



Vliv sluchových vjemů na kritickou frekvenci flikru

Diplomová práce

Studijní program:

N3963 Biomedicínské inženýrství

Studijní obor:

Biomedicínské inženýrství

Autor práce:

Bc. Michaela Chmelařová

Vedoucí práce:

Ing. Leoš Kukačka, Ph.D.

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Oponent práce:

Ing. Iveta Zvercová, Ph.D.

Fakulta zdravotnických studií



Zadání diplomové práce

Vliv sluchových vjemů na kritickou frekvenci flikru

Jméno a příjmení: **Bc. Michaela Chmelařová**
Osobní číslo: D19000119
Studijní program: N3963 Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: Biomedicínské inženýrství
Zadávající katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: **2020/2021**

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Shrnout dosavadní poznatky o dané problematice.
2. Provést experiment zabývající se vlivem hlučnosti na vnímání flikru.
3. Zanalyzovat a vyhodnotit data z provedeného výzkumu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Dle dostupné literatury je vnímání flikru silně spjata se sluchovými vjemy. Citlivost daného jedince na flikr je často vyjadřována tzv. Kritickou frekvencí (CFF). Předmětem pro následné zkoumání je otázka, zda může být CFF ovlivněna vhodnými sluchovými vjemy. Výstupem práce bude článek do odborného periodika.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

Vzhledem k dostupným výsledkům dosavadního výzkumu naznačujícím, že je sluchový a zrakový aparát vzájemně provázán, je předmětem zkoumání otázka, zda lze kritickou frekvenci (CFF) ovlivnit vhodným sluchovým vjemem.

Metoda:

Kvalitativní.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Opakované měření CFF na specializovaném laboratorním pracovišti ve stálých světelných podmínkách.

Vyhodnocení vlivu doprovodných uměle generovaných zvukových vjemů na hodnotu CFF.

Místo a čas realizace výzkumu:

Technická univerzita v Liberci, akademický rok 2020/2021.

Vzorek:

10-20 probandů.

Rozsah práce:

Rozsah diplomové práce činí 70-90 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.
- COVIC, Amra et al. 2017. Audio-visual synchrony and spatial attention enhance processing of dynamic visual stimulation independently and in parallel: A frequency-tagging study. *Neuroimage*. **161**, 32-42. DOI 10.1016. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811917306699>
- EISEN-ENOSH, Auria et al. 2017. Evaluation of Critical Flicker-Fusion Frequency Measurement Methods for the Investigation of Visual Temporal Resolution. *Scientific Reports*. **7**(15621), 1-9. DOI 10.1038/s41598-017-15034-z. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15034-z>
- KACHLÍK, David. 2018. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-4058-7.
- KITTNAR, Otomar et al. 2020. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1963-4.
- KUKAČKA, Leoš et al. 2019. Brightness Matching Experiments with Pulsed Light: Experiment Design. *IEEE Industry Applications Society Annual*. Baltimore. 1-6. DOI 10.1109/IAS.2019.8911983. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8911983>
- MYSLIVEČEK, Jaromír a Vladimír RILJAK. 2020. *Fyziologie: repetitorium*. Praha: Stanislav Juhaňák-Triton. ISBN 978-80-7553-818-5.
- NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. 2019. *Přehled anatomie*. 4. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-450-7.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0209-9.
- OLIVERS, CNL., E. AWH a E. VAN DER BURG. 2016. The Capacity to Detect Synchronous Audiovisual Events Is Severely Limited: Evidence From Mixture Modeling. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. **42**(12), 2115-2124. DOI 10.1037 / xhp0000268. Dostupné také z: <http://dx.doi.org/10.1037/xhp00002682115>
- ROKYTA, Richard et al. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4867-2.
- ROSINA, Jozef et al. 2013. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.
- SVOBODA, Emanuel et al. 2014. *Přehled středoškolské fyziky*. Praha: Prometheus. ISBN 978-80-7196-438-4.

Vedoucí práce: Ing. Leoš Kukačka, Ph.D.
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Oponent práce: Ing. Iveta Zvercová, Ph.D.
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání práce: 1. září 2020
Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má diplomová práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

11. května 2022

Bc. Michaela Chmelařová

Rozhodnutí o žádosti studenta

Žádost o ponechání tématu diplomové práce - Vliv sluchových vjemů na kritickou frekvenci flikru

Jméno a příjmení: **Michaela Chmelařová**

Osobní číslo: **D19000119**

Datum podání žádosti **14.07.2021**

Rozhodnutí děkana ze dne 19.07.2021 :

VYHOVĚL

Odůvodnění

Poučení

Proti tomuto rozhodnutí se může student/ka odvolat ve lhůtě 30 dnů od jeho oznámení. Odvolání se podává děkanovi.

Rozhodnutí rektora ze dne

NEUVEDENO

Odůvodnění:

Poděkování:

V první řadě bych chtěla poděkovat panu Ing. Leoši Kukačkovi, Ph.D. et Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, poskytnutí cenných rad a ochotu během společné spolupráce. Mé poděkování dále patří panu dr. Ir. Pascal Dupuis, Université Toulouse III Paul Sabatier za možnost kooperace. V neposlední řadě také děkuji všem, kteří se podíleli na získání potřebných dat k závěrečné analýze, Technické univerzitě v Liberci za poskytnutí prostor a možnost studia, které bych nemohla podstoupit bez podpory své rodiny, které samozřejmě patří mé srdečné díky.

Anotace v českém jazyce

Jméno a příjmení autora:	Michaela Chmelařová
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Vliv sluchových vjemů na kritickou frekvenci flikru
Vedoucí práce:	Ing. Leoš Kukačka, Ph.D. et Ph.D.
Počet stran:	69
Počet příloh:	11
Rok obhajoby:	2022
Anotace:	<p>V rámci práce byla na vhodném počtu probandů měřena kritická frekvence vjemu flikru v závislosti na uměle vytvořeném zvukovém pozadí. Běžná hodnota kritické frekvence se pohybuje v rozmezí 30-60 Hz. Pro měření kritické frekvence je zvolena metoda dvou alternativních vynucených voleb (Jogan a Stocker, 2014). Na základě výzkumu (Shams, Kamitani a Shimojo, 2002), je jeden světelný záblesk doprovázený několika zvukovými signály vnímán člověkem jako více světelných záblesků. Cílem práce bude určit, zda zvuk (hluk) může opravdu ovlivnit vnímání flikru. Pokusy budou prováděny náhodně a opakovaně, aby účastník experimentu nemohl odpovídat podle zvuku a očekávání a nedošlo tak k vytvoření chyb měření.</p>
Klíčová slova:	Talbot-Plateau zákon, CFF, McGurk efekt, pulzující světlo, stálé světlo, jas, LED, Weber-Fechnerův zákon, hluk, tón

Annotation

Name and surname:	Michaela Chmelařová
Institution:	Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies
Title:	The Effect of Auditory Stimuli on Critical Flicker Frequency
Supervisor:	Ing. Leoř Kukačka, Ph.D. et Ph.D.
Pages:	69
Apendix:	11
Year:	2022
Annotation:	<p>An appropriate number of probands will be taking part in the experiment. The research will measure the critical frequency of flicker perception depending on the artificial auditory background. The normal value of critical frequency is in the range of 30 – 60 Hz. For measuring of the Critical Flicker-Fusion Frequency treshold use two-alternative forced choice method. The study (Shams, Kamitani a Shimojo, 2002) shown that a single flash accompanied by multiple beeps is perceived as multiple flashes. The aim of this thesis will be to determinate whether the auditory (noise) can effect the perception of flicker. The experiments will be carried out randomly and repeatedly to reduces errors caused by habitutation and expectation.</p>
Keywords:	Talbot-Plateau law, CFF, McGurk effect, pulsing light, stable light, brightness, LED, Weber-Fechner law, noise, tone

Obsah

Seznam použitých zkratk	12
Seznam použitých symbolů	13
1 Úvod	15
2 Teoretická část	17
2.1 Vizualní systém	17
2.1.1 Mechanismus transformace světelného signálu v elektrický	17
2.1.2 Šíření světelného signálu	19
2.1.3 Podnětové prahy	20
2.1.4 Zraková dráha	20
2.1.5 Primární a sekundární zraková korová oblast	22
2.2 Biofyzika sluchu	22
2.2.1 Fyziologie sluchu	22
2.2.2 Vlásokové buňky	23
2.2.3 Sluchově rovnovážný nerv	24
2.2.4 Sluchová dráha	24
2.2.5 Sluchová korová oblast	25
2.3 Akustika	26
2.3.1 Vlastnosti zvuku	26
2.3.2 Intenzita zvuku	27
2.3.3 Měření hluku	28
2.3.4 Fyziologická akustika	29
2.3.5 Sluchové pole	30
2.4 Crossmodální interakce	31
2.4.1 Vliv zvukových stimulů na vizualní vnímání	32
2.5 Kritická frekvence a metody jejího měření	35
2.5.1 Metoda limitů	35
2.5.2 Metoda stálých podnětů	35

2.5.3	Metoda schodiště	36
2.5.4	Metoda dvou alternativních vynucených voleb	37
3	Výzkumná část.....	38
3.1	Cíle a výzkumné předpoklady.....	38
3.2	Metodika výzkumu.....	38
3.2.1	Výzkumné zařízení	38
3.2.2	Výzkumný soubor.....	40
3.2.3	Vyšetření zrakové ostrosti a kontrastní citlivosti.....	41
3.2.4	Příprava experimentu	43
3.2.4.1	Generování signálu	43
3.2.4.2	Příprava počtu pokusu měření	44
3.2.4.3	Příprava nastavení zvukového režimu	45
3.2.5	Použitá metoda Quest a analýza psychometrické funkce	46
3.2.6	Postup výzkumného šetření	48
3.3.	Analýza výzkumných dat.....	49
3.3.1	Výsledné shrnutí naměřených dat.....	54
3.3.2	Statistické vyhodnocení	56
4	Diskuze	58
5	Návrh doporučení pro další experimenty.....	59
6	Závěr	60
	Seznam použité literatury	62
	Seznam tabulek.....	68
	Seznam grafů	68
	Seznam obrázků.....	69
	Seznam příloh	69

Seznam použitých zkratek

2AFC	dvě vynucené alternativní volby
BSERA	kmenová audiometrie
CERA	korová audiometrie
CFF	kritická frekvence flikru
CGL	corpus geniculatum laterale
cGMP	guanosinomonofosfát
ECPG	elektrokochleografie
GLM	generalizovaný lineární model
KC	kontrastní citlivost
ML	metoda limitů
MS	metoda schodiště
MSP	metoda stálých podnětů
např.	například
ORL	otorhinolaryngologie
PF	psychometrická funkce
SPL	měřič hladiny akustického tlaku
TUL	Technická Univerzita Liberec
TS	truncated staircase
TUD	transformed up-down
tzv.	takzvaný

Seznam použitých symbolů

c	rychlost šíření zvuku ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
β	parametr sklonu psychometrické funkce
δ	chybovost odpovědí při dobře viditelném stimulu
ε	parametr určující prahové kritérium
E	hmotnostní energie fotonu (eV)
f	frekvence (Hz)
f_a	frekvence zvuku (Hz)
f_ν	frekvence světla (Hz)
γ	chybovost odpovědí při nerozpoznatelném stimulu
Λ	hlasitost (son)
Λ_L	hladina hlasitosti (Ph)
I	intenzita zvuku ($\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$)
I_0	referenční intenzita zvuku ($\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$)
L	hladina intenzity (B)
λ	vlnová délka (nm)
Ψ	membránové napětí (V)
Na^+	sodíkové ionty
K^+	draselné ionty
σ	směrodatná odchylka
p	tlak (Pa)

P	výkon (W)
$p.d.f.$	hustota pravděpodobnosti
p_{ef}	efektivní akustický tlak (Pa)
ρ	hustota vzduchu ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)
S	obsah plochy (m^2)
Φ	světelný tok (lm)
T	termodynamická teplota (K)
t	teplota ($^{\circ}\text{C}$)
U	membránové napětí (mV)
v_{ef}	efektivní akustická rychlost ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
v_{max}	maximální akustická rychlost ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
Z	akustická impedance ($\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$)

1 Úvod

Zrak a sluch se řadí mezi lidské smysly, jejichž role je v našem životě velmi důležitá. Zrak člověku umožňuje vnímat světlo s vlnovou délkou 380–760 nm, různé tvary a barvy. Významně se také podílí na orientaci v prostoru. Sluch je smysl, který je v trvalé pohotovosti, ve dne v noci, nedokážeme ho vyřadit pouhým zavřením očí. Sluch je schopnost identifikovat a analyzovat nejrůznější zvukové signály vznikající ve vnějším prostředí, varuje tak člověka před nebezpečím, podněcuje aktivitu a je základem řeči. Člověk je schopen slyšet frekvence v rozmezí 20 Hz až 20 kHz. Přijímání informace, ať už zrakem nebo sluchem, je poměrně složitý proces, který se se zvyšujícím věkem zhoršuje.

McGurk efekt (McGurk a MacDonald, 1976), viz kapitola 2.4.1, dokazuje, že zrak a sluch jsou ve vzájemné interakci v rámci vnímání řeči. Výsledky studie (Shams, Kamitani a Shimojo, 2000) prokazují, že zrakové vnímání je manipulováno dalšími smysly. Přijímání zvukové informace ovlivňuje vnímání té zrakové. Důkazem je experiment (Shams, Kamitani a Shimojo, 2002), který prokázal, že jeden světelný záblesk doprovázený několika zvukovými pípnutími je vnímán jako více světelných záblesků.

Práce je věnována tématice vnímání pulzujícího světla, jehož počátky jsou datovány k roku 1853, kdy byl formulován Talbot-Plateau zákon (Spindler, 1835), který tvrdí, že vnímání pulzujícího světla člověkem, pokud se jeho frekvence pohybuje nad hranicí tzv. kritické frekvence (CFF), jejíž hodnota se pohybuje v rozmezí 30-60 Hz, je omezené. Lidské oko vnímá intenzitu pulzujícího světla stejně, jako kdyby pozorovalo světlo stálé o průměrné hodnotě těch pulzů. Přínosem byl také Broca-Sulzer efekt (Broca a Sulzer, 1902) ukazující, že jeden světelný záblesk ve tmě lidský zrak vnímá jako záblesk s vyšším jasem, než ve skutečnosti je. Platnost Talbot-Plateaova zákona zkoumala studie (Kukačka et al., 2019), která se zabývala porovnáním vnímání jasů stálého a pulzujícího světla. Nastavená frekvence pro pulzy byla 100 Hz a velikost pracovního cyklu 25%. Výsledky ukazují, že TP zákon nelze vyvrátit. Dokonce studie došla k závěru, že s rostoucím pracovním cyklem TP zákon dominuje.

Tato práce je zaměřena na určení CFF pomocí metody dvou alternativních vynucených voleb (2AFC), jež se vykazuje vysokou spolehlivostí a přesností. Výhodou je také časová nenáročnost měření, díky tomu lze předejít únavě testujícího, které by mohlo způsobit zkreslení výsledků.

Na kritickou frekvenci může mít vliv mnoho faktorů, například intenzita podnětu, barva, věk, oční vady, schopnost oční adaptace, kontrast a excentricita. Cílem této práce je zjistit, zda i zvukové pozadí se shodnou frekvencí, rozdílnou frekvencí či rovnoměrným spektrem dokáže kritickou frekvenci ovlivnit.

2 Teoretická část

V teoretické části jsou obsaženy poznatky ohledně audiovizuálního vnímání. Jelikož je tato práce zaměřena na porozumění vzájemné interakci těchto dvou způsobů přijímání informací, jsou zde uvedeny jednotlivé kroky průběhu signálů, jak vizuálního, tak zvukového separovaně. Světelný signál se v oku šíří jako elektrický, tento mechanismus transformace je popsán v kapitole 2.1.1. Samotné šíření vizuálního signálu je popsáno následně v kapitole 2.1.2 a závěrem je uvedeno, ve které části mozku dochází ke zpracování, viz 2.1.5. Celý proces přijímání, vedení a zpracování je popsán i pro signál zvukový. Poslední kapitola 2.5 teoretické části je věnována popisu kritické frekvence.

Informace jsou doplněny názornými obrázky a matematickými či fyzikálními vzorci. Závěr teoretické části je věnován poznatkům již provedených výzkumů na téma vliv sluchu na vizuální vnímání.

2.1 Vizuální systém

Většinu informací o okolním světě přijímáme zrakem. Vizuální informace v sobě zahrnuje řadu elementárních kvalit pozorovaného objektu. Mezi něž patří tvar, velikost, barva, umístění v trojrozměrném prostoru nebo jeho pohyb určitým směrem.

Celý proces začíná aktivací fotoreceptoru v sítnici, kam je zaostřeno přicházející světlo z vnějšího prostředí přes rohovku, duhovku a oční čočku. Následně dochází k synapsi bipolárních a gangliových buněk, skrze jejichž axony se signál šíří nervovými vlákny do primární zrkové korové oblasti.

2.1.1 Mechanismus transformace světelného signálu v elektrický

Klíčovým dějem v procesu vidění je pohlcení fotonů viditelného světla a jejich transformace v elektrický signál ve fotoreceptoru. Tento mechanismus je pro tyčinky a čípky shodný a začíná rozpadem fotopigmentu, ke kterému dochází při dopadu určitého kvanta světla vhodné vlnové délky λ na systém membránových disků zevního segmentu. Fotopigment zvaný rhodopsin se skládá ze dvou komponent. Jednou je 11- cis-retinal,

což je cis-izomer aldehydu vitamínu A. Izomery jsou látky stejného atomárního složení, ale s rozdílnou strukturou. Druhou složkou je bílkovina opsin. Tato struktura a složení způsobuje, že rhodopsin je nejcitlivější ke světlu vlnové délky 505 nm, která vyvolává vjem odpovídající modrozelené barvě.

Vlivem absorpce fotonu fotopigmentem dochází ke změně sktruktury molekuly 11-cis-retinalu a vzniká tzv. trans – retinal. V této formě se nemůže vázat na opsin, tudíž je transportován do buněk přilehlého pigmentového epitelu, kde se uskutečňuje regenerace rhodopsinu. Proces probíhá za tmy a výsledkem je přeměna v 11- cis-retinal, který se opět může vázat na molekulu opsinu. Regenerace rhodopsinu probíhá tak, že se většina trans-retinalu redukuje na alkohol, tím vzniká trans-retinol, vitamín A, který koluje v krvi (Dohnal, 2019).

Paralelně s rozpadem fotopigmentu vyvolaného světelným podnětem probíhá chemický proces v barvivu, který způsobí vznik generátorového potenciálu na povrchové membráně fotoreceptoru. Následně dochází k poklesu membránového napětí k více záporným hodnotám, tento stav se nazývá hyperpolarizace. V zevním segmentu povrchové membrány fotoreceptoru jsou obsaženy kanály pro průchod iontů, hlavně pro ionty Na^+ , které jsou za tmy udržovány v otevřeném stavu. Díky vysokému řídicímu napětí a dobré vodivosti těchto kanálů pro ionty Na^+ teče za tmy do nitra zevního segmentu sodíkový proud, který odchyluje v pozitivním směru membránové napětí od hodnoty elektrochemického rovnovážného potenciálu iontu K^+ , jež činí -100 mV a pro nějž je membrána velmi dobře propustná. Výsledkem je, že negativita membránového napětí je za tmy udržována na nízké úrovni, -30 mV, membrána se tedy nachází v depolarizovaném stavu. Ionty Na^+ se přes zevní segment dostávají do vnitřního segmentu, odkud jsou aktivně čerpány zpět do extracelulární tekutiny pomocí činnosti sodíko-draslíkové pumpy.

K uzavření Na^+ kanálů dochází v zevním segmentu fotoreceptoru díky působení světla. V důsledku toho pak dochází k poklesu membránového napětí, a to až -70 mV směrem k hodnotě elektrochemického rovnovážného potenciálu pro iont K^+ . Nastává hyperpolarizace. Tato potenciálová změna se šíří po povrchové membráně fotoreceptoru směrem k synaptické terminále, kde vyvolává prostřednictvím mediátoru další lokální napěťové změny (Kittnar, 2020).

Spojovacím článkem mezi rozpadem fotopigmentu a vznikem generátorového potenciálu je cyklický guanosinomonofosfát (cGMP), který vzniká v zevním segmentu z guanosintrifosfátu účinkem enzymu guanylátcyklázy. Díky přítomnosti molekul cGMP v cytoplazmě zevního segmentu jsou právě Na^+ kanály ve tmě udržovány v otevřeném stavu. K uzavření Na^+ kanálů při osvětlení sítnice dochází v případě poklesu hladiny cGMP.

2.1.2 Šíření světelného signálu

Signál je šířen nejkratší cestou přes fotoreceptory uložené v sítnici, jež konvertují světlo na elektrický signál, který je veden přes bipolární buňky a následně ganglioví buňky. Neurotransmitterem pro tuto cestu slouží glutamát. Mezi první nervové buňky, tedy neurony patří tyčinky a čípky, které zajišťují reakci na dopad světla. Druhými neurony jsou bipolární buňky, které se zaslouhují o přenos signálu z tyčinek a čípků na třetí neurony, jimiž jsou buňky gangliové. Gangliové buňky jsou z neuronů sítnice největší. Sbírají informace, které následně přeposílají do mozku. Propojení bipolárních buněk s tyčinkami a čípků je dvojího typu, monosynaptické a polysynaptické. Monosynaptické spojení se nachází ve foveole a znamená to, že je jeden čípek propojen s jedinou bipolární buňkou, a tím je zajištěna zraková ostrost. Když na jednu buňku navazuje až dvanáct fotosenzorů, jedná se o spojení polysynaptické. To je typické pro většinu tyčinek a čípků v oblasti mimo foveolu, tím se zhoršuje zraková ostrost, ale naopak se zesilují slabé světelné podněty. V případě propojení bipolárních buněk a většiny gangliových buněk je časté spojení polysynaptické (Myslivoček a Riljak, 2020).

Tyčinky, čípky a bipolární buňky udržují napěťové změny, které jsou závislé na intenzitě světla. Negerují však akční potenciály. Na základě molekulárního mechanismu lze bipolární buňky rozdělit na dva typy. Pokud jsou buňky světlem excitovány, dochází k depolarizaci, jedná se o typ ON. Naopak buňky typu OFF jsou tlumeny, tedy hyperpolarizovány. Mezi gangliovými a bipolárními buňkami se ve vnitřní plexiformní vrstvě objevuje vznik přechodových odezev mezi světlem a tmou. Přenos z bipolárních buněk nemusí být vždy přímý. Je možné, že je signál veden nepřímo skrze tzv. amakrinní buňky, které hrají důležitou roli při detekci změn. Silně reagují na zapnutí a vypnutí světla, tak i na jeho pohyb na sítnici. To by pak znamenalo, že amakrinní buňky jsou

prvními neurony, které spouštějí akční potenciály a také první generují přechodové odezvy. Signál předávají příčně ve vnitřní plexiformní vrstvě, jejich velikost a tvar se může lišit (Dohnal, 2019).

2.1.3 Podnětové prahy

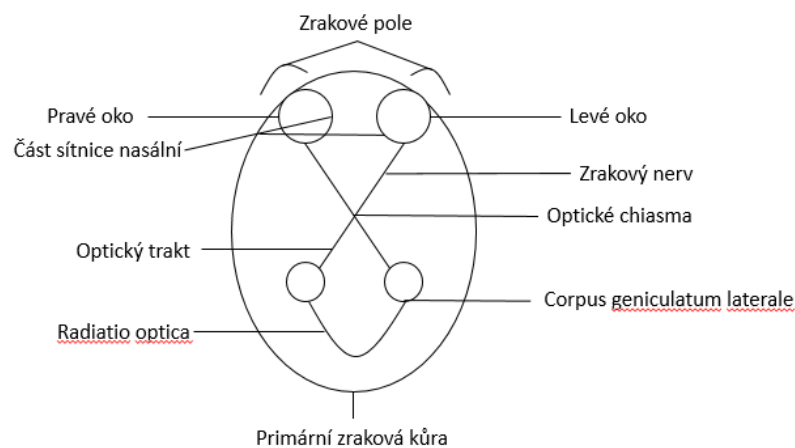
Pro každý smyslový senzor platí odlišná citlivost na daný fyzikální či chemický podnět. Velikost počítku je pak determinována intenzitou toho daného podnětu. Závislost odezvy senzoru na intenzitu počítku je pro každý smysl odlišná. Signál ze smyslového senzoru je šířen dostředivými nervy do příslušné senzorické oblasti v mozku, kde dochází k vyhodnocení a k uvědomění si zážitku z toho vjemu. Jsou uváděny tři podnětové prahy. Prvním je dolní podnětový práh, tzv. absolutní počítkový, který je dán nejmenší intenzitou podnětu, jež vyvolá vědomý počitek. Podněty ještě menší intenzity, ty, které už nejsou pocíťovány, se nazývají podprahové. Naopak podněty ještě s vyšší intenzitou jsou nazývány jako nadprahové, vyvolávají bolest a jsou pro smyslový orgán škodlivé. Práh, který je určen rozdílem mezi dvěma podněty, je nazýván jako rozdílový diferenční podnětový práh. Díky němu je možné postřehnout rozdíly mezi jimi vyvolanými počítky. U jedinců se prahové hodnoty liší, mají jinou smyslovou citlivost (Kittnar, 2020).

Absolutní citlivost lidského oka odpovídá energii jednoho fotonu a má velikost kolem 10^{-19} J. Pro čípky to je kolem 203 fotonů. U tyčinek a čípků se rozdílový diferenční práh liší a je ovlivněn jasnem pozadí. Lidský zrakový orgán je schopný vnímat velkou škálu intenzit světla, dokonce až v rozsahu 11 řádů. Jelikož je odezva na intenzitu světla nelineární a závisí na relativních změnách fyzikálních podnětů vztažených k počáteční úrovni, existuje pro každou intenzitu světla diferenční práh citlivosti, který musí být překročen, aby nastala změna počítku. Toto je jev, který byl popsán roku 1834 německým fyziologem Ernestem H. Weberem.

2.1.4 Zraková dráha

Zraková dráha (Obr. 1) je soustava nervových buněk tvořící kanál, který převádí vizuální informaci z oka do zrakové korové oblasti centrálního nervového systému. Jedná se o

čtyřneuronový trakt. První neuron představují fotoreceptory, druhý bipolární buňky a třetí buňky gangliové. Nervové signály zpracované v sítnici se sbíhají po axonech gangliových buněk do zrakového nervu a opouštějí oční bulbus. Následuje rozdělení, posléze spojení obou zrakových nervů do chiasma opticum, kde dochází k jejich křížení. Soubor axonů vycházející z chiasmatu vytváří tractus opticus (optický trakt). Díky křížení v chiasmu procházejí vizuální signály z oblasti pravého zrakového pole přes levý optický trakt a naopak. Každý optický trakt směřuje do corpus geniculatum laterale (CGL), z něj pak putuje do primární zrakové kůry, kde dochází k dalšímu zpracování vizuálního signálu. Díky tomuto procesu je lidský mozek schopen vytvořit a uvědomit si obraz vnějšího světa (Králíček, 2011).



Obr. 1 Zraková dráha (zdroj autor)

CGL je párová struktura, která je umístěna v dorzálním talamu a dochází zde k první koordinaci vizuální informace obou očí. CGL má šest vrstev, každému oku náleží vrstvy tři. Malé parvocelulární gangliové buňky sítnice tvoří základ 4 vrstev CGL. Tyto buňky jsou velmi citlivé na barvy a jemné detaily obrazu. Zbylé dvě vrstvy jsou složeny z velkých magnocelulárních gangliových buněk a jejich úkolem je zpracovávání a zobrazení pohybu a kontrastu (Dohnal, 2019).

2.1.5 Primární a sekundární zraková korová oblast

Tato kapitola je věnována závěrečnému zpracování světelných signálů ze sítnice, ke kterému dochází v primární zrakové kůře, která je umístěna v týlním laloku. V této oblasti se nachází šest bodů, které jsou označovány jako V1-V6. Každý z nich nese svůj podíl na celkovém vyhodnocení obrazu. Bod V1 dává představu o tvaru, orientaci, barvě a pohybu subjektu. Díky bodu V2 je možné interpretovat prostorovou orientaci a barvu objektu. Oblast V4 je zaměřena na vnímání barvy. Body V5 a V6 mají na starost zpracování stereovidění, pohybu očí a pohybu objektu (Dohnal, 2019).

Do sekundární zrakové korové oblasti, někdy také označované jako zraková asociační korová oblast přichází vizuální informace z area striata, primární korové oblasti. Je tvořena čtyřmi korovými poli. Jednou je parastriální korová oblast, která obklopuje primární zrakovou kůru a přísluší k Brodmannovu poli 18. Jedná se o Brodmanovu cytoarchitektonickou mapu, která člení mozkovou kůru na 11 regionů, které se dělí dále na 52 polí. Úkolem těchto oblastí je spojení jednotlivých zrakových počitků přicházejících z primární zrakové korové oblasti v jeden celkový vizuální vjem (Kralíček, 2011).

2.2 Biofyzika sluchu

Sluchový orgán se řadí mezi nejkompexnější orgány lidského těla. Sluch je jedním z pěti smyslů, jehož funkcí je percepce akustických podnětů, tedy zpracování a vedení zvuku. Ucho (*auris*), které je sídlem nejen sluchu, ale také rovnováhy, je složeno ze tří částí: zevního, středního a vnitřního ucha.

2.2.1 Fyziologie sluchu

Každá část sluchového orgánu má v přenosu zvukových vln svou funkci. Celý proces začíná zevním uchem, které zachytává akustické signály z okolí a následně je směřuje do zvukovodu (*meatus acusticus externus*), který zajišťuje jejich zesilování, a to díky svému trychtýřovitému tvaru. Zvukové vlny postupují zvukovodem na hranici zevního a

středního ucha, kde se nachází bubínek (membrána tympani). Vlivem průchodu zvukových vln, dochází k jeho rozkmitání. Funkce bubínku lze přirovnat k rezonátoru. Vzniklé vibrace se šíří dále na tři drobné kůstky zvané kladívko (malleus), kovádlínka (incus) a třmínek (stapes), které jsou umístěné ve středním uchu. Tyto tři vzájemně propojené kůstky přenáší signál na oválné okénko, které zajišťuje zvýšení tlaku zvukové vlny, což je potřeba z důvodu přechodu z prostředí plynného, které je ve středouší, do kapalného, jímž je myšlena perilymfa a endolymfa v hlemýždi vnitřního ucha. Díky změně tlaku tekutiny dochází v hlemýždi (kochlei), spirálového útvaru, k rozkmitání tzv. bazální membrány, na níž spočívá Cortiho orgán. To je receptorový orgán sluchu, který transformuje zvukový signál na elektrický. Struktura Cortiho orgánu je tvořena z buněk podpůrných a receptorových vláskových buněk, které jsou v důsledku rozkmitání bazální membrány podrážděny.

V závislosti na pozici podráždění v hlemýždi je určena frekvence zvuku, která ovlivňuje amplitudu vyklenutí membrán. Amplitudy kmiten, postupující vlny od oválného okénka směrem do vrcholu hlemýždě, nejsou všude stejné, ale postupně narůstají. To je způsobeno díky mechanickým vlastnostem bazální membrány, která nemá v celém průběhu hlemýždě stejnou stavbu. U oválného okénka je užší a tužší, zatímco při vrcholu hlemýždě je širší a poddajnější (Beneš, Jiráček a Vítek, 2015).

Amplituda postupující vlny o vyšší frekvenci dosáhne svého maxima blíže u oválného okénka. Nižší zvukové frekvence dávají vzniku maximální amplitudy blíže u vrcholu hlemýždě. Princip, v němž je každé frekvenci přiřazeno určité místo maxima amplitudy se nazývá tonotopie. To znamená, že vzniklý elektromagnetický signál o jediné frekvenci je poté sluchovým nervem odváděn do mozku, kde je následně zpracován (Rokyta, 2015).

2.2.2 Vlásokové buňky

Vlásokové buňky se řadí mezi sekundární smyslové buňky. Jedná se o receptorové elementy sluchového ústrojí, které se podílejí na příjmu sluchových podnětů. Vlásokové buňky jsou umístěny v Cortiho orgánu, kde mají funkci jakéhosi audioreceptoru, tedy jsou schopné odpovídat na různou zvukovou frekvenci.

Existují dva typy těchto buněk, konkrétně zevní a vnitřní. Primární funkcí zevních vláskových buněk je zesilování zvuků. Tvoří 3-4 řady, ale přesto jich je početně méně než buněk vnitřních s funkcí vlastního receptoru tvořící jednu řadu. Báze vláskových buněk jsou prostřednictvím chemických synapsí napojeny na dendrity bipolárních buněk, jejich těla leží uvnitř modiolu v ganglion spirale cochleae. Vrcholy buněk jsou chráněny tenkými výběžky, které se nazývají stereocilie a jedním tzv. bazálním tělískem (Kachlík, 2018).

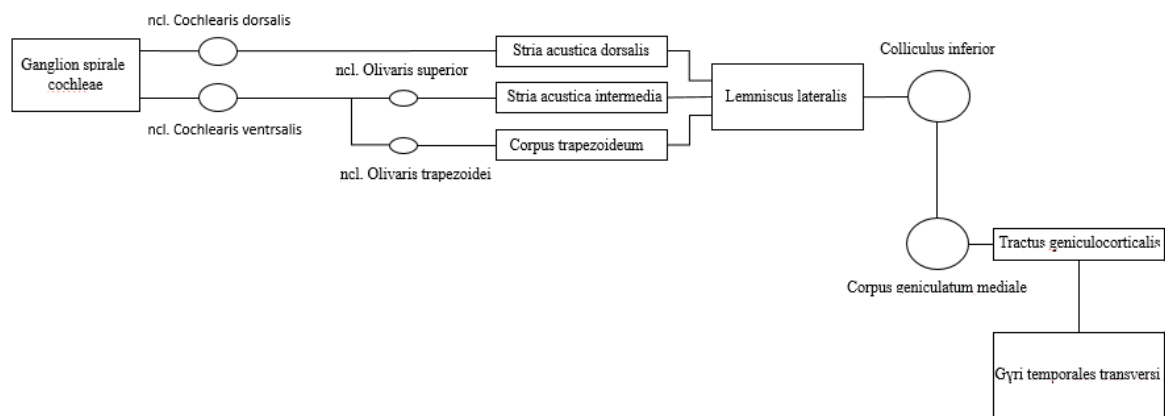
2.2.3 Sluchově rovnovážný nerv

Sluchově rovnovážný nerv (*nervus vestibulocochlearis*) neboli VIII. Hlavový nerv je složen ze dvou samostatných nervů, rovnovážného (*nervus vestibularis*) a sluchového (*nervus cochlearis*). Tento nerv přivádí smyslové informace z Cortiho orgánu vnitřního ucha, tedy informace sluchové. Rovnovážný nerv informuje, v jaké poloze se hlava nachází či jaký pohyb vykonává. Sluchově rovnovážný nerv vstupuje do mozku mezi mostem a mozečkem (Naňka a Elišková, 2019).

2.2.4 Sluchová dráha

Přenos zvukové informace z vnitřního ucha do příslušných projekčních oblastí sluchové kůry zajišťuje čtyřneuronová sluchová dráha, její schéma ilustruje následující obrázek (Obr. 2). Jedná se o aferentní centrální spoj zakončený v temporálním laloku. Začátek dráhy je lokalizován v modiolu kostěného hlemýždě v ganglion spirale cochleae, kde leží nervová těla bipolárních buněk. Jejich axony jsou umístěny u bázi vláskových buněk a axony se seskupují a formují *pars cochlearis nervi vestibulocochlearis*. Do mozkového kmene, kde vytvářejí synapse s nervovými buňkami v *nucleus cochlearis ventralis* a *nucleus cochlearis dorsalis*, vstupují v oblasti mostomozečkového úhlu. Kochleární jádra jsou uložena na spodině čtvrté komory mozkové na hranici prodloužené míchy a mostu. Axony neuronů sluchových jader prostupují napříč mozkovým kmenem ve formě soustředěných tří svazků, *corpus trapezoideum*, *stria acustica intermedia*, *stria acustica dorsalis*. Tyto svazky se spojují v kontralaterální laterální části mozkového kmene. Jejich sloučením vzniká mohutný svazek zvaný *lemniscus lateralis*, který končí v *collicus*

inferior. Tam dochází k přepojení vláken na třetí neuron sluchové dráhy. Část axonu neuronů kochleárního jádra směřuje dále do komplexu jader označovaných jako nukleus olivaris superior, který je uložen v prodloužené míše. Je rozdělen do tří podskupin, nucleus medialis corporis trapezoidei, nucleus olivaris superior lateralis a nucleus olivaris superior medialis, tam se setkávají dráhy z obou uší a má význam v rámci prostorového slyšení. Tedy projekce sluchových informací do mozkové kůry je bilaterální. A to z každého ucha. Na čtvrtém neuronu sluchové dráhy končí corpus geniculatum mediale. Jejich axony pak formují masivní svazek tractus geniculocorticalis mířící do primární sluchové korové oblasti (Hahn et al., 2019).



Obr. 2 Sluchová nervová dráha (zdroj: autor)

2.2.5 Sluchová korová oblast

Korové centrum sluchové je umístěno ve spánkovém laloku a je složeno ze dvou částí, primární a sekundární. Primární sluchová korová oblast se nachází v rozsahu gyri temporales transversi (Heschlovy závity). Jedná se o tzv. Brodmanovo pole 41 a 42, které je stejně jako celá nervová dráha tonotopicky organizováno. Neurony mají své umístění v závislosti na tom, jaké zvukové kmitočty jsou vnímány. Pro hluboké tóny jsou uloženy anterolaterálně, při přední a postranní stěně míchy, a pro tóny vysoké leží posteromediálně, při zadní a vnitřní stěně. Primární sluchová oblast je v Brodmanově poli v těsné blízkosti se sekundární oblastí a jsou spojeny krátkými asociačními vlákny, což jsou struktury spojující různé části stejné hemisféry mozku. Primární oblast je uplatňována v analýze místa zdroje (Králíček, 2011).

2.3 Akustika

Akustika se zabývá studiem zvuku, mechanickým vlněním. Vnímání zvuku je u člověka omezeno frekvencemi přibližně 16 Hz až 20 kHz. Vibrace o kmitočtu nižší než je 16 Hz se nazývá infrazvuk. Zvuky s frekvencemi vyšší než 20 kHz má ultrazvukové vlnění.

Zvuk je považován za sluchový vjem sluchového orgánu, který lze fyzikálně popsat jako uspořádaný kmitavý pohyb částic prostředí, kterým se šíří. Díky vzájemnému působení kmitání částic zdroje zvuku se s určitým zpožděním přenáší na okolní částice, které se rozkmitají a tak se tzv. postupná vlna šíří dál daným prostředím. Jedná se o mechanické vlnění, které se na rozdíl od elektromagnetického nemůže šířit vakuem. Šíření zvukové vlny je popsáno základními veličinami, mezi něž patří rychlost šíření c , jejíž jednotkou je metr za sekundu ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) a frekvence kmitavého pohybu f o jednotkách Hertz (Hz). Pomocí těchto veličin lze odvodit vzorec pro vlnovou délku λ

$$\lambda = \frac{c}{f}. \quad \text{Rovnice 1 (Navrátil et al., 2005, s. 270)}$$

2.3.1 Vlastnosti zvuku

Zvuky, které jsou buzeny nepravidelnými mechanickými rozruchy, jsou vnímány jako hluk a šum. Pokud však zvuk vznikne periodickými pohyby těles, jde o zvuk hudební, tedy tón. Tóny jsou subjektivně hodnoceny na základě výšky, barvy a síly tónu.

Výška zvuku je dána frekvencí tónu. V případě, že je slyšen k danému tónu tón dvojnásobné frekvence, jedná se o vyšší oktávu. Například komornímu a^1 , jehož frekvence je 440 Hz, náleží oktáva a^2 o frekvenci 880 Hz. Z toho plyne, že ač výškový rozdíl dvou sousedních tónů je vnímán stejně, rozdíly ve frekvencích stejné nejsou (Beneš, Jirák a Vítek, 2015).

Barva zvuku je klíčová ve schopnosti rozeznávat hlasy lidí a tóny vzniklé hrou na různé typy hudebních nástrojů. Většina hudebních zvuků má průběh periodický, nikoliv harmonický. Nicméně každý zvuk s periodickou vlnou lze složit z řady vln harmonických. První vlna se nazývá základní a má stejnou frekvenci f jako původní vlna neharmonická, a všechny další frekvence jsou rovny celočíselným násobkům f . A jsou

nazývány jako vyšší harmonické tóny, jejichž přítomnost udává barevnou odlišnost složených tónů o stejné výšce. Na rozdíl od jednoduchého tónu, ten se barvou lišit nemůže. Jednoduchý tón neboli čistý tón má průběh harmonický, tedy sinusový. Jeho vzorec je dán následující rovnicí:

$$x(t) = a \cdot \sin(2\pi f_1 t). \quad \text{Rovnice 2}$$

Pro sinusovou vlnu je charakteristická její frekvence f_1 , která udává výšku tónu a amplituda a je znakem síly hlasitosti tónu.

Lidské ucho nevnímá jednotlivé jednoduché tóny samostatně, ale tóny složené. Ty jsou dány vyššími harmonickými frekvencemi, pro které platí, že jsou vždy větší než ta frekvence základní.

Vyšší harmonický průběh tónů je dán rovnicí:

$$x(t) = \sum_h a_h \cdot \sin(2\pi f_1 h t + \varphi_h), \quad \text{Rovnice 3}$$

kde φ_h je fázový posun, který označuje časové vyrovnání vzhledem k referenčnímu bodu v nulovém čase.

Čistý tón libovolné frekvence a fáze lze rozložit na sinusovou a kosinusovou vlnu dané frekvence. Rozklad neharmonického průběhu na průběh harmonický se nazývá rozklad harmonický neboli Fourierův rozklad. Matematické vyjádření určení koeficientů rozkladové řady se nazývá Fourierova frekvenční analýza (Navrátil a Rosina, 2019).

2.3.2 Intenzita zvuku

Intenzita zvuku I je energie zvukového vlnění, která projde jednotkovou plochou orientovanou kolmo na směr šíření zvuku za dobu jedné sekundy. Intenzita zvuku je vyjadřována ve $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$ a popsána následujícím vztahem:

$$I = \frac{P}{S}, \quad \text{Rovnice 4 (Svoboda et al, 2014, s. 256)}$$

kde P je výkon zvukového vlnění a S je obsah plochy.

Intenzitu zvuku lze také vypočítat jako součin efektivní akustické rychlosti v_{ef} a tlaku p_{ef}

$$I = v_{ef} \cdot p_{ef}. \quad \text{Rovnice 5 (Beneš, Kryplová a Vítek, 2015, s. 121)}$$

Efektivní akustická rychlost o jednotce $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ se zavádí, protože akustická rychlost vyjadřující rychlost kmitavého pohybu částic se mění v čase.

Akustický tlak způsobený periodickým zhušťováním a zředováním prostředí v místě amplitudy akustické rychlosti částic prostředí závisí na této rychlosti kmitání částic prostředí a jeho efektivní hodnota se udává v Pascalech (Pa) a je dána vztahem:

$$p_{ef} = v_{ef} \cdot \rho \cdot c. \quad \text{Rovnice 6 (Beneš, Kryplová a Vítek, 2015, s. 121)}$$

Zvuková vlna se v prostředí projevuje periodickým zředěním a zhušťováním. V místech, kde je hustota vyšší, je i vyšší tlak, naopak v místech s nižší hustotou je tlak nižší. Akustický tlak se řadí mezi skalární veličiny, nelze tedy určit směr.

Poměrem mezi efektivním akustickým tlakem p_{ef} a efektivní akustickou rychlostí v_{ef} je vyjádřena akustická impedance Z (akustický odpor). Nebo ji lze také vypočítat jako součin hustoty prostředí ρ v jednotce $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ a fázové rychlosti šíření zvuku, to vše popisuje následující vztah:

$$Z = \frac{p_{ef}}{v_{ef}} = \rho \cdot c. \quad \text{Rovnice 7 (Beneš, Kryplová a Vítek, 2015, s. 121)}$$

Akustická impedance se udává v jednotkách $\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ a její rozměr je $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$.

2.3.3 Měření hluku

Pro akustické měření se používá přístroj zvaný hlukoměr. Většinou se jedná o ruční nástroj s mikrofonem. Pro měření hladiny zvuku se nejčastěji používá mikrofon kondenzátorový, protože dokáže kombinovat přesnost se stabilitou a spolehlivostí. Principem je reakce membrány mikrofonu na změny tlaku vzduchu způsobené zvukovými vlnami. Na základě toho je někdy přístroj označován jako měřič hladiny

akustického tlaku (SPL). Zvukové vlny vyvolají pohyb membrány, to je bráno jako odchylka akustického tlaku, jež je uváděna v jednotce pascal (Pa). Ta je převedena na elektrický signál v jednotce volt (V). Pro popis zvuku se používá logaritmická konverze. Stanoví se tedy hladina akustického tlaku, kde 0 dB SPL je rovno 20 μ Pa (Jedlička, 2017).

Před každým měřením i při jeho ukončení se provádí kalibrace přístroje pomocí referenčního signálu. Z důvodu dokonalého měření se kalibrace může provádět i během měření.

Mezi základní prvek se řadí mikrofon, jež je akustickým měničem na vstupu. Hlukoměr kromě mikrofonu dále obsahuje zesilovač a analogové přepínání rozsahů. Následující části už jsou součástí vyhodnocení signálů, jejich zobrazování a výsledků měření. Měřený zvukový signál je zapotřebí filtrovat pomocí odpovídajících pásmových filtrů. Hlukoměry obsahují váhové filtry A, B, C a eventuálně i D. Všechny čtyři typy váhových filtrů jsou jednoduchá zařízení a mají přenos 0 dB pro 1 kHz (Kubíček, 2012).

2.3.4 Fyziologická akustika

Fyziologická akustika zkoumá průběh vnímání zvuku, který přichází do sluchového orgánu, dále se mění na sluchový vjem, který je následně zpracováván do podoby informace, jež přijímá centrální nervová soustava (Hahn et al., 2019).

Jako referenční intenzita zvuku pro lidské ucho se považuje hodnota $I_0 = 10^{-12}$ W.m⁻², která odpovídá nejnižší intenzitě slyšitelné při 1 kHz. Nejsilnější zvuky, které mohou způsobovat bolest v uších, jsou o intenzitě řádově 1 W.m⁻². Tyto oblasti slyšení jsou ohraničeny tzv. sluchovým polem, jemuž je věnována následující kapitola.

Na základě Weber-Fechnerova zákona, který charakterizuje vztah mezi fyzikální intenzitou podnětu a subjektivním vjemem intenzity, se zavádí veličina hladina intenzity zvuku L , která se vyjadřuje v relativních jednotkách v belech B nebo decibelech dB, ty jsou v praxi užívány více. Jelikož rozsah intenzity zvuků, které je vnímán, je velký, užívá se pro jeho vyjádření logaritmická stupnice. Hladina intenzity v belech pak odpovídá dekadickému logaritmu poměru určované hladiny intenzity k určité intenzitě I_0 , která je

považována za nulovou hladinu, k níž se budou všechny intenzity vztahovat. Pro hladinu intenzity platí vztahy:

$$L = \log \frac{I}{I_0} [B] = 10 \log \frac{I}{I_0} [dB]. \quad \text{Rovnice 8 (Rosina et al., 2013, s. 75)}$$

Pokud se zvýší hladina intenzity zvuku o 1 dB, znamená to, že se zvýší intenzita zvuku přibližně o 26 %, což je nejmenší rozdíl, který ucho ještě postřehne. Na základě vztahu mezi intenzitou zvuku a efektivní hodnotou akustického tlaku p_{ef} lze hladinu intenzity spočítat jako:

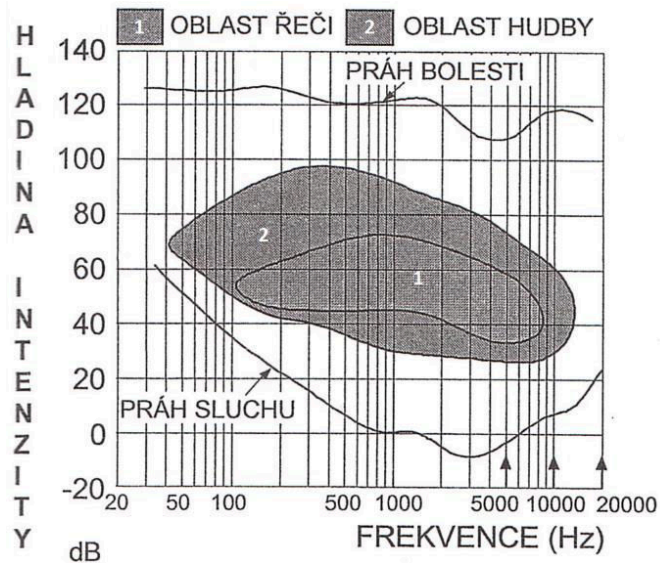
$$L = 20 \log \frac{p_{ef}}{p_0}, \quad \text{Rovnice 9 (Navrátil et al, 2005, s. 281)}$$

kde p_0 je ve vzduchu efektivní hodnota akustického tlaku a rovná se $2 \cdot 10^{-12}$ Pa a je považována za referenční hodnotu.

Jelikož Weber-Fechnerův zákon se nezaměřuje na subjektivní vnímání síly zvuků přesně, zavedla se veličina hlasitost Λ o jednotce son. Pro práh slyšení je hodnota hlasitosti $1/16=0,06$ sonu. Hlasitost 1 son mají zvuky ležící na izofoně 40 fónů, křivce stejné hlasitosti. V současné době se spíše než hlasitost určuje hladina hlasitosti Λ_L , která se zavádí jako subjektivní veličina vedle objektivní hladiny intenzity zvuku při frekvenci 1 kHz. Tón na libovolné frekvenci má právě takovou hladinu hlasitosti, jakou má hladinu intenzity zvuku tón o frekvenci 1 kHz. Udává se ve fónech (Ph). Nejmenší rozdíl hlasitosti, který lidské ucho postřehne při frekvenci 1 kHz je 1Ph.

2.3.5 Sluchové pole

Vnímání zvukové energie je pro člověka subjektivní sluchový vjem. Citlivost sluchu na různé frekvence zvuku je rozdílná. Každé slyšitelné frekvenci přísluší určitá prahová intenzita určující hlasitost, která je dostačující k vyvolání sluchového vjemu. Intenzita a frekvence, které člověk vnímá jako zvuk, jsou vymezeny určitou oblastí, sluchovým polem (Obr. 3).



Obr. 3 Sluchové pole (Beneš, Stránský, Vítek, 2009, str. 111)

Na ose x je zobrazena frekvence zvuku v jednotkách Hz, v logaritmické stupnici. Osa y ukazuje hladinu intenzity v decibelech (dB). Zdola je sluchové pole vymezeno křivkou sluchového prahu, tzv. nulové izofóně. Izofóny jsou křivky stejné hladiny hlasitosti. To znamená, že spojují zvuky příslušné frekvence a intenzity. Shora je sluchové pole omezenou křivkou, která je označována jako práh bolesti. Je to izofóna na hladině 130 dB. Vnímání sluchového orgánu u člověka je nejcitlivější v oblasti frekvenci 0,1-5 kHz, což odpovídá frekvenčnímu pásmu řeči. Mimo oblast prahu sluchu a prahu bolesti není lidské ucho schopno zaznamenat jakýkoliv zvuk. Práh sluchu je závislý na stavu sluchového aparátu každého jedince. Schopnost slyšet se s narůstajícím věkem zhoršuje. Okolo 50 let věku schopnost slyšet vyšší frekvence ubývá, mohou tak být slyšitelné frekvence jen do 13 kHz (Beneš, Jiráček a Vítek, 2015).

2.4 Crossmodální interakce

Zrak je považován za nejvýznamnější smysl, jelikož se uvádí, že zrakem přijímáme 80 % informací z okolního světa. Ostatní smysly jsou posouvány do pozadí, ale to neznamená, že například svět zvuků je méně zajímavý či důležitý (Wrightson, 2001). Mezi zrakem a sluchem jsou značné rozdíly. Zrak se výhradně zaměřuje na odražené světlo, přenášející velmi přesnou informaci o odrážejícím povrchu. Naproti tomu vyzařované zvukové vlny jsou vysoce strukturované a informují subjekt o zdroji zvuku.

Sluch je více než jiné smysly disponován k tomu, aby subjekty informoval o nenadálých změnách v okolí, může plnit jakousi funkci alarmu, a to díky tomu, že není zaměřen jedním směrem, jako je tomu u zraku. Obsáhne tedy celé okolí a dovádí tím periferní citlivost zrakového smyslu k dokonalé všestrannosti (Breitsameter, 2003).

Co se týče časové vázanosti, tak zrak umožňuje pojmout celé zrakové pole, a tedy svobodně si zvolit, která scéna bude pozorována či pod jakým úhlem bude detail objektu sledován. Oproti tomu sluch je vždy vázán na vývoj zvukové události v čase (Řiháček, 2006).

I přes značné rozdíly nelze opomenout, že zrak a sluch spolu souvisí a navzájem se ovlivňují. Odborná literatura potvrzuje, že crossmodální stimulace může ovlivnit aktivitu v oblasti mozku, která byla dříve považována za konkrétně vizuální. Nejen, že vnímání je do značné míry multisenzorické, ale dokonce i mozkové oblasti, které byly dříve považovány za specificky vizuální, ukazují multisenzorickou modulaci (Driver a Noesselt, 2008).

Sluchovými stimuly je například ovlivněn region mozku, laterální okcipitální komplex. Rozdíly mezi audiovizuálně zakódovanými podněty a vizuálně kódované stimuly byly patrné již po 60 ms po stimulu. V parieto-okcipitálních místech trvala reakce 45-80 ms po stimulu (Molholm et al., 2002). Giard a Peronnet (Giard a Peronnet, 1999) našli interakci ještě dříve po stimulu, konkrétně 40 ms po stimulu v parieto-okcipitální oblasti a 90-145 ms v extrastriate kůře, což je oblast týlního laloku, která zahrnuje více funkčních oblastí.

V článku (Shams a Kim, 2010) je uvedeno, že senzorní oblasti mozku vykazují větší aktivitu, když se působí na více smyslů ve srovnání s unimodálním působením. Dále je zmíněno, že větší účinek přináší, když jsou audiovizuální podněty shodné.

2.4.1 Vliv zvukových stimulů na vizuální vnímání

Vizuální vnímání je považováno za dominantní smyslovou modalitu. Jako důkaz vizuální dominance jsou brány efekty jako ventriloquismus (Warren, Welch a McCarthy, 1981), kdy vnímání umístění zvuku je zachyceno umístěním vizuálního podnětu nebo

McGurkův efekt (McGurk a MacDonald, 1976), který prokazuje, že sluchový vjem lze ovlivnit zrakem. To znázorňuje příklad při spárování zvuku slabiky /ba s videem rtů vyjadřující slabiku /ga, dojde k vyvolání slabiky jako vnímání /da. Vnímání McGurkova efektu je zvýšeno, pokud je měření doprovázeno bílým šumem (Stacey, 2021).

V poslední době vzrostl zájem o vysvětlení crossmodální interakce. Byly prováděny různé studie, jejichž cílem bylo zjistit, zda i nevizuální podněty ovlivňují vizuální vnímání. K této otázce přispěla studie (Shams a Kim, 2010) a to výsledkem, že vizuální vnímání může být silně ovlivněno zvukem a dotykem. Krátké sluchové stimuly ovlivňují vnímání intenzity světla, a to takovým způsobem, že se zdá být vyšší, než když je světlo prezentováno bez zvuku (Stein et al., 1996).

Zvuk může pomoci vizuálnímu vnímání. Jako příklad lze uvést výsledek studie (Warren a Gelder, 2000). Vroomen a de Gelder (Vroomen a Gelder, 2000) zjistili, že pokud je cílený vizuální stimul doprovázen vyšším zvukovým tónem než ostatní tóny, dochází k zvýšení detekce vizuálního stimulu. Jejich měření spočívalo v tom, že na počítačové obrazovce se zobrazovaly náhodně blikající 4 bílé body matice, kdy třetí ze 4 obsahoval diamant a ten měl být detekován buď v levém nebo pravém horním rohu či v levém nebo pravém dolním rohu matice. Zobrazení trvalo 97 ms. Sluchová sekvence byla složena buď ze čtyř nízkých tónů 1000 Hz, nebo tří nízkých a jednoho vysokého o frekvenci 1259 Hz. Všechny tóny byly se zvukovou simulací synchronizovány. V případě pokusu, ve kterém byl zapnut vyšší tón před cíleným vizuálním stimulem byla naopak detekce zhoršena.

Při audiovizuální synchronizaci stimulu dochází k zvýšení pozornosti pozorovatele, která dále usnadňuje neurální reakce řízené pulsem a blikáním (Olivers, 2016). Účastníci výzkumu (Covic, 2017) se věnovali jednomu ze dvou blikajících polí, které byly umístěny proti sobě. Pravé pole blikalo s frekvencí 17 Hz a levé 14,2 Hz. Pulzní frekvence byly zvoleny tak, aby byly snadno vnímatelné a umožňovaly sledovat frekvenčně periodické mozkové reakce pomocí elektroencefalografu. Spolu s vizuálními podněty byl přes sluchátka pouštěn i zvukový tón o frekvenci 440 Hz. Tón byl vždy synchronizován s jedním ze dvou polí. Ve výsledku byla zaznamenána role pozornosti v multisenzorické vazbě.

Výsledkem práce (Shams a Kim, 2010) je, že po dlouhodobém vystavení sluchovým a vizuálním podnětům při mírně odlišných časových rychlostech vytváří vliv sluchové frekvence dlouhodobý posun ve vnímání vizuální časové rychlosti. Zvuk může také zlepšit schopnost rozlišit časové pořadí dvou vizuálních podnětů. Jako uvedený příkladu bylo posuzováno, které ze dvou světél se objevilo jako první. Nejdříve se objevil sluchový stimul o 440 Hz před rozsvícením prvního světla a další po rozsvícení světla druhého. Toto přineslo zvýšení přesnosti, naproti tomu ke zhoršení došlo v případě spuštění zvuků mezi dvěma vizuálními podněty. Nesouhlas s tímto tvrzením vyjádřili autoři (Hairston et al., 2006), kteří zjistili, že zvuk zvyšuje spíše vizuální časovou ostrost než, aby způsoboval posun ve vnímaném čase.

Zjištění, že vizuální vnímání může být kvalitativně změněno crossmodálními signály ukazují pánové (Shams, Kamitani a Shimojo, 2000), kteří ve své studii zmiňují, že vnímání krátkých vizuálních podnětů s jasem 108 cd.m^{-2} , lze kvalitativně změnit souběžným krátkým zvukovým stimulem o frekvenci 3,5 kHz. Pokud je jediný záblesk světla doprovázen dvěma nebo více pípnutími, dochází ke změně, že jeden záblesk je vnímán jako dva nebo více záblesků. Tento efekt je znám jako zvukem indukovaná záblesková iluze. Může dojít také k obrácené iluzi, kdy jsou dva záblesky doprovázené jedním pípnutím vnímány jako jeden záblesk (Shams, Kamitani a Shimojo, 2002). Výsledky studie (Recanzone Gregg, 2003) rozšiřují předchozí zjištění a ukazují, že sluchový systém má silné vlivy na schopnost rozlišovat vizuální časovou frekvenci i za podmínek, kdy jsou subjekty výslovně instruovány k ignorování sluchového podnětu. V tomto experimentu byly použity akustické podněty, které se skládaly z tónů o velikosti 1 kHz. Dále, že tyto vlivy jsou závislé na disparitě časové frekvence mezi těmito dvěma podněty. Práce kolegů (Andersen, Tippiana a Sams, 2004) se také ztotožňuje s výsledky pana Shams a jeho kolegy a dále naznačuje, že rychlé záblesky a pípnutí nejsou automaticky integrovány do jednotného vnímání.

Ukázalo se, že záblesková iluze vyvolaná zvukem je spojena se změnou vjemové citlivosti, a proto se zdá, že odráží crossmodální interakce na percepční úrovni. Crossmodální změna vizuálního vnímání se neomezuje pouze na sluchové signály. Bylo také zjištěno, že hmatová stimulace dokáže změnit vnímání počtu záblesků. Když je jeden záblesk o frekvenci 3,5 kHz doprovázen dvěma pípnutími, je to často vnímáno jako záblesky dva (Wozny, Beierholm, Shams, 2008).

2.5 Kritická frekvence a metody jejího měření

Vizuální vnímání je zpracováváno ve dvou rovinách, v prostorové a časové. Prostorové vnímání je definováno jako schopnost rozlišení v prostoru mezi dvěma sousedními objekty. Je dáno oční optikou, prostorovou organizací fotoreceptorů, stupněm neurální konvergence v sítnici a zrakovými oblastmi v mozku. Vnímání časové je pak bráno jako schopnost rozlišovat změny jasu v průběhu času.

Přerušované podněty jsou vnímány odděleně do určité prahové hodnoty, která je definovaná jako kritická frekvence (CFF). CFF je ovlivněna řadou fyzikálních faktorů, jako je intenzita stimulu, barva, velikost a kontrast.

Studie (Eisen-Enosh et. al., 2017) uvádí příklady metod pro měření CFF. Mezi ně se řadí metoda limitů (ML), metoda stálých podnětů (MSP) a metoda schodiště (MS), která má mnoho alternativních metod a jednou z nich je Quest viz kapitola 3.2.5, která je v rámci tohoto experimentálního měření používána.

2.5.1 Metoda limitů

Metoda limitů se pro měření prahů CFF používá nejčastěji, a to i na úkor nepřesnosti a pravděpodobnosti vzniku návyku. Doba trvání ML je kratší než metoda stálých podnětů. Princip této metody je koncipován tak, že stimuly jsou prezentovány s klesající a rostoucí intenzitou. Prahová hodnota je mezi body, kde účastník nedetekuje stimul nebo kde ho začne detekovat.

2.5.2 Metoda stálých podnětů

Metoda stálých podnětů se řadí mezi nepřesnější metodu pro měření smyslových prahů, jelikož je založena na prezentaci stimulů různých intenzit v náhodném pořadí. Díky tomu snižuje chyby, nedochází k vytvoření návyku a očekávání. Nevýhodou je, že stanovení této metody je obtížnější, protože je potřeba provést odhady ohledně úrovně prahové hodnoty. Stanovení rozsahu stimulů může být založeno na datech z předchozí literatury nebo z pilotního experimentu.

Bohužel je časově náročná a vyčerpávající. Doba trvání celého měření je přibližně 24 minut. Z těchto důvodů se více používá metoda ML. Jejich doba trvání je kratší, není tedy ani vyčerpávající. Na úkor toho ztrácí přesnost, také dochází k vytvoření návyku testujících. Výhodnou metodou je v závěru metoda SM, která má vysokou přesnost spolu s krátkou dobou experimentální (Eisen-Enosh et. al., 2017).

Vizuální vnímání má kapacitní limity a závisí na dostupnosti zdrojů pozornosti. Metoda stálých podnětů je lepší u subjektů, které nejsou schopné trvalé pozornosti, například u myši (Nomura et al., 2019).

2.5.3 Metoda schodiště

Metoda schodiště je považována za nejvýhodnější metodu, protože kombinuje vysokou přesnost spolu s krátkou dobou experimentální, jež činí 6,3min. V rámci této metody intenzita stimulu závisí na reakci předchozího stimulu. Pokud účastník reaguje správně, intenzita klesá, když však reaguje špatně, tak intenzita roste. Změny amplitudy se označují jako kroky, které jsou, z důvodu přesnějšího určení prahové hodnoty, zmenšovány. Při změně odpovědi účastníka se změni směr schodiště. Prahovou hodnotu lze následně určit zprůměrováním řady obrácených bodů.

Pro určení velikosti kroku se používají další metody. Jednou z nich je metoda zkráceného schodiště. Ta je ze všech nejjednodušší, jelikož velikost kroku je pro správnou i špatnou odpověď stejná. Je tedy vhodná spíše pro úkoly typu ano-ne.

Další metodou je metoda „truncated staircase“ (TS), která je založena na závislosti několika předchozích odpovědí. Po nesprávné odpovědi se zvýší amplituda a sníží se až po několika správných reakcích. Má vyšší účinnost a flexibilitu.

A poslední možnou metodou je metoda „transformed up-down“ (TUD), pro kterou platí, že pokud je dána správná odpověď, jde dolů o jeden krok. O více kroků jde dolů, když je dána odpověď nesprávná. Jedná se o jednoduchou a efektivní metodu, která by měla poskytnout snížení doby trvání o 10 %, protože konverguje mnohem rychleji.

Metoda schodiště tedy využívá existující znalosti z pravděpodobných parametrů psychometrické funkce pro podobné pozorovatele společně a výsledky předchozích studií k výběru úrovně testu.

SM a MSP mezi sebou vysoce korelují a vykazují se s vysokou opakovatelností na rozdíl od ML. Při výběru metody pro měření CFF je potřeba dbát na to, aby nedocházelo ke zkreslení a snížení spolehlivosti testu. Minimalizace doby trvání je výhodou.

2.5.4 Metoda dvou alternativních vynucených voleb

K odhadu prahové hodnoty lze použít Separman-Karberovu metodu, která nevyžaduje žádné předpoklady ohledně základní psychometrické funkce. Tato metoda je velmi přínosná, protože je nejpřesnější pro odhad střední hodnoty a rozptylu psychometrické funkce.

Obzvláště užitečnou metodou pro měření senzorických prahů je metoda zvaná dvě alternativní vynucené volby (2AFC). Jedná se o psychofyzickou metodu, kterou vyvinul Gustav Theodor Fechner. V případě určení citlivosti osoby na světelný jas test probíhá tak, že tlumené světlo je náhodně buď v horní anebo dolní části displeje a pozorovatel odpovídá, kde ho vidí (Pelli a Bex, 2013). Prahová hodnota se měří jako podíl správných odpovědí. Tento poměr se pohybuje od 0,5, pro špatné odpovědi, kdy figurant spíše hádá, až po 1,0 pro odpovědi správné. Práh detekce je obvykle definován jako intenzita stimulu, při které je podíl správných odpovědí 0,75.

3 Výzkumná část

Ve výzkumné části je podrobně popsán průběh provedeného experimentu. Na začátku kapitoly jsou uvedeny cíle a výzkumné předpoklady. Následně je podrobně vyobrazen způsob provedení výzkumu, popis užitých metod a analýza měření. Všechna data jsou vyhodnocena a shrnuta v závěru.

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Před samotným provedením výzkumu byly vytyčeny základní cíle. Prvním z nich bylo nastudovat problematiku, jakým způsobem funguje interakce smyslů zrak a sluch, a jak se vzájemně ovlivňují. Zjištěné informace jsou shrnuty v teoretické části v kapitole 2.5 crossmodální interakce. Následným cílem bylo provést experiment zaměřující se na vliv zvukového pozadí na vnímání kritické frekvence flikru. Před samotným měřením bylo zapotřebí zjistit psychometrickou funkci, parametr beta a také zvolit nejpřesnější postup měření. Na závěr všechna naměřená data zanalyzovat a vyhodnotit.

Na základě předešlých studií lze předpokládat, že je sluchový a zrakový aparát vzájemně provázán. To přináší podnět k zaměření na to, zda může být CFF ovlivněna vhodnými sluchovými vjemy, např. synchronní a rozdílná frekvence zvuku se světlem, konstantní frekvence zvuku a bílý šum.

3.2 Metodika výzkumu

3.2.1 Výzkumné zařízení

Celé experimentální zařízení je tvořeno systémem, jež se skládá ze tří částí, jimiž jsou řídicí obvod a LED diody, box pro vnímání světla a detekční systém.

Použitý hliníkový box byl vytvořen zaměstnanci TUL. Je čtvercového tvaru o rozměrech 40 x 40 x 15 cm, pomocí přepážek je rozdělen na čtyři stejné sektory. Po obvodu každého sektoru se podél zadní části táhne LED pásek Ledxon (LFBHL-SW840-24V-6S42-20),

určený pro napájení 24 V. Parametry barevné teploty odpovídají 4000 K a svítivosti 1311 lm/m. Z důvodu dostačující disperze je bílé světlo vyzařováno pod úhlem 120°.

Čelní strana boxu je pokryta bílým plexisklem (PMMA) a přes něj je ještě nalepený pomocí lepenky černý karton. Ve vrchní polovině kartonu, uprostřed obou sektorů boxu, jsou vyříznuté dva kruhové otvory o průměru 12,4 cm. Tento průměr byl zvolen tak, aby proband ze vzdálenosti 2 m od boxu viděl pozorovací úhel pod úhlem 10°.

Na zadní straně hliníkového boxu jsou umístěny 2 fotodiody, které slouží k zachycení skutečné frekvence světla. Pro experiment jsou využity fotodiody Hamamatsu S7686 (Hamamatsu, 2016), jejichž spektrální citlivost je podobná spektru lidského oka. Pro zesílení zachyceného signálu je použit transimpedanční zesilovač.

LED diody jsou napájeny dvoukanálovým proudovým zdrojem Keithley 2612B, který umožňuje s dostatečnou přesností vytvářet průběhy proudu $800 \text{ S}\cdot\text{s}^{-1}$.

Dříve než se začala měřit všechna experimentální měření, se zkalibroval povrchový jas pravého i levého segmentu pomocí jasoměru Konica Minolta CA-210. Výsledkem tohoto kalibračního procesu je, že na jedné straně lze vypočítat průběh proudu tak, aby daný segment vytvořil požadovaný průběh jasu a na druhé straně skutečný naměřený proud LED diod, který lze odvodit skutečnou povrchovou svítivostí segmentu.

Do experimentu se zařadila i složka zvuková, která byla produkována pomocí zařízení National Instruments USB-6351 DAQ, jež umožňuje synchronizovat průběh proudu LED s podnětem zvukovým. Zařízení generuje zvuk s $50 \text{ kS}\cdot\text{s}^{-1}$ při napětové hladině vhodné k přímému připojení sluchátek, které měl testovaný během měření na hlavě. Úroveň hlasitosti byla nastavena na 70 dB, což odpovídalo stavu, aby hlasitost byla pro figuranta dobře slyšitelná a zároveň snesitelná.



Obr. 4 Fotografické znázornění experimentu (zdroj: autor)

Experiment probíhá následujícím způsobem: figurant se posadí na židli vzdálenou 2 m od boxu, bradu má opřenou na podbradníku, aby byla hlava fixována v přímém směru od vyřiznutých otvorů. Figurant odpovídá pomocí tlačítka na klávesnici, zda bliká pravý nebo levý kruh. Kompletní uspořádání v laboratoři znázorňuje obrázek č.4. Celé měření probíhá v zatemněné místnosti.

3.2.2 Výzkumný soubor

Výzkumného měření se zúčastnilo 16 figurantů. Z toho bylo 9 ženského pohlaví a 7 mužského. Věk podílejících se osob se pohyboval v rozmezí 23-59 let. Figuranti před začátkem výzkumného šetření podepsali informovaný souhlas (příloha C), který obsahoval seznámení s riziky, ke kterým by mohlo dojít během měření a také souhlas se zpracováním osobních údajů (Příloha D). Následně podstoupili oftalmologické vyšetření (příloha E), díky kterému byly informace o figurantech rozšířeny.

3.2.3 Vyšetření zrakové ostrosti a kontrastní citlivosti

Každý zkoumaný figurant se před samotným měřením podrobil vyšetření zrakové ostrosti a kontrastní citlivosti. Toto vyšetření, díky možnostem TUL, mohlo být uskutečněno přímo v laboratoři. Vyšetření figurantů probíhalo za stejných podmínek, jako při měření. Tedy pokud figurant nosí optické brýle či kontaktní čočky, měl je na sobě během obou procesů.

Pro měření zrakové ostrosti byl poskytnut optotyp. Jedná se o tabuli obsahující písmena, která jsou uspořádána do řad. Shora dolů se velikost písmen zmenšuje a jejich počet přibývá. Vyšetření probíhalo za světelných podmínek a takovým způsobem, že figurant stál ve vzdálenosti 6 m od tabule a postupně četl řádek po řádku, dokud byla písmena čitelná. Tento proces se opakoval pro každé oko zvlášť, vždy bylo jedno oko pomocí vlastní ruky zakryté.

Velikost písma, kterou by měl člověk s průměrným zdravým zrakem přečíst je 8 mm. Zraková ostrost se obvykle popisuje pomocí zlomku. Levá strana zlomku udává vzdálenost, ze které člověk tabulku čte, v našem případě 6. Pravá strana skrývá hodnotu největší vzdálenosti, z níž by člověk měl dané písmeno vidět v rámci normální zrakové ostrosti. Příkladem normální zrakové ostrosti je např. 6/6, tedy když se obě číselné hodnoty ve zlomku rovnají (Indigomultimedia, 2015).

Pro měření kontrastní citlivosti byl použit program, který vytvořil student TUL (Hergesel, 2021). Figurant rozeznával umístění glyfů vygenerovaných na obrazovce notebooku ze vzdálenosti 3 m. Jas glyfů se postupně snižoval. Figurant určoval glyfy, dokud se mu zdály býti viditelné. Nejdříve pro oko pravé a následně pro oko levé. Vyšetření probíhalo za tmavých podmínek. Hodnota blízká se k 0,00 logKC znamená nejvíce kontrastní glyfy, s rostoucí hodnotou pak kontrast glyfů klesá. Monokulární hodnota KC v logKC jednotkách by pro člověka mladšího než 20 let měla být 1,65 log jednotek a více, pro člověka mezi 20-50 lety by měla být 1,80 logKC a více.



Obr. 5 Test kontrastní citlivosti
(zdroj: autor)



Obr. 6 Test kontrastní citlivosti –
snížený kontrast (zdroj: autor)

Tabulka 1 Výsledky oftalmologického vyšetření

ID Figuranta	Zraková ostrost	Kontrastní citlivost [logKC]	Oční korekce	Věk	Pohlaví
1	OP 6/10, OL 6/10	OP 3,72, OL 3,75	Ano	35	Muž
2	OP 6/9, OL 6/9	OP 2,83, OL 3,55	Ano	24	Žena
3	OP 6/10, OL 6/10	OP 4,07, OL 4,65	Ne	24	Muž
4	OP 6/11, OL 6/11	OP 3,92, OL 3,83	Ne	25	Muž
5	OP 6/10, OL 6/9	OP 3,95, OL 3,90	Ano	28	Muž
6	OP 6/10, OL 6/10	OP 4,05, OL 4,09	Ne	24	Žena
7	OP 6/9, OL 6/10	OP 3,80, OL 3,98	Ne	24	Žena
8	OP 6/10, OL 6/9	OP 3,74, OL 3,70	Ne	24	Žena
9	OP 6/7, OL 6/8	OP 3,72, OL 3,72	Ne	25	Muž
10	OP 6/8, OL 6/7	OP 3,73, OL 3,32	Ano	24	Žena
11	OP 6/7, OL 6/8	OP 3,93, OL 4,45	Ne	59	Muž
12	OP 6/10, OL 6/10	OP 3,73, OL 3,75	Ano	24	muž
13	OP 6/9, OL 6/10	OP 3,72, OL 3,41	Ano	25	žena
14	OP 6/9, OL 6/10	OP 3,88, OL 4,45	Ano	25	žena
15	OP 6/9, OL 6/8	OP 3,72, OL 3,72	Ne	23	žena
16	OP 6/10, OL 6/10	OP 3,72, OL 3,37	Ne	24	žena

3.2.4 Příprava experimentu

3.2.4.1 Generování signálu

Jelikož cílem této práce bylo zjistit, zda i zvuk dokáže ovlivnit vnímání prahu CFF, bylo potřeba vygenerovat nejen světelné signály, ale i ty zvukové. Generování signálu probíhalo v programu Matlab.

Vzorkovací frekvence zvuku byla nastavena na 50 000 Hz a světla na 400 Hz, dále byla zvolena modulace světla 5 %, aby byl stimul dobře viditelný při nižších frekvencích. Velikost střední svítivosti E_0 byla zvolena $100 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$. Popis blikajícího modulovaného stimulu je dán rovnicí:

$$E(t) = E_0(1 + 0,05 \sin(2\pi f_v t)),$$

Rovnice 10 (Kukačka, Chmelařová a Hergesel, 2022, s. 3)

kde f_v je modulační frekvence vizuálního podnětu a $E(t)$ je časově závislý jas povrchu.

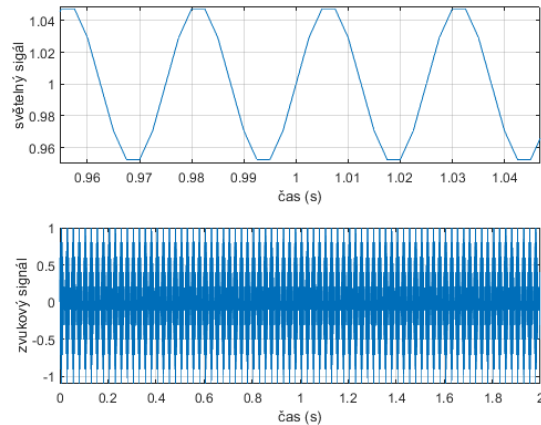
Hodnota základní nosné frekvence zvuku byla 440 Hz. Funkce nosné frekvence zvuku měla průběh sinusový, oproti tonu průběh funkce amplitudové modulace zvuku byl trojúhelníkový (triang). Vzorec modulované zvukové vlny je dán následující rovnicí:

$$x(t) = \sin(2\pi 440t) \cdot (0.5 + 0.5 \text{triang}(2\pi f_a t)),$$

Rovnice 11 (Kukačka, Chmelařová a Hergesel, 2022, s. 3)

kde f_a je modulační frekvence zvukových podnětů. Tímto způsobem lze vyvolat pulzující vjem ve frekvencích až 60 Hz a není to pro lidské ucho nepříjemné.

Následující Graf 1 znázorňuje průběh signálu trvající 1 s na 40 Hz. Toto bylo provedeno i u signálů trvajících 2 s a 4 s, pro kontrolu, zda není v signále žádný nečekaný skok, který by narušil jeho čistý průběh.



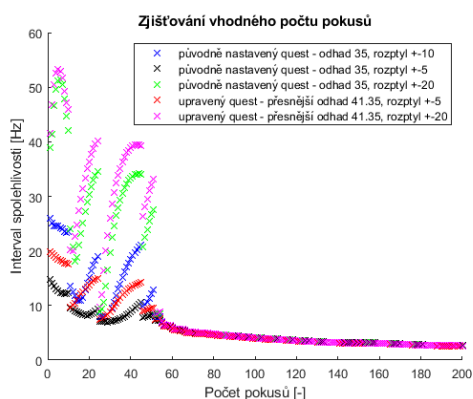
Graf 1 - Signál 1 s na 40 Hz

Ve vrchní části grafu je zaznamenán průběh světla, ve spodní pak zvuku s trváním 1 sekundy. Průběh se neustále opakuje a je vidět, že mezi koncem a začátkem průběh signálu plynule navazuje.

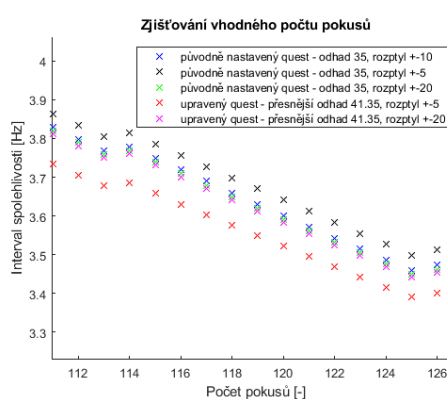
3.2.4.2 Příprava počtu pokusu měření

Před oficiálním měřením bylo potřeba stanovit ideální počet pokusů. Je důležité do měření zvolit počet pokusů tak, aby směrodatná odchylka odhadu prahu CFF a šířka 95 % intervalu spolehlivosti odhadu prahu CFF byla co nejmenší a zároveň, aby experiment neměl zbytečně dlouhé trvání.

Následující grafy 2 a 3 ukazují výsledky měření tichého režimu pro 200 pokusů. U obou grafů jsou data vyobrazena křížky různé barvy, každá z nich odpovídá určitému nastavení. Černá barva je určena pro nastavení odhadu prahu CFF 35 Hz s rozptylem ± 5 , modrá pro odhad prahu CFF 35 Hz s rozptylem ± 10 a barva zelená pro odhad prahu CFF 35 Hz s rozptylem ± 20 . Poslední barvy červená a fialová ukazují výsledky nastavení pro přesnější práh odhadu CFF 41,35 Hz, který byl naměřen v rámci experimentu z prvních 20 tichých pokusů. Nastavený rozptyl u červené barvy je ± 5 a u barvy fialové ± 20 .



Graf 2 - Interval spolehlivosti



Graf 3 – Interval spolehlivosti - přiblížení

V grafu 2 je na ose y zobrazena šířka intervalu spolehlivosti a na ose x počet pokusů. Graf 2 viditelně znázorňuje nestabilitu šířky CI při malém počtu pokusů. S vyšším počtem pokusů (nad 70) šířka CI se stává stabilnější, ale neustále klesá. Graf 3 ukazuje stejné výsledky jako graf 2 akorát v přiblížení na vyšší počet pokusů než 100. Na základě této analýzy bylo zjištěno, že dostačující počet pokusů, aby šířka CI byla co nejmenší a zároveň nedocházelo k únavě figurantů, je 120. Pro zajištění přesnějších výsledků byl před každým samotným experimentálním měřením naměřen odhad prahu CFF.

3.2.4.3 Příprava nastavení zvukového režimu

Nejdříve bylo potřeba vyzkoušet i různé zvukové modulace, aby se ukázalo, jak velký je rozdíl mezi zvukovými posuny a jak moc ovlivňují práh CFF. Na základě této myšlenky byly uskutečněny tři testující měření, jejichž naměřené hodnoty jsou sepsány v Tabulce 2.

Počet pokusů pro test 1 byl zvolen 180, test 2 300 a 400 pro test 3. U posledního pokusu byly přidány i další režimy, jako posun frekvence zvuku oproti frekvenci světla o ± 10 Hz a ± 20 Hz. Na základě výsledku, že u vyšších frekvencích oproti nižším nebyly výrazné rozdíly v hodnotách prahu CFF, bylo vzato, že posun ± 5 Hz je dostačující.

Tabulka 2 Pokusné nastavení zvukových režimů

Režim	CFF [Hz]		
	Test 1	Test 2	Test 3
Bez zvuku	39.7	40.5	38.8
0 Hz	37.8	41.1	39.7
2 Hz	39.5	42.1	47.4
-2 Hz	40.1	41.8	38.9
5 Hz	40.9	41.4	41.5
-5 Hz	43.2	41.7	36.8
-10 Hz	-	-	40.5
10 Hz	-	-	41.9
-20 Hz	-	-	39.9
20 Hz	-	-	42.7

3.2.5 Použitá metoda Quest a analýza psychometrické funkce

Quest je efektivní metoda pro měření prahových hodnot, která je založena na následujících předpokladech:

1. Psychometrická funkce má stejný tvar za všech podmínek, když je vyjádřena jako logaritmická funkce.
2. Práh CFF subjektu se neliší od pokusu k pokusu.
3. Jednotlivé pokusy jsou statisticky nezávislé.

Ve standardní metodě Quest je frekvence prvního vizuálního stimulu zvolena tak, aby odpovídala maximální počáteční hustotě pravděpodobnosti *p.d.f.* Pokud figurant odpoví správně, znamená to, že práh je pravděpodobně pod frekvencí stimulu, a tak nový práh by měl být posunut směrem k vyšším frekvencím. Podobně u špatné odpovědi, by měla být frekvence posunuta směrem dolů, k nižším frekvencím.

Po skončení experimentu je schopen určit odhad CFF, jeho směrodatnou odchylku a interval spolehlivosti. Algoritmus Quest je navržen tak, aby určil prahovou frekvenci s co nejmenším počtem pokusů. Nicméně, čím větší je počet dat, tím užší je *p.d.f.* a menší interval spolehlivosti CFF.

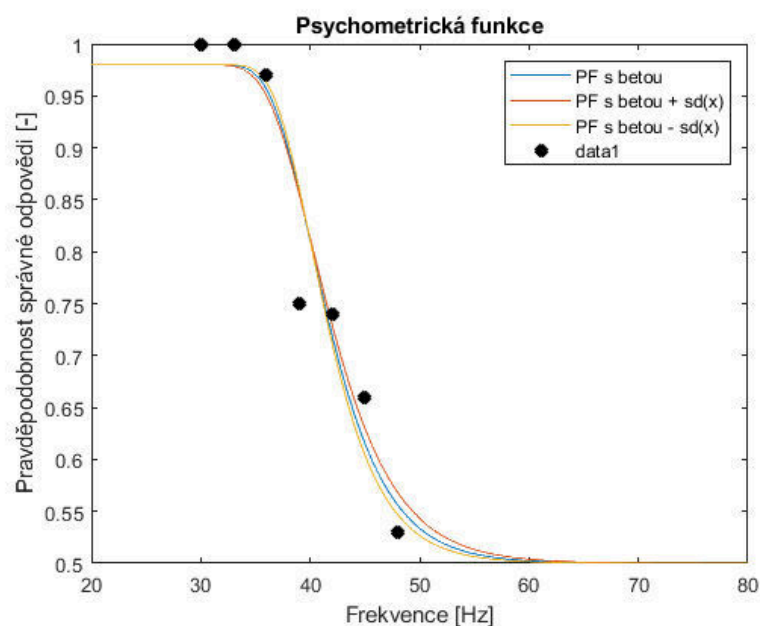
V roce 1983 Watson a Pelli ukázali ve své studii (Watson a Pelli, 1983), jak lze vypočítat *p.d.f.* prahu. Předpokládali, že počáteční *p.d.f.* byla Gaussova funkce, jejíž střední hodnotu a směrodatnou odchylku bylo možné odhadnout ze zkušenosti experimentátora. Pravděpodobnost úspěšné detekce $p(f)$ pulzujícího světla na frekvenci popisuje rovnice:

$$p(f) = 1 - \delta - (1 - \gamma - \delta) \exp[-10^{\beta(f-\varepsilon)}],$$

Rovnice 12 (King – Smith et al., 1993, s. 890)

kde f je frekvence pulzujícího světla. Mezi parametry psychometrické funkce (Weibull, 1951) je δ , míra falešně negativních výsledků (například způsobená mrkáním nebo únavou), který má hodnotu 0,02. Míra falešně pozitivních výsledků je γ , ta je u metody 2AFC rovna 0,5. Parametr ε určuje práh viditelnosti, tedy CFF (kritická frekvence flikru), která je u metody 2AFC definována jako frekvence s pravděpodobností úspěchu 0,75. Sklon psychometrické funkce udává parametr $\beta = -0,12$.

Psychometrická funkce modeluje vztah mezi daným stimulem a reakcemi testovaného člověka a zobrazuje frekvenci modulace světla na pravděpodobnost správné odpovědi. V tomto konkrétním případě se jedná o rozeznání, zda pulzuje pravý nebo levý segment. Před samotným měřením bylo potřeba identifikovat β parametr funkce (Rovnice 9), aby byla známá strmost kolem prahu CFF. Pro provedení analýzy tohoto druhu je zapotřebí získat přibližně 100 odpovědí na několik testovaných frekvencí tichého režimu.



Graf 4 – Psychometrická funkce z 2 700 dat

V grafu 4 je vynesena psychometrická funkce, která má průběh daný Weibullovou funkcí (Rovnice 12). Na ose x je frekvence v jednotkách Hz a na ose y pravděpodobnost správné odpovědi. Část křivky, která se blíží k 1, vyjadřuje správné vnímání stimulu. V případě, když se funkce blíží k 0,5 figurant hádá, protože nevidí nic. Červená a žlutá barva ukazuje vliv směrodatné odchylky na průběh PF, který je vyznačen barvou modrou. K vytvoření grafu 4 bylo zapotřebí nasbírat 2700 dat. Nejdříve se naměřilo 2000 dat od dvou figurantů, následně se získalo ještě 700 dat od jednoho z prvních probandů. Soubory dat mohly být sloučeny, protože CFF byla naměřena u obou figurantů zhruba stejně velká. Výsledný soubor těchto dat se použil pro získání parametru $\beta = -0,120 \pm 0,013$. Tato velikost β , byla následně použita pro celé experimentální měření. Je zřejmé, že u CFF platí, že čím menší frekvence, tím větší pravděpodobnost úspěchu. Z grafu 4 je patrné, že čím více se pravděpodobnost blíží k 0,5, rozptyl dat se zvyšuje. To je výsledek, který je dán vlastnostmi binomického rozdělení pravděpodobnosti.

3.2.6 Postup výzkumného šetření

Na základě provedeného předvýzkumu byla zjištěna hodnota parametru psychometrické funkce β , jaký počet pokusů je pro relevantnost výsledků a které zvukové signály pro měření použít.

Před každým experimentem byla pomocí hlukoměru změřena hlasitost pozadí, která byla vždy 40 – 45 dB (A). Písmeno „A“ označuje typ váhové křivky, jejíž průběh vychází z toho, že frekvence velikosti 1kHz odpovídá korekce 0dB.



Obr. 7 Hlukoměr Unitest 93473 (zdroj: autor)

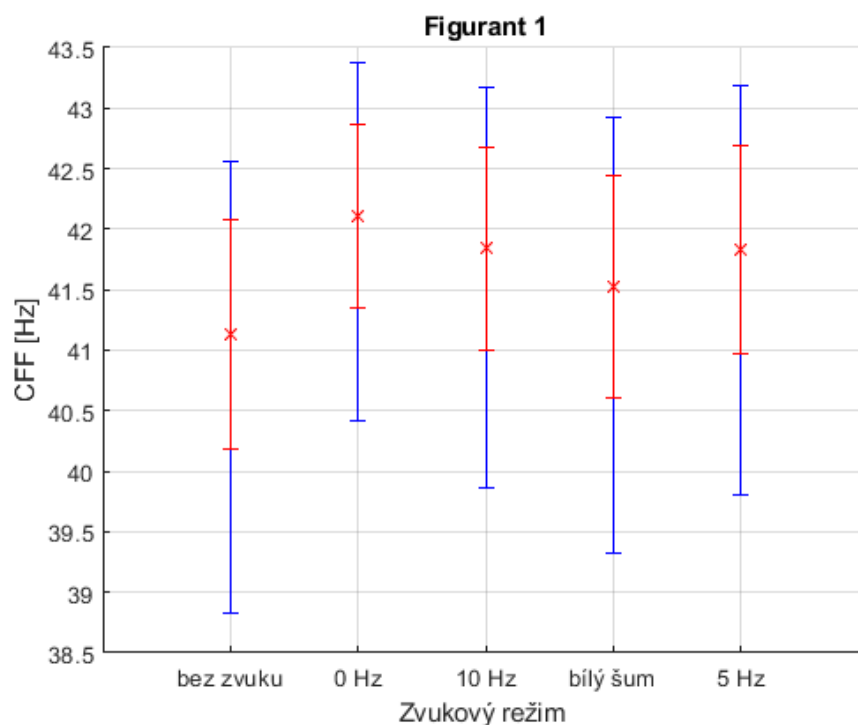
Postup měření byl následující. Pokud figurant po seznámení s průběhem výzkumného měření a oftalmologického vyšetření souhlasil, že se výzkumného šetření zúčastní, usednul na židli, opřel bradu o podbradník a upřel oči přímo vpřed na vyřiznuté kruhy ve vrchní části boxu. Testovaný figurant měl za úkol pomocí šipek na klávesnici rozhodnout, který kruh bliká. Pokud se mu zdálo, že pulsuje pravý kruh, stiskl pravou šipku, jestliže blikal levý kruh, zmáčkl šipku levou. Po každém kliknutí nastala mezipauza o jas 40 cd/m^2 , která trvala 3 s. Takto to probíhalo nejdřív pro dvacet pokusů bez zvuku, aby se upřesnil odhad prahu CFF. Následně se spustil program, ve kterém se nastavil počet pokusů pro každý režim, doba pauzy pro odpočinek očí a hlasitost zvuku, který byl vysílán do sluchátek. Konkrétní nastavení režimů je popsáno v následující kapitole.

3.3 Analýza výzkumných dat

Metoda, pomocí které byla naměřená data získána, je popsána v kapitole 3.2.5. Použitá metoda Quest a analýza psychometrické funkce. Měřilo se 120 pokusů pro každý režim, viz kapitola 3.2.1.4 Generování signálů. Zvolené režimy byly: bez zvuku, synchronní f_v (frekvence světla) a f_a (frekvence zvuku), bílý šum, posun mezi f_a a $f_v + 5 \text{ Hz}$ (frekvence zvuku rychlejší než frekvence světla) a konstantní frekvence zvuku 10 Hz, což je frekvence, na které je flickr dobře viditelný. V součtu bylo 600 pokusů, kdy po 50 pokusech byla nastavena pauza 2 minuty. Celý proces v průměru trval kolem 120 minut.

Výsledná data jsou zobrazována pomocí grafu, kde na vodorovné ose jsou vyneseny nastavené režimy (každý má svou barvu) a na ose y je odhad prahu CFF. U každého vyhodnoceného režimu je křížkem vyznačena hodnota CFF. Od křížku směrem nahoru a dolů je horizontální čarou vyznačena směrodatná odchylka σ a 95 % interval spolehlivosti, ten je také zakreslen vodorovnou čarou nahoře i dole v nejdelší vzdálenosti od křížku. Interval i směrodatná odchylka je pro lepší rozeznání vyznačen odlišnou barvou.

Následný graf 5 ukazuje výsledky figuranta č.1.



Graf 5 – Figurant 1, naměřené hodnoty CFF, sd σ a 95% CI

U figuranta č.1 byl naměřen po 20 pokusech odhad prahu CFF 42,4 Hz. Na grafu 5 je nejlépe znát rozdíl mezi režimem bez zvuku a synchronním f_a a f_v . Nicméně dle naměřených hodnot lze říci, že u prvního testujícího zvuk mírně zvýšil vnímání CFF. Přesné hodnoty ukazuje následující tabulka.

Tabulka 3 Figurant 1 – naměřené hodnoty

Režim	CFF [Hz]	σ [Hz]	95% CI [Hz]
Bez zvuku	41.13	0.95	[38.83; 42.56]
0 Hz	42.11	0.76	[40.41; 43.38]
10 Hz	41.84	0.84	[39.86; 43.17]
Bílý šum	41.53	0.92	[39.33; 42.92]
5 Hz	41.83	0.86	[39.8; 43.18]

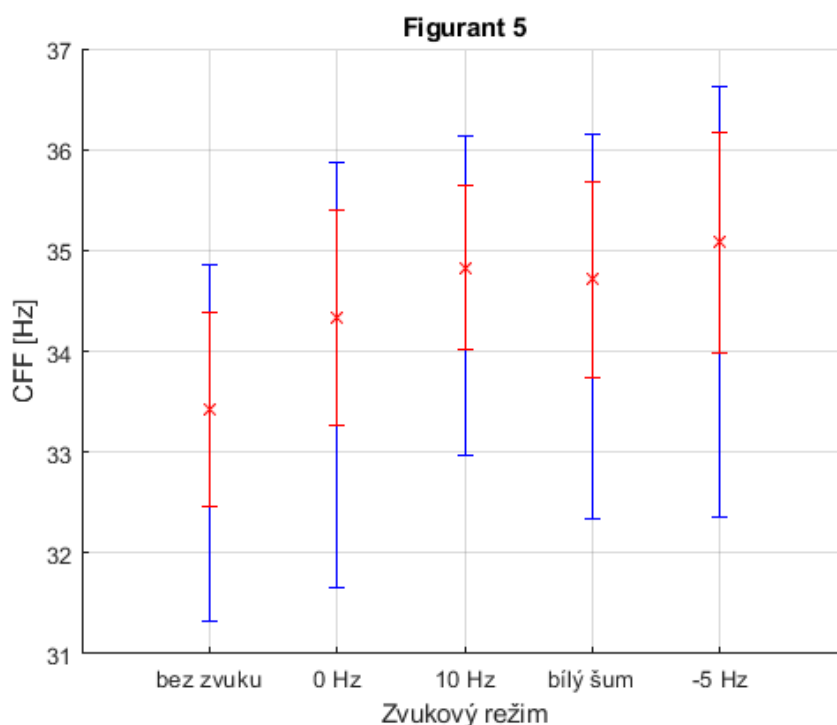
Pro porovnání opakovatelnosti výsledků se figurant č. 4 dvakrát zúčastnil experimentálního měření. Podmínky a nastavení byly v obou případech stejné.

Výsledky porovnání figuranta č. 4 jsou napsány v následující Tabulce 3. Mezi měřeními není vidět žádný výrazný rozdíl. Hodnota CFF se pohybuje u obou experimentálních měření v rozmezí 34-37 Hz.

Tabulka 4 Figurant 4 – naměřené CFF u dvou pokusů

Režim	CFF [Hz]	CFF [Hz]
Bez zvuku	36.04	37.21
0 Hz	37.57	36.79
10 Hz	35.12	36.57
Bílý šum	34.69	35.45
5 Hz	35.41	37.84

Na základě výsledků předchozích čtyř měření bylo nastavení +5 Hz změněno na -5 Hz, tedy frekvence zvuku je pomalejší než frekvence světla. Důvodem byla nevýznamná rozdílnost výsledků. Snahou bylo vyzkoušet i další nastavení, zda nedojde k výraznějším rozdílům mezi vnímáním pouze vizuálním od vnímání audiovizuálního.



Graf 6 – Figurant 5, naměřené hodnoty CFF, σ a 95% CI

V grafu 6 jsou vynesena naměřená data figuranta č. 5, jehož první odhad prahu CFF byl 37,68 Hz. Oproti odhadu je vidět pokles prahu CFF. Nicméně v porovnání hodnot v režimu bez zvuku je u režimu se zvukem zaznamenán nárůst, nejvíce u nastavení -5 Hz.

Tabulka 5 Figurant 5 – naměřené hodnoty

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	33.42	0.96	[31.11; 34.86]
0 Hz	34.33	1.07	[31.66; 35.87]
10 Hz	34.83	0.81	[32.96; 36.14]
Bílý šum	34.71	0.97	[32.34; 36.16]
-5 Hz	35.08	1.09	[32.36; 36.63]

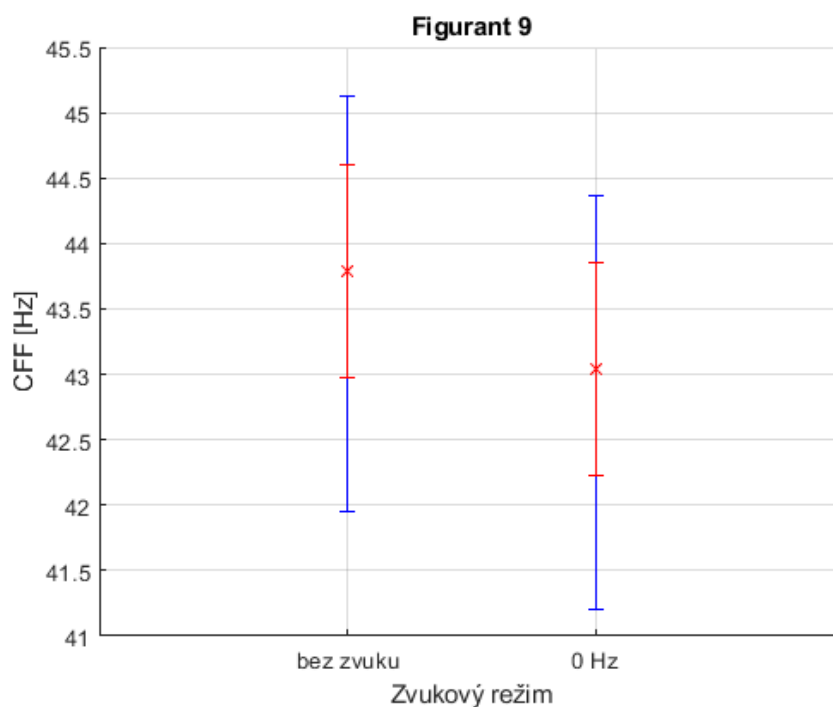
Po vyhodnocení a porovnání první poloviny probandů bylo zřejmé, že zvolené nastavení nepřináší významné výsledky, není znát jednoznačný pokles nebo nárůst prahu CFF ani u jednoho z režimů. Na základně článku (Shipleý Twadell, 1964), který přináší ještě jiný způsob měření, došlo k poslední úpravě získávání dat. Tato nová možnost byla založena na principu, že každý testující nejdříve stejným způsobem prošel testem pro odhad prahu CFF.

Následně proběhlo samotné měření, v rámci něhož byly nastavené pouze dva režimy, tichý a synchronní frekvence zvuku a světla. Pokud se vygeneroval režim synchronní frekvence světla a zvuku, měl figurant možnost pomocí tlačítka na klávesnici page Up a Down posunovat frekvenci zvuku samovolně, dle svých pocitů. Tato tlačítka mohli zkoušet do té doby, než si byli jistí, které světlo bliká. Své rozhodnutí opět potvrdili stisknutím šipky vpravo nebo vlevo. Hlasitost zvuku byla nastavena na 35 dB. Opět byly zapotřebí pauzy, aby si oči odpočinuly. Tato část výzkumu trvala přibližně 60 minut.

Dříve, než se požádali jiní figuranti o spolupráci, byla tato úprava měření vyzkoušena na figurantovi č. 1 a č. 2. V porovnání s původním nastavením jsou výsledky u obou figurantů obdobné. U figuranta č. 1 je hodnota prahu CFF tichého režimu 40,51 Hz a režimu se zvukem 41,5 Hz, tedy nepatrně vyšší oproti režimu bez zvuku. Stejný závěr ukazuje i Tabulka 3, která uvádí hodnoty z prvotního nastavení. Z výsledků figuranta č. 2 v původním nastavení nevyplývá, že by zvuk posouval práh CFF nahoru. Ze změny

nastavení tomu je však naopak. Práh CFF v tichém režimu je 40,94 Hz a v režimu se zvukem 41,96 Hz, tedy zvýšení jako u figuranta č. 1.

Následující graf 7 zobrazuje výsledky nového způsobu měření u figuranta 9, ze kterého lze vyčíst, že audiovizuální režim práh CFF snižuje. Frekvence odhadu prahu CFF byla naměřena 40,49 Hz.



Graf 7 – Figurant 9, naměřené hodnoty CFF, sd a CI95

Podle hodnot uvedených v tabulce 5 je vidět, že práh CFF byl oproti odhadu zvýšen. Nicméně rozdíl mezi režimy není výrazný, činní pouze 0,75 Hz.

Tabulka 6 Figurant 9 – naměřené hodnoty

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	43.79	0.81	[41.95; 45.13]
0 Hz	43.04	0.81	[41.2; 44.36]

V této kapitole jsou grafy a tabulky figuranta č. 1, 5 a 9. Každý z nich byl první, kdo zkoušel jiný postup měření. Grafy a tabulky ostatních figurantů, včetně těchto jsou umístěny v příloze F.

3.3.1 Výsledné shrnutí naměřených dat

Následující Tabulka 7 ukazuje u každého figuranta souhrn prahových hodnot CFF, které byly naměřeny v rámci experimentu. V prvním sloupci jsou uvedeny čísla figurantů dle pořadí. Ve sloupci 2 – 7, jsou hodnoty CFF u každého figuranta pro nastavené zvukové režimy.

Tabulka 7 Prahová hodnota CFF [Hz] naměřená u všech figurantů

Figurant	Tichý režim [Hz]	Synchronní f_a a f_v [Hz]	Konstantní f_a 10 Hz [Hz]	Bílý šum [Hz]	Posuv f_a +5 Hz [Hz]	Posuv f_a -5Hz [Hz]
1	41,13	42,11	41,84	41,53	41,83	-
2	39,56	38,1	39,96	39,11	38,91	-
3	33,15	34,72	34,06	33,7	34,86	-
4	36,04	37,57	35,12	34,69	35,41	-
5	33,42	34,33	34,83	34,71	-	35,08
6	39,14	39,01	37,87	41,27	-	38,63
7	36,96	37,8	36,19	36,86	-	37,06
8	38,73	37,89	39,4	38,71	-	39,09
9	43,79	43,04	-	-	-	-
10	41,13	41,45	-	-	-	-
11	29,01	31,21	-	-	-	-
12	42,45	42,94	-	-	-	-
13	37,35	37,96	-	-	-	-
14	38,71	38,82	-	-	-	-
15	40,79	39,92	-	-	-	-
16	43,72	43,59	-	-	-	-

Z tabulky 7 lze vyčíst, že u 9 figurantů, zvukový režim zvýšil prahovou hodnotu CFF, u 7 snížil. V rámci upraveného nastavení, kdy figurant si mohl sám upravovat zvuk, jsou zaznamenány nejvýraznější rozdíly mezi tichým a zvukovým režimem. Konkrétně u figuranta č. 11 je největší zvýšení CFF ve zvukovém režimu oproti tichému a největší pokles CFF u figuranta č. 15.

Tabulka 8 je koncipovaná stejně jako Tabulka 7, nicméně pro hodnoty směrodatné odchyly od prahu CFF.

Tabulka 8 Naměřené směrodatné odchyly odhadu CFF [Hz]

Figurant	Tichý režim [Hz]	Synchronní <i>fa</i> a <i>fv</i> [Hz]	Konstantní <i>fa</i> 10 Hz [Hz]	Bílý šum [Hz]	Posuv <i>fa</i> +5 Hz [Hz]	Posuv <i>fa</i> -5Hz [Hz]
1	0,95	0,76	0,84	0,92	0,86	-
2	0,84	1,03	0,8	0,92	0,88	-
3	0,88	0,81	0,97	0,81	0,82	-
4	0,78	1,07	0,87	0,92	1,53	-
5	0,96	1,07	0,81	0,97	-	1,08
6	0,77	0,76	0,74	1	-	0,9
7	0,95	0,98	0,83	1,07	-	1,02
8	0,82	1,04	0,79	0,92	-	0,92
9	0,81	0,81	-	-	-	-
10	0,75	0,78	-	-	-	-
11	1,09	0,88	-	-	-	-
12	1,22	0,84	-	-	-	-
13	0,72	0,82	-	-	-	-
14	1,15	1,03	-	-	-	-
15	0,77	0,82	-	-	-	-
16	0,8	0,77	-	-	-	-

Tabulka 9 Procentuální vyjádření odchyly CFF režimu zvukového od tichého

Tichý režim [%]	Synchronní <i>fa</i> a <i>fv</i> [%]	Konstantní <i>fa</i> 10 Hz [%]	Bílý šum [%]	Posuv <i>fa</i> +5 Hz [%]	Posuv <i>fa</i> -5Hz [%]	Průměrné odchyly pro dané figuranty
-	2,38	1,73	0,97	1,70	-	1,70
-	-3,69	1,01	-1,14	-1,64	-	-1,37
-	4,74	2,75	1,66	5,16	-	3,57
-	4,25	-2,55	-3,75	-1,75	-	-0,95
-	2,72	4,22	3,86	-	4,97	3,94
-	-0,33	-3,24	5,44	-	-1,30	0,14
-	2,27	-2,08	-0,27	-	0,27	0,05
-	-2,17	1,73	-0,05	-	0,93	0,11
-	-1,71	-	-	-	-	-1,71
-	0,78	-	-	-	-	0,78
-	7,58	-	-	-	-	7,58
-	1,15	-	-	-	-	1,15
-	1,63	-	-	-	-	1,63
-	0,28	-	-	-	-	0,28
-	-2,13	-	-	-	-	-2,13
-	-0,30	-	-	-	-	-0,30
Průměrné odchyly pro dané režimy	1,09	0,44	0,84	0,87	1,22	

Na základě výsledků uvedených v Tabulce 9 vychází celková průměrná odchylka CFF režimu zvukového od režimu tichého 0,90 %.

3.3.2 Statistické vyhodnocení

Aby se stanovila statistická významnost výsledků, bylo potřeba formulovat nulovou hypotézu H_0 , která říká, že se kritická hodnota v závislosti na zvukovém stimulu nezmění. Dále hypotézu alternativní H_A , která vyjadřuje změnu hodnoty cff mezi režimem tichým a zvukovým. H_0 se považuje za neplatnou, pokud p-hodnota je menší než 5%.

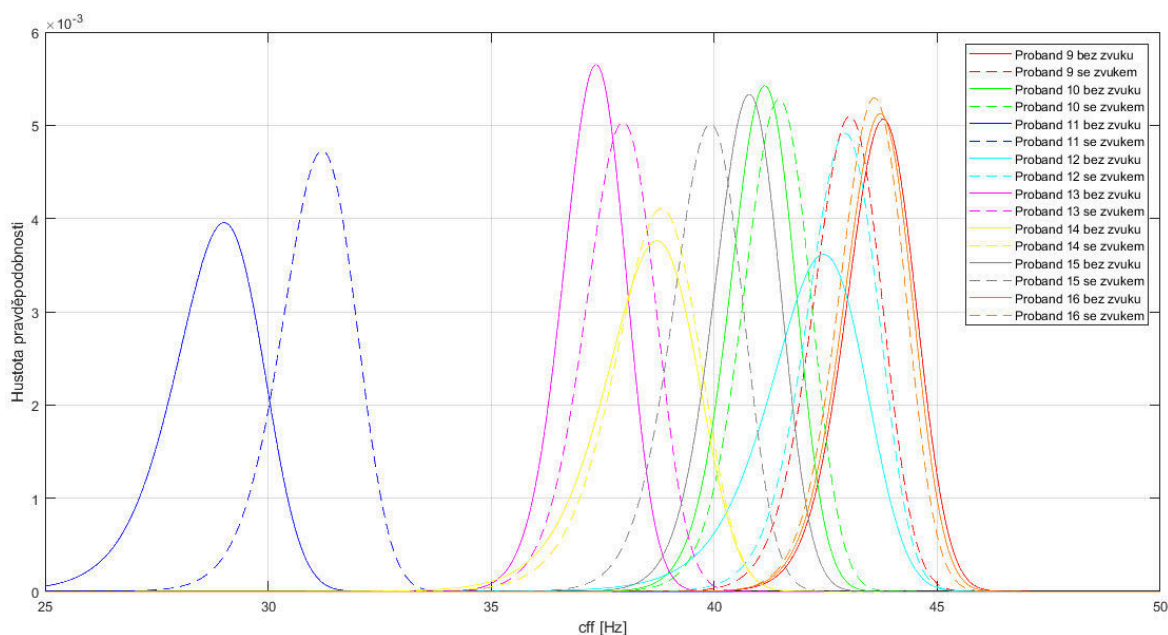
Na základě reakcí figurantů byla v Matlabu pomocí algoritmu Quest rekonstruována p.d.f. rozdílu CFF ($g_-(x)$), ze které následně byla vypočítána p-hodnota. Ta je dána:

$$p(data)|H_0 = \int_{-\infty}^0 g_-(x) dx,$$

Rovnice 13 (Kukačka, Chmelařová a Hergesel, 2022, s. 5)

kde $g_-(x)$ je proměnná pro frekvenční rozdíl mezi odhadem cff a naměřené cff. Výsledkem je, že p-hodnota je ve všech případech větší než 0,05, tedy 5%, nelze vyvrátit H_0 . Výjimka byla u figuranta č.11., u něho vyšla p-hodnota 0,04, což lze při daném počtu figurantů očekávat (Kukačka, Chmelařová a Hergesel, 2022).

Následující graf 8 ukazuje posuny prahových hodnot p.d.f u figurantů 9-16 a to zvláště pro režim se zvukem a bez zvuku.



Graf 8 - Prahové hodnoty p.d.f. z pokusů figurantů 9-16

Na vodorovné ose je vynesena hodnota cff a na svislé hustota pravděpodobnosti, že právě tato hodnota skutečným prahem. Popis křivek je dán legendou umístěnou v pravém horním rohu. Každý figurant má dvě křivky rozlišené stylem proložením grafu. Plná čára označuje p.d.f. bez zvuku, čárkovaná se zvukem. U většiny případů se směrem doprava posouvá křivka čárkovaná, která značí režim se zvukem.

Nicméně závěrem lze říct, že změny cff způsobené sluchovými podněty jsou statisticky nevýznamné. Aby byla p-hodnota statisticky významná, musela by změna CFF v závislosti na zvukovém stimulu být alespoň o 2,3 Hz (Kukačka, Chmelařová a Hergesel, 2022).

4 Diskuze

Studie (Eisen-Enosh et al., 2017), která porovnávala metody pro měření kritické frekvence bez zvukového pozadí a v temné místnosti, naměřila hodnoty kritické frekvence pohybující se v rozmezí mezi 36-39 Hz. Naměřené výsledky za temných podmínek obohacené o akustický doprovod jsou v rozmezí 29,01-43,79 Hz.

Předpokladem práce bylo, že zvuk dokáže obrazový vjem trochu zesílit, zviditelnit, tedy zvýšit CFF. Lze brát v úvahu, že v případě stejné frekvence hluku a vizuálního stimulu může dojít k rychlejší adaptaci a vymanit se tak z ovlivnění dalších smyslů.

U třetiny výsledků je pozorováno mírné zvýšení CFF v závislosti na doprovodném akustickém stimulu. Nicméně naměřené výsledky se podle statistického vyhodnocení jeví jako statisticky nevýznamné, což může být způsobeno tím, že každý člověk je jedinečný.

5 Návrh doporučení pro další experimenty

Výstup této diplomové práce není určený pro klinickou praxi, jedná se spíše o doplnění informací k problematice vnímání pulzujícího světla, které je stále ve stavu zkoumání.

Bylo zajímavé pozorovat reakce figurantů během experimentálního výzkumu. Ať už se zúčastnili první, druhé nebo třetí varianty měření, byli seznámeni pouze s pokyny, které mají vykonávat. Nevěděli, které zvuky a o jaké frekvenci jsou pouštěny. Někteří byli v domnění, že je mají zvukové stimuly rozptylovat, jiní měli pocit, že naopak pomáhat.

V této kapitole jsou zmíněny další návrhy pro možnost pokračování ve zkoumání, za jakých situací může docházet k ovlivnění vnímání pulzujícího světla.

Každým rokem dochází na univerzitě TUL k vylepšení podmínek pro průběh experimentu. Bylo by zajímavé nadále v tomto tématu pokračovat. Navrhovala bych neopouštět vliv zvuku na vnímání CFF, ale poupravila průběh, např. obdélníkový. Figuranti by mohli být vyšetřováni ve stejné denní době. Pro příklad bych zvolila denní dobu ranní a večerní, aby se mohl zkoumat i vliv únavy na vizuální vnímání flikru.

6 Závěr

Tato diplomová práce přináší přínos pro téma vnímání pulzujícího světla, konkrétně, jakým způsobem ovlivňuje zvuk vnímání kritické frekvence flikru. Pro experimentální měření byl zvolen zvuk se stejnou frekvencí, rozdílnou frekvencí a rovnoměrným spektrem.

Teoretická část je věnována anatomickému zobrazení sluchu, popisu průběhu a zpracování zrakového a sluchového signálu, jejich vzájemné ovlivňování. V první části jsou dále obsaženy informace o zvuku, jeho fyzikálních vlastnostech a způsobu měření. V závěru jsou uvedeny poznatky z předešlých výzkumných šetření.

Ve výzkumné části jsou nejdříve uvedeny cíle, předpoklady a základní technické informace o vybavení potřebné k výzkumu. Následně jsou uvedeny výsledky experimentálního měření, které jsou dále vyhodnoceny a v poslední řadě porovnány s předpokladem, že zvuk hodnotu kritické frekvence zvýší.

Po celou dobu experimentálního šetření se dbalo na dodržování temných podmínek v místnosti a správného postupu dle zvolené metody. Naměřená data jednotlivých figurantů jsou mezi sebou porovnána navzájem. Na základě průběžných výsledků, které nevykazovaly významné zjištění, bylo potřeba po určitém počtu pokusů změnit nastavení. Celkem došlo postupně k třem úpravám nastavení doprovodného zvukového signálu.

U prvních čtyř figurantů, kteří posuzovali vliv zvuku na vnímání CFF, bylo zaznamenáno převážně zvýšení prahu CFF za akustického doprovodu o synchronní frekvenci spolu s frekvencí světla a také při konstantní frekvenci zvuku 10 Hz. V režimu nastavení bílý šum a frekvence zvuku posunutá o +5 Hz, bylo u figurantů 1 a 3 naměřeno zvýšení a naopak u figurantů 2 a 4 snížení prahu CFF.

Pro další čtyři figuranty následovala úprava nastavení, konkrétně došlo ke změně frekvence posunutí na -5 Hz. U každého nastavení ukazovaly výsledky u dvou figurantů zvýšení CFF se zvukem oproti tichému režimu a u dvou naopak snížení. U výsledků figuranta č.6 bylo vyhodnoceno zvýšení prahu CFF při vnímání spolu s bílým šumem o 2,13 Hz oproti tichému režimu. Z výsledků první části lze uvést, že u figurantů č. 1, 3 a 5 bylo zaznamenáno zvýšení hodnoty CFF ovlivněno zvukem všech nastavených režimů.

Pro druhou polovinu výzkumu byl změněn průběh měření, ve kterém figurantům nebyly podsouvány předem definované zvukové posuny, ale vždy se spolu se světlem spustil zvuk se synchronní frekvencí světla a bylo na figurantovi, jakou frekvenci zvuku si zvolí. Rozhodnutí figuranta bylo nevědomé, jednal podle pocitu, že mu zvuk napomáhá rozeznat, které ze světelných koleček pulzuje. U figurantů č. 9, 15 a 16 zvuk snižoval CFF oproti nastavení bez zvuku. Největší snížení bylo o 0,85 Hz. Naopak u figurantů č. 10, 11, 12, 13, 14 bylo v rámci vlivu zvuku zaznamenáno zvýšení hodnoty CFF a to nejvíce o 2,2 Hz. Z vyhodnocení všech výsledků druhé poloviny výzkumu lze podotknout, že většina figurantů rozpoznala blikající světlo, když ponechali stejnou frekvenci nebo frekvenci zvuku snížili.

Shrnutí výsledků ukazuje, že u poloviny figurantů bylo detekováno zvýšení hodnoty prahu CFF po ovlivnění zvukem ve všech režimech. Na základě první části experimentu lze říci, že pokud zvuk ovlivňuje vnímání CFF, tak nejvíce u nastavení synchronní frekvence světla a zvuku nebo u konstantní frekvence zvuku 10 Hz.

Seznam použité literatury

ANDERSEN, T. SF., K. TIPPANA a M. SAMS. 2004. Factors influencing audiovisual fission and fusion illusions. *Cognitive Brain Research*. **21**(3), 301-308.

Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2004.06.004>

BEDNÁŘ, Jan. 2013. *Generátor harmonických zvuků a akordů*. Brno. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.

BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.

BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.

BENEŠ, J. P. STRÁNSKÝ a F. VÍTEK. 2009. *Základy lékařské biofyziky*. Praha: Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-80-246-1386-4.

BREITSAMETER, Sabine. 2003. Acoustic ecology and the new electroacoustic space of digital networks. *Soundscape*. **4**(2), 24-30.

BROCA, André a D. SULZER. 1902. La Sensation Lumineuse en Fonction du Temps. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences (Paris)*.

Dostupné z: http://bibliothequedesphares.fr/bibliothequeD/bib_D046

COVIC, Amra et al. 2017. Audio-visual synchrony and spatial attention enhance processing of dynamic visual stimulation independently and in parallel: A frequency-tagging study. *Neuroimage*. **161**, 32-42. DOI 10.1016/j.neuroimage.2017.08.022.

Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811917306699>

DOHNAL, Miroslav. 2019. *Barevné vidění*. Pardubice: univerzita Pardubice. ISBN 978-80-7560-246-6.

DRIVER, Jon a Toemme NOESSELT. 2008. Multisensory interplay reveals crossmodal influences on 'sensory-specific' brain regions, neural responses, and judgements. *Neuron*. **57**(1), 11-23. DOI 10.1016/j.neuron.2007.12.013.

Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2427054/>

EISEN-ENOSH, Auria et al. 2017. Evaluation of Critical Flicker-Fusion Frequency Measurement Methods for the Investigation of Visual Temporal Resolution. *Scientific Reports*. **7**(15621), 1-9. DOI 10.1038/s41598-017-15034-z. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15034-z>

FLORIANOVÁ, Lucie. 2018. *Vnímání jasu rychle pulzujícího světla člověkem*. Liberec. Diplomová práce. Technická univerzita Liberec, Fakulta zdravotnických studií.

GIARD, MH a F. PERONNET. 1999. Auditory-visual integration during multimodal object recognition in humans: a behavioral and electrophysiological study. *Journal of Cognitive Neuroscience*. **11**(5), 473-90. DOI 10.1162/089892999563544.

HAHN Aleš, et al. 2019. *Otorinolaryngologie a foniatrie v současné praxi*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0572-4.

HAIRSTON, David W et al. 2006. Auditory enhancement of visual temporal order judgement. *NeuroReport*. **17**(8), 791-5. DOI 10.1097 / 01.wnr.0000220141.29413.b4.

HERGESEL, Jan. 2021. *Tvorba aplikace pro měření kontrastní citlivosti pozorovatele*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita Liberec, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.

IEEE 1789-2015. 2015. *IEEE Recommended Practices for Modulating Current in High-Brightness LEDs for Mitigating Health Risks to Viewers*. New York. ISBN 978-0-7381-9644-2.

INDIGOMULTIMEDIA. 2015. NeoVize: Lepší zrak, lepší život. *Snellova tabule* [online]. Praha: Copyright, [cit. 2022-18-04]. Dostupné z: <https://www.neovize.cz/dalsi-sluzby/spickova-technika-pro-vase-oci/snellenova-tabule/>

JEDLIČKA, Petr. 2017. *Hlukoměr a detektor zvuků*. Brno. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky.

JOGAN Matjaž a Alan A. SROCKER. 2014. A new two-alternative forced choice method for the unbiased characterization of perceptual bias and discriminability. *Journal of Vision*. **14**(3), 1-18. DOI 10.1167/14.3.20.

Dostupné také z: <https://jov.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2121819>

KACHLÍK, David. 2018. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-4058-7.

KING-SMITH, P. Ewen et al. 1993. Efficient and Unbiased Modifications of the QUEST Threshold Method: Theory, Simulations, Experimental Evaluation and Practical Implementation. *Vision Research*. **34**(7), 885-912. DOI 10.1016/0042-6989(94)90039-6. Dostupné také z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8160402/>

KITTNAR, Otomar et al. 2020. *Lékařská fyziologie. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1963-4.

KUBÍČEK, Karel. 2012. *Měření hluku hlukoměry*. České Budějovice. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Fakulta přírodovědecká.

KUKAČKA, Leoš et al. 2019. Brightness Matching Experiments with Pulsed Light: Experiment Design. *IEEE Industry Applications Society Annual*. Baltimore. 1-6. DOI 10.1109/IAS.2019.8911983.

Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8911983>

KUKAČKA, L., M. CHMELAŘOVÁ a J. HERGESEL. 2022. Critical Flicker Frequency and Auditory Stimuli - Procedure Settings. *IEEE Industry Applications Society Annual*. Detroit. 1-6.

KRÁLÍČEK, Petr. 2011. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 3.vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

MCGURK, Harry a John MACDONALD. 1976. Hearing lips and seeing voices. *Nature*. **264**,746-748. DOI 10.1038/264746a0.

Dostupné také z: <https://www.nature.com/articles/264746a0>

MOLHOLM, Sophie et al. 2002. Multisensory auditory-visual interactions during early sensory processing in humans: a high-density electrical mapping study. *Cognitive Brain Research*. **14**(1), 115-28. DOI 10.1016/s0926-6410(02)00066-6.

MYSLIVEČEK, Jaromír a Vladimír RILJAK. 2020. *Fyziologie: repetitorium*. Praha: Stanislav Juhaňák-Triton. ISBN 978-80-7553-818-5.

NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. 2019. *Přehled anatomie*. 4. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-450-7.

NAVRÁTIL, Leoš et al. 2005. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1152-2.

NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0209-9.

NOMURA, Yuichiro et al. 2019. *Evaluation of critical flicker-fusion frequency measurement methods using a touchscreen-based visual temporal discrimination task in the behaving mouse*. *Neuroscience Research*. **148**, 28-33. ISSN 0168-0102. Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168010218303882>

OLIVERS, CNL., E. AWH a E. VAN DER BURG. 2016. The Capacity to Detect Synchronous Audiovisual Events Is Severely Limited: Evidence From Mixture Modeling. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. **42**(12), 2115-2124. DOI 10.1037 / xhp0000268.

Dostupné také z: <http://dx.doi.org/10.1037/xhp00002682115>

PELLI, G. Denis a Peter BOX. 2013. *Measuring contrast sensitivity*. *Vision Res*. **20**, 10- 14. DOI 10.1016/j.visres.2013.04.015.

Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3744596/>

RECANZONE, Gregg H. 2003. Auditory Influences on Visual Temporal Rate Perception. *J Neurophysical*. **89**, 1078-1093. DOI 10.1152/jn.00706.2002. Dostupné také z: <https://journals.physiology.org/doi/full/10.1152/jn.00706.2002>

ROKYTA, Richard et al. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4867-2.

ROSINA, Jozef et al. 2013. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.

ŘIHÁČEK, Tomáš. 2006. K povaze sluchové percepce. Brno: Psychologický ústav AV ČR. *Sborník příspěvků*. 170-174. Dostupné také z:

https://www.researchgate.net/publication/258994462_K_povaze_sluchove_percepce

SYNEK Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. 2004. *Fyziologie oka a vidění*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0786-1.

SHAMS, L., Y. KAMITANI a S. SHIMOJO. 2000. What you see is what you hear. *Nature*. **408**,788. DOI 10.1038/35048669.

Dostupné také z: <https://doi.org/10.1038/35048669>

SHAMS, L., Y. KAMITANI a S. SHIMOJO. 2002. Visual illusion induced by sound. *Cognitive Brain Research*. **14**(1), 147-152. DOI S0926-6410(02)00069-1. Dostupné také z: [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(02\)00069-1](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(02)00069-1)

SHAMS Ladan a Robyn KIM. 2010. Crossmodal influences on visual perception. *Physics of Life Reviews*. **7**, 269-284. DOI 10.1016/j.plrev.2010.04.006.

Dostupné také z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1571064510000424>

SHIPLEY, T. 1964. Auditory Flutter-Driving Visual Flicker. *Science*. 145(3638), 1328 - 30. DOI [10.1126/science.145.3638.1328](https://doi.org/10.1126/science.145.3638.1328). Dostupné také z:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14173429/>

SPINDLER, Paul. 1835. IV. Betrachtungen über ein von HRN Talnbot vorgeschlagenes photometrisches Princip; von Hrn. Plateau in Brüssel. *Annalen der Physik (Leipzig)*. **52**(2), 457-468.

STACEY E. Jemaine et al. 2021. Audio-visual integration in noise: Influence of auditory and visual stimulus degradation on eye movements and perception of the McGurk effect. *Attention, Perception, & Psychophysics*. **82**, 3544-3557. DOI 10.3758/s13414-020-02042-x.

Dostupné také z: <https://link.springer.com/article/10.3758/s13414-020-02042-x>

STEIN, E. B. et al. 1996. Enhancement of perceived visual intensity by auditory stimuli: a psychophysical analysis. *Journal of Cognitive Neuroscience*. **8**(6), 497-506. DOI 10.1162/jocn.1996.8.6.497.

SVOBODA, Emanuel et al. 2014. *Přehled středoškolské fyziky*. Praha: Prometheus. ISBN 978-80-7196-438-4.

- VROOMEN, Jean a Beatrice de GELDER. 2000. Sound enhances visual perception: cross-modal effects of auditory organization on vision. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. **26**(5), 1583-90. DOI 10.1037//0096-1523.26.5.1583.
- WARREN, D. H., R. B. WELCH a T. J. MCCARTHY. 1981. The role of visual–auditory “compellingness” in the ventriloquism effect: implications for transitivity among the spatial senses. *Perception & Psychophysics*. **30**, 557–64. Dostupné také z: <https://doi.org/10.3758/BF03202010>
- WEIBULL Waloddi. 1951. A Statistical Distribution Function of Wide Applicability. *Journal of Applied Mechanics*. **18**, 293-297. Dostupné také z: <http://web.cecs.pdx.edu/cgshirl/Documents/Weibull-ASME-Paper-1951.pdf>
- WOZNY, D. R., U. R. BEIERHOLM a L. SHAMS. 2008. Human trimodal perception follows optimal statistical inference. *Journal of Vision*. **8**(3), 1-11. DOI 10.1167/8.3.24. Dostupné také z: <http://journalofvision.org/8/3/24/>
- WRIGHTSON, Kendall. 2001. An Introduction to Acoustic Ecology. *Soundscape*. **1**, 10-13. Dostupné také z: https://www.academia.edu/4410713/An_Introduction_to_Acoustic_Ecology

Seznam tabulek

Tabulka 1 Výsledky oftalmologického vyšetření	42
Tabulka 2 Pokusné nastavení zvukových režimů	46
Tabulka 3 Figurant 1 – naměřené hodnoty	50
Tabulka 4 Figurant 4 – naměřené CFF u dvou pokusů	51
Tabulka 5 Figurant 5 – naměřené hodnoty	52
Tabulka 6 Figurant 9 – naměřené hodnoty	53
Tabulka 7 Prahová hodnota CFF naměřená u všech figurantů	54
Tabulka 8 Naměřené směrodatné odchylky od prahu CFF [Hz].....	55
Tabulka 9 Procentuální vyjádření odchylky CFF režimu zvukového od tichého	55

Seznam grafů

Graf 1 – Signál 1s na 40 Hz	44
Graf 2 – Interval spolehlivosti	45
Graf 3 – Interval spolehlivosti - přiblížení	45
Graf 4 – Psychometrická funkce z 2 700 dat	47
Graf 5 – Figurant 1, naměřené hodnoty CFF, sd σ a 95% CI	50
Graf 6 – Figurant 5, naměřené hodnoty CFF, sd σ a 95% CI	51
Graf 7 – Figurant 9, naměřené hodnoty CFF, sd σ a 95% CI	53
Graf 8 – Prahové hodnoty p.d.f.z pokusů figurantů 9-16	57

Seznam obrázků

Obr. 1 Zraková dráha (Beneš, Stránský, Vítek, 2009, str. 111)	21
Obr. 2 Sluchová nervová dráha (zdroj: autor)	25
Obr. 3 Sluchové pole (Beneš, Stránský, Vítek, 2009, str. 111)	31
Obr. 4 Fotografické znázornění experimentu (zdroj: autor)	40
Obr. 5 Test kontrastní citlivosti (zdroj: autor)	42
Obr. 6 Test kontrastní citlivost – snížený jas (zdroj: autor)	42
Obr. 7 Hlukoměr Unitest 93473 (zdroj: autor)	48

Seznam příloh

Příloha A: CD disk

- CD je přiloženo na zadní straně desek diplomové práce
- Na CD je diplomová práce ve formátu PDF, včetně zadání
- Na CD jsou všechny naměřené hodnoty jednotlivých figurantů v programu Excel

Příloha B: Vizualizace programu během experimentálního měření

Příloha C: Informovaný souhlas figurantů

Příloha D: Souhlas figurantů se zpracováním osobních údajů

Příloha E: Vyšetření zrakových vlastností figurantů

Příloha F: Výsledné grafy a tabulky všech figurantů

Příloha B: Vizualizace programu během experimentálního měření

Initialise

Mask: photopic full area

1. NI DAQ 2. Keithley

Init Matlab Close program

Init CA-210

Init Pr740

PD Integration time (ms): 100

Manual control 1 | Brightness matching | Flicker | Calibration, Testing | CFF | Pst Weight Function

use Quest N trials: 30 own test points

Run CFF test

Quest initial estimate (Hz): 35,0

Music amplitude (mV): 25

fv from (Hz): 30

Mean luminance (cd/m²): 100,0

fv to (Hz): 80

Quest initial estimate SD (Hz): 10

freq shift: fa-fv (Hz): 2147483647

step (Hz): 1

Enter value per line
values >100 mean no music

N repetitions: 10

save photodiode data Randomize

pause for 2 minutes after 50 trials

Příloha C: Informovaný souhlas figurantů

Informovaný souhlas s účastí na experimentu

Před začátkem experimentu vám bude měřena vaše kontrastní citlivost. Jedná se o běžné vyšetření zrakových vlastností, ze kterého neplynou žádná zdravotní rizika. Na PC obrazovce vám budou promítány statické obrazce, vaším úkolem bude posuzovat jejich viditelnost. Celé vyšetření trvá cca 20 minut. V samotném experimentu budete po dobu 80 minut pracovat s blikajícím světlem na viditelných frekvencích. Za určitých okolností u citlivých jedinců může pulzující světlo způsobovat tyto problémy:

- Únava očí
- Bolest hlavy, migréna
- Závrať, nevolnost
- Epileptický záchvat
- Zhoršení akustického chování

Riziko výskytu těchto komplikací je minimalizováno:

- a) Přítomností osoby, která je schopna experiment kdykoliv přerušit
- b) Omezením plochy světelného zdroje na 10°
- c) Omezením hloubky modulace na 5 %
- d) Omezením doby expozice a přestávkami

Pokud v průběhu či bezprostředně po skončení experimentu budete mít nějaké zdravotní problémy, okamžitě o tom informujte osobu, která dohlíží na experiment. Svůj souhlas s účastí můžete kdykoliv odvolat ústní formou bez jakýchkoliv sankcí. V průběhu měření bude vždy přítomna osoba, která bude schopna experiment přerušit. Svým podpisem stvrďte, že netrpíte migrénami a epilepsií a jste byl/a s těmi to riziky seznámen/a, že tomuto poučení rozumíte, že tato rizika berete na vědomí a souhlasíte s účastí experimentu.

.....

datum, podpis

Příloha D: Souhlas figurantů se zpracováním osobních údajů

Souhlas se zpracováním osobních údajů

Svým podpisem stvrdíte svůj souhlas s tím, že budou Vaše osobní údaje na pracovišti MTI FM TUL uschovány a anonymně zpracovávány v rozsahu nezbytném k vyhodnocení experimentu. Po dokončení experimentu budou Vaše data bezpečně smazána. Svůj souhlas můžete kdykoliv odvolat zasláním emailu na adresu leos.kukacka@tul.cz.

.....
datum, podpis

Příloha E: Vyšetření zrakových vlastností figurantů (Florianová, 2018)

Vyšetření zrakových vlastností

Vyplní proband:

Jméno, příjmení:

Kontakt:

Věk:

Pohlaví:

Oční vady / nemoci: žádné
.....

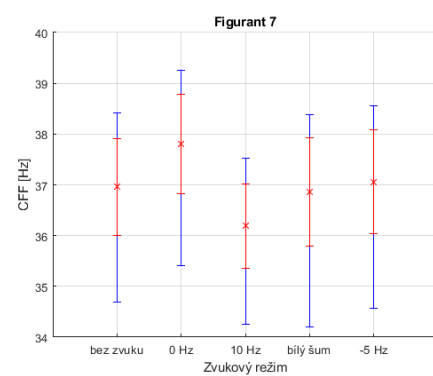
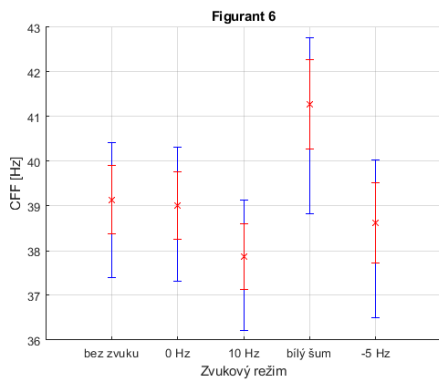
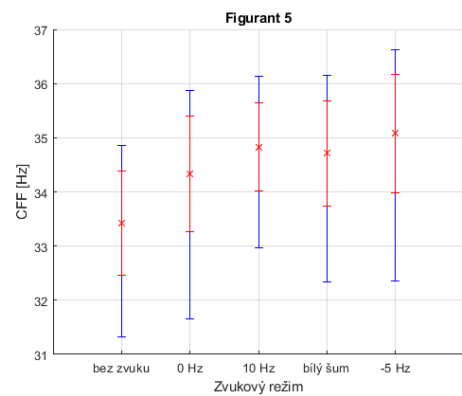
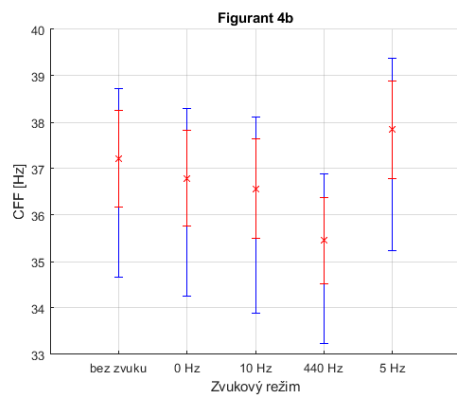
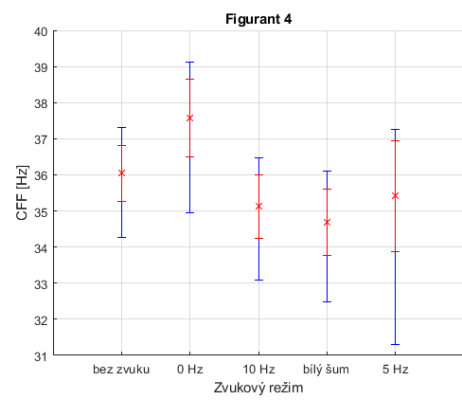
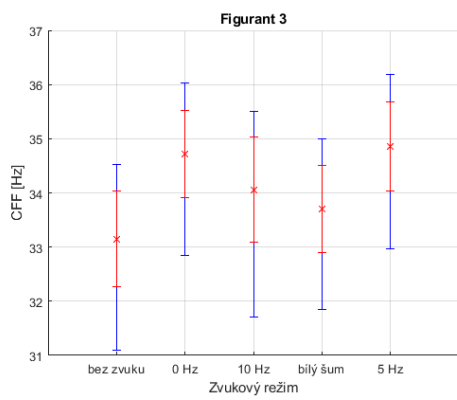
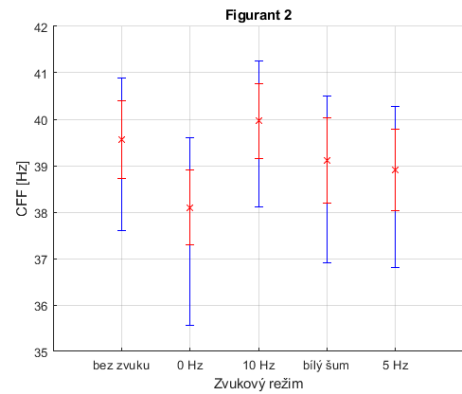
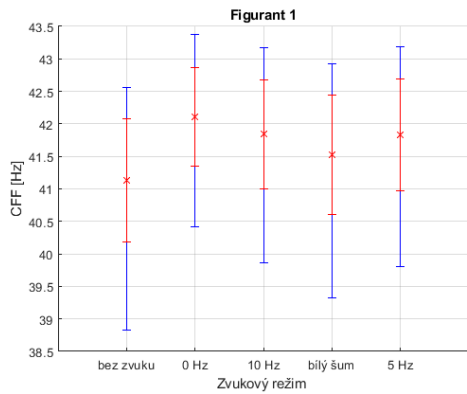
Nosím brýle / kontaktní čočky: ano ne

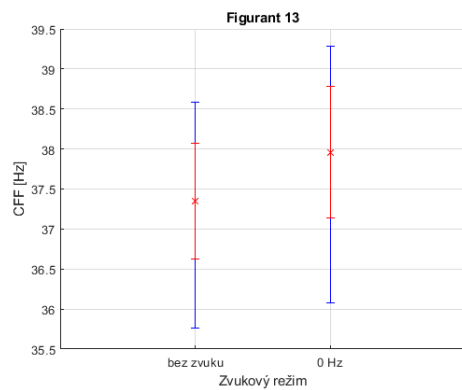
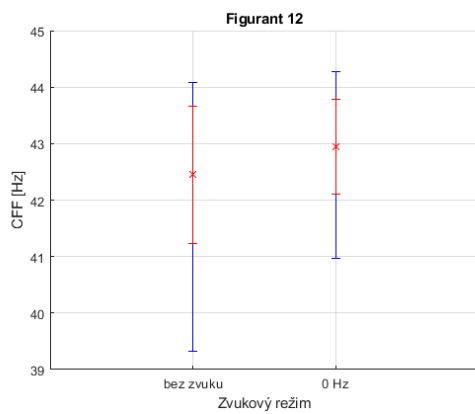
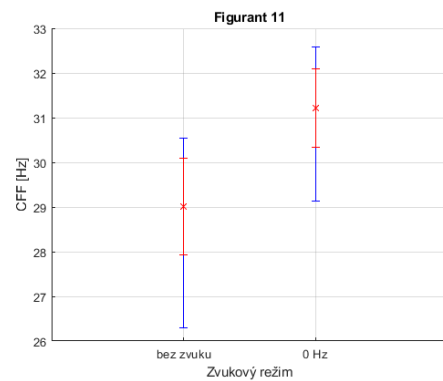
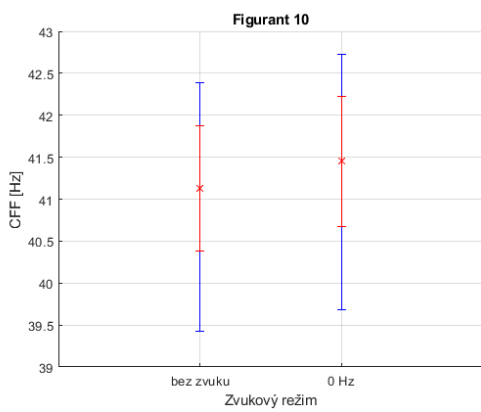
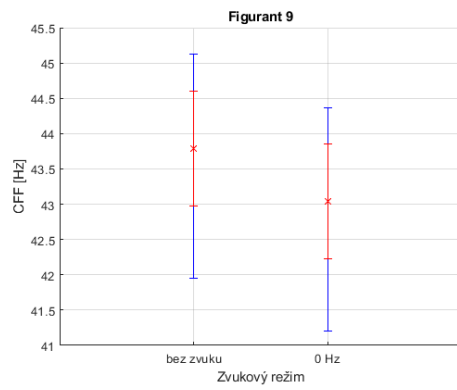
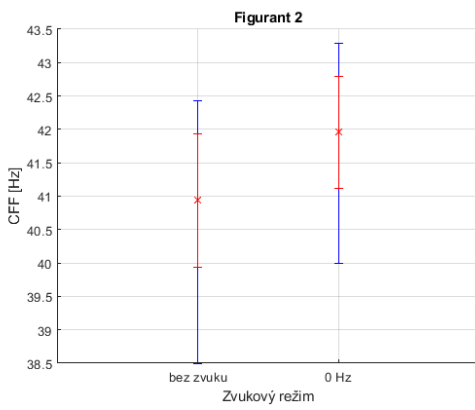
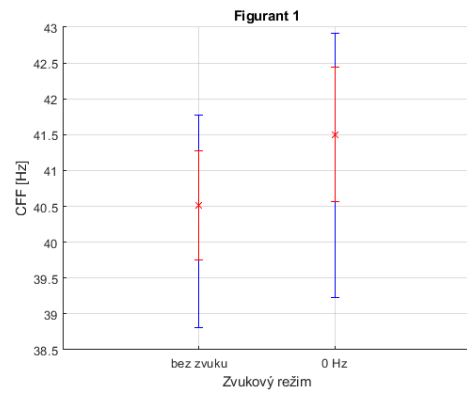
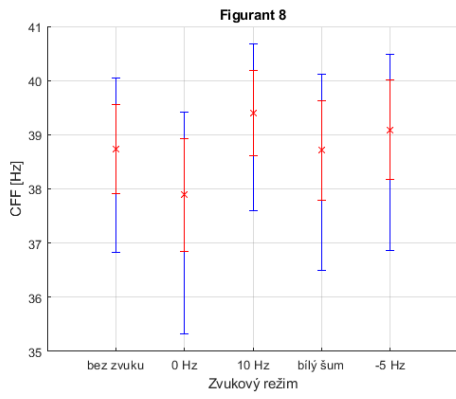
Prodělané oční operace / úrazy: žádné
.....

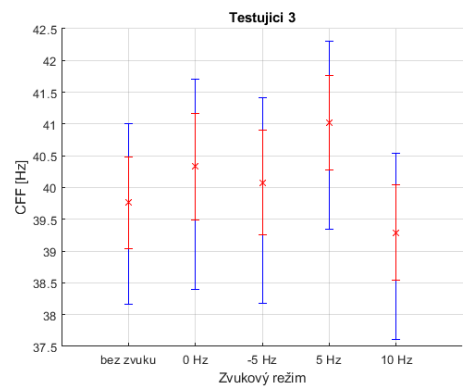
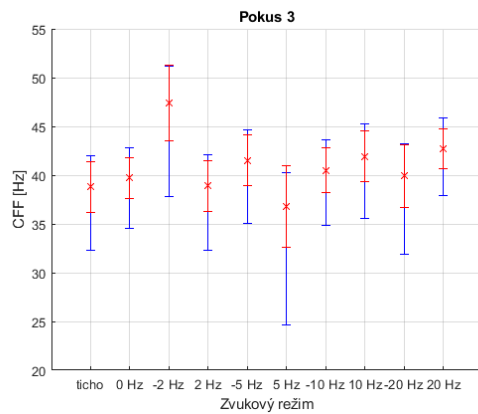
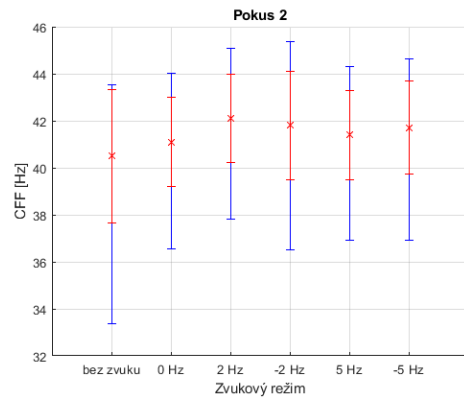
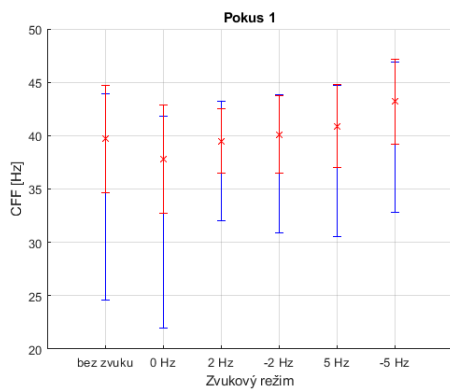
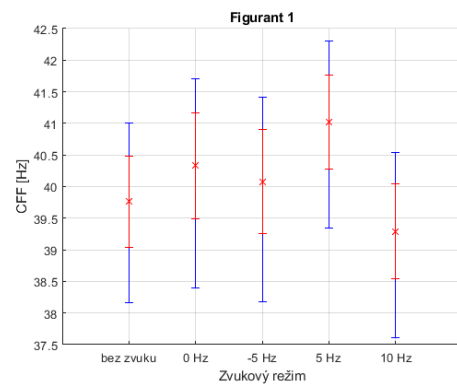
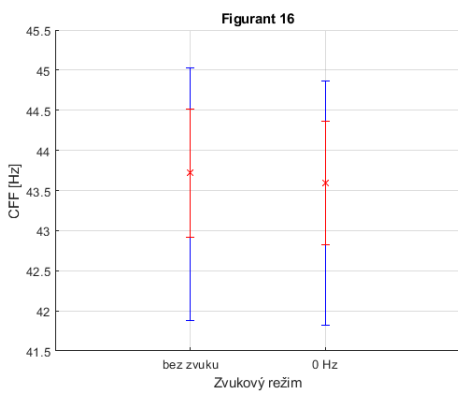
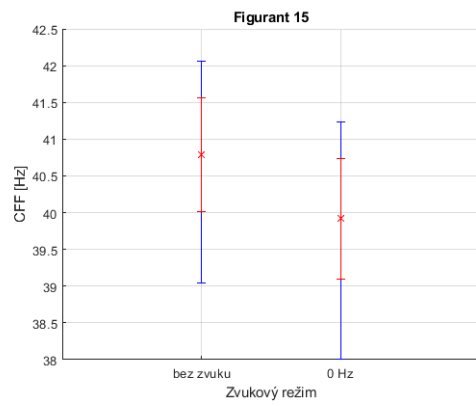
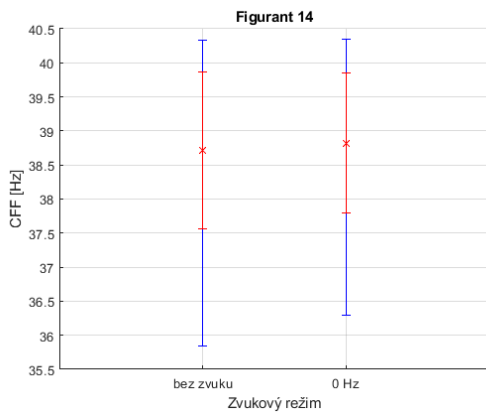
Zraková ostrost: v normě korigovaná v normě
.....

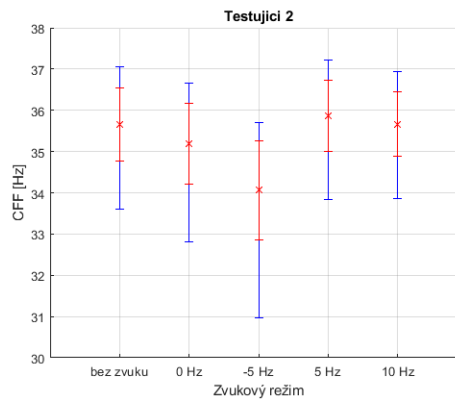
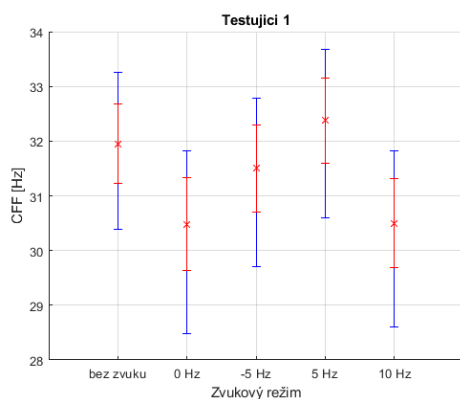
Kontrastní citlivost: v normě
.....

Příloha F: Výsledné grafy a tabulky všech figurantů









Figurant 1

Režim	CFF [Hz]	σ [Hz]	95% CI [Hz]
Bez zvuku	41.13	0.95	[38.83; 42.56]
0 Hz	42.11	0.76	[40.41; 43.38]
10 Hz	41.84	0.84	[39.86; 43.17]
Bílý šum	41.53	0.92	[39.33; 42.92]
5 Hz	41.83	0.86	[39.8; 43.18]

Figurant 2

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	39.56	0.84	[37.6; 40.89]
0 Hz	38.1	1.03	[35.56; 39.6]
10 Hz	39.96	0.8	[38.12; 41.26]
Bílý šum	39.11	0.92	[36.9; 40.51]
5 Hz	38.91	0.88	[36.81; 40.27]

Figurant 3

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	33.15	0.88	[31.09; 34.53]
0 Hz	34.72	0.81	[32.84; 36.03]
10 Hz	34.06	0.97	[31.71; 35.51]
Bílý šum	33.7	0.81	[31.84; 35]
5 Hz	34.86	0.82	[32.97; 36.18]

Figurant 4

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	36.04	0.78	[34.27; 37.31]
0 Hz	37.57	1.07	[34.94; 39.12]
10 Hz	35.12	0.87	[33.09; 36.48]
Bílý šum	34.69	0.92	[32.49; 36.1]
5 Hz	35.41	1.53	[31.3; 37.26]

Figurant 5

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	33.42	0.96	[31.11; 34.86]
0 Hz	34.33	1.07	[31.66; 35.87]
10 Hz	34.83	0.81	[32.96; 36.14]
Bílý šum	34.71	0.97	[32.34; 36.16]
-5 Hz	35.08	1.09	[32.36; 36.63]

Figurant 6

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	39.14	0.77	[37.4; 40.41]
0 Hz	39.01	0.76	[37.32; 40.31]
10 Hz	37.87	0.74	[36.21; 39.13]
Bílý šum	41.27	1.0	[38.83; 42.77]
-5 Hz	38.63	0.9	[36.5; 40.03]

Figurant 7

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	36.96	0.95	[34.69; 38.41]
0 Hz	37.8	0.98	[35.41; 39.26]
10 Hz	36.19	0.83	[34.26; 37.53]
Bílý šum	36.86	1.07	[34.2; 38.38]
-5 Hz	37.06	1.02	[34.56; 38.55]

Figurant 8

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	38.73	0.82	[36.82; 40.04]
0 Hz	37.89	1.04	[35.33; 39.41]
10 Hz	39.4	0.79	[37.6; 40.68]
Bílý šum	38.71	0.92	[36.5; 40.12]
-5 Hz	39.09	0.92	[36.87; 40.49]

Figurant 9

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	43.79	0.81	[41.95; 45.13]
0 Hz	43.04	0.81	[41.2; 44.36]

Figurant 10

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	41.13	0.75	[39.43; 42.39]
0 Hz	41.45	0.78	[39.68; 42.73]

Figurant 11

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	29.01	1.09	[26.29; 30.55]
0 Hz	31.21	0.88	[29.14; 32.59]

Figurant 12

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	42.45	1.22	[39.33; 44.09]
0 Hz	42.94	0.84	[40.96; 44.27]

Figurant 13

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	37.35	0.72	[35.76; 38.58]
0 Hz	37.96	0.82	[36.08; 39.28]

Figurant 14

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	38.71	1.15	[35.84; 40.33]
0 Hz	38.82	1.03	[36.3; 40.35]

Figurant 15

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	40.79	0.77	[39.04; 42.06]
0 Hz	39.92	0.82	[38; 41.23]

Figurant 16

Režim	Odhad prahu CFF	Směrodatná odchylka	95% interval spolehlivosti
Bez zvuku	43.72	0.8	[41.88; 45.03]
0 Hz	43.59	0.77	[41.82; 44.86]