprawą nowych możliwości telekomunikacyjnych, choć jest jedną z najstarszych gałęzi medycyny, przechodzi obecnie głębokie zmiany.. Rozwiązania tego typu określa się mianem telerehabilitacji i stanowią one dział zagadnień powiązanych z telemedycyną (Zampolini et al., 2008).

Telerehabilitacja rozwinęła się w wyniku konieczności otoczenia opieką pacjentów opuszczających szpital po ostrej fazie choroby i kontynuujących leczenie w domu, co skracało czas hospitalizacji i koszty. Stosowanie technik tego typu było też konieczne wszędzie tam, gdzie dystans dzielący pacjenta od infrastruktury rehabilitacyjnej był bardzo duży.

Pierwsze publikacje naukowe poświęcone telerehabilitacji pochodzą z 1998 roku, a ostatnio liczba artykułów na ten temat wzrasta, prawdopodobnie z powodu nowych potrzeb pacjentów, pojawiających się w wyniku rozwoju technologii komputerowych. Wzrasta również liczba pacjentów leczonych w tym podejściu (Rogante et al., 2010). Po początkowym wzroście w latach 2002–2004 i załamaniu w roku 2007 do dziś obserwuje się stabilny przyrost pacjentów. Telerehabilitacja znajduje zastosowanie głównie w fizjoterapii (Mani et al., 2017; Gal et al., 2015), w neurorehabilitacji zaś wykorzystuje się ją głównie do monitorowania postępów rehabilitacyjnych pacjentów (Jagos et al., 2015). Techniki telerehabilitacji są także stosowane w trakcie rehabilitacji pacjentów z uszkodzeniami mózgu, przy wykorzystaniu konfigurowanych i sterowanych zdalnie zrobotyzowanych ramion (Burdea, 2013).

Choć telerehabilitacja rozwija się od niedawna, w krajach rozwiniętych odnotowuje gwałtowne wzrosty liczby pacjentów, którzy z niej korzystają. Rozwiązania z tego zakresu pozwalają na redukcję kosztów w medycynie, jednak nierozwiązany pozostaje problem sceptycyzmu pacjentów co do skuteczności terapii prowadzonej na odległość. Obecny stan wiedzy naukowej w obszarze telerehabilitacji wskazuje na konieczność rozwinięcia standardów procedur i protokołów postępowania oraz na potrzebę prowadzenia dalszych badań nad usprawnieniem urządzeń elektronicznych wykorzystywanych w komunikacji. Szczególny nacisk powinien zostać położony na zagadnienia związane ze zwiększaniem realizmu kontaktu pacjent – fizjoterapeuta.

Przykładem prób standaryzacji technik telerehabilitacji są działania rozwojowe i wdrożeniowe prowadzone przez firmę *Rehabilitatus Sp. z o.o.* Spółka zaangażowała się w prace nad systemem pozwalającym na zdalne prowadzenie i monitorowanie rehabilitacji pacjentów. *Rehabilitatus* miałby pomóc pacjentom, którzy np. z powodu podeszłego wieku lub zamieszkania z dala od przychodni, nie mogą regularnie korzystać z pomocy specjalisty. Dla bezpieczeństwa pacjentów system ma być sprzedawany oddziałom czy klinikom fizjoterapii i urazów ortopedycznych, i będzie mógł być używany dopiero po konsultacji z lekarzem i wyłącznie w przypadkach pozwalających na samodzielne wykonywanie przez pacjenta zaleconych ćwiczeń. Korzystając z systemu telerehabilitacji, fizjoterapeuta może m.in. ustalić plan ćwiczeń dobranych do konkretnego pacjenta, wskazać wymagane, prawidłowe ruchy i określić, które części ciała przy danym ćwiczeniu powinny pozostać nieruchome.

Pacjent po zalogowaniu się do systemu (co można wykonać z poziomu wyszukiwarki internetowej; system będzie też można podpiąć pod monitor telewizora) otrzyma wgląd do listy ćwiczeń i instrukcję ich właściwego wykonania.

Interesującym przykładem produktu skoncentrowanego na rehabilitacji kończyn górnych jest *MediTutor* w połączeniu z *ArmTutor* (MediTouch Ltd.). To przykład rozszerzenia możliwości istniejącego systemu rehabilitacji o funkcje niezbędne do obsługi zdalnego procesu kontroli wykonania i konfigurowania zadań treningowych. Fizjoterapeuta otrzymuje z systemu ilościową analizę mobilności kończyny pacjenta i na tej podstawie może skonstruować spersonalizowany plan ćwiczeń. System wykorzystuje gry komputerowe jako środek wizualizacji aktywności ruchowej i formę motywacji przez uproszczone informacje zwrotne o postępach w zadaniu.

Bibliografia

Abdollahi, F. et al. (2014). Error augmentation enhancing arm recovery in individuals with chronic stroke: a randomized crossover design. *Neurorehabilitation and neural repair*, 28(2), 120-128.

Alaverdashvili, M. et al. (2008). „Learned baduse” limits recovery of skilled reaching for food after forelimb motor cortex stroke in rats: a new analysis of the effect of gestures on success. *Behavioural brain research*, 188(2), 281-290.

Alaverdashvili, M., & Whishaw, I. Q. (2013). A behavioral method for identifying recovery and compensation: hand use in a preclinical stroke model using the single pellet reaching task. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 37(5), 950-967.

BTL Polska Sp. z o.o., *Rapael Board*, <https://www.btlnet.pl> (dostęp: 12.10.2017).

Burdea, G. C. et al. (2013). Robotics and gaming to improve ankle strength, motor control, and function in children with cerebral palsy — a case study series. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2), 165-173.

Calford, M. B. (2002). Dynamic representational plasticity in sensory cortex. *Neuroscience*, 111(4), 709-738.

Driver, J. & Spence, C. (2000). Multisensory perception: beyond modularity and convergence. *Current biology*, 10(20), R731-R735.

Eodyne Systems SL, *RGS*, <http://www.eodyne.com> (dostęp: 13.10.2017).

Euvic Inc., *VAST.Rehab*, <http://pl.vast.rehab> (dostęp: 11.10.2017).

Fluet, G. G. et al. (2012). Robots integrated with virtual reality simulations for customized motor training in a person with upper extremity hemiparesis: a case report. *Journal of neurologic physical therapy: JNPT*, 36(2), 79.

Gal, N. et al. (2015). A kinect based intelligent e-rehabilitation system in physical therapy. *Studies in health technology and informatics*, 210, 489-493.

Golomb, M. R. (2010). In-home virtual reality videogame telerehabilitation in adolescents with hemiplegic cerebral palsy. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(1), 1-8.

Henderson, A., Korner-Bitensky, N., & Levin, M. (2007). Virtual reality in stroke rehabilitation: a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery. *Topics in stroke rehabilitation*, 14(2), 52-61.

Hocoma AG, *ArmeoSpring*, <https://www.hocoma.com> (dostęp: 12.10.2017).

Housman S., Scott K., Reinkensmeyer D. (2009). Study conducted with T-WREX, the prototype of the ArmeoSpring. *Neurorehabil Neural Repair*, 23(5), 505-514.

Irvine, D. R. F. & Rajan, R. (1996). Injury-and use-related plasticity in the primary sensory cortex of adult mammals: possible relationship to perceptual learning. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 23(10-11), 939-947.

Jagos, H. et al. (2015). A framework for (tele-) monitoring of the rehabilitation progress in stroke patients. *Applied Clinical Informatics*, 6(4), 757-768.

Katz, N. et al. (2005). Interactive virtual environment training for safe street crossing of right hemisphere stroke patients with unilateral spatial neglect. *Disability and rehabilitation*, 27(20), 1235-1244.

Kleim, J. A. & Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51(1), S225-S239.

Knaut, L. A. et al. (2009). Kinematics of pointing movements made in a virtual versus a physical 3-dimensional environment in healthy and stroke subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(5), 793-802.

Levin, M. F., Kleim, J. A. & Wolf, S. L. (2009). What do motor „recovery” and „compensation” mean in patients following stroke? *Neurorehabilitation and neural repair*, 23(4), 313-319.

Maciejasz, P. et al. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 3.

Mani, S. et al. (2017). Validity and reliability of Internet-based physiotherapy assessment for musculoskeletal disorders: a systematic review. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 23(3), 379-391.

MediTouch Ltd., *MediTutor*, <http://meditouch.co.il> (dostęp: 14.10.2017).

Merians, A. S. et al. (2002). Virtual reality-augmented rehabilitation for patients following stroke. *Physical therapy*, 82(9), 898-915.

Michaelsen, S. M., Dannenbaum, R. & Levin, M. F. (2006). Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in stroke. *Stroke*, 37(1), 186-192.

Motek AG, *CAREN*, <https://www.motekforcelink.com> (dostęp: 13.10.2017).

Nudo, R. (2003). Adaptive plasticity in motor cortex: implications for rehabilitation after brain injury. *Journal of Rehabilitation Medicine-Supplements*, 41, 7-10.

Rizzo, A. A. et al. (2004). Analysis of assets for virtual reality applications in neuropsychology. *Neuropsychological Rehabilitation*, 14(1-2), 207-239.

Rogante, M. et al. (2010). Ten years of telerehabilitation: a literature overview of technologies and clinical applications. *NeuroRehabilitation*, 27(4), 287-304.

Sanchez et al., *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 2006.

da Silva Cameirão, M. et al. (2011). Virtual reality based rehabilitation speeds up functional recovery of the upper extremities after stroke: a randomized controlled pilot study in the acute phase of stroke using the rehabilitation gaming system. *Restorative neurology and neuroscience*, 29(5), 287-298.

Slater, M. (2009). Place illusion and plausibility can lead to realistic behaviour in immersive virtual environments. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 364(1535), 3549-3557.

Subramanian, S. K. & Levin, M. F. (2011). Viewing medium affects arm motor performance in 3D virtual environments. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8(1), 36.

Sveistrup, H. (2004). Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 1(1), 10.

Taub, E. et al. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(4), 347-354.

Titanis Sp. z o.o., *Neuroforma*, <http://www.neuroforma.pl> (dostęp: 13.10.2017).

Weiss, P. L. et al. (2009). Video capture virtual reality: a decade of rehabilitation assessment and intervention. *Physical Therapy Reviews*, 14(5), 307-321.

Weiss, P. L. & Jessel, A. S. (1998). Virtual reality applications to work. *Work*, 11(3), 277-293.

Weiss, P. L., Keshner E. A., Levin M.F. (2014) In: Sharkey P, ed. Applying Virtual Reality Technologies to Motor Rehabilitation: Virtual Reality Technologies for Health and Clinical Applications. Vol. 1. New York, NY: Springer.

Weiss M., Zembaty A. (1983). Fizjoterapia. PZWL Warszawa.

YouRehab Inc., *YouGrabber*, <http://yourehab.com> (dostęp: 14.10.2017).

Zampolini, M. et al. (2008). Tele-rehabilitation: present and future. *Annali dell'Istituto superiore di sanità*, 44(2), 125-134.

Zembaty, A. (2003). Kinezyterapia. *Kasper* Kraków.