

Paweł Strumiłło, Andrzej Materka, Aleksandra Królak

# Systemy interakcji człowiek-komputer dla osób niepełnosprawnych

## 1. Wstęp

Mija ok. ćwierć wieku od czasu opracowania pierwszych mikrokomputerów, które stały się przełomową koncepcją budowania maszyn liczących – nazwanych komputerami osobistymi. Dziś te podręczne urządzenia są wyposażane w wielozadaniowe systemy operacyjne umożliwiające szybkie, m.in. równoległe obliczenia. Opracowano imponującą liczbę różnorodnych programów czyniąc mikrokomputery nieodzownym narzędziem osobistym w dobie społeczeństwa informacyjnego. Pomimo ponad tysiąckrotnego wzrostu mocy obliczeniowej tych urządzeń, ich obsługa nadal wymaga korzystania z urządzeń specjalnie dostosowujących polecenia operatora do postaci zrozumiałej dla maszyny. Do urządzeń takich należą: klawiatura (wraz z nowymi jej rozwiązaniami w postaci ekranów dotykowych) oraz inne manipulatory obsługiwane organoleptycznie przez operatora takie jak: myszka, pole dotykowe, digitizer, joystick lub tzw. trackball. Sposoby interakcji z komputerem wymuszone przez te urządzenia nadal znacznie odbiegają od naturalnych dla człowieka sposobów komunikacji interpersonalnej werbalnej (język mówiony) lub niewerbalnej („język” gestów i mimika). Komputery stały się bardzo istotną częścią życia zawodowego i prywatnego. Ich obecność i powszechność wprowadziła nowe elementy do kultury. Jednak zbyt częste i długie używanie klawiatury czy myszy do interakcji z komputerem może np. prowadzić do poważnych dolegliwości i schorzeń dłoni oraz nadgarstka. Nie bez przyczyny zatem, od wielu lat są prowadzone badania naukowe ukierunkowane na rozwój systemów interakcji człowieka z komputerem (ang. *Human-Computer Interaction – HCI*). Przykładami nowych rozwiązań w tej dziedzinie są systemy wizyjne do rozpoznawania języka migowego i gestów, technologie syntezy i rozpoznawania mowy (m.in. technologie „*text-to-speech*” i „*speech-to-text*”) oraz urządzenia analizujące zapis fal mózgowych (tzw. *Brain Computer Interfaces – BCI*).

Systemy klasy HCI (w szczególności systemy przeznaczone dla osób niepełnosprawnych) powinny charakteryzować się następującymi własnościami decydującymi o dużej ich użyteczności (za Jakobem Nielsenem [1]):

1. Łatwość poznania (ang. *learnability*) – tj. łatwość pierwszego uruchamiania, obsługi i wyłączenia systemu lub aplikacji.
2. Wydajność (ang. *efficiency*) – tj. sprawność użytkownika w obsłudze systemu po poznaniu jego funkcji.
3. Zapamiętywanie obsługi (ang. *memorability*) – tj. łatwość przypomnienia sposobu obsługi systemu po dłuższej przerwie w interakcji z systemem.
4. Błędy w obsłudze (ang. *errors*) – tj. częstość z jaką użytkownik popełnia błędy w obsłudze systemu, jak są one poważne i jak szybko użytkownik może je skorygować.

5. Zadowolenie z obsługi systemu (ang. *satisfaction*) – jak użytkownik ocenia łatwość, wygodę i zadowolenie z obsługi systemu.

Powyższe wytyczne dotyczą zarówno sprzętu jak i oprogramowania. Odnośnie sprzętu dobrym przykładem jest próba własnej oceny użyteczności nowo zakupionego telefonu komórkowego, pralki czy samochodu. Co do roli i znaczenia oprogramowania autor pracy [1] zwraca uwagę, że blisko 50% kodu źródłowego programów napisanych w ostatnich latach stanowią procedury obsługi interfejsu użytkownika (ang. *Graphical User Interface – GUI*).

W niniejszej pracy skupiono się na omówieniu systemów interakcji człowiek-komputer projektowanych ze specjalnym przeznaczeniem dla osób o niepełnosprawności ruchowej i wzrokowej [2]. Zagadnienie użyteczności tych systemów jest szczególnie istotne. Wersje studialne i prototypy takich systemów są opracowywane i wdrażane w Zakładzie Elektroniki Medycznej Instytutu Elektroniki Politechniki Łódzkiej.

## 2. Systemy komunikacji z komputerem dla osób z niepełnosprawnością ruchową

Systemy klasy HCI można podzielić na trzy zasadnicze grupy wg rozwiązań technologicznych wykorzystywanych do komunikacji z użytkownikiem:

- systemy ze specjalnej budowy urządzeniami mechanicznymi i czujnikami,
- systemy rejestracji i analizy biosygnatów,
- systemy wizyjne.

Spośród systemów HCI pierwszej grupy można wymienić: wskaźnik ekranu dotykowego (pałak o długości ok. 30 cm) umieszczony na głowie użytkownika [3], Jouse – manipulator typu joystick obsługiwany ustami [4] oraz system Tongue Control (TC) – wyposażony w 18 miniaturowych elektromagnesów przytwierdzonych do podniebienia oraz małego magnesu umieszczonego na języku [5].

Inne wymienione w liście punktowanej systemy działające na zasadzie analizy biosygnatów oraz interfejsy wizyjne, których wersje prototypowe opracowano w Zakładzie Elektroniki Medycznej omówiono szerzej w kolejnej sekcji artykułu.

### 2.1. Systemy klasy BCI

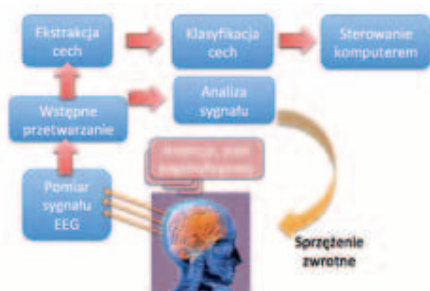
Idea sterowania urządzeniami technicznymi – czy interakcji z otoczeniem – za pomocą myśli, bez udziału dłoni, kończyn etc., zawsze fascynowała ludzi. Dopiero stosunkowo niedawno, bo około 20 lat temu przeprowadzono doświadczenia, które udowodniły, że jest to wykonalne [6, 7]. Badania możliwości

projektowania i konstruowania interfejsów między mózgiem a komputerem (ang. *BCI – Brain Computer Interface*) albo ogólniej maszyną (ang. *BMI – Brain Machine Interface*) są intensywnie rozwijane w ostatnich latach i przynoszą spektakularne wyniki. Interfejs tego rodzaju monitoruje aktywność mózgu użytkownika, analizuje określone cechy sygnałów generowanych przez mózg (które odwzorowują intencje użytkownika) i tłumaczy te cechy na działania (jak np. włączenie napędu wózka inwalidzkiego albo wybranie znaku z wirtualnej klawiatury) [8], bez wykorzystywania mięśni czy nerwów obwodowych. Podstawowym elementem studiów w zakresie BCI jest rozróżnienie różnych wzorów w sygnałach mózgowych, które by były powiązane z konkretnymi intencjami albo wykonywanymi zadaniami myślowymi.

Jednym ze sposobów powiększenia możliwości interfejsu BCI w tym zakresie jest adaptacja użytkownika. Korzystając z metod uczenia, będących osiągnięciem inteligencji obliczeniowej, można spowodować, by użytkownik świadomie modulował swoje sygnały mózgowo dla wytworzenia różniących się od siebie wzorców, rozpoznawanych przez komputer [9]. Ważne w takich systemach jest wykorzystanie informacji zwrotnej – sygnału informującego użytkownika o tym, czy wytworzone przez niego wzorce są rozpoznawane przez maszynę. Sygnał taki może oddziaływać na zmysł słuchu, wzroku lub dotyku [10].

Znane są dwa sposoby pomiaru elektrycznej aktywności mózgu. Pomiary inwazyjne, np. [11], pozwalają na zapis sygnałów wytwarzanych przez pojedyncze neurony – za pomocą elektrod umiejscowionych na powierzchni albo wprowadzonych do wnętrza kory mózgowej [12]. Istnieją też zespoły elektrod i wzmacniaczy do jednoczesnego pomiaru odpowiedzi grupy wielu neuronów [13]. Pozwala to na odwzorowanie aktywności mózgu na większym obszarze. Podejście inwazyjne wymaga chirurgicznego zabiegu w celu wszczęcia elektrod, w związku z czym rzadko jest stosowane do konstruowania interfejsów komputerowych, ale jest wykorzystywane np. do sterowania protez dłoni.

Alternatywą są pomiary nieinwazyjne. Najbardziej naturalnymi, mierzalnymi sygnałami, które wytwarza mózg człowieka są sygnały elektryczne (ang. *EEG – Electroencephalography*). Sygnały EEG są mierzone za pomocą elektrod umieszczonych na powierzchni czaszki. Pomiar nie wymaga naruszenia ciągłości tkanek, ale sygnały uzyskane tą drogą są bardzo słabe – ich źródło (zespoły synchronicznie pracujących neuronów) – jest oddzielone od elektrod warstwą kości i skóry. Dodatkowo, do elektrod docierają silne sygnały zakłócające związane m.in. z działaniem mięśni. Istnieją jednak sposoby redukcji zakłóceń, drogą odpowiedniego zaprojektowania układu pomiarowego i cyfrowego przetwarzania zmierzonych sygnałów. Zdecydowana większość urządzeń BCI to układy nieinwazyjne. Na rys. 1 przedstawiono podstawowe składniki interfejsu BCI.



Rys. 1. Podstawowe składniki interfejsu BCI

Istnieją trzy podstawowe grupy interfejsów BCI o schemacie blokowym z rys. 1, różniące się rodzajem aktywności psychofizycznej, która jest wykorzystywana do sterowania komputerem. Dwie z nich są oparte na odpowiedziach wywołanych – niezależnych od woli człowieka reakcjach na pobudzenie zmysłów odpowiednio dobranymi bodźcami (np. światłem, dźwiękiem). Do konstruowania układów BCI wykorzystuje się głównie odpowiedzi wzrokowe (ang. *VEP – Visual Evoked Potentials*). Pobudzenie wzroku impulsem światła lub światłem ciągłym modulowanym o stałej częstotliwości prowadzi do pojawienia się w sygnale EEG odpowiednio składowej impulsowej lub składowej sinusoidalnej o częstotliwości modulacji (albo jej harmonicznej) [15]. Składowa ta jest wykrywana i wykorzystywana do zainicjowania przypisanego jej polecenia (np. wybrania znaku wirtualnej klawiatury, rys. 2). Interfejsy tego rodzaju wymagają skupienia uwagi na migoczących klawiszach. Jeśli klawisz, na którym zostanie skupiona uwaga zostanie rozświetlony na krótki czas, w sygnale EEG osoby patrzącej na wyświetlacz pojawia się (po ok. 300 ms od błysku światła) impuls „odpowiedzi mózgu”, którego wykrycie może prowadzić do wniosku, że użytkownik skupił uwagę na tym konkretnym klawiszu. Interfejsy tego rodzaju noszą nazwę interfejsów P300 – od nazwy odpowiedzi wywołanej używanej w neurofizjologii. W przypadku ciągłego migotania „klawiszy” pokazanych symbolicznie na rys. 2, z których każdy migocze z inną częstotliwością mierzymy tzw. odpowiedzi wywołane w stanie ustalonym (ang. *SSVEP – Steady-State Visual Evoked Potentials*). W interfejsach typu SSVEP wykorzystuje się modulację światła ze stosunkowo dużą częstotliwością – od kilkunastu do 100 Hz.



Rys. 2. Schemat blokowy interfejsu BCI wykorzystującego wzrokowe odpowiedzi wywołane

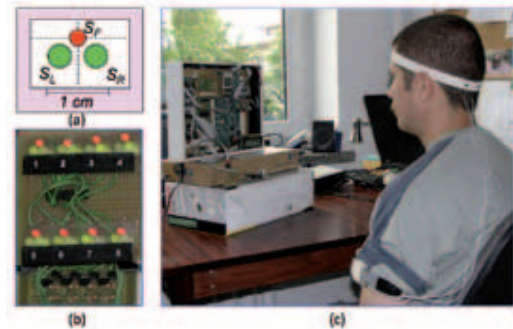
Trzecia grupa interfejsów wykorzystuje zjawisko synchronizacji/desynchronizacji neuronów kory ruchowej mózgu (ang. *ERS/ERD – Event Related Synchronization/Desynchronization*). Okazuje się, że jeśli człowiek wyobraża sobie jakąś czynność związaną z ruchem (np. ruch ręką, podniesienie nogi albo ruch języka), to elektrody mierzące sygnał EEG nad odpowiednim obszarem motorycznym kory mózgowej zmierzają sygnał EEG silniejszy niż elektrody umieszczone nad innymi obszarami. Te różnice w energii sygnałów mogą być wykorzystane do sterowania urządzeń technicznych, np. wózkiem inwalidzkim czy wirtualną maszyną do pisania [16]. Interfejsy tego rodzaju wymagają treningu użytkownika i mają ograniczoną pojemność informacyjną, wynikającą z małej liczby rozróżnialnych na powierzchni czaszki obszarów motorycznych. Proces wyobrażenia sobie ruchu kończyn trwa stosunkowo długo, więc wydawanie poleceń komputerowi za pomocą takich urządzeń nie jest szybkie.

Sygnały elektroencefalograficzne odwzorowują zmieniające się stany mózgu w krótkim czasie – rzędu tysięcznych części sekundy. W związku z tym użycie odpowiedzi wywołanych w interfejsie BCI daje teoretycznie możliwość sterowania komputerem z szybkością większą niż np. tempo pisania na klawiaturze. Z drugiej strony sygnały EEG są silnie zakłócone. Trzeba uśrednić wiele impulsów P300 albo długie zapisy odpowiedzi SSVEP by otrzymać bezbłędną detekcję intencji użytkownika. Z tego względu poszukuje się takich metod stymulacji wzroku

i przetwarzania sygnału EEG, które zapewnią jak największą pojemność informacyjną interfejsu (liczbę różnych poleceń, np. znaków wirtualnej klawiatury) przy jak największej prędkości odczytywania różnych poleceń z jak najmniejszą liczbą błędnych odczytów [17].

Badania nad rozwojem interfejsów BCI są prowadzone w wielu ośrodkach na świecie, np. w USA [7], Niemczech [9], Chinach [15] i Japonii [18]. W Polsce badania te są prowadzone m.in. w Uniwersytecie Warszawskim [19], Politechnice Warszawskiej [20] i Politechnice Łódzkiej [21 – 23], [17]. Są one stymulowane różnymi zastosowaniami interfejsów BCI – jako pomoc dla osób niepełnosprawnych ruchowo i sparaliżowanych („maszyna do pisania”, sterowanie wózkiem inwalidzkim oraz innymi urządzeniami, monitorowanie osób starszych), ale także w przemyśle rozrywkowym (gry komputerowe, rzeczywistość wirtualna) czy w obronności (dodatkowy kanał sterowania dla pilotów myśliwców wojskowych).

Prace naukowe Instytutu Elektroniki w zakresie BCI zostały zainicjowane w końcu lat dziewięćdziesiątych XX wieku. Zaowocowały nowatorską metodą stymulacji wzroku [21] z naprzemiennym pobudzeniem połówek pola widzenia oka [22]. Według tej metody, pojedyncze pole wirtualnej klawiatury składa się z trzech źródeł światła (rys. 3a). Diody LED *SR* i *SL* migoczą naprzemiennie, pobudzając kolejno lewą i prawą połowę pola widzenia, pod warunkiem że użytkownik skupia wzrok na środkowej diodzie, *SF*. Jak wiadomo, sygnały z receptorów światła padającego na lewą połowę siatkówki każdego oka są kierowane do prawego płata wzrokowej kory mózgowej. Podobnie, neurony „podłączone” do prawej połowy siatkówki lewego i prawego oka kierują sygnały do lewej części kory wzrokowej mózgu. Obszary kory wzrokowej znajdują się w części potylicznej czaszki – z tyłu głowy. W związku z tym odpowiedzi wzroku są rejestrowane tylko za pomocą trzech elektrod – jednej elektrody odniesienia i dwóch sygnałowych umieszczonych nad lewą i prawą połówką kory wzrokowej (rys. 3c). Elektrody sygnałowe są położone blisko siebie, wobec czego sygnały zakłócające (generowane przez mięśnie i spontaniczną aktywność mózgu) mają bardzo podobne przebiegi. Odjęcie przebiegów z elektrod sygnałowych (lewej i prawej) zmniejsza poziom zakłóceń. Jeśli pobudzenie diodami *SL* i *SR* jest naprzemienne w czasie, to składowe EEG odpowiadające temu pobudzeniu (odpowiedzi wywołane) mają przeciwne znaki. Ich różnica daje sygnał o podwójnej amplitudzie. Opracowane w [21] podejście zwiększa stosunek mocy sygnału do mocy zakłóceń – sygnały są dużo łatwiejsze do wykrycia za pomocą analizy widmowej (FFT). W trakcie wykrywania składowych sygnału EEG związanych z migoczącym polem, na którym skupił uwagę użytkownik, dioda *SF* jest sterowana sygnałem o wartości odwrotnie proporcjonalnej do tego stosunku. Jeżeli więc sygnał wyróżnia się na tle zakłóceń, czerwona dioda *SF* przygasa, dając w ten sposób zachętę do dalszego wzmocnienia sygnału przez lepsze skoncentrowanie uwagi na wybranym polu (sprzężenie zwrotne). Tak opracowana, innowacyjna metoda przyniosła kilkukrotne zwiększenie szybkości działania interfejsu typu SSVEP, potwierdzone testami z udziałem kilkunastu użytkowników. Jest ona obecnie rozwijana zarówno w kierunku optymalizacji pobudzenia wzroku (kolor, częstość migotania, przesunięcie fazy) jak i metod przetwarzania zmierzonych sygnałów EEG. Na rys. 3b przedstawiono fotografię wirtualnej klawiatury o ośmiu znakach migających z ośmioma różnymi wartościami częstości.



Rys. 3. Interfejs SSVEP z naprzemienną stymulacją połówek pola widzenia, a – pojedyncze pole wirtualnej klawiatury złożone z trzech źródeł światła, b – „klawiatura” złożona z ośmiu znaków, c – fotografia jednego z prototypowych stanowisk badawczych [23]

Badania nad rozwojem BCI niosą wiele wyzwań. Sygnały EEG są słabe, niestacjonarne i w dużym stopniu zależą od indywidualnych cech osobniczych. Stan emocjonalny i czynności wykonywane przez użytkownika podczas korzystania z interfejsu BCI mogą mieć zakłócający wpływ na interakcję z komputerem. Kluczową rolę odgrywają zaawansowane algorytmy statystycznej analizy sygnałów oraz inżynierii wiedzy, z obliczeniami realizowanymi w czasie rzeczywistym. Badania nad metodami projektowania systemów BCI przynoszą też rezultaty w zakresie lepszego zrozumienia funkcji i funkcjonowania najmniej poznanego organu człowieka – mózgu.

## 2.2 Interfejsy wizyjne człowiek-komputer

W ostatnich latach wzrosło zainteresowanie budową nowych konstrukcji interfejsów człowiek-komputer wykorzystujących zaawansowane techniki przetwarzania i analizy obrazu. Zainteresowanie to wynika z następujących zalet tej klasy interfejsów:

- bezdotykowa komunikacja z komputerem,
- niepotrzebne są specjalistyczne urządzenia i oświetlenie w podczerwieni,
- działanie w czasie rzeczywistym,
- używanie tylko części mocy obliczeniowej procesora,
- działanie na średniej klasy komputerze.

Umożliwiają one automatyczną interpretację języka migowego [24], rozpoznawanie wyrazu twarzy [25], detekcję sekwencji mrugnięć powiekami [26], czy też śledzenie ścieżki wzroku [27]. Pozwalają również osobom o różnym stopniu inwalidztwa na komunikację z otoczeniem w sposób nieinwazyjny i bezdotykowy.

Jednym z systemów wizyjnych umożliwiających obsługę komputera poprzez mrugnięcia oraz unoszenie brwi jest interfejs opracowany w Boston College [28]. System ten umożliwia emulowanie kliknięć klawiszami myszy poprzez długie, zamierzone mrugnięcia (narzędzie *BlinkLink*) lub unoszenie brwi (narzędzie *EyebrowClicker*). Do testowania systemu zostały opracowane aplikacje umożliwiające wprowadzanie znaków alfanumerycznych za pomocą wirtualnej klawiatury oraz gry interaktywne.

Pokrewnym rozwiązaniem jest system *Camera Mouse* [29], który umożliwia sterowanie kursorem myszy oraz emulowanie kliknięć za pomocą ruchów głowy. Użytkownik lub jego opiekun wybiera fragment twarzy, który będzie śledzony. Przesuwanie się śledzonego fragmentu twarzy w obrazie rejestrowanym przez kamerę jest interpretowane jako przesuwanie się kursora myszy na ekranie. Jeśli kursor nie porusza się poza zakres 30 pikseli w czasie dłuższym niż 0.5 sekundy emulowane jest klik-

nięcie. System był testowany przez osoby zarówno zdrowe jak i niepełnosprawne.

Podobnym narzędziem jest program *b-Link*, który umożliwia korzystanie z komputera osobom niepełnosprawnym ruchowo wyłącznie za pomocą mrugnięć powiekami. Aplikacja ta została opracowana na podstawie prototypu wykonanego w Zakładzie Elektroniki Medycznej Politechniki Łódzkiej [26]. System detekcji mrugnięć zbudowany jest z komputera osobistego i kamery internetowej (rys. 4).

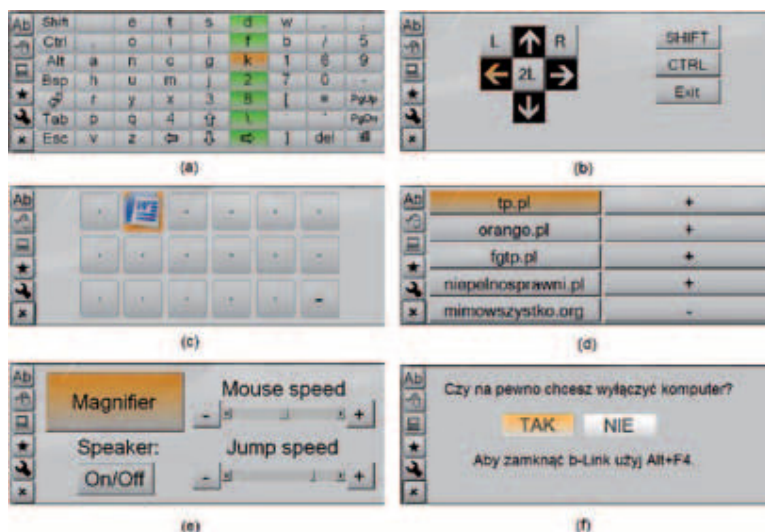


Rys. 4. Interfejs człowiek-komputer sterowany mrugnięciami

Do śledzenia oczu i wykrywania mrugnięć zastosowano zaawansowane metody analizy obrazu. Przy każdorazowym uruchomieniu programu jest rejestrowany obraz twarzy użytkownika oraz wydzielany obraz oczu. Program interpretuje jedynie zamierzone mrugnięcia (trwające dłużej niż 250 ms). Mrugnięcia krótsze od 250 ms są traktowane jako odruchowe i ignorowane przez system.

Program *b-Link* posiada własny interfejs graficzny (rys. 5), który obejmuje:

- klawiaturę ekranową,
- mysz ekranową,
- menu skrótów (służy do uruchamiania często używanych programów),
- menu ulubionych (ułatwia szybki dostęp do najczęściej odwiedzanych stron internetowych),
- menu opcji (uruchamia lupę systemową, włącza i wyłącza odtwarzanie dźwięków, reguluje szybkość kursora myszy



Rys. 5. Interfejs graficzny programu *b-Link*: a – wirtualna klawiatura, b – mysz ekranowa, c – menu skrótów, d – menu ulubionych, e – menu opcji, f – menu zamykania systemu

oraz tempo zmian podświetlenia kolumn i rzędów tabeli menu),

- menu zamykania systemu (ostatni przycisk w menu bocznym, kończy pracę programu i wyłącza komputer).

Obsługa komputera za pomocą programu *b-Link* odbywa się przez aktywowanie podświetlanych iteracyjnie przycisków za pomocą zamierzonych mrugnięć. Wirtualna klawiatura oraz mysz ekranowa pozwalają na korzystanie ze wszystkich funkcji komputera w danym systemie operacyjnym. Aplikacja została opracowana dla systemu Windows i jest dostępna na zasadach *open source*, co umożliwia jej dalszy rozwój przez społeczność internetową.

Interfejsem wizyjnym sterowanym mrugnięciami jest również aplikacja *BlinkWrite* [30]. Wykorzystuje ona urządzenie do śledzenia wzroku *TM3* firmy EyeTech Digital Systems. Aplikacje *QuickGlance* oraz *QuickLink* umożliwiają śledzenie wzroku, akwizycję danych, kalibrację oraz zarządzanie ustawieniami urządzenia. Opracowano również aplikację *TrackerSetup*, która pozwala na wyłączenie funkcji śledzenia wzroku i wykrywanie jedynie zamierzonych mrugnięć. Wykrywane są dwa rodzaje mrugnięć: trwające od 200 do 500 ms oraz dłuższe niż 500 ms. Mrugnięcia krótsze niż 200 ms są traktowane jako odruchowe i ignorowane przez system. Interfejs *BlinkWrite* wykorzystuje innowacyjną metodę wpisywania słów - skanowanie wieloznaczonej klawiatury (ang. *Scanning Ambiguous Keyboard SAK*). Litery na wirtualnej klawiaturze podzielone są na kilka grup (rys. 6).

1	2	3	4	
AĄBCĆDEEF	GHIJKŁLMN	ŃÓPQRSST	UVWXYZZZ	SPACJA

Wprowadzone grupy znaków:

3133

Proponowane wyrazy:

test parowóz raport

Rys. 6. Zasada skanowania wieloznaczonej klawiatury

Wpisując żądane słowo użytkownik wybiera nie pojedyncze litery ale grupy liter zawierające szukany znak. Wpisywanie wyrazu kończone jest wybraniem spacji, a następnie wyświetlany jest zestaw proponowanych wyrazów. Słowa te są kolejno podświetlane; użytkownik mrugnięciem wybiera właściwe.

Dwa systemy wizyjne do komunikacji z komputerem *Cyber-Oko* [31] oraz *Usto-Mysz* [32], zostały opracowane w Katedrze Systemów Multimedialnych Politechniki Gdańskiej. *Cyber-Oko* pozwala na poruszanie kursorem myszy za pomocą wzroku, umożliwia śledzenie ścieżki wzroku, jak również badanie koncentracji uwagi u dzieci. System składa się z komputera osobistego, kamery internetowej i zestawu diod podczerwonych, które montuje się w rogach ekranu oraz wokół obiektywu kamery. Do śledzenia wzroku wykorzystany jest tu efekt „jasnej źrenicy” uzyskiwany poprzez odbicie światła podczerwonego od źrenicy przy odpowiednim ułożeniu diod podczerwonych.

*Usto-Mysz* jest aplikacją umożliwiającą sterowanie kursorem myszy przez ruchy głowy oraz wywoływanie akcji przypisanych do rozpoznawanych czterech gestów: neutralnego ułożenia ust, otwartych ust, ust ułożonych w kształt „O” oraz wysuniętego języka. Przypisane akcje

są definiowane przez użytkownika. Aplikacja wymaga 30-sekundowej kalibracji aby dostosować działanie do sposobu wyrażania gestów przez danego użytkownika i do bieżących warunków oświetlenia.

### 3. Interfejsy elektroniczne dla osób niewidomych i słabowidzących

Z raportu Unii Europejskiej wynika, że na każdych 1000 mieszkańców Europy przypada ok. 4 niewidomych lub słabowidzących. Wśród osób starszych liczba osób o tej niepełnosprawności potraja się z każdym dziesięcioleciem ich życia. W Polsce liczba inwalidów wzroku wynosi ok. 80 tys. [33]. Ślepotą jest barierą wykluczającą osobę niewidomą z uczestnictwa w aktywnym życiu społecznym i zawodowym. Tylko bogate społeczeństwa stać na finansowanie systemów zmniejszających te bariery (w Szwecji tylko 5,5% niewidomych to bezrobotni, w Polsce wskaźnik ten wynosi 87%).

W ostatnich latach dokonano się bardzo duży postęp w technologii interfejsów wspomagających niewidomych w komunikacji z komputerem. Należą do nich m.in. takie urządzenia i programy komputerowe jak: wielofunkcyjne terminale Braillea (monitory, notatniki, drukarki), syntezatory mowy, telefony komórkowe z dźwiękowym menu oraz programy udźwiękowiające komputer.

Dużo trudniejszym zagadnieniem jest opracowanie skutecznych interfejsów wspomagających osobę niewidomą w orientacji przestrzennej i w samodzielnym poruszaniu się. W wielu ośrodkach badawczych prowadzone są prace nad systemami wspomagającymi samodzielne poruszanie się osób niewidomych (ang. *Electronic Travel Aids – ETA*). Systemy takie działają wg tzw. zasady substytucji sensorycznej, w których utracona sprawność wzrokowa jest wspomagana lub zastępowana bodźcami dla zmysłów słuchu lub dotyku. Informacje o otoczeniu są prezentowane osobie niewidomej za pomocą tzw. wyświetlaczy dźwiękowych (ang. *auditory displays*) lub wyświetlaczy dotykowych (ang. *tacticle displays*). Jednakże pomimo wielu prototypowych opracowań i wielu urządzeń wdrożonych do produkcji (omówiono je w Biuletynie SEP 6/2006, [34]), do dziś żaden z systemów klasy ETA nie zyskał szerokiej akceptacji społeczności osób niewidomych. Biała laska nadal pozostaje nieodzowną, często jedyną pomocą, osoby niewidomej w samodzielnym poruszaniu się. Warto tu jednak zaznaczyć, że osoby niewidome w coraz większym stopniu korzystają z systemów GPS i odpowiednich urządzeń informujących głosem o ich lokalizacji geograficznej osoby niewidomej. Przykładem takiego systemu jest urządzenie Nawigator produkowane przez Polską firmę Migraf ([www.migraf.pl](http://www.migraf.pl)).

W Zakładzie Elektroniki Medycznej Instytutu Elektroniki Politechniki Łódzkiej od ok. 6 lat są prowadzone prace badawcze i rozwojowe nad systemami wspomagania osób niewidomych w orientacji przestrzennej i samodzielnym poruszaniu się ([www.naviton.pl](http://www.naviton.pl)). W ramach prowadzonych projektów badawczych ankietowano 20 osób niewidomych zrzeszonych w Okręgu Łódzkim Polskiego Związku Niewidomych. W ankietach tych osoby niewidome wskazały przede wszystkim na problemy bezpiecznego poruszania się, orientacji geograficznej i dostępu do informacji.

Prace nad systemami wspomagania osób niewidomych są prowadzone wielołątkowo [35]. Wśród zbudowanych systemów, które poddano pierwszym testom lub są wdrożone można wymienić:

- A. Wizyjny system ostrzegania o przeszkodach. W systemie tym sekwencje rejestrowanych obrazów stereowizyjnych są na bieżąco analizowane i przekształcane do postaci tzw. strumieni dźwiękowych generowanych w słuchawkach stereofonicznych. Strumienie te tworzą „obraz” akustyczny otoczenia osoby niewidomej. Innowacyjnym rozwiązaniem zastosowanym w tym systemie są zaawansowane metody segmentacji obrazów stereowizyjnych, wydzielenia przeszkód i przypisywania im tzw. przestrzennych sygnałów dźwiękowych [36, 37]. Wykonane urządzenie ma konstrukcję podobną do rozbudowanych okularów, wyposażonych w parę miniaturowych kamer telewizyjnych oraz słuchawki stereofoniczne o tzw. konstrukcji otwartej tak, aby naturalne dźwięki dochodzące z otoczenia nie podlegały tłumieniu. Na rys. 7 pokazano zdjęcie prototypu „elektronicznych okularów” przetwarzających obrazy na dźwięki, a na rys. 8 zamieszczono zdjęcie z testów systemu przeprowadzonych z udziałem osób niewidomych. Wyniki testów, podsumowane w rozprawie doktorskiej dra Bujacza [38], pokazały dużą skuteczność systemu we wspomaganiu osób niewidomych w bezpiecznym omijaniu przeszkód i samodzielnym poruszaniu się. Należy zaznaczyć, że testy tego urządzenia przeprowadzono w środowisku modelowym i jego wdrożenie wymaga dalszych badań użytkowych i testów niezawodności systemu w nieznanym środowisku.



Rys. 7. Prototyp interfejsu „elektronicznych okularów” przetwarzających obrazy na dźwięki [39]



Rys. 8. Testy systemu do „dźwiękowego obrazowania otoczenia”; kolorowe kartonowe pudełka pełnią rolę przeszkód; zadaniem niewidomego uczestnika testu jest bezkolizyjne przejście do miejsca znajdującego się za niebieskim kartonem (zaznaczonym białą strzałką)

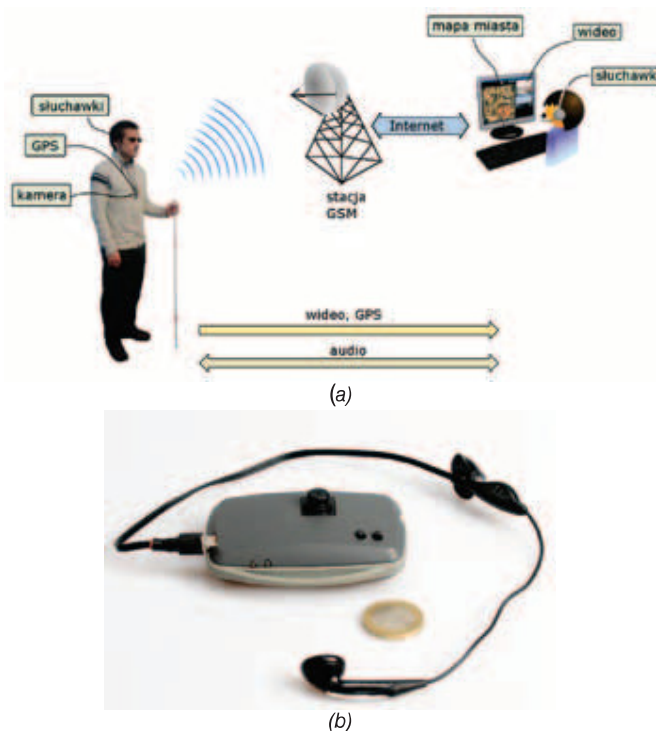
B. Program dla inteligentnych telefonów komórkowych (rys. 9) [40]. Do komunikacji z użytkownikiem zastosowano syntezator mowy (interfejs graficzny z wyraźnymi, dużymi i kontrastowymi literami jest uzupełnieniem funkcji programu – zaprojektowanym z myślą o osobach słabowidzących). Program realizuje funkcje kalkulatora, budzika z rozbudowanym terminarzem, dyktafonu, telefonu z dostępem do książki telefonicznej oraz z obsługą wysyłania oraz odczytywania wiadomości tekstowych i MMS, a także detektora kolorów i kierunku źródła światła. Aplikacja jest wyposażona w rozbudowaną pomoc głosową. Wszystkie dane wpisywane przez użytkownika jak i wyświetlane na ekranie komunikaty są odczytywane syntezowanym głosem mowy polskiej lub angielskiej. Konieczność wpisywania tekstu ograniczono do minimum, terminarz umożliwia nagranie treści zdań zamiast ich wpisywania. Oprogramowanie prezentowano w Polskim Związku Niewidomych Okręg Łódzki i spotkało się ono z entuzjastycznym przyjęciem. Trwają prace wdrożeniowe oprogramowania we współpracy z Telekomunikacją Polską (Orange).

Rys. 9. Zdjęcie telefonu komórkowego z widocznym menu ekranowym dostosowanym do obsługi przez osoby słabowidzące

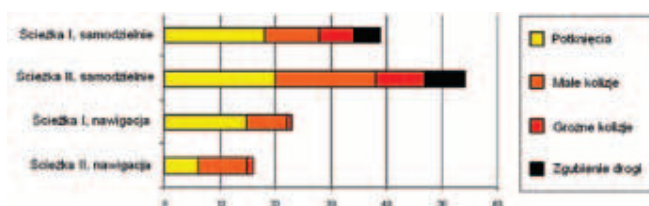


C. System zdalnej nawigacji dla osoby niewidomej. Działanie tego teleinformatycznego systemu polega na „prowadzeniu” osoby niewidomej przez asystenta (tzw. teleasystenta) znajdującego się w innej lokalizacji niż miejsce przebywania osoby niewidomej. „Prowadzenie” to polega na przesyłaniu obrazów rejestrowanych przez kamerę noszoną przez osobę niewidomą oraz instruowaniu słownym przez teleasystenta o otoczeniu znajdującym się w polu widzenia kamery. Dwustronną łączność głosową pomiędzy osobą niewidomą a asystentem zapewnia połączenie bezprzewodową siecią teleinformatyczną. Teleasystent jest również informowany o współrzędnych geograficznych niewidomego, które są na bieżąco wyświetlane na tle cyfrowej mapy terenu (np. miasta) [41]. Części składowe systemu i zastosowane technologie łączności pokazano na rys. 10.

Przeprowadzono testy systemu nawigacji z udziałem 5 osób niewidomych, najpierw we wnętrzach budynków a następnie w terenie otwartym. Wyniki testów pokazały, że zaproponowana metoda słownej nawigacji znacznie poprawiła bezpieczeństwo poruszania się osób niewidomych. Liczba kolizji z elementami otoczenia została znacząco zredukowana. Również czas pokonania ścieżek został skrócony o ok. 15 – 20%. Na rys. 11 porównano sprawność osób niewidomych w pokonaniu zadanych ścieżek w samodzielnym marszu oraz marszu „nawigowanym” przez zdalnego asystenta. Testy te przeprowadzono na terenie kampusu Uczelni.



Rys. 10. System telenawigacji dla osoby niewidomej (a) oraz widok terminala mobilnego osoby niewidomej (wyposażonego w miniaturową kamerę, odbiornik GPS, zestaw słuchawkowy i moduł Bluetooth)



Rys. 11. Porównanie uśrednionych wyników dla samodzielnego przejścia ścieżek (o długości odpowiednio 150m i 190m) i przejścia ścieżek przy pomocy zdalnego asystenta (nawigacja)

Opinie osób niewidomych o testowanym systemie są następujące:

- głosowy kontakt ze zdalnym operatorem zwiększa poczucie bezpieczeństwa i poprawia orientację w terenie,
- bezpieczniejsze i szybsze poruszanie się – operator opisuje otoczenie, informuje o przeszkodach i zagrożeniach,
- możliwość odwiedzania nowych miejsc i obiektów; system pomaga w „uczeniu się” nowych tras.

Wyżej wymienione prace badawcze nad systemami wspomagania osób niewidomych są kontynuowane w ramach grantu rozwojowego MNiSW pt. *System ułatwiający samodzielne poruszanie się i dostęp do infrastruktury miejskiej dla osób niewidomych i słabowidzących, integrujący technologie bezprzewodowej transmisji danych oraz systemy nawigacji globalnej i lokalnej*, którego realizację rozpoczęto w listopadzie 2010 roku.

## 4. Podsumowanie

Prace nad systemami HCI wymagają zastosowania interdyscyplinarnego podejścia do badań, w których wykorzystuje się wiedzę z takich dziedzin jak projektowanie uniwersalne (ang. *Universal Design*), podstawy percepcji sensorycznej, elektroni-

ka, przetwarzanie sygnałów i obrazów, inżynieria komputerowa oraz ergonomia. Celem tych prac jest zwiększenie wydajności psychofizycznej osób (operatorów złożonych systemów) oraz opracowanie innowacyjnych systemów ułatwiających pokonanie bariery komunikacyjnej wynikającej z niepełnosprawności ruchowej lub sensorycznej osób.

Zagadnienia interakcji człowieka z komputerem są przedmiotem ożywionego zainteresowania badaczy. W kraju i na świecie są regularnie organizowane konferencje naukowe poświęcone tej problematyce, m.in. *International Conference on Human System Interaction* ([www.ieee-tc-hf.org/hsi2011](http://www.ieee-tc-hf.org/hsi2011)), *Conference on Human Factors in Computing Systems* ([www.chi2010.org](http://www.chi2010.org)), *International Conference on Man-Machine Interactions* ([icmml.polsl.pl](http://icmml.polsl.pl)). Wydawanych jest coraz więcej czasopism naukowych o tej tematyce, np. *International Journal of Human-Computer Studies*, *Interacting with Computers*, *Journal of Human-Computer Interaction*, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part A: Systems and Humans*.

Postępy technologii elektronicznych (miniaturyzacja urządzeń), teleinformatycznych (szerokopasmowa łączność bezprzewodowa, m.in. w urządzeniach mobilnych), komputerowych (szybkość obliczeń), bioinżynierii (materiały biokompatybilne, miniaturowe czujniki) otwierają nowe możliwości dla innowacyjnych urządzeń bardziej przyjaznych i pomocnych osobom sprawnym i niepełnosprawnym.

### Podziękowanie

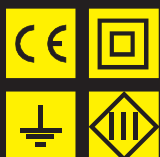
Prace dofinansowano ze środków grantu rozwojowego Narodowego Centrum Badań i Rozwoju NR02-0083-10 realizowanego w latach 2010-2013 oraz ze środków grantu badawczego MNiSW nr N N515 520838 realizowanego w latach 2010-2012.

### Literatura:

- Nielsen J.: *Usability engineering*, Morgan Kaufman, Amsterdam, 2009.
- Helal A., Mounir M., Abdulrazak B. (Eds.): *The Engineering Handbook of Smart Technology for Aging, Disability, and Independence*, John Wiley & Sons, Inc. (2008).
- Forbes Rehab Services web page: www.frs-solutions.com* (20 marca 2011).
- Compusult Services web page: www.jouse.com* (20 marca 11)
- Struijk L. N., Lontis E. R., Bentsen B., Christensen H. V., Caltenco H.A., Lund M.E.: *Fully integrated wireless inductive tongue computer interface for disabled people*, Conference Proceeding IEEE Engineering Medical Biological Society, 2009, pp. 547-550.
- Nicolelis M. A. L., *Actions from thoughts*, Nature, 2001, vol. 409, pp. 403-407.
- Wolpaw J. R. et al.: *Brain-computer interfaces for communication and control*, Clin. Neurophysiol., 2002, vol. 113, pp. 767-791.
- Millan J. R., Carmena J. M.: *Invasive or noninvasive: understanding brain-machine technology*, IEEE Eng. Med. Biol. Mag., Jan./Feb. 2010, pp. 16-22.
- Blankertz B. et al.: *The Berlin brain-computer interface: machine learning based detection of user specific brain states*, J. Univ. Comput. Sci., 2006, vol. 12, pp. 581-607.
- Kauhanen L. et al.: *Haptic Feedback Compared with Visual Feedback for BCI*, Proc. 3rd Int. Brain-Computer Interface Workshop & Training Course, Graz 2006, pp. 66-67.
- Velliste M. et al.: *Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding*, Nature, 2008, vol. 453, pp. 1098-1101.
- Harrison R. R.: *The design of integrated circuits to observe brain activity*, Proc. IEEE, 2008, vol. 96, pp. 1203-1216.
- Leuthardt E. C. et al.: *A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans*, J. Neural Eng., 2004, vol. 1, pp. 63-71.
- Rao R. P. N.: *Brain-computer interfacing*, IEEE Sig. Processing Mag., July 2010, pp. 148-152.
- Bin G. et al.: *VEP-based brain-computer interfaces: time, frequency, and code modulations*, IEEE Comput. Intell. Mag., Nov. 2009, pp. 22-26.
- Mueller K. R., Blankertz B.: *Toward noninvasive brain-computer interfaces*, IEEE Sig. Process. Mag., Sep. 2006, pp. 125-128.
- Opis projektu VEPCOM, dostępny pod adresem <http://eletel.eu/programy/vepcom/> (16 marca 2011).
- Cichocki A. et al.: *Noninvasive BCIs: Multiway signal-processing array decompositions*, IEEE Computer, 2008, vol. 41, no. 10, pp. 34-42.
- Durka P.: *Open BCI: from lab to bedside*, <http://brain.fuw.edu.pl/~durka/> (16 marca 2011).
- Kołodziej M., Rak R. J., Majkowski A.: *Interfejs mózg-komputer – wybrane problem rejestracji sygnału EEG*, Przegląd Elektrotechniczny, 2009, nr 12, str. 277-280.
- Byczuk M.: *Interfejs człowiek-komputer z detekcją elektrycznych sygnałów mózgowych wywołanych naprzemiennym pobudzeniem pól wzrokowych*, praca doktorska, promotor: A. Materka, Politechnika Łódzka, Wydział Elektrotechniki, Elektroniki, Informatyki i Automatyki, Łódź 2007 (z wyróżnieniem).
- Materka A., Byczuk M.: *Alternate half-field stimulation technique for SSVEP-based brain-computer interfaces*, Electronics Letters, 16th March 2006, Vol. 42, No. 6, pp. 321-322.
- Materka A., Byczuk M., Poryżala P.: *A virtual keypad based on alternative half-field stimulated visual evoked potentials*, Int. Symp. Information Technology Convergence, Chonbuk, Korea, 2007, pp. 297-300 (Best Paper Award).
- Isaacs J., Foo S.: *Hand pose estimation for American sign language recognition*, Proc. of the Thirty-Sixth Southeastern Symposium on System Theory, 2004, pp. 132-136.
- Kotsia I., Pitas I.: *Facial Expression Recognition in Image Sequences Using Geometric Deformation Features and Support Vector Machines*, IEEE Transactions on Image Processing, vol. 16(1), 2007, pp. 172-187.
- Królak A., Strumillo P.: *Eye-blink controlled Human-Computer Interface for the disabled*, Advances in Intelligent and Soft Computing, vol. 60, pp. 133-144, 2009.
- Ke Zhang, Xinbo Zhao, Zhong Ma, Yi Man: *A Simplified 3D Gaze Tracking Technology with Stereo Vision*, 2010 Int. Conf. on Optoelectronics and Image Processing (ICOIP), vol. 1, 2010, pp. 131-134.
- Grauman K., Betke M., Lombardi J., Gips J., Bradski G. R.: *Communication via eye blinks and eyebrow raises: video-based human-computer interfaces*, Universal Access in the Information Society, vol. 2(4), 2002, pp. 359-373.
- Betke M., Gips J., Fleming P.: *The Camera Mouse: Visual Tracking of Body Features to Provide Computer Access for People with Severe Disabilities*, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 1(1), 2002, pp. 1-10.
- MacKenzie I. S., Ashtiani B.: *BlinkWrite: efficient text entry using eye blinks*, Access in the Information Society, vol. 10(1), 2010, pp. 69-80.
- Łopatka K., Rybacki R., Kunka B., Czyżewski A., Kostek B.: *Virtual keyboard controlled by gaze employing speech synthesis*, Elektronika - konstrukcje, technologie, zastosowania, nr 2011-1.
- Dalka P., Czyżewski A.: *LipMouse: novel multimodal human-computer interaction interface*, Int. Conf. on Computer Graphics and Interactive Techniques, SIGGRAPH 2009, Poster Proceedings, 2009.

33. Balcerzak-Paradowska B. (Red.): *Sytuacja osób niepełnosprawnych w Polsce*, Raport Instytutu Pracy i Spraw Socjalnych, Warszawa, 2002.
34. Pec M., Strumillo P., Pełczyński P., Bujacz M.: *O słyszeniu obrazów – systemy wspomaganie osób niewidomych w percepcji otoczenia*, Biuletyn Techniczno-Informacyjny Zarządu Oddziału Łódzkiego SEP, nr 6, 2006, str. 6–11.
35. Strumillo P.: *Electronic Interfaces Aiding the Visually Impaired in Environmental Access, Mobility and Navigation*, IEEE International Conference on Human System Interaction, 13–15 May, Rzeszów, pp. 17–24.
36. Skulimowski P., Strumillo P.: *Refinement of depth from stereo camera ego-motion parameters*, Electronics Letters, vol. 44, no. 12, 2008, pp. 729–730.
37. Dobrucki A., Plaskota P., Pruchnicki P., Pec M., Bujacz M., Strumillo P.: *Measurement System for Personalized Head-Related Transfer Functions and Its Verification by Virtual Source Localization Trials with Visually Impaired and Sighted Individuals*, Journal of the Audio Engineering Society, vol. 58, no. 9, pp. 724–738.
38. Bujacz M.: *Representing 3D scenes through spatial audio in an electronic travel aid for the blind*, Rozprawa Doktorska, Politechnika Łódzka, 2010.
39. Ostrowski B., Danych R., Strumillo P., Pełczyński P.: *Moduł wytwarzania dźwięku przestrzennego na platformie FPGA z wykorzystaniem charakterystyk HRTF*, VII Krajowa Konferencja Elektroniki KKE 2008, Darłówko Wschodnie, 02–04 czerwca 2008.
40. Strumillo P., Skulimowski P., Polańczyk M.: *Programming Symbian Smartphones for the Blind and Visually Impaired*, in E. Kącki, M. Rudnicki, J. Stemczyńska (Eds.): *Computers in Medical Activity, Advances in Intelligent and Soft Computing*, Springer 2009, pp. 129–136.
41. Barański P., Polańczyk M., Strumillo P.: *A Remote Guidance System for the Blind*, IEEE 12th International Conference on e-Health Networking, Application & Services, 1–3 July 2010, Lyon, France, pp. 386–390.

**dr hab. Paweł Strumillo, prof. PŁ,**  
**prof. dr hab. Andrzej Materka,**  
**dr inż. Aleksandra Królak**  
 Zakład Elektroniki Medycznej  
 Instytutu Elektroniki Politechniki Łódzkiej



## XVIII Konferencja Naukowo-Techniczna „Bezpieczeństwo elektryczne” i VIII Szkoła Ochrony Przeciwporażeniowej ELSAF 2011 Szklarska Poręba, 21-23 września 2011 r.

### Organizator konferencji:

Instytut Energoelektryki Politechniki Wrocławskiej

### Patronat honorowy konferencji:

- Polski Komitet Bezpieczeństwa w Elektryce SEP,
- Stowarzyszenie Elektryków Polskich Oddział Wrocławski.

### Tematyka konferencji:

- ochrona przed porażeniem prądem elektrycznym,
- ochrona przed oddziaływaniem elektryczności statycznej,
- ochrona przed pożarami powodowanymi przez instalacje i urządzenia elektryczne,
- ochrona przed oddziaływaniem pól elektromagnetycznych,
- ochrona odgromowa i przepięciowa,

### Problemy rozważane na konferencji:

- naukowe podstawy techniki bezpieczeństwa elektrycznego, ochrony odgromowej i przepięciowej oraz oddziaływania prądu elektrycznego, pola elektromagnetycznego i elektryczności statycznej na organizmy żywe,
- kryteria wymiarowania systemów ochrony, modele zagrożeń oraz metody analizy ryzyka porażenia elektrycznego,
- niezawodność i skuteczność systemów ochrony oraz diagnostyka w technice bezpieczeństwa elektrycznego,
- analiza wypadków elektrycznych,
- formalno-prawne aspekty bezpieczeństwa elektrycznego w świetle wymagań Unii Europejskiej,
- organizacja bezpiecznej pracy przy urządzeniach elektrycznych, w tym pracy pod napięciem,
- techniczne środki ochrony przeciwporażeniowej i przeciwpożarowej,
- bezpieczeństwo elektryczne w instalacjach o specjalnym przeznaczeniu lub w urządzeniach specjalnych,
- sposoby realizacji ochrony przeciwporażeniowej we współczesnych instalacjach elektrycznych,
- problemy elektrokorozji w ochronie przeciwporażeniowej.

### Tematyka Szkoły:

W ramach VIII Szkoły Ochrony Przeciwporażeniowej przewiduje się wykłady dla inżynierów i techników elektryków, które będą poruszały w sposób przystępny praktyczne aspekty ochrony przeciwporażeniowej. Planuje się też czas na dyskusje i omawianie problemów związanych z tematyką konferencji, zgłaszanych przez uczestników szkoły. Tematyką przewodnią będą zagadnienia związane z projektowaniem i realizacją ochrony przeciwporażeniowej oraz bezpieczeństwem pracy przy urządzeniach elektrycznych niskiego i wysokiego napięcia. Prezentowane będą również zasady stosowania środków ochrony przeciwporażeniowej w instalacjach specjalnych. Sluchacze otrzymają świadectwa ukończenia szkoły.

### Terminy:

- zgłoszenie udziału w konferencji: **do 15 maja 2011 r.**
- przesłanie streszczenia referatu: **do 15 maja 2011 r.**
- potwierdzenie przyjęcia referatu i przesłanie wskazówek redakcyjnych dla Autorów: **do 1 czerwca 2011 r.**
- nadesłanie pełnego tekstu referatu: **do 30 czerwca 2011 r.**

**Więcej informacji:** <http://elsaf.pwr.wroc.pl>

### Adres do korespondencji:

ELSAF 2011, dr inż. Marek Jaworski, Politechnika Wrocławska Instytut Energoelektryki, ul. Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, tel.: 71 320 37 68, 603 290 090, fax: 71 320 26 56, [elsaf@pwr.wroc.pl](mailto:elsaf@pwr.wroc.pl)