

UNIVERZITA KARLOVA
Lékařská fakulta v Hradci Králové

DISERTAČNÍ PRÁCE

Doktorský studijní program

Lékařská biofyzika

**OVLÁDÁNÍ POLOHOVACÍHO LŮŽKA POMOCÍ
OČNÍCH POHYBŮ**

**EYE-TRACKING CONTROL OF AN ADJUSTABLE
BED**

Ing. Martin Kopeček, MEng

Školitel: prof. Ing. Jan Kremláček, Ph.D.

Školitel konzultant: doc. RNDr. Aleš Bezrouk, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji tímto, že jsem doktorskou disertační práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje. Zároveň dávám souhlas k tomu, aby tato práce byla uložena v Lékařské knihovně Lékařské fakulty v Hradci Králové a zde užívána ke studijním účelům za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou publikační nebo přednáškovou činnost, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v informačním systému Univerzity Karlovy, Praha.

Hradec Králové, 2023

Ing. Martin Kopeček, MEng

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji v první řadě svému školiteli prof. Ing. Janu Kremláčkovi, Ph.D., za odborné vedení a cenné rady při tvorbě této disertační práce, přátelský, vstřícný a trpělivý přístup během celého mého studia a trvalé nadšení a zanícení pro vědu, které mi jsou vzorem a motivací pro mou další práci v oboru Lékařské biofyziky.

Dále děkuji všem kolegům z Ústavu lékařské biofyziky LF Hradec Králové za cenné rady a podporu během mého studia. Děkuji též specializovaným pracovníkům Domova sv. Josefa v Žirči, jmenovitě paní Daně Cibulkové a Mgr. Ivě Jaklové za srdečnou pomoc s přípravou a realizací experimentů. Taktéž děkuji neziskové organizaci Česká asociace paraplegiků za zprostředkování kontaktů na jejich klienty a za nadšení pro rozvoj a aplikaci bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka v praxi. Děkuji společnosti Linet s.r.o. za možnost realizovat výzkum díky zapůjčenému polohovacímu lůžku. Bez jejich spolupráce by tato práce stěží vznikla.

V neposlední řadě děkuji své rodině a blízkým přátelům za nekonečnou podporu a velkou trpělivost během celého mého studia.

OBSAH

PROHLÁŠENÍ AUTORA	1
PODĚKOVÁNÍ.....	2
OBSAH	3
SEZNAM OBRÁZKŮ	5
SEZNAM TABULEK.....	6
POUŽITÉ ZKRATKY	7
SOUHRN	8
SUMMARY	10
1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY	12
1.1 Sledování očních pohybů.....	12
1.2 Historický vývoj, současnost a perspektivní trendy vývoje <i>eye-trackingu</i>	12
1.3 Pupil Center Corneal Reflection.....	16
1.3.1 Metody snímání zornice u PCCR.....	19
2 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE	21
2.1 Definice primárních cílů	21
2.2 Stanovené hypotézy	22
3 STUDIE PROVEDITELNOSTI	23
3.1 Úvod ke studii proveditelnosti.....	23
3.2 Cíle studie proveditelnosti	25
3.3 Materiál a metodika	25
3.3.1 Systém virtuálního polohování a eye tracker	25
3.3.2 Grafické rozhraní pro ovládání	26
3.3.3 Protokol událostí	30
3.3.4 Nastavení studie	31
3.3.5 Popis experimentu	32
3.3.6 Analýza.....	34
3.4 Výsledky.....	35
3.5 Diskuse	38
3.5.1 Limitující faktory studie proveditelnosti.....	40
3.6 Závěr studie proveditelnosti	40
4 KONCEPTUALIZACE A REALIZACE OVLÁDÁNÍ.....	41
4.1 Úvod pro konceptualizaci.....	41

4.2	Cíle konceptualizace a realizace ovládání	42
4.3	Návrh řídicího systému polohovacího lůžka	42
4.4	Řídící jednotka.....	44
4.4.1	Experimentální patice pro ovladač 1.0	44
4.4.2	Experimentální patice pro ovladač 2.0	46
4.4.3	Způsob řízení.....	47
4.5	Návrh ovládacího SW – řídicí GUI	48
4.5.1	GUI.....	50
4.6	Závěr z konceptualizace a realizace ovládání.....	55
5	PILOTNÍ STUDIE S PACIENTY	56
5.1	Úvod k pilotní studii	56
5.2	Cíle pilotní studie.....	57
5.3	Materiál a metodika	57
5.3.1	Systém polohování a eye tracker.....	57
5.3.2	Pokročilý automatizovaný protokol událostí.....	58
5.3.3	Nastavení studie	59
5.3.4	Popis experimentu	60
5.3.5	Analýza.....	62
5.4	Výsledky	64
5.5	Diskuse	70
5.5.1	Limitující faktory studie.....	74
5.6	Závěr pilotní studie.....	75
6	VĚDA PRO SPOLEČNOST.....	76
6.1	Inovace v BCET	77
7	ZÁVĚRY DISERTAČNÍ PRÁCE	79
8	NÁMĚTY PRO DALŠÍ VÝZKUM.....	83
9	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	84
10	PŘÍLOHY	96
	SEZNAM ELEKTRONICKÝCH PŘÍLOH NA CD	105

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Buswellův fotografický přístroj a testování zadávání pokynů..	14
Obr. 2 4 Purkyňovy odrazy a demonstrace PCCR.	18
Obr. 3 Ovládací schéma eye-trackingu.	19
Obr. 4 Metoda jasného a tmavého snímání.	20
Obr. 5 Tobii EyeX Controller.	26
Obr. 6 Vyčkávací simulace diody pro interakci uživatele a systému VBCET.	27
Obr. 7 Výchozí poloha experimentu VBCET při zahájení polohování.	29
Obr. 8 Ovládání aplikace VBCET.	30
Obr. 9 Protokol událostí zaznamenává jednotlivé oko-hybné manévry na displeji.	31
Obr. 10 Probíhající experiment VBCET v domácím prostředí u pacienta s pentaplegií.	34
Obr. 11 Graf efektivity VBCET u jednotlivých skupin podle věku.	37
Obr. 12 Odpovědi na dotazník ve skupině pacientů VBCET.	38
Obr. 13 Schéma BCET.	43
Obr. 14 Konstrukce patice s D/A převodníkem v1.0.	45
Obr. 15 Popis zapojení a elektroniky externího modulu.	46
Obr. 16 Experimentální patice 2.0.	47
Obr. 17 Blokový diagram experimentálního nastavení BCET.	48
Obr. 18 Testování a konceptualizace vyvíjeného ovládacího řešení.	49
Obr. 19 Inicializace systému a potvrzovací element.	52
Obr. 20 Ovládání a výběr tří základních segmentů finálního BCET GUI.	52
Obr. 21 Změna polohy aktivního segmentu lůžka (zelená) do požadovaného úhlu.	53
Obr. 22 Současné zvedání polohy hlavy a nohou (prostřední segment).	54
Obr. 23 Příklad výpisu z pokročilého protokolu událostí.	58
Obr. 24 Posloupnost experimentu z pohledu uživatele.	61
Obr. 25 Graf odpovědí na dotazník v kontrolní skupině a skupině pacientů.	69
Obr. 26 Pracoviště Domova sv. Josefa s probíhajícím experimentem.	72

SEZNAM TABULEK

Tab. 1	Profilový popis všech dobrovolníků VBCET. _____	32
Tab. 2	Popisné charakteristiky sledovaných proměnných u skupiny. _____	36
Tab. 3	Profilový popis účastníků BCET. _____	60
Tab. 4	Optimální způsob řešení testu s výčtem rozhodovacích stavů v každém kroku. _____	63
Tab. 5	Popisné charakteristiky sledovaných proměnných pro skupinu kontrol a pacientů. ____	65
Tab. 6	Popisné charakteristiky na základě výběru dle odpovídajícího věku. _____	66
Tab. 7	Trendy pro hodnocené proměnné u pacientů a kontrol. _____	66
Tab. 8	Korelační matice vzájemných vazeb mezi sledovanými parametry. _____	67

POUŽITÉ ZKRATKY

AI	umělá inteligence (<i>Artificial Intelligence</i>)
AIO	počítačová sestava s integrovaným monitorem (<i>All In One</i>)
BCET	system pro ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů (<i>Bed position control system using eye-tracking</i>)
BCI	rozhraní, které propojuje mozek a počítač (<i>Brain-Computer Interface</i>)
CZEPA	Česká asociace paraplegiků (<i>Czech Paraplegic Association</i>)
EDSS	škála kvantifikující postižení nervového systému u pacientů s roztroušenou sklerózou (<i>Expanded Disability Status Scale</i>)
EEG	elektroencefalografie
FDM	depoziční metoda 3D tisku (<i>Fused Deposition Modeling</i>)
GUI	grafické uživatelské rozhraní (<i>Graphical User Interface</i>)
HVAC	obor klimatizačních systémů (<i>Heating, Ventilation and Air Conditioning</i>)
HW	technické vybavení počítače (<i>hardware</i>)
I/O	vstup/výstup (<i>Input/Output</i>)
IR	infračervené záření (<i>Infrared Radiation</i>)
ITR	rychlost přenosu informací (<i>Information Transfer Rate</i>)
NDA	dohoda o mlčenlivosti (<i>non-disclosure agreement</i>)
PCCR	střed zornice a odraz světla od rohovky (<i>Pupil Center Corneal Reflection</i>)
POR	směru pohledu (<i>Point of Regard</i>)
PR	vztahy s veřejností (<i>public relations</i>)
RS	roztroušená skleróza
SDK	programový vývojový set (<i>Software Development Kit</i>)
SMA	spinální svalová atrofie (<i>spinal muscular atrophy</i>)
SW	programové vybavení počítače (<i>software</i>)
VBCET	virtuální systém pro ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů (<i>Virtual bed position control system using eye-tracking</i>)

SOUHRN

Vznik této práce vycházel z potřeby ovládní elektrického polohovacího lůžka pacienty s žádnou nebo výrazně sníženou motorikou horních končetin. Stěžejním bodem a cílem disertační studie bylo vyvinutí bezkontaktní alternativy k ručnímu ovladači a ověření, že technika sledování očních pohybů (eye-tracking) je použitelná a nabízí pacientům novou úroveň zvýšení soběstačnosti. Práce je rozdělena do třech navazujících částí s experimenty provedenými na detašovaných pracovištích a v laboratoři.

Po úvodní části věnující se etapám vývoje a současným progresivním trendům v sledování očních pohybů je popsána experimentální studie proveditelnosti ovládní lůžka s úlohou střídavé změny polohy hlavy a nohou s využitím ovládacích grafických elementů na displeji. Tato fáze byla realizována prostřednictvím virtuálního lůžka. Ve skupině 17 pacientů s diagnózami pentaplegie, tetraplegie, vysoké paraplegie, myopatie a spinální svalové atrofie byl celkový čas řešení úlohy 67,1 s (medián) s velkou interindividuální variabilitou s mezikvartilovým rozpětím od 56,7 s do 92,9 s. Efektivita řešení (100 % odpovídalo optimálnímu výkonu) byla 45,5 (34,9; 62,0) %. V rámci jednotlivých skupin dosahovali pacienti různých výsledků obou sledovaných parametrů. Při hodnocení vlastností systému dotazníkovým šetřením převažovaly pozitivní odpovědi 66/85, především kladně hodnocena byla bezkontaktní forma ovládní a snadnost použití.

V následující části věnované realizaci propojení systému pro sledování očí s polohovatelným lůžkem je popsán vývoj inovativního digitálně-analogového převodního modulu a unikátního grafického uživatelského rozhraní. Systém v průběhu konceptualizace prošel značným vývojem a byl plně řešitelný za pomoci několika komerčně dostupných elektrických a mechanických komponent a metody 3D tisku. Obslužná aplikace obsahovala úroveň vyčkávací (alternující svit diody), výběrovou (poloha hlavy, nohou a obojího zároveň) a potvrzovací (zadání příkazu) s předdefinovanými ovládacími časy.

Ve třetí části disertační práce je popsána experimentální studie ergonomie a použitelnosti vytvořeného prototypu. Ověření proběhlo obdobně jako ve studii proveditelnosti, ale s reálným polohováním nohou a hlavy. Experimentu se zúčastnilo 26 dobrovolníků v kontrolní skupině a 17 pacientů s roztroušenou sklerózou. Zdravotní stav pacientů se podle škály kvantifikující postižení nervového systému pohyboval od 7 do 9,5 bodu (10 odpovídá smrti). Kontrolní skupina zvládla úkol za 40,2 s (34,5; 45,5) s a pacienti zvládli úkol za 56,5 s (46,5; 64,9) s.

Efektivita řešení úlohy byla 86,3 (81,6; 91,0) % pro kontrolní skupinu a 72,1 (63,0; 75,2) % pro skupinu pacientů. Při opakovaném plnění testů se u pacientů zlepšovala efektivita a čas řešení. Korelační analýza ukázala, že vyšší stupeň zdravotního omezení významně souvisel ($\rho = -0,587$) s pomalejším růstem efektivity. V kontrolní skupině nebyl efekt opakování významný. V dotazníkovém šetření šestnáct pacientů uvedlo, že získali důvěru v ovládání. Sedm pacientů preferovalo nabízenou formu ovládání lůžka před jinými jim známými technologiemi.

Klíčová slova: polohovací lůžko; motorika horních končetin; roztroušená skleróza; eye-tracking; asistivní technologie.

SUMMARY

The origin of this work was based on the need to control an electric positioning bed by patients with no or significantly reduced upper limb motor skills. The key point and objective of the dissertation study was to develop non-contact alternatives to manual controls and to verify that the eye-tracking technique is usable and offers patients a new level of increased self-sufficiency. The thesis is organized into three related parts with experiments conducted at the detached departments and in the laboratory.

After an introductory section covering the stages of development and current progressive trends in eye movement tracking, an experimental study of the applicability of bed control with the role of alternating head and leg position changes using on-screen graphical controls is described. This stage was conducted using a virtual bed. In a group of 17 patients with diagnoses of a pentaplegia, tetraplegia, high paraplegia, myopathy, and spinal muscular atrophy, the overall time to solve the task was 67.1 s (median) with a large interindividual variability with interquartile range from 56.7 s to 92.9 s. The solution efficiency (100 % matched to optimal performance) was 45.5 (34.9; 62.0) %. Within each group patients achieved different results for both studied parameters. When evaluating the features of the system by questionnaire survey, the positive responses of 66/85 were prevailing, especially the contactless mode of operation and the ease of use were positively evaluated.

In the following section dealing with the implementation of the connection of the eye-tracking system to the positioning bed, the development of an innovative digital-to-analogue conversion module and a unique graphical user interface are described. Throughout the conceptualization process, the system underwent considerable development and was fully realizable using several commercially available electrical and mechanical components and a 3D printing method. The servicing application included a holding level (alternating diode glow), a selectable level (position of the head, feet and both simultaneously) and a confirmatory level (command input) with predefined control times.

The third part of the dissertation describes an experimental study of the ergonomics and the usability of the prototype. The testing was carried out similarly to the feasibility study, but with real leg and head positioning. The experiment involved 26 volunteers in the control group and 17 multiple sclerosis patients. Patients' health status ranged from 7 to 9.5 points (10 corresponds to death) according to a scale quantifying nervous system impairment.

The control group completed the task in 40.2 s (34.5; 45.5) s and the patients completed the task in 56.5 s (46.5; 64.9) s. The task solving efficiency was 86.3 (81.6; 91.0) % for the control group and 72.1 (63.0; 75.2) % for the patient group. Patients' efficiency and time to solve improved with repeated test administration. Correlation analysis showed that a higher degree of medical limitation was significantly related ($\rho = -0.587$) to slower efficiency gains. In the control group, the repetition effect was not significant. In the questionnaire survey, sixteen patients reported that they had gained confidence in operating. Seven patients preferred the offered form of bed control to other technologies familiar to them.

Keywords: adjustable bed; upper limb motor skills; multiple sclerosis; eye-tracking; assistive technology.

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY

"ALTHOUGH I CANNOT MOVE AND I
HAVE TO SPEAK THROUGH A
COMPUTER, IN MY MIND I AM
FREE."

(STEPHEN HAWKING 1942 – 2018)

1.1 Sledování očních pohybů

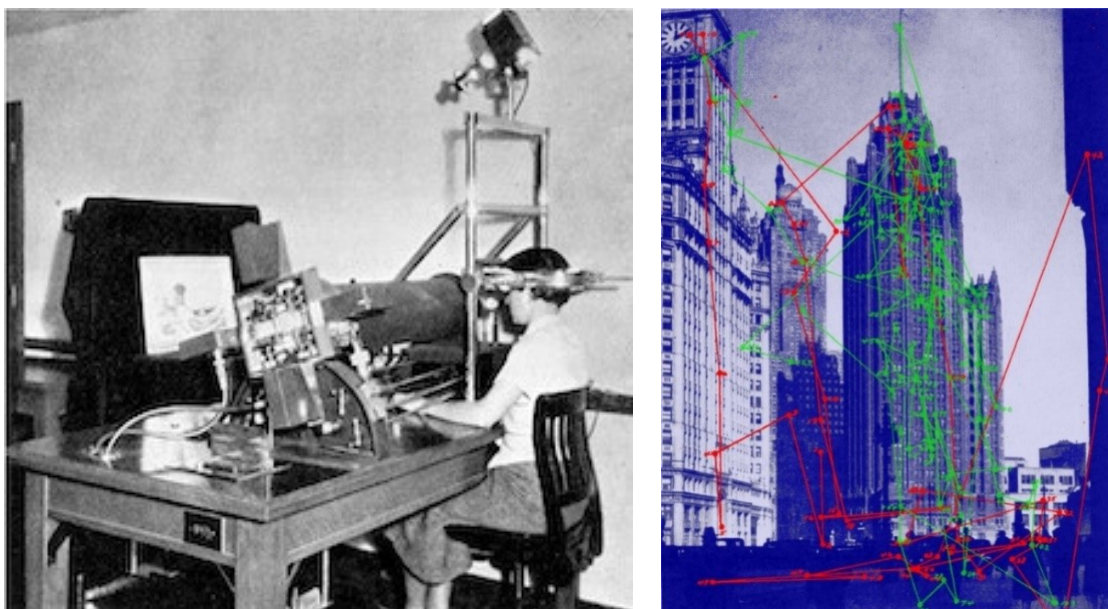
Zrak, je pro člověka jedním z nejdůležitějších smyslů a bezmála 80 % všech vjemů se dostává do mozku prostřednictvím tohoto kanálu. Oproti ostatním smyslům zrak předává informace nejvyšší rychlostí přenosu (ITR). Jak uvádí [1], bude-li ITR měřena v bit/s, můžeme smyslové modality mezi sebou přibližně porovnat: oči (zrak) 10 Mbit/s, kůže (dotek) jeden Mbit/s, uši (sluch) a nos (čich) 100 kbit/s, jazyk (chuť) jeden kbit/s. Zrak je především uzpůsoben k vnímání kontrastu, tedy dovoluje vidění kontur předmětů a významně se podílí na orientaci v prostoru. V kvantitativním porovnání se okolo 10 % mozkové kůry podílí na přímé interpretaci vizuálních informací a při zahrnutí všech interakcí využívajících zrakové podněty je to okolo 60 % [2]. Díky anatomické stavbě sítnice je pro exploraci zrakové scény třeba pohybovat očima, protože centrum nejostřejšího vidění deteguje pouze omezenou část zrakového pole. Sledování očních pohybů (*eye-tracking*) v sobě skrývá korelaci ke kognitivním procesům. *Eye-tracking* se stává stále aktuálnější metodou pro aplikace v různých oblastech lidského života a nástrojem vědeckého bádání. Jedná se o vysoce multidisciplinární a průřezovou dynamicky se rozvíjející technologii s potenciálem hlubšího vhledu při řešení mnoha vědeckých otázek.

1.2 Historický vývoj, současnost a perspektivní trendy vývoje *eye-trackingu*

Eye-tracking zahrnuje měření pohybů a pozic očí, aby bylo možné porozumět tomu, jak lidé interagují s vizuálními podněty. Tato technologie ušla od svého vzniku dlouhou cestu, přičemž došlo k výraznému pokroku ve vývoji hardwaru (HW) i softwaru (SW). Přestože je *eye-tracking* spojován se vznikem prvních počítačů, jeho počátky sahají už do konce 19. století. V roce 1879 francouzský oftalmolog L. É. Javal, vedoucí oftalmologické laboratoře na pařížské Sorbonně, společně s M. Lamarem provedli pozorovací studii s cílem analyzovat vizuální vnímání při čtení [3]. V jejich experimentu byly pohyby očí zkoumány pomocí zrcadla umístěného

na knize, kterou respondenti četli. Na základě pozorovaných vzorů čtení odhalili, že se nejedná o lineární proces. To znamená, že oči testovaného subjektu se nepohybovaly nepřetržitě při čtení řádků, ale je to spíše proces skládající se z krátkých rychlých pohybů (sakád) promíchaných s pauzami nebo krátkými přerušeními pohybů očí (fixace) na konkrétních textových vzorech. I když takové pozorování pouhým okem postrádalo přesnost, přineslo výsledky, které byly považovány za zásadní pro čtení a bylo základem pro zařízení sledování očních pohybů (*eye tracker*) v moderní době. Kromě těchto vizuálních pozorování byly další počáteční metody sledování polohy očí invazivní s přímým mechanickým kontaktem s okem, tedy značně nekomfortní pro dobrovolníka. Delabarre roku 1898 anestetizoval oční bulvu aplikací roztoku dvou až tří procent kokainu. Použil krytku vyrobenou ze sádry, která přilnula k vlhkému povrchu oka. K ní byl připojen drát, který vedl k páce, která vykreslovala horizontální pohyby oka na povrch kinematografického válce. Testovaný dobrovolník (obvykle sám E.B. Delabarre) byl schopen přečíst text otvorem vytvořeným v sádrové krytce. Krytka se neodlepila od oka, dokud se nezačala plnit slzami [4]. Je třeba poznamenat, že sám E.B. Delabarre nebyl schopen určit, zda se jedná o metodu bezpečnou. Pouze tvrdil, že poté, co více než hodinu zaznamenával pohyby očí, se do týdne zotavil. Pákový přístroj tohoto vědce byl omezený jeho mechanickou konstrukcí a z toho důvodu vznikly nové metody, u kterých nebylo nutné přímé připojení oka a záznamového zařízení [2, 5]. První přesnou neinvazivní techniku sledování očních pohybů využívající světlo odražené od rohovky vyvinuli Dodge a Cline v roce 1901 [6]. Jejich systém vyžadoval nehybnou hlavu účastníka a zaznamenával pouze horizontální polohu očí na fotografickou desku. V roce 1905 Judd, McAllister & Steel aplikovali fotografickou filmovou technologii k zaznamenání časových aspektů očních pohybů inovativně ve dvou směrech. Jejich technika zaznamenala pohyb malé bílé skvrny materiálu vloženého do očí účastníků, nejednalo se tedy o přímý odraz světla od rohovky [7]. Také použití elektrookulografie se jednu dobu stalo nejrozšířenější metodou zaznamenávání očních pohybů, a to již před více než 55 lety (a dodnes je používána). Jedná se o měření rozdílů elektrického potenciálu na kůži pomocí elektrod umístěných v různém zapojení okolo oka a očníce [8]. Nárůst množství sledovacích aparátů a publikovaných prací pro pohyb očí na začátku 20. století šel ruku v ruce s rychlým vývojem teorií o vazbě mezi pohyby očí a percepcí a kognicí. Přelomovou prací v následném období se stala monografie „How People Look at Pictures“ z roku 1935 Guye Buswella z univerzity v Chicagu [9]. Od 200 dobrovolníků získal více než 2000 záznamů pohybu očí formou obrázků na 5,5 km filmovém pásu. Viz obr. 1 vlevo. Působivá práce v oblasti *eye-trackingu* byla první, která detailně zkoumala pohyby očí

respondentů při prohlížení složitějších stimulů, než jsou texty či jednoduché geometrické obrazce. Autor využil širokou škálu analýzy naměřených dat při prohlížení obrázků. Studoval celkovou distribuci fixací na obrázcích, porovnával několik prvních fixací na obraze s několika posledními a porovnával různé respondenty při sledování stejného stimulu, či se zaměřil na vliv zadaných úkolů na zaznamenanou trajektorii, jako je znázorněno na obr. 1 vpravo. Zajímavé je především testování zadávání pokynů. Jak poloha fixací, tak i jejich trvání byly ovlivněny právě instrukcemi. Různé záznamy očních pohybů získané v těchto dvou situacích ukazují, že kognitivní faktory, jako je řešený úkol probandem, mohou mít výrazný vliv na následné pozorování obrazu [10, 11]. Další vývoj směřoval k vylepšení kombinace techniky registrace odrazu světla od rohovky za použití kamery a fotoaparátu, a to až do konce sedmdesátých let dvacátého století, kdy se začaly objevovat první počítače, a tím i přechod na digitální zařízení [3]. Zajímavý a obsáhlý přehled těchto raných výzkumů s použitím kamery uvádí práce [12].



Obr. 1 Vlevo Buswellův fotografický přístroj speciálně vyvinutý pro záznam pohybů očí při prohlížení obrázků; vpravo oční pohyby jednoho probanda, který si prohlíží obrázek Chicago Tribune Tower bez konkrétních instrukcí (červené) a následně po zadání pokynů k nalezení osoby hledící z okna ve věži (zelená) (převzato z [11] v originále [9]).

Od poloviny 20. století vzniklo několik inovací výše popsaných metod, a především nových technik a přístrojů pro *eye-tracking*. Důvodem bylo především zvýšení přesnosti určení směru pohledu uživatele a snazší aplikační použití. Duchowski a Holmqvist [5, 8] definují podobně základní rozdělení novodobých technik pro *eye-tracking*:

- a) Elektro-OculoGraphy (elektrookulografie) – zaznamenává pohyby očí měřením rozdílu elektrického potenciálu mezi dvěma elektrodami umístěnými v oblasti pokožky okolo oka. Lidské oko je elektrický dipól skládající se z kladně nabitě rohovky a záporně nabitě sítnice, jak poprvé objevil a popsal Schott v roce 1922. Fyziologicky existuje konstantní gradient napětí napříč okem zezadu dopředu o rozsahu 0,4 - 1 mV. Rotace tohoto malého dipólu generuje měřitelné magnetické pole, takže je možné téměř přímo měřit rychlost pohybu oka [13–15]. Jednou z výhod elektrookulografie je možnost měřit i pohyb zavřených očí a využít toho při klinických studiích očního pohybu během spánku [10]. Nevýhodou je nízká přesnost v určování směru pohledu díky elektromagnetickému šumu okolních svalů [5].
- b) Scleral contact lens (kontaktní čočky) – metoda sádrové čočky Delabarra se vyvinula a začaly být používány moderní kontaktní čočky umístěné na rohovce. Na silikonové čočce může být umístěna sada optických či mechanických snímačů obsahujících například fosfor nebo drátěná cívka. Poloha a orientace této cívky (a tím pádem i oka) je vypočítána pomocí měření změn proudů indukovaných třemi navzájem kolmými okolními zdroji magnetického pole [10, 16].
- c) Photo-OculoGraphy a Video-OculoGraphy (foto/ videookulografie) – jedná se o širokou škálu technik zaznamenávání pohybu zahrnující měření rozlišitelných znaků rotace a translace očí. Detekuje tvar zornice, pozice limbu (hranice duhovky a skléry) a odrazu světla na rohovce za pomocí blízko umístěného směrovaného zdroje světla, často infračerveného (IR). Měření očních rysů poskytovaných těmito měřicími technikami může nebo nemusí být prováděno automaticky a může zahrnovat vizuální manuální nebo automatickou kontrolu zaznamenaných pohybů očí [8].
- d) Dual Purkinje Image Tracker (měření 2 Purkyňových obrázků) – poměrně drahé a složité zařízení, využívá prvního a čtvrtého Purkyňova obrázku, tedy odrazů světelného paprsku od vnější strany rohovky a vnitřní strany čočky. Ke sledování těchto dvou odrazů využívá složitou kombinaci čoček a servo-řízených zrcadel. Díky své vysoké přesnosti se využívá jako referenční při porovnávání přesnosti jiných *eye trackerů* [17].

Podle technologické taxonomie můžeme zařadit tyto metody do obecné skupiny vhodné pro měření očních pohledů, ale neposkytují přímou informaci o směru pohledu „Point of Regard“ (POR) [18]. Pro zjištění POR zde musí být navíc hlava zafixována např. podbradníkem nebo obličejovým rámem tak, aby se shodovala poloha oka vzhledem k hlavě se směrem pohledu [10]. To může být ale značně nevhodné pro využití u činností vyžadujících volný pohyb probanda. Oproti těmto metodám nejnovější technika detekce středu zornice a odrazu světla od rohovky „Pupil Center Corneal Reflection“ (PCCR) měří orientaci oka v prostoru nezávisle na pohybech hlavy, a tím stále více získává na oblibě u výrobců dostupných *eye trackerů* pro celou řadu výzkumných i komerčních aplikací. Práce se této technologii věnuje samostatně v další podkapitole.

Od roku 2000 dodnes se *eye-tracking* neustále vyvíjí tak, jak se zlepšují počítačové algoritmy, technické prostředky a potřeba užití této technologie v různých oblastech života. S nástupem mobilních zařízení a miniaturizace optiky s vysokým rozlišením se prosazuje i technologie *Webcam eye-tracking* založená na využití běžných kamer notebooků a mobilních telefonů nebo externí webové kamery (v tomto případě i možnost zařazení IR spektra). Kamera umožňuje sledovat pohyb očí, zatímco speciální software (SW) umožňuje zpracovat data takovým způsobem, aby je bylo možné vědecky interpretovat. Mezi benefity je možné zařadit dostupnost a cenu, dále pak možnost oslovit/testovat velké množství uživatelů doma namísto v laboratoři. S IR externí kamerou je možné dosáhnout i vysoké přesnosti a široké adaptability. Mezi limitující faktory patří nízká vzorkovací frekvence použitých zařízení a z toho plynoucí zkreslení při rychlých očních pohybech, což je možné někdy redukovat vyšší vzorkovací frekvencí při nižším rozlišením. Při nízkém osvětlení se snižuje přesnost, protože je zde menší kontrast pro detekci pohybů očí na pozadí obličeje. PCCR a *Webcam eye-tracking* patří k nejnovější a nejpoužívanější generaci metod pozorování pohybu oka. Zajímavé srovnání obou technik nabízí například [19], kde autoři v závěru uvádějí velmi progresivní tvrzení, že díky *Webcam eye-trackingu* „je možné získat vysoce kvalitní výsledky na laboratorní úrovni pomocí bezplatných, otevřených a pro začátečníky přívětivých softwarových nástrojů.“

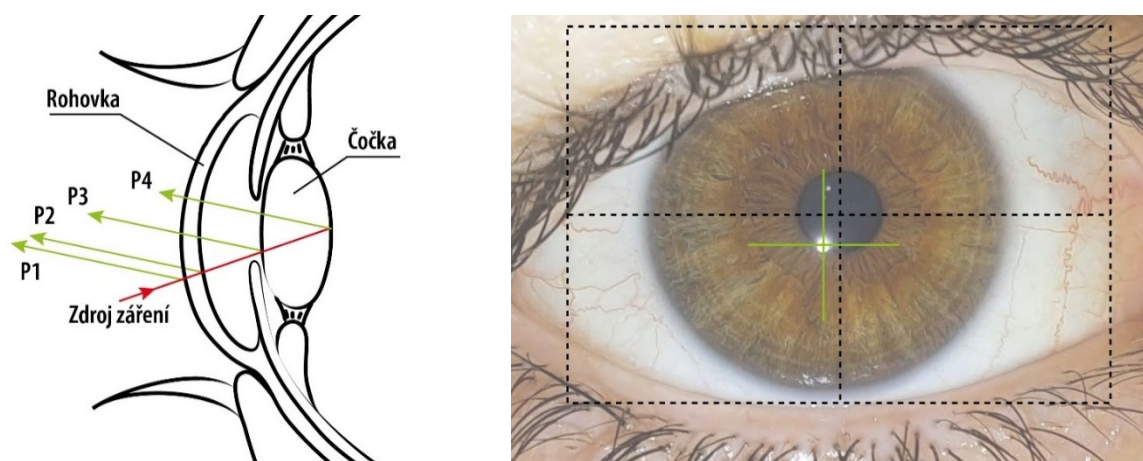
1.3 Pupil Center Corneal Reflection

Jednou z nejdůležitějších metod sledování očí je metoda porovnání pozice středu zornice a odrazu rohovky, jak je ukázáno na obr. 2 vpravo. Tato metoda většinou využívá bezpečného blízkého IR záření (~850 nm) k vytvoření odrazu na rohovce oka. Poloha odrazu se pak používá k určení polohy oka. Tato metoda je vysoce přesná a dokáže sledovat pohyby očí při vysokých

rychlostech. Použití metody PCCR má několik výhod. Za prvé, je neinvazivní a nevyžaduje žádný kontakt s okem. Díky tomu je to pro účastníka bezpečná a pohodlná metoda. Za druhé, je vysoce přesná a dokáže sledovat pohyby očí s velkou přesností. A konečně, je snadno použitelná a lze ji použít v různých prostředích, od výzkumných laboratoří až po reálná prostředí.

Předešlý úvodní odstavec této podkapitoly byl pro zajímavost vytvořen pomocí umělé inteligence (AI) společnosti OpenAI, systému GPT-4 a ChatGPT se zadáním: „*Write introduction into the dissertation thesis about history of eye tracking and eye trackers on 4 pages and the description of the most important method of eye tracking.*“ Autor využil v této práci pouze tento jediný odstavec z textu generovaného AI jako zajímavou demonstraci. Nutno přiznat, že ostatní text vytvořený AI působil velmi věrohodně, nicméně byl plný nepřesností a polopravd. Pro potřeby zpracování kvalitní odborné publikace je zatím systém založený na AI nepoužitelný. Je nutná výrazná a zdlouhavá verifikace předloženého výsledku a jazyková korektura.

Dnešní systémy sledování očí měří polohu, pohyb očí a velikost zornice, aby detekovaly konkrétní polohy pohledu z lokalizace pohledu v čase [20]. Můžeme je rozdělit na kontaktní, kde jsou kamera/y a iluminátor/y přichyceny na hlavě uživatele, nebo na bezkontaktní, kde jsou zařízení umístěna externě před osobou. PCCR využívá informaci o pozici odrazu zdroje záření (většinou IR), od jednotlivých vrstev oka. Odrazy jsou odlišné kvůli rozdílným poloměrům zakřivení jednotlivých povrchů rohovky a čočky, vznikají tzv. Purkyňovy (J.E. Purkyně, 1787-1869) obrazy (P1-P4) ukázané na obr. 2 vlevo. Korneální obrázek P1 vzniká na rozhraní vzduch-rohovka a je nejmenší a nejjasnější. Naopak P3 je největší a nejméně jasný a při akomodaci se zmenšuje a rozjasňuje. Oba tyto obrazy jsou přímé a zdánlivé. P2 je prakticky překryt P1 díky blízkosti odrazových ploch. Obraz P4 je převrácený a skutečný. P1 a P4 jsou u klasické nitrooční čočky v rovině poblíž pupily. Přesnost měření pohybu očí silně závisí na jasném ohraničení zornice a detekci odrazu rohovky. Při použití *eye trackeru* s metodou PCCR je žádoucí získat jeden odraz (některá zařízení jich mohou využívat i více), a proto se využívá zdroj IR zařízení (nebo více) pro potlačení nekontrolovaného zrcadlového odrazu od přirozeného světla. Obrazový střed odrazu na rohovce a poloha zornice se pohybují v tandemu s pohybem hlavy, takže je metoda méně náchylná k rotaci a změně polohy subjektu. Při detekci Purkyňových obrázků jsou nejčastěji využívány odrazy P1 (nebo P2) a P3, ve specifických případech i obtížně zachytitelné P4. Velkým benefitem využití senzoru s IR je také funkčnost za horších světelných podmínek nebo ve tmě.



Obr. 2 Vlevo 4 Purkyňovy odrazy, které jsou výsledkem přicházejícího světla nebo IR záření. Vpravo demonstrace PCCR, kdy systém přesně identifikuje střed zornice (průsečík černě čárkované osy x , y) a odraz na rohovce (průsečík zelené osy x , y). Vzdálenost obou průsečíků udává vztah oční bulvy ke zdroji záření. S využitím těchto údajů lze vypočítat polohu pohledu na displeji.

Různé PCCR *eye trackers* zaznamenávají data s různou frekvencí, v rozsahu od ~ 20 do 2 000 Hz a jejich volba by měla korespondovat s plánovaným experimentem či aplikací. Lidské oko využívá několik nejběžnějších typů pohybů s různou délkou trvání: Fixace (200-300 ms), Sakády (30-80 ms), Mikrosakády (10-30 ms), (Drift 200-1000 ms). Většina dnešních *eye trackerů* detekuje pouze některé z nich [5]. V každém časovém bodě tato zařízení vytvářejí informace o tom, zda oko (oči) mrká, pohybuje se nebo fixuje místo v prostoru. Jak je naznačeno na obr. 3, tyto informace pak mohou být převedeny na data, která označují souřadnice pohledu dané osoby v každém jednotlivém okamžiku [21, 22]. Princip určení místa pohledu Holmqvist rozděluje na fáze získání obrazu, analýza obrazu a odhad pohledu [5]. Po zachycení snímku oka kamerou je obraz zaslán k analýze. V dalším kroku se ze snímku analyzuje poloha obličeje a očí v prostoru díky speciálním algoritmům, dochází k segmentaci zornice a určení místa odrazu na rohovce. Někteří výrobci používají pokročilé algoritmy zpracování obrazu pro odhad 3D modelu oka a pozice oka v prostoru. Pro výpočet geometrických středů oka a zornice je například využíván pokročilý algoritmus pro sub-pixelový odhad obrysů, který opět zpřesňuje detekci. Na základě geometrických výpočtů a algoritmů kombinovaných s kalibrační procedurou dochází k mapování (oblasti na displeji, na která se uživatel dívá), vyhodnocení souřadnicových dat (x , y) a výslednému určení POR. Aby bylo možné získat spolehlivý přehled o celkové vizuální schopnosti jednotlivců, je tedy před sběrem dat pro *eye-tracking* nezbytné správné mapování výstupu

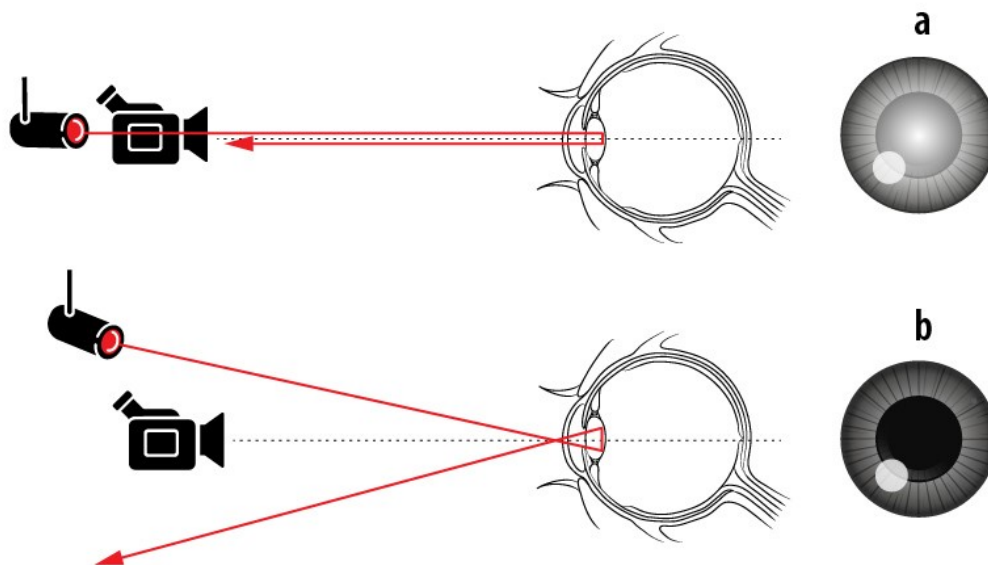
z *eye trackeru* do POR. Proto je vhodné před sběrem provést individuální kalibraci dat, která kompenzuje jak vychýlení optické a vertikální osy při polohování, tak systémové vychýlení, které vzniká chybou měření použitých zařízení.



Obr. 3 Ovládací schéma eye-trackingu s externím zařízením se třemi zdroji IR záření a jednou snímací kamerou. Na základě výpočtu POR subjekt interaguje s požadovanou částí displeje.

1.3.1 Metody snímání zornice u PCCR

Existují dvě základní osvětlovací techniky *eye trackerů*, které lze použít pro sledování pohledu technikou PCCR. Vhodným úhlem nasvícení oka lze kompenzovat často malý kontrast mezi černou zornicí a tmavě zabarvenou duhovkou. Svítí-li zdroj záření koaxiálně s optickou osou kamery, světlo se odráží od zadní stěny oka (sítnice) zpět do kamery, což způsobí rozjasnění zorničky (Bright pupil eye-tracking). Viz obr. 4a. Jedná se o obdobný jev, který způsobuje „efekt červených očí“ při fotografování.



Obr. 4 Metoda jasného snímání **a** v koaxiálním zapojení zdroje a senzoru a tmavého snímání **b**, kdy většina záření jde mimo osu pohledu.

Oproti tomu v případě, že jsou iluminátory umístěny dále od optické osy kamery, emise vstupuje do oka pod jiným úhlem, nežli pod kterým je kamerou pozorován odraz. To způsobí, že se zornice při zobrazení jeví tmavší než zbytek oka (Dark pupil eye-tracking). Viz obr. 4b. Tmavá nebo jasná zornice je identifikována pomocí algoritmu SW *eye trackeru* hledáním eliptického tvaru v obrazu oka. Původní motivací systémů založených na snímání jasné zornice bylo kompenzovat špatnou kontrastní citlivost *eye trackeru* zvýšením rozdílu ve vyzařování světla mezi zornicí a duhovkou. Některé *eye trackery* dokonce využívají kombinace obou metod. Nicméně s nejnovější vylepšenou technologií snímacích kamer je již kontrast velmi dobře patrný a většina systémů dnes využívá metodu snímání tmavé zornice. Jak dále uvádí Holmqvist, v mnoha případech především komerčních výrobců jsou způsob snímání a technická řešení utajeny, a tím je obtížné porovnat výrobce *eye trackerů* a jednotlivých technologií snímání obrazu mezi sebou [5].

Ve 21. století slouží *eye-tracking* pro marketingové, studijní a vědecké účely napříč mnoha obory a jeho použití vypadá velmi slibně pro využití na poli rehabilitačních a asistivních pomůcek v medicíně. V posledních letech se jedná o velmi aktivní oblast výzkumu, protože tato technologie zvyšuje dostupnost nejrůznějších aplikací, jako je netradiční interakce člověk-počítač, virtuální realita, diagnostika očních onemocnění, studie lidského chování, řízení a automatizace atd. [23–25].

2 CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

Cílem disertační práce bylo u vybraných diagnostických kategorií – roztroušená skleróza, pentaplegie, tetraplegie, vysoká paraplegie, myopatie a svalové atrofie ověřit, zda je pro ně systém bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů vhodný, dostatečně přesný, spolehlivý a uživatelsky přívětivý a jeho vlastnosti by vedly k preferování tohoto řešení před ostatními dostupnými asistivními pomůckami.

2.1 Definice primárních cílů

- I. Navrhnout ovládací rozhraní pro experimentální testování bezkontaktního ovládání virtuálního polohovacího lůžka pomocí očních pohybů, ověřit technickou proveditelnost a připravit vhodné SW rozhraní, aby bylo možné provést širší analýzu na vybraných kategoriích probandů.
- II. Vybrat vhodné dobrovolníky ve spolupráci s organizací Česká asociace paraplegiků (CZEPA), z.s. Formou virtuálního experimentu ověřit na vybraných kategoriích testovaných osob – pentaplegie, tetraplegie, vysoké paraplegie, myopatie a spinální svalové atrofie použitelnost a efektivitu bezkontaktního systému.
- III. Na základě analýzy výsledků bezkontaktního ovládání virtuálního polohovacího lůžka navrhnout a realizovat inovativní ovládací rozhraní pro reálné polohovací lůžko. Připravit systém pro realizaci experimentů s dobrovolníky a ověřit jeho funkčnost a bezpečnost.
- IV. Verifikovat pro vybranou kategorii pacientů s roztroušenou sklerózou navržený systém a jeho funkčnost na základě získaných měření. Porovnat výsledky s dostupnými řešeními stávající úrovně poznání v oblasti bezkontaktních asistivních technologií a vyhodnotit funkcionalitu ovládacího systému.
- V. Zhodnotit přínos zařízení a nabídnout optimální inovaci pro modulární uspořádání systému pro průmyslové rozšíření tak, aby bylo možné celý systém bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka transferovat z výzkumné oblasti do širšího sociálního spektra využití.

2.2 Stanovené hypotézy

- I. U bezkontaktní technologie založené na detekci očních pohybů dosahuje skupina pacientů s roztroušenou sklerózou (RS) a kontrolní skupina v rámci kvantitativního výzkumu reálného polohovacího lůžka stejných výsledků při řešení úlohy s opakovaným testováním.
- II. Realizovaný systém bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka nabízí pro vybrané skupiny pacientů na základě definovaných kritérií vhodnou alternativu ke klasickému kontaktnímu tlačítkovému ovládání.

3 STUDIE PROVEDITELNOSTI

*"THE PROPER METHOD FOR
INQUIRING AFTER THE PROPERTIES
OF THINGS IS TO DEDUCE THEM
FROM EXPERIMENTS."*

(ISAAC NEWTON 1642 - 1726)

3.1 Úvod ke studii proveditelnosti

Z celosvětových odhadů z roku 2010 vyplývá, že více než jedna miliarda lidí trpí některou formou zdravotního omezení, to odpovídá asi 15 % populace. Z toho 2-4 % mají výrazné obtíže s fungováním v běžném životě [26]. V roce 2021 bylo v ČR 53 700 pacientů na nejvyšším stupni IV (úplná závislost na péči) [27]. Technologie *eye-tracking* je mocným technologickým prostředkem u lidí s pohybovým omezením především horních končetin [28–30]. V posledním desetiletí je možné sledovat značný až alarmující nárůst právě pacientů se zdravotním postižením horní poloviny těla [31]. Avšak kognitivní funkce u takových lidí jsou obecně zachovalé a mohou používat ke komunikaci například své oči [32]. Součástí této skupiny jsou pacienti s částečným nebo úplným poraněním nebo onemocněním míchy, amyotrofickou laterální sklerózou, cévními mozkovými příhodami, různými svalovými dystrofiemi, myopatií, RS apod. [33].

Bezkontaktní asistivní technologie nejsou ve světě rehabilitace a neuro-inženýrství ničím novým. Mluví-li se o takovýchto technologiích, jsou tím míněny obecně nástroje, zařízení, software, systémy či služby využívající zpravidla moderní technologie (zejména oční a řečové senzory, nejrůznější elektromechanické aktuátory, informační a komunikační „*smart*“ technologie), jejíž cílem je především zachovat, posílit nebo zlepšit funkční schopnosti jedinců se specifickými potřebami, a tím jim usnadnit každodenní život a zlepšit kvalitu jejich života, samostatnost, zvýšit soběstačnost a podpořit duševní zdraví. Významnou technologií vedle *eye-trackingu* je automatické rozpoznávání řeči. U uživatele s motorickým omezením využívající aplikaci mluvených příkazů je možné pomocí hlasu a hlasového senzoru změnit polohu polohovací postele [34]. Kajol H a kol. využili modul pro rozpoznávání hlasu VR3 kompatibilní se systémem Arduino, který se používá k detekci klíčových slov pro trénovaný hlas. Uživatel dává hlasem příkazy k provedení některé z akcí, jako je náklon, poloha nahoru a dolů atd. Ovládání bezprostředního okolí lůžka jako zapnutí spotřebičů a různé další činnosti

Lze také provádět formou rozšířených funkcí. V práci [35] autoři také zkoumali možnosti hlasového ovládání, a to pro systém řízení elektrického invalidního vozíku. Systém dosáhl v rozpoznání řečových příkazů, po zaškolení probandů, úspěšnosti okolo 96 % při zachování vysoké bezpečnosti pohybu díky rozšíření o ultrazvuková a IR čidla. Pokročilé algoritmy dnes umí rozpoznat i hlasy jiných členů osob a odlišit je od příkazů uživatele. Povelů jsou zpracovány mikrofonem s řídicí jednotkou nebo prostřednictvím mobilního zařízení. Některé aplikace využívají pole mikrofonů, které umí lokalizovat zdroj hlasu a do jisté míry potlačit hluk přicházející z jiných směrů, což ovládání zpřesňuje. Převážná část uživatelů je schopna zadávat hlasové příkazy formou základních slov nebo v případě lehké vady řeči určitými zvuky. Použití této asistivní technologie je ovšem významně limitováno u pacientů s částečnou nebo úplnou ztrátou hlasu (např. pentaplegie). V případě úspěšného a dostatečného odfiltrování nežádoucího signálového šumu je k ovládání polohovacího lůžka či k řízení dalších zařízení v domácnosti možné využít kontaktní asistivní technologii elektroencefalografie (EEG) [36, 37]. Pro práci na počítači je možné zvolit speciální navigační čelenkový terčik nebo různé druhy kontaktních snímačů. Díky pohybu hlavy nebo svalů v obličeji generuje pacient speciální sekvenci pro pohyb kursoru na ploše obrazovky. Nevýhodou těchto metod je právě jejich nutné kontaktní zapojení a snímání přímo na uživateli nebo v blízkém kontaktu s ním. Ale i to může v některých případech být jediná vhodná varianta. Například světoznámý astrofyzik Stephen Hawking trpící amyotrofickou laterální sklerózou bezúspěšně zkoušel ovládání počítače pomocí *eye-trackingu*, aby se pak vrátil zpět k osvědčenému ovládání pomocí spínače, u čehož už zůstal po celý zbytek svého života. Výzkumný tým ze společnosti Intel prozkoumal u Hawkinga několik nadějných, ale nakonec slepých uliček. Pokoušeli se vyhodnocovat výraz jeho tváře nebo sledovat pohyb očí, ale přestože při vývojových testech vypadaly tyto technologie nadějně, v případě Hawkinga a jeho diagnózy nebyly účinné. Systém nedokázal spolehlivě sledovat směr Hawkingova pohledu, především kvůli nekontrolovatelnému přivírání očních víček. Hawking také neúspěšně testoval čepici s EEG, která dokázala číst jeho mozkové vlny a potenciálně přenášet příkazy do jeho počítače. Bohužel nebylo možné dosáhnout dostatečného odstupu signálu od šumu. Jediné, co zůstalo použitelné, byl obličejový senzor s jediným spínačem, který byl připevněn k jeho brýlím. Pomocí IR paprsku senzor vyhodnocoval napětí lícního svalu. Sám Hawking vyzkoušel mnoho systémů a s rozvojem jeho onemocnění klesala jeho schopnost komunikace z 15 až na 2 slova za minutu [38].

Pro úspěšný vývoj aplikace pro speciální účely je v dnešní době dynamicky se měnícího světa a nastupující umělé inteligence především klíčový návrh SW architektury s ergonomickým

grafickým uživatelským rozhraním (GUI). Správná rozvaha, návrh komunikačního rozhraní a testování je při vývoji nových konceptů řízení krucální. Naprogramování ovládacího prostředí může těžit z již existujících vzorů a modelů a jejich překladů pro různé platformy. Je dobré podotknout, že na většině aplikací se uplatní více softwarových vzorů (E. Gamma jich uvádí 23 ve 3 skupinách) a je nutné posoudit jejich klady a zápory [39, 40]. Tyto předlohy byly využity pro návrh vlastního zobrazovacího a ovládacího testovacího GUI a autor se domnívá, že jejich hlubší popis překračuje rozsah sdělení této práce.

3.2 Cíle studie proveditelnosti

V rámci Studie proveditelnosti bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů bylo cílem autora ověřit, zda tato technologie vyhovuje potřebám pacientů s výrazně omezenou motorikou horních končetin po úrazech míchy nebo i s nepříznivým prognostickým vývojem klinického stavu.

1. Při návrhu uživatelského rozhraní pro ovládání lůžka nalézt optimální způsob zadávání příkazů pomocí vybrané sekvence okohybných manévřů s využitím orientačních grafických elementů.
2. Pro vybrané skupiny pacientů vytvořit experiment prováděný na lůžku, který ukáže na prioritní oblasti studie, především na potřeby pacientů a jejich schopnost obsluhy nabízeného systému, ověření funkčnosti a spolehlivosti předkládaného zařízení.
3. Analyzovat studii na základě získaných dat z provedených testů a dotazníkových šetření, porovnat chybovost a rychlost provedených testů mezi jednotlivými pacienty.

3.3 Materiál a metodika

3.3.1 Systém virtuálního polohování a eye tracker

Pro experiment byl vyvinut systém pro ovládání virtuálního polohovacího lůžka pomocí očních pohybů (VBCET), který simuloval ovládání základních funkcí polohovacího lůžka. Pomocí vyvinuté SW aplikace mohl pacient ovládat virtuální změnu pozice hlavy a nohou. Systém byl HW kompletován ze zařízení *eye tracker* Tobii EyeX umístěného na dolním okraji displeje, přenosného notebooku Toshiba Z40-A-121 i7-4600U, (14") HD+ 1600 x 900 px LED podsvícení 16:9, Intel® Core™ i7, 16 GB DDR3, 256 GB SSD, Windows 7 Professional 64bit a nastavitelného pracovního stolku s výklopem do strany nad lůžko. K detekci a sledování pohybů očí je možné použít několik technik. Jedním z nejběžnějších přístupů je metoda PCCR

[41]. Jako *eye-tracking* senzor byl vybrán Tobii EyeX Dev Kit, vývojářský binokulární *eye tracker* se základní sadou softwarových knihoven určených pro vývojáře her a spotřebitelských aplikací. Viz obr. 5. Obraz na rohovce, produkovaný zdrojem blízkého IR osvětlení, a poloha středu zornice jsou vstupními proměnnými pro odhad pohledu. Metoda předpokládá, že linie pohledu spojuje střed otáčení oční bulvy a střed zornice (viz kapitola 1.3). Zařízení EyeX využívá dále metodu sledování „tmavé“ zornice k lokalizaci středu zornice uživatele. Naměřené charakteristiky EyeX (tj. přesnost $<0,6^\circ$, latence <50 ms a nominální vzorkovací frekvence ≈ 60 Hz) jsou dostačující pro testovanou aplikaci [42]. Pozorovací vzdálenost EyeX je možné volit v rozmezí 450-800 mm. EyeX umožňuje volné pohyby hlavy. V závislosti na vzdálenosti uživatele od obrazovky se mění maximální povolené horizontální a vertikální pohyby hlavy. Vzdálenost osoby provádějící ovládání virtuálního lůžka v experimentu byla stanovena na 0,75 m od ovládacího displeje se senzorem.



Obr. 5 Tobii EyeX Controller se třemi iluminátory a jednou kamerou.

Pro každého uživatele bylo možné vybrat kalibrační proces s brýlemi nebo bez [43]. V případě zrakové vady jednoho oka, kdy senzor správně nereagoval, bylo možné provést kalibraci pouze na druhém oku. Během kalibrace uživatel sledoval kalibrační body na obrazovce. Kalibrační procedura byla implementována přímo v Tobii EyeX SDK a umožňovala individuální kalibrace senzoru. Jedná se o softwarový balík, který se používá společně s kompatibilními očními senzory, jako je Tobii EyeX Controller. Vývojový nástroj obsahuje ovladače a služby pro připojení a komunikaci s *eye trackerem* stejně jako software Tobii EyeX Engine a Tobii EyeX Interaction. Viz Developer's Guide [44].

3.3.2 Grafické rozhraní pro ovládání

Pro vyhodnocení povelů uživatele a ovládání virtuálního lůžka bylo vyvinuto vlastní GUI s virtuálními tlačítky. V dalším textu bude vždy tato zkratka označovat prostředí pro řízení lůžka pacientem, nikoliv prostředí operátora. Vzhledem k dostupnosti knihoven z vývojářského modulu Tobii EyeX SDK a funkcí potřebných pro přístup k datům z *eye trackeru* byl pro programování ovládací aplikace vybrán výrobcem podporovaný jazyk C#. V rámci programové vývojové verze Tobii.EyeX.SDK 1.3.443.0 a díky podpoře Tobii EyeX Engine

API a .NET Framework nebylo pracováno s jednotlivými pixely, ale ohraničenými oblastmi. Výsledná aplikace se skládá ze tří vrstev GUI: pohotovostní režim – vyčkává na zájem uživatele a umožňuje inicializaci celého systému; režim výběru – ovládací prostředí segmentů lůžka; režim potvrzení – vykonání příkazu (nahrazující stisknutí tlačítka na ovladači). Aplikaci a zdrojový kód je možné spustit v elektronické příloze této disertační práce pod označením VBCET aplikace GUI.

Pohotovostní režim – Inicializace

U základní interakce člověk – počítač je nutné nastavit vhodnou vstupní sekvenci pro akceptaci přístupu do ovládacího rozhraní aplikace a zobrazit následnou možnost výběru řídicí sekvence pro dané segmenty lůžka. V pohotovostním režimu se na bílém pozadí střídají dva barevně vystředěné obdélníky v intervalu cyklu 1 s. Viz obr. 6a a 6b. To má za úkol navozovat simulaci blikající diody obdobně jako u některých stand-by režimů elektronických zařízení, tedy přenést informaci o vyčkávání na interakci s uživatelem. Při pohledu na tento obdélníkový prvek se blikání ustálí a barva se změní na červenou, jak ilustruje obr. 6c. Upřeným pohledem do inicializačního obdélníku po dobu 2 s se aktivuje režim výběru. Při přerušení pohledu nebo vyjetím pohledem mimo zájmovou oblast dojde k opětovnému střídání vyčkávacích obrazců. Viz obr. 6a a 6b. Tento způsob komunikace umožňuje uživateli ověřit správnost jeho pohledu. Zároveň je aplikace schopna vyhodnotit záměr v ovládní lůžka, nebo zda se jedná pouze o nahodilou sakádu při běžné denní činnosti. Velikost cyklické virtuální diody je dána poměrovým zastoupením obrazce vůči displeji v poměru 1:5 v horizontální i vertikální pozici s centralizací interakčního prvku na střed v bílém pozadí. Pro návrh VBCET byly vybrány barvy, které k sobě byly dostatečně kontrastní a zásadně odlišovaly zobrazenou informaci.



Obr. 6 Vyčkávací simulace diody pro interakci uživatele a systému. Zleva, alternace barevných prvků **a** černá/ **b** růžová, při ustálení pohledu pro vyvolání režimu výběru dochází ke změně na **c** červená.

Režim výběru

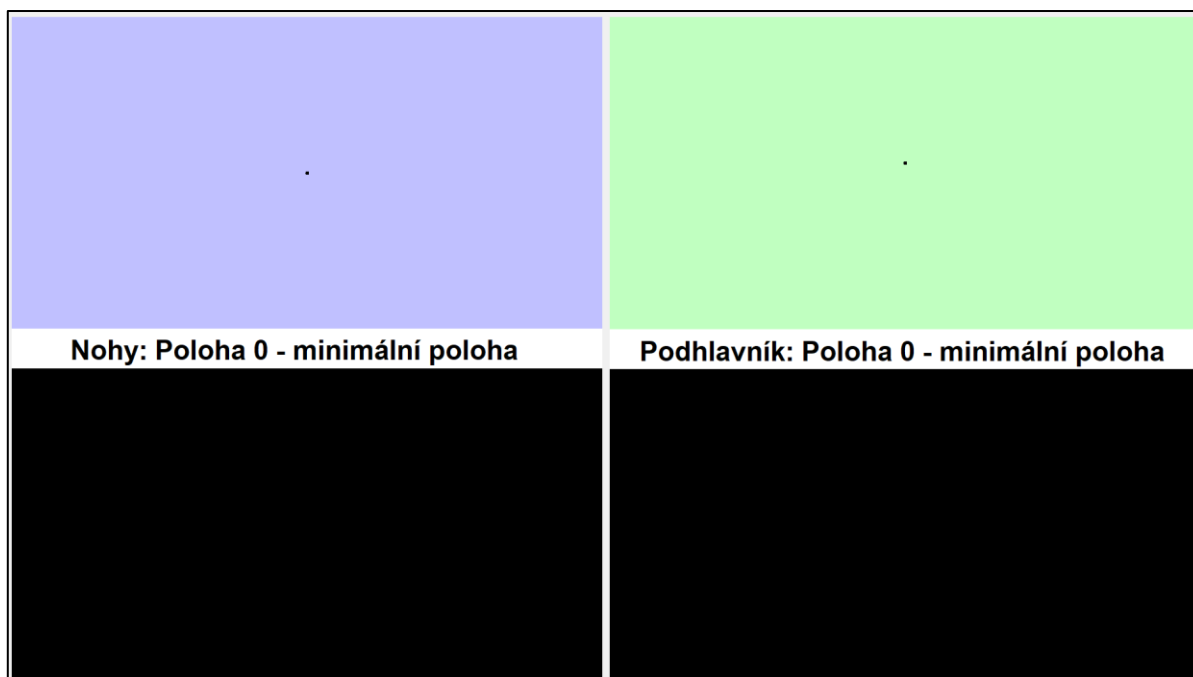
Aplikace ovládání virtuálního lůžka umožňuje vybrat segment hlavy (podhlavník), nebo segment nohou a zvolit polohu. V každém segmentu je možné volit ze tří předdefinovaných virtuálních poloh, daný úhel byl zaveden pouze pro představu uživatele:

Poloha 0 –základní poloha segmentu; segment se střední částí lůžka svírá úhel 0°.

Poloha 1 – střední pozice segmentu; segment se střední částí lůžka svírá úhel 15° - úlevová poloha horní části těla, kde pacient může lépe komunikovat s okolím a zároveň relaxovat. Pro polohu nohou se jedná o relaxační odlehčení dolních končetin.

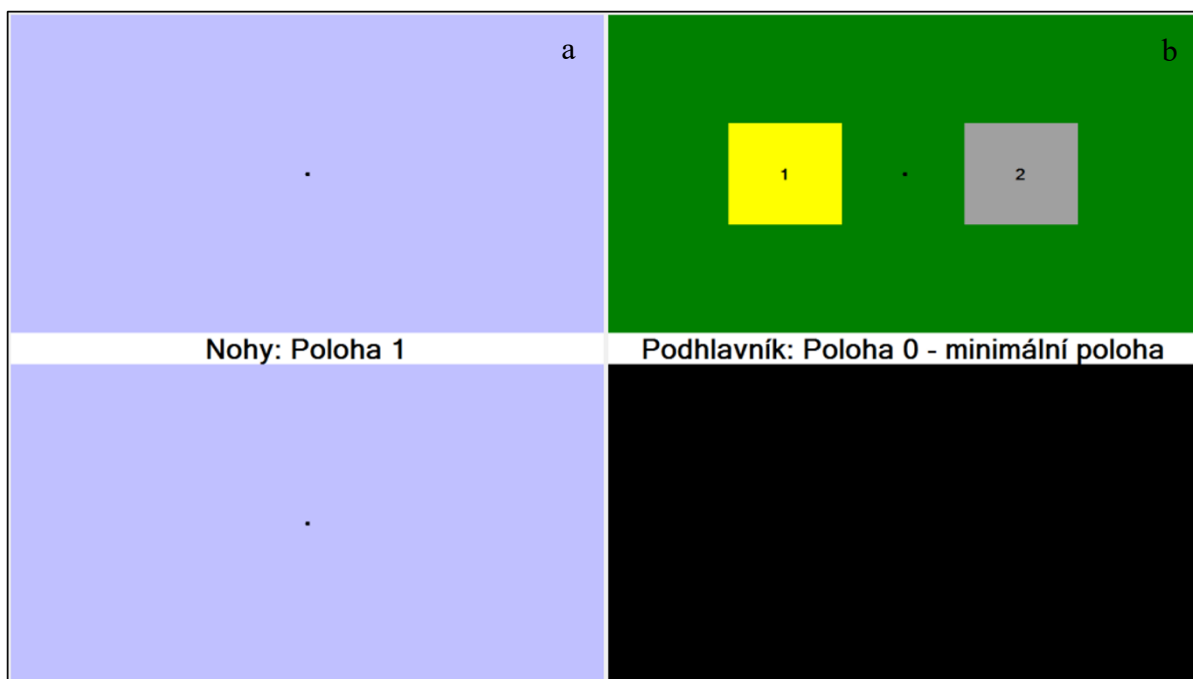
Poloha 2 – maximální poloha segmentu; segment se střední částí lůžka svírá úhel 30° - aktivní poloha v polosedě pro komunikaci s okolím (hlava) nebo maximální relaxaci zvednutých dolních končetin (nohy).

Grafické prostředí pro ovládání je rozděleno na 4 základní výběrová a 2 informativní středová pole. V levé části displeje pacient vybírá pozici nohou, v pravé části pozici hlavy (podhlavník). Horní pole jsou pro směr polohování nahoru, dolní naopak. Střední bílý pruh s textem mezi jednotlivými obdélníky daného segmentu informuje pacienta o aktuálním stavu polohy. Viz obr. 7. Světle modrá a zelená oddělují opticky plochu tak, aby byl výběr mezi dvěma segmenty jednoznačný. Minimální nebo maximální polohu daného segmentu určuje černý neaktivní obdélník.



***Obr. 7** Výchozí poloha experimentu při zahájení polohování. Možné změny polohy svítí barevně s naváděcí tečkou uprostřed pro fixaci a zpřesnění POR.*

Očním pohledem do jednoho ze 4 výběrových polí se daný obdélník stane aktivním a změní barvu na tmavě sytě zelenou (nohy modrou). Tímto je pacient informován, že aplikace zaznamenala jeho zájem o danou oblast. Na obr. 8a je nepoužívaný segment reprezentován slabě modrými poli a nohy jsou ve střední poloze 1. Na pravé straně obr. 8b je hlava (podhlavník) v základní poloze 0 a probíhá proces zvednutí do polohy 1. Textová pole jsou pro funkce pohledu během ovládání deaktivována a plní pouze funkci informativní. Pohledem na vodící středový černý bod výběru pacient může započít potvrzovací sekvenci. Při vyjetí pohledem z GUI na méně než 5 s je možné pokračovat v ovládání výběru. V případě prodloužení tohoto času dojde k návratu do pohotovostního režimu. Rozměry daných prvků jsou relativní vzhledem k velikosti displeje.



Obr. 8 Okno aplikace ve stavu, kdy pacient potvrzuje změnu segmentu Podhlavníku do Polohy 1. Segment **a** nabízí na výběr jak zvýšení, tak snížení polohy nohou o 1, nyní neaktivní. Pohled pacienta je interpretován aktivním zeleným polem **b**. Pro potvrzení polohy hlavy nabízí aplikace změnu pouze směrem nahoru, tedy tento segment je v nulové poloze. V případě pohledu i na druhý čtverec 2 po definovanou dobu, dojde ke změně z polohy 0 na polohu 1.

Režim potvrzení

Potvrzení příkazu je realizováno pomocí postupné fixace pohledu na sekvenci 2 čtvercových grafických elementů. Vzhledem k různému stupni zrakového postižení a různým diagnózám testovaných pacientů byla při ovládání lůžka použita strategie dvou ovládacích ploch a relativně dlouhých aktivačních časů. V návrhu nebyla použita další paralelní přidružená aktivace např. mrkáním nebo kliknutím myši či stisknutím klávesy. Při pohledu na naváděcí bod vybraného segmentu se zobrazí 2 šedé čtverce 1 a 2. Viz obr. 8b. Při sekvenčním udržení pohledu na jednotlivých čtvercích se po 0,5 s změni jejich barva na žlutou a dojde k potvrzení příkazu pro změnu polohy obdobně jako stisk klávesy Enter nebo levé tlačítko myši.

3.3.3 Protokol událostí

Pro vyhodnocení plánovaných experimentů a získání dat z průběhu polohování byla aplikace rozšířena o zápis jednotlivých kroků uživatele do souboru ve formátu .txt. Na základě jednotlivých kroků v aplikaci se vybrané kroky zaznamenávají jako nový řádek s datem

(dd-MM-yyyy), časem (hh-mm-ss-SSS) s vybranou aktivitou. Zahájení nahrávání v aplikaci se spouští stisknutím klávesy Enter a ukončuje klávesou Esc. Po ukončení testu se vygeneruje textový soubor s číslem v názvu (např. Log 44). Viz obr. 9. Anonymizované protokoly událostí jednotlivých probandů jsou k dispozici v elektronické příloze této disertační práce pod označením Logy_1.

05. 02. 2015 22:29:10.269 - Program spuštěn.
05. 02. 2015 22:29:10.808 - Najetí na první panel.
05. 02. 2015 22:29:11.687 - Opuštění prvního panelu.
05. 02. 2015 22:29:11.852 - Najetí na první panel.
05. 02. 2015 22:29:13.852 - Otevření programu.
05. 02. 2015 22:29:13.911 - Opuštění prvního panelu.
05. 02. 2015 22:29:14.075 - Nohy nahoru: aktivován.
05. 02. 2015 22:29:14.103 - Podhlavník nahoru: aktivován.
05. 02. 2015 22:29:14.373 - Nohy nahoru: aktivován.
05. 02. 2015 22:29:15.473 - Zobrazení potvrzení
05. 02. 2015 22:29:16.383 - Čtvereček 1 OK
05. 02. 2015 22:29:17.313 - Čtvereček 2 OK
05. 02. 2015 22:29:17.816 - Nohy nahoru: poloha úspěšně změněna.
05. 02. 2015 22:29:19.007 - Nohy nahoru: aktivován.
05. 02. 2015 22:29:19.653 - Podhlavník nahoru: aktivován.
05. 02. 2015 22:29:20.763 - Zobrazení potvrzení
05. 02. 2015 22:29:21.409 - Čtvereček 1 OK
05. 02. 2015 22:29:22.278 - Čtvereček 2 OK
...
05. 02. 2015 22:30:11.533 - Ukončení programu

Obr. 9 Protokol událostí aplikace se záznamem času a typu události. Žlutě je vyznačena úspěšná fáze pro zvednutí segmentu nohou o jednu polohu nahoru.

3.3.4 Nastavení studie

Pro ověření využitelnosti VBCET byla testována funkčnost a využitelnost ovládání lůžka skupinou dobrovolníků s významným pohybovým omezením horních končetin s diagnózami pentaplegie (C 1/3), tetraplegie (C 4/8), vysoké paraplegie (Th 1/6), myopatie a spinální svalové atrofie (SMA). Probandi byli osloveni za spolupráce CZEPA. Testování probíhalo po celé České republice v léčebných zařízeních nebo v domácím prostředí u pacientů. Autor získal pro experiment souhlas etické komise a formulář informovaného souhlasu a dobrovolníky osobně navštívil.

Popis pacientů

Byly vybrány čtyři ženy a třináct mužů, průměrný věk pacientů byl $33,8 \pm 9,9$ let (SD). Pacienti museli mít zachovaný zrak, schopnost pohybu očí a zachované kognitivní funkce. Vybrání byli pacienti, kteří chápali způsob provedení a vedení experimentu. Mezi výběrová kritéria

pro zařazení byla zvolena špatná nebo žádná motorika rukou, tedy nemožnost dostatečně přesně ovládat klasický konvenční ovladač k polohovacímu lůžku. Pacienti se ve všech případech při testování pohybovali aktivně i pasivně na invalidním vozíku, k přesunu na lůžko potřebovali dopomoc asistenta, někteří byli připojeni na umělou plicní ventilaci. V rámci sebeobsluhy měli ve značné míře problémy s úkony denní potřeby a většinou neměli zkušenosti se snímáním očních pohledů nebo podobným typem asistivního ovládání. Výběr dobrovolníků proběhl na základě výše zvolených kritérií specialisty z CZEPA. Kvůli pohybu na elektrických vozících a v některých případech pobytu ve specializovaném zařízení dlouhodobé péče probíhal experiment za přítomnosti asistentů nebo proškolených zaměstnanců a jednoho experimentátora při běžném denním osvětlení. Experiment bylo možné kdykoliv přerušit jak ze strany obsluhy, tak ze strany pacienta pomocí ukončení interakce s displejem přenosného počítače. Použití brýlí nebylo vylučujícím kritériem experimentu. Celkový popis testovaných osob je v tab. 1.

Tab. 1 *Profilový popis všech dobrovolníků*

	Diagnóza	N	Průměr	SD
Věk [roky]	Tetraplegie	8	34,0	10,6
	SMA	2	[M 35, M 27]	
	Myopatie	2	[M 17, M 34]	
	Pentaplegie	2	[M 32, M 53]	
	Paraplegie	3	[Ž 18, Ž 34, Ž 42]	

Tabulka diagnóz, věku a pohlaví. U tetraplegie je věk vyjádřen pomocí průměru a výběrové směrodatné odchylky, u ostatních diagnóz je dán výčetem. Ž reprezentuje ženy, M muže.

3.3.5 Popis experimentu

Účastníci si přečetli formulář informovaného souhlasu. Případné nejasnosti zodpověděl experimentátor (MK). Do experimentu byli zahrnuti pouze dobrovolníci, kteří po seznámení s experimentem podepsali, nebo jinak vyjádřili informovaný souhlas.

Všichni dobrovolníci podstoupili kalibraci *eye trackeru* (mohla být několikrát opakována). Probandi, kteří úspěšně prošli kalibrací, byli seznámeni s aplikací pod vedením experimentátora (cca 10 minut). U některých pacientů se zkoušela aplikace i bez úspěšné kalibrace ve výchozím nastavení senzoru. Seznámení probíhalo formou výkladu a ukázkou ovládání. Po volném

procvičení aplikace a osvojení si základních ovládacích dovedností následoval test, který spočíval v provedení sekvence příkazů:

- a) pohledem iniciovat aplikaci
- b) zvednout podpěru nohou o 1 polohu nahoru
- c) zvednout podpěru hlavy o 1 polohu nahoru
- d) zvednout podpěru nohou o 1 polohu nahoru
- e) zvednout podpěru hlavy o 1 polohu nahoru
- f) přerušit oční kontakt s aplikací
- g) znovu aplikaci pohledem aktivovat
- h) snížit podpěru nohou o 1 polohu dolů
- i) snížit podpěru hlavy o 1 polohu dolů
- j) snížit podpěru nohou o 1 polohu dolů
- k) snížit podpěru hlavy o 1 polohu dolů
- l) ukončení testu experimentátorem

Experimentátor zahájil test spuštěním aplikace WindowsFormsApplication1.exe, tím se spustila aplikace i nahrávání do souboru událostí. Doba trvání testu se pohybovala mezi 20 sekundami a několika minutami. Operátor prováděl dobrovolníky testem a oznamoval nadcházející kroky sekvence. Po dokončení posledního potvrzení (k) - snížit podpěru hlavy o 1 polohu dolů experimentátor ukončil test pravým tlačítkem myši – „Zavri Okno“. Tímto krokem se ukončilo nahrávání do protokolu událostí. Tři osoby odmítly podporu a test provedly bez vedení operátora. Bezprostředně po dokončení testu následovalo dotazníkové šetření. Celé sezení trvalo přibližně 20 minut (včetně nastavení experimentu a vyplnění dotazníku). Experiment probíhal na lůžku pacienta, přenosný notebook byl postavený na nastavitelném stolku. Viz obr. 10. Způsob testování aplikace s virtuálním pohybem lůžka je obdobně řešen i v práci [45].

V několika případech pacient neměl možnost přesunu z vozíku na lůžko a provedl experiment v sedě s notebookem umístěným před sebou na stole.



Obr. 10 Probíhající experiment v domácím prostředí u pacienta s pentaplegií. Testování probíhalo ve většině případů za pomoci asistentů, kteří pomohli s přesunem pacienta do vhodné polohy pro provedení experimentu.

3.3.6 Analýza

Pro vyhodnocení experimentu byl naprogramován zápis do souboru. Protokol událostí každého testu obsahoval časové záznamy jednotlivých virtuálních operací. Z protokolu bylo možno určit celkový počet kroků a potřebný čas k dokončení testu. Kritickým parametrem pro měření úspěšnosti VBCET byl potřebný čas k dokončení testu. Tato doba zahrnovala časový úsek, kdy došlo k několika očním sekvencím po posledním měřeném kroku. Aplikaci ukončil až experimentátor, a tím se teprve přerušil zápis do souboru. V upraveném protokolu událostí byl tento čas od celkového času redukován stejně jako počet výsledných kroků. V následujícím textu jsou vždy čas úlohy a počet kroků prezentovány jako již upravená data k poslednímu hodnocenému příkazu.

Optimální řešení testu vyžadovalo 48 kroků. Počet kroků, které potřebovali dobrovolníci navíc, snížil efektivitu řešení, která se vypočítala jako optimální počet kroků krát sto děleno počtem

všech dokončených kroků probandem. Pokud byl počet kroků pro řešení testu roven 48, efektivita byla 100 %.

Míra celkové spokojenosti se systémem a průběhem testu byla získána formou zpětné vazby z dotazníkového šetření zaměřeného na jistotu v ovládní, spokojenost s aktivací systému, pochopení toho, jak byly segmenty lůžka symbolizovány, přehlednost ovládní a upřednostnění VBCET před jiným pomyslným ovládním. Odpovědi byly na 5 úroňové škále od silně podporují (++) / podporují (+), přes neutrální nevím, až po nepodporují (-) / silně nepodporují (--).

Bylo analyzováno, zda efektivita závisela na věku pacienta. Efektivita představovala závislou proměnnou a věk představoval proměnnou nezávislou. Hladina významnosti byla v provedených testech 5 %. Pro statistické zpracování a vyhodnocení naměřených dat byl zvolen nástroj Jamovi [46] a Microsoft Office 365.

3.4 Výsledky

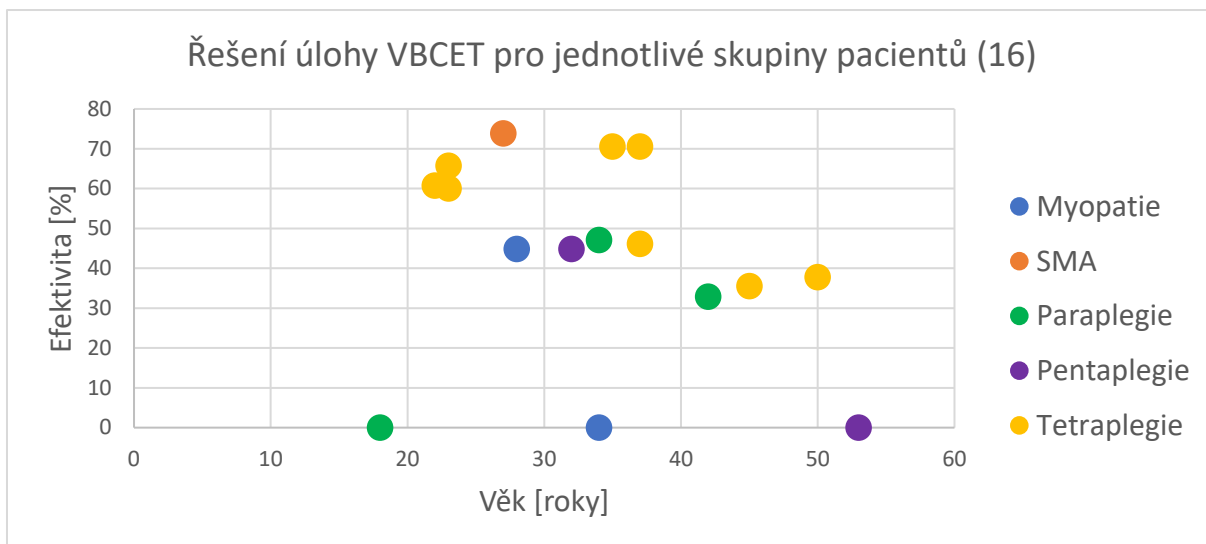
Studie proveditelnosti byla schválena místní etickou komisí Fakultní nemocnice Hradec Králové, Česká republika a provedena v souladu s Helsinskou deklarací. Celkově se experimentu zúčastnilo 17 pacientů. U třech probandů se nepovedlo *eye tracker* zkalibrovat, u jednoho z nich nebylo možné dokončit test, dva test úspěšně dokončili v defaultním nastavení kalibrace. Ve třech případech pacienti naopak zvládli kalibraci, ale nebyli schopni dokončit úlohu. Celkově test dokončilo 13 dobrovolníků. Minimální čas úlohy pro absolvování individuálního testu s optimální bezchybnou strategií (48 kroků) byl 41,0 s a byl získán empiricky na základě opakovaných testů experimentátorem (MK). Žádný dobrovolník nedokončil test bez redundantních interakcí a pouze několik z nich dosáhlo efektivit nad 70 %. Pacienti měli v celkovém čase 67,1 (56,7; 92,9) s značnou variabilitu: od minimálního času 47,9 s (65 kroků) do 150 s (146 kroků). Efektivita řešení úlohy byla 45,5 (34,9; 62,0) %. V rámci jednotlivých skupin dosahovali pacienti následujících výsledků:

Tetraplegie – u 7 mužů byla efektivita 60,0 (42,0; 63,3) % a rychlost splnění úlohy 59,8 (56,7; 83,1). Jediná žena v této skupině dosáhla efektivit 70,6 % v čase 56,7 s. Výsledky pozorovaných parametrů u skupiny tetraplegiků jsou uvedeny v Tab. 2.

Tab. 2 Popisné charakteristiky sledovaných proměnných u skupiny s nejvyšším počtem dobrovolníků. Rozdělení sledovaných parametrů je popsáno mediánem, dolním a horním kvantilem a minimem a maximem.

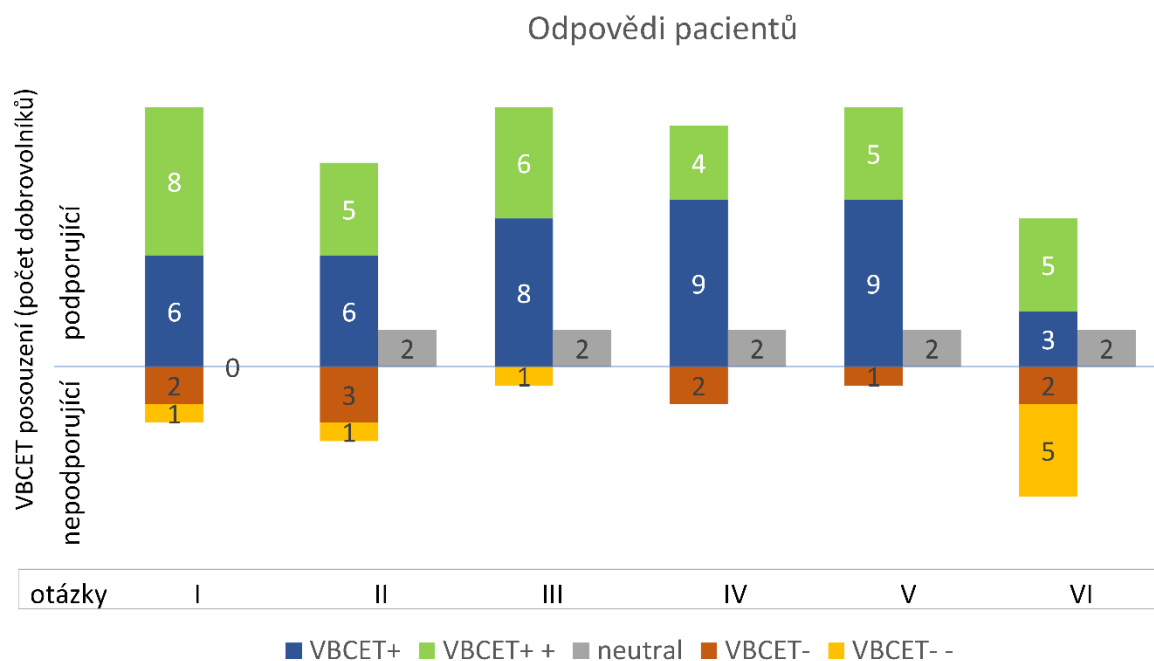
	Pohlaví	Skupina	N	Percentily				
				Medián	25.	75.	Min	Max
Efektivita [%]	Ž	Tetraplegie	1	70,6				
	M		7	60,0	42,0	63,3	35,6	70,6
Celkový čas [s]	Ž		1	56,7				
	M		7	59,8	56,7	83,1	55,1	111,6
Věk [roky]	Ž		1	35,0				
	M		7	37,0	23,0	41,0	22,0	50,0

Paraplegie – u 3 žen byla efektivita 32,9 (16,4; 40,0) % a rychlost splnění úlohy 108,8 (88,0; 130) s, jedna žena test nedokončila. SMA – jeden muž dosáhl efektivitu 73,8 % s rychlostí splnění úlohy 47,9 s, druhý kalibraci ani test nedokončil. Pentaplegie – u 2 mužů byla efektivita 22,4 (11,2; 33,6) % s rychlostí splnění úlohy 92,9 s u jednoho pacienta, druhý test nedokončil. Myopatie – u 2 mužů byla efektivita 22,4 (11,2; 33,6) % s rychlostí úlohy 81,3 s, druhý test nedokončil. Pacientům, kteří test nedokončili, byla započítána nulová efektivita. Viz obr. 11. Do analýzy nebyl započítán pacient, u kterého neproběhla úspěšná kalibrace a který nedokončil test v defaultním nastavení. V rozboru nebyla nalezena významnost mezi věkem pacientů a efektivitou.



Obr. 11 Efektivita jednotlivých skupin podle věku. Do grafu závislosti efektivity na věku jsou zahrnuti i 3 pacienti, kteří úkol i přes úspěšnou kalibraci nedokončili. Efektivita u nich byla definována jako nulová.

Všichni dobrovolníci v dotazníku vyplněném po VBCET testování potvrdili, že byly seznámeni s ovládním a provedli volné procvičení. Při hodnocení vlastností VBCET převažovaly pozitivní odpovědi 66/85 (jistota v ovládním, aktivace, výběr polohy, informace o nastavení lůžka a přehlednost ovládním), počet neutrálních odpovědí byl 8/85, počet spíše nepodporujících odpovědí na vybrané dotazy byl 11/85. Osm pacientů preferovalo testovaný VBCET před jinou asistivní technologií, sedm by si vybralo jinou technologii a dva si nebyli jisti. V otázce zabývající se preferovaným způsobem ovládním lůžka pacienti dále navrhli řešení pro ovládním polohovacího lůžka pomocí kombinace řeči a zraku nebo řeči, když jim to jejich zdravotní stav dovozoval. Celkově by pět dobrovolníků volilo ruční ovládním před VBCET. Četnost odpovědí na jednotlivé otázky je shrnuta formou grafu na obr. 12. Jednotlivé anonymizované dotazníky jsou v elektronické příloze této disertační práce pod označením Dotazníky_1.



Obr. 12 Odpovědi na dotazník ve skupině pacientů ($n = 17$). V grafu je každá otázka reprezentována sloupci s barevně odlišenými odpověďmi. Počty kladných (záporných) hodnocení jsou uvedeny na kladné (záporné) svislé ose. Sloupce I–V ukazují hodnocení vlastností VBCET: jistota v ovládní (I), aktivace ovládní (II), volba polohy (III), informace o nastavení lůžka (IV) a přehlednost ovládní (V). V těchto kategoriích převažuje pozitivní hodnocení. Sedm ze 17 pacientů uvedlo, že dává přednost alternativnímu ovládní před prezentovaným (sloupec VI). Odpovědi byly na 5 úrovňové škále: silně podporují VBCET (++ , zelené sloupce), pravděpodobně podporují (+ , modré sloupce), nejsou si jistí (šedé), pravděpodobně nepodporují (- , oranžové sloupce) a silně nepodporují (-- , žluté sloupce).

3.5 Diskuse

Tato analýza ukazuje, že porozumění výběru funkcí a způsobu ovládní jednotlivých poloh bylo pro probandy srozumitelné, ale obtížné. V normální populaci je možné předpokládat, že s přibývajícím věkem by významně klesala efektivita ovládní. Jelikož je výběr pacientů značně heterogenní a probandi mají různé somatické a okulomotorické problémy, nepodařilo se tento předpoklad u skupiny pacientů potvrdit. Pro hlubší analýzu by bylo vhodné mít méně nedokončených testů a rozšířit soubor pacientů.

Pro prvotní interakci inicializace pacienta s VBCET byly vybrány barvy, které jsou běžně integrovány v rámci diod do nejrůznějších elektronických zařízení. V další inovaci by bylo

vhodné podrobit problematiku barev hlubší analýze, aby pro pacienty bylo ovládání lépe srozumitelné. Pozadí diody bylo zvoleno bílé, což způsobovalo výrazný osvit pacienta především při sníženém osvětlení v místnosti. Tuto problematiku zkoumá i práce [47], která klade důraz především na škodlivost modrého světla vyzařovaného displeji nebo diodami.

V práci [45] příkaz potvrzení řeší pomocí sekvence mrkání a časové prodlevy při pohledu, v případě VBCET se ale tento model potvrzení příkazů neosvědčil. Mezi hlavní důvody patřilo nekonzistentní definovaná frekvence mrkání a únava očí při dlouhodobějším používání *eye trackeru*. Dalším důvodem bylo, že za normálních okolností lidské oko mrkne asi 22x za minutu. Práce s počítačem tuto frekvenci snižuje na 10-7 mrknutí díky upřené fixaci při jedné činnosti, jak je popisováno ve studii [48] v souboru 104 dobrovolníků. Z krátkodobého hlediska ovládání by to nečinilo problém, ale při dlouhodobějším využíváním systému by mohli být uživatelé vystaveni zvýšené únavě očí. Při vývoji ovládacího systému se nepodařilo dostatečně odfiltrvat nahodilé oční mrkání, z tohoto důvodu byla tato procedura zamítnuta.

Důležitou součástí experimentu bylo subjektivní dotazníkové šetření dobrovolníků ohledně jejich zkušeností s VBCET a provedeným experimentem. Výsledkům dotazníku dominovalo pozitivní hodnocení VBCET. Výpovědi pacientů mohly být ovlivněny mírně horšími výsledky některých testů a nedokončenou kalibrací. Rozličné odpovědi byly na otázku, zda by upřednostnili jiný typ ovládání před VBCET. Osm pacientů (pět určitě a tři pravděpodobně) by zvolilo VBCET jako preferovanou metodu řízení lůžka. Sedm pacientů by volilo jinou technologii: pět z nich, kteří nepreferují VBCET by zvolilo ruční ovládání z důvodu slabě zachované částečné motorické dovednosti pro mačkání tlačítek. Dva pacienti měli problém s kalibrací, proto uvedli pravděpodobné zvolení jiné technologie. Dva zbývající pacienti si nebyli jisti svými preferencemi. V otázce spokojenosti s aktivací ovládání 3 pacienti neuvedli podporu VBCET díky problematické kalibraci, jeden tento pacient měl moc veliký rozptyl pohledu s brýlemi, kdy docházelo k chybovosti fixací bodů nutných pro ovládání aplikace. Všichni pacienti byli obeznámeni s ovládáním a provedli volné procvičení ovládání, 2 pacienti i přes nedokončenou kalibraci. Jeden pacient nebyl schopen zvládnout kalibraci ani dokončit test (nicméně ve volném procvičení se mu podařilo některé sekvence aktivovat). Bylo to díky oboustranné ptóze, kdy okraj horního víčka přesahoval zornici, a tím omezoval pacientovo zorné pole. Na kontrolní otázky z dotazníkového šetření odpovídali i probandi, kteří nebyli schopni provést test, ale alespoň se o něj pokusili. To mohlo zvýšit počet negativních odpovědí, nicméně byl díky tomu získán širší pohled na problematiku pro budoucí inovaci systému

polohování. V rámci vyplnění dotazníku a po osobní zkušenosti s ovládáním pacienti doporučili změny a uvedli několik zajímavých návrhů. Na prvním místě je zajímavá možnost ovládání domácnosti a zvýšení sebeobsluhy. Dále zajištění vysoké spolehlivosti systému, možnost otevírání dveří, ovládání elektrického vozíku a handbiku. Jeden dobrovolník by preferoval jiné potvrzení příkazu a apeloval na zajištění vysoké přehlednosti pro orientaci v programu. Polohování laterálních náklonů a vertikalizační trendelenburgova a anti-trendelenburgova poloha by pacientům usnadnila dennodenní pobyt na lůžku. Pacienti, kteří měli narušenou řeč, preferovali tento způsob ovládání před řečovým senzorem, především pro ovládání TV.

3.5.1 *Limitující faktory studie proveditelnosti*

Ačkoli studie proveditelnosti odpovídá na několik základních otázek týkajících se technické náročnosti řízení lůžka a uživatelské spokojenosti u vybraných pacientů, nenabízí pohled technického řešení ovládání reálného systému, ale jedná se pouze o simulaci. Pro řízení reálného polohovacího lůžka bude muset být systém důkladně konceptualizován. Opakované testování a používání VBCET s rozšířeným počtem dobrovolníků jednotlivých skupin by pravděpodobně umožnilo hlubší vyhodnocení ovládacích časů, efektivity a případnou implementaci dalších proměnných.

3.6 **Závěr studie proveditelnosti**

Na základě navrženého softwaru v kombinaci s *eye trackerem* bylo simulováno polohování lůžka pomocí zraku. Tento koncept se podařilo otestovat a ověřit jeho funkčnost u pohybově omezených pacientů s pentaplegií, tetraplegií, vysokou paraplegií, myopatií a SMA. Technologie byla u pacientů pozitivně hodnocena z hlediska bezkontaktnosti a snadnosti použití. Uživatelské rozhraní založené na relativně malých elementech ovšem nezajišťovalo dostatečnou robustnost pro detekci pohybu očí, což mělo za následek nižší efektivity. Důležitým výstupem této studie je, že ze 17 pacientů, kteří se pokusili ovládat virtuální lůžko, by tuto technologii využilo osm pacientů. Jednalo se o ty, kteří měli výrazný motorický problém v ovládání tlačítkového ručního ovladače. Výsledky pacientů dosahovaly značné variability v rychlosti a efektivitě a je nutné je vzít v úvahu v budoucích studiích této problematiky. Jedenáct ze třinácti pacientů, u kterých bylo možné registrovat pohyby očí a provést kalibraci, úspěšně dokončilo testovací sekvenci. Dva pacienti dokončili test i přes nedokončenou kalibraci v nativním režimu. Studie proveditelnosti ukázala, že koncept VBCET je možné využít u pacientů i s výrazným pohybovým omezením horních končetin.

4 KONCEPTUALIZACE A REALIZACE OVLÁDÁNÍ

*“EVERYTHING MUST BE MADE AS
SIMPLE AS POSSIBLE. BUT NOT
SIMPLER.”*

(ALBERT EINSTEIN 1879 - 1955)

4.1 Úvod pro konceptualizaci

Na základě analýzy výsledků Studie proveditelnosti a realizace VBCET bylo nutné přistoupit k hledání vhodného způsobu ovládání reálného elektrického polohovacího lůžka. Předpokladem pro úspěšnou realizaci takového systému je vhodně zvolená konceptualizace ovládání. V první řadě je potřeba se zaměřit na potřeby pacientů, reálné možnosti polohování vztažené k zachování bezpečnosti, výběr vhodných komponent a jejich umístění v systému a v neposlední řadě zvolení vhodného polohovacího lůžka. Inspirací dnes mohou být systémy a ovládání chytrých domácností, kde hrají bezkontaktní senzory velmi významnou roli. Chytré systémy jako Amazon Alexa, Google Home, Google Assistant, Apple Siri a Microsoft Cortana jsou silnými komerčními hráči na celosvětovém trhu s velkým výběrem použitelných HW modulů a SW aplikací. Na začátku byly systémy chytré domácnosti navrženy tak, aby zvýšily kvalitu života běžných lidí. Je působivé pozorovat uživatele inteligentních domů, jak sklízí výhody v oblasti zabezpečení, úspory energie a možnosti ovládat své osvětlení, ventilaci, dveřní zámky a kávovary ze svého pohodlí domova například v posteli nebo při sezení na pohovce [49]. Pomocí jednoduchých funkcí a způsobů ovládání například hlasem [50], gestem [51] nebo pohybem očí je možné navolit úroveň pohodlí a samoobslužnosti bez větších obtíží. Většina komerčních zařízení pro chytrou domácnost však není navržena s ohledem na osoby se zdravotním postižením a omezeným rozsahem pohybu, a na řadu tak přichází vývoj ovládacích prostředků v oblasti specifických potřeb pacientů s určitým zdravotním omezením [49, 52].

Pacienti, kteří by mohli systém založený na sledování pohybu očí využívat, potřebují zajistit přímou viditelnost na *eye tracker*. Při polohování do nejrůznějších pozic je tedy nutné zachovat pacientům zřetelnou dostupnost GUI s displejem a senzorem pro libovolnou polohu-náklon na lůžku. Po zvážení několika způsobů řešení vizuální dostupnosti byl zvolen koncept, kdy je ovládací displej pacienta přímo spojený se segmentem podhlavníku pomocí variabilního

ramene s aretací. Při realizaci experimentálního zařízení se tedy vycházelo z tohoto návrhu, do kterého se připojí dále *eye tracker* a řídicí jednotka s PC. Celý systém pro ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů (BCET) je popsán v následujících vývojových etapách jednotlivých částí. Pro přehlednost, pochopení principu a návrhu jednotlivých částí ovládání jsou výsledky pro každou dílčí činnost komentovány a diskutovány přímo v textu dané problematiky/podkapitoly.

4.2 Cíle konceptualizace a realizace ovládání

Inovovat systém ovládání pro vybrané funkce polohování postele pomocí *eye trackeru* na základě předešlé Studie proveditelnosti. Naprogramovat jednoduché a intuitivní GUI se zpětnou vazbou o procesech na lůžku.

Realizovat funkční HW ovládání lůžka bez zásahu do polohovacího lůžka. Reflektovat poznatky získané od pacientů z předešlé studie a na základě těchto výsledků optimalizovat celkové pojetí konstrukce zařízení a ovládacího SW.

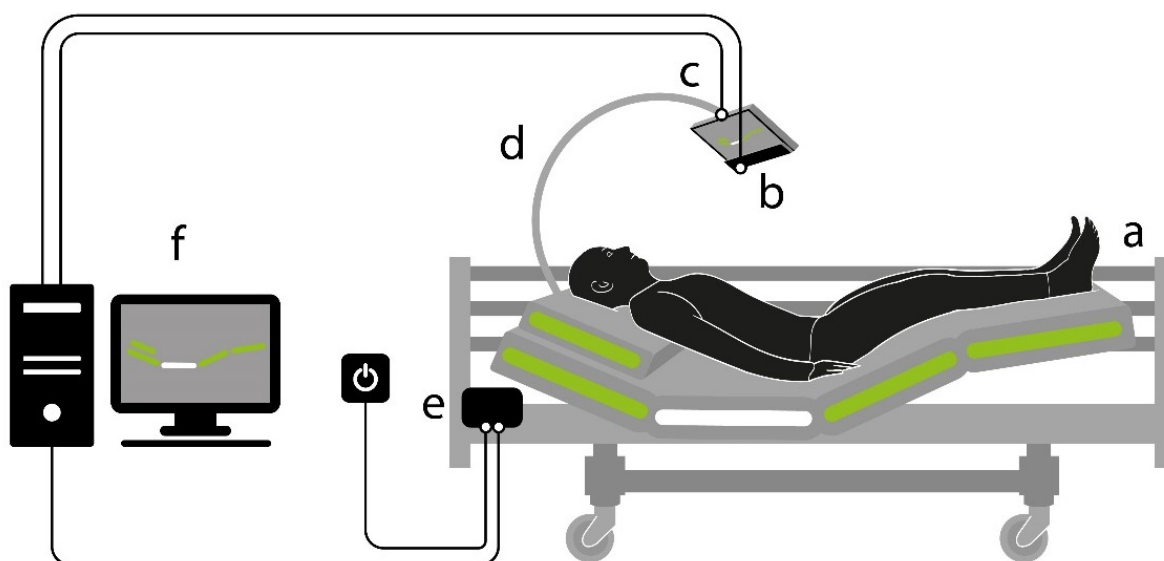
Jako základní parametry úspěšné realizace funkčního prototypu vhodného pro experiment s dobrovolníky byly stanoveny:

1. bezpečnost ovládání;
2. bezporuchovost zařízení;
3. přenositelnost a jednoduchá manipulace;
4. přehlednost a ergonomie ovládacího GUI.

4.3 Návrh řídicího systému polohovacího lůžka

Inteligentní polohovací lůžka opatřena nejrůznějšími senzory, vybavena polohovacími mechanismy a zařízeními pro ovládání domácnosti jsou dnes na vzestupu. Nabízejí velké využití pro pacienty při pobytu v nemocnici, kde je nutné zajistit pravidelné polohování, aby se zabránilo otláčeninám a dekubitům, což by mohlo vézt až k fatálnímu zhoršení zdravotního stavu a přivození dalších sekundárních komplikací spojených s léčbou [53–55]. Velkou výhodou je schopnost lůžka dosáhnout laterálních náklonů, a tím minimalizovat problémy s akutními respiračními problémy [56]. V rámci navázání spolupráce se společností LINET, s.r.o., partnerem, který je jedním z lídrů na poli výrobců komerčních elektricky polohovatelných medicínských lůžek, bylo jejich univerzální lůžko Latera Thema vybráno pro začlenění do systému BCET. Jedná se o běžně dostupný, známý a úspěšný typ polohovacích

lůžek, který umožňuje nastavení 14 poloh. Po dohodě s výrobcem lůžek bylo z hlediska bezpečnosti a testování běžných procedur vybráno ovládání polohy dolního segmentu (nohou), horního segmentu (hlava), ovládání těchto segmentů sdruženě (obojí) a nastavení lůžka do výchozí základní polohy funkcí kardo–pulmonární resuscitaci (CPR). Výrobce uvádí dle manuálu maximální úhel stehenního dílu (nohy) 46° a maximální úhel zádového dílu (hlava) 60°. Lůžko má možnost připojení několika ovladačů polohy, má výškově nastavitelné postranice a záložní zdroj.



*Obr. 13 BCET se skládá z **a** polohovací postele s matrací, **b** eye trackeru, **c** ovládacího displeje, **d** flexibilního ramene, **e** řídicí jednotky včetně D/A převodníku a **f** stolního počítače s monitorem operátora. Systém je pod patentovou ochranou CZ 309229.*

Lůžko bylo vybaveno držákem displeje a detektorem pohybu očí, jak je znázorněno na obr. 13, zobrazujícím celkovou konstrukci systému BCET. V horní části ložné plochy rámu opěrky hlavy byl k zásuvce určené pro satelitní ovládací panel připevněn vyrobený flexibilní držák. Viz obr. 13d. Konstrukce ohebného držáku byla zhotovena z tyče o délce 150 cm, ve které bylo kovové jádro v plastovém povlaku. Tento kompozitní materiál umožňoval flexibilní nastavení polohy mezi pacientem a displejem pro správnou pozorovací vzdálenost a úhel pohledu od 20° do 90°. Při otočení držáku bylo možné realizovat bezpečné přesuny pacienta na lůžku. Vzdálenost očí a ovládacího displeje se senzorem byla 0,75 m. Byl vybrán lehký 0.8 kg matný LCD Monitor 15.6“ ASUS MB168B s rozlišením 1366 x 768 (HD Ready) s poměrem stran 16:9 s obnovovací frekvencí 60 Hz a jasem 200 cd/m², který byl k držáku připevněn pomocí

koncového kloubu s pevnou osou rotace pro přístup obsluhy. Tento kloub byl zhotoven depoziční 3D tiskovou technologií (FDM). Pro výpočet úhlového rozlišení daných prvků byl použit vzorec pro přepočítání počtu pixelů na jednu úhlovou minutu:

$$PPmin = 60 \cdot \arctg\left(\frac{1''}{d}\right) / PPI,$$

kde d je pozorovací vzdálenost uživatele od displeje, 100 PPI (pixelů/palec) tohoto displeje byl vypočítán z rozlišení obrazovky. Výsledné minimální rozlišení oka v testované vzdálenosti s daným displejem bylo 0,861 PPmin. Emetrop je tedy schopen rozlišit při minimálním úhlu rozlišení 1' na danou vzdálenost oblast menší než jeden pixel. Pro monitor operátora nebyla velikost ovládacích prvků GUI tolik podstatná. Z těchto úvah a výpočtů vycházel i návrh grafických elementů v GUI otestovaných realizátorem a několika dobrovolníky. Operátor experimentu pracoval s certifikovaným PC Alien (Intel Core i5, 16 GB RAM) pro použití v medicíně a monitorem 23" HP EliteDisplay E230t Touch. Díky kladné zkušenosti s levným komerčním senzorem očních pohybů Tobii EyeX v předchozí kapitole (3 studie proveditelnosti) byl tento snímač začleněn i do návrhu BCET.

4.4 Řídící jednotka

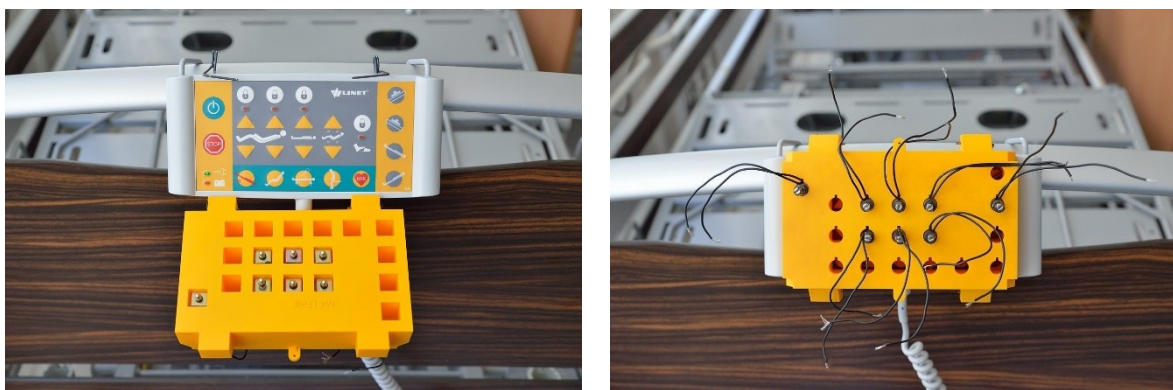
Pacient může ovládat polohu lůžka pomocí základního ručního dálkového ovladače (*Handset*) s funkcemi nastavení výšky lůžka, změna polohy hlavy, polohy hlavy a nohou, polohy nohou. Pacienti, kteří zvládnou a chápou rozšířené funkce lůžka Latera, dále zdravotníci nebo osoby pečující mohou používat ovladač/panel pro personál (*Supervisor*), nožní ovládání pro zvedání a spouštění lůžka (*Foot Control*) a volitelný externí satelitní panel. Bylo připraveno inovativní bezzásahové řešení, které je nastavbovým zařízením s funkcí D/A převodníku ukázaným na obr. 14 a 15. Velká část řídicí jednotky byla navržena pomocí programu Autodesk Inventor Professional a vyrobena 3D tiskem (Delta Q, TriLab) technologií FDM.

4.4.1 Experimentální patice pro ovladač 1.0

Konečné podobě řídicí jednotky pro experiment předcházela vývoj různých verzí celého modulu. Zásadním problémem se ukázalo vyřešit způsob stisknutí tlačítka *Supervisor* ovladače. Na základě získaných dat a přístupových rozhraní přes servisní mód do lůžka Latera dodaný výrobcem totiž nebylo možné zajistit plnou zpětnou vazbu ovládání, především pak orientaci ohledně výsledné pozice a dorazových členů. V rámci dílčích ovládacích částí by se asi dalo nalézt řešení, nicméně z hlediska homologace zařízení a následné celkové finančně velmi

nákladné opětovné certifikace postele jako celku, bylo od této snahy upuštěno. Úsilí bylo tedy zaměřeno na jakousi nastavbu *Supervisor* ovladače, která by mechanicky spínala daná tlačítka tak, jak to dělá standardně obsluha. Minimální tlačná síla pro stisk středu tlačítek ovladače byla experimentálně siloměrem a kontrolně soustavou závaží stanovena na 10 N.

Stisk tlačítek zajišťovala sada malých solenoidů 12 V s jádérkem o tlačné síle maximálně 12 N. Experimentální box na obr. 14, byl vyrobený formou FDM tisku a zajišťoval přesné vymezení otvorů pro upevněné solenoidy. Pro uchycení patice k ovladači sloužily kovové pružiny, které přitáhly daný modul napevno k ovladači. Jednalo se tedy o patici s funkcí D/A převodníku. Díky možnosti rozšíření ovládání v budoucnu o další funkce jako je laterální náklon, polohovací náklon do svislé části pro vertikalizaci pacienta, změň výšky lůžka apod., byla patice navržena pro plné ovládání všech funkcí daného ovladače.



Obr. 14 Na obrázku vlevo je odklopená experimentální žlutá patice se sadou solenoidů a Supervisor ovladač. Proti vybraným tlačítkům Supervisor ovladače (vlevo nahoře) jsou centrovány polohovací solenoidy v patici (vlevo dole). Po zaklopení je ovládání jednotlivých solenoidů mimo kontakt se Supervisor ovladačem (vpravo).

Z druhé strany patice ústily napájecí kabely, které se upevnily do vrchního (zeleného) FDM krytu k soustavě relé a ty k mikropočítači Arduino Mega ADK, jak ukazuje obr. 15. Modul Arduino byl napájený a řízený přes USB konektor. Pod tímto modulem se nacházela soustava 16 spínacích relé s vlastním napájecím zdrojem 12 V, které po impulzu z jednotky Arduino spínaly žádané solenoidy. Celý systém konstrukce řídicí jednotky v rámci dílčích modulů (*Supervisor* ovladač, patice se solenoidy, zelený kryt s elektronikou) byl spojen bezpečnostním klipem. Arduino koncept byl vybrán na základě spolehlivosti a jednoduchosti programového rozhraní pro zadávání příkazů a dlouhodobé pozitivní zkušenosti autora.



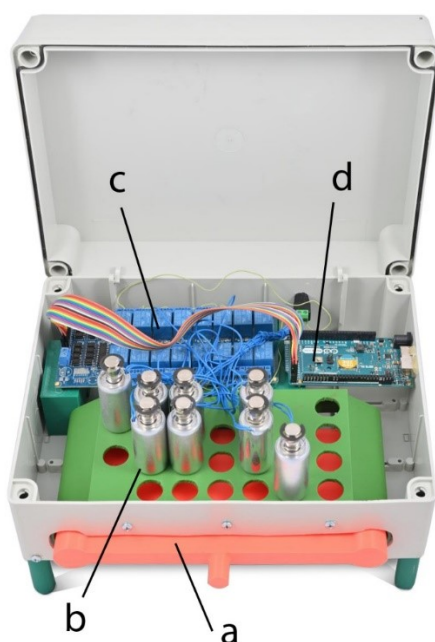
Obr. 15 Na obrázku vlevo je zobrazena ovládací elektronika solenoidů připevněných na ovládací panel Supervisor lůžka Latera. Solenoidy jsou ovládané mikropočítačem Arduino a pod ním uloženou soustavou relé (zelený kryt). Celkový pohled na zkompletovanou experimentální patici včetně napájení je zobrazen na obrázku vpravo.

Při prvních zkušebních testech řídicí jednotky se ukázalo, že tlačná síla solenoidů není v některých případech dostatečná. Docházelo k nerovnoměrnému vyvíjení tlaku na tlačítka, kdy jádérko osově netlačilo do středu tlačítek *Supervisor* ovladače. Patice díky spínání elektromagnetů a jimi vytvořenými rázy měnila vůči ovládacím tlačítkům svou osovou polohu. Změna polohy osy o dva a více mm měl za následek nefunkčnost spínacího systému. Další problém byla vzdálenost solenoidu od tlačítka. Při malé vzdálenosti nebyla tlačná síla elektromagnetů maximální, naopak při překročení vzdálenosti zase nedošlo k promáčknutí silikonové ochrany tlačítka a nedošlo ke stisku vůbec. Tato vzdálenost mohla být ovlivněna podložkami, ale díky tomu byl systém značně nestabilní a docházelo k častým výpadkům funkčnosti. Díky těmto problémům musela být řídicí jednotka nahrazena výkonnějšími solenoidy, a to znamenalo upravit patici a odstranit tyto zásadní nedostatky. K nefunkčnosti spínání docházelo průměrně ve 2 případech na 10 sepnutí.

4.4.2 Experimentální patice pro ovladač 2.0

V následující verzi došlo ke změně „push-pull“ solenoidů a patice. Nová FDM patice se solenoidy je mnohem těsnější k ovladači a nastavena na konstantní vzdálenost všech jáderek vůči tlačítkům pro maximální sílu stisku. Viz obr. 16b. Pro návrh této patice byl vytvořen 3D model a FDM tisk makety ovladače (obr. 16a), a díky tomu se mohla výsledná konstrukce patice lépe odladit. Pro zvýšení robustnosti byly všechny moduly upevněny do průmyslové krabice a fixovány. Solenoidy DC 12 V jsou s jádrem s vratnou pružinou, s maximálním výsuvem jádra 10 mm a tlačnou koncovou silou 21 N. Viz obr. 16b. Pro realizaci inovovaného systému stisku

byla zvolena síla stisku 15-20 N. Tomu odpovídal výsuv jader na 8-10 mm. Díky drobným technologickým odchylkám vzniklým při výrobě (3D tisku) patice, byla silová rezerva zvolena především díky nahodilým změnám vzdáleností jádra solenoidů od povrchu tlačítek ovladače a výchylky z jejich středu. S rostoucí vzdáleností vysunutí jadérek roste tlačná síla. Problém patice 1.0 byl díky těmto konstrukčním a technickým změnám minimalizován. K chybovosti spínání řídicí jednotkou docházelo průměrně odhadem ve 2 případech na 1000 sepnutí, což je pro předpokládané experimenty dostatečně robustní. Inovované součásti ovládání zvyšují hmotnost celé soustavy a v případě potřeby je možné ji umístit na samostatný podstavec vedle polohovací postele.

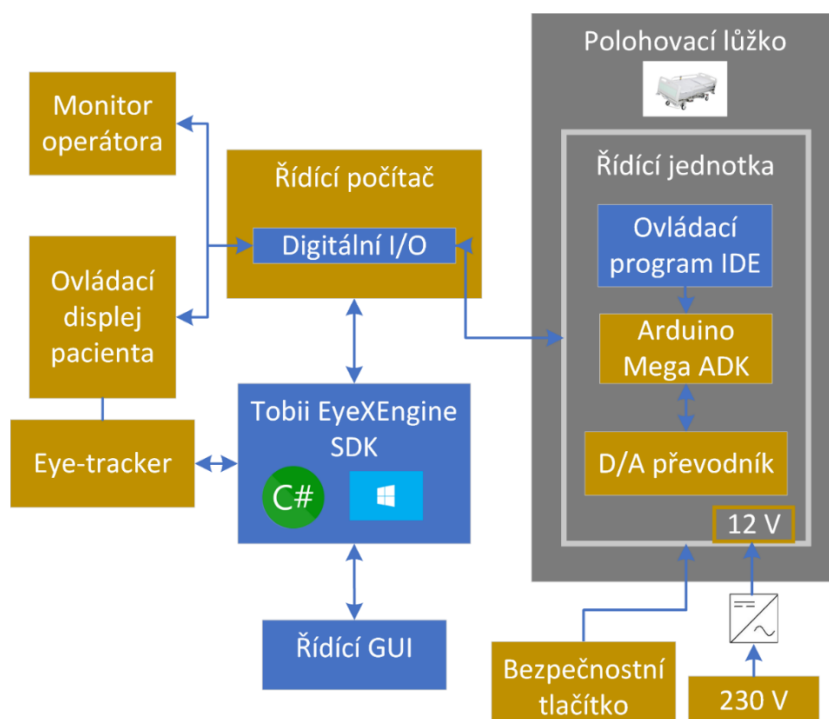


Obr. 16 Řídicí jednotka s **a** modelem reálného ovladače pro personál, **b** experimentální paticí 2.0 s D/A převodníkem se solenoidy, **c** systému ovládacích relé, **d** vývojovou deskou na platformě Arduino.

4.4.3 Způsob řízení

V následujících řádcích je popsán způsob řízení procesů od uživatelského příkazu na displeji po provedení daného úkonu lůžka. *Supervisor* ovladač se zasune do patice, jak ilustruje obr. 16a, do připravené patice. Lze jej kdykoliv v průběhu experimentu ručně vyjmout. Patice je modulárně upevněna na posteli nebo vedle ní a aretována do požadované polohy, jak naznačuje obr. 13e. Uživatel provede příkaz pomocí očního pohybu, PC vyhodnotí tento úkon a posílá řídicí příkaz na jednotku Arduino Mega ADK (obr. 16d). Platforma Arduino ovládá soustavu

16 kanálového relé (obr. 16c) v podobě push pull elektromagnetů. Přesně vystředěné solenoidy se po řídicím impulzu mechanicky aktivují na onu definovanou dobu – stisknou tlačítka na ovladači. Ten vysílá signál na soustavu motorů přes vlastní řídicí jednotku lůžka a následně dochází ke změně polohy. Řídicí architektura BCET je znázorněna na obr. 17.



Obr. 17 Blokový diagram experimentálního nastavení BCET

4.5 Návrh ovládacího SW – řídicí GUI

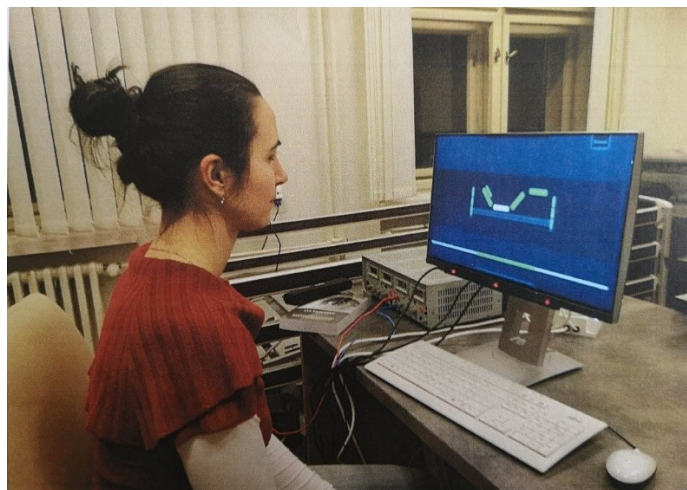
Vstupní analýza SW řešení

Vlastnímu programování předcházela komplexní analýza řešení daného projektu z hlediska SW. Analýza zahrnovala jak požadavky na vlastní funkčnost, tak způsoby testování, instalaci a bezpečnost. Na základě provedeného rozboru byl napsán vlastní SW pro danou aplikaci se specifickým GUI. Tento postup pomohl zkrátit čas potřebný pro vlastní programování, zaručuje dobrou přehlednost SW, umožňuje modifikace a doplňování nových funkcí. SW byl z velké části realizován subdodavatelsky. Analýza řešení a navržená architektura ovládní, ovládací prvky v GUI, odladění aplikace a testování bylo realizováno autorem. Kvalitně provedená vstupní analýza, při které se detailně projdou všechny požadavky na zařízení, všechny možné vazby a případná rozšíření plánovaná do budoucna, zaručuje kvalitní výstup pro uživatele.

Na základě zkušeností z návrhu aplikace pro VBCET a zpětné vazby od probandů byl ovládací SW realizován ve třech funkčních režimech:

1. kontakt s uživatelem – zajištění inicializace aplikace a vyloučení nahodilých sakád;
2. výběr polohy – pomocí zrakové fixace do vyznačených částí displeje zvolení požadované akce a jejím grafickým znázorněním;
3. potvrzení volby – návrh zástupného ovládacího tlačítka pro zadání příkazu obdobně jako klávesou enter nebo kliknutím myši.

Vybrané ovládací GUI musí být dostatečně intuitivní, vycházet z již zaběhlých zvyklostí a jasně vymezovat ovládací procedury tak, aby si je uživatel rychle osvojil. Aplikace musí být dostatečně rychlá, ale zároveň obsahovat kontrolní mechanismy pro přerušování akce. Slabým místem se ukázala vázanost aplikace na operační systém Windows díky podporovaným programovým prostředím .NET pro Tobii EyeX senzor. Dá se nicméně předpokládat, že výrobce *eye trackerů* v budoucnu rozšíří podporu i o další platformy. GUI byl dimenzován jako podpůrný ovládací systém během každodenních činností. Piktogramy GUI imitují piktogramy vyobrazené na mechanickém tlačítkovém ovladači. V tomto případě i různí výrobci mají tyto piktogramy velmi podobné a intuitivně rozdělené na segmenty polohy. Uživatel by měl mít vždy jasnou představu jakou polohu a jakým směrem polohuje. Uživateli by navržený GUI měl být příjemný na pohled a nevyvolávat zbytečné negativní pocity. Zároveň by měl mít modulární charakter, a tedy možnost implementace dalších procedur na lůžku.



Obr. 18 V rámci konceptualizace systému byla velikost ovládacích prvků, barevné uspořádání, robustnost a přehlednost všech grafických obrazců průběžně testována na několika dobrovolnících v laboratorních podmínkách na monitoru operátora i na ovládacím displeji.

I při usilovné fixaci nepohyblivého předmětu, např. jednotlivý prvek na displeji, vykonává oko několik podvědomých drobných pohybů. Mezi základní z nich je možné zařadit pomalý klouzavý pohyb– drift, rychlý korekční pohyb – mikrosakáda, a drobný třes očí – tremor [57]. Oko fixuje cca 1-4 Hz, tedy pro režim potvrzení 0,5 s nebo režim výběru segmentu 0,2 s nastavený interval pro ověření pokrývá méně než jednu až po více nahodilých fixací, které by mohly omylem daný element aktivovat. Pokud by byl uvažován fyziologický drift (1-600 úhlových minut/s) blížící se pomalému sledovacímu pohybu [57], daná vzdálenost může v případě ovládacího displeje pacienta nabývat hodnot v dané ose okolo 1-516 px. To by mohlo mít výrazný vliv na přesnost výběru daného elementu GUI. Velikost daných elementů GUI byla zvolena tedy tak, aby nenadálé fluktuace oka při fixaci byly maximálně eliminovány. Viz test na dobrovolnících na obr. 18. Tobii EyeX Engine (2015) nenabízí pokročilé možnosti detekce fixací, proto byly analyzovány přímo pozice pohledu bez klasifikace očního pohybu.

Z grafického pohledu byla pro uživatele informace o poloze lůžka poměrně jednoznačná, problém ale bylo technické řešení. Lůžko jako takové nemá možnost nastavení *defaultní* hodnoty změny ve stupních, ale je ovládáno pouze pomocí doby stisku tlačítka. Tedy přes integrovanou průmyslovou řídicí jednotku lůžka a následné přivedení napětí a proudu na soustavu lineárních pohonů. Pro zamýšlené ovládání zdvihu o přednastavenou úroveň $\pm 30^\circ$ by se musel nastavit přesný čas, po který bude zdvih probíhat. Toto byl teoretický předpoklad, jak takové polohování zajistit. Nicméně v reálném testování se ukázala tato varianta jako vysoce nepřesná a během několika změn polohy došlo k desynchronizaci segmentu lůžka a vyznačené úrovně až o desítky stupňů. Důvodem byla systémová zpoždění každého lineárního motoru zdvihu a zpoždění při spínání experimentální řídicí jednotky na *Supervisor* ovladači. Dalším problémem, byla bezpečnost při polohování. Uživatel neměl okamžitou možnost přerušení akce. Při realizaci vzniklo několik variant řízení lůžka. Vývojové etapy ovládací aplikace jsou podrobně rozebrány v příloze 1 této práce. Konečná podoba experimentálního GUI je popsána v následujícím textu.

4.5.1 GUI

Pro vyhodnocení povelů uživatele a ovládání lůžka bylo vyvinuto vlastní GUI s virtuálními tlačítky. Využití *eye-trackingu* pro řízení vyžaduje, aby příkazy, které chce osoba provést, byly správně identifikovány v kontinuálním směru pohledu. Možnost, že pohled způsobí nezamýšlené aktivace, a tím vygeneruje náhodný problém, se nazývá Midasův dotek [58]. Obvykle jsou činěny pokusy zabránit těmto nedobrovolným aktivacím pomocí sekvence

mrknutí, setrvání pohledu na jednom místě nebo výběrem typu fixace [59]. Vzhledem k různému stupni zrakového postižení pacientů byla při ovládání lůžka použita navržená strategie velkých ovládacích ploch a relativně dlouhých aktivačních časů, aby se zabránilo nežádoucím příkazům a následným nekontrolovaným stavům. Pro tlačítko Home byl nastavovací proces součástí experimentu pouze při volném procvičování, byl důležitý pro přípravu základní polohy následného měřeného testu a pro přesuny dobrovolníků na lůžko.

Pro aktivní segmenty a potvrzovací element byla zvolena svěží zelená barva. Neaktivní části byly bílé. Pozadí bylo tmavě modré a obrysy pomocných čar šedé. Nejdůležitější inovací experimentálního GUI je zrušení předdefinovaných úhlů změny polohy a možnost uživatele zvolit si úhel zdvihu na základě svého uvážení. Byly implementovány SW bezpečnostní prvky pro nezamýšlené aktivace, viz další část textu.

Pohotovostní režim slouží k dlouhodobému aktivnímu hlídání okohybných interakcí s displejem, tedy detekuje zájem uživatele o práci s aplikací, změnu polohy. Ústředním grafickým prvkem je zelený stínovaný kruh, připomínající LED diodu, která se pravidelně objevuje na GUI a postupně se rozsvěcí a pohasíná s proměnnou nastavitelnou periodou všech fází. Během každé periody (11 s) se prvek postupně rozsvítí (4 s) a pohasíná (4 s). Poté následuje interval prázdné černé obrazovky (v tomto případě 3 s). Aplikace detekuje oční kontakt, při upřeném zrakovém pohledu na diodu vygeneruje potvrzovací element (obr. 19b a obr. 22) – otevřený prázdný kruh. Když je zobrazen potvrzovací element, jeho pozadí se utlumí, přejde do odstínů šedé a uživatel se může soustředit pouze na ovládací prvek. Ten má nastaven ještě bezpečnostní 0,2 s dlouhé zpoždění, než je možné začít, udržováním pohledu do kruhu, postupně vyplňovat zelenou „kapalinou“ potvrzovací element. Fixace pohledu do elementu po dobu 2 s dokončí proces potvrzení výstupu z pohotovostního režimu. Pokud uživatel ztratí kontakt s elementem na méně než 0,5 s a podaří se mu vrátit pohledem zpět, potvrzovací akce pokračuje. V opačném případě se inicializační akce ukončí a navrátí do pohotovostního režimu. V aplikaci tento potvrzovací element povoluje vybranou akci a nahrazuje klávesu Enter nebo levé tlačítko myši.



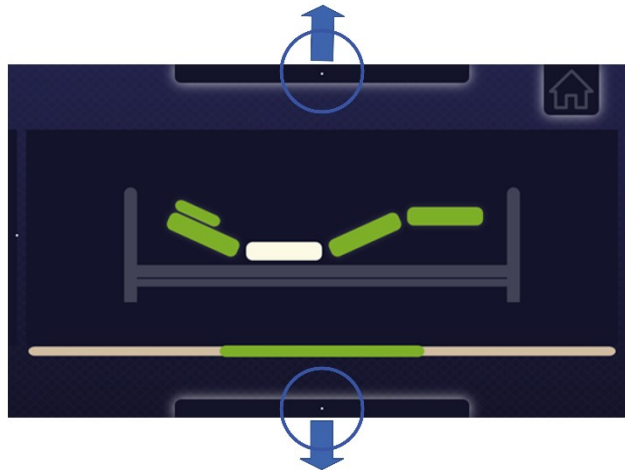
Obr. 19 Grafické elementy použité při inicializaci systému: **a** element symbolizující pohotovostní blikající diodu slouží pro start aplikace, **b** potvrzovací element.

Pro režim výběru je lůžko symbolizováno třemi vodorovnými segmenty (obr. 20). Po úspěšném opuštění pohotovostního režimu je vstupní aktivní polohou střední segment (obr. 20b). Při pohledu na levý okraj panelu s tečkou se změní segment na aktivní polohu opěrky hlavy (obr. 20a) a při pohledu na pravý okraj panelu se aktivuje opěrka nohou (obr. 20c). Posunutím zobrazení na opačnou stranu se uživatel vrací na dříve vybraný segment. Tedy je možno listovat mezi třemi segmenty zleva doprava jako při prohlížení filmového pásu o 3 políčkách. Pro výběr segmentu byla nastavena minimální doba fixace 0,2 s, aby se minimalizovali nežádoucí příkazy vyvolané nechtěným okohybným manévrem na displeji.



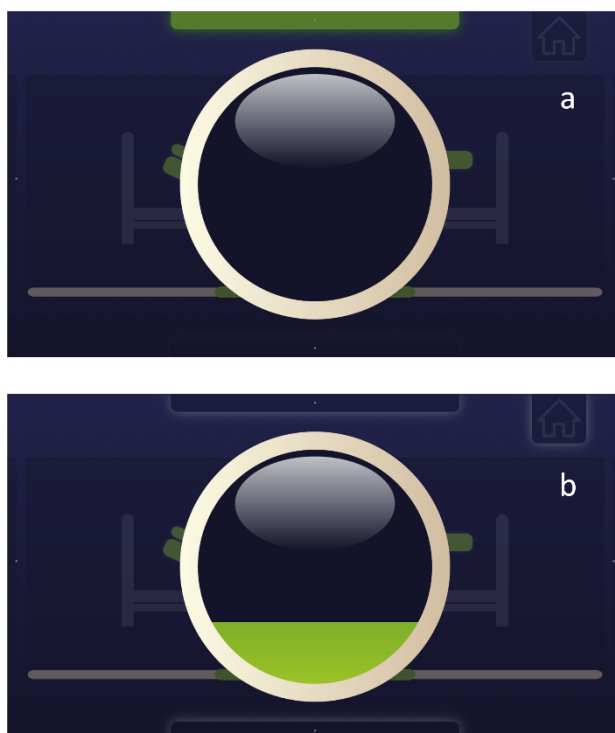
Obr. 20 Zobrazení tří variant obrazovek pro ovládání a výběr tří základních segmentů. Jednotlivé obrazovky symbolizují vybraný segment **a** zleva: poloha hlavy, **b** uprostřed: poloha hlavy a nohou, **c** vpravo: poloha nohou. Modré šipky představují možné přesuny mezi segmenty, pokud uživatel zřakově fixuje postranní elementy obrazovky.

Při pohledu na lištu s bílou tečkou v horním panelu grafického rozhraní se aktivuje režim zvedání lůžka. Při pohledu na dolní panel na liště GUI se aktivuje změna polohy daného segmentu směrem dolů. Viz obr. 21.



Obr. 21 Zvedání/spouštění vybraného aktivního segmentu lůžka (zelená) do požadovaného úhlu pomocí pohledu na vybranou lištu s vodícím bodem.

Pro režim potvrzení a nastavení požadovaného úhlu segmentu slouží výše již zmíněný potvrzovací element ilustrovaný obr. 22. Po výběru segmentu následuje volba změny polohy nahoru nebo dolů, spustí se režim potvrzení a zobrazí se potvrzovací element. Pro zvýšení polohy je kruhový prvek plněn zdola nahoru. Pro snížení polohy je prvek plněn shora dolů. Měnicí se grafika plnění potvrzovacího elementu vizualizuje a přibližně kopíruje reálný pohyb lůžka do požadované polohy, během konfirmace se tedy lůžko průběžně mění. Přerušením očního kontaktu uživatele s potvrzovacím elementem pohledem mimo něj nebo zavřením očí se proces změny polohy zastaví. V případě, že dojde ke ztrátě očního kontaktu nahodile, proces aktivace nebo změny polohy se opět zastaví. Doba procesu změny polohy, tedy velikost změny požadovaného úhlu závisí výhradně na vůli uživatele. Z bezpečnostních důvodů je jedno polohování omezeno na 3 s, což zhruba odpovídá 30° změny segmentu lůžka. Po uplynutí této doby se rozhraní automaticky přeruší a pohyb lůžka se zastaví. Při nedostatečném nebo neuspokojivém výsledku je nutné zahájit proces změny polohy opakovaně.



Obr. 22 *Současné zvedání polohy hlavy a nohou (prostřední segment) pomocí potvrzovacího elementu: **a** start a **b** proces plnění/zvedání. Kontrolovaná část lůžka a směr změny jsou zvýrazněny (zeleně).*

Tlačítko Home na obr. 21 je piktogram umístěný v pravém horním rohu a je součástí režimu výběru. Jedná se o panel pro snížení lůžka do nejnižší polohy a jeho srovnání do úplné roviny pro kardiopulmonální resuscitaci. Není zde omezena doba fixace potvrzovacího elementu. Po aktivaci tohoto panelu uživatel dobou aktivace potvrzovacího elementu nastavuje výslednou návratovou CPR polohu.

V rámci grafické části návrhu BCET byla nejmenší sledovaná poloha pohledu 69 x 433 úhlových minut s bílým naváděcím bodem 8,59 úhlových minut pro výběr jednoho ze 3 polohovacích segmentů – pohled do stran. Největší kulatá plocha (232 úhlových minut) pokrývala střední část displeje a sloužila jako potvrzovací prvek. Minimální doba setrvání pohledu na prvek byla nastavena na 200 ms pro výběr segmentu, pro kratší fixace zařízení nereagovalo. Čas potvrzení inicializace byl nastaven na 2 s. Protože doba potvrzení byla dlouhá, existovala možnost odchýlit směr pohledu od prvku na 0,5 s bez přerušení procesu potvrzení. Barevné nastavení a kontrast představuje jedno z možných schémat GUI a pro slabozraké je možno ho modifikovat. Aplikaci a zdrojový kód je možné spustit v elektronické příloze této disertační práce pod označením BCET aplikace GUI.

4.6 Závěr z konceptualizace a realizace ovládání

Podářilo se navrhnout a realizovat unikátní prototyp ovládání pro vybrané elektrické polohovatelné lůžko Laterna pomocí *eye trackeru*. U systému BCET byla ověřena jeho kompletní funkčnost a zajištěna uživatelská bezpečnost. Vyvinutá řídicí jednotka byla robustní a osazena několika vybranými spínacími prvky, které zajistily digitální funkci neinvazivního převodu očního příkazu na *Supervisor* ovladač polohovací postele. Z technologického hlediska je systém plně řešitelný a sestavitelný za pomoci 3D tisku a několika komerčně dostupných elektrických a mechanických komponent. Částka za jednotlivé HW prvky ovládání se pohybovala v nižší cenové hladině (cca 10 000 Kč) kvůli případné dostupnosti systému pro budoucí využití cílovými uživateli. Na základě zpětné vazby od pacientů z prvotní studie proveditelnosti došlo k modifikaci a odladění grafického prostředí. Byl realizován inovativní atraktivní vzhled všech ovládacích elementů. Inicializace kontaktu uživatele s aplikací v pohotovostním režimu byla přizpůsobena pro toleranci větších rozptylů při fixaci pohledu. Testováním při vývoji byla stanovena doba, kterou musí uživatel fixovat inicializační element, aby došlo k zpřístupnění režimu výběru. Vyobrazení ovládacích segmentů hlavy, hlavy a nohou a samostatně nohou koresponduje svým vzhledem s piktogramy na ručních ovladačích polohovacích lůžek a intuitivně podporuje řízení postele. Výběr daného segmentu je realizován za pomoci pohledu vlevo nebo vpravo ve formě sekvence obrazů v matici 1x3. Potvrzovací algoritmus jednotlivých procedur změny polohy je robustní, přesný, bezpečný a uživatel jej může na základě svého okamžitého rozhodnutí kdykoliv přerušit. Směr polohování a výšku příslušné pozice příslušného segmentu volí sám uživatel. Navržená ovládací aplikace splňuje definované cíle a je lehce adaptovatelná pro různé typy *eye trackerů*. Realizovaný systém BCET s externí patičí pro ovladač 2.0 a GUI byl zkompletován a připraven k provedení laboratorních a ověřovacích experimentů.

5 PILOTNÍ STUDIE S PACIENTY

*“PHYSICS IS LIKE SEX: SURE, IT MAY
GIVE SOME PRACTICAL RESULTS,
BUT THAT’S NOT WHY WE DO IT.”*

*(RICHARD P. FEYNMAN 1918 –
1988)*

5.1 Úvod k pilotní studii

Efektivně zlepšit možnosti komunikace a způsoby ovládání je s nárůstem moderních technologií společensky stále žádanější. Jak už bylo zmíněno, technologie sledování očních pohybů využívají grafické rozhraní, které mohou používat lidé s nejrůznějšími pohybovými obtížemi. V této části byl testován výše popsáný systém pro ovládání reálného elektrického polohovacího lůžka pro pacienty s RS s částečným až úplným omezením motoriky horních končetin založený na ovládání pomocí technologie *eye-tracking*.

Roztroušenou sklerózou trpí asi 2,8 milionu lidí na celém světě. Incidence RS se podle mezinárodního projektu Atlas RS (pokrývá 115 zemí světa a přibližně 87 % světové populace) zvýšila o 30 % oproti roku 2013. V ČR se počet pacientů s RS odhaduje na 23 tisíc a ročně je diagnostikováno kolem 700 nových pacientů [60–62]. V některých případech s omezením svalové síly přichází i částečná nebo i úplná (napojení na plicní ventilaci) ztráta řeči. Imobilita horních končetin významně omezuje nezávislost pacienta při plnění každodenních úkolů – pro tyto lidi je to značná výzva, aby své každodenní činnosti vykonávali bez výrazné vnější pomoci [31]. Přesto, že jsou pacienti upoutáni na lůžko, mohou tak díky bezkontaktním technologiím vykonávat práci na PC, zvládat některé věci denní potřeby, a zlepšit tím svoji soběstačnost a snížit zátěž, která je kladena na rodinu nebo asistenty [49, 51, 63].

V oblasti rehabilitace a fyzioterapie se může využívat pro optimalizaci polohy pacienta při cvičení polohovací lůžko, kdy takováto implementace sníží počet zdravotnického personálu, který s pacientem pomáhá. Rehabilitační pracovník tak díky vybraným povelům nastavuje lůžko do poloh, které napomáhají práci s klientem, případně může zahájit automatickou masáž [64]. Je možné uvažovat i o praktickém využití takových systémů při chirurgických zákrocích, kde chirurg může aktivně měnit polohu lůžka [65]. Robotická ramena a posuvné systémy implementovány přímo do lůžka mohou pacienta bezbolestně a bezpečně přepravit z lůžka

na invalidní vozík bez potřeby větší asistence [66]. Alternativně mohou tyto systémy zajistit základní hygienické požadavky a zvýšit tím úroveň pacientovi soběstačnosti [67]. Samostatnost při obsluze elektricky poháněného a řízeného polohovacího lůžka vytváří možnost se aktivně zapojit do komunikace a pomáhá rozšířit interakce s okolním prostředím, zajišťuje pohodlnou polohu pro odpočinek i pro pracovní náplň. Lidé v produktivním věku dnes využívají mnohá chytrá zařízení a aplikace a pravděpodobně i ve stáří budou chtít tyto věci využívat při případném zhoršeném zdravotním stavu a přenést si tyto činnosti na polohovací lůžko. Proto je výzkum v této oblasti velmi žádoucí. Různá provedení elektrických ovladačů s různými ovládacími funkcemi splňují potřeby široké škály odvětví medicíny [68]. U elektrických polohovacích lůžek se ovládání provádí tlačítkovým ovladačem [69]. Jedná se o neřešitelný problém pro osoby s těžkým postižením horních končetin, který je doprovází od začátku léčby v nemocnici až po domácí prostředí.

Se vzestupem moderních technologií, jako je sledování očí, mohou lidé s různými pohybovými obtížemi rozšířit své pracovní možnosti a zapojit se tak více do celospolečenského uplatnění třeba i z polohovacího lůžka.

5.2 Cíle pilotní studie

Cílem této pilotní studie bylo otestovat BCET vycházející ze Studie proveditelnosti a Konceptualizace a realizace ovládání. V rámci experimentu porovnat výkon BCET kontrolní skupiny a pacienty s RS s částečným až úplným motorickým omezením horních končetin a seznámit je s využitím *eye trackeru* jako inovativní pomůcky pro ovládání polohovací postele.

1. Ověřit BCET na dvou skupinách dobrovolníků formou testovací procedury a dotazníkového šetření.
2. Analyzovat celkový přínos BCET pro vybranou skupinu pacientů s RS, porovnat výsledky rychlostí ovládání a efektivity pacientů oproti kontrolní skupině.

5.3 Materiál a metodika

5.3.1 Systém polohování a eye tracker

Pro pilotní studii bylo využito experimentální ovládací rozhraní BCET s GUI. BCET je jednoduše demontovatelný (20 min.), vhodný pro převoz osobním automobilem (bez polohovacího lůžka) s rychlou kompletací (20 min.). Vzdálenost zařízení od pozorovatele při experimentu se pohybovala okolo 0,75 m, maximální zorný úhel byl $[-18^\circ, 18^\circ]$

na ose x a $[-10^\circ, 10^\circ]$ na ose y, což odpovídalo limitům udávaným výrobcem *eye trackeru*. V této vzdálenosti probíhala jak kalibrace, tak samotné procvičování a následné testování pacientů. Zpracování obrazu pro výpočty souřadnic pohledu prováděl Tobii EyeX Engine na PC (Windows 10 (64bit) s procesorem Intel Core i3-6100 s 8 GB RAM, integrovanou grafickou kartou a odděleným napájecím zdrojem elektrického napětí. Eye tracker byl připojen k PC přes rozhraní USB 3.0 a namontován na displeji. Pro každého nového probanda byl použit kalibrační proces pomocí Tobii EyeX Engine.

5.3.2 Pokročilý automatizovaný protokol událostí

Pro záznam jednotlivých kroků, které uživatel provede během testu v rámci kontinuálního, předem definovaného provádění příkazů jakožto i chyb z toho plynoucích, byl naprogramován v jazyce C# automatizovaný protokol událostí pro zápis aktivity uživatele do souboru. Při zahájení jednotlivých testů se vytvoří složka s identifikátorem dobrovolníka a pro každý jednotlivý test se v ní automaticky vygeneruje nový textový soubor. Zahájení nahrávání se opět spouští stisknutím klávesy Enter a ukončuje klávesou Esc. Na konci testu se oproti VBCET vypíše základní hledané vypočítané parametry a k nim se přiřadí kompletní legenda, jak je zobrazeno na příkladu protokolu událostí na obr. 23.

<pre> -----Dobrovolník 1-----Test 1----- 10. 05. 2021 10:28:42:018 – Test spuštěn 10. 05. 2021 10:28:42:056 – Najetí na diodu 10. 05. 2021 10:28:45:529 – Otevření programu 10. 05. 2021 10:28:47:554 – Panel nohy 10. 05. 2021 10:28:48:230 – Panel nohy 10. 05. 2021 10:28:49:176 – Aktivace nohy nahoru 10. 05. 2021 10:28:50:260 – Start nohy nahoru 10. 05. 2021 10:28:53:462 – Konec nohy nahoru ... 10. 05. 2021 10:29:36:434 – Konec hlava dolů 10. 05. 2021 10:29:43:065 – Návrat na úvodní obrazovku 10. 05. 2021 10:29:43:720 – Test ukončen </pre>	<pre> a) 0:00:45,2362423 b) 27 c) 0:00:08,151788 d) 0:00:08,3136748 e) 0:00:03,5103021 f) 0:01:01,7017051 -----Legenda----- a) Celkový čas b) Počet kroků pacienta (od mezníku po ESC) c) Celkový čas polohování nohou d) Celkový čas polohování podhlavníku e) Čas inicializace f) Čas total </pre>
--	--

Obr. 23 Ukázka výpisu událostí registrovaných během provádění testu (vlevo) a souhrn hlavních sledovaných parametrů na konci výpisu (vpravo). Dvojí aktivace (vlevo) „Panel nohy“ (datum a čas: 10. 05. 2021 10:28:47:554 a 10. 05. 2021 10:28:48:230) znamená, že uživatel při výběru vyjel na dobu kratší než 0.5 s z obrazovky displeje a zase se ihned do tohoto výběru navrátil. I toto bylo hodnoceno v rámci zapisovacího protokolu a promítlo se do legendy (vpravo).

5.3.3 Nastavení studie

Pro ověření využitelnosti BCET systému byla testována funkčnost a využitelnost ovládání lůžka skupinou dobrovolníků bez pohybových omezení (Kontroly) a skupinou s významným pohybovým omezením s RS (Pacienti).

Kontrolní skupina

Bylo vybráno patnáct žen a jedenáct mužů, průměrný věk účastníků byl 42.7 ± 15.9 let (SD). Testování probíhalo v laboratoři Ústavu lékařské biofyziky Lékařské fakulty v Hradci Králové, za stejných světelných a teplotních podmínek. Mezi výběrová kritéria bylo zahrnuto fyzické a duševní zdraví.

Skupina pacientů

Bylo vybráno devět žen a osm mužů, průměrný věk pacientů byl $60,3 \pm 9,14$ let. Pacienti museli mít zachováno vidění, schopnost pohybu očí a zachovalé kognitivní funkce. Byli vybráni takoví klienti, kteří chápali způsob provedení a vedení experimentu. Mezi další výběrová kritéria byla zvolena špatná nebo žádná motorika horních končetin, tedy nemožnost dostatečně přesně ovládat klasický konvenční ovladač k nemocničnímu polohovacímu lůžku. Pro popis hendikepu bylo využito neurologické posouzení celkové motoriky u lidí s pohybovým omezením s RS pomocí škály kvantifikující postižení nervového systému (EDSS). Byli vybráni pacienti se skóre [70], v našem případě (7,0-9,5). Tito pacienti se ve všech případech při testování pohybovali na invalidním vozíku, k přesunu na lůžko potřebovali dopomoc asistenta, v některých případech zvedací zařízení obsluhované asistentem a experimentátorem. V rámci sebeobsluhy měli značné problémy s úkony denní potřeby a neměli zkušenosti s BCET nebo podobným typem ovládání. Testování probíhalo na specializovaném pracovišti pro lidi s RS v Domově sv. Josefa v Žirči u Dvora Králové, které je jediné lůžkové zařízení svého druhu v České republice. Výběr dobrovolníků proběhl na základě výše zvolených kritérií specialisty na rehabilitační a pohybovou péči z Domova sv. Josefa. Kvůli pohybu na elektrických vozících a manipulaci s klienty pomocí zvedacího zařízení byl experiment proveden v rehabilitační místnosti o velikosti 4x3 m, za přítomnosti 2 proškolených pracovníků a jednoho experimentátora při běžném denním osvětlení. Experiment bylo možné kdykoliv přerušit jak ze strany obsluhy bezpečnostním tlačítkem nebo pomocí PC, tak ze strany pacienta pomocí ukončení interakce s displejem.

Použití brýlí nebylo vylučujícím kritériem ani v jedné skupině. Celkový popis testovaných osob je v tab. 3.

Tab. 3 *Profilový popis účastníků BCET*

Věk					
Skupina	Pohlaví	N	Medián [roky]	Dolní kvartil [roky]	Horní kvartil [roky]
kontroly	Ž	15	34,0	21,0	49,0
	M	11	52,0	43,0	61,0
RS	Ž	9	60,0	54,0	65,0
	M	8	63,5	61,5	67,3

Bohužel skupiny nejsou věkově srovnatelné a celý systém BCET je nyní demontovaný. Polohovací postel byla vrácena a další účastníky není v tuto chvíli možné změřit. Z tohoto důvodu jsou uvedeny popisné charakteristiky a efekty tréninku/učení u všech skupin (26 kontrolních účastníků a 16 pacientů). Pro srovnání výsledků mezi skupinou kontrol a pacientů jsou tedy definovány podskupiny tak, aby se jejich věk významně nelišil a počet pozorování byl dostatečný k posouzení rozdílu. Těchto požadavků bylo dosaženo omezením věku skupin na interval od 40 do 65 let. Podskupiny tvořilo jedenáct pacientů (pět mužů a šest žen, průměrný věk 51 let) a dvanáct kontrol (šest mužů a šest žen, průměrný věk 56 let).

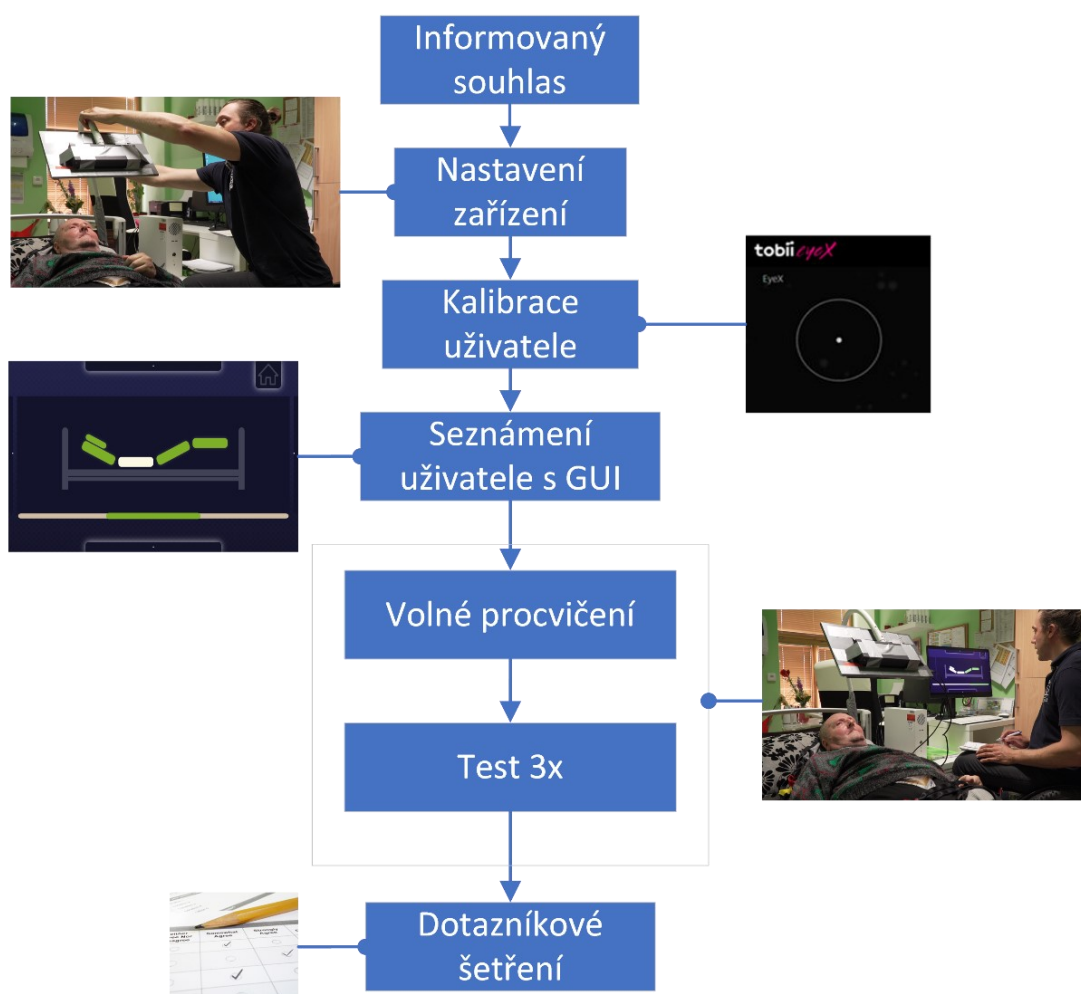
5.3.4 *Popis experimentu*

Návrh experimentu byl stejný jak pro kontrolní skupinu, tak pro skupinu pacientů. Účastníci si přečetli formulář informovaného souhlasu. Případné nejasnosti zodpověděl experimentátor (MK). Do experimentu byli zahrnuti pouze dobrovolníci, kteří měli podepsaný formulář informovaného souhlasu.

Všichni dobrovolníci podstoupili kalibraci *eye trackeru* (mohla být opakována třikrát). Probandi, kteří úspěšně prošli kalibrací, byli seznámeni s aplikací pod vedením experimentátora (cca 10 minut). Seznámení probíhalo formou výkladu s obrazovým manuálem, který je součástí této disertační práce v příloze 2. Po volném procvičení aplikace a osvojení si základních ovládacích dovedností následoval test, který spočíval v provedení sekvence příkazů: a) iniciovat oční kontakt s aplikací; b) zvednout opěrku nohou (po dobu 2-3 s); c) zvednout opěrku hlavy (po dobu 2-3 s); d) snížit opěrku nohou (po dobu 2-3 s); e) snížit opěrku hlavy

(po dobu 2-3 s); a f) přerušit oční kontakt s aplikací. Každý test byl opakován třikrát s krátkými pauzami, aby se snížila variabilita řešení úkolů a umožnilo se učení nebo hodnocení míry únavy.

Doba trvání každého testu byla přibližně 60 sekund. Operátor prováděl dobrovolníky testem a oznámil jim nadcházející krok sekvence. Tři osoby odmítly podporu a test provedly bez vedení operátora. Bezprostředně po dokončení testů následovalo dotazníkové šetření. Celé sezení trvalo přibližně 30 minut (včetně nastavení experimentu a přestávek). Schéma experimentu je znázorněno na obr. 24.



Obr. 24 Posloupnost experimentu z pohledu uživatele. Volné procvičení a test doplněný fotografiemi pracoviště v Domově sv. Josefa, Žireč s probíhajícím experimentem. Fotografie zobrazují pacienta, experimentátora a BCET.

5.3.5 Analýza

K vyhodnocení řešení testu byl použit protokol událostí zaznamenávající celkový průběh testu v aplikaci. Soubor obsahoval časové záznamy pro každou operaci. Z protokolu bylo možné určit celkový počet kroků, potřebný čas k dokončení testu a čas od prvního kontaktu uživatele s aplikací do prvního polohování (čas do prvního polohování). Úplný záznam všech anonymizovaných výsledků je v elektronické příloze Logy_2. Kritickým parametrem pro měření úspěšnosti BCET byl potřebný čas k dokončení testu. Tato doba však zahrnovala čas polohování (nahoru/dolů), jehož trvání bylo individuálně určeno dobrovolníkem a bylo tedy náhodné. Čas všech polohování se tedy odečetl od celkového času, aby se minimalizoval vliv probanda. Tento upravený čas (čas úlohy*) byl použit pro následující analýzy.

Pro vyhodnocování rychlosti datového přenosu (ITR) v BCET byl použit podobný přístup, jaký se používá pro popis rozhraní mozek-počítač (BCI) [71, 72]. Pro každý testovací krok byl popsán počet stavů, ze kterých si dobrovolník mohl vybrat, a ten byl převeden do bitové podoby. Součet všech stavů pro daný test byl vydělen časem stráveným při rozhodovací sekvenci. Tento parametr popisuje rychlosti datového přenosu pro řešení testů. Obtížnost rozhodovacího procesu se v jednotlivých krocích lišila, protože GUI mělo různou složitost výběru (viz tab. 4), která podrobně popisuje pořadí a počet stavů, ze kterých si dobrovolník mohl vybrat. Během jednoho testu si dobrovolník mohl vybrat z 91 stavů, což odpovídá 51 bitům k přenosu.

Optimální řešení testu vyžadovalo 21 kroků. Počet kroků, které potřebovali dobrovolníci navíc, snížil efektivitu řešení, která se vypočítala jako optimální počet kroků krát sto děleno počtem všech dokončených kroků probandem. Pokud byl počet kroků pro řešení testu roven 21, efektivita byla 100 %.

Tab. 4 Optimální způsob řešení testu s výčtem rozhodovacích stavů v každém kroku.

1. zahájení komunikace s potvrzením volby (ukončen pohotovostní režim)	(2 stavy/1 bit)
2. režim výběru – podhlavník, <u>oboje</u> , nohy, nahoru, dolu, home, konec	(6 stavů/3 bity)
3. režim výběru – oboje, <u>nohy</u> , nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
4. režim výběru směru změny polohy – <u>nahoru</u> , dolu, oboje, home, konec	(5 stavů/3 bity)
5. režim potvrzení volby	(2 stavy/1 bit)
6. režim výběru – oboje, <u>nohy</u> , nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
7. režim výběru – podhlavník, <u>oboje</u> , nohy, nahoru, dolu, home, konec	(6 stavů/3 bity)
8. režim výběru – <u>podhlavník</u> , oboje, nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
9. režim výběru směru změny polohy – <u>nahoru</u> , dolu, oboje, home, konec	(5 stavů/3 bity)
10. režim potvrzení volby	(2 stavy/1 bit)
11. režim výběru – <u>podhlavník</u> , oboje, nohy, nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
12. režim výběru – podhlavník, <u>oboje</u> , nohy, nahoru, dolu, home, konec	(6 stavů/3 bity)
13. režim výběru – oboje, <u>nohy</u> , nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
14. režim výběru směru změny polohy – nahoru, <u>dolu</u> , oboje, home, konec	(5 stavů/3 bity)
15. režim potvrzení volby	(2 stavy/1 bit)
16. režim výběru – oboje, <u>nohy</u> , nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
17. režim výběru – podhlavník, <u>oboje</u> , nohy, nahoru, dolu, home, konec	(6 stavů/3 bity)
18. režim výběru – <u>podhlavník</u> , oboje, nahoru, dolu, home, konec	(5 stavů/3 bity)
19. režim výběru směru změny polohy – nahoru, <u>dolu</u> , oboje, home, konec	(5 stavů/3 bity)
20. režim potvrzení volby	(2 stavy/1 bit)
21. návrat do pohotovostního režimu	(2 stavy/1 bit)

Bylo analyzováno, zda během opakování úlohy došlo k efektu učení v celkové době provádění testu a efektivitě. Vypočítán byl sklon regresní přímky, který je dále označován jako trend mezi třemi hodnotami pro každého dobrovolníka. Doba provádění nebo efektivita představovala závislou proměnnou a pořadí testu představovalo proměnnou nezávislou. Trendy byly poté porovnány pomocí jednovýběrového t-testu oproti nulové směrnicí regresní přímky.

Subjektivní zkušenost se systémem a průběhem testu byla získána formou zpětné vazby z dotazníkového šetření zaměřeného na jistotu v ovládní, spokojenost s aktivací systému, pochopení toho, jak byly segmenty lůžka symbolizovány, přehlednost ovládní a upřednostnění BCET před jiným pomyslným ovládním. Odpovědi byly na 5 úrovně škále od *silně podporují* (++) / *podporují* (+), přes neutrální *nevím*, až po *nepodporují* (-) / *silně nepodporují* (--). Dobrovolníci také vyjádřili na 6 bodové stupnici intenzitu bolesti během testu. Obvyklá zraková pozornost byla hodnocena dotazem na schopnost sledovat celovečerní film.

Před samotným statistickým porovnáním byl pro určení, zda lze rozdělení dat považovat za normální, použit Shapirův-Wilkův test normality. Vzhledem k tomu, že se nejednalo o normální rozdělení, byl pro porovnání skupin proveden neparametrický Mannův-Whitneyho test. Aby bylo možné posoudit míru asociace mezi sledovanými parametry, byl použit Spearmanův korelační test. Hladina významnosti byla v provedených testech 5 %.

Pro statistické zpracování a vyhodnocení naměřených dat byl zvolen nástroj Jamovi [46] a Microsoft Office 365.

5.4 Výsledky

Studie byla schválena místní etickou komisí Fakultní nemocnice Hradec Králové, Česká republika (201411 S20P) a provedena v souladu s Helsinskou deklarací. Příslušný dokument je k nalezení v příloze 3 této disertační práce. Celkově se experimentu zúčastnilo 43 účastníků a provedlo 126 testů.

U jednoho pacienta nebylo možné provést kalibraci *eye trackeru*, a tedy ani následné testování kvůli absenci detekce pohledu. Tři pacienti a devět osob v kontrolní skupině dokončilo test s brýlemi nebo kontaktními čočkami. Minimální čas úlohy* pro absolvování individuálního testu s optimální bezchybnou strategií (21 kroků) byl 23,9 s a nejdelší individuální čas byl 187,4 s (41 kroků). Žádný dobrovolník nedokončil všechny tři testy bez redundantních interakcí a pouze několik probandů ze skupiny kontroly dosáhlo efektivity 100 % v jednotlivých testech. Pro popis a porovnání výkonosti/úspěšnosti mezi skupinami byl vypočítán průměr ze tří opakovaných testů každého dobrovolníka. Výsledky obou skupin jsou uvedeny v tab. 5.

Kontrolní skupina zvládla úlohu za 40,2 (34,5; 45,5) s [medián (dolní kvartil a horní kvartil)] a výsledky byly relativně konzistentní. Ve skupině pacientů měl celkový čas 56,5 (46,5; 64,9) s značnou variabilitu: od minimálního času 38,2 s do 134,3 s. Ve skupině pacientů byla efektivita řešení úloh 72,1 (63,0; 75,2) % nižší než v kontrolní skupině, 86,3 (81,6; 91,0) %. Kontrolní skupina zvládla inicializaci systému BCET do prvního polohování za 11,5 (10,2; 14,1) s, pacienti zvládli tuto sekvenci za 13,9 (12,4; 16,5) s. Toto měření ukazuje, že navázání interakce se systémem, potvrzení bezpečnostních procedur a otevření výběru funkcí bylo pro obě skupiny bezproblémové.

Tab. 5 Popisné charakteristiky sledovaných proměnných pro všechny subjekty rozdělené na pacienty a kontroly.

	Skupina	N	Percentily				
			Medián	25.	75.	Min	Max
Čas úlohy* [s]	kontroly	26	40,2	34,5	45,5	25,7	66,7
	pacienti	16	56,5	46,5	64,9	38,2	134,3
Efektivita [%]	kontroly	26	86,3	81,6	91,0	67,0	96,9
	pacienti	16	72,1	63,0	75,2	57,3	84,0
EDSS [-]	kontroly	0					
	pacienti	17	9,0	8,5	9,0	7,0	9,5
Čas do prvního polohování [s]	kontroly	26	11,5	10,2	14,1	9,6	20,6
	pacienti	16	13,9	12,4	16,5	10,9	23,3
Věk [roky]	kontroly	26	46,5	30,3	55,0	19,0	72,0
	pacienti	17	63,0	57,0	67,0	42,0	73,0
ITR [bity/s]	kontroly	26	1,5	1,3	1,8	0,8	2,5
	pacienti	16	1,0	0,9	1,2	0,4	1,6

Rozdělení sledovaných parametrů pro věkově odpovídající kontrolní a patientské skupiny je popsáno mediánem, dolním a horním kvantilem, minimem a maximem. Čas úlohy* vylučoval stoupající a klesající pasáže polohování lůžka, které nebyly testem omezeny a mohly být provedeny odlišně každou osobou.

Ve věkově odpovídajících podskupinách měla kontrolní skupina čas úlohy* o 17,7 s kratší ($p = 0,009$) a měla o 12,1 % vyšší efektivitu ($p = 0,001$) než pacienti a doba od kontaktu se systémem do prvního polohování byla kratší o 1,7 s ($p = 0,050$). ITR byl významně ($p = 0,009$) vyšší o 0,5 bitu za sekundu ve skupině zdravých dobrovolníků než u pacientů, což přímo odpovídá sledovanému rozdílnému času úlohy*. Podrobnosti jsou uvedeny v tab. 6.

Tab. 6 Popisné charakteristiky sledovaných proměnných pro kontrolní skupinu a skupinu pacientů na základě výběru dle odpovídajícího věku.

	Skupina	N	Percentily					p
			Medián	25.	75.	Min	Max	
Čas úlohy* [s]	kontroly	12	40,5	37,5	44,5	25,7	66,7	0,009
	pacienti	10	58,2	45,9	65,1	38,2	134,3	
Efektivita [%]	kontroly	12	84,6	79,0	90,3	75,0	92,7	0,001
	pacienti	10	72,5	64,6	75,7	61,2	84,0	
EDSS [-]	kontroly	0						
	pacienti	11	9,0	9,0	9,0	7,5	9,0	
Čas do prvního polohování [s]	kontroly	12	12,4	10,4	14,0	9,7	20,6	0,05
	pacienti	10	14,1	12,5	18,5	12,0	23,3	
Věk [roky]	kontroly	12	50,0	48,8	56,0	41,0	59,0	0,1
	pacienti	11	58,0	50,5	63,0	42,0	64,0	
ITR [bity/s]	kontroly	12	1,5	1,3	1,6	0,8	2,5	0,009
	pacienti	10	1,0	0,9	1,3	0,4	1,6	

Parametry a jejich popisy jsou analogické s těmi v tab. 5. *P* hodnota neparametrického Mann–Whitneyho testu nezávislého pozorování porovnává obě skupiny a ukazuje deficit v čase úlohy*, čase do prvního polohování, efektivitě řešení úlohy, a ITR pro skupinu pacientů.

Proběhla analýza, zda se při opakovaném řešení úlohy projevil efekt učení. Pro vyhodnocení byl zvolen sklon regresní přímky (viz Metody). Učení bylo zřejmé ve skupině pacientů pro čas úlohy* ($p = 0,021$) a pro efektivitu ($p = 0,006$). Pacienti se zlepšili v průměru o 7,5 s (95% CI: -15,7, -0,3 s) a 5,4 % (95% CI: 1,7; 9,5 %) v každém testu. Dobrovolníci v kontrolní skupině tento významný trend nevykazovali. Ani u jedné skupiny nebyl efekt učení pro dobu od započetí testu do prvního polohování prokázán (viz tab. 7).

Tab. 7 Trendy pro hodnocené proměnné u pacientů a kontrol.

	p	sklon	Dolní 95% CI	Horní 95% CI
pacienti				
trend_Čas do prvního polohování	0,404	-0,658	-6,590	0,621
trend_Čas úlohy*	0,021	-7,524	-15,720	-0,276
trend_Efektivita	0,006	5,387	1,670	9,468
kontroly				
trend_Čas do prvního polohování	0,111	-0,524	-1,260	0,139
trend_Čas úlohy*	0,123	-1,368	-2,980	-0,461
trend_Efektivita	0,270	1,598	-1,240	4,318

Trend samostatně popisuje sklon lineární regrese a její 95% interval spolehlivosti ve třech testech pro každého dobrovolníka pro skupinu kontrol a pacientů. Hodnota p udává, zda se odhad sklonu výrazně liší od nuly (Wilcoxonův hodnotní test). Během opakování testu u pacientů se čas úlohy* výrazně zkrátil a efektivita se zlepšila.

Tab. 8 Korelační matice vzájemných vazeb mezi sledovanými parametry.

	Čas úlohy*	Trend_Čas úlohy	Čas do prvního polohování	Trend_Čas do prvního polohování	Efektivita	Trend_Efektivita	Věk
Čas úlohy*	—	0,043	0,623 ***	0,169	-0,175	0,062	0,531 **
Trend_Čas úlohy	-0,118	—	0,267	0,084	-0,346	-0,353	-0,198
Čas do prvního polohování	0,535 *	-0,588 *	—	0,249	-0,154	-0,134	0,365
Trend_Čas do prvního polohování	-0,400	0,735 **	-0,588 *	—	-0,210	-0,118	0,283
Efektivita	-0,542 *	-0,075	-0,392	-0,053	—	-0,025	0,428 *
Trend_Efektivita	0,159	-0,382	0,371	-0,376	-0,326	—	0,211
Věk	-0,053	0,111	-0,059	0,096	-0,236	0,271	—
EDSS	0,282	0,220	0,154	0,088	-0,004	-0,587 *	-0,260

Korelace pro skupinu pacientů a kontrolní skupinu jsou uvedeny pod úhlopříčkou a nad úhlopříčkou, respektive. Korelace byly vypočteny pomocí Spearmanova neparametrického testu. Statistická významnost vztahu je označena hvězdičkami: * $p < .05$, ** $p < .01$ a *** $p < .001$.

V korelační analýze pro skupinu pacientů bylo zjištěno, že vyšší stupeň EDSS významně souvisí ($\rho = -0,59$, $p = 0,017$) s pomalejším růstem efektivity během testování. Nebyla pozorována asociace žádného z analyzovaných parametrů s věkem. U korelací v rámci testu byla zjištěna významná pozitivní souvislost mezi časem úlohy* a efektivitou ($\rho = -0,54$, $p = 0,030$) a dobou do prvního polohování ($\rho = 0,54$, $p = 0,035$). Byl zjištěn významný vztah mezi zlepšením času úlohy* a časem do prvního polohování ($\rho = 0,74$, $p = 0,002$). Také bylo zjištěno, že čas do prvního polohování souvisel s učením

vyjádřeným trendem času úlohy* ($\rho = -0,59$, $p = 0,019$) a trendem času do prvního polohování ($\rho = -0,59$, $p = 0,019$). Síla všech provedených korelací je uvedena v tab. 8 pod úhlopříčkou.

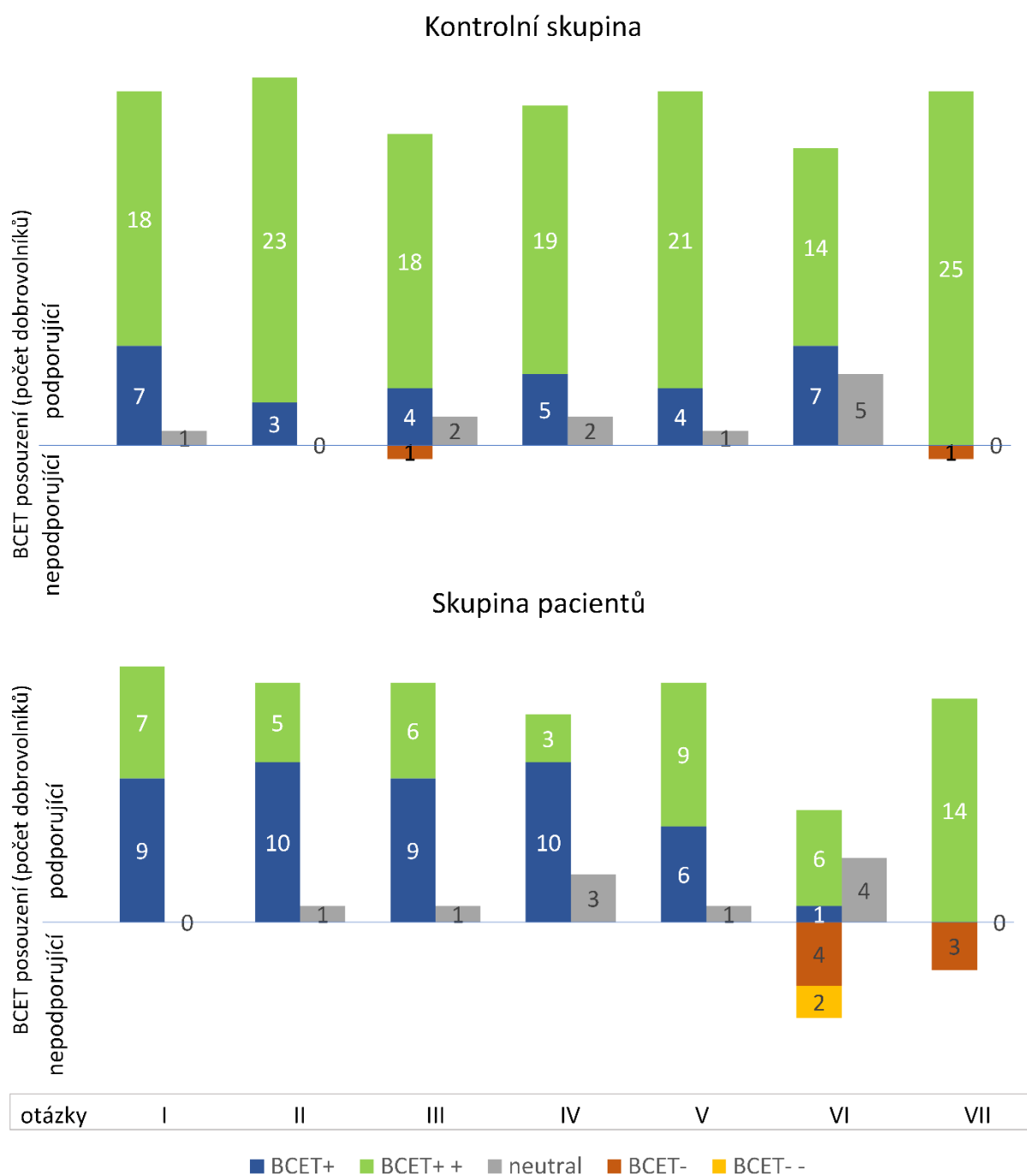
V kontrolní skupině byla zjištěna významná souvislost mezi zvyšujícím se věkem dobrovolníků a delším časem úlohy* ($\rho = 0,53$, $p = 0,005$) a sníženou efektivitou ($\rho = 0,43$, $p = 0,029$). Z ostatních testů byla významná pouze souvislost mezi časem úlohy* a časem do prvního polohování ($\rho = 0,62$, $p < 0,001$). Síla všech provedených korelací je uvedena v tab. 8 nad úhlopříčkou.

V našem experimentu byl vypočtený medián ITR 1,5 (1,3; 1,8) bitů/s pro kontrolní skupinu a 1,0 (0,9; 1,2) bitů/s pro pacienty. ITR byl ovlivněn zavedením časových prodlev mezi některými sekvencemi. Tyto časové prodlevy byly uplatněny, aby se omezily nežádoucí uživatelské příkazy generované neúmyslnými pohyby očí. Například zpoždění 2 s pro přerušování pohotovostního režimu nebo 0,2 s pro výběr segmentů lůžka – režim výběru a 0,5 s pro režim potvrzení.

Všichni dobrovolníci v dotazníku vyplněném po BCET testování potvrdili, že mohou sledovat celovečerní film bez problémů (14 pacientů a 26 kontrol) nebo s přestávkami (3 pacienti).

Při hodnocení vlastností BCET převažovaly zejména v kontrolní skupině pozitivní odpovědi (jistota v ovládní, aktivace, výběr polohy, informace o nastavení lůžka a přehlednost ovládní). Žádná ze skupin nehodnotila zařízení negativně a počet neutrálních odpovědí byl 11/181 v kontrolní skupině a 10/114 ve skupině pacientů.

V otázce zabývající se preferovaným způsobem ovládní lůžka pacienti, na základě jejich zdravotního stavu, navrhli řešení pro ovládní polohovacího lůžka pomocí hlasu, balónku před ústy – tzv. ústní myš. Sedm pacientů preferovalo testovaný BCET před jinou kontrolní metodou, šest by si vybralo jinou technologii a čtyři si nebyli jisti. Tři pacienti a jedna kontrolní osoba zaznamenali během testu mírnou bolest. Četnost odpovědí na jednotlivé otázky je graficky shrnuta na obr. 25. Jednotlivé anonymizované dotazníky pilotní studie jsou v elektronické příloze této disertační práce pod označením Dotazníky_2.



Obr. 25 Odpovědi na dotazník v kontrolní skupině ($n = 26$) a skupině pacientů ($n = 16$), ($n = 17$ v případě otázky VI a VII). V grafu je každá otázka reprezentována sloupci s barevně odlišenými odpověďmi. Počty kladných (záporných) hodnocení jsou uvedeny na kladné (záporné) svíslé ose. Sloupce I–V ukazují hodnocení vlastností BCET: jistota v ovládnání (I), aktivace ovládnání (II), volba polohy (III), informace o nastavení lůžka (IV) a přehlednost ovládnání (V). V těchto kategoriích v obou skupinách převažuje pozitivní hodnocení. Šest ze sedmnácti pacientů uvedlo, že dává přednost alternativnímu

ovládání před prezentovaným (sloupec VI). Bolest během testování (sloupec VII) byla indikována celkem 4 dobrovolníky (1 kontrolní a 3 pacienti) a hodnocena jako mírná. Odpovědi byly na 5úrovňové škále: silně podporují BCET (++, zelené sloupce), pravděpodobně podporují (+, modré sloupce), nejsou si jistí (šedé), pravděpodobně nepodporují (-, oranžové sloupce) a silně nepodporují (--, žluté sloupce).

5.5 Diskuse

Pozorované přístupy k posílení plynulejší a hladší integrace schopností uživatele a asistivních technologií lze rozdělit do tří vzájemně se nevyklučujících oblastí [73]; 1) zlepšení mechaniky asistivních technologií; 2) vylepšení uživatelského a fyzického rozhraní; a 3) vylepšená sdílená kontrola mezi uživatelem a technologií. Tyto přístupy byly zakomponovány do návrhu a následné realizace BCET společně se snahou efektivně snížit zátěž dlouhodobé péče. Toto je součástí i obdobného řešení výzkumného týmu zaměřeného na ovládání polohovací postele a přivolání zdravotnického personálu [74]. Zde se zabývají implementací externích akčních členů formou pohonů do standardního mechanického polohovacího lůžka s displejem, vlastním GUI a *eye trackerem*. Jejich práce je ovšem omezena na návrh řídicí architektury a testování funkčnosti mechaniky bezkontaktního polohování, neřeší zpětnou vazbu z případných experimentů. Naproti tomu v této pilotní studii s pacienty byl zvolen přídavný externí modul (obr. 16) na *Supervisor* ovladači, který neohrozil integritu řízení lůžka. Identicky bylo implementováno řízení polohy lůžka jednotkou Arduino. Použitelnost a efektivitu vycházející z možných testování nebylo možné porovnat, protože v jejich studii nejsou k dispozici relevantní údaje.

Atasoy a kol. 2016 použil webovou kameru pro *eye-tracking* k ovládání nemocničního lůžka se čtyřmi motory k posuvu v osmi směrech [32]. Testovali použitelnost rozhraní na 30 subjektech ve věku 18 až 70 let, aniž by specifikovali jejich zdravotní stav. Systém, který nevyžadoval kalibraci, fungoval spolehlivě u 90 % subjektů v případech, kdy byla vzdálenost osoby od kamery menší než 500 mm. V případě BCET byla zvolena větší vzdálenost 750 mm, protože při bližší vzdálenosti se dobrovolníci cítili nepohodlně a ztráceli kontakt s okolím. Mezi 43 dobrovolníky byl pouze jeden pacient (2,3 %), u kterého nebylo možné použít BCET, protože *eye tracker* nedokázal detekovat zorničky. Atasoy et al. našli v dotazníkovém šetření silnou shodu v tom, že systém není komplikovaný, je stabilní a pozorovací vzdálenost není rušivá. Respondenti průzkumu byli méně jednotní, pokud jde o snadnost použití a učení se ovládat tento systém. Pozitivní zkušenost s technologií a její funkcí převládala i v pilotní studii BCET.

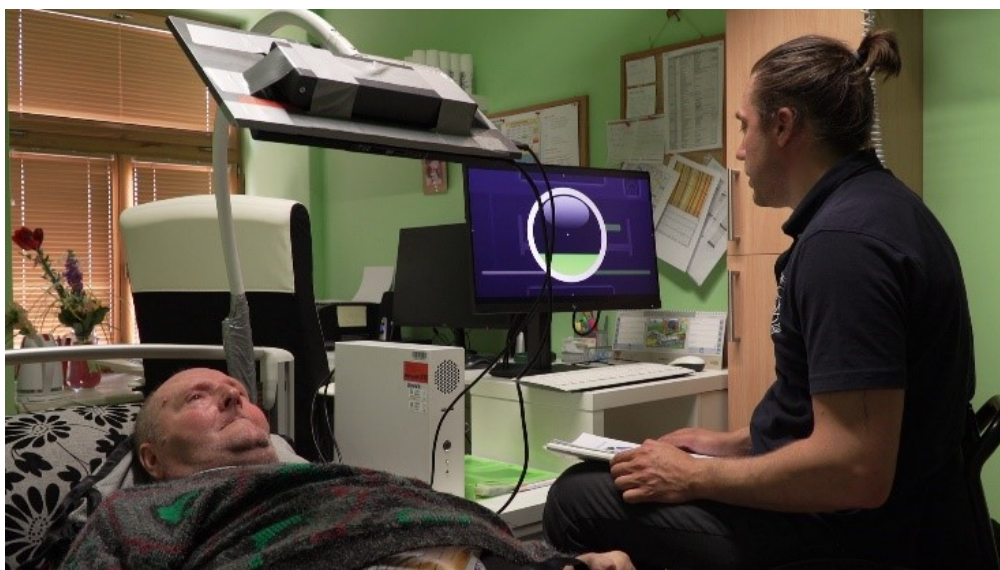
Nicméně v případě explicitně položené otázky, zda by respondenti preferovali tuto možnost ovládání lůžka, nebyla odpověď tak jednoznačná – viz výsledky. Předpokladem rozvoje asistivní technologie *eye-tracking* je výběr a testování vhodných pacientů a definování správně formulovaných otázek.

Trochu odlišný přístup pro komunikaci mezi aplikací a pacientem je možné nalézt v práci [75]. Systém úspěšně měří a extrahuje signály související se zrakovými podněty z EEG aktivity a lékařsky indisponovaní pacienti jsou schopni sami ovládat požadované funkce. Před samotným experimentem dostali pacienti pokyny od personálu a po dobu půl hodiny se učili, jak používat a ovládat kontrolní systém. Tento způsob tréninku a přípravy byl využit i v testování BCET, jen byla efektivně zkrácena doba procvičení na deset minut kvůli velkému množství probandů a možnosti provádění experimentů na pracovištích LFHK a Domově sv. Josefa jen v určitou denní pracovní dobu zaměstnanců. Více než 80 % pacientů z dotazníkového šetření jejich EEG studie považovalo systém za užitečný. Výsledky jsou srovnatelné a mírně nižší než hodnocení funkčnosti BCET (otázky I-V). Věnují se taktéž popisu ITR s výsledkem 34,6 bitů/min (tj. 0,58 bitů/s), což je méně než u pilotního BCET (1,5 bit/s pro kontrolní skupiny a 1,0 bit/s pro pacienty). V návrhu BCET byla vyloučena registrace EEG aktivity, protože vyžaduje zdlouhavou montáž elektrod, což je u pacientů s RS nepohodlné a velmi obtížně realizovatelné. Dalším omezením je, že pohyb pacienta generuje rozsáhlé elektrické artefakty. Tyto artefakty musí být odstraněny, aby nedošlo k omezení ovládání pro pacienta. Tato situace není triviální a velmi dobře jí popisují např. [76, 77].

Jedním z parametrů, který umožňuje srovnání různých systémů, je rychlost přenosu dat. ITR stanovená pro kontroly v rámci BCET byla vypočtena na 1,5 (1,3; 1,8) bitů/s a u pacientů 1,0 (0,9; 1,2) bitů/s, tedy rychlost odpovídá podobnému systému sledování očí a zadání jako [78]. Zde autoři dosáhli ITR v rozmezí od 1,9 do 2,5 bitů/s, které zvýšili přidáním měření elektrické aktivity mozku do svého systému. Takové řešení má ale výše uvedená omezení, především přímý kontakt s pacientem. Použití samotného BCI vede ke snížení ITR v rozsahu 0,33-0,45 bitů/s [75]. Výsledky z experimentů BCET ukázaly, že systémy založené na sledování očí mají vyšší ITR než samostatné systémy BCI.

Limitace využití *eye-trackingu* může vycházet z potřeby dodržet přímou viditelnost na systém sledování očí obsahujícího IR zdroj světla a kameru. Spolehlivost systémů je závislá na dostatečném pohledu zornice na *eye tracker* a je snížena odrazy, oslněním kamery, nesprávnou polohou obličeje, brýlemi s obroučkami nebo poruchami zraku, jako je strabismus

[20]. Mezi účastníky experimentu jeden pacient s významnou ptózou nebyl schopen navázat komunikaci (oční kontakt) s BCET, protože mu příliš přivřená oční víčka bránila v pohledu, a nedošlo tak k dostatečné expozici zornic. Výrobce *eye trackeru* na tento problém upozorňuje také na svých internetových stránkách [79]. Tento problém byl minimalizován nastavením senzoru na polohovacím rameni do přímé polohy vzhledem k očím podle dokumentace *eye trackeru*. Na základě získaných znalostí při vývoji BCET a ve srovnání s [20] a [22] je možné se domnívat, že vzorkovací frekvence 60 Hz, kalibrace a umístění *eye trackeru* jsou pro daný úkol a použití optimální.



Obr. 26 Pracoviště Domova sv. Josefa s probíhajícím experimentem, pacient a experimentátor. Pacient samostatně a kontrolovaně pohybuje segmentem nohou směrem nahoru.

Při porovnání probandů na základě věku pilotní studie ukazuje lepší výsledky u všech sledovaných parametrů u kontrolní skupiny. Závislost efektivity na věku probandů byla zkoumána formou korelačních testů. Byla potvrzena významná korelace efektivity a věku u kontrolní skupiny ($p < 0.05$). U skupiny pacientů BCET ani VBCET nebyla tato závislost pozorována. Je nepravděpodobné, že by výsledky byly významně ovlivněny bolestí pacienta, protože pouze tři pacienti v dotazníkovém šetření uvedli, že během testování zažívali mírnou bolest. Pacienti ovšem mohli být ovlivněni analgetiky, což mohlo způsobit mírné odchylky v přesnosti a kognitivních funkcích [80–83].

Celková doba experimentu mohla být také ovlivněna různými tolerancemi pacientů k námaze, jak je diskutováno v [84], který zkoumá tuto problematiku pro různé stupně imobility v rámci

EDSS stupnice a potvrzuje tento předpoklad. V případě BCET experimentu byla snaha korigovat různé úrovně fyzického vyčerpání pacientů dvěma minutami odpočinku mezi jednotlivými testy. Nebyla zjištěna žádná významná korelace mezi časem úlohy* a EDSS.

Lepší výsledky u všech pozorovaných parametrů u kontrol ukazují, že úloha mohla být ovlivněna nastavením polohy probanda v leže vůči snímači, jak prezentuje obr. 26. Kontroly se posunuly do ideální pozorovací vzdálenosti a úhlu proti snímači [85], pacienti byli ovlivněni zhoršenou motorikou, a i když jim byla poskytnuta součinnost pro polohování dle jejich nároků a přání, pravděpodobně jejich pozice nemusela být vždy a za všech situací optimální.

Neméně významnou roli ve změně testovacích časů může hrát i věk a snižující se kognitivní kapacita, jak ukazují i mnohé studie. Nejdůležitějšími změnami v kognitivních funkcích s normálním stárnutím jsou poklesy výkonnosti v kognitivních úkolech, které vyžadují rychlé zpracování nebo transformaci informací k rozhodování, včetně měření rychlosti zpracování, zapojení pracovní paměti a exekutivních funkcí [86, 87].

V experimentu byl efekt učení významný a patrný u skupiny pacientů, u kterých opakování testu způsobilo zkrácení testovaných časů, a to se promítlo i do celkové efektivity řešení úkolů. Tato efektivita nebyla v kontrolní skupině pozorována. Dobrovolníci pravděpodobně dosáhli téměř optimálních výsledků v prvním testu a další zlepšení nebylo prokazatelné. Z literatury je zřejmé, že trénink očních pohybů pomocí *eye-trackingu* má další výhody. Zlepšení efektu učení tréninkem řešila studie [88], ta ukázala, že děti, které absolvovaly trénink sledování očí, vykazovaly lepší paměť a rychlejší učení. Studie [89] zabývající se zlepšením kognitivních schopností pacientů po cévní mozkové příhodě pomocí tréninku s *eye trackerem* ukázala, že trénink sledování očí významně zlepšil vizuální pozornost ($p < 0.05$). Dá se tedy předpokládat, že s dlouhodobějším používáním BCET by došlo k postupnému zkrácení času úlohy až například k podobným hodnotám, kterých dosahovala kontrolní skupina. Celkově by to mohlo poskytnout výhody na úrovni vizuálních a kognitivních funkcí a zvýšit efektivitu ovládání. To by ale vyžadovalo dlouhodobé sledování a trénování pacientů.

Důležitou součástí experimentu bylo subjektivní dotazníkové šetření dobrovolníků ohledně jejich zkušeností s BCET. Výsledkům dotazníku dominovalo pozitivní hodnocení BCET, zejména mezi dobrovolníky v kontrolní skupině, pro které nebylo obtížné jej použít. Výpovědi pacientů mohly být ovlivněny mírně horšími výsledky testů. Nejruznější odpovědi byly na otázku, zda by upřednostnili jiný typ ovládání před BCET. Sedm pacientů (šest určitě a jeden pravděpodobně) by zvolilo BCET jako preferovanou metodu řízení lůžka. Šest pacientů nedalo

přednost systému BCET: tři z nich zvolili ruční ovládání, protože si zachovali dostatečné motorické dovednosti pro mačkání tlačítek, jeden pacient navrhl použití hlasového ovládání, protože byl obeznámen s technologií, další pacient by použil buď hlas, nebo ruční ovládání a poslední pacient nebyl schopen dokončit kalibraci a provést úkol, ale na tuto otázku v dotazníku odpověděl. Čtyři zbývající pacienti si nebyli jisti svými preferencemi.

Z dotazníkového šetření v kolonce „Jiné“ pacienti uvádějí typy na zařízení, která by chtěli pomocí BCET využívat. Jejich přání bylo mít k dispozici ovládání TV, rádia, přivolání asistenta, vytáčení kontaktů na mobilním telefonu, ovládání žaluzií, světel, vzduchotechniky ale i například zapínání a vypínání filtrace bazénu nebo čtení elektronické knihy. Tyto aplikace jsou již zkoumány, jak uvádí například [31, 49, 51] a do budoucna by bylo vhodné je do BCET začlenit také.

Někteří dobrovolníci doplnili dotazník vlastními novými postřehy a doporučeními, hodnotili například barevné nastavení aplikace jako velmi dobré. Je možné se domnívat, že zvolené barvy grafického rozhraní byly vhodně vybrány k použitému experimentu a účelu BCET. Množství studií zkoumalo dopad zelené, modré a šedé barvy [90–92]. Zelená je často spojována s kognitivními regeneračními účinky [93], kreativitou [91], a bezpečností [94]. Modrá je často spojována s pohodlím a klidem. Šedou je možné optimálně sladit pro chromatickou barvu a světlost [95].

5.5.1 Limitující faktory studie

Ačkoli studie poskytuje několik odpovědí týkajících se proveditelnosti a užitečnosti ovládání lůžka pomocí očních pohybů u pacientů s roztroušenou sklerózou, ponechává některé otázky nezodpovězené. Studie například neposkytuje informace o použitelnosti u jedinců s jinými neurologickými onemocněními, jako je demence, mírná kognitivní porucha nebo traumatické poranění mozku, případně u pacientů po poranění míchy. Kromě toho by delší období sledování a používání BCET s rozšířeným počtem dobrovolníků umožnilo úplné vyhodnocení efektu tréninku, zlepšení činností každodenního života a kvality života.

5.6 Závěr pilotní studie

Pomocí navrženého a odladěného SW v kombinaci s komponenty dostupnými na trhu a speciálně navrženým adaptérem bylo vyvinuto zařízení, které dokáže ovládat elektricky řízené polohovací lůžko Latera pomocí pohybu očí. Tento komplexní systém BCET se podařilo otestovat a ověřit jeho funkčnost u zdravých dobrovolníků i pohybově omezených pacientů s RS. Uživatelské rozhraní založené na velkých elementech s intuitivním grafickým významem a robustnost detekce pohybu očí byly pozitivně hodnoceny z hlediska spolehlivosti a snadnosti použití jak kontrolní skupinou, tak skupinou pacientů. Důležitým výsledkem této studie je, že ze 16 pacientů, kteří mohli úspěšně ovládat lůžko zrakem, by tuto technologii využilo sedm pacientů. Byli to ti, kteří nemohli ovládat tlačítka postele rukou nebo paží. Preference ve skupině pacientů kontrastovaly se skupinou zdravých dobrovolníků, kde by všichni zařízení využili v případě zdravotní komplikace výrazně omezující pohyb horních končetin. Zásadní rozdíl ve vyhodnocování použitelnosti zařízení je třeba vzít v úvahu v budoucích studiích věnujících se testování asistivních technologií. Výsledky zdravých kontrol nelze snadno extrapolovat na pacienty. Účastníci kontrolní skupiny provedli testovací sekvenci rychleji a efektivněji než pacienti. Pacienti však měli tendenci se zlepšovat opakováním v obou těchto parametrech. Nejvyšší rychlost přenosu informací byla 1,6 bit/s pro pacienty a 2,5 bit/s pro kontrolní skupinu. Hodnocení efektivity ovládní pacienty ukázalo, že vyšší úroveň EDSS negativně korelovala s efektivitou. Přesto všichni pacienti, u kterých bylo možné registrovat pohyby očí, a tedy provést kalibraci, úspěšně dokončili testovací sekvenci. Sledování očí nebylo možné pouze u jednoho pacienta. Průběh experimentu je možné shlédnout v podobě videa v elektronické příloze Pilotní studie.mp4. Na základě dosažených výsledků se výzkumný tým domnívá, že BCET má potenciál zvýšit míru soběstačnosti a kvalitu života pacientů s roztroušenou sklerózou.

6 VĚDA PRO SPOLEČNOST

*“I DON’T CARE THAT THEY STOLE
MY IDEA . . .
I CARE THAT THEY DON’T HAVE ANY
OF THEIR OWN.”*

(NIKOLA TESLA 1856 – 1943)

Z pohledu vzdělávání a výzkumu je tato práce výsledkem dlouholetého úsilí autora při doktorském studiu a rozvíjí stav technickovědeckého poznání jako akademického klíče k úspěchu. Pro společenské uplatnění by ale neměla být opomíjena tzv. třetí role univerzity. Role, která klade důraz na transfer výzkumu směrem, který přetváří a zhmotňuje specializované vědecké činnosti do podpůrných sociálních artiklů. Již při samotném vzniku nápadu, samotné myšlenky asistivní technologie, se autor snažil směřovat svou celkovou ideu plánování i tímto směrem. Správnost tohoto řešení se potvrdila v průběhu testování, kdy se účastníci výzkumu dotazovali již na hotový produkt:

Š: „Kolik to ovládání lůžka bude stát?“ nebo S: „Kdy a u koho si zařízení mohu zakoupit?“

Pro zachycení a ochranu myšlenek spojených s návrhem systému polohovacího lůžka jako celku se podařilo získat patentovou ochranu („Systém pro ovládání polohovacího lůžka“ CZ 309229) a užitný vzor (CZ 30188) jako součást duševního vlastnictví autora a Lékařské fakulty v Hradci Králové, Univerzity Karlovy. Toto přispělo k pozdější silnější vyjednávací pozici při hledání vhodného obchodního partnera, který by o tuto technologii měl zájem a měl možnosti a prostředky k finální výrobě hotového výrobku. Byla podepsána Dohoda o mlčenlivosti a utajení č. D-2016/006 (NDA) se společností vyrábějící polohovací lůžka (LINET spol. s r.o.) a na jejím základě vznikla dlouhodobá spolupráce pro realizaci záměru vytvoření funkčního vzorku/prototypu. Smlouva oboustranně chrání know-how obou stran a je jistým opatřením k zachování důvěry v obchodním styku. Autor získal pro testování ovládacího systému k užívání polohovací lůžko Latera a díky tomu mohl být výzkum realizován v součinnosti s bezpečnostními požadavky výrobce těchto medicínských zařízení.

Jak autor pevně věří, podaří se prosadit technologii BCET na trhu asistivních prostředků a v kooperaci s některým z výrobců polohovacích lůžek vytvořit konečné průmyslové zařízení

a obchodní model, který by byl úspěšný nejenom jako PR daného producenta a univerzity, ale především i díky velkému počtu spokojených uživatelů.

6.1 Inovace v BCET

Během realizace systému BCET se ukázala některá řešení především v konstrukci zařízení jako výrobně komplikovaná a je potřeba pro tyto případy realizovat inovativní změny. Autor se v následujících bodech pokusí nastínit taková řešení, aby díky nim bylo možné BCET přiblížit k předvýrobnímu prototypu a snížit celkovou výrobní cenu zařízení na minimum.

1. Konektivita a miniaturizace

problém: Z obr. 13 je patrné, že BCET obsahuje mnoho kabelů, které omezují instalaci potřebných zařízení a obsluhu BCET. Řízení lůžka *eye trackerem* zpracovává a obstarává počítač experimentátora.

navrhované řešení: Při správně zvoleném a dostatečně výkonném All In One (AIO) počítači nebo tzv. *smart* zařízení by jím bylo možné nahradit uživatelský displej. *Eye tracker* by byl připevněný na tomto počítači, běžel by zde OS i ovládací SW. Díky vyšší hmotnosti AIO zařízení by držák (experimentální rameno) musel projít úpravou směrem k vyšší robustnosti při zachování dostatečně nízké hmotnosti.

2. Modulární řešení

problém: Při otřesech vznikajících při mechanickém mačkání tlačítek dochází v řídicí jednotce k posunu jadérek solenoidu vůči tlačítkům *Supervisor* ovladače. Tento stav je nahodilý a je nutné pravidelně kalibrovat řídicí jednotku do správné pozice. Pro jiné typy ovladačů není patice univerzálně přizpůsobena.

navrhované řešení: V posledních letech se na trhu objevují první výrobci, kteří umožňují ovládat polohovací lůžko pro domácí péči nebo zdravotnická zařízení z mobilního *smart* telefonu pomocí dotykové grafické aplikace. Jedná se většinou o možnost volby základních poloh, stejných nebo podobných, jaká jsou řešena v BCET. Tedy bezdrátová konektivita uživatel – lůžko již existuje, a pokud by se obdobně podařilo synchronizovat unikátní SW bezkontaktního ovládání s řídicí jednotkou daného lůžka, pak by se dal BCET připojit přímo na základě přístupových protokolů. Uživatel by si tedy zakoupil pouze set v podobě AIO počítače nebo *smart* zařízení s *eye trackerem* či webovou kamerou, instalovaným SW BCET a držákem. Pomocí IEEE 802 standardu by se připojil do rozhraní ovládání vybrané polohovací

postele. Pro toto řešení je vyžadován upgrade ovládacího SW BCET a součinnost výrobců polohovacích lůžek v podobě poskytnutí připojovacích protokolů. Nabízí ale díky tomu modulární řešení pro širší skupinu pacientů a s dalším SW i možnost ovládat funkce klasického PC nebo mobilu.

3. Individualizace GUI

problém: Pro pacienty byly v rámci relativně krátké doby experimentu nastavené časy pro návratové sekvence, potvrzovací element, listování mezi segmenty, bezpečnostní zpoždění příkazů atd. akceptovatelné a vyhovující. Jedná se ale o univerzální nastavení pro široké spektrum uživatelů, které nemusí při zamýšleném dlouhodobějším používání BCET vyhovovat všem (viz efekt učení). Jak již bylo zmíněno, nastavení barev, jasu a kontrastu GUI nemusí taktéž některým pacientům vyhovovat. Celkem v populaci trpí daltonismem okolo 8 % mužů a 0,4-0,5 % žen [96], pacienti mohou také vnímat pro určité barvy různé pocity či trpět fotofobií.

navrhované řešení: Individualizované přeprogramování GUI v kódu aplikace je možné pro experiment, ale pro aplikační použití je tento proces nepoužitelný. Řešením by mohla být možnost vygenerování uživatelského ovládacího panelu přednastavených reakčních rychlostí GUI (např. pravým tlačítkem myši, či speciálním obrazovým elementem). Jako další možnost adaptace na GUI by mohl být v tomto panelu výběr z několika prostředí od černobílých až po barevné s různou volbou kontrastu, jasu apod. Tato nastavení by byla stále v rukou asistenta, který by ale mohl flexibilně reagovat na potřeby pacienta a postupně mu BCET optimalizovat.

Výsledky provedených disertačních studií zaměřených na bezkontaktní ovládání polohovacího lůžka pomocí *eye-trackingu* dovolují formulovat následující závěry, které samy o sobě zároveň představují naplnění výše definovaných cílů disertační práce (2 Cíle disertační práce).

Sbírání dat k této disertační práci probíhalo během několika let v různých etapách vývoje ovládacího zařízení. Práce se věnuje postupné analýze základních otázek o vhodnosti zařízení pro vybrané pacienty formou studie proveditelnosti. Zařízení prošlo vysokou mírou inovace a testování od konceptu po reálné ovládání polohovacího lůžka. Podařilo se navržené řešení a vyvinuté zařízení otestovat formou experimentů s vybranými dobrovolníky a navrhnout průmyslovou inovaci systému.

1. Bylo vyvinuto virtuální bezkontaktní ovládání polohovacího lůžka pomocí *eye-trackingu* a ověřena technická proveditelnost navrženého ovládacího rozhraní. Připravená aplikace komunikovala s *eye trackerem* a simulovala způsob ovládání dvou základních nastavení lůžka: změnu polohy hlavy a změnu polohy nohou ve třech úrovních náklonu. Dané ovládání technicky vyhovovalo pro realizaci experimentu s dobrovolníky.
2. Ve studii proveditelnosti bylo celkem 17 pacientů s výrazně zhoršenou motorikou horních končetin. Byl realizován protokol událostí, který umožnil evaluaci všech naměřených experimentálních dat, a u každého probanda proběhlo dotazníkové šetření pro posouzení preference systému. Parametry jako efektivita, celkový čas a subjektivní náhled pacientů na jistotu v ovládání, způsob aktivace a volby polohy, informace o poloze lůžka a přehlednost byly ověřovány pro diagnózy pentaplegie (2 osoby), tetraplegie (8 osob), vysoké paraplegie (3 osoby), myopatie (2 osoby) a spinální svalové atrofie (2 osoby). Osm pacientů preferovalo testovaný systém VBCET pro ovládání polohovacího lůžka.
3. Na základě analýzy výsledků těchto výše definovaných diagnostických souborů byla provedena konceptualizace systému ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů. Koncept reálného zařízení BCET prošel několika etapami vývoje a testování:
 - a. Byla ověřena funkčnost, robustnost a spolehlivost zařízení se všemi HW komponentami v koherentním celku (lůžko Latera s ovladačem, *eye tracker* s displejem, flexibilní rameno s natačecím kloubem, převodník signálu

s elektronikou a řídicí počítač). Unikátní část systému pro převod signálu od uživatele na vnitřní jednotku lůžka byla tvořena vyvinutým externím modulem. Tato originální patice byla převodníkem mezi okohybnými ovládacími manévry uživatele na displeji a mechanickým stiskem tlačítek ovladače lůžka pomocí sady solenoidů a řídicí elektroniky. Systém byl snadno přenositelný a demontovatelný.

- b. Grafické rozhraní rozpoznalo zájem pacienta o změnu polohy (inicializace systému), výběr segmentu hlavy, hlavy a nohou, nohou (režim výběru) a velikost polohy vybraného segmentu (potvrzovací element). Navržené SW řešení reflektovalo poznatky získané ze studie proveditelnosti a dosáhlo intuitivního ovládání pro uživatelské rozhraní řízení lůžka.
4. Pro soubor probandů s roztroušenou sklerózou (17 pacientů) a kontrolní skupinu (26 dobrovolníků), se podařilo ověřit využitelnost BCET jako asistivní pomůcky ke zvýšení soběstačnosti pacientů. Výsledky byly porovnány s kontrolní skupinou a vyhodnoceny závislosti, trendy vybraných parametrů. Na základě získaných měření pacientů s RS byla efektivita, rychlost řešení úlohy, rychlost do první změny polohy a ITR dostatečná pro využití oční technologie pro ovládání. Sedm pacientů zvolilo BCET jako preferovanou metodu řízení lůžka.

V rámci kategorie pacientů s RS byly shledány určité limity BCET, zejména se jednalo o:

- nemožnost kalibrace pro pacienty s výraznou ptózou a strabismem;
- možné ovládání pouze 3 základních poloh, pro využití dalších poloh by bylo nutné rozšířit experiment a modifikovat HW a SW;
- limitace využití *eye-trackingu* může vycházet také z potřeby dodržet přímou viditelnost na *eye tracker*;
- limitace pacientů s poruchou kognitivního vnímání a nedostatečnou mírou udržení pozornosti pro fixace ovládacích elementů;
- snížení volného zorného pole díky přítomnosti ovládacího displeje s ramenem.

V rámci kategorie pacientů s RS byly shledány následující benefity BCET:

- jednoduchost instalace zařízení a způsob zapojení;
- úspěšné použití i u vysokého stupně EDSS;

- intuitivní ovládání formou piktogramů, které jsou obdobné jako na komerčních ovladačích polohovacích lůžek;
- široký výběr *eye trackerů* a možnost individuálního umístění ovládacího displeje v závislosti na pohybových možnostech uživatele;
- bezpečnost – možnost kdykoliv přerušit ovládání a komunikaci se systémem;
- využitelnost pro širokou škálu pacientů, kteří mají zachovalý zrak;
- vysoká míra schopnosti obsluhy systému;
- zvýšení soběstačnosti pacientů;
- zvýšení duševní pohody pacientů;
- předcházení vzniku dekubitů a přidružených onemocnění při dlouhodobém pobytu na lůžku díky možnosti pravidelného samostatného polohování;
- možnost modifikovat SW a HW pro další obslužné jednotky (např. domácnost).

Získané výsledky pacientů s RS je možné extrapolovat na širší skupiny uživatelů s výrazně sníženou nebo žádnou motorikou horních končetin při zachování dostatečných kognitivních funkcí a míry pozornosti.

5. Systém bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka pomocí očních pohybů získal patentovou ochranu a užitečný vzor. Navrhovaný inovativní model pro převedení konceptu (experimentálního zařízení) do fáze prodejního artiklu je postaven na nejnovějším stavu technického poznání. Pro potřeby uživatelů BCET je navrženo bezkontaktní řízení lůžka a jeho miniaturizace, důraz je kladen na modulárnost zařízení pro různé platformy a možnost nastavení vybraných parametrů ovládacích procesů pro individuální potřeby jedinců.

Hypotéza, že skupina pacientů s roztroušenou sklerózou dosahuje stejných výsledků při kvantitativním výzkumu BCET se nepotvrdila. Kontrolní skupina měla relativně konzistentní výsledky ve všech opakovaných testech i díky normálnímu rozdělení v populaci. Dosahovala kratších časů při vypracování úlohy, lepší efektivity a vyššího ITR. Skupina pacientů nedosahovala konzistentních výsledků, ale díky významnému trendu učení se postupně s opakovanými testy pacienti zlepšovali jak v rychlosti, tak v efektivitě zpracování úkolu. Analýza vztahu efektivity a věku u kontrol a pacientů potvrdila důležitost zapojení pacientů do experimentů. Mezi pacienty vznikají větší rozdíly díky rozsahu jednotlivých diagnóz, jsou zde častější okulomotorické problémy a omezená motorika končetin hraje velkou roli při správné pozici a nastavení pohledu do pozorované oblasti. Vývoj zařízení pouze

na základě testování se zdravou populací nemusí reflektovat tyto závěry a zařízení nemusí být pro motoricky indisponované pacienty vhodně připravené. Tyto aspekty nelze pominout do návrhu bezkontaktního ovládacího systému polohovacích lůžek v budoucnu. Na základě výsledků experimentů z VBCET a BCET je možné doporučit bezkontaktní technologii PCCR pro pacienty s omezenou motorikou horních končetin a je velmi dobrou alternativou ke klasickému kontaktnímu tlačítkovému ovladači polohovacích lůžek. *Eye-tracking* je pacienty dobře přijímán a žádán. Tato technologie má vysoký potenciál uplatnění v rámci bezkontaktních asistivních požadavků ovládání polohovacích lůžek ať už v léčebných zařízeních, nebo v domácím prostředí.

Závěrem lze shrnout, že ovládání polohovacího lůžka pomocí *eye-trackingu* představuje další aplikační pilíř, který vnáší do odvětví asistivních technologií v medicíně novou (nadstavbovou) rovinu poznání, objektivizuje experimentální výstupy, nabízí zajímavé alternativy a jako prostředek zvýšení soběstačnosti významně posiluje roli bezkontaktních senzorů v oboru.

8 NÁMĚTY PRO DALŠÍ VÝZKUM

V průběhu rozvíjejícího se doktorského studia a získaných poznatků v oboru biofyziky, při analýze odborné literatury a koncipaci vědeckých článků a disertační práce byla sledována řada tematicky významných podnětů, kterým by se autor rád systematicky věnoval v budoucnu. Jedná se o následující vědecko-výzkumná témata, která úzce navazují na tuto disertační práci:

1. využití a inovace BCET o modulární řešení a nejnovější technické poznatky (virtuální a rozšířená realita, *webcam eye-tracking*, kombinované systémy apod.);
2. rozšíření BCET o statisticky významný soubor dalších diagnóz (míšní léze, oční vady, snížené kognitivní funkce apod.);
3. analýza problematiky zapojení motoricky indisponovaného jedince při koitu (dotazníkové šetření využitelnosti a preferencí mezi vybranými pacienty – ženy/muži, řešerše stávajících zařízení, pomůcek a služeb, sociální aspekty sexuální asistence, spolupráce s centrem CZEPA);
4. analýza aktivního ovládání pro zařízení s přímou podporu sexuálních aktivit (bezkontaktní a kontaktní senzory, bezpečnostní rizika řízení elektromechanických prvků, tvorba designu na základě ergonomie pohybů);
5. testování sexuální asistivní pomůcky na vybraných diagnosticky významných skupinách s komparací s kontrolním souborem (zapůjčení prototypu vybraným skupinám dobrovolníků několika vybraných diagnóz, věku a pohlaví, vyhodnocení zpětné vazby);
6. evaluace rehabilitačního a mobilizačního potenciálu bezkontaktní asistivní sexuální pomůcky v oboru fyzioterapie a biofyziky (změna kvality života a zdravotního stavu pacientů a jejich partnerů, dopadová analýza, monitorování a analýza účinku dlouhodobého používání systému);
7. inovace radioterapeutických doplňků pro techniku brachyterapie pomocí 3D tisku (spolupráce s FNHK a dalšími specializovanými pracovišti, studie použitelnosti);
8. vývoj a testování 3D tištěných individualizovaných aplikátorů pro radioterapii (zahraniční spolupráce, vznik centra pokročilého certifikovaného 3D tisku v radioterapii).

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] GOLLÜCKE, Volker. *Eye-Tracking Grundlagen, Technologien und Anwendungsgebiete*. Munich, 2009. Software Usability Engineering. Carl von Ossietzky University of Oldenburg.
- [2] PŁUŻYCZKA, Monika. The First Hundred Years: a History of Eye Tracking as a Research Method. *Applied Linguistics Papers* [online]. 2018, **4/2018(25)**, 101–116. ISSN 25449354. Dostupné z: doi:10.32612/uw.25449354.2018.4.pp.101-116
- [3] JACOB, Robert J.K. a Keith S. KARN. Eye Tracking in Human-Computer Interaction and Usability Research. In: *The Mind's Eye* [online]. B.m.: Elsevier, 2003, s. 573–605. Dostupné z: doi:10.1016/B978-044451020-4/50031-1
- [4] DELABARRE, E. B. A Method of Recording Eye-Movements. *The American Journal of Psychology* [online]. 1898, **9(4)**, 572. ISSN 00029556. Dostupné z: doi:10.2307/1412191
- [5] HOLMQVIST, Kenneth, Marcus NYSTROM, Richard ANDERSSON, Richard DEWHURST, Halszka JARODZKA a Joost Van De WEIJER. *Eye tracking: A comprehensive guide to methods and measures*. 2011. ISBN 0199697086.
- [6] DODGE, Raymond a Thomas Sparks CLINE. The angle velocity of eye movements. *Psychological Review* [online]. 1901, **8(2)**. ISSN 0033295X. Dostupné z: doi:10.1037/H0076100
- [7] JUDD, C. H., C. N. MCALLISTER a W. M. STEELE. General introduction to a series of studies of eye movements by means of kinetoscopic photographs. *Psychological Review Monographs*. 1905, **7(1)**, 1–16.
- [8] DUCHOWSKI, Andrew T. *Eye tracking methodology: Theory and practice: Third edition* [online]. B.m.: Springer International Publishing, 2017. ISBN 9783319578835. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-57883-5/COVER
- [9] BUSWELL, G. T. *How People Look at Pictures: A Study of the Psychology of Perception in Art*. B.m.: University of Chicago Press, 1935.

- [10] POPELKA, Stanislav. *Eye-tracking (nejen) v kognitivní kartografii* [online]. Křížkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2018. ISBN 978-80-244-5313-2. Dostupné z: doi:10.5507/prf.18.24453132
- [11] WADE, Nicholas J. Looking at Buswell's pictures. *Journal of Eye Movement Research* [online]. 2020, **13**(2). ISSN 1995-8692. Dostupné z: doi:10.16910/jemr.13.2.4
- [12] MACKWORTH, J. F. a N. H. MACKWORTH. Eye Fixations Recorded on Changing Visual Scenes by the Television Eye-Marker. *Journal of the Optical Society of America* [online]. 1958, **48**(7), 439. ISSN 0030-3941. Dostupné z: doi:10.1364/JOSA.48.000439
- [13] YARBUS, Alfred L. Eye movements during perception of complex objects. In: LOWIN A. RIGGS a BALLOU HERBERT L., ed. *Eye Movements and Vision*. New York: Plenum Press, 1967, s. 171–211.
- [14] YOUNG, Laurence R. a David SHEENA. Survey of eye movement recording methods. *Behavior Research Methods & Instrumentation* [online]. 1975, **7**(5), 397–429. ISSN 1554351X. Dostupné z: doi:10.3758/BF03201553/METRICS
- [15] MÜLLER, Jana Annina, Dorothea WENDT, Birger KOLLMEIER a Thomas BRAND. Comparing Eye Tracking with Electrooculography for Measuring Individual Sentence Comprehension Duration. *PLOS ONE* [online]. 2016, **11**(10), e0164627. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0164627
- [16] HAMMOUD, Riad I. a Jeffrey B. MULLIGAN. Introduction to Eye Monitoring. In: *Passive Eye Monitoring* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008, s. 1–19. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-540-75412-1_1
- [17] STEELE, Carroll M. a Hewitt D. CRANE. Generation-V dual-Purkinje-image eyetracker. *Applied Optics, Vol. 24, Issue 4, pp. 527-537* [online]. 1985, **24**(4), 527–537. ISSN 2155-3165. Dostupné z: doi:10.1364/AO.24.000527
- [18] YOUNG, Laurence R. a David SHEENA. Eye-movement measurement techniques. *American Psychologist* [online]. 1975, **30**(3), 315–330. ISSN 1935-990X. Dostupné z: doi:10.1037/0003-066X.30.3.315
- [19] VOS, Myrte, Serge MINOR, Gillian Catriona RAMCHAND, Myrte VOS, Serge MINOR a Gillian RAMCHAND. Comparing infrared and webcam eye tracking in the

- Visual World Paradigm. *Glossa Psycholinguistics* [online]. 2022, **1**(1). ISSN 2767-0279. Dostupné z: doi:10.5070/G6011131
- [20] GONZALEZ-SANCHEZ, Javier, Mustafa BAYDOGAN, Maria Elena CHAVEZ-ECHEAGARAY, Robert K. ATKINSON a Winslow BURLESON. Affect Measurement: A Roadmap Through Approaches, Technologies, and Data Analysis. In: *Emotions and Affect in Human Factors and Human-Computer Interaction* [online]. B.m.: Elsevier, 2017, s. 255–288. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-801851-4.00011-2
- [21] FEDERMEIER, Kara D. a Elizabeth R. SCHOTTER. Gazing toward the future : advances in eye movement theory and applications. In: *The Psychology of Learning and Motivation*. 1. vyd. B.m.: Academic Press, 2020, s. 1–296. ISBN 9780128206997.
- [22] ANDERSSON, Richard, Marcus NYSTRÖM a Kenneth HOLMQVIST. Sampling frequency and eye-tracking measures: how speed affects durations, latencies, and more. *Journal of Eye Movement Research* [online]. 2010, **3**(3). ISSN 1995-8692. Dostupné z: doi:10.16910/jemr.3.3.6
- [23] AL-RAHAYFEH, Amer a Miad FAEZIPOUR. Eye Tracking and Head Movement Detection: A State-of-Art Survey. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine* [online]. 2013, **1**, 2100212–2100212. ISSN 2168-2372. Dostupné z: doi:10.1109/JTEHM.2013.2289879
- [24] COETZER, Reinier C. a Gerhard P. HANCKE. Development of a robust active infrared-based eye tracker. *IET Computer Vision* [online]. 2014, **8**(6), 523–534. ISSN 1751-9640. Dostupné z: doi:10.1049/iet-cvi.2013.0251
- [25] ZHIWEI ZHU a QIANG JI. Novel Eye Gaze Tracking Techniques Under Natural Head Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2007, **54**(12), 2246–2260. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2007.895750
- [26] WORLD HEALTH ORGANIZATION. a WORLD BANK. *World report on disability*. B.m.: World Health Organization, 2011. ISBN 9789241564182.
- [27] ODBOR PROGRAMOVÉHO FINANCOVÁNÍ A STATISTIKY MPSV. *STATISTICKÁ ROČENKA Z OBLASTI PRÁCE A SOCIÁLNÍCH VĚCÍ 2021* [online].

2022.

Dostupné z: <https://www.mpsv.cz/statisticka-rocenka-z-oblasti-prace-a-socialnich-veci>

- [28] DZIEMIAN, Sabine, William W. ABBOTT a A. Aldo FAISAL. Gaze-based teleprosthetic enables intuitive continuous control of complex robot arm use: Writing & drawing. In: *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)* [online]. B.m.: IEEE, 2016, s. 1277–1282. ISBN 978-1-5090-3287-7. Dostupné z: doi:10.1109/BIOROB.2016.7523807
- [29] HWANG, Chi-Shin, Ho-Hsiu WENG, Li-Fen WANG, Chon-Haw TSAI a Hao-Teng CHANG. An Eye-Tracking Assistive Device Improves the Quality of Life for ALS Patients and Reduces the Caregivers' Burden. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2014, **46**(4), 233–238. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2014.891970
- [30] MEENA, Y. K., A. CHOWDHURY, H. CECOTTI, K. WONG-LIN, S. S. NISHAD, A. DUTTA a G. PRASAD. EMOHEX: An eye tracker based mobility and hand exoskeleton device for assisting disabled people. In: *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)* [online]. B.m.: IEEE, 2016, s. 002122–002127. ISBN 978-1-5090-1897-0. Dostupné z: doi:10.1109/SMC.2016.7844553
- [31] SUNNY, Md Samiul Haque, Md Ishrak Islam ZARIF, Ivan RULIK, Javier SANJUAN, Mohammad Habibur RAHMAN, Sheikh Iqbal AHAMED, Inga WANG, Katie SCHULTZ a Brahim BRAHMI. Eye-gaze control of a wheelchair mounted 6DOF assistive robot for activities of daily living. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2021, **18**(1), 173. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00969-2
- [32] AYDIN ATASOY, Nesrin, Abdullah ÇAVUŞOĞLU a Ferhat ATASOY. Real-time motorized electrical hospital bed control with eye-gaze tracking. *TURKISH JOURNAL OF ELECTRICAL ENGINEERING & COMPUTER SCIENCES* [online]. 2016, **24**(6), 5162–5172. ISSN 13000632. Dostupné z: doi:10.3906/elk-1503-132
- [33] MCKEE, Ann C. a Daniel H. DANESHVAR. The neuropathology of traumatic brain injury. In: *Handbook of Clinical Neurology* [online]. B.m.: Elsevier B.V., 2015, s. 45–66. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-52892-6.00004-0
- [34] H*, Kajol, Shaik JUNAID, Shubham JAIN, Anuja CHAUDHARY a Prajwal KT. Design and Development of a Voice Actuated Hospital Bed for Patient Care. *International*

- Journal of Recent Technology and Engineering (IJRTE)* [online]. 2019, **8**(4), 1751–1757. ISSN 22773878. Dostupné z: doi:10.35940/ijrte.C5882.118419
- [35] MAZO, Manuel, Francisco J. RODRÍGUEZ, José L. LÁZARO, Jesús URENA, Juan C. GARCIA, Enrique SANTISO, Pedro REVENGA a J. Jesús GARCIA. Wheelchair for physically disabled people with voice, ultrasonic and infrared sensor control. *Autonomous Robots* [online]. 1995, **2**(3), 203–224. ISSN 0929-5593. Dostupné z: doi:10.1007/BF00710857
- [36] RADWAN MOSTAFA a GUNES YAHYA. *EEG and Eye Gaze Controlled Patient Bed Design* [online]. 2020. Dostupné z: doi:10.13140/RG.2.2.25869.08161
- [37] SANCHEZ BOLAÑOS, Cristian D., Nicolas RODRIGUEZ D. a Cesar A. PERDOMO CH. Non-invasive Control of a Intelligent Room Using EEG Signals. *IFAC-PapersOnLine* [online]. 2021, **54**(4), 25–30. ISSN 24058963. Dostupné z: doi:10.1016/j.ifacol.2021.10.005
- [38] MEDEIROS JOÃO. Giving Stephen Hawking a voice | WIRED UK [online]. 2014. Dostupné z: <https://www.wired.co.uk/article/giving-hawking-a-voice>
- [39] PECINOVSKÝ, Rudolf. *Návrhové vzory: 33 vzorových postupů pro objektové programování* [online]. B.m.: Computer Press, 2007. ISBN 978-80-251-1582-4. Dostupné z: <https://search.mlp.cz/cz/titul/navrhove-vzory/2651985/>
- [40] ERICH GAMMA, RICHARD HELM, RALPH JOHNSON a JOHN VLISSIDES. *Design Patterns: Elements of Reusable Object-Oriented Software*. 1st vyd. B.m.: Addison-Wesley Professional, 1994. ISBN 0201633612.
- [41] HANSEN, D.W. a QIANG JI. In the Eye of the Beholder: A Survey of Models for Eyes and Gaze. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* [online]. 2010, **32**(3), 478–500. ISSN 0162-8828. Dostupné z: doi:10.1109/TPAMI.2009.30
- [42] GIBALDI, Agostino, Mauricio VANEGAS, Peter J. BEX a Guido MAIELLO. Evaluation of the Tobii EyeX Eye tracking controller and Matlab toolkit for research. *Behavior Research Methods* [online]. 2017, **49**(3), 923–946. ISSN 1554-3528. Dostupné z: doi:10.3758/s13428-016-0762-9
- [43] DREWES, Heiko, Ken PFEUFFER a Florian ALT. Time- and space-efficient eye tracker calibration. In: *Proceedings of the 11th ACM Symposium on Eye Tracking Research*

- & Applications* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2019, s. 1–8. ISBN 9781450367097. Dostupné z: doi:10.1145/3314111.3319818
- [44] TOBII TECH. *Developer's Guide Tobii EyeX SDK for C/C++* [online]. 2015. Dostupné z: <https://developer.tobii.com/wp-content/uploads/2016/03/Developers-Guide-C-Cpp.pdf>
- [45] PAING, May Phu, Aniwat JUHONG a Chuchart PINTAVIROOJ. Design and Development of an Assistive System Based on Eye Tracking. *Electronics* [online]. 2022, **11**(4), 535. ISSN 2079-9292. Dostupné z: doi:10.3390/electronics11040535
- [46] THE JAMOVI PROJECT. *jamovi (Version 2.2) [Computer Software]*. 2021
- [47] TOUITOU, Yvan a Sébastien POINT. Effects and mechanisms of action of light-emitting diodes on the human retina and internal clock. *Environmental Research* [online]. 2020, **190**, 109942. ISSN 00139351. Dostupné z: doi:10.1016/j.envres.2020.109942
- [48] TSUBOTA, Kazuo a Katsu NAKAMORI. Dry Eyes and Video Display Terminals. *New England Journal of Medicine* [online]. 1993, **328**(8), 584–584. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJM199302253280817
- [49] MTSHALI, Progress a Freedom KHUBISA. A Smart Home Appliance Control System for Physically Disabled People. In: *2019 Conference on Information Communications Technology and Society (ICTAS)* [online]. B.m.: IEEE, 2019, s. 1–5. ISBN 978-1-5386-7365-2. Dostupné z: doi:10.1109/ICTAS.2019.8703637
- [50] GLADENCE, L. Mary, V. Maria ANU, R. RATHNA a E. BRUMANCIA. Recommender system for home automation using IoT and artificial intelligence. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing* [online]. 2020, 1–9. ISSN 1868-5137. Dostupné z: doi:10.1007/s12652-020-01968-2
- [51] WANG, Rong-Jing, Shu-Chen LAI, Ji-Yun JHUANG, Ming-Chin HO a Yan-Chyuan SHIAU. Development of Smart Home Gesture-based Control System. *Sensors and Materials* [online]. 2021, **33**(10), 3459. ISSN 0914-4935. Dostupné z: doi:10.18494/SAM.2021.3522

- [52] PAING, May Phu, Aniwat JUHONG a Chuchart PINTAVIROOJ. Design and Development of an Assistive System Based on Eye Tracking. *Electronics* [online]. 2022, **11**(4), 535. ISSN 2079-9292. Dostupné z: doi:10.3390/electronics11040535
- [53] BRUSH, Zachary, Alan BOWLING, Michael TADROS a Michael RUSSELL. Design and control of a smart bed for pressure ulcer prevention. In: *2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics* [online]. B.m.: IEEE, 2013, s. 1033–1038. ISBN 978-1-4673-5320-5. Dostupné z: doi:10.1109/AIM.2013.6584230
- [54] ROY, B., A. BASMAJIAN a H.H. ASADA. Repositioning of a Rigid Body With a Flexible Sheet and Its Application to an Automated Rehabilitation Bed. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering* [online]. 2005, **2**(3), 300–307. ISSN 1545-5955. Dostupné z: doi:10.1109/TASE.2005.849093
- [55] SHICKEL, Benjamin, Anis DAVOUDI, Tezcan OZRAZGAT-BASLANTI, Matthew RUPPERT, Azra BIHORAC a Parisa RASHIDI. Deep Multi-Modal Transfer Learning for Augmented Patient Acuity Assessment in the Intelligent ICU. *Frontiers in Digital Health* [online]. 2021, **3**. ISSN 2673-253X. Dostupné z: doi:10.3389/fdgth.2021.640685
- [56] MLČEK, Mikuláš, Michal OTÁHAL, João Batista BORGES, Glasiele Cristina ALCALA, Dominik HLADÍK, Eduard KURIŠČÁK, Leoš TEJKL, Marcelo AMATO a Otomar KITTNAR. Targeted lateral positioning decreases lung collapse and overdistension in COVID-19-associated ARDS. *BMC Pulmonary Medicine* [online]. 2021, **21**(1), 133. ISSN 1471-2466. Dostupné z: doi:10.1186/s12890-021-01501-x
- [57] SKOPALÍK, Adam. Analýza silničních nehod OKO A BRÝLE. In: *Příspěvek z konference doktorského studia Fakulty stavební VUT*. 2003.
- [58] JACOB, Robert J K. Eye Tracking in Advanced Interface Design. In: BARFIELD W a FURNESS TA, ed. *Virtual Environments and Advanced Interface Design*. New York: Oxford University Press, 1995, s. 258–288.
- [59] VELICHKOVSKY, Boris B., Mikhail A. RUMYANTSEV a Mikhail A. MOROZOV. New Solution to the Midas Touch Problem: Identification of Visual Commands Via Extraction of Focal Fixations. *Procedia Computer Science* [online]. 2014, **39**(C), 75–82. ISSN 18770509. Dostupné z: doi:10.1016/j.procs.2014.11.012

- [60] MS INTERNATIONAL FEDERATION. Number of people with MS. *Atlas of MS* [online]. Dostupné z: <https://www.atlasofms.org/map/united-kingdom/epidemiology/number-of-people-with-ms>
- [61] WALTON, Clare, Rachel KING, Lindsay RECHTMAN, Wendy KAYE, Emmanuelle LERAY, Ruth Ann MARRIE, Neil ROBERTSON, Nicholas LA ROCCA, Bernard UITDEHAAG, Ingrid VAN DER MEI, Mitchell WALLIN, Anne HELME, Ceri ANGOOD NAPIER, Nick RIJKE a Peer BANEKE. Rising prevalence of multiple sclerosis worldwide: Insights from the Atlas of MS, third edition. *Multiple Sclerosis Journal* [online]. 2020, **26**(14), 1816–1821. ISSN 1352-4585. Dostupné z: [doi:10.1177/1352458520970841](https://doi.org/10.1177/1352458520970841)
- [62] DOBSON, R. a G. GIOVANNONI. Multiple sclerosis – a review. *European Journal of Neurology* [online]. 2019, **26**(1), 27–40. ISSN 1351-5101. Dostupné z: [doi:10.1111/ene.13819](https://doi.org/10.1111/ene.13819)
- [63] DE GROOT, S, A J DALLMEIJER, M W M POST, F W A VAN ASBECK, A V NENE, E L D ANGENOT a L H V VAN DER WOUDE. Demographics of the Dutch multicenter prospective cohort study ‘Restoration of mobility in spinal cord injury rehabilitation’. *Spinal Cord* [online]. 2006, **44**(11), 668–675. ISSN 1362-4393. Dostupné z: [doi:10.1038/sj.sc.3101906](https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101906)
- [64] PAUL, Ayan, Juliana USMAN, Mohd Yazed AHMAD, Mohafez HAMIDREZA, Hadizadeh MARYAM, Zhi Chao ONG, Khairunnisa HASIKIN a Khin Wee LAI. Health efficacy of electrically operated automated massage on muscle properties, peripheral circulation, and physio-psychological variables: a narrative review. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* [online]. 2021, **2021**(1), 80. ISSN 1687-6180. Dostupné z: [doi:10.1186/s13634-021-00788-6](https://doi.org/10.1186/s13634-021-00788-6)
- [65] KIM, Jeong Hun, Nicholas THEODORE, Rajiv IYER, Amir MANBACHI a Richard UM. Development of Voice-Controlled Smart Surgical Bed. In: *2020 Design of Medical Devices Conference* [online]. B.m.: American Society of Mechanical Engineers, 2020. ISBN 978-0-7918-8354-9. Dostupné z: [doi:10.1115/DMD2020-9065](https://doi.org/10.1115/DMD2020-9065)
- [66] ABE, Kazunari a Hitoshi OKAMURA. Development of a Method for Transferring Paraplegic Patients with Advanced Cancer from Bed to Wheelchair. *Journal of Palliative*

- Medicine* [online]. 2016, **19**(6), 656–660. ISSN 1096-6218. Dostupné z: doi:10.1089/jpm.2015.0345
- [67] KAPUSTA, Ariel S., Phillip M. GRICE, Henry M. CLEVER, Yash CHITALIA, Daehyung PARK a Charles C. KEMP. A system for bedside assistance that integrates a robotic bed and a mobile manipulator. *PLOS ONE* [online]. 2019, **14**(10), e0221854. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0221854
- [68] PORTILLO-VELEZ, R de J, E VÁZQUEZ-SANTACRUZ, C MORALES-CRUZ a M GAMBOA-ZÚÑIGA. Mechatronic design and manufacturing of an affordable healthcare robotic bed. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* [online]. 2016, **3**, 205566831666879. ISSN 2055-6683. Dostupné z: doi:10.1177/2055668316668792
- [69] XUE LIN a ZHISHENG ZHANG. Designing Remote Control of Medical Bed Based on Human Factors. In: *IEEE 7th International Conference on Industrial Engineering and Applications*. 2020. ISBN 9781728167855.
- [70] Expanded Disability Status Scale (EDSS). *Multiple Sclerosis Trust* [online]. 1. leden 2020 [vid. 2022-06-07]. Dostupné z: <https://mstrust.org.uk/a-z/expanded-disability-status-scale-edss>
- [71] SINGH, Sinam Ajitkumar, Takhellambam Gautam MEITEI, Ningthoujam Dinita DEVI a Swanirbhar MAJUMDER. A deep neural network approach for P300 detection-based BCI using single-channel EEG scalogram images. *Physical and Engineering Sciences in Medicine* [online]. 2021, **44**(4), 1221–1230. ISSN 2662-4729. Dostupné z: doi:10.1007/s13246-021-01057-4
- [72] TEHOVNIK, E.J., L.C. WOODS a W.M. SLOCUM. Transfer of information by BMI. *Neuroscience* [online]. 2013, **255**, 134–146. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2013.10.003
- [73] COWAN, Rachel E, Benjamin J FREGLY, Michael L BONINGER, Leighton CHAN, Mary M RODGERS a David J REINKENSMEYER. Recent trends in assistive technology for mobility. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2012, **9**(1), 20. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-9-20

- [74] LUI, Ping-Win, Feng Min LAI, Kuo-Chih SU, Jen Yung LIN, Hwa Wei CHI, Jean-Shyan WANG a Yuh Wen CHEN. Use Eye Tracker to Design an Intelligent Patient Bed. *Energy Procedia* [online]. 2017, **143**, 553–558. ISSN 18766102. Dostupné z: doi:10.1016/j.egypro.2017.12.726
- [75] LO, Chi-Chun, Shang-Ho TSAI a Bor-Shyh LIN. Novel non-contact control system of electric bed for medical healthcare. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2017, **55**(3), 517–526. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-016-1533-6
- [76] MATHIAS, Sally V. a Meriem BENSALÉM-OWEN. Artifacts That Can Be Misinterpreted as Interictal Discharges. *Journal of Clinical Neurophysiology* [online]. 2019, **36**(4), 264–274. ISSN 0736-0258. Dostupné z: doi:10.1097/WNP.0000000000000605
- [77] GORJAN, Dasa, Klaus GRAMANN, Kevin DE PAUW a Uros MARUSIC. Removal of movement-induced EEG artifacts: current state of the art and guidelines. *Journal of Neural Engineering* [online]. 2022, **19**(1), 011004. ISSN 1741-2560. Dostupné z: doi:10.1088/1741-2552/ac542c
- [78] GALWAY, Leo, Chris BRENNAN, Paul MCCULLAGH a Gaye LIGHTBODY. *BCI and eye gaze: Collaboration at the interface* [online]. B.m.: Springer Verlag, 2015 [vid. 2022-09-29]. ISBN 9783319208152. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-20816-9_20/FIGURES/4
- [79] Creating good conditions for eye tracking. *Tobii Connect* [online]. 2020. Dostupné z: https://connect.tobii.com/s/article/Creating-good-conditions-for-eye-tracking?language=en_US
- [80] MOREIRA, Sebastian A a Petr NOVAK. Effects of pain on cognitive function and mobility. *Open Access Journal of Clinical Trials* [online]. 2019, **Volume 11**, 1–10. ISSN 1179-1519. Dostupné z: doi:10.2147/OAJCT.S182502
- [81] LIER, Elisabeth J, Clementina M VAN RIJN, Marjan DE VRIES, Harry VAN GOOR a Joukje M OOSTERMAN. The interaction between pain and cognition: on the roles of task complexity and pain intensity. *Scandinavian journal of pain* [online]. 2022, **22**(2), 385–395. ISSN 1877-8879. Dostupné z: doi:10.1515/sjpain-2021-0119

- [82] TABRY, V., T. A. VOGEL, M. LUSSIER, P. BROUILLARD, J. BUHLE, P. RAINVILLE, L. BHERER a M. ROY. Inter-individual predictors of pain inhibition during performance of a competing cognitive task. *Scientific Reports* [online]. 2020, **10**(1), 21785. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-020-78653-z
- [83] CAMPBELL, Claudia M., Kenny WITMER, Mpepera SIMANGO, Alene CARTERET, Marco L. LOGGIA, James N. CAMPBELL, Jennifer A. HAYTHORNTHWAITE a Robert R. EDWARDS. Catastrophizing delays the analgesic effect of distraction. *Pain* [online]. 2010, **149**(2), 202–207. ISSN 0304-3959. Dostupné z: doi:10.1016/j.pain.2009.11.012
- [84] GOLDMAN, Myla D, Ruth Ann MARRIE a Jeffrey A COHEN. Evaluation of the six-minute walk in multiple sclerosis subjects and healthy controls. *Multiple Sclerosis Journal* [online]. 2008, **14**(3), 383–390. ISSN 1352-4585. Dostupné z: doi:10.1177/1352458507082607
- [85] PAULUS, Yesaya Tommy, Chihiro HIRAMATSU, Yvonne Kam Hwei SYN a Gerard B. REMIJN. Measurement of viewing distances and angles for eye tracking under different lighting conditions. In: *2017 2nd International Conference on Automation, Cognitive Science, Optics, Micro Electro-Mechanical System, and Information Technology (ICACOMIT)* [online]. B.m.: IEEE, 2017, s. 54–58. ISBN 978-1-5386-0510-3. Dostupné z: doi:10.1109/ICACOMIT.2017.8253386
- [86] MURMAN, Daniel. The Impact of Age on Cognition. *Seminars in Hearing* [online]. 2015, **36**(03), 111–121. ISSN 0734-0451. Dostupné z: doi:10.1055/s-0035-1555115
- [87] KUTSCHAR, Patrick, Martin WEICHBOLD a Jürgen OSTERBRINK. Effects of age and cognitive function on data quality of standardized surveys in nursing home populations. *BMC Geriatrics* [online]. 2019, **19**(1), 1–10. ISSN 14712318. Dostupné z: doi:10.1186/S12877-019-1258-0/TABLES/3
- [88] CHAN, Agnes S., Tsz-Lok LEE, Sophia L. SZE, Natalie S. YANG a Yvonne M. Y. HAN. Eye-tracking training improves the learning and memory of children with learning difficulty. *Scientific Reports* [online]. 2022, **12**(1), 13974. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-022-18286-6

- [89] MOON, Sung-Jun, Chan-Hee PARK, Sang In JUNG, Ja-Won YU, Eun-Chul SON, Hye Na LEE, Hyeonggi JEONG, Sueun JANG, Eunhee PARK a Tae-Du JUNG. Effects of an Eye-Tracking Linkage Attention Training System on Cognitive Function Compared to Conventional Computerized Cognitive Training System in Patients with Stroke. *Healthcare* [online]. 2022, **10**(3), 456. ISSN 2227-9032. Dostupné z: doi:10.3390/healthcare10030456
- [90] FETTERMAN, Adam K., Michael D. ROBINSON a Brian P. MEIER. Anger as “seeing red”: Evidence for a perceptual association. *Cognition & Emotion* [online]. 2012, **26**(8), 1445–1458. ISSN 0269-9931. Dostupné z: doi:10.1080/02699931.2012.673477
- [91] LICHTENFELD, Stephanie, Andrew J. ELLIOT, Markus A. MAIER a Reinhard PEKRUN. Fertile Green. *Personality and Social Psychology Bulletin* [online]. 2012, **38**(6), 784–797. ISSN 0146-1672. Dostupné z: doi:10.1177/0146167212436611
- [92] WIEDEMANN, Diana, D. Michael BURT, Russell A. HILL a Robert A. BARTON. Red clothing increases perceived dominance, aggression and anger. *Biology Letters* [online]. 2015, **11**(5), 20150166. ISSN 1744-9561. Dostupné z: doi:10.1098/rsbl.2015.0166
- [93] BERMAN, Marc G., John JONIDES a Stephen KAPLAN. The Cognitive Benefits of Interacting With Nature. *Psychological Science* [online]. 2008, **19**(12), 1207–1212. ISSN 0956-7976. Dostupné z: doi:10.1111/j.1467-9280.2008.02225.x
- [94] PRAVOSSOUDOVITCH, Karyn, Francois CURY, Steve G. YOUNG a Andrew J. ELLIOT. Is red the colour of danger? Testing an implicit red–danger association. *Ergonomics* [online]. 2014, **57**(4), 503–510. ISSN 0014-0139. Dostupné z: doi:10.1080/00140139.2014.889220
- [95] KAYA, Naz a Helen EPPS. Relationship between color and emotion: a study of college students. *College Student Journal*. 2004, **38**(3), 396+. ISSN 01463934.
- [96] TOVÉE, Martin James. *An introduction to the visual system*. 2. vyd. B.m.: Cambridge University Press, 2008. ISBN 978-0521709644.

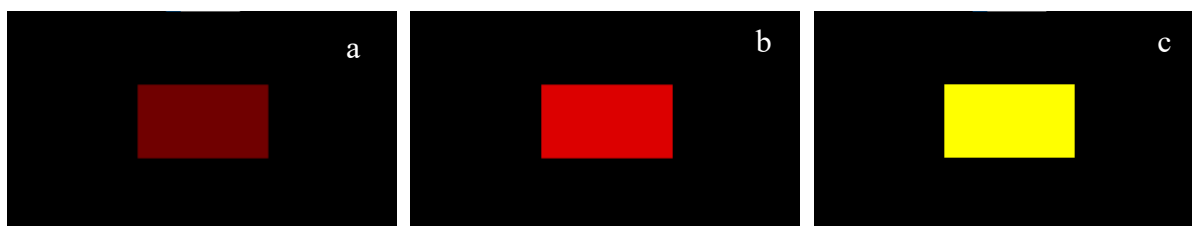
Příloha č. 1

Vývojové etapy návrhu ovládací aplikace BCET

GUI 1.0

Pohotovostní režim – Inicializace

Na černém poli se mění cyklicky virtuální dioda (10 s/opakování). Tento červený obdélník se postupně rozsvítí (5 s) z úplně černé do plné červené (obr. a1.0a a a1.0b) a postupně pohasíná (5 s). Při najetí očním pohledem do prostoru červeného prvku v libovolné chvíli dojde ke změně barvy elementu na žlutou (obr. a1.0c) a po 2 s nepřetržitého pohledu na tento element se systém zpřístupní pro výběr. Vyjetí pohledem mimo žluté pole během 2s aktivace aplikace vyhodnotí jako proces nečinnosti/nahodilosti a přejde zpět do vyčkávacího módu rozsvícení/útlum až do další registrace pohledu do vymezené oblasti.

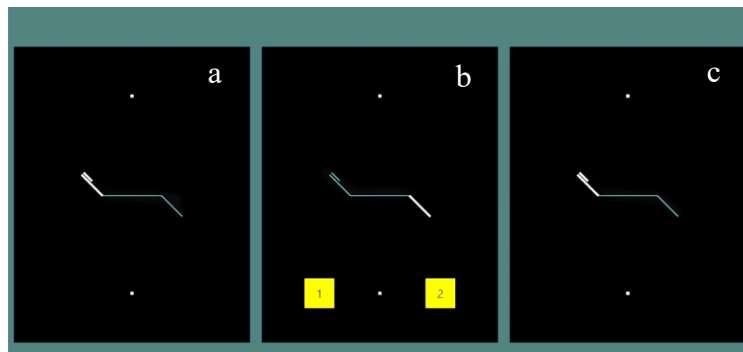


Obr a1.0 Velikost obdélníků je dána poměrovým zastoupením na displeji 1:3 horizontální i vertikální pozici. Zleva: a postupné rozsvícení diody při 2,5 s, b plný jas diody po 5 s a najetí na diodu očním pohledem c.

Režim výběru

Pro výběr různých segmentů lůžka byl zvolen řádkový obrazový posuv obdobnou formou jako u políček na kinofilmu. Uživatel má na výběr ze dvou poloh na lůžku. Poloha hlavy a poloha nohou jsou v cyklickém pásu, kde se tyto segmenty střídají. Na obr. b1.0 je znázorněna sekvence tří segmentů na displeji. Pohledem vlevo nebo vpravo na vedlejší segment se pás posouvá a tento segment posune na střed. To zajišťuje okamžitou možnost výběru bez nutnosti přemýšlení, zda změnu segmentu musí uživatel udělat pohledem vlevo nebo vpravo. Nastavit polohu je možné vždy u prostředního centrálního segmentu. Tento koncept byl výhodný pro otestování případných dalších vnořených procedur (laterální náklony, trendelenburgova a anti-trendelenburgova poloha apod.) ovládní lůžka, kdy by se daly do grafiky implementovat. Pro

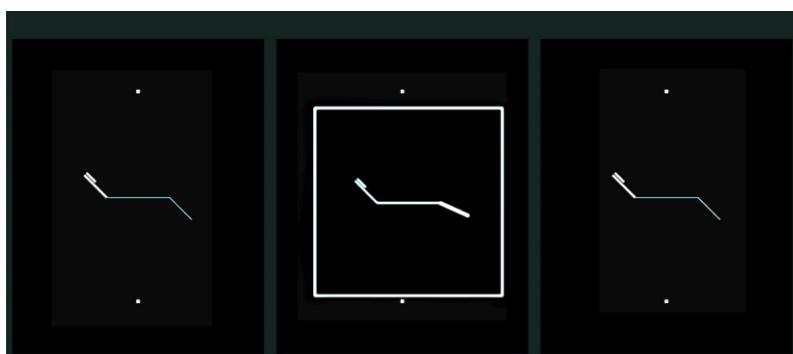
pohyb vybraného segmentu nahoru uživatel vybere naváděcí bílý bod v horní části segmentu, pro pohyb polohy směrem dolů naváděcí bod v dolní části, ilustruje obr. b1.0b. Při pohledu na tento bod se zobrazí 2 žluté čtverce, které definují potvrzovací funkci.



Obr. b1.0 Zleva: **a** možný výběr segmentu hlavy, **b** aktivní prvek, ve kterém je možné provést sekvenci příkazu zvednutí nebo v tomto případě snížení polohy nohou, **c** opět možný výběr segmentu hlavy.

Režim potvrzení

V případě pohledu na šedé čtverečky 1 a následně 2 dojde ke změně zbarvení těchto prvků na žlutou a k potvrzení změny polohy o 30° (u nohou 24°) vybraným směrem. Fixační doba byla experimentálně nastavena na 0,5 s. Tuto dobu musel uživatel udržet fixovaný pohled na jednotlivých potvrzovacích elementech. Jak je patrné, tento koncept potvrzení vycházel ze studie proveditelnosti VBCET. Změna, tedy potvrzení příkazu se uživateli promítne formou animace, kdy se např. segment nohou pomalu sklápí nebo zvedá. Viz obr. c1.0. Aplikaci a zdrojový kód je možné spustit v elektronické příloze této disertační práce pod označením BCET aplikace GUI koncept.

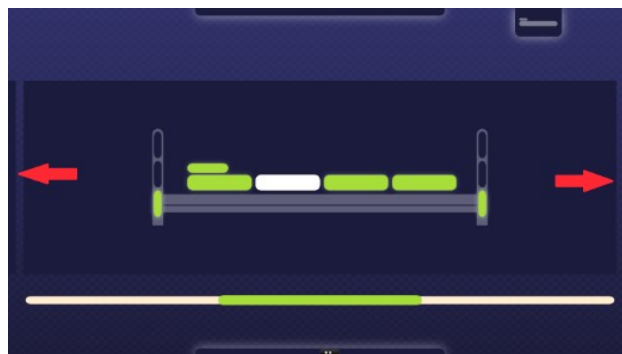


Obr. c1.0 Vybraný element nohou se postupně sklápí na základě potvrzovacího příkazu směrem dolů. Ostatní segmenty a grafika je upozaděna, aby byl jasně zřetelný aktivní orámovaný prvek.

GUI 2.0

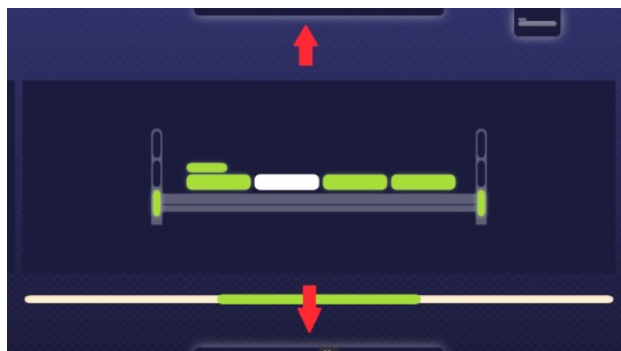
Pro řízení polohování lůžka se nejlépe osvědčila strategie velkých ovládacích elementů v kombinaci se specifickými časy pro výběr, potvrzení a deaktivaci příkazů, případně eliminačními časy pro nahodilé okohybné manévry. Inicializace byla zatím ponechána dle GUI 1.0, experimentální podoba ovládací segmentové části se ale zásadně změnila. Byl vytvořen nový GUI návrh s pokročilou grafikou piktogramů podobnou těm na reálném ovladači, kde aktivní prvky segmentu svítí zeleně, neaktivní jsou bílé a pozadí je v odstínech modré.

Ve verzi GUI 2.0 měl mít uživatel jasnou představu o aktuální poloze lůžka ve všech sledovaných segmentech a jeho možnostech dalšího polohování. Ovládání bylo navrženo na změnu polohy hlavy, polohy nohou a hlavy (společné) a polohy nohou. Tyto 3 segmenty bylo možné vybírat listováním pomocí pohledu na levý/pravý okraj obrazovky, jak naznačuje obr. a2.0. Oblast pohledu, ve které docházelo k aktivaci posunu, byla vymezena tenkým přesahem následného segmentu. Oproti předchozí verzi nebyl výběr segmentu cyklický.



Obr. a2.0 Středový společný segment výběru polohy pro hlavu a současně nohy. Vysvětlující červené šipky znázorňují možnosti pohledu, a tím změny segmentu: vlevo hlava; vpravo nohy.

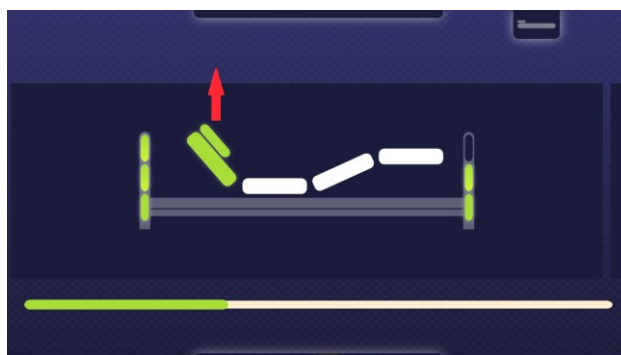
Při změně segmentu se změnil piktogram příslušného výběru na zelenou barvu a dolní posuvník se posunul vlevo (hlava) / na střed (hlava a nohy) / vpravo (nohy). Rozsah nastavení jednotlivých segmentů byl stanoven opět na předdefinované úhly od základní rovné polohy 0°, přes 30° až do maxima 60° (48° nohy).



Obr b2.0 Červené šipky demonstrují možnost pohledu pro zvýšení/nahoru nebo snížení/dolu polohy hlavy a nohou současně.

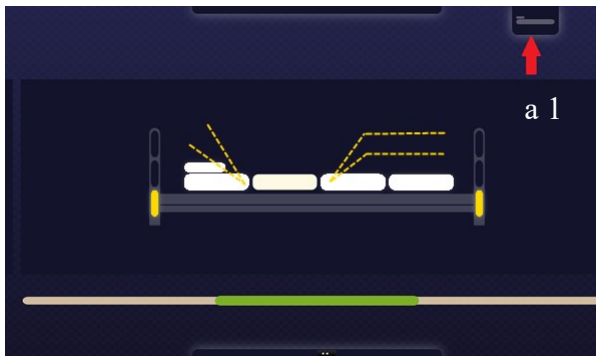
Výběr předdefinovaného úhlu vybraného segmentu byl prováděn pohledem nahoru/dolů na tenkou tmavou lištu horního/dolního okraje obrazovky. Viz obr. c2.0. Tato lišta měla slabé podsvícení pro zvýraznění ovládacího prvku a lepší navedení očního pohledu.

Bočnicové zelené oválné piktogramy polohy jednoznačně popisovaly aktuální úhel a informovaly o dostupnosti další polohy segmentu hlavy a nohou. Při nulové poloze (úhlu 0°) vybraného segmentu svítil zeleně pouze jeden spodní obrazec (obr. b2.0), 30° odpovídaly dva ovály a 60° (48° nohy) tři obrazce (obr. c2.0).



Obr c2.0 Červená šipka naznačuje zvednutou polohu hlavy v maximální poloze. Posunutí segmentu doleva již není možné, uživatel má možnost změny segmentu pouze směrem doprava. Pohled na levý okraj displeje nevygeneruje žádný příkaz. V případě, že společný prostřední segment pro hlavu i nohy je již v některé části v maximální poloze, změní se pouze dostupná volná pozice. Konečné podobě GUI předcházelo také několik návrhů, které byly experimentálně zamítnuty, ale autor je uvádí jako zajímavost a případnou inspiraci.

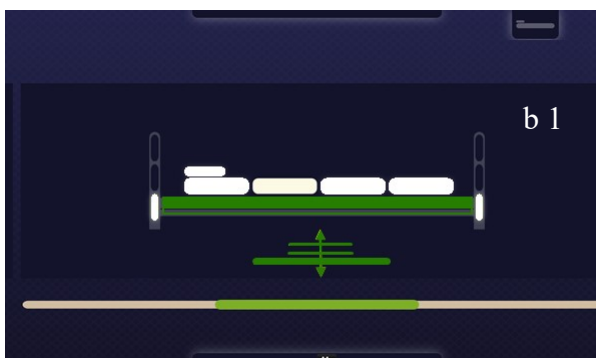
Návrh piktogramů rozšířených o informaci o aktuální poloze lůžka – nerealizováno.



Obr. a 1: Lůžko v základní poloze, kterou reprezentují žluté krajní oválné segmenty, červená šipka naznačuje polohu PCR. Čárkované osy vyjadřují možný posun pozice.



Obr. a 2: Aktivní (zelený) segment podhlavníku je v maximální poloze, neaktivní poloha nohou na prostřední poloze. Velikost zdvihu reprezentují žluté krajní oválné piktogramy.



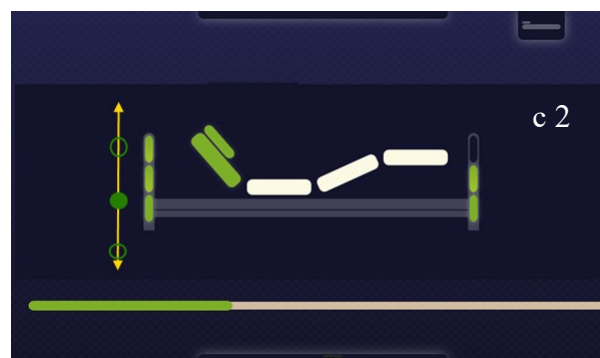
Obr. b 1: Lůžko v základní poloze, je možné polohovat (zelený řádkový středový piktogram) všechny segmenty nahoru. Pozici segmentu reprezentují bílé krajní oválné piktogramy.



Obr. b 2: Podhlavník v maximální poloze, nelze více polohovat (bílý řádkový středový piktogram). Aktivní prvek zelený, velikost zdvihu aktivní pozice reprezentují zelené krajní oválné piktogramy.



Obr. c 1: Aktivní prvek zelený, velikost zdvihu aktivní pozice reprezentují zelené krajní



Obr. c 2: Aktivní prvek zelený, velikost zdvihu aktivní pozice reprezentují zelené krajní

oválné piktogramy. Ovládání příslušného segmentu se provádí pohledem na žlutý posuvník.



Obr. d 1: Informaci o velikosti zdvihu reprezentují dva řádkové piktogramy nad segmentem podhlavníku a nohou. Delší čára určuje aktuální velikost zdvihu. Není aktivní ani jeden segment.

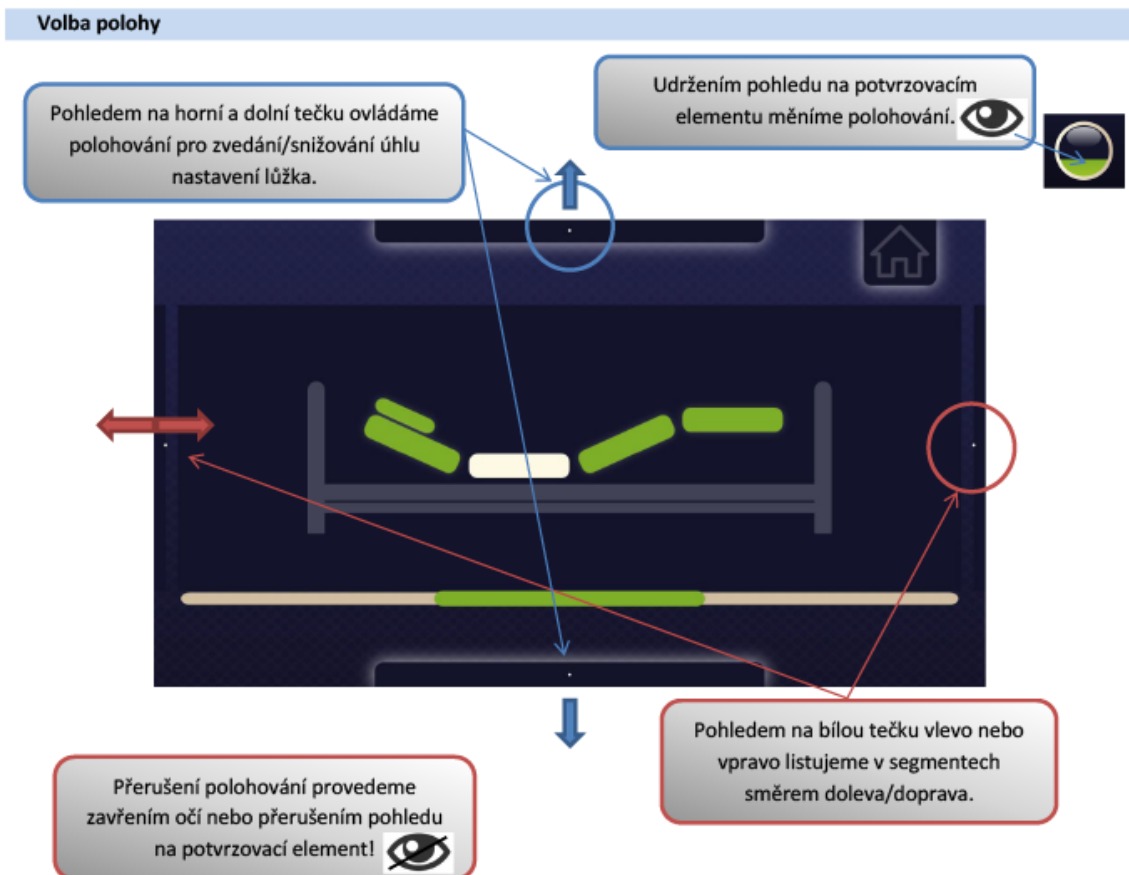
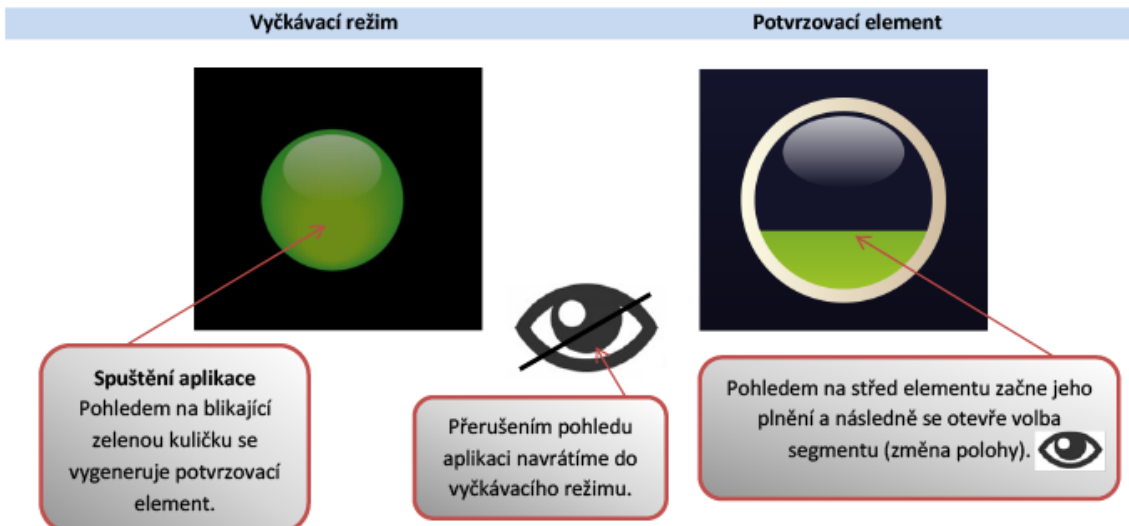
oválné piktogramy. Ovládání segmentu podhlavníku se provádí pohledem na zelenožlutý posuvník vlevo, v případě aktivního segmentu nohou vpravo.



Obr. d 2: Aktivní prvek zelený, velikost maximálního zdvihu aktivní pozice reprezentuje zelený čárový piktogram pomocí nejdelší horní čáry, zde nad podhlavníkem.

Příloha č. 2

Návod na bezkontaktní ovládání aplikace k polohovacímu lůžku



Volba segmentu



ovládání podhlavníku

ovládání podhlavníku a nohou

ovládání nohou

Je možné vybrat ze tří nabízených polohovacích segmentů.

Základní poloha (CPR)



Pro uvedení lůžka do základní – rovné nízké polohy najedeme očima na domeček v pravém horním rohu.

Potvrdíme potvrzovacím elementem. 

Příloha č. 3

Etická komise, Fakultní nemocnice Hradec Králové, Sokolská 581, 500 05 Hradec Králové
Ethics Committee, University Hospital Hradec Kralove, Sokolská 581, 500 05 Hradec Králové

STANOVISKO ETICKÉ KOMISE/*Opinion of the Ethics Committee*

Vážený pan
Ing. Martin Kopeček, MEng
Ústav lékařské biofyziky
Lékařská fakulta v Hradci Králové

Číslo jednací/*Reference number*: 201411 S20P

Název studie/*Full Title of study*:

Bezkontaktní ovládání polohovacího lůžka prostřednictvím očních pohybů

Datum doručení žádosti/*Date of submission of the Application Form*: 04Nov2014

Místo hodnocení - jméno zkoušejícího/*Trial Site - Name of Investigator*:

- Ing. Martin Kopeček, MEng, Ústav lékařské biofyziky, Lékařská fakulta v Hradci Králové

Seznam hodnocených dokumentů/*List of all submitted documents*:

- Žádost pro EK ze dne 4.11.2014
- Informovaný souhlas dobrovolníka před testováním funkčnosti bezkontaktního ovládání polohovacího lůžka prostřednictvím očních pohybů

Vyjádření EK/*Ethics Committee's opinion*:
EK vydává / *EC issues*

- Souhlasné stanovisko/*Favourable opinion*
 Nesouhlasné stanovisko/*Unfavourable opinion*

University Hospital Hradec Králové
Ethics Committee
Sokolská 581
500 05 Hradec Králové
Czech Republic

Datum/*Date*: 05Nov2014

MUDr. Jiří Vortel, předseda EK
Signature of Chairperson of the EC

vyřizuje: Ing. Petra Doležalová, tel.: 49 583 3795; E-mail: etikom@fnhk.cz

SEZNAM ELEKTRONICKÝCH PŘÍLOH NA CD

1. BCET aplikace GUI koncept
2. BCET aplikace GUI
3. Dotazníky_1
4. Dotazníky_2
5. Logy_1
6. Logy_2
7. VBCET aplikace GUI
8. Videomateriál z průběhu experimentu „Pilotní studie“