PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI

KATEDRA OPTIKY

OVĚŘENÍ KLINICKÝCH VLASTNOSTÍ FIXAČNÍCH CÍLŮ V HOLOGRAFICKÉM PROSTŘEDÍ Ir.M.A.

Diplomová práce

Vypracovala:
Bc. Petra Betlachová
N 5345 Specializace ve zdravotnictví
obor Optometrie
duben 2011

Vedoucí diplomové práce:
RNDr. František Pluháček, Ph.D.

Konzultanti:
MUDr. Miroslav Dostálek, Ph.D.
RNDr. Jaroslav Wagner, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením RNDr. Františka Pluháčka, Ph.D. a s pomocí konzultací MUDr. Miroslava Dostálka, Ph.D. a RNDr. Jaroslava Wagnera, Ph.D. Za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci 26. 4. 2011 ….……...

Bc. Petra Betlachová

Poděkování

Děkuji RNDr. Františku Pluháčkovi, Ph.D., MUDr. Miroslavu Dostálkovi, Ph.D. a RNDr. Jaroslavu Wagnerovi, Ph.D. za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálů při jejím zpracování.

Práce byla vypracována v rámci projektu "Optometrie a její aplikace" Přírodovědecké fakulty UP v Olomouci číslo PrF_2010_016.

OBSAH

1 ÚVOD 6
2 BINOKULÁRNÍ VIDĚNÍ 7
2.1 Motorická složka binokulárního vidění 8
2.2 Vergence 8
2.2.1 Rozdělení vergence 9
2.2.1.1 Tonická vergence 10
2.2.1.2 Akomodační vergence 10
2.2.1.3 Proximální vergence 12
2.2.1.4 Disparátní (fúzní) vergence 12
2.2.1.5 Fixační disparita 12
2.3 Akomodace 13
2.3.1 Rozdělení akomodace 15
2.4 Akomodační a vergenční dysfunkce 15
2.4.1 Akomodační dysfunkce 16
2.4.1.1 Typy akomodačních dysfunkcí 16
2.4.2 Vergenční dysfunkce 17
2.4.2.1 Řešení vergenčních dysfunkcí 17
2.4.2.2 Typy vergenčních dysfunkcí 19
2.5 Dynamika vergence a akomodace 21
3 HOLOGRAFIE 23
3.1 Užití holografie v praxi 24
4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST 25
4.1 Holografický přístroj Ir.M.A. 25
4.1.1 Hygiena infračerveného záření 27
4.2 Soubor vyšetřovaných 28
4.3 Metodika 30
5 VÝSLEDKY 33
5.1 Úvod 33
5.2 Výsledky experimentálního měření 33
5.2.1 Kontrolní a experimentální skupiny 33
5.2.2 Latence reakce 39

5.2.3 Rychlost konvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS 41
6 DISKUSE 45
7 ZÁVĚR 48
Seznam zkratek 49
Použitá literatura 50
Obrázky převzaté z jiných zdrojů 52
Příloha 53

1 ÚVOD

Fixační cíle do blízka se většinou umisťují do vzdálenosti 30 cm a do dálky do vzdálenosti 5 m. Tím je vyloučena konstrukce přístroje pro klinická použití. Použitím hologramu lze tento problém překlenout. Protože hologram vytvoří virtuálně vzdálený nebo virtuálně blízký fixační objekt. Hologram zobrazí trojrozměrný virtuální předmět ve virtuální vzdálenosti, která se jeví oku jako skutečná. Další výhodou holografické stimulace, kromě úspory místa, je vysoký kontrast hologramu. Na jednu desku lze zachytit i více různých hologramů, proto lze vytvořit i animovaný trojrozměrný fixační cíl.

Cílem studie bylo ověření vlastností fixačních cílů v holografickém prostředí videometrického přístroje Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation and Vergency) na souboru zdravých pacientů a pacientů se strabismem. Přístroj umožňuje měřit dynamiku akomodace a vergence. Sledovaly se kvantitativní (analýza grafů) a kvalitativní parametry (latence očních reakcí oproti době změny podnětu a rychlost konvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS).

Přístroj byl zapůjčen Ústavem biofyziky a informatiky 1. lékařskou fakultou Karlovy univerzity v Praze na ortoptickou část Centra dětské oftalmologie, Binocular s.r.o. v Litomyšli, kde výzkum probíhal.

2 BINOKULÁRNÍ VIDĚNÍ

Jednoduché binokulární vidění (JBV) je koordinovaná senzomotorická činnost obou očí, zrakové dráhy a nervových center. Jedná se o schopnost vidět pozorovaný předmět jednoduše.

Binokulární vidění není vrozené, vyvíjí se od narození společně se sítnicí, zrakovou dráhou a korovými centry. Vývoj probíhá do tří až šesti let, mezi 12. a 14. rokem života se upevňuje. Ve druhém měsíci života dítěte se vyvíjí binokulární fixační reflex, dítě se začíná dívat oběma očima. Během třetího měsíce se vyvíjí reflexy konvergence a divergence, které umožňují sledovat bližší a vzdálenější předměty. Ve čtvrtém a pátém měsíci života se společně s ciliárním svalem vyvíjí reflex akomodace, který umožňuje rozostření a zaostření předmětů. Zároveň v tomto období vzniká vazba mezi akomodací a vergencí. Během šestého měsíce se vyvíjí schopnost spojit obraz v jeden smyslový vjem (reflex fúze). Okolo devátého měsíce se začínají zlepšovat binokulární reflexy a prostorové vidění na základě dotykových reflexů. Když dítě začíná chodit, zdokonaluje se binokulární spolupráce. Chůze přispívá ke zlepšování prostorového vnímání, odhadu vzdálenosti, smyslu pro velikost a polohu obrazu. Také se upevňuje vztah mezi akomodací a vergencí.

Jednoduché binokulární vidění lze klinicky rozdělit na tři stupně. Za první stupeň se považuje simultánní percepce, schopnost vnímat oběma sítnicemi nestejné obrazy a spojit tuto informaci superpozicí (překrytím nestejných obrazů v jeden vjem). Druhým stupněm je fúze, umožňuje spojit stejný obraz z levého a pravého oka v jeden zrakový vjem. Fůze je rozdělována na senzorickou a motorickou složku. Senzorická složka fúze představuje psychický a fyziologický děj bez pohybu očí. Oproti tomu motorická složka fúze řídí osy vidění obou očí tak, aby se proťaly v pozorovaném bodě bez diplopie. Třetím stupněm JBV je stereopse, která vytváří prostorový vjem. Vzniká spojením lehce horizontálně posunutých obrazů, neboť nedopadají na přesně korespondující místa sítnice. [1,2]

2.1 Motorická složka binokulárního vidění

Motorická složka binokulárního vidění je zastoupena **akomodací** a **vergencí**. Tyto dva procesy jsou vzájemně provázané a udržují geometrické a optické podmínky fúze.

2.2 Vergence

Vergence jsou protiběžné (disjuktivní) pohyby obou očí. Rozdělují se na konvergenci, divergenci (stáčení pohledových os od sebe – obr. 1. b), vertikální divergenci (stáčí se ve vertikále), incyklovergenci a excyklovergenci (stáčí se ve frontální rovině). Konvergence je protiběžná rotace očí směrem k nosu (obr 1. b). Bývá uskutečňována nevědomě-reflexně. Cvikem lze dosáhnout i určitého stupně vědomé (volní) konvergence.

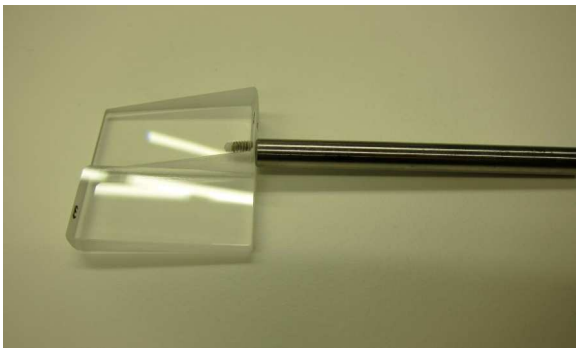
a) b)

obr. 1. vergence: a) konvergence, b) divergence

Základním parametrem pro popis konvergence je tzv. ***blízký bod konvergence***. Vzdálenost blízkého bodu konvergence se udává jako průnik os vidění, přičemž oči jsou v pozici maximální konvergence (nejbližší bod, na který jsou oči schopny ještě konvergovat). Vzdálenost blízkého bodu konvergence se s věkem mění. Ve 20 letech je ve vzdálenosti asi 5,4 cm, ve 30 letech asi 7 cm a ve 40 letech je tato vzdálenost přibližně 8cm před nosem. Pokud blízký bod konvergence leží ve větší vzdálenosti, než 8 cm je to považováno za sníženou schopnost konvergence. Subjektivně je blízký bod konvergence měřen na základě diplopie, přibližováním fixačního podnětu. Přibližováním fixačního podnětu se zjišťuje bod rozdvojení (break point) a bod opětovného spojení (recovery point), který se měří při opětovném

oddalování. Při supresi jednoho oka má význam objektivní blízký bod konvergence, ve kterém přestane jedno oko fixovat a vytočí se směrem ke spánku. [1, 2, 3, 4]

Dalším důležitým parametrem pro popis vlastností vergenčního systému je tzv. ***vergenční schopnost (facilita).*** Schopnost dostatečně rychle a pružně reagovat na změny vergenčního požadavku. Vyšetřuje se na blízkou vzdálenost (cca 40 cm), vyšetřovaný sleduje oběma očima (za binokulárních podmínek) optotyp. Vergenční schopnost se vyšetřuje speciálními prizmaty. Dvě prizmatické čočky o hodnotách 12 pD / 3 pD jsou na sebe natmeleny, což usnadňuje manipulace (obr. 2). Prizma o hodnotě 12 pD se předkládá bázi ven (BO) a nižší prizma bázi k nosu (BI). Je možné použít i prizma o hodnotách 16 BO / 8 BI. Hodnotí se množství cyklů za minutu. Jeden cyklus představuje předložení prizmatu BO, zaostření obrazu a přesunutí prizmatu do polohy BI. U dětí mezi 5 - 8 lety je průměrná hodnota 8 cyklů za minutu a u dětí mezi 7 – 15 rokem je to 13 cyklů za minutu. [11] U dospělých (od 16 let) je to 15 a více cyklů za minutu. [4] Devět a méně cyklů vypovídá o nízké vergenční schopnosti. [4, 6, 11]



obr. 2. : vyšetřování vergenční snadnosti za pomoci speciálního prizmatu

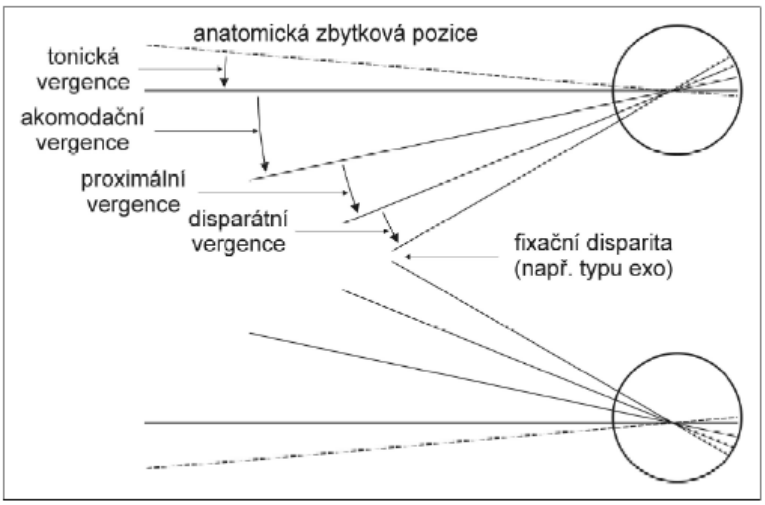
2.2.1 Rozdělení vergence

Z teoretického hlediska lze vergenci rozdělit na konvergenci tonickou, proximální, akomodační a fúzní.

V roce 1893 na základě klinických zkušeností navrhl Maddox model vergenčních pohybů (obr. 3). Předpokládal, že výsledné postavení očí je výsledkem tří inervačních stimulů. *Tonického* (nastavuje „výchozí“ postavení očí pro další složky vergence), *akomodačního* (vergence, která je podmíněná společnou inervací

akomodace a vergence) a *fúzního* (inervace, která doplňuje předchozí složky vergence se snahou udržet jednoduché binokulární vidění). Maddoxův model sloužil jako základ především pro klinické chápání očních pohybů. V současnosti se tento model již nepoužívá. Bylo doloženo, že integrace vergenčních pohybů do motorické části binokulárního vidění je komplexnější. [5]

Kromě Maddoxe se složkami vergence zabývali také Hofsteter, Ogle a Stark. Hofsteter popsal proximální vergenci. Ogle se zabýval fixační disparitou a pro fúzní disparitu se vžil Starkův termín disparitní vergence, která byla původně popsána Maddoxem. V praxi se akomodační, disparitní a proximální vergence vzájemně prolínají. [5]



obr. 3 složky vergence: Maddoxův model vergenčních pohybů

2.2.1.1 Tonická vergence

Tonická vergence je dána základním tonem zvláště přímých šikmých očních svalů, které jsou bez jakéhokoliv podnětu v primárním postavení (bez rozostření proximálního stimulu). Tato složka mění anatomické klidové divergentní postavení na tonické konvergenční postavení. Je to složka, která nesouvisí se zpracováním vizuálních informací. [3,5]

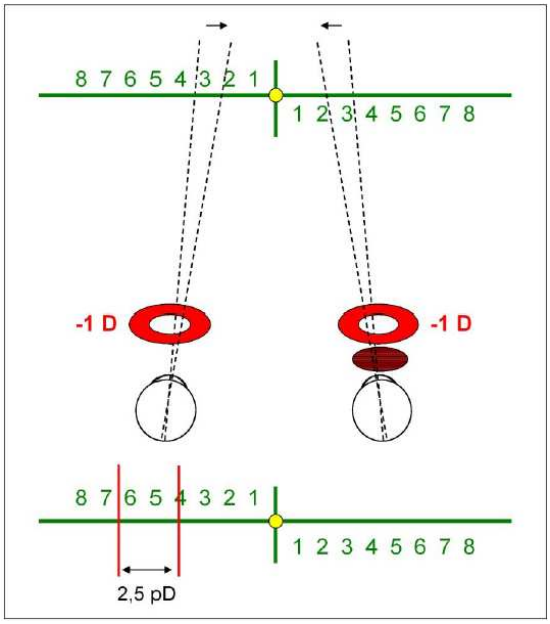
2.2.1.2 Akomodační vergence

Akomodační vergence je vergence, která je vedená rozostřením obrazu. Je poměrem mezi velikostí konvergenční a akomodační změny. Je vyjádřena

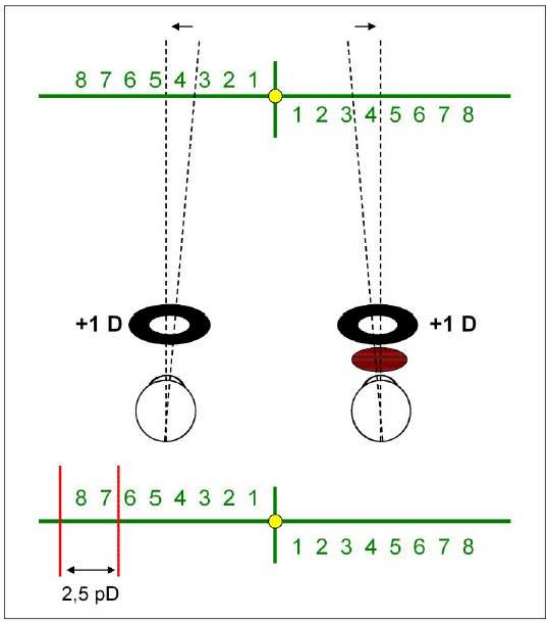
AC/A poměrem (poměr akomodační konvergence a akomodace). AC/A poměr udává jak silný konvergeční podnět v prizmatických dioptriích je vytvořen danou akomodací. Myopové mývají AC/A poměr vyšší než hypermetropové.

Vyšetřování AC/A poměru se provádí různými metodami. Klinicky nejvýznamnější je tzv. gradientní měření AC/A poměru. Sleduje se změna konvergence při změně akomodace při pohledu na danou vzdálenost. Např. se jedná o vyšetření na Maddoxově kříži do blízka (většinou na 40 cm). Při měření se před pravé oko předsadí Maddoxův cylindr. Změří se heteroforie (HTF_0), binokulárně se předloží -1D (A= 1; A = hodnota předložené čočky) a změří se heteroforie (HTF_1). Dosadí se do vzorce $AC/A = [HTF_1 – HTF_0]/A$. Celé vyšetření se může zopakovat, po předložení +1D. Naměřené hodnoty by se neměly výrazně lišit od předchozího měření. [5,6]

Př.: HTF_0 = 6,5 pD exo, HTF_1 = 4 pD exo, AC = 2,5pD → AC/A = 2,5pD (obr. 4.a)
Př.: HTF_0 = 6,5 pD exo, HTF_1 = 9 pD exo, AC = 2,5pD → AC/A = 2,5pD (obr. 4.b)



obr. 4.a)



obr. 4.b)

obr. 4.: Měření AC/A poměru na Maddoxově kříži

a) původní hodnota forie byla 6,5 pD, po předložení -1D se hodnota změnila na 4 pD, odečtením těchto dvou hodnot se získá výsledný AC/A poměr, v tomto případě 2,5 pD
b) původní hodnota forie byla 6,5 pD, po předložení +1D se hodnota změnila na 9,0 pD, odečtením těchto dvou hodnot se získá výsledný AC/A poměr, v tomto případě 2,5 pD

2.2.1.3 Proximální vergence

Proximální vergence byla popsána Hofsteterem. Je to konvergence, která je vyvolána smyslem pro vzdálenost předmětu. Tato část konvergence se zjišťuje při monokulárním pozorování blízkého předmětu s korekcí na blízko tak silnou, že není nutné akomodovat.

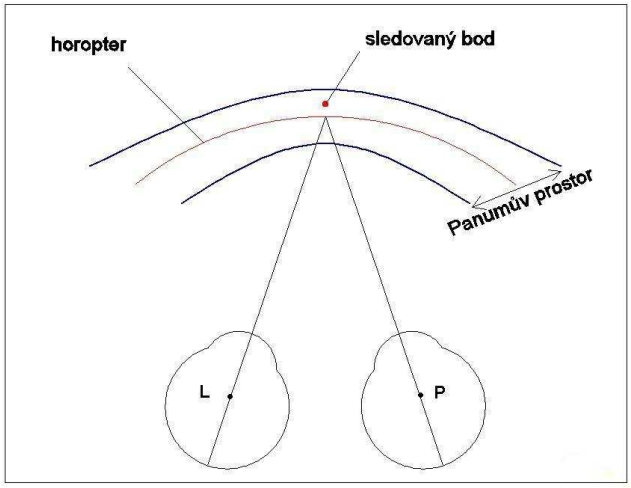
Podobně jako disparátní vergence je proximální vergence psychooptický reflex. Je odpovědí na vjem blízkosti pozorovaného předmětu. Odpovídá na předměty vzdálené přibližně do 3 metrů a nepodílí se na mechanismu vergenční adaptace. [1, 2, 3, 4, 5]

2.2.1.4 Disparátní (fúzní) vergence

Disparitní vergence je složka vergence, která přímo reaguje na retinální disparitu. Maddox ji označil jako fúzní vergenci, ale dnes je známá pod termínem disparátní vergence. Je to složka vergence, která doplňuje, popřípadě koriguje akomodační konvergenci v zájmu jednoduchého binokulárního vidění a upravuje osy vidění tak, aby se protínaly ve fixovaném bodě. [1, 2, 3, 4, 5]

2.2.1.5 Fixační disparita

O fixační disparitě se hovoří v případě, pokud osy očí nedokáže vergenční systém přesně zaměřit na fixovaný bod, přičemž je stále zachováno jednoduché binokulární vidění. Je to malá odchylka fixačních os projevujících se při normální binokulární fůzi. Fixační osy se neprotínají v pozorovaném bodě, ale odchylka ještě leží v rámci Panumova prostoru, tzn. že, je zachováno jednoduché binokulární vidění, a proto nezpůsobuje diplopii (obr. 5). Obraz fixačního bodu nedráždí korespondující místa na sítnicích, dopadá na jemně disparátní místa. Odchylka je tak malá, že není vnímána, je potlačena. [6]



obr. 5.: pozorování fixačního bodu v případě fixační disparity (sledovaný bod neleží na horopteru, ale ještě je v rámci Panumova prostoru, proto je viděn jednoduše a nezpůsobuje diplopii)

2.3 Akomodace

Akomodace je schopnost oka zaostřit (akomodovat) na různou vzdálenost prostřednictvím změny dioptrické hodnoty svého optického systému. Změna zakřivení lomivých ploch čočky při akomodaci způsobuje změnu refrakčního stavu oka. Akomodace je uskutečňována pomocí oční čočky a jejího závěsného aparátu (ciliárního svalu). *Čočka* je dvojvypuklé tělísko o průměru asi 10 mm a tloušťce 3,5 mm, poloměr čočky v relaxované poloze je asi 10 mm a při akomodaci 5,3 mm. *Ciliární sval* se skládá ze dvou druhů vláken, cirkulárních a meridionálních. Cirkulární vlákna (Mullerův sval) jsou inervovaná parasympatikem a meridionální vlákna (Bruckeův sval) sympatikem. Meridionální vlákna jsou aktivovány při pohledu do dálky a cirkulární při pohledu do blízka. Změna tvaru čočky je dána její elasticitou a plasticitou. Při pohledu do blízka je čočka v napětí a při pohledu do dálky je v relaxované poloze. S věkem čočka ztrácí svoji elasticitu a plasticitu, po 65. roce života je tvar čočky v podstatě neměnný.

Projevem akomodace je také změna jasové profilu zornice (pupila) a její zúžení (mióza). Zornice je okrouhlý otvor uprostřed duhovky. Její šíře se neustále mění, je ovládána dvěma hladkými svaly, které jsou inervovány parasympatickými a sympatickými vlákny. Parasympatikus zornici zužuje - způsobuje miózu, sympatikus

zornici rozšiřuje - způsobuje mydriázu. Funkci zornice lze přirovnat k cloně ve fotoaparátu (svojí šíří reguluje podle světla přicházejícího do oka). [13]

Základními parametry akomodace jsou daleký bod akomodace, blízký bod akomodace, akomodační šíře (amplituda), interval akomodace a akomodační snadnost (facilita).

Daleký bod akomodace (punctum remotum – R; a_R) bod, který se zobrazí na sítnici při minimální akomodaci oka. Emetropické oko má daleký bod v nekonečnu, myopické v konečné vzdálenosti před okem a hypermetropické v konečné vzdálenosti za okem.

Blízký bod akomodace (punctum proximum- P; a_P) bod, který se zobrazí na sítnici při maximální akomodaci oka. U oka emetropického, myopického i hypermetropického tento bod leží v konečné vzdálenosti před okem.

Akomodační amplituda (AA) je maximální možná změna dioptrické hodnoty optického systému oka. Vypočítá se jako převrácená hodnota dalekého bodu mínus převrácená hodnota blízkého bodu ($AA= A_R – A_P$).

Rozsah (interval) akomodace (Δ) udává velikost akomodační schopnosti. Vypočítá se odečtením blízkého (a_P) a dalekého (a_R) bodu akomodace ($\Delta=a_P - a_R$). [17]

Akomodační schopnost (facilita) vypovídá o tom jak rychle, pružně a přesně reaguje vyšetřovaný na změny akomodačního požadavku. Vyšetření se provádí nejdříve monokulárně (pro každé oko zvlášť) a poté binokulárně (pro obě oči současně). Vyšetřovaný sleduje optotyp do blízka (na 40 cm) a vyšetřující předkládá flipr s hodnotami + 2,0 D a – 2,0 D (obr. 6.). Hodnotí se množství cyklů za minutu. Jedním cyklem je myšleno předložení + 2,0 D, zaostření obrazu, předložení – 2,0 D a zaostření obrazu. [4,6,11] U dětí od 6 do7 let se za hraniční hodnotu považuje 5,5 až 6,5 cyklů za minutu monokulárně a 3,0 až 3,5 cyklu za minutu binokulárně. U dětí od 8 do12 let je za hraniční hodnotu považováno 7,0 cyklů za minutu monokulárně a 5,0 cyklu za minutu binokulárně. U dospělých a mládeže (od 13 do 30 let) se za normální hodnoty považuje 11,0 a více cyklů za minutu při monokulárním vyšetřování. Binokulárně je to 10,0 a více cyklů za minutu. Pokud jsou hodnoty nižší, než je uvedeno, jedná se o sníženou akomodační schopnost (facilitu). [4,11]

obr. 6. : vyšetření akomodační schopnosti za pomocí flipru o hodnotách +2,00 D a -2,00 D

2.3.1 Rozdělení akomodace

Akomodaci lze rozdělit: na ***tonickou,*** která je navozená klidovým tonusem ciliárního svalu, ***konvergeční***, ***proximální,*** která je navozená odhadem vzdálenosti, ***reflexní***, jejímž stimulem je rozmazaný obraz a ***volní*** akomodaci, která je ovládaná vůli a je obvykle spojená s konvergencí. [17]

Konvergeční akomodace (CA) je akomodace, která je navozená konvergencí. Při konvergenci vzniká impuls pro akomodační systém, vedoucí ke zvýšení akomodace a konvergeční akomodaci. S konvergenční akomodací souvisí pojem CA/C poměr. Je to poměr konvergeční akomodace CA a konvergence C. Tento vztah udává jak silný akomodační podnět (v dioptriích) je vytvořen danou konvergencí. [17]

2.4 Akomodační a vergenční dysfunkce

Akomodace a vergence jsou vzájemně provázené vztahy. Při pohledu do blízka začíná oční čočka akomodovat, mění se jasový profil zornice a zároveň se uplatňuje konvergence (stáčení bulbů směrem k sobě).

Nejdůležitější je vždy správná korekce zraku, protože i malá vada může způsobovat potíže. Pokud ani správná korekce problém nevyřeší, může se jednat o akomodační nebo vergenční dysfunkci. [6]

2.4.1 Akomodační dysfunkce

Akomodační dysfunkce ovlivňují vergenční systém a mají vliv na kvalitu binokulárního vidění. Nadměrná práce do blízka, pomalá akomodace, léky a některé systémové choroby (např. diabetes mellitus) patří mezi rizikové faktory, které mohou způsobovat akomodační dysfunkce. Mezi obvyklé symptomy patří neostré vidění, bolesti hlavy, zrakový diskomfort, únava očí nebo celková únava, diplopie, někdy až nevolnost a ztráta koncentrace. [14]

2.4.1.1 Typy akomodačních dysfunkcí

Klasifikace akomodačních dysfunkcí: insuficience akomodace, ochablá akomodace, exces/spasmus akomodace, akomodační nesnadnost a paralýza akomodace. [6, 14]

- ***Insuficience akomodace (nedostatečná akomodace)***

Nedostatečná akomodace se vyznačuje sníženou akomodační šířkou oproti věkovému normálu, klesající hodnotou PRA (pozitivní relativní akomodace – hodnota PRA se zjišťuje předkládáním „minusových dioptrií“, rozsah normálních hodnot je -1,75 až -3,00 D), slabou akomodační odezvou (reakce oka na stimul, normální hodnoty + 0,50 D). Projevem může být přetrvávající rozmazané vidění do blízka. Příčiny jsou většinou idiopatické, může být způsobená celkovou medikací. Řešením je nejprve správná korekce. Pokud se problémy nevyřeší, tak se předepíše addice do blízka (volí se minimální hodnota addice, která na danou vzdálenost odstraní potíže) nebo zrakový trénink. [6, 14]

- ***Ochablá akomodace***

Pro ochablou akomodaci je charakteristická normální akomodační šířka, klesající hodnota PRA a selhávání akomodačního systému při opakované stimulaci akomodace. Příčinou je pomalá akomodace nebo akomodační adaptace. Řeší se nejprve správná korekce a poté addice do blízka (volí se minimální hodnota addice, která na danou vzdálenost odstraní potíže) nebo zrakový trénink. [6, 14]

- ***Spasmus akomodace (křeč)***

Tento typ akomodační dysfunkce je způsoben křečí (spasmem) ciliárního svalu, který způsobí nadměrnou akomodaci. Projevem je silná akomodační odezva na podnět (≤ 0,0 D). Příčinou může být únava, systémové léky, trauma, myasthenia gravis, nadměrná stimulace parasympatického nervového systému. [6, 14]

- ***Akomodační nesnadnost (infacilita)***

Akomodační nesnadnost je pomalá nebo obtížná reakce na dioptrické změny stimulu. Selhání monokulárních i binokulárních testů akomodační neschopnosti (tj. méně než 8 cyklů za minutu binokulárně a méně než 11 cyklů monokulárně). Abnormální PRA a/nebo NRA (negativní relativní akomodace, která se zjišťuje předkládáním „plusových dioptrií“, rozsah normálních hodnot je + 1,75 až + 2,25 D). Řešením akomodační neschopnosti je správná korekce a zrakový trénink. [6, 14]

- ***Paralýza akomodace (obrana, ochrnutí)***

Tento typ akomodační dysfunkce se vyskytuje vzácně. Akomodační systém nereaguje na žádný stimul monokulárně ani binokulárně, pupila je trvale dilatována.

Příčinami může být dlouhodobější aplikace cykloplegik, paralýza ciliárního svalu, trauma, oční nebo systémové choroby. [6, 14]

2.4.2 Vergenční dysfunkce

Prvním řešení vergenčních dysfunkcí, stejně jako u akomodačních, je vždy korekce jakékoliv vady. Důležitá je správná centrace korekční pomůcky. Další možností řešení je prizmatická korekce, úprava části sférické korekce (addice) a v neposlední řadě zrakový trénink. [15]

2.4.2.1 Řešení vergenčních dysfunkcí

Mezi možnosti jak řešit vergenční poruchy patří prizmatická korekce, úprava části sférické korekce (addice) a zrakový trénink. V tabulce č. 1. je znázorněno, jak je možné postupovat při řešení vergenčních dysfunkcí.

	ESO	EXO
DO DÁLKY	prizma BO	prizma BI
DO BLÍZKA	úprava sféry do „+“	zrakový trénink, popř. antikorekce
DO DÁLKY I DO BLÍZKA	prizma BO, popř. addice do blízka	prizma BI, zrakový trénink

tabulka č. 1 : možný postup při řešení vergenčních dysfunkcí [15]

Prizmatickou korekci lze stanovit na základě asociační forie (např. metoda MKH) nebo také grafickou analýzou. Korigují se vertikální a horizontální odchylky. Horizontální odchylky jsou typu *eso* a *exo*. Eso odchylky se korigují bází prizmatu směrem temporálně a eso bází prizmatu nasálně. Vertikální odchylky je vždy potřeba korigovat, a to i pokud se jedná o malé odchylky. Rozdělují se na hypo a hyper. Báze se dává vždy proti směru odchylky. Kontraindikací prizmatické korekce je ***prizmatická adaptace***. Po stanovení prizmatické korekce se vyšetřovaný dívá několik minut (cca 5 min) na příslušné testy. Pokud testy budou v pořádku, může se předepsat prizmatická korekce. Pokud se testy opět rozdvojí, jedná se o prizmatickou adaptaci a prizma se v tomto případě nepředepisuje. [15]

Úprava části sférické korekce (addice) se používá pro kompenzaci forie. Nejčastěji z důvodu vysokého AC/A poměru. U forie typu *eso* se korekce upraví kladnou addicí, u forie typu *exo* zápornou addicí (antikorekcí). Antikorekce může být řešením u dětí a mládeže, ale pouze dočasně a ne vždy je to vhodné řešení. Proto je důležité přistupovat individuálně. Addice je stanovena na základě kompenzace fixační disparity, zhodnocení AC/A poměru a heteroforie (snažíme se ji snížit natolik, aby nezpůsobovala potíže). [15]

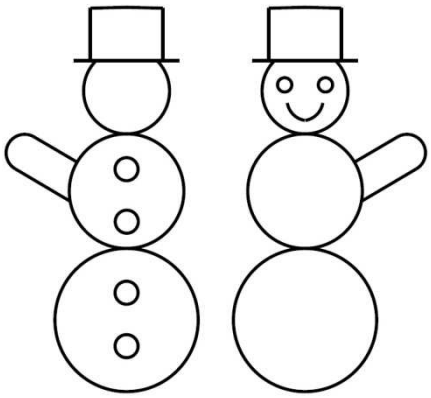
Další možností řešení forie je **zrakový trénink (zraková terapie)**. Zrakovým tréninkem lze zlepšit konvergeční schopnosti a fúzní schopnosti (zlepšení velikosti fúzních rozsahů).

Mezi tréninkové cviky, které zlepšují *vergenční schopnosti* patří „pencil push-up“ a „Brock string“. Cvik „pencil push-up“ je založen na přibližování

a oddalování tužky směr k nosu a od nosu. „Brock string“ je metoda, při které se používá bílý provázek, dlouhý asi 25 cm (obr. 7). Na provázku jsou tři malé dřevěné korálky, každý jiné barvy (červený, žlutý, zelený). Jeden konec provázku je uvázán na pevném místě a druhý konec si vyšetřovaný drží před špičkou nosu. Podstatou cvičení je zaostřování na každý z korálků. Ty jsou rozmístěny v různých vzdálenostech od sebe. Čím jsou korálky blíže nosu, tím je cvičení náročnější.

Pro zlepšení *fúzních rezerv (fúzních rozsahů)* slouží cviky „Brock string“, „pencil push-up“, „free space fusion“ nebo anaglyfické (většinou červeno - zelené, pro práci s počítačem se používají červeno - modré) techniky. První dva cviky jsou popsány výše, protože slouží i k zlepšování vergenčních schopností. Cvičení technikou „free space fusion“ spočívá v překrytí obrázků z pravého a levého oka v jeden vjem (obr. 8.). [15]

obr. 7.: „Brock string“ – cvik pro zlepšení vergenčních schopností a fúzních rezerv



obr. 8.: „free space fusion“ - cvik pro zlepšení fúzních rezerv

2.4.2.2 Typy vergenčních dysfunkcí

Rozšířená klasifikace podle Wicka [4] dělí heteroforie na exo odchylky (základní exoforii, insuficienci konvergence a exces divergenci), eso odchylky (základní esoforii, exces konvergence a insuficienci divergence) a ostatní dysfunkce (dysfunkce fúzní vergence a vertikální forie).

- ***Eso odchylky***

Eso odchylky, se dále rozdělují na tři typy. Podle toho zda odchylka způsobuje potíže do dálky nebo do blízka a podle velikosti AC/A poměru.

Pokud je eso odchylka větší do dálky než do blízka a AC/A poměr je nízký, jedná se o **insuficienci divergence**. Esoforie do dálky někdy přechází až v esotropii. Příčinou je vysoká tonická vergence, případně i patologie VI. hlavového nervu. Nejprve se řeší správná refrakce, popřípadě korekce vertikálních forii, poté prizma bázi temporálně (BO).

Příčinou **excesu konvergence** je vysoký AC/A poměr, kdy je odchylka do blízka větší než do dálky. Esoforie do blízka je mírná až vysoká, někdy až esotropie, která se pojí s občasnou supresí. Prvním řešení je opět správná korekce, popřípadě řešení vertikálních forii. Vysoký AC/A poměr se řeší „+“ addicí nebo prizmatickou korekcí (BO). Zrakový trénink (BI) bývá u esoforii málo účinný.

Základní esoforie je posledním typem esoforie. Odchylka do dálky je stejně velká jako odchylka do blízka, AC/A poměr je normální. Příčinou bývá vysoká tonická vergence, mechanické příčiny, genetické predispozice. Po správné refrakci a korekci vertikálních forii se řeší prizmatická korekce BO, popřípadě „+“ addice do blízka. Zrakový trénink (BI) bývá u esoforii málo účinný. [4, 6, 15]

- ***Exo odchylky***

Pokud je větší odchylka do dálky než do blízka a vysoký AC/A poměr jedná se o **exces divergence**. Do dálky je vysoká exoforie až dočasná exotropie s občasnou supresí. Blízký bod konvergence je vzhledem k věku v normě. Příčinou je poškozená inervace a vyskytuje se při absenci stereoskopických podnětů. Tento typ odchylky se řeší opět správnou korekcí (opatrně s „+“), zrakovým tréninkem BO (bývá účinnější než zrakový trénink BI). Prizmaty do dálky bázi BI, popř. i do blízka, ale nesmí navodit esoforii do blízka. U dětí a mládeže může být řešením antikorekce, ale pouze dočasně. Ne vždy se jedná o vhodné řešení. Proto je důležité přistupovat individuálně.

Insuficience konvergence je charakterizována nízkým AC/A poměrem a odchylkou větší do blízka než do dálky. Blízký bod konvergence je ve větší vzdálenosti než 8 cm před nosem. Exoforie do blízka je mírná až vysoká a někdy přechází v exotropii s občasnou supresí. Příčinami je selhání akomodačně - vergenčního vztahu, genetické predispozice, uzavřený úraz hlavy (otřes) nebo systémová choroba. Po správné korekci přichází na řadu zrakový trénink BO („pencil push-up“, „Brock string“, „free space fusion“) nebo prizmatická korekce do blízka bázi nasálně (BI).

Základní exoforie je posledním typem exoforie. Odchylka do dálky je stejně velká jako odchylka do blízka, AC/A poměr je v normě. Etiologie je typicky idiopatická. Další příčnou mohou být nízká tonická vergence nebo mechanické příčiny. Po správné korekci (opatrně s „+“) přichází na řadu zrakový trénink BO anebo prizmatická korekce bázi nasálně (BI). [4, 6, 15]

- ***Ostatní dysfunkce***

Do této kategorie vergenčních dysfunkcí lze zařadit vertikální forie a dysfunkce fúzní vergence.

Vertikální forie mají dva typy odchylek hypo a hyper. Odchylky jsou ve směru kolmém na osu fixace. Typické je kompenzační postavení hlavy. Nemocný naklání hlavu na opačnou stranu ramene, než na které má odchylku. Příčinami jsou parézy svalů nebo mechanické příčiny, kongenitální nebo časná obrna IV. nervu či pozdější obrna IV. nervu. Pozdější obrna IV. hlavového nervu může být způsobena následkem vaskulárních, infekčních, traumatických nebo nádorových příčin. Řeší se prizmatickou korekcí (prizma bázi proti směru odchylky). [4, 6, 15]

Dysfunkce fúzní vergence jsou popsány ortoforii do dálky i do blízka nebo malou heteroforii, AC/A poměr je normální, křivka fixační disparity je strmá. Etiologie je idiopatická. Řešením dysfunkce fúzní vergence je korekce refrakční vady, popř. vertikálních forii nebo zrakový trénink zaměřený na zvětšení fúzních rezerv (např. „Brock string“, „pencil push-up“, „free space fusion“, anaglyfické techniky). [4, 6, 15]

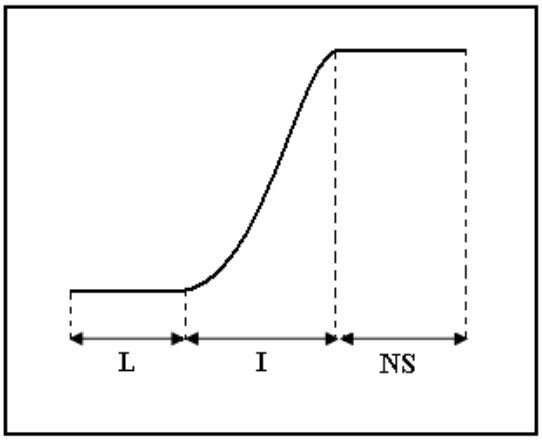
2.5 Dynamika vergence a akomodace

Základní parametry dynamiky vergence a akomodace jsou dukce, verse, sakády, sledovací pohyby a vestibulární reflexy.

Pohyblivost jednoho oka je charakterizována jako dukce, pohled za spolupráce pohybu obou očí jako verse. ***Dukce*** se dále rozděluje podle směru pohledu (jednoho oka). Addukce je pohled směrem dovnitř, abdukce směrem zevně, elevace

(sursumdukce) pohled směrem nahoru, deprese (deorsumdukce) pohled směrem dolů, intorse (incyklodukce) stočení bulbu dovnitř a dolů a extorse (excyklodukce) stočení bulbu směrem zevně a dolů. ***Verse*** se také dále dělí podle směru pohledu (obou očí). Pohled doprava dextroverse, pohled doleva levoverse, pohled nahoru sursumverse (elevace) a pohled dolů deorsumverse (deprese). [19]

Sakády umisťují sledovaný předmět na foveou nebo rychle převádějí zrakovou pozornost z jednoho fixačního cíle na druhý. Jsou dvojího typu. Vůlí ovládané nebo reflexní při stimulaci periferní části retiny. Sakády jsou konjugované (spojené) pohyby očí s vysokou rychlostí (30 - 900 °/s) s balistickým průběhem (přímá úměra rychlosti a dráhy). Sakadický pohyb (rychlost) lze rozdělit podle odpovědí na *latentní, iniciální* a *následnou fázi* (obr. č. 9). Jednotlivé fáze se liší povahou kinematiky a dynamiky. V latentním intervalu není zaznamenána žádná reakce VAS (vergenčně-akomodační synkinézy). Iniciální fáze odpovědi představuje hlavní složku reakce s charakteristickou kinematikou a dynamikou, začíná latencí (latence odpovědi je čas, který uplyne od podnětu do začátku reakce). V následné fázi reakce analyzuje povahu doladění odpovědí. [5,19]



obr. 9 : sakadický pohyb (rychlost); L – latentní fáze, I – iniciální fáze, NS – následná fáze

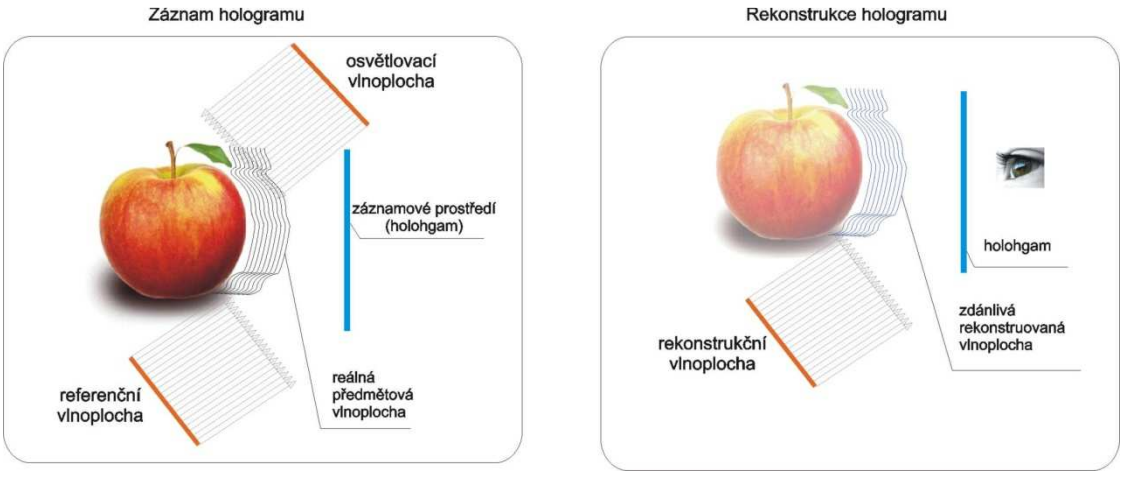
Sledovací pohyby udržují foveaci při pomalém vzájemném (relativním) pohybu hlavy a sledovaného cíle. [19]

Vestibulární reflexy jsou automatické (reflexní) pohyby, které stabilizují polohu očí při změnách polohy hlavy. Jsou zachované i při slepotě. [19]

3 HOLOGRAFIE

Původ slova holografie pochází z řečtiny, *holos (úplný)* a *grafo (zaznamenávám)*. Holografie je metodou záznamu optické informace. Jako první zformuloval princip holografie Denis Gabor v roku 1948. V roce 1962 s objevem laseru (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) získala holografie své úplné uplatnění.

Klasická fotografie vytvořením obrazu v rovině ztrácí informaci o perspektivě a hloubce. Zaznamenává se pouze informace o jasu ve dvojdimenzionální rovině. Oproti tomu hologram navíc zaznamenává kompletní informaci o světelné vlně, (obr. 10) včetně její fáze. Při expozici hologramu se využívá interference předmětové a referenční vlnoplochy. Po vyvolání hologramu je možno rekonstruovat předmětovou vlnoplochu. Po nasvětlení hologramu, obvykle původní referenční vlnoplochou, tato difraguje na struktuře hologramu. Difragovaná vlnoplocha nese informaci o původní předmětové vlnoploše. Generace původní předmětové vlnoplochy a tím i prostorová rekonstrukce předmětu je závislá na uspořádání sestavy záznamu hologramu. Prostorová hloubka vjemu a perspektiva jsou zachovány s určitou mírou shody s původní. Holografie tedy využívá princip interference světla při záznamu hologramu. Na hologramu se zaznamenává interferenční obrazec do soustavy difraktivních struktur, ať již amplitudových nebo fázových. [7,8,9]



obr. 10 : záznam a rekonstrukce hologramu

3.1 Užití holografie v praxi

Fixační cíle do blízka se většinou umisťují do vzdálenosti 30 cm od obličeje dítěte. Pro vyšetřování fixačních cílů do dálky se předmět umisťuje do vzdálenosti 5 - 6 m. Tato vzdálenost vylučuje konstrukci přístroje pro klinické použití. Použitím hologramu je možné tento problém překlenout. Protože hologram vytvoří virtuálně vzdálený a virtuálně blízký fixační objekt. Hologram zobrazí trojrozměrný virtuální předmět ve virtuální vzdálenosti, která se jeví oku jako skutečná. Další výhodou holografické stimulace, kromě úspory místa, je vysoký kontrast hologramu. Na jednu desku lze zachytit i více různých hologramů, proto lze vytvořit i animovaný trojrozměrný fixační cíl. Nevýhodou hologramu je jednobarevnost a menší jas obrazů. Aby byl hologram kvalitní, je potřeba použít koherentní zdroj záření, kterým je monochromatický svazek laserového světla. Používá se rozptýlený svazek laserového světla, aby nedošlo k poškození sítnice. Výkon laseru je rozprostřen po celé ploše holografické desky a tím je energie na jednotku plochy snížena. [10]

4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Experimentální výzkum probíhal v holografickém prostředí přístroje Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation and Vergency). Jedná se o videometrický přístroj, který umožňuje měřit dynamiku akomodace a vergence. Holografie se využívá proto, že hologram vytvoří virtuálně vzdálený a virtuálně blízký objekt. Přístroj je možné díky kompaktní konstrukci použít i pro klinické měření.

4.1 Holografický přístroj Ir.M.A.

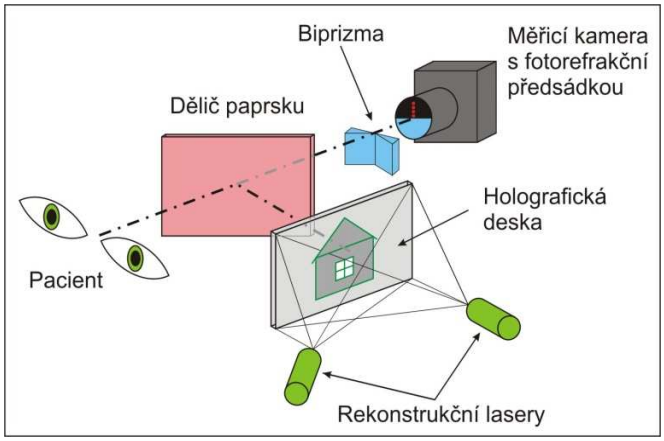
Holografický přístroj je sestaven ze dvou částí, měřící a stimulační (obr 11.). Tyto dvě části odděluje polopropustné zrcátko (dělič paprsku), které je pod úhlem 45° vzhledem ke vstupní apertuře. Vstupní apertura má rozměry 15 cm na šířku a 10 cm na výšku. V *měřící části* je standardní černobílá kamera a zdroj infračerveného měřícího světla. Infračervené měřící světlo jsou čtyři diody LED IR 850 umístěny vertikálně nad osou objektivu, které slouží k zaznamenání očních pohybů. Kamera zaznamenává reakci očí při změně pohledu z blízkého fixačního předmětu (umístěného ve virtuální vzdálenosti 0,38 m) na vzdálený fixační předmět (umístěný ve virtuální vzdálenosti 2,18 m). Získané záznamy je možné dále detailně analyzovat a následně vyhodnocovat. Ve *stimulační části* je holografická deska, na kterou se pomocí rekonstrukčních laserů (laserových diod) promítá holografický obrázek.

Před objektivem kamery je umístěné biprizma. Dvě prizmatické čočky apexem proti sobě, o hodnotě 5 pD. Jeho účelem je opticky redukovat snímání redundantních prvků (nos, okolí očí) a v maximální možné kvalitě snímat pouze podstatné partie (oči).

Všechny prostory v měřícím systému, od kterých není žádoucí odraz světla, jsou pokryty difúzním materiálem a tím zabraňují vzniku odražených paprsků laseru.

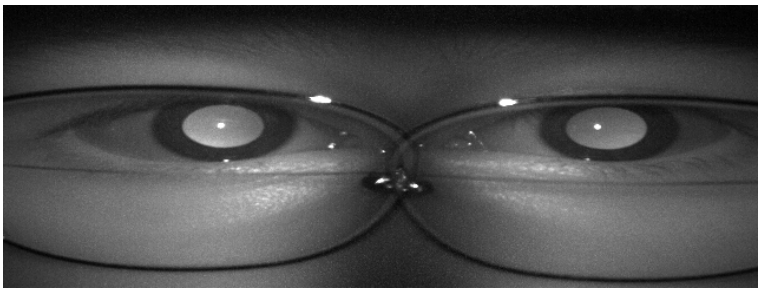
Změna blízkého předmětu (umístěného ve virtuální vzdálenosti 0,38 m) za vzdálený (umístěný ve virtuální vzdálenosti 2,18 m) se děje pomocí tlačítka, které je určené k přepínání těchto obrazů.[7]

Na obrázcích 12 a) a 12 b) je vidět, reakce zornic při změně pohledu z dalekého předmětu na blízký předmět. Zornice změní jasový profil, zúží se (mióza) a oči se stočí k sobě (konvergují).

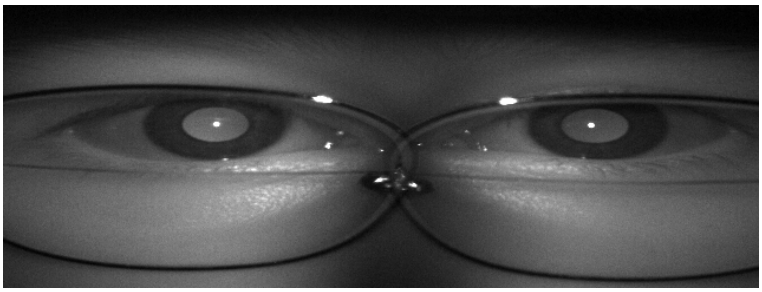


11 a) 11 b)

obr. 11.: a) holografický přístroj Ir.M.A., b) schéma holografického přístroje Ir.M.A.



12 a)



12 b)

obr. 12 : záznam z kamery pacienta s bifokálními skly (měřeno přes horní segment skel); a) pohled do dálky; b) pohled do blízka

4.1.1 Hygiena infračerveného záření

Zařízení při svém provozu používá dva druhy záření. Měřící infračervené záření emitované fotoluminiscenčními diodami a laserové záření emitované polovodičovými laserovými diodami pro rekonstrukci holografických obrazů ve virtuálním prostoru.

Dále je v zařízení použit zdroj laserového záření pro rekonstrukci hologramů. Obsahuje 6 postupně spínaných laserových diod HL6501MG emitujících vlnovou délku λ = 658nm o výkonu W = 35mW. Laserové diody jsou umístěny v kovovém pouzdře s optikou pro rozptýlení koherentního svazku na plochu holografické desky. Celková doba vyzařování je 120 s.

Základem pro posouzení zdravotní nezávadnosti infračerveného světla používaného videometrickým přístrojem Ir.M.A. jsou doporučení normy ČSN EN 60825-1 Bezpečnost laserových zařízení Část 1: Klasifikace zařízení, požadavky a pokyny pro používání, vydaná v roce 1997 a jejích dalších změn.

Zářivost použitého LED zdroje IR záření je podle výpočtů maximálně 0,32 W/sr. Norma udává nejvyšší možnou zářivost 3,797 W/sr. Tato hodnota je 11,8 × menší než mez pro zařazení do 1. třídy nebezpečnosti podle ČSN EN 60825-1 z roku 1997. Tento poměr skutečné a povolené dávky je považován za dostatečný, aby použitý zdroj NIR byl pokládán za standardních provozních podmínek za bezpečný. Maximální výkon divergovaného laserového svazku je $1{,}675.10^{-6}$ W. Horní hranice pro zařazení zdroje do 1. třídy nebezpečnosti podle nové verze ČSN EN 60825-1 ev.2 je $3{,}9.10^{-4}$ W. Maximální výstupní výkon měřicího zařízení je o dva řády nižší než normativní mez pro uvedenou třídu. Oba zdroje lze tedy považovat za bezpečné v souladu s výše uvedenou normou ČSN.

Znemožnění úniku laserového záření je zajištěno optickými prvky uvnitř přístroje. Geometrie umístění laserových rekonstrukčních diod s rozptylným členem je zvolena tak, že není možný výstup přímého úzkého laserového svazku z přístroje. Difúzní člen je umístěn světlotěsně na laserové diodě. V okolí vstupního otvoru jsou dále umístěny světelné pasti z opticky difúzního materiálu, které znemožní únik

případných sekundárních odrazů laserového paprsku. Bezpečnostní prvky přístroje a místnosti, ve které byly umístěny, odpovídaly normě ČSN EN 60852-2. [18]

4.2 Soubor vyšetřovaných

Vyšetřované děti byly rozděleny do tří skupin. V kontrolní skupině byly děti bez objektivních a subjektivních očních potíží, ve druhé skupině byly děti s prokázanou exoforii a ve třetí skupině byly děti, které měly diagnostikovanou esotropii.

V první skupině (kontrolní skupina) bylo 9 dětí, 7 děvčat a 2 chlapci. Jejich věk byl od 7 do 26 let, průměrný věk 14,1 let. V druhé skupině (exo experimentální skupina) bylo 11 dětí, z toho 6 chlapců a 5 děvčat. V této skupině se věk pohyboval mezi 5 a 10 rokem, průměrný věk 8,3 let. V poslední skupině (eso experimentální skupina) byli 4 chlapci a 6 dívek, celkem také 10 dětí. Nejmladšímu dítěti bylo 5 let a nejstaršímu 16 let, průměrný věk 9,4 let.

Do souborů nemohly být zahrnuty ty děti, které nebyly schopny udržet pozornost při sledování holografického obrázku.

Před začátkem měření bylo všem dětem provedeno standardní pedooftalmologické vyšetření. Byl proveden intermitentní zakrývací test, alternující zakrývací test a test s Bagoliniho skly. Všechny tyto testy se vyšetřovaly do dálky i do blízka. Dále proběhlo vyšetření zrakové ostrosti (vizu) do dálky.

Kontrolní skupina

U dětí z kontrolní skupiny, byly hodnoty výše vyjmenovaných testů podle kriterií uvedených v tabulce č. 2. Děti byly bez objektivních a subjektivních očních potíží.

kontrolní skupina	
vizus	BCVA OP = OL = 1.0
Bagoliniho skla	do dálky = do blízka = X
IZT do dálky i do blízka	bez kompenzačního pohybu
AZT do dálky	≤ 6 PD
AZT do blízka	≤ 6 PD

tabulka č. 2 : kriteria pro zařazení do výzkumu kontrolní skupiny; BCVA – nejlepší vizus s korekcí, IZT – intermitentní zakrývací test, AZT – alternující zakrývací test, PD – prizmatická dioptrie

Exo experimentální skupina

Exo experimentální skupině byly děti, které měly diagnostikovanou exoforii typu insuficience konvergence. Kritéria pro zařazení do souboru jsou uvedeny v tabulce č. 3.

exo experimentální skupina	
vizus	BCVA OP = OL = 1.0
Bagoliniho skla	do dálky = do blízka = X
IZT do dálky i do blízka	bez kompenzačního pohybu
AZT do dálky	≤ 6 PD BN
AZT do blízka	≤ 6 PD BN (s adicí do blízka), bez adice min. o 6 PD větší než do dálky

tabulka č. 3 : kriteria pro zařazení do výzkumu exo experimentální skupiny; BCVA - nejlepší vizus s korekcí, IZT – intermitentní zakrývací test, AZT – alternující zakrývací test, BN - bázi nazálně, PD – prizmatická dioptrie

Eso experimentální skupina

Eso experimentální skupině byly děti, které měly diagnostikovanou akomodační esotropii. Kritéria pro zařazení do skupiny jsou uvedeny v tabulce č. 4. Děti nosily bifokální brýle (E-Line). Pedooftalmologické vyšetření a měření na videometrickém přístroji se provádělo přes horní segment brýlí.

eso experimentální skupina	
vizus	BCVA OP = OL = 1.0
Bagoliniho skla	do dálky = do blízka = X
IZT do dálky i do blízka	bez kompenzačního pohybu (s adicí do blízka)
AZT do dálky	≤ 6 PD BT
AZT do blízka	≤ 6 PD BT (s adicí do blízka), bez adice do blízka min. o 6 PD větší než do dálky
poznámka:	vyšetření přes horní segment brýlí

tabulka č. 4.: kriteria pro zařazení do výzkumu eso experimentální skupiny; BCVA- nejlepší vizus s korekcí, IZT – intermitentní zakrývací test, AZT – alternující zakrývací test, BT - bázi temporálně, PD – prizmatická dioptrie

4.3 Metodika

Experimentální měření bylo prováděno na souboru třiceti dětí. Průměrný věk byl 10,36 let. Děti byly rozděleny do tří skupin (jedné kontrolní a dvou experimentálních). Měření probíhalo u všech skupin na holografickém přístroji Ir.M.A. stejným způsobem a ve stejném režimu. Měření se provádělo na ortoptické části Centra dětské oftalmologie, Binocular s.r.o., nebylo delší než 10 minut (včetně usazení dítěte k přístroji) a uskutečnilo se pouze jednou. Dítě sedělo u holografického přístroje samo a hlavu mělo volně opřenou v opěrce, aby se omezil pohyb hlavy v průběhu měření. Po usazení dítěte k přístroji se pořídil videozáznam očních pohybů při sledování dvou zelených hologramů umístěných ve dvou virtuálních vzdálenostech před dítětem. Videozáznam byl u každého dítěte pořízen 3-4 krát a k vyhodnocení se použila vždy nejkvalitnější sekvence. Každý vybraný záznam byl následně analyzován metodami obrazové digitální analýzy. Na základě změn jasu, velikosti a pozice zornic a reflexů v zornicích byly stanoveny hodnoty konvergence a akomodace pro každý okamžik měření. Předpokládalo se, že akomodace je úměrná velikosti zornice. Pro normování byly použity předpokládané mezní hodnoty akomodace a konvergence dané parametry fixačních objektů.

Před zahájením vlastního měření bylo provedeno polohovací měření. Spočívalo ve správném nastavení podpěrky brady, opření čela a nastavení polohy očí. Tak aby oči byly výškově i stranově nacentrovány přesně před kamerou. Dítě se dívá na hologram vstupní aperturou přístroje (obr. 13.). Holografickým obrázkem je domeček s detaily, aby lépe upoutal pozornost dítěte (obr. 14.). Obrázek se nejprve nachází ve vzdálenosti 2,18 m, což odpovídá hodnotě akomodace 0,459 D a vergenci hodnotě 1,472 stupňů. Následně je přepnut na vzdálenost 38 cm, což odpovídá hodnotě 2,632 D a vergenci 8,428 stupňů. V momentě přepnutí začíná měřící sekvence. Kamera zaznamená pohyb očí při změně pohledu z dálky do blízka. Je důležité, aby se dítě dívalo rovně před sebe, proto se využívá detailů na domečku (komín, kulaté okénko, atd.). Obraz z kamery je v průběhu měření promítán na monitor počítače. Lze zkontrolovat, jestli se dítě dívá právě na hologram.

obr. 13.: usazení vyšetřovaného k holografickému přístroji I.R.M.A

obr 14. : holografický obrázek (domeček se stromkem) používaný jako fixační objekt; jasný obraz fixačního objektu při vzdálené pozici, lehce prosvítá objekt v blízké pozici

Při sestavování grafů byly použity dva typy kalibrace, automatická a individuální. Kalibrace byly použity pro kvantitativní analýzu, podrobnější postupy individuální kalibrace jsou předmětem výzkumu Centra dětské oftalmologie, Binocular s.r.o.

Grafy průběhu konvergence jsou ukázkou izolované změny pravého a levého oka. Graf má pouze časovou osu, která je shodná s časovou osou grafů vergenčně-akomodační synkinézy.

5 VÝSLEDKY

5.1 Úvod

Předmětem experimentálního měření bylo ověření vlastností fixačních holografických cílů v holografické prostředí videometrického přístroj Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation and Vergency) na souboru zdravých pacientů a pacientů se strabismem. Pro vyhodnocení byla důležitá celá šíře zornice a její jas. Do zornice nesměla nezasahovat obroučka brýlí ani předěl segmentu bifokálních brýlí (eso experimentální skupina).

5.2 Výsledky experimentálního měření

Teoretickým předpokladem zdravých jedinců je, že při pohledu na blízký předmět začínají oči nejdříve konvergovat (stáčet se k sobě) a poté akomodovat (změna jasového profilu v zornici a mióza). Akomodace by měla dosahovat 2,5 D a vergence 8,5 °.

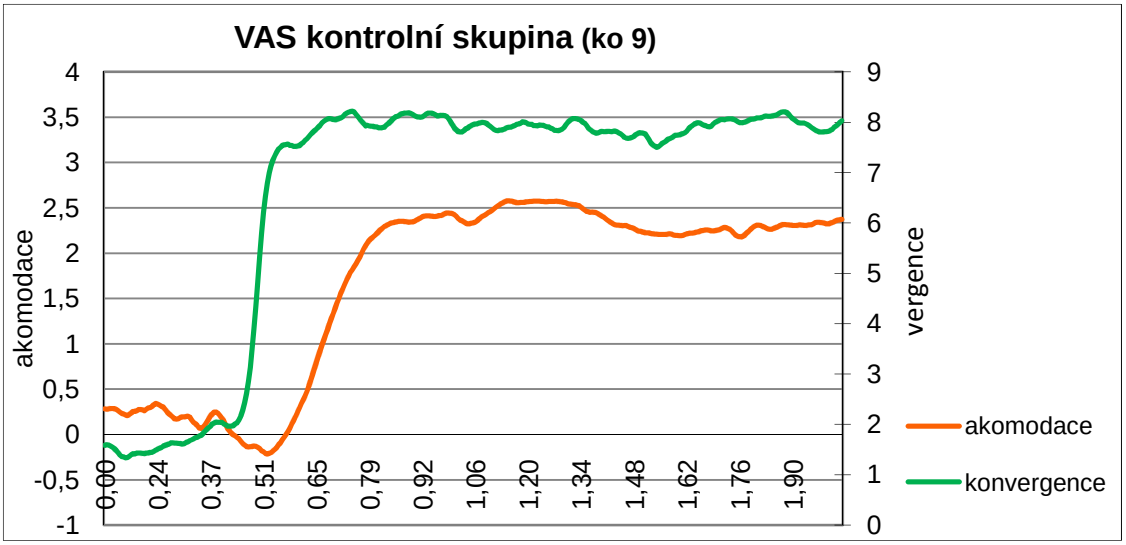
Pro jednotlivé skupiny byly generovány grafy, na jejichž základě se provedlo vyhodnocení. Pomocí grafů byly sledovány kvantitativní a kvalitativní parametry. Kvantitativním parametrem je analýza grafů. Kvalitativními parametry jsou latence očních reakcí oproti době změny podnětu a rychlost konvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS (vergenčně-akomodační synkinéze).

5.2.1 Kontrolní a experimentální skupiny

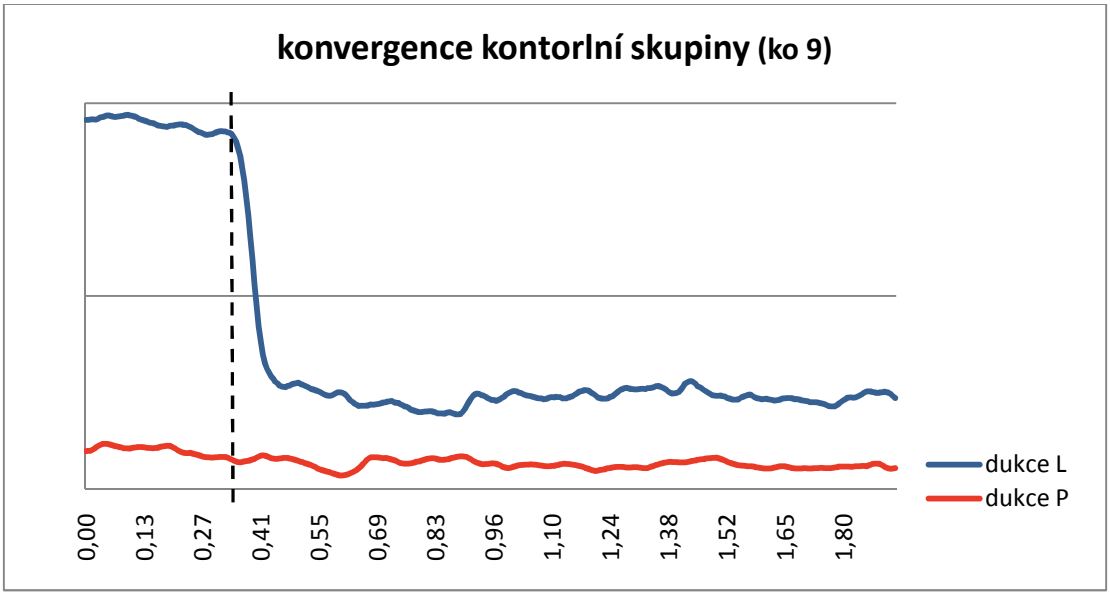
Kontrolní skupina

Zhodnocení kontrolní skupiny proběhlo na souboru devíti dětí. Byly zaznamenány pouze mírné nestability konvergence a akomodace při fixaci na blízký předmět, a to ve dvou případech z osmi. Z grafů je patrné, že oči nejprve zahájily konvergenci a poté akomodaci (graf č. 1). Na grafu č. 2 je ilustrovaný izolovaný průběh konvergence pravého a levého oka, u téhož pacienta.

Grafy vergenčně-akomodační synkinézy (VAS) kontrolní skupiny (příloha 1) a grafy ilustrující izolovanou změnu konvergence pravého a levého oka kontrolní skupiny (příloha 4).



graf č. 1: příklad typického průběhu závislosti akomodace a vergence (svislá osa) na čase (vodorovná osa) kontrolní skupiny; akomodace je uvedena v dioptriích, vergence ve stupních, čas v sekundách

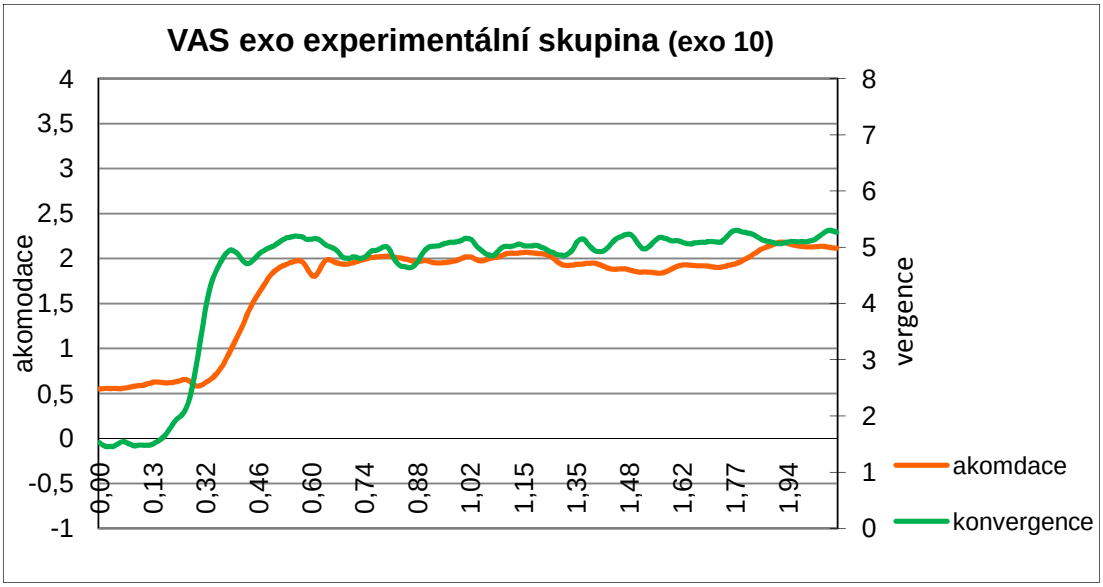


graf č. 2 : příklad izolovaného průběhu konvergence pravého a levého oka kontrolní skupiny, svislá osa zobrazuje čas (s); přerušovaná čára naznačuje konec latence a začátek iniciálního segmentu VAS

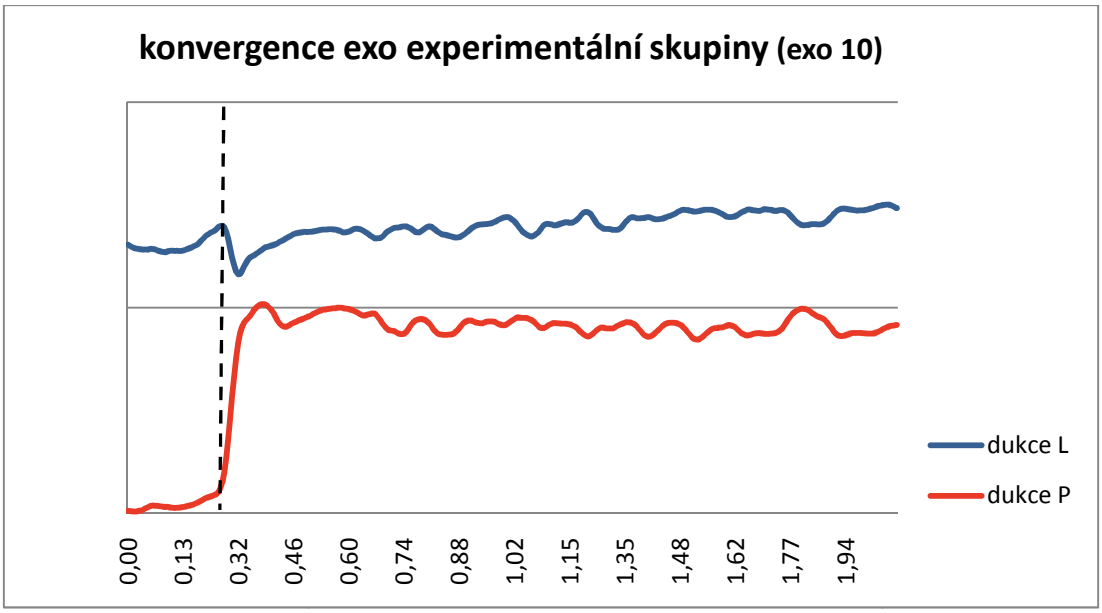
Exo experimentální skupina

Vyhodnocení exo experimentální skupiny proběhlo u deseti dětí z celkového počtu jedenácti. Primární data jednoho dítěte byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná. Podle analýzy grafů byla u pěti dětí nejdříve zahájena akomodace a poté až konvergence. U zbývajících pěti byla nejdříve zahájena konvergence a poté akomodace. Vergenčně-akomodační synkinéza pacienta exo experimentální skupiny je na grafu č. 3. Ve čtyřech případech (z osmi) byla zaznamenána mírně nadměrná konvergence na blízký předmět s následným mírným pohybem do divergence. Tento pohyb je patrný na grafu č 4. U dvou vyšetřených byl zaznamenán morfologický fenomén „2nd order“. Ve chvíli kdy iniciální segment nedosáhne minimálně 80 % cíle, akomodačně vergenční systém naplánuje dodatečný iniciální segment [20] (graf č. 5). V obou případech zaostření vede akomodace (systém naplánuje akomodaci rychleji než konvergenci). Izolovaný průběh konvergence pravého a levého oka grafomorfologického fenoménu „2nd order“ je na grafu č. 6.

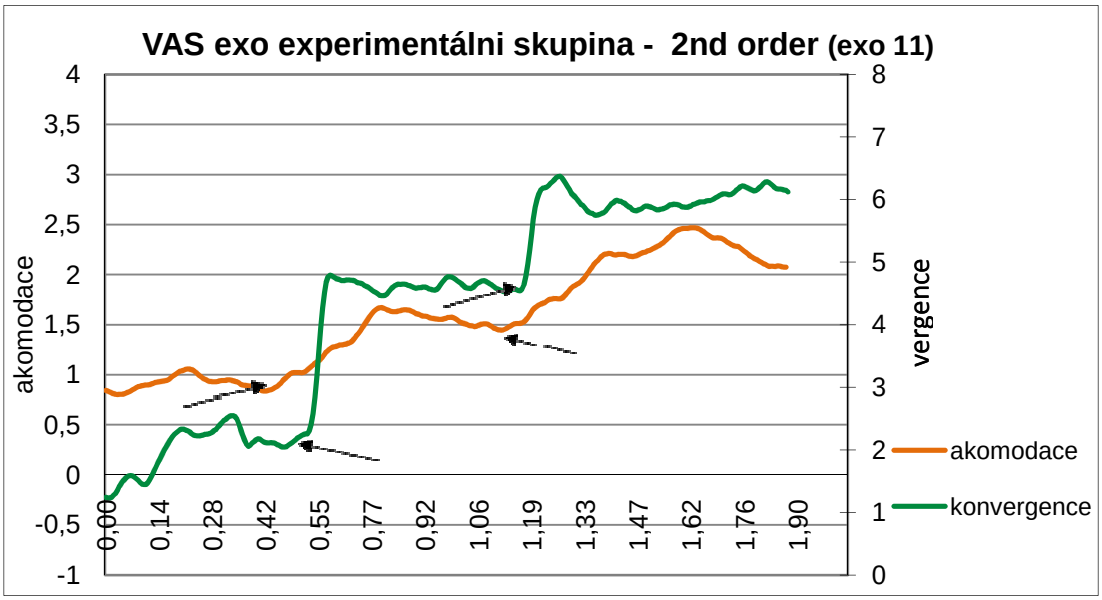
Grafy vergenčně-akomodační synkinézy (VAS) exo experimentální skupiny (příloha 2) a grafy ilustrující izolovanou změnu konvergence pravého a levého oka exo experimentální skupiny (příloha 5).



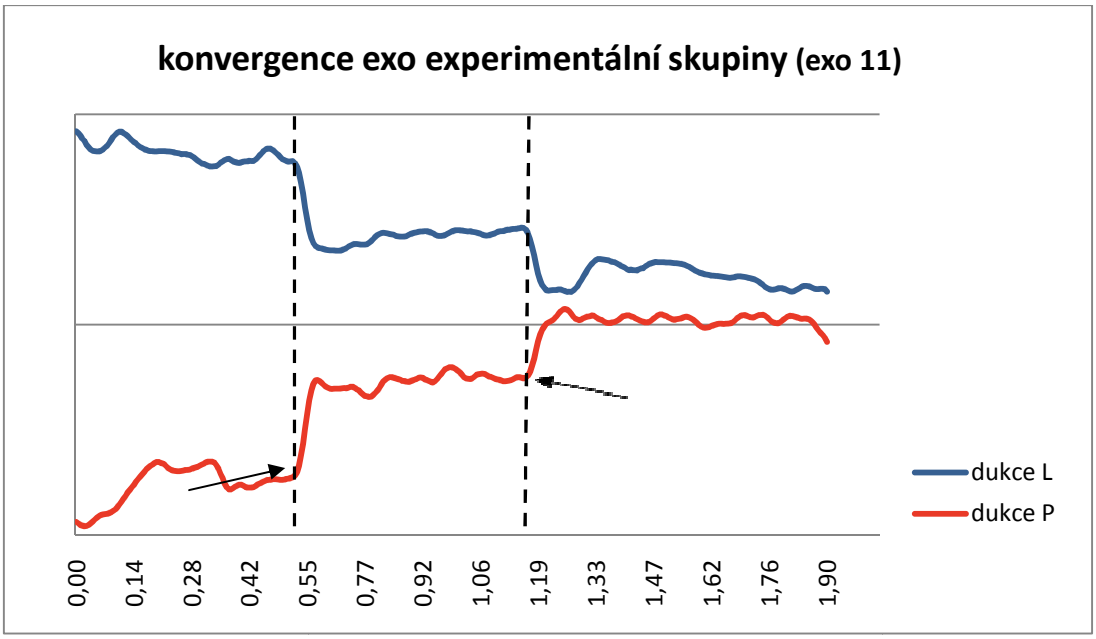
graf č. 3 : závislost akomodace a vergence (svislá osa) na čase (vodorovná osa) exo experimentální skupiny; akomodace je uvedena v dioptriích, vergence ve stupních, čas v sekundách



graf č. 4 : příklad izolovaného průběhu konvergence pravého a levého oka exo experimentální skupiny, svislá osa zobrazuje čas (s); přerušovaná čára naznačuje konec latence a začátek iniciálního segmentu VAS



graf č. 5 : závislost akomodace a vergence (svislá osa) na čase (vodorovná osa) vyšetřovaného s grafomorfologickým fenoménem „2nd order“ exo experimentální skupiny; akomodace je uvedena v dioptriích, vergence ve stupních, čas v sekundách; šipky naznačují opakované zahájení iniciálního segmentu

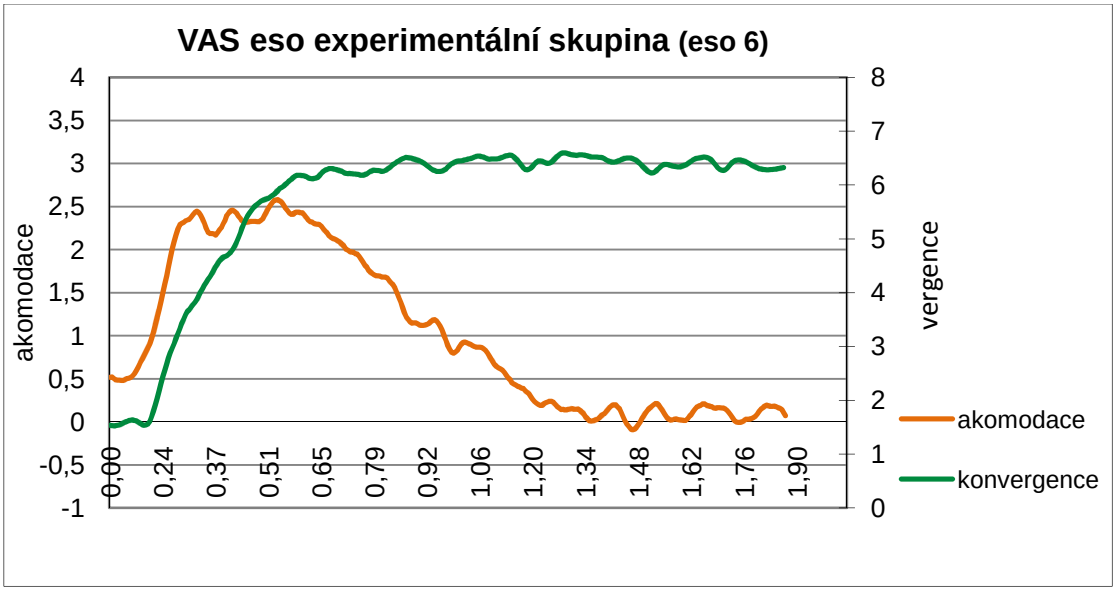


graf č. 6 : příklad izolovaného průběhu konvergence pravého a levého oka grafomorfologického j „2nd order“, svislá osa zobrazuje čas (s); přerušovaná čára naznačuje konec latence a začátek iniciálního segmentu VAS; šipky naznačují opakované zahájení iniciálního segmentu

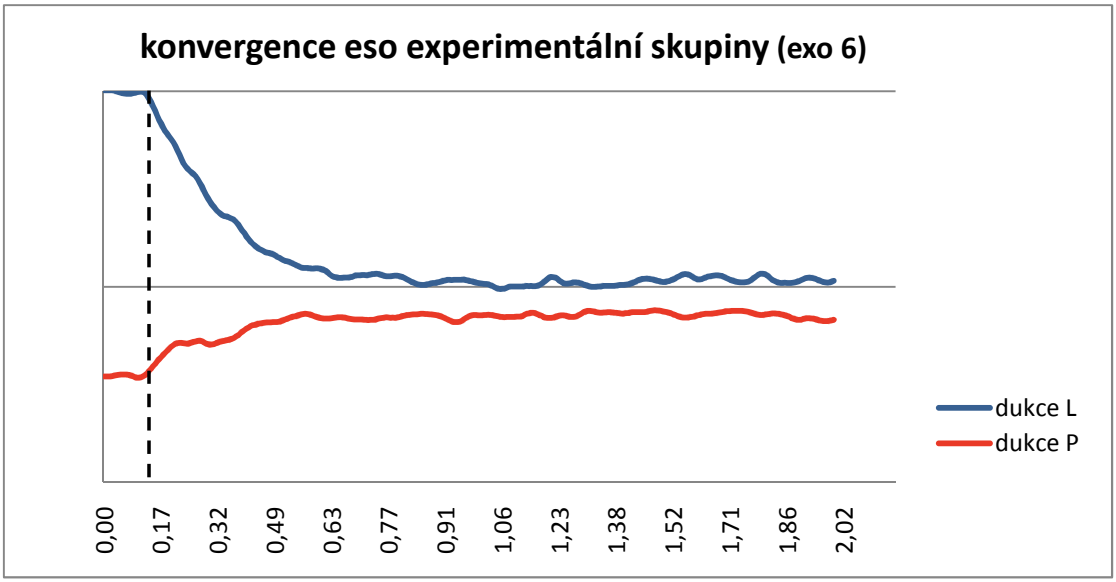
Eso experimentální skupina

Eso experimentální skupině bylo změřeno deset dětí. Do vyhodnocení mohlo být zahrnuto pouze sedm z nich. Záznam jednoho dítěte nebylo možné vyhodnotit. U dvou zbývajících dětí byl záznam sice vyhodnocený, ale primární data byla pro zpracování grafů z technických důvodů nepoužitelná. Změna akomodace a vergence byla na videosekvencích nejvýraznější (v porovnání s ostatními experimentálními skupinami). U pěti děti, při pohledu na blízký předmět, oči nejdříve zahájily akomodaci a poté konvergenci. U zbývajících dvou tomu bylo naopak, latence konvergence byla kratší než latence akomodace. U všech vyšetřených byla zaznamenána nestabilita akomodace. Po zaostření na fixační cíl následuje uvolnění akomodace, pokles akomodační křivky. Průběh vergence byl oproti akomodaci stabilní. Typický průběh reakce akomodace a vergence je na grafu č. 7. Graf č. 8 ilustruje izolovaný průběh konvergence pravého a levého oka (téhož vyšetřovaného).

Grafy vergenčně-akomodační synkinézy (VAS) eso experimentální skupiny (příloha 3) a grafy ilustrující izolovanou změnu konvergence pravého a levého oka eso experimentální skupiny (příloha 6).



graf č. 7 : závislost akomodace a vergence (svislá osa) na čase (vodorovná osa) eso experimentální skupiny; akomodace je uvedena v dioptriích, vergence ve stupních, čas je uveden v sekundách



graf č. 8 : příklad izolovaného průběhu konvergence pravého a levého oka eso experimentální skupiny, svislá osa zobrazuje čas (s); přerušovaná čára naznačuje konec latence a začátek iniciálního segmentu VAS

5.2.2 Latence reakce

Kontrolní skupina

Latence konvergence kontrolní skupiny je kratší než latence akomodace (tabulka č. 5), odpovídá teoretickým předpokladů. Vzhledem k mrknutí vyšetřovaného na začátku měřící sekvence nemohly být do latencí zahrnuty parametry dvou hodnot vergence a jedné hodnoty akomodace (tabulka č. 6).

Vzhledem k nedostatečné velikosti souboru nebylo možné provést parametrickou statistickou analýzu.

latence kontrolní skupiny		
	průměr	**medián**
konvergence	241	213
akomodace	325	319

tabulka č. 5 : latence reakce kontrolní experimentální skupiny; reakční časy jsou uvedeny v milisekundách

přehled latencí kontrolní skupiny									
	ko 1	**ko 2**	**ko 3**	**ko 4**	**ko 5**	**ko 6**	**ko 7**	**ko 8**	**ko 9**
vergence	126	213		141		320	144	452	294
akomodace	254	254		191	308	329	386	457	417

tabulka č. 6 : přehled jednotlivých latencí kontrolní skupiny; reakční časy jsou uvedeny v milisekundách

Exo experimentální skupina

Latence akomodace exo experimentální skupiny byla kratší než latence konvergence (tabulka č. 7). Reakce v porovnání s kontrolním souborem jsou pomalejší (delší fáze latence), tento rozdíl je výraznější především u konvergence. Latence byly

počítány u deseti děti (tabulka č. 8). Primární data jednoho dítěte nebyla použitelná z technických důvodů.

Vzhledem k nedostatečné velikosti souboru nebylo možné provést parametrickou statistickou analýzu.

latence exo experimentální skupiny		
	průměr	**medián**
konvergence	380	402
akomodace	366	357

tabulka č. 7 : latence reakce exo experimentální skupiny; reakční časy jsou uvedeny v milisekundách

přehled latencí exo experimentální skupina											
	exo 1	**exo 2**	**exo 3**	**exo 4**	**exo 5**	**exo 6**	**exo 7**	**exo 8**	**exo 9**	**exo 10**	**exo 11**
vergence	400	520	350		263	250	403	435	591	125	466
akomodace	300	422	370		397	264	343	198	678	298	390

tabulka č. 8 : přehled jednotlivých latencí exo experimentální skupiny; reakční časy jsou uvedeny v milisekundách

Eso experimentální skupina

V porovnání s kontrolní skupinou jsou latence eso experimentální skupiny rychlejší. Konvergence byla výrazně rychlejší než latence akomodace (tabulka č. 9). Latence byly počítány pouze u šesti dětí. U zbývajících tří vyšetřovaných byla primární data, pro počítání latencí, nepoužitelná z technických důvodů (tabulka č. 10).

Vzhledem k nedostatečné velikosti souboru nebylo možné provést parametrickou statistickou analýzu.

latence eso experimentální skupiny		
	průměr	**medián**
konvergence	226	210
akomodace	264	263

tabulka č. 9 : latence reakce eso experimentální skupiny; reakční časy jsou uvedeny v milisekundách

přehled latencí eso experimentální skupina										
	eso 1	**eso 2**	**eso 3**	**eso 4**	**eso 5**	**eso 6**	**eso 7**	**eso 8**	**eso 9**	**eso 10**
vergence	241		419			210		116		146
akomodace	241		450			165	151	284		293

tabulka č. 10 : přehled jednotlivých latencí eso experimentální skupiny; reakční časy jsou uvedeny v milisekundách

5.2.3 Rychlost konvergence a akomodace v iniciálním segmentu VAS

Kontrolní skupina

Rychlosti konvergence a akomodace iniciálního segmentu VAS kontrolní skupiny byly počítány ze tří hodnot vergence a čtyř hodnot akomodace (tabulka č. 11). Průměrné hodnoty rychlosti iniciálního segmentu VAS konvergence byly 11,9 °/s, průměrné hodnoty akomodace 6,3 D/s (tabulka č. 12).

přehled rychlostí iniciálního segmentu VAS kontrolní skupiny									
	ko 1	**ko 2**	**ko 3**	**ko 4**	**ko 5**	**ko 6**	**ko 7**	**ko 8**	**ko 9**
vergence						7,4	3,9		24,3
akomodace		9,6		3,8			3,7		8,3

tabulka č. 11: přehled rychlostí konvergence a akomodace iniciálního segmentu VAS kontrolní skupiny; reakční časy akomodace jsou uvedeny v dioptriích za sekundu, konvergence ve stupních za sekundu

rychlost iniciálního segmentu VAS kontrolní skupiny		
	průměr	**medián**
konvergence	11,9	7,4
akomodace	6,3	6,1

tabulka č. 12 : rychlost iniciálního segmentu VAS kontrolní skupiny; reakční časy akomodace jsou uvedeny v dioptriích za sekundu, konvergence ve stupních za sekundu

Exo experimentální skupina

Rychlosti konvergence a akomodace iniciálního segmentu VAS exo experimentální skupiny byly počítány ze čtyř hodnot vergence a tří hodnot akomodace (tabulka č. 13). Průměrné hodnoty rychlosti iniciálního segmentu VAS konvergence byly 10,6 °/s, průměrné hodnoty akomodace 5,0 D/s (tabulka č. 14). Z toho vyplývá, že rychlosti iniciálního segmentu VAS byla pomalejší než u kontrolní skupiny.

přehled rychlostí iniciálního segmentu VAS exo experimentální skupiny											
	exo 1	**exo 2**	**exo 3**	**exo 4**	**exo 5**	**exo 6**	**exo 7**	**exo 8**	**exo 9**	**exo 10**	**exo 11**
vergence			12,0		7,2				11,5	12,4	
akomodace					7,6				3,8	3,6	

tabulka č. 13: přehled rychlostí konvergence a akomodace iniciálního segmentu VAS exo experimentální skupiny; reakční časy akomodace jsou uvedeny v dioptriích za sekundu, konvergence ve stupních za sekundu

rychlost iniciálního segmentu VAS exo experimentální skupiny		
	průměr	**medián**
konvergence	10,6	11,5
akomodace	5,0	3,8

tabulka č. 14 : rychlost iniciálního segmentu VAS exo experimentální skupiny; reakční časy akomodace jsou uvedeny v dioptriích za sekundu, konvergence ve stupních za sekundu

Eso experimentální skupina

Rychlosti konvergence a akomodace iniciálního segmentu VAS eso experimentální skupiny byly počítány z pěti hodnot vergence a tří hodnot akomodace (tabulka č. 15). Průměrné hodnoty rychlosti iniciálního segmentu VAS konvergence byly 10,9 °/s, průměrné hodnoty akomodace 5,6 D/s (tabulka č. 16). Hodnoty rychlostí iniciálního segmentu VAS byly velmi podobné rychlostem exo experimentální skupiny, tedy pomalejší v porovnání s kontrolní skupinou.

přehled rychlostí iniciálního segmentu VAS eso experimentální skupiny										
	eso 1	**eso 2**	**eso 3**	**eso 4**	**eso 5**	**eso 6**	**eso 7**	**eso 8**	**eso 9**	**eso 10**
vergence	7,8					10,0	12,8	16,1		8,0
akomodace							4,6	6,4		5,6

tabulka č. 15: přehled rychlostí konvergence a akomodace iniciálního segmentu VAS eso experimentální skupiny; reakční časy akomodace jsou uvedeny v dioptriích za sekundu, konvergence ve stupních za sekundu

rychlost iniciálního segmentu VAS eso experimentální skupiny		
	průměr	**medián**
konvergence	10,9	10,0
akomodace	5,6	5,6

tabulka č. 16 : rychlost iniciálního segmentu VAS eso experimentální skupiny; reakční časy akomodace jsou uvedeny v dioptriích za sekundu, konvergence ve stupních za sekundu

6 DISKUSE

Cílem pilotní studie bylo posouzení, jak se chová vergenčně akomodační systém zdravých a šilhavých dětí při sledování holografických fixačních cílů ve virtuálním prostoru. Metodou byl záznam a následná analýza kvantitativních (latence a reakční rychlost) a kvalitativních (grafomorfologických) vlastností VAS pomocí ultra rychlé videometrie v infračerveném světle. Jako modelová reakce pro studium vlastností VAS byla použita komplexní proximální reakce vyvolaná náhlou změnou ve vzdálenosti fixačního 2D holografického cíle (náhlé přiblížení fixačního cíle k vyšetřovanému pozorovateli). Tato reakce byla vyvolána a zaznamenávána experimentálním prototypem přístroje Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation and Vergency).

Kvantitativní výsledky latence akomodace a konvergence a rychlosti iniciálního segmentu obou složek VAS byly porovnávány s výsledky studie E.M.A.N. (Eye Movement and Accommodation Analyzer) [21,22,23]. E.M.A.N. je videometrický přístroj vývojově předcházející přístroji Ir.M.A. Zařízení E.M.A.N. je komplexní a jednoúčelová videometrická aparatura vytvořená pro analýzu horizontálních dukcí a akomodace. Studie provedené s tímto přístrojem byly zaměřeny na studium dynamiky VAS u zdravých dětí a pacientů s akomodační esotropii. Fixačními cíli byl televizní přenos obličeje matky do dvou videomonitorů, různě vzdálených od pozorovatele ve skutečném prostoru.

V našich experimentech potvrdila kontrolní skupina předpoklad, že při náhlém převedení pohledu ze vzdáleného na blízký fixační cíl je konvergenční reakce zahájena o něco dříve než reakce akomodační [24]. Průměrná latence konvergence u kontrolní skupiny ve virtuálním prostoru byla 270 ms (Ir.M.A.), v reálném prostoru 265 ms (E.M.A.N.). Literatura udává kratší normativní hodnotu 160 ms [24]. Průměrné hodnoty latence akomodace ve virtuálním prostoru byly 332 ms (Ir.M.A.), v reálném prostoru 305 ms (E.M.A.N.), literatura pak udává jako fyziologickou normu 360 ms [25]. Průměrné hodnoty latence exo experimentální skupiny dosáhly pro konvergenci hodnotu 371 ms a pro akomodaci hodnotu 363 ms. Pro eso experimentální skupinu byly průměrné hodnoty latence pro konvergenci 226 ms (ve studii E.M.A.N. 159 ms) a pro akomodaci 302 ms (ve studii E.M.A.N. 264 ms).

Průměrná rychlost konvergence v iniciálním segmentu VAS ve virtuálním prostoru u kontrolní skupiny byla 11,9 °/s (Ir.M.A.), v reálném prostoru 7,0 °/s (E.M.A.N.) a v literatuře pak 5,0 – 10,0 °/s [26]. Průměrné hodnoty rychlosti akomodace v iniciálním segmentu byly 6,3 D/s (Ir.M.A.), ve skutečném prostoru 5,5 D/s (E.M.A.N.) a v literatuře 2,0 – 18 D/s [27]. Průměrné hodnoty rychlostí u exo experimentální skupiny pro iniciální reakci konvergence ve virtuálním prostoru byly 10,6 °/s, a pro akomodaci 5,0 D/s. Průměrné hodnoty rychlostí u eso experimentální skupiny byly pro konvergenci 10,9 °/s, (9,0 °/s ve studii E.M.A.N.) a pro akomodaci 5,6 D/s (4,2 D/s ve studii E.M.A.N.). Výsledné hodnoty latencí a rychlostí iniciálního segmentu vergence a akomodace v rámci VAS získané při fixaci cílů ve virtuálním prostoru byly podobné s výsledky ze studie založené na používání fixačních cílů ve skutečném prostoru (studie E.M.A.N.). Průměrné hodnoty kontrolní skupiny byly navíc porovnány s normativními daty z literatury. Částečná rozdílnost normativních dat a dat z naší studie může být způsobena odlišnou povahou fixačních cílů.

Kvalitativní vlastnosti dynamického průběhu akomodace a vergence byly analyzovány prostřednictvím charakteristických tvarových vlastností grafů (grafomorfologické vlastnosti).

Grafomorfologické vlastnosti záznamů VAS u kontrolní skupiny potvrdily předpoklad normálního průběhu. Iniciální i následné fáze akomodace a vergence byly dobře synchronizované, harmonické a po převedení pohledu na blízký fixační cíl stabilizované. Pouze u dvou dětí (22 % záznamů) byly zaznamenány mírné nestability akomodace a/nebo konvergence. V exo experimentální skupině byla zaznamenána u čtyř dětí (50 % záznamů) mírně nadměrná konvergence na blízký předmět s následným malým korekčním pohybem do divergence. Přechodnou slabou hyperkonvergenci lze připsat skutečnosti, že záznamy byly pořízeny u dětí, které v rámci ortoptického tréninku posilují relativní konvergenci (v domácím prostředí cvičením „push-up“ a v ortoptické cvičebně prizmaty při pohledu do dálky). Je pravděpodobné, že konvergenční reakce na přiblížení fixačního cíle je pak hypermetrická a následná jemná složka „close-loop“ vergence musí dokorigovat relativní divergenci. Dále byl u dvou dětí zaznamenán grafomorfologický fenomén „2nd order“. Tento fenomén se projeví ve chvíli, kdy iniciální segment nedosáhne minima 80 % cíle a vergenční a/nebo akomodační systém musí naplánovat dodatečný (druhý) iniciální segment [20]. Lze vyslovit hypotézu, že fenomén „2nd order“ v obou

složkách VAS je známkou hrubšího defektu detekce rozostření a/nebo disparity. U všech vyšetřených eso experimentální skupiny byla zaznamenána nestabilita akomodace v následné fázi. Projevovala se pomalým poklesem hodnot akomodace po předchozím úspěšném dosažení akomodačního cíle během iniciálního segmentu. Nestabilitu akomodace lze pravděpodobně připsat atypickému stereotypu vergenčně-akomodační synkinézy který vzniká v souvislosti s efektem bifokálních brýlí. Pacienti s nerefrakční složkou akomodační esotropie se z terapeutických důvodů dívají na blízké předměty dolním, dioptrickou adicí posíleným segmentem brýlí. Důvodem je terapeutická potřeba vyřadit akomodaci do blízka. Důsledkem je tendence k silné relativní relaxaci akomodace při pohledu do blízka. Tato tendence se pravděpodobně uplatnila i v našich záznamech i přesto, že děti blízký hologram sledovali horním segmentem bez adice. Vergence byla v následných segmentech přiměřená a stabilní.

Podobnosti kvantitativních parametrů VAS získané při měření fixačních cílů ve virtuálním prostřední (Ir.M.A.) a reálném prostoru (E.M.A.N), stejně jako morfologické vlastnosti u dětí s akomodační esotropii (eso experimentální skupina) a dětí s exoforii (exo experimentální skupina) podporují předpoklad, že hologramy mohou být nadějnou alternativou ke skutečným fixačním cílům.

7 ZÁVĚR

Cílem studie bylo ověření vlastností fixačních 2D holografických cílů ve virtuálním prostoru přístroje Ir.M.A. (Infrared Measurement of Accommodation and Vergency) na souboru zdravých dětí a pacientů se strabismem. Všechny tři skupiny byly měřeny stejným postupem a za stejných podmínek. K porovnání sloužily teoretické předpoklady dynamických vlastností VAS při skokové změně sagitální vzdálenosti fixačního cíle, dále dřívější studie, která využívala k fixaci 2D cíle v reálném prostoru (E.M.A.N.) a také kontrolní soubor, do kterého byly zařazeny zdravé děti.

Výsledky pilotní studie prokázaly schopnost přístroje Ir.M.A. reprodukovatelným způsobem stimulovat a zaznamenat dynamiku akomodace a vergence. Získaná data je možné dále objektivně analyzovat. Současně byly získány výsledky, které poukazují na odlišnosti dynamiky akomodace a vergence v rámci standardizované proximální reakce u zdravých dětí a u dětí s různými druhy strabismu.

V rámci dalšího možného výzkumu by mohl být sledován vliv povahy fixačního objektu, především jeho vizuální atraktivity pro dítě, na výsledky. Mohlo by se jednat o 3D obrázek, pohybující se objekt nebo cíl s periferními podněty. Očekáváme, že by pak dítě snadněji soustředilo visuální pozornost na fixační cíl. Je pravděpodobné, že tímto způsobem by se mohly eliminovat chyby, které vznikají tím, že dítě začne očima zkoumat okolí holografického obrázku.

Seznam zkratek

A	hodnota předložené čočky (u měření AC/A poměru)
add	addice
A_P	hodnota blízkého bodu akomodace
A_R	hodnota dalekého bodu akomodace
AC/A	vztah mezi akomodační konvergencí a akomodací
BI	base in (base směřující směrem k nosu)
BO	base out (base směřující směrem ven)
BV	binokulární vidění
C	konvergence
CA	konvergenční akomodace
CA/C	vztah mezi konvergeční akomodací a konvergencí
D	dioptrie
E.M.A.N.	Eye Movement and Accommodation Analyzer
ESO	esotropie
eso	eso experimentální skupina
EXO	exoforie
exo	exo experimentální skupina
HTF	heteroforie
IR	infračervené záření
Ir.M.A	Infrared Measurement of Accommodation and Vergency
ko	kontrolní skupina
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	Light Emitting Diode
NRA	negativní relativní akomodace
P	punctum proximum – blízký bod akomodace
pD	prizmatická dioptrie
PRA	pozitivní relativní akomodace
R	punctum remotum – daleký bod akomodace
VAS	vergenčně-akomodační synkinéza

Použitá literatura

[1] Hromádková, L. Šilhání. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1995. ISBN 80-7013-207-8

[2] Kuchyňka, P. a kol. Oční lékařství. Grada Publishing, a.s., 2007. ISBN 978-80-247-1163-8

[3] Anton, M. Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. ISBN 80-7013-148-9

[4] Scheiman M., Wick B.: Clinical Management of Binocular Vision: Heterophoric, Accommodative, and Eye Movement Disorders. 2nd edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2002, ISBN: 0781732751

[5] Dostálek, M. Vergenčně akomodační synkinéza a patofyziologie některých strabismů. Lékařská fakulta Hradec Králové, UK Praha, 2002

[6] Pluhaček, F. Vyšetřování binokulárního vidění a akomodace. Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci. Katedra optiky.

[7] Malý, P., Optika, Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum 2008, ISBN 978-80-246-1342-0

[8] Miler, M., Holografie (teoretické a experimentální základy a její použití). Praha 1974, SNTL (nakladatelství technické literatury)

[9] Saleh, B.E.A., Teich, M.C., Základy fotoniky. Vydavatelství mat. – fyz. fakulty UK, 1994. ISBN 80-85863-01-4

[10] Folia strabologica et neuroophthalmologica, Trendy v dětské oftalmologii a strabologii, sborník transakt. ISSN 1213-1032

[11] Optometric clinical practice guideline. American Optometric Association

[12] Jindra, T., Infračervené měření akomodace očních pohybů – Hardwarový návrh. 1. Lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky, UK Praha, 2009

[13] Autrata, R, Vančurová, J., Nauka o zraku. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně 2002. ISBN 80-7013-362-7

[14] Pluhaček, F. Akomodační dysfunkce. Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci. Katedra optiky.

[15] Pluhaček, F. Analýza a řešení vergenčních dysfunkcí. Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci. Katedra optiky.

[16] http://en.wikipedia.org/wiki/Brock_string

[17] Pluhaček, F. Normální binokulární vidění. Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci. Katedra optiky.

[18] ČSN EN 60825-2 Bezpečnost laserových zařízení Část 1: klasifikace zařízení, požadavky a pokyny pro používání, z roku 1997

[19] Dostálek, M., Obecná fyziologie binokulárního vidění.

[20] Alvarez, T.L., Semmlow, J.L., Yuan, W., Munoz, P.: Disparity vergence double responses processed by internal error. Vision Rer., 2000, 740(3): 341-7.

[21] Dostalek, M., Dušek, J.: E.M.A.N. (Eye Movement and Accommodation Analyzer) device for vergence accommodation synkinesis recording and analysis. In: de Faber, J.-T. (ed): Transactions 28th European Strabismological Association Meeting, Taylor & Francis, London, New York, 2004: 357-361.

[22] Dostalek, M.: Synkinesis of vergence and accommodation in accommodative esotropia. In: de Faber, J.-T. (ed): Transactions 28th European Strabismological Association Meeting, Taylor & Francis, London, New York, 2004: 51-55.

[23] Dostalek, M.: Is „high AC/A“ the sequel of Accommodation instability? In: Goméz de Liano, R.(ed.): Transactions 30th European Strabismological Association Meeting, European Strabismological Association, Madrid, 2006: 57-60.)

[24] Judge, S.J.: How is binocularity maintained during convergence and divergence? Eye, 1996(10): 172-176

[25] Phillips, S., Schirachi, D., Stark, L.: Analysis of accommodative response times using histogram information. Am. J. Optom.A.A.Optom. 49, 1972, 389-401

[26] Judge, S.J.: Eye movements. In Carpenter, R.H.S. (ed): Vision and Visual Dysfunction, vol 8, 1991, MacMillan Press, London, New York, Sidney, 157-172.

[27] Schaeffel, F., Wilhelm, H., Zrenner, E.: Inter-individual variability in the dynamics of natural accommodation in humans: relation to age and refractive errors. J. Phisiol. (London), 461, 1993: 301-320

Obrázky převzaté z jiných zdrojů

obr. 1. Dostálek, M., Obecná fyziologie binokulárního vidění.

obr. 3. Pluháček, F. Normální binokulární vidění. Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci. Katedra optiky

obr. 4. Pluháček, F., Vyšetřovací postupy BV a akomodace. Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci. Katedra optiky.

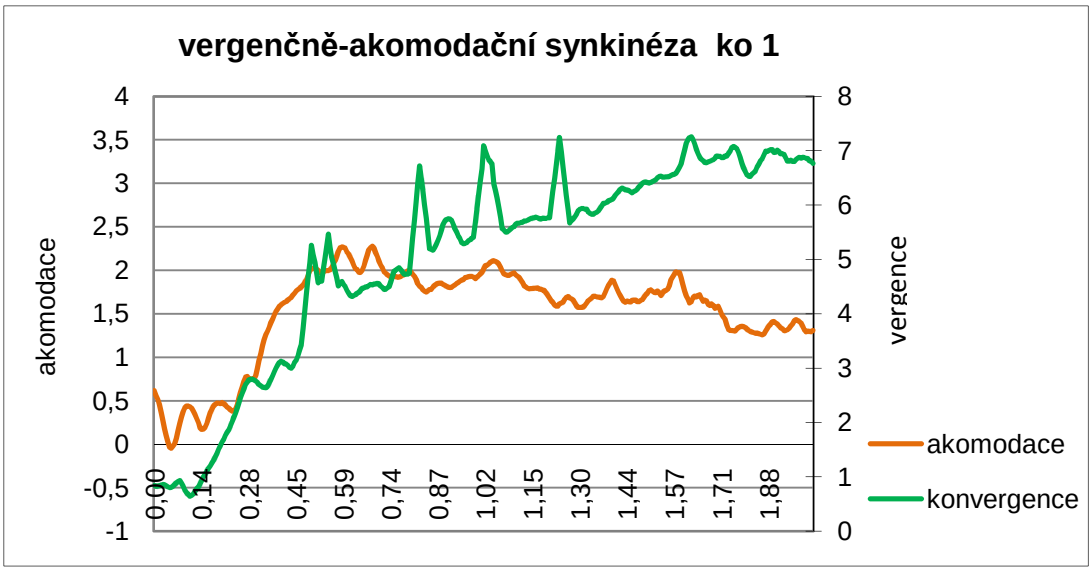
obr. 7. http://en.wikipedia.org/wiki/Brock_string

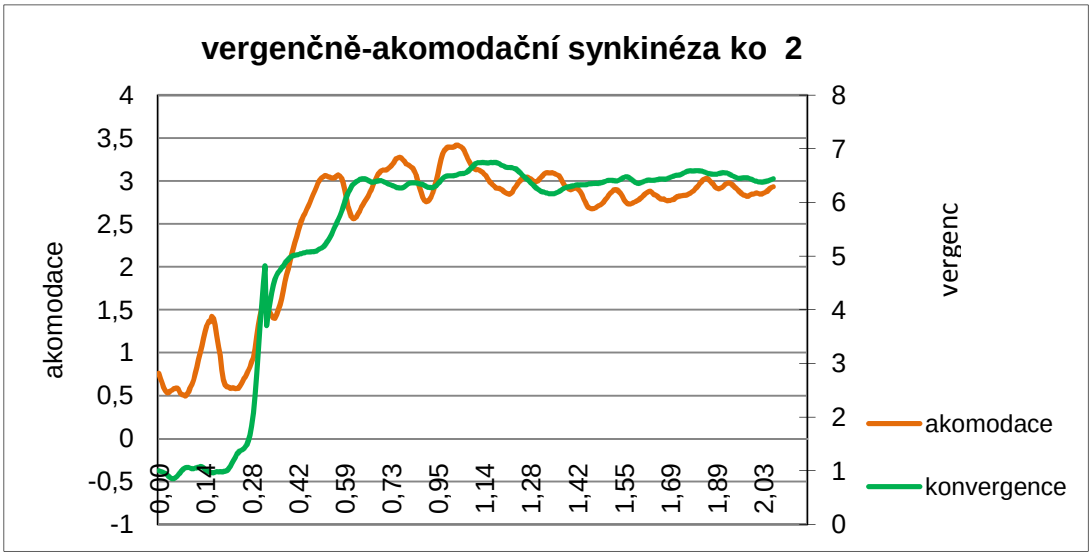
obr. 11 b) Dostálek, M., Dušek, J., Jindra, T., Keprt, J., Holografický systém pro fixaci pohledu do dálky a do blízka, Abstrakt ve sborníku konference Trendy v dětské oftalmologii a strabologii, sborník transakt. ISSN

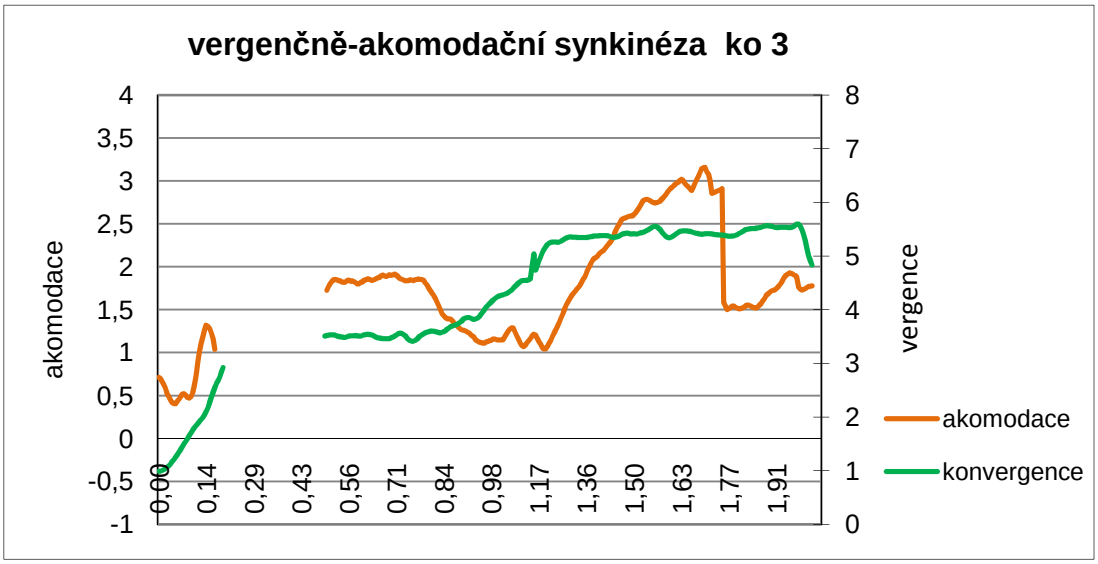
Příloha

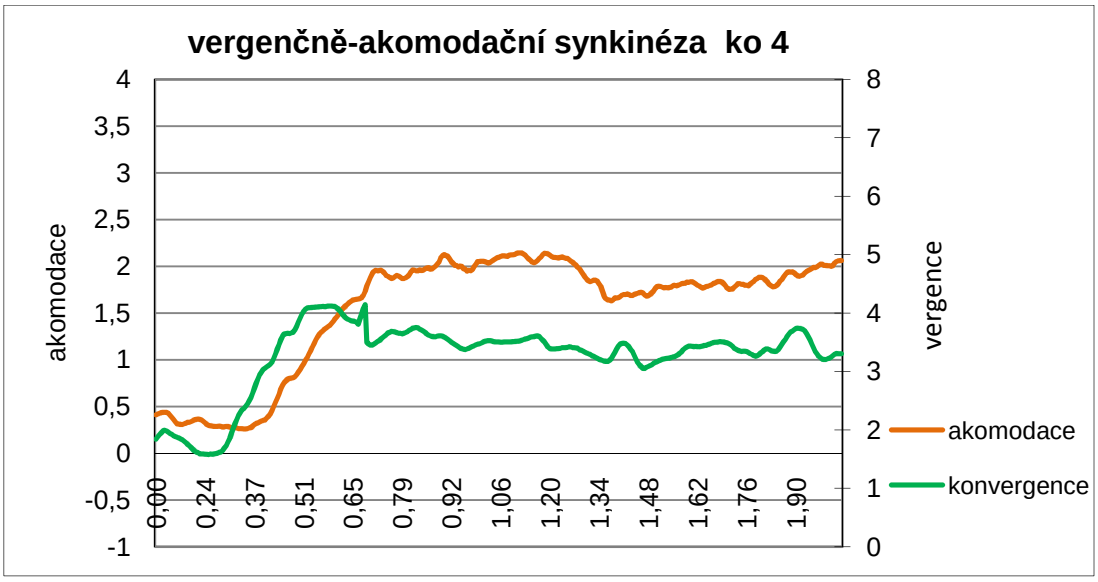
Příloha 1	grafy vergenčně-akomodační synkinézy kontrolní skupiny
Příloha 2	grafy vergenčně-akomodační synkinézy exo experimentální skupiny
Příloha 3	grafy vergenčně-akomodační synkinézy eso experimentální skupiny
Příloha 4	grafy izolované změny konvergence pravého a levého oka kontrolní skupiny
Příloha 5	grafy izolované změny konvergence pravého a levého oka exo experimentální skupiny
Příloha 6	grafy izolované změny konvergence pravého a levého oka eso experimentální skupiny

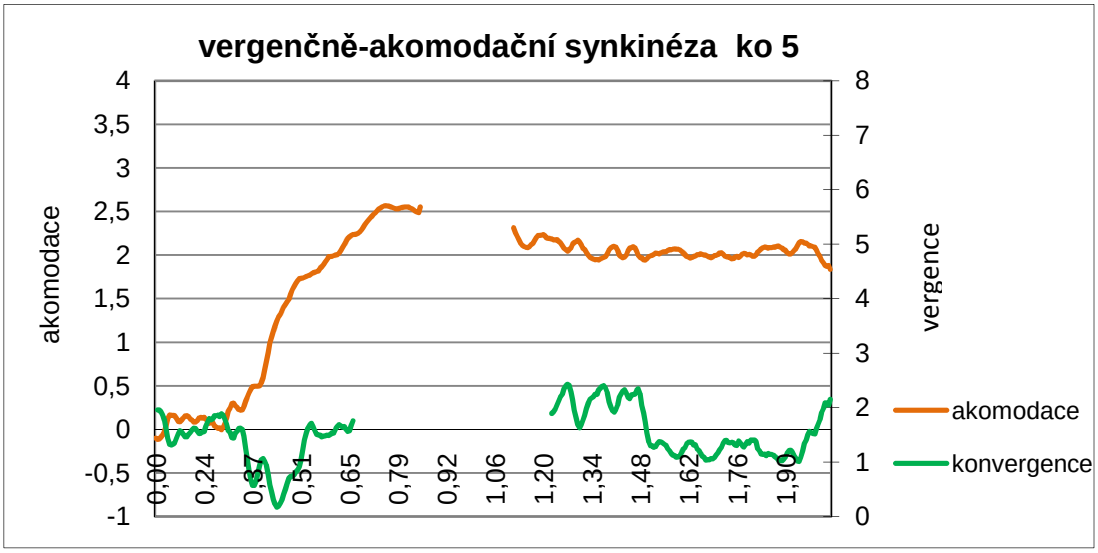
Příloha 1 : Grafy vergenčně-akomodační synkinézy kontrolní skupiny

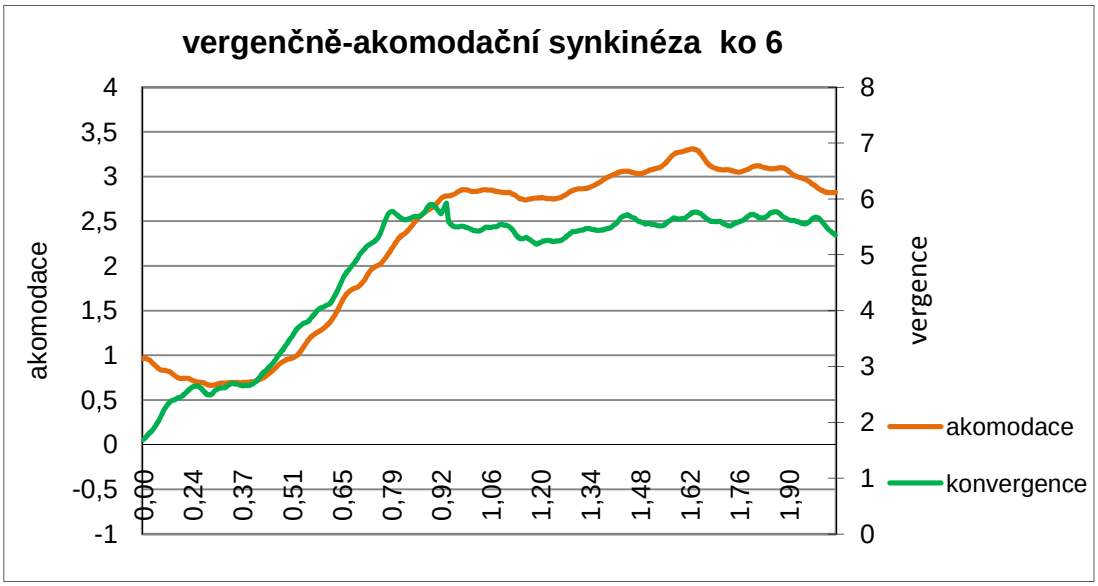


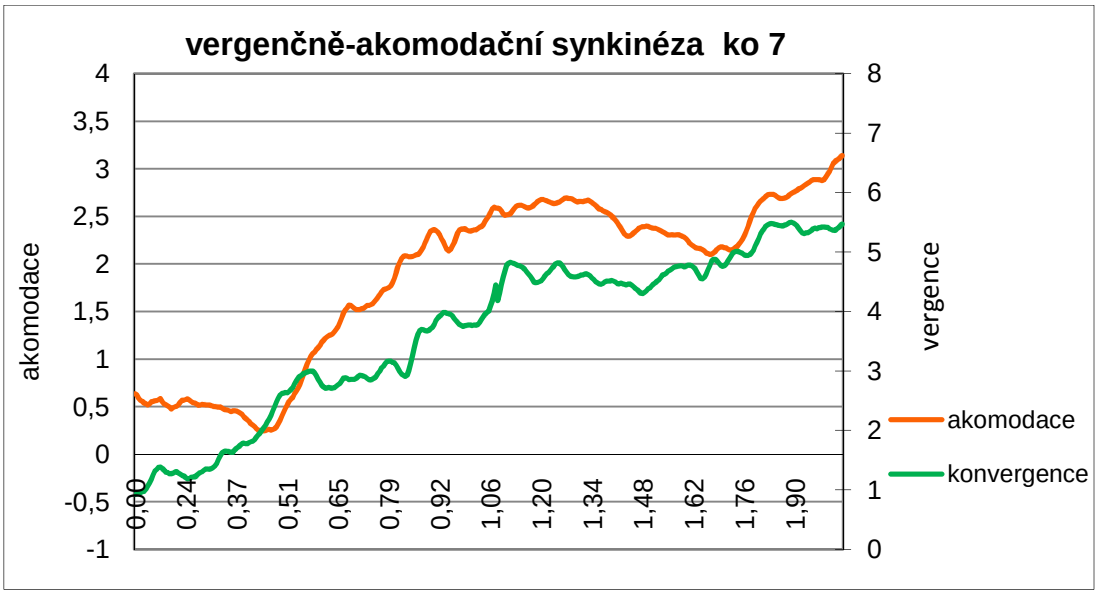


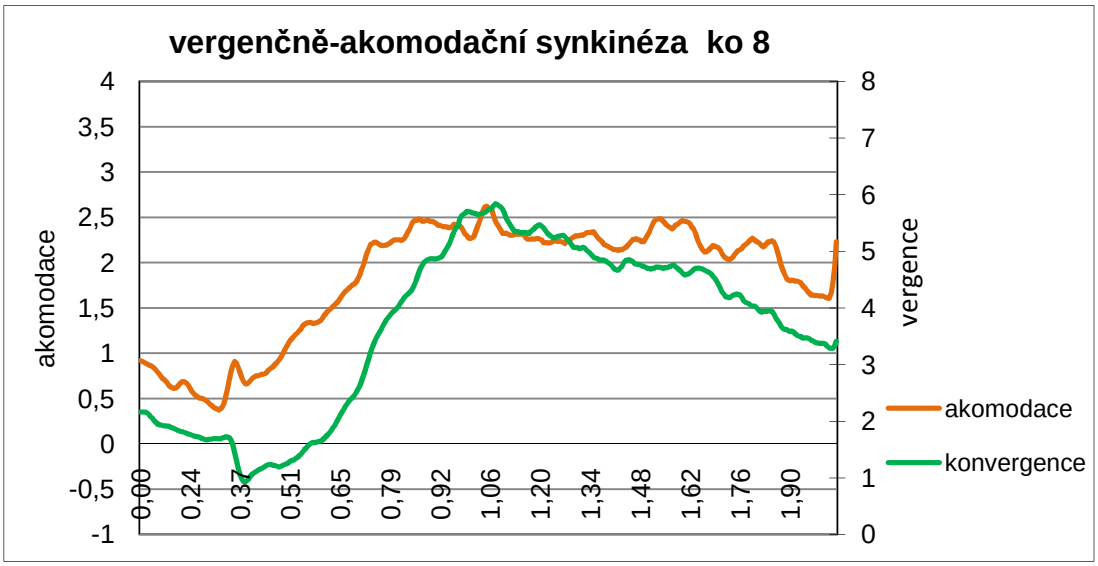


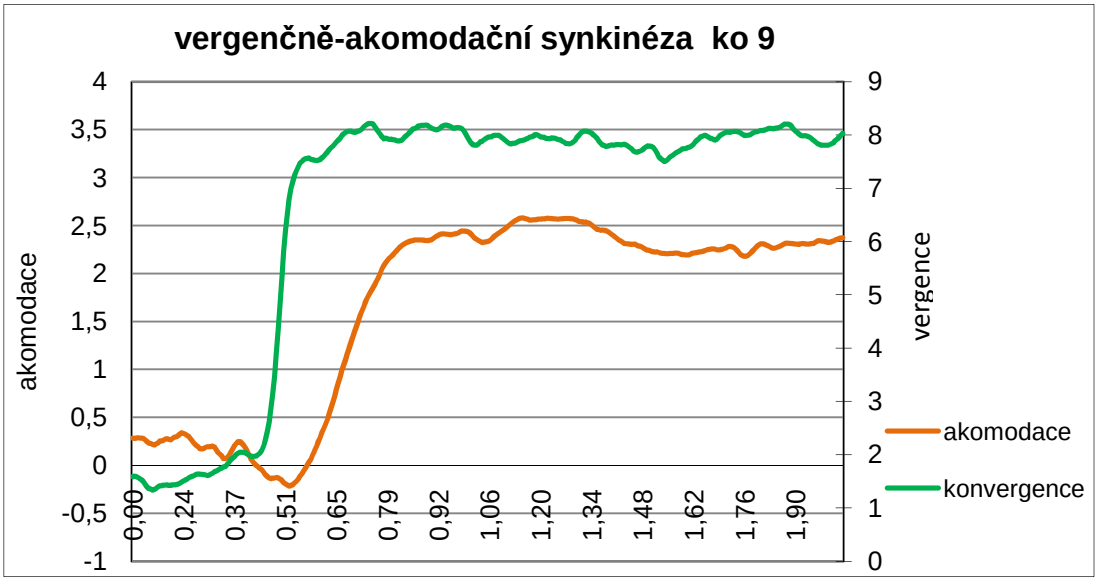

vergenčně-akomodační synkinéza ko 4
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence


vergenčně-akomodační synkinéza ko 5
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence

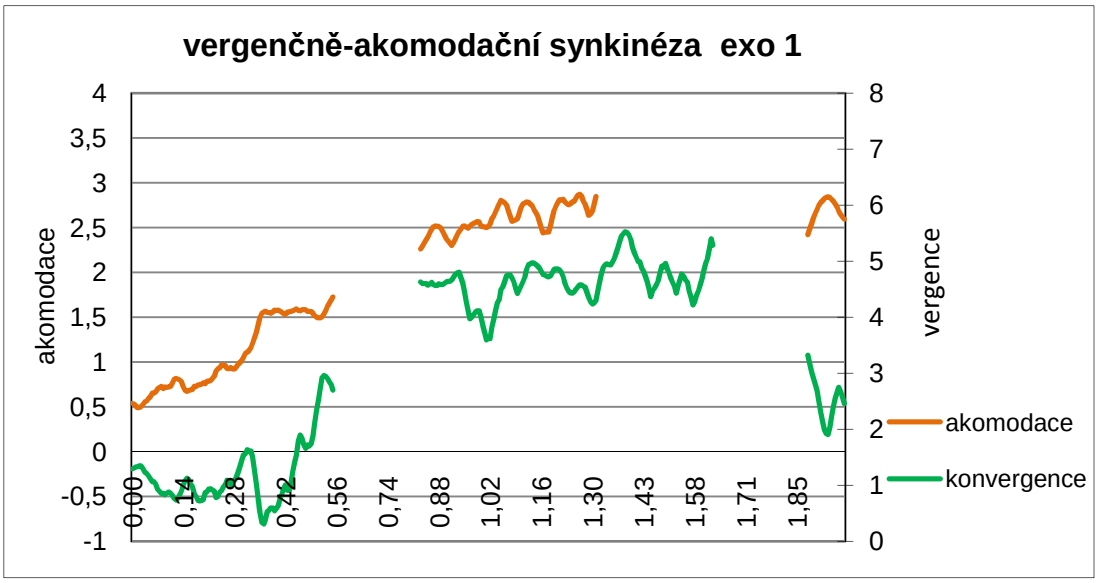

vergenčně-akomodační synkinéza ko 6
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence

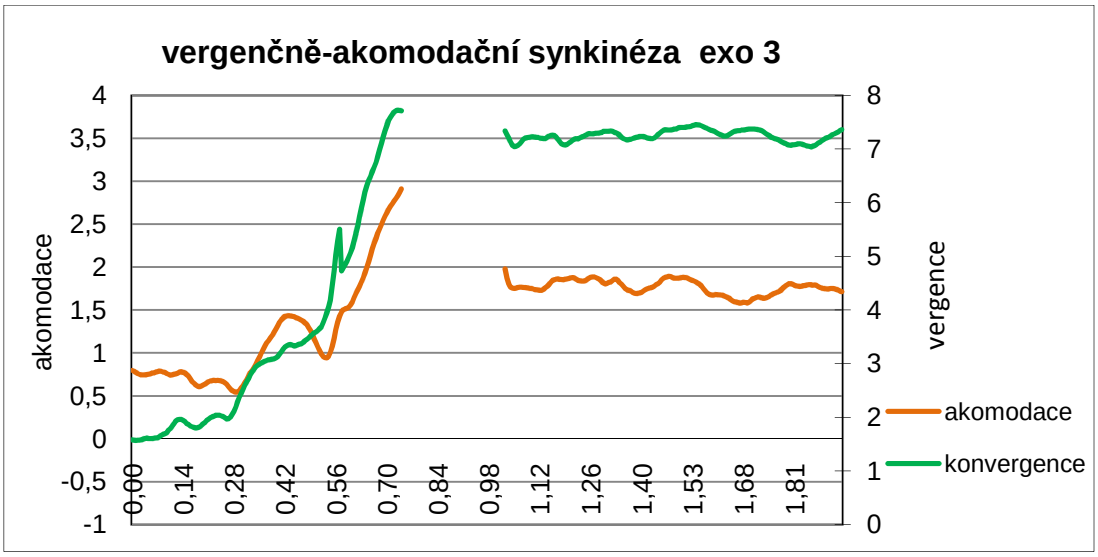

vergenčně-akomodační synkinéza ko 7
akomodace
vergence
akomodace
konvergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90


vergenčně-akomodační synkinéza ko 8
akomodace
vergence
akomodace
konvergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90

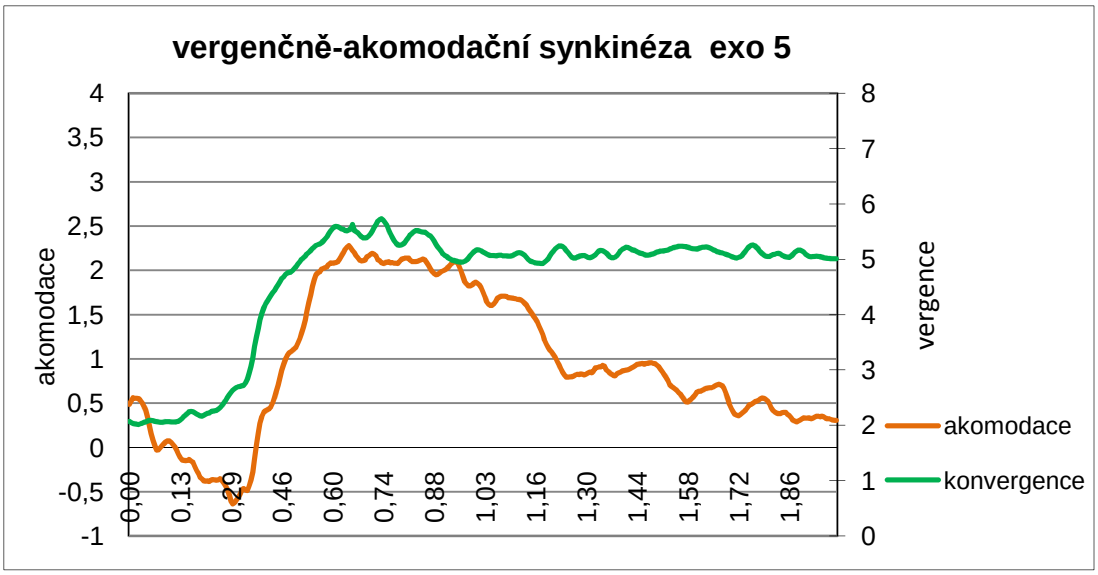

vergenčně-akomodační synkinéza ko 9
akomodace
vergence
akomodace
konvergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90

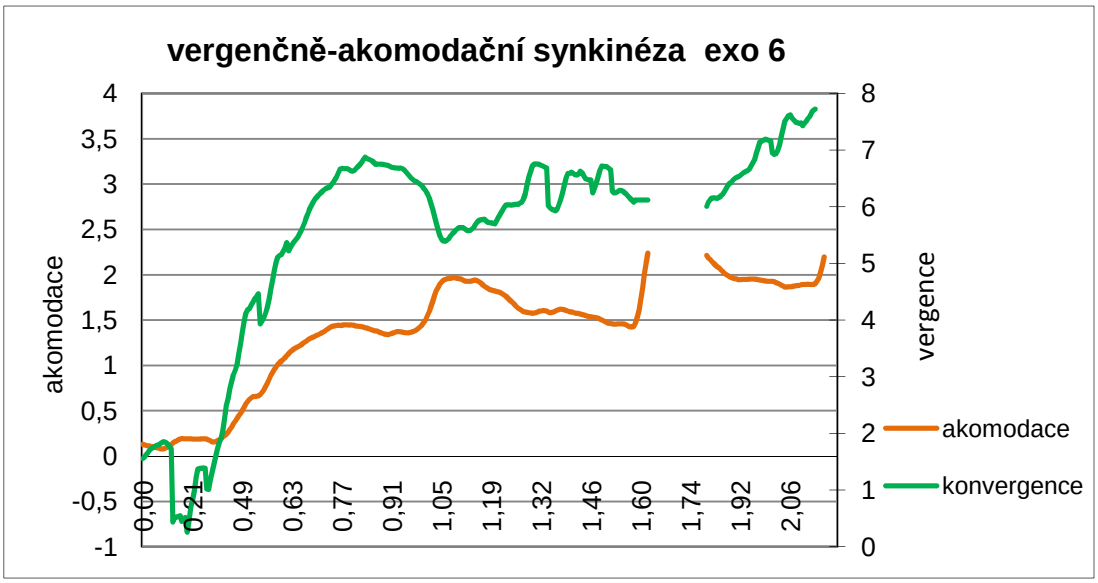
Příloha 2 : Grafy vergenčně-akomodační synkinézy exo experimentální skupiny

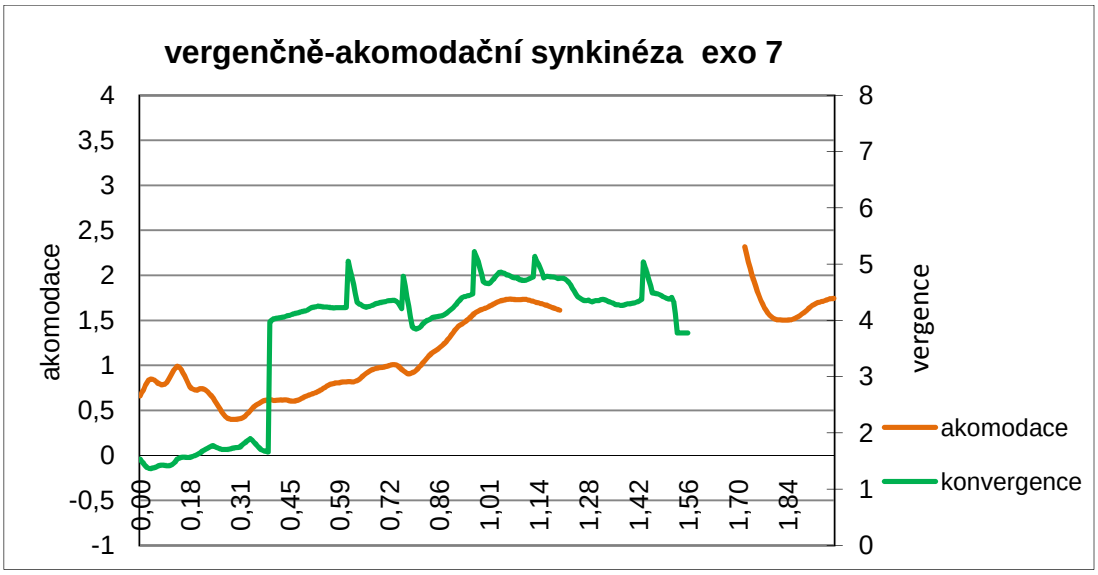


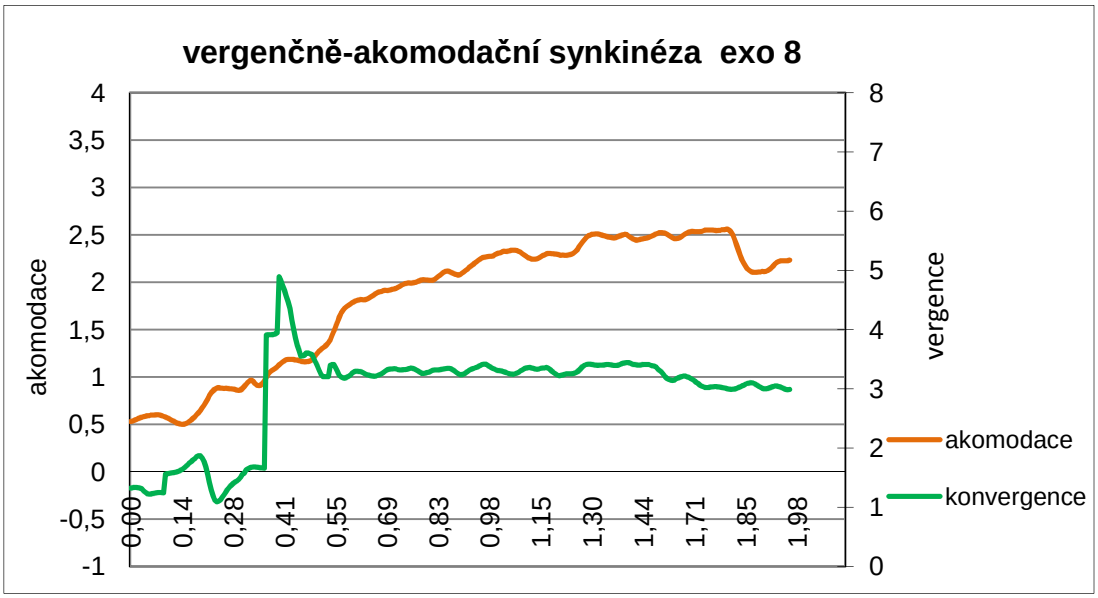


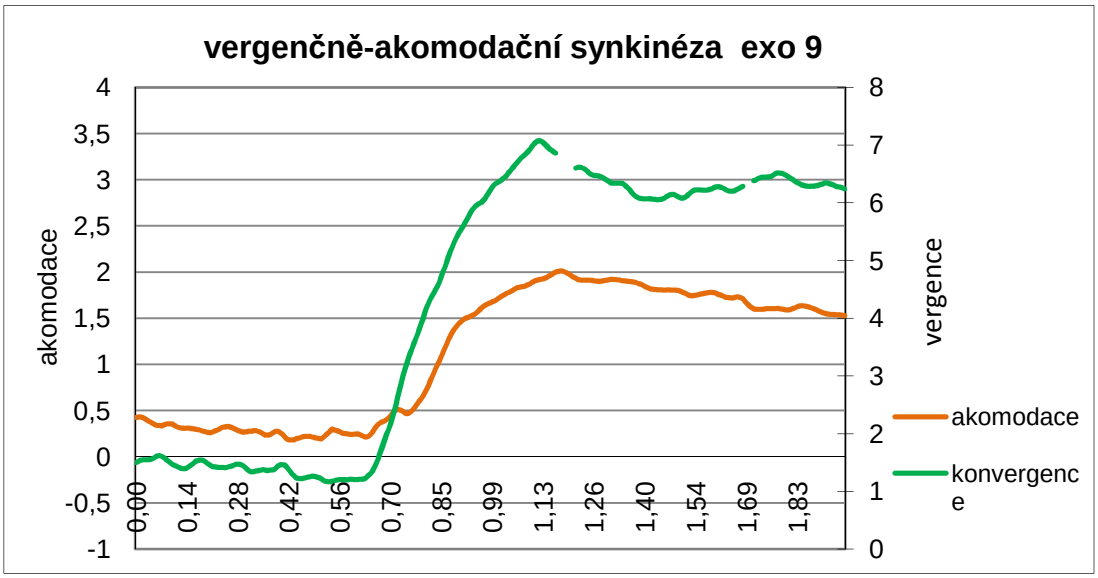
exo 4 – primární data byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná

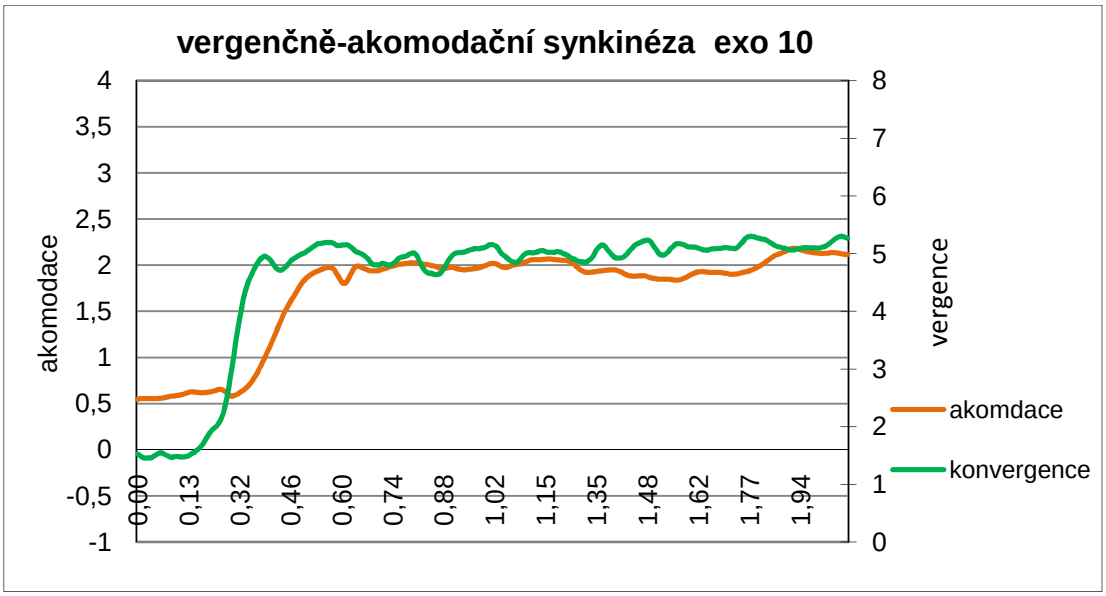


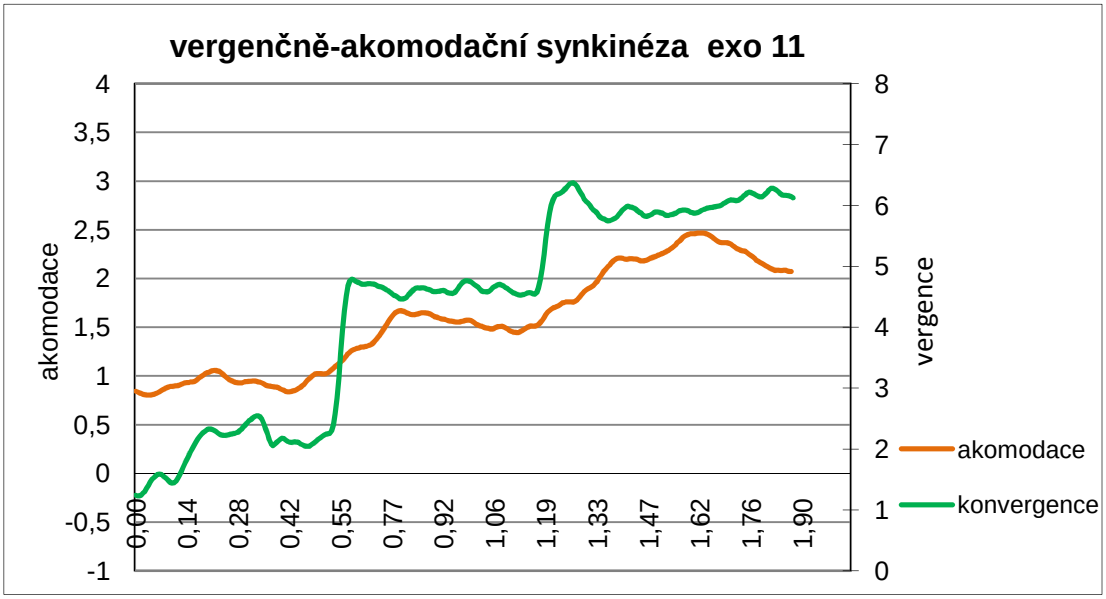



vergenčně-akomodační synkinéza exo 7
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,18
0,31
0,45
0,59
0,72
0,86
1,01
1,14
1,28
1,42
1,56
1,70
1,84
akomodace
konvergence

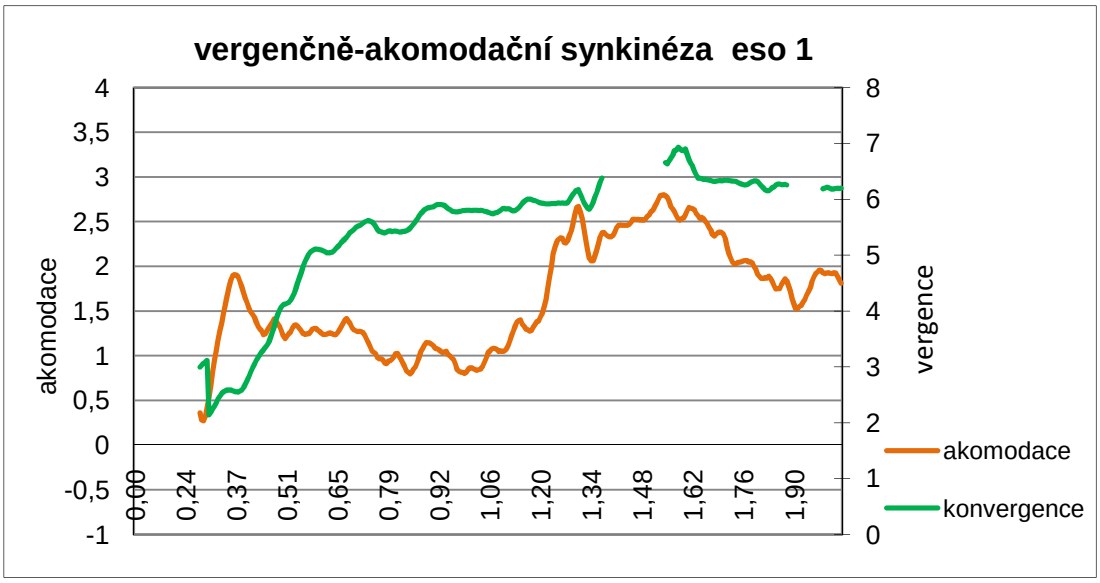

vergenčně-akomodační synkinéza exo 8
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,14
0,28
0,41
0,55
0,69
0,83
0,98
1,15
1,30
1,44
1,71
1,85
1,98
akomodace
konvergence


vergenčně-akomodační synkinéza exo 9
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,14
0,28
0,42
0,56
0,70
0,85
0,99
1,13
1,26
1,40
1,54
1,69
1,83
akomodace
konvergenc
e

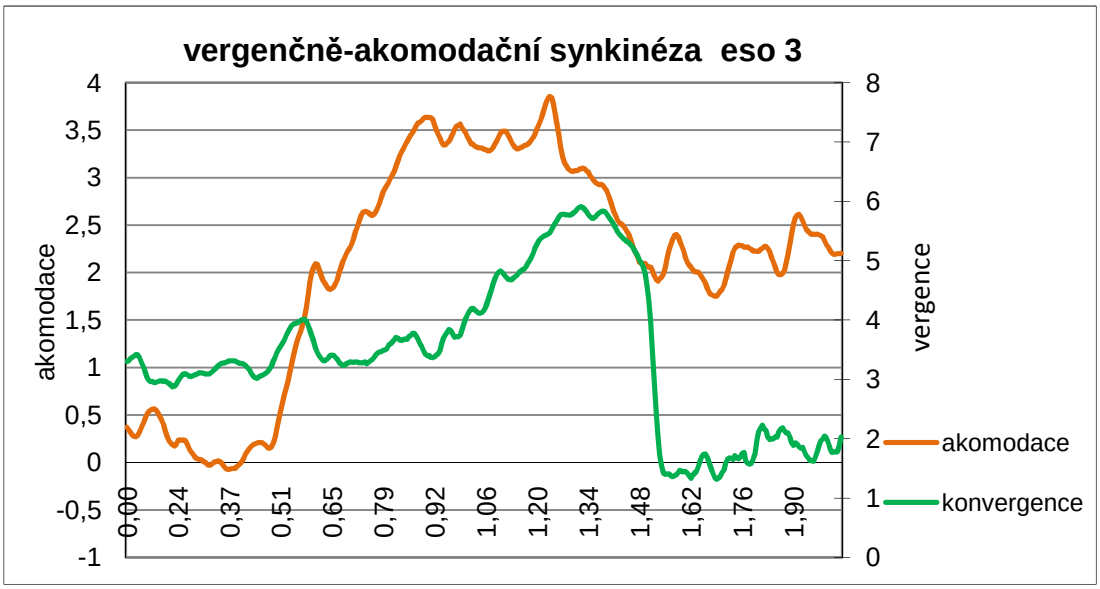

vergenčně-akomodační synkinéza exo 10
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,13
0,32
0,46
0,60
0,74
0,88
1,02
1,15
1,35
1,48
1,62
1,77
1,94
akomdace
konvergence


vergenčně-akomodační synkinéza exo 11
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,14
0,28
0,42
0,55
0,77
0,92
1,06
1,19
1,33
1,47
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence

Příloha 3 : Grafy vergenčně-akomodační synkinézy eso experimentální skupiny

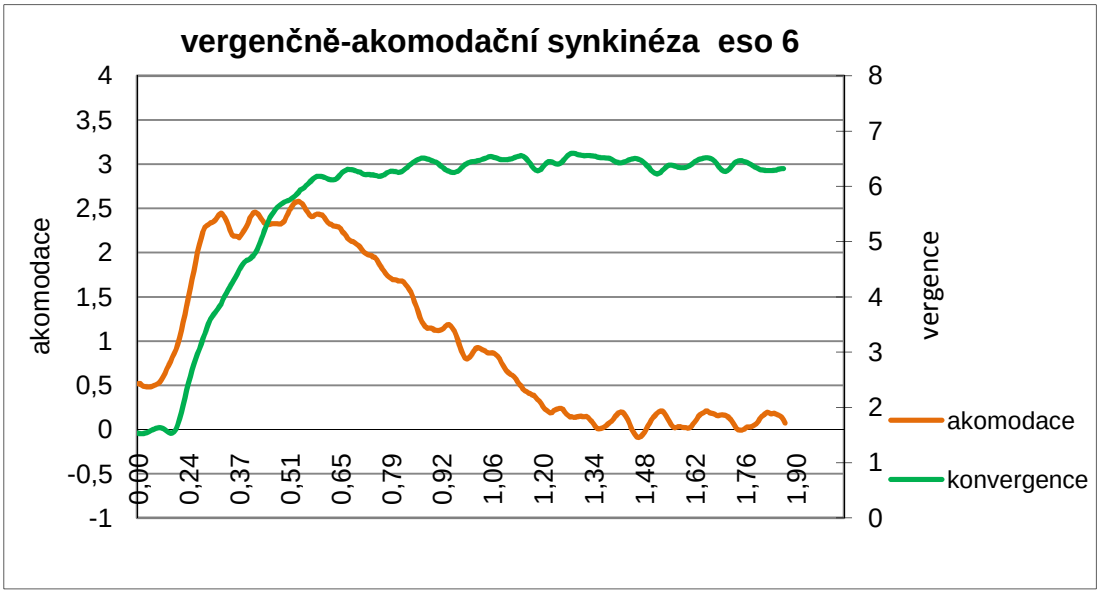


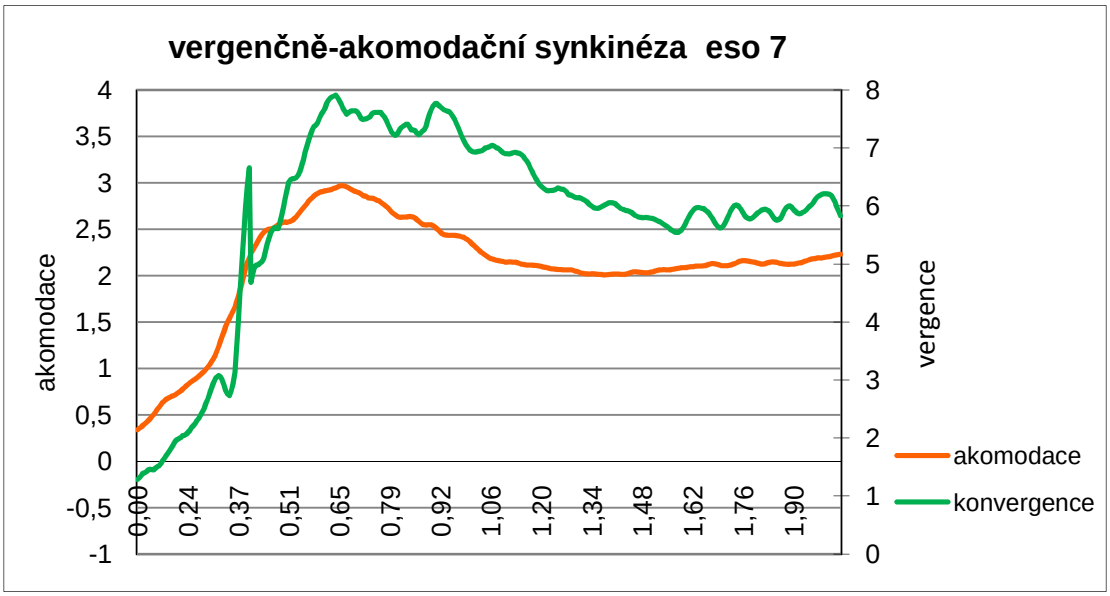
eso 2 – primární data byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná

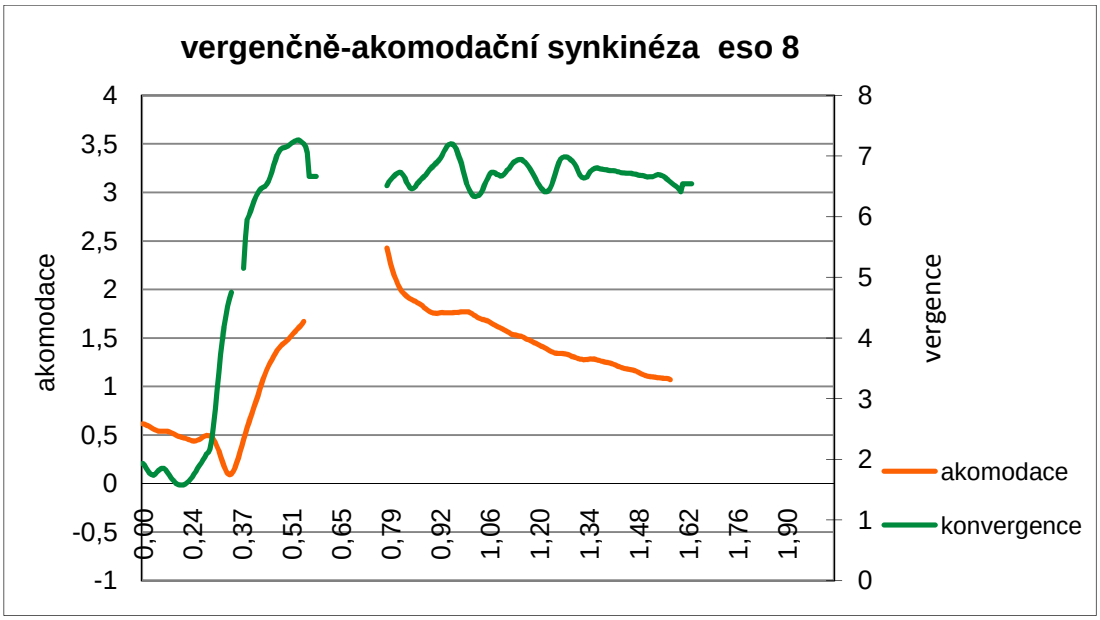


eso 4 – primární data byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná

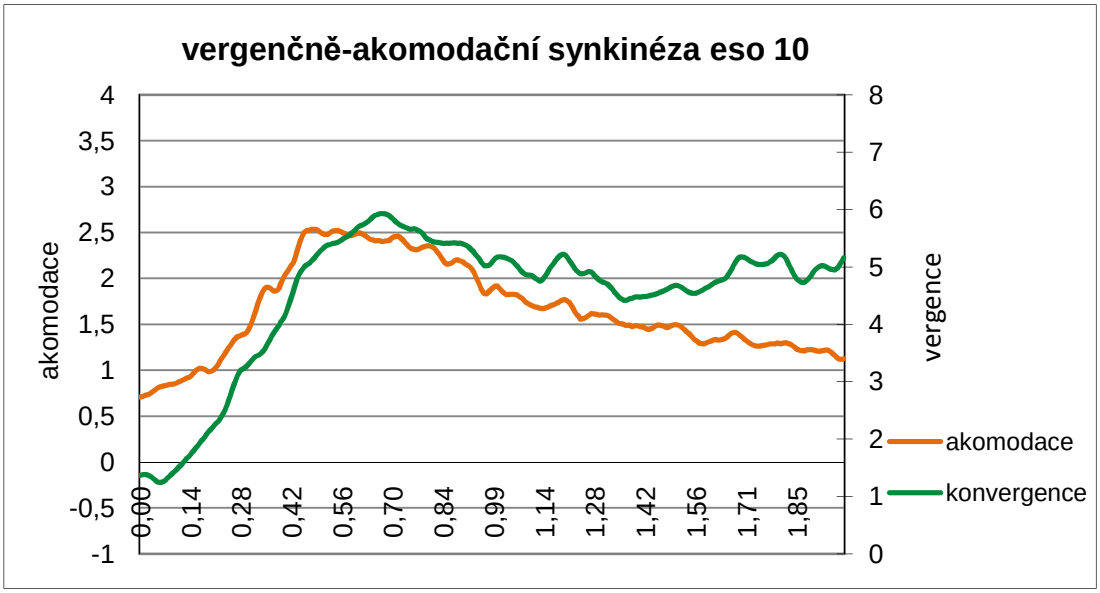
vergenčně-akomodační synkinéza eso 5
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence


vergenčně-akomodační synkinéza eso 6
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence

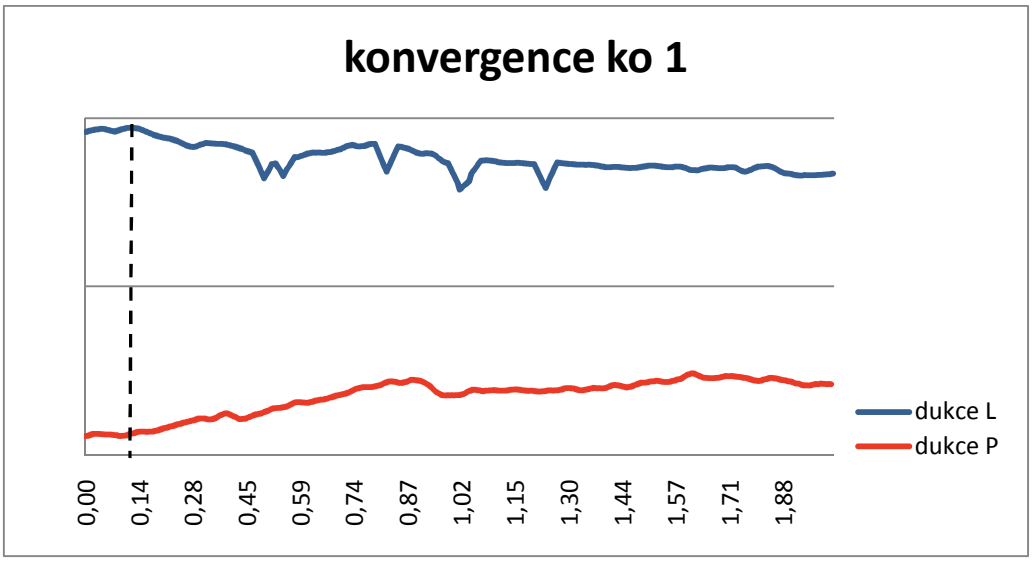

vergenčně-akomodační synkinéza eso 7
akomodace
vergence
4
3,5
3
2,5
2
1,5
1
0,5
0
-0,5
-1
8
7
6
5
4
3
2
1
0
0,00
0,24
0,37
0,51
0,65
0,79
0,92
1,06
1,20
1,34
1,48
1,62
1,76
1,90
akomodace
konvergence

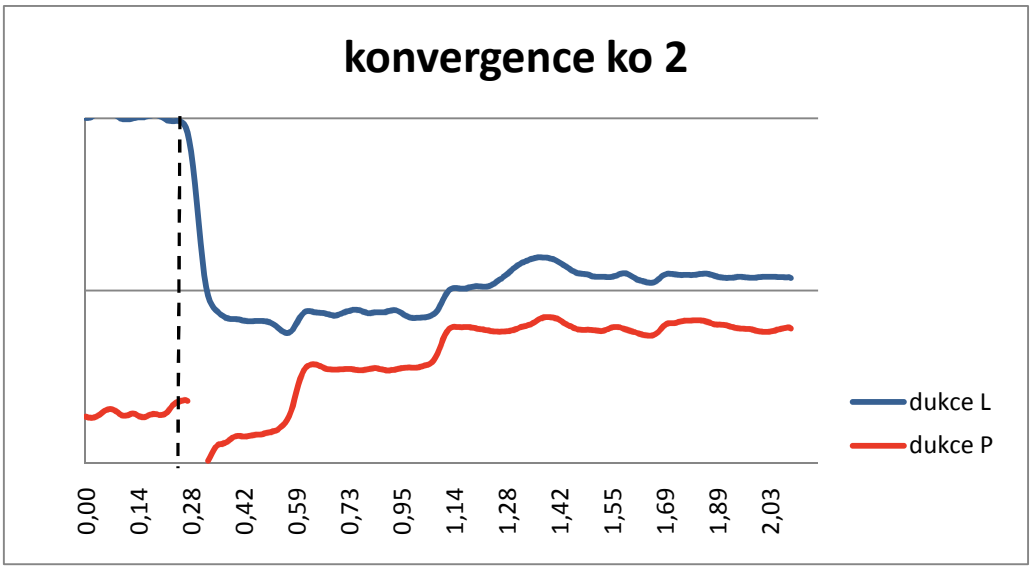


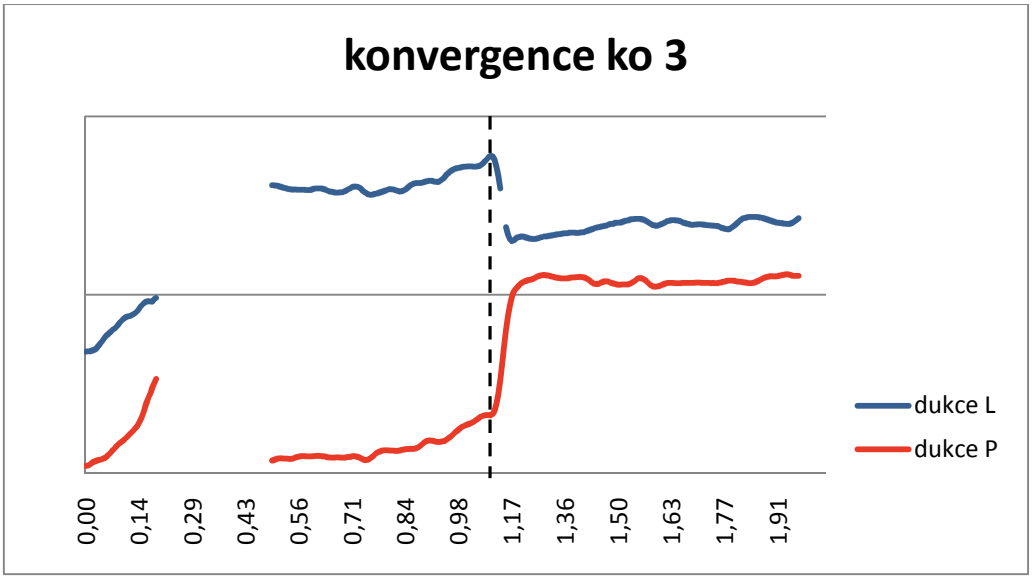
Eso 9 – nebylo možné vyhodnotit

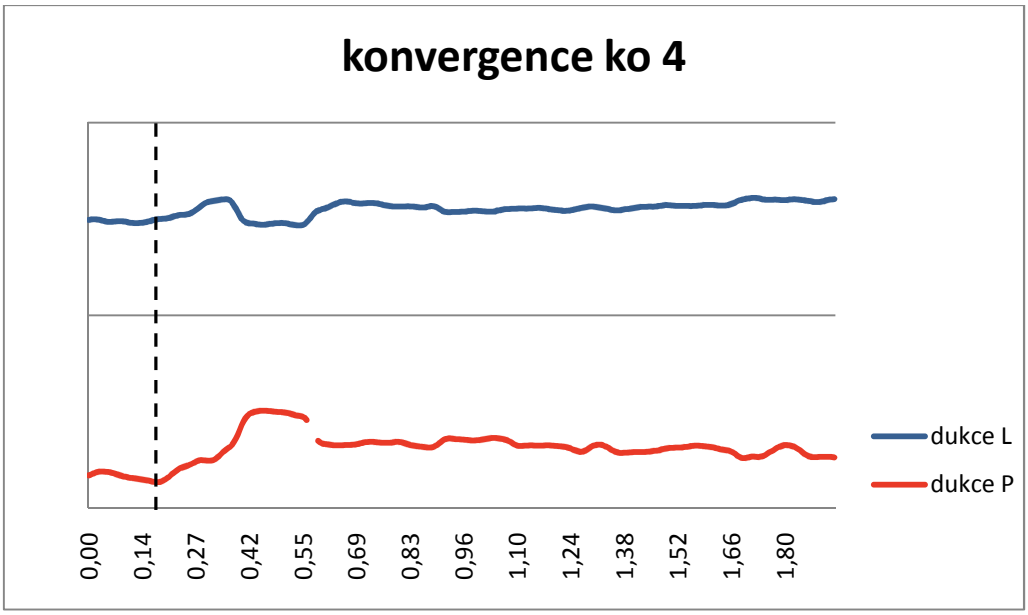


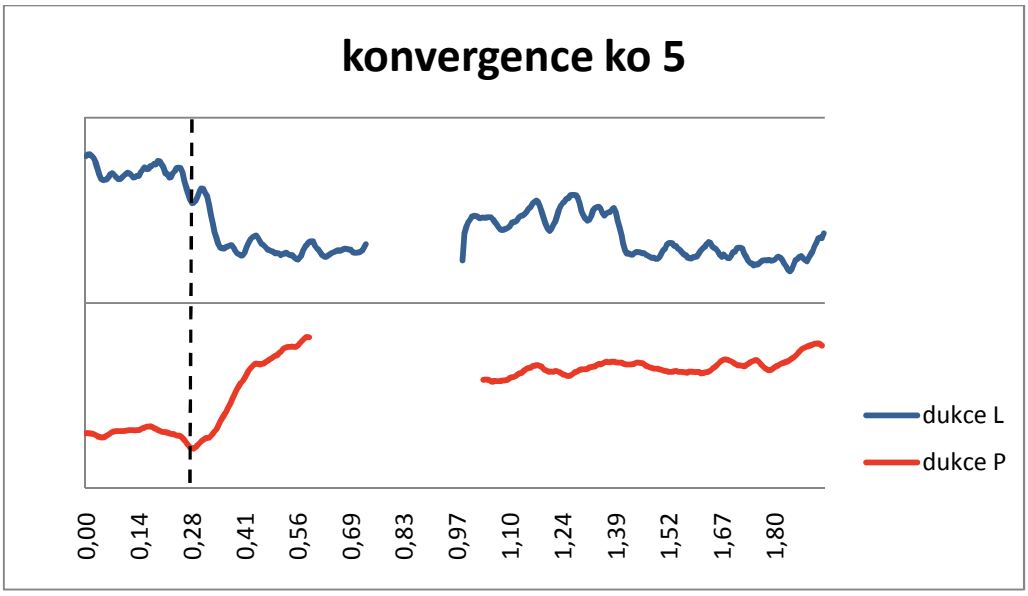
Příloha 4 : Grafy izolované změny konvergence pravého a levého oka kontrolní skupiny

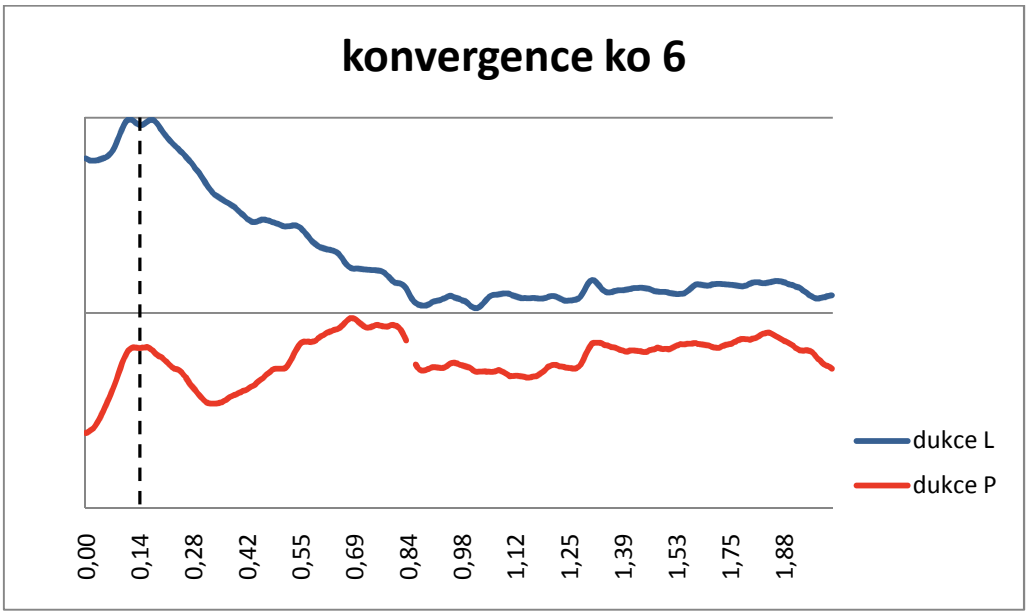


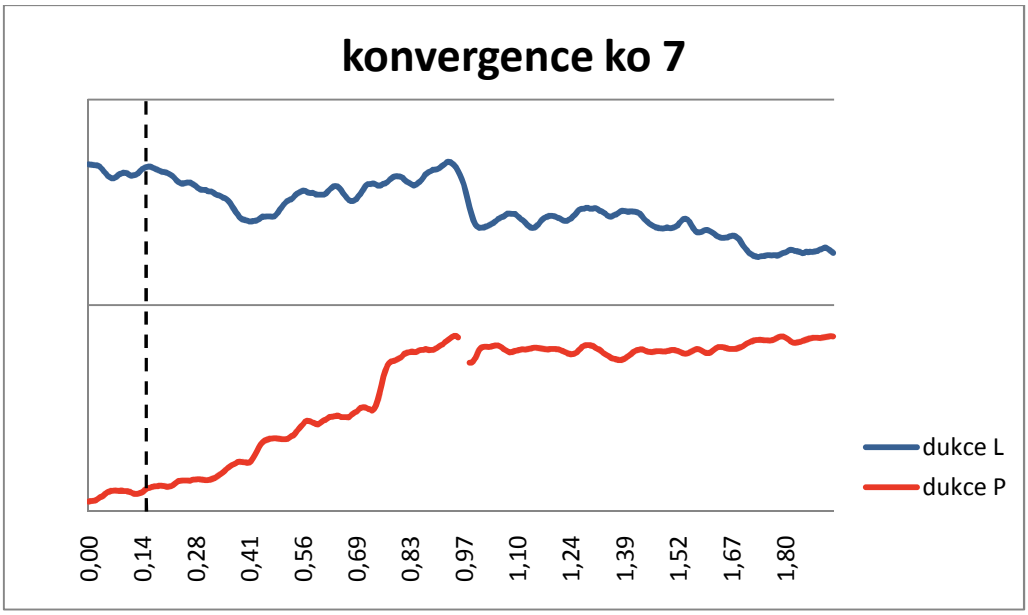


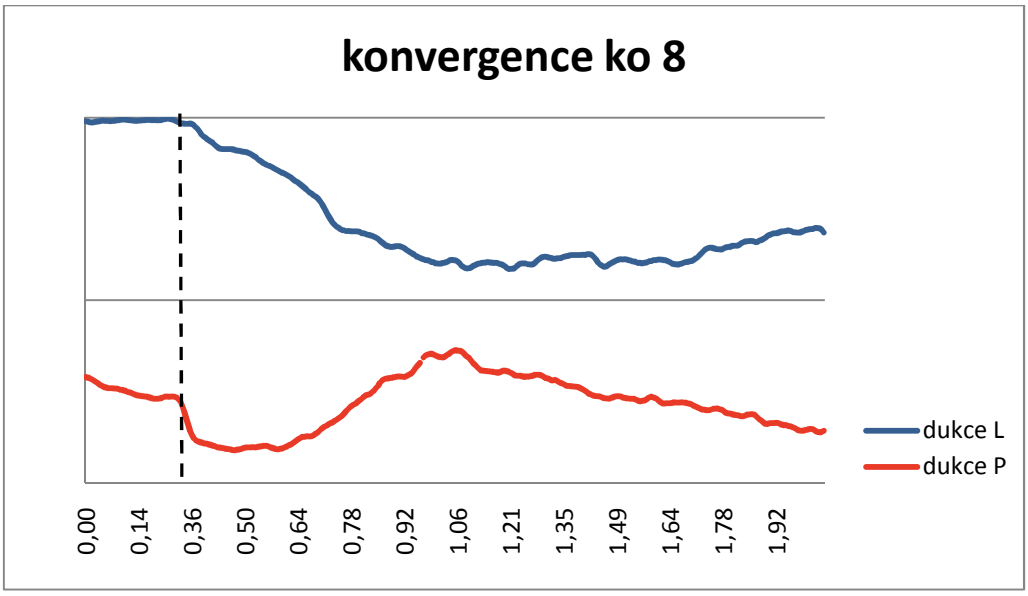


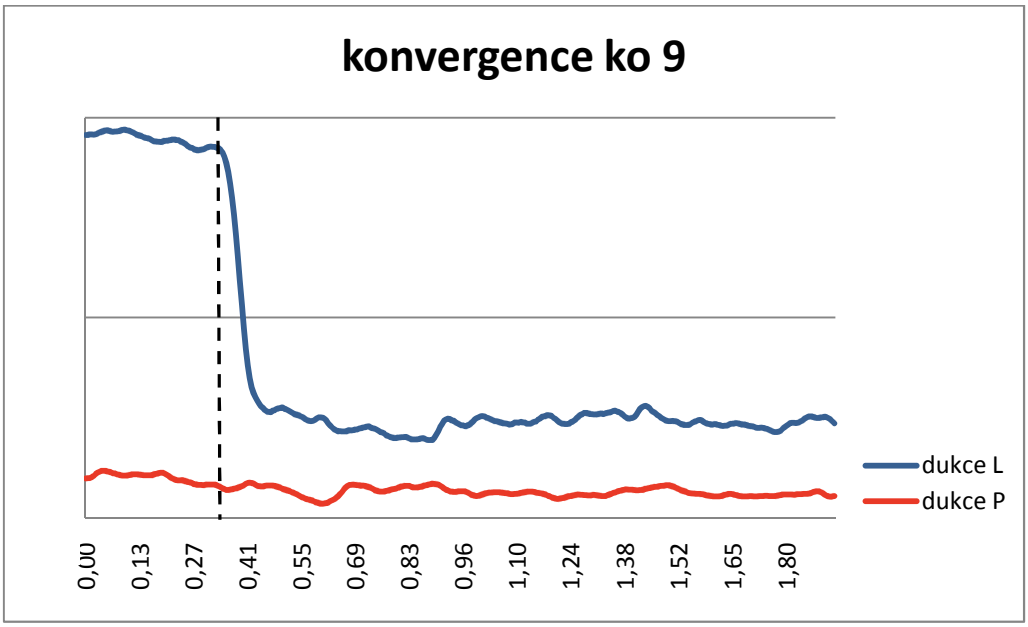

konvergence ko 4
0,00
0,14
0,27
0,42
0,55
0,69
0,83
0,96
1,10
1,24
1,38
1,52
1,66
1,80
dukce L
dukce P


konvergence ko 5
0,00
0,14
0,28
0,41
0,56
0,69
0,83
0,97
1,10
1,24
1,39
1,52
1,67
1,80
dukce L
dukce P


konvergence ko 6
0,00
0,14
0,28
0,42
0,55
0,69
0,84
0,98
1,12
1,25
1,39
1,53
1,75
1,88
dukce L
dukce P

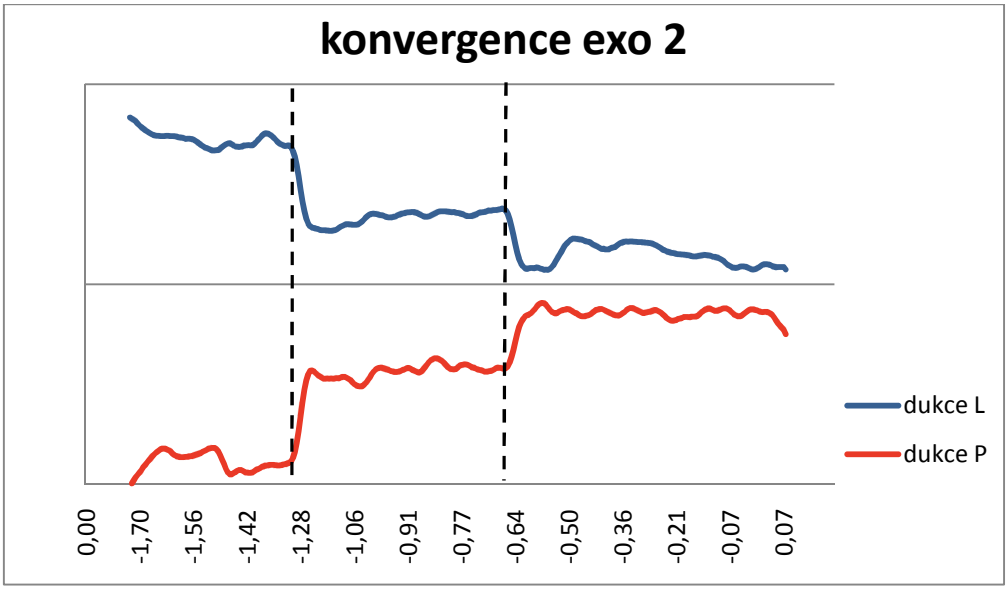

konvergence ko 7
0,00
0,14
0,28
0,41
0,56
0,69
0,83
0,97
1,10
1,24
1,39
1,52
1,67
1,80
dukce L
dukce P

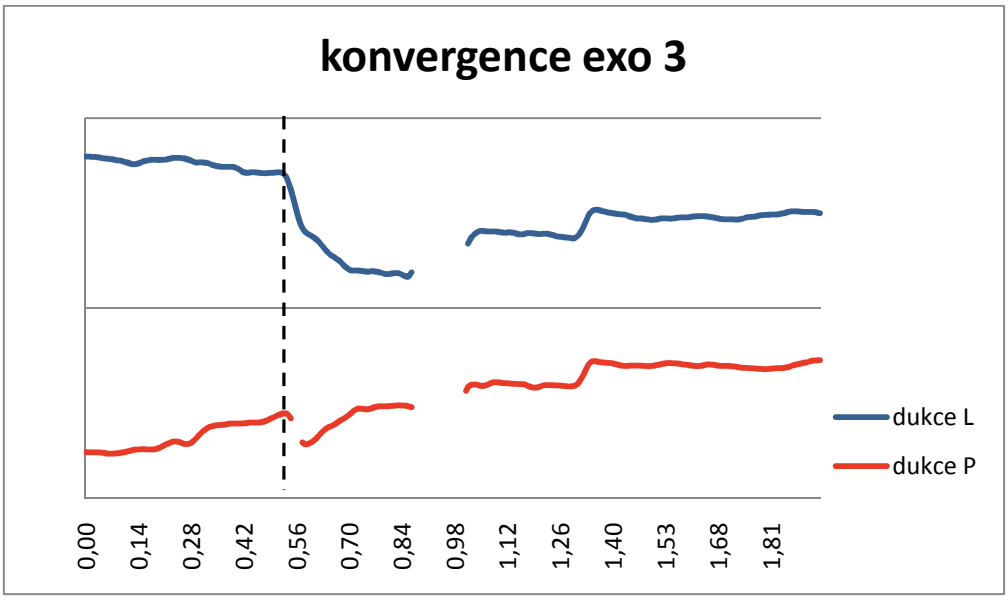

konvergence ko 8
0,00
0,14
0,36
0,50
0,64
0,78
0,92
1,06
1,21
1,35
1,49
1,64
1,78
1,92
dukce L
dukce P


konvergence ko 9
0,00
0,13
0,27
0,41
0,55
0,69
0,83
0,96
1,10
1,24
1,38
1,52
1,65
1,80
dukce L
dukce P

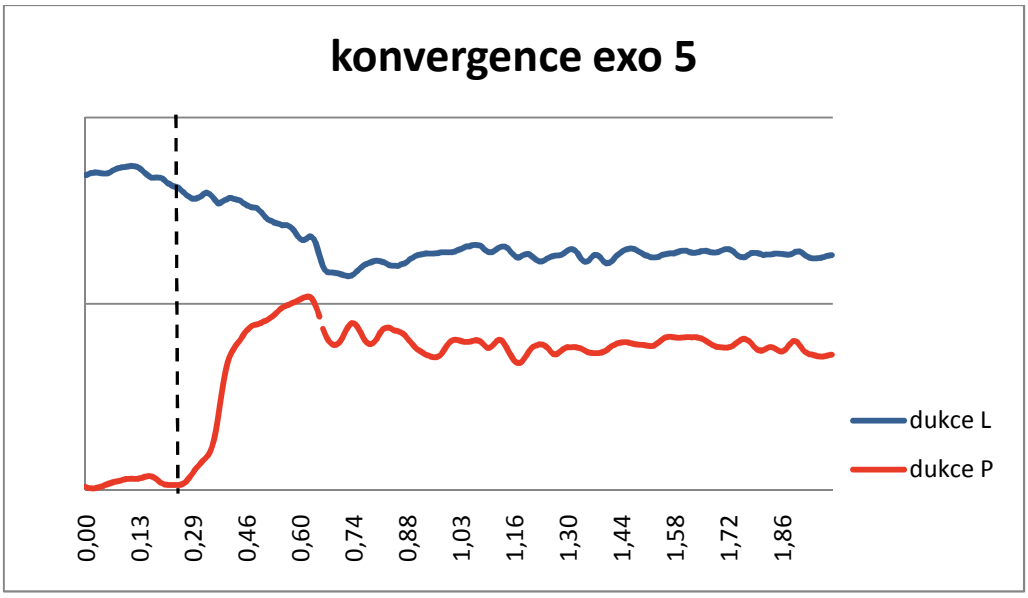
Příloha 5 : Grafy izolované změny konvergence pravého a levého oka exo experimentální skupiny

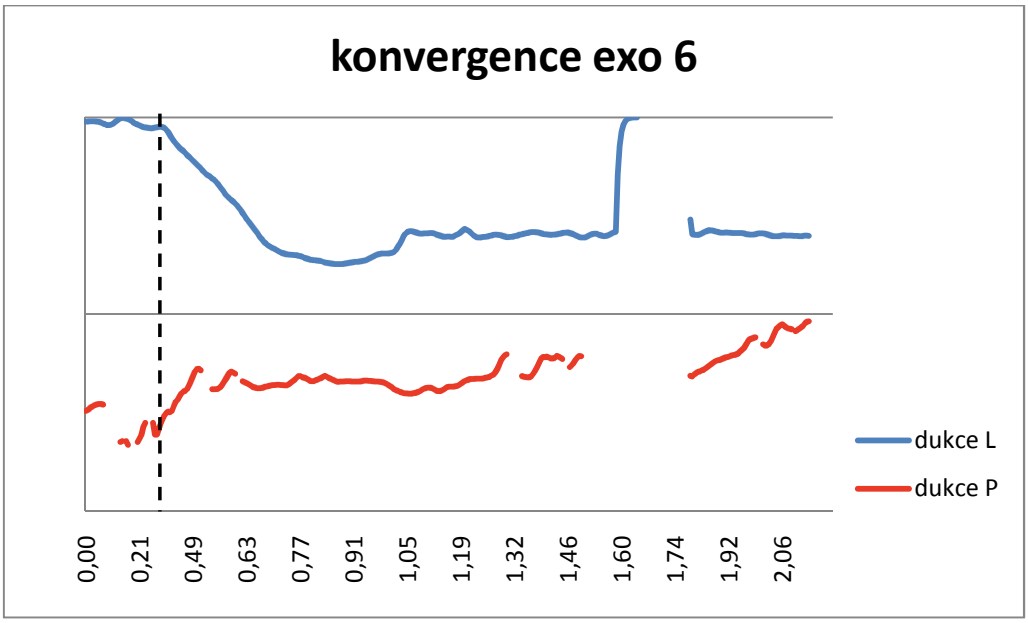
exo 1 – křivka průběhu konvergence nelze vyhodnotit pro pravé oko, proto nezle sestavit graf průběhu konvergence pravého a levého oka

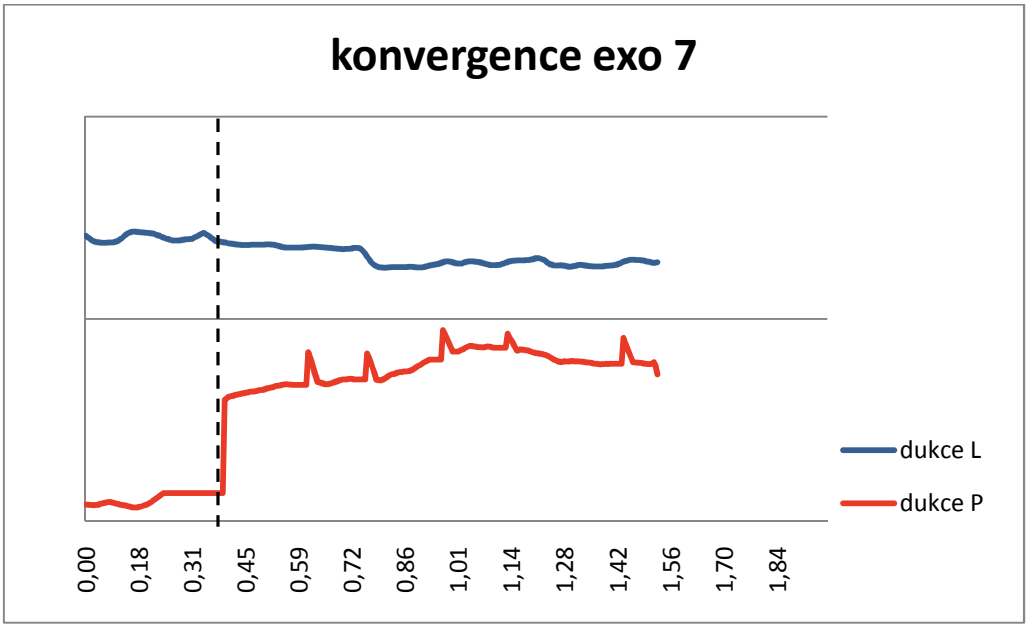


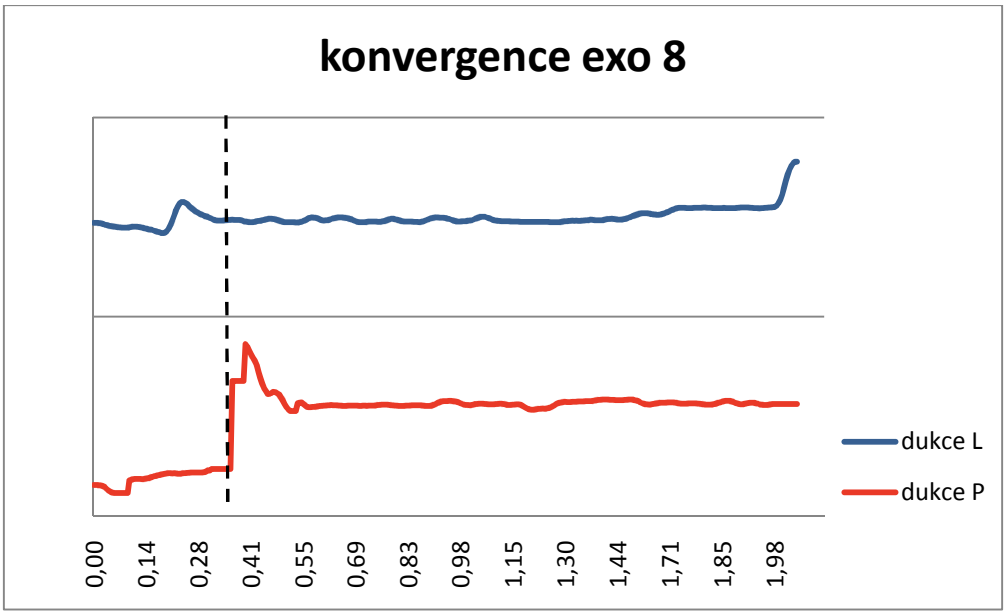


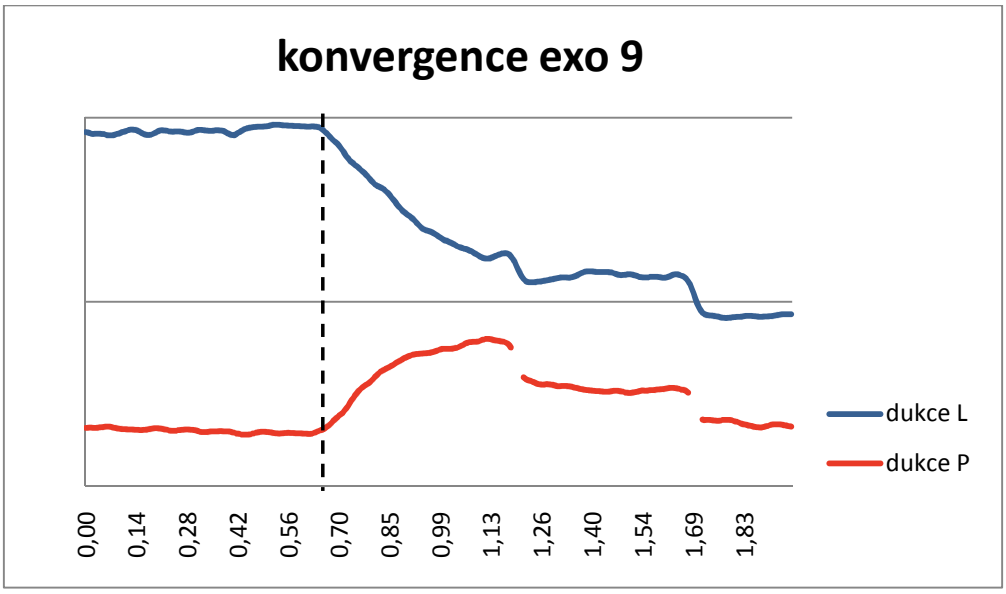
exo 4 - primární data byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná

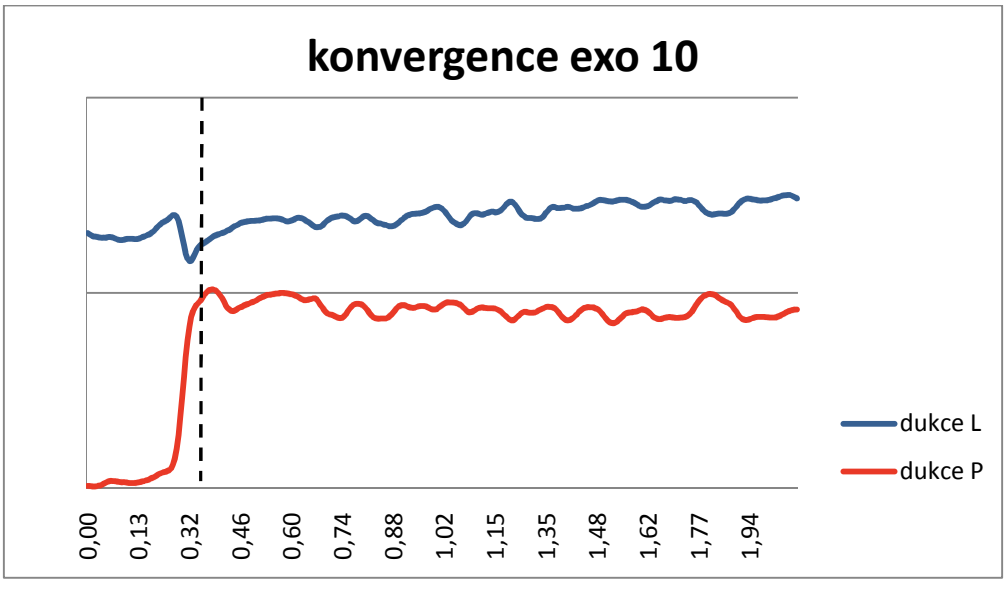

konvergence exo 5
0,00
0,13
0,29
0,46
0,60
0,74
0,88
1,03
1,16
1,30
1,44
1,58
1,72
1,86
dukce L
dukce P

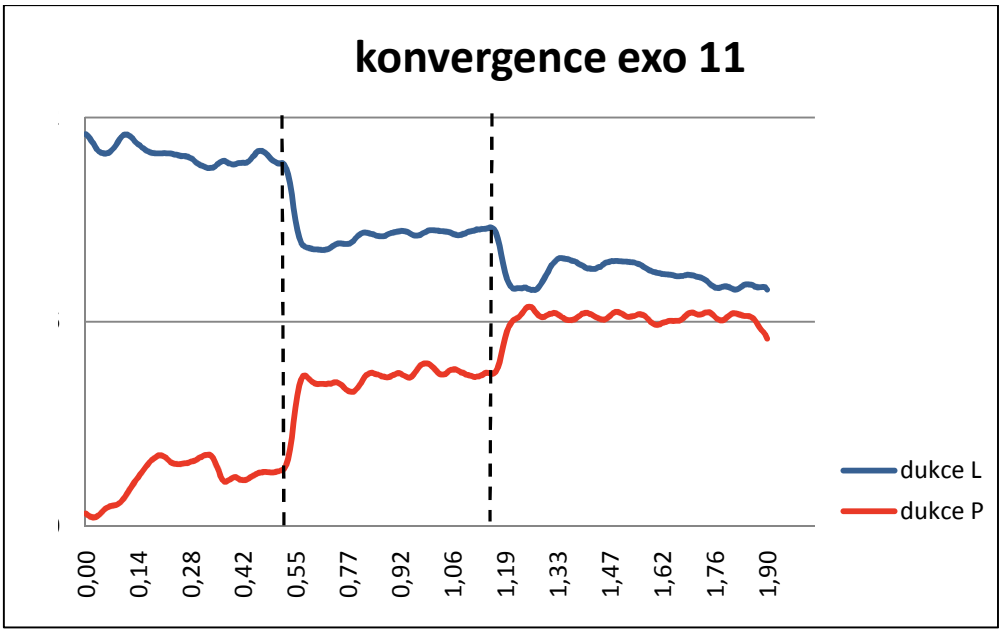

konvergence exo 6
0,00
0,21
0,49
0,63
0,77
0,91
1,05
1,19
1,32
1,46
1,60
1,74
1,92
2,06
dukce L
dukce P


konvergence exo 7
0,00
0,18
0,31
0,45
0,59
0,72
0,86
1,01
1,14
1,28
1,42
1,56
1,70
1,84
dukce L
dukce P

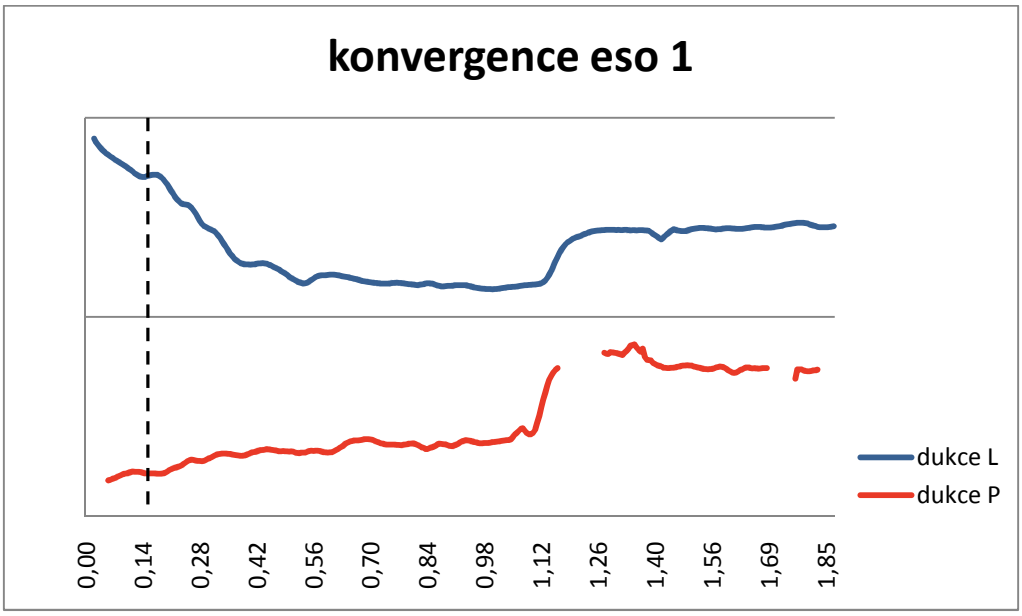

konvergence exo 8
0,00
0,14
0,28
0,41
0,55
0,69
0,83
0,98
1,15
1,30
1,44
1,71
1,85
1,98
dukce L
dukce P


konvergence exo 9
0,00
0,14
0,28
0,42
0,56
0,70
0,85
0,99
1,13
1,26
1,40
1,54
1,69
1,83
dukce L
dukce P

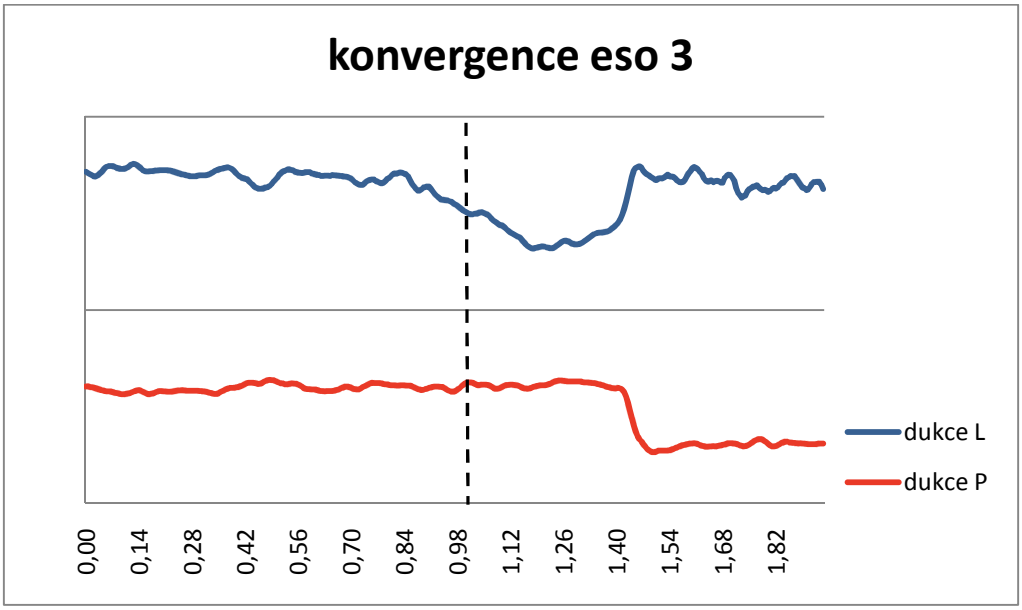

konvergence exo 10
0,00
0,13
0,32
0,46
0,60
0,74
0,88
1,02
1,15
1,35
1,48
1,62
1,77
1,94
dukce L
dukce P


konvergence exo 11
0,00
0,14
0,28
0,42
0,55
0,77
0,92
1,06
1,19
1,33
1,47
1,62
1,76
1,90
dukce L
dukce P

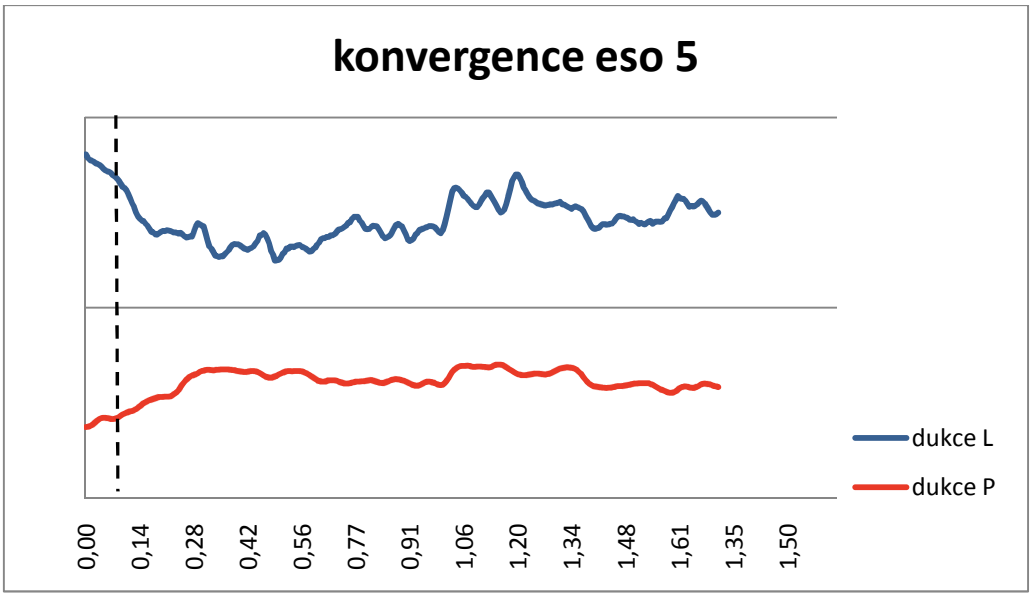
Příloha 6 : Grafy izolované změny konvergence pravého a levého oka eso experimentální skupiny

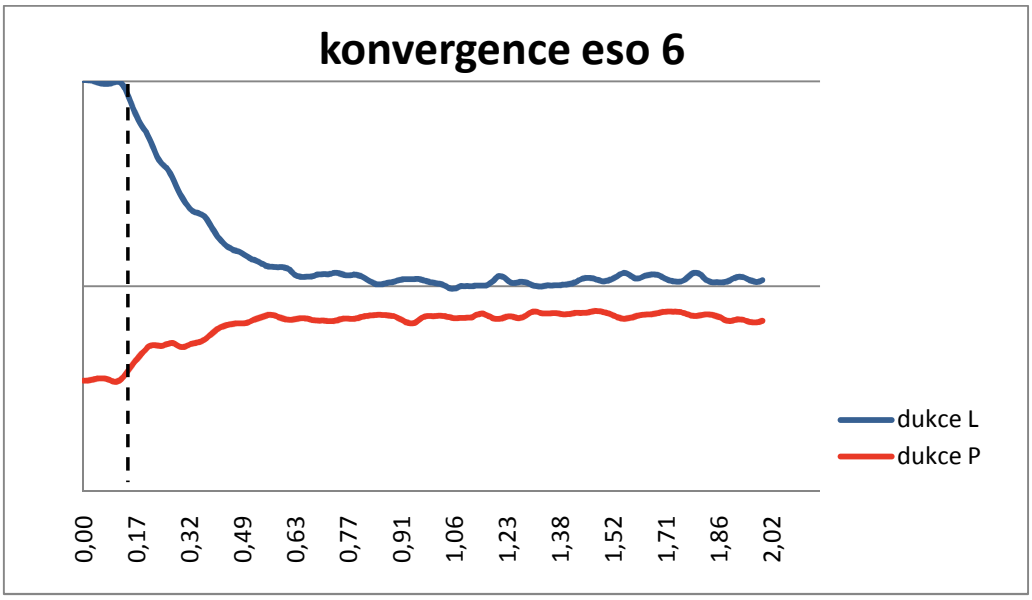


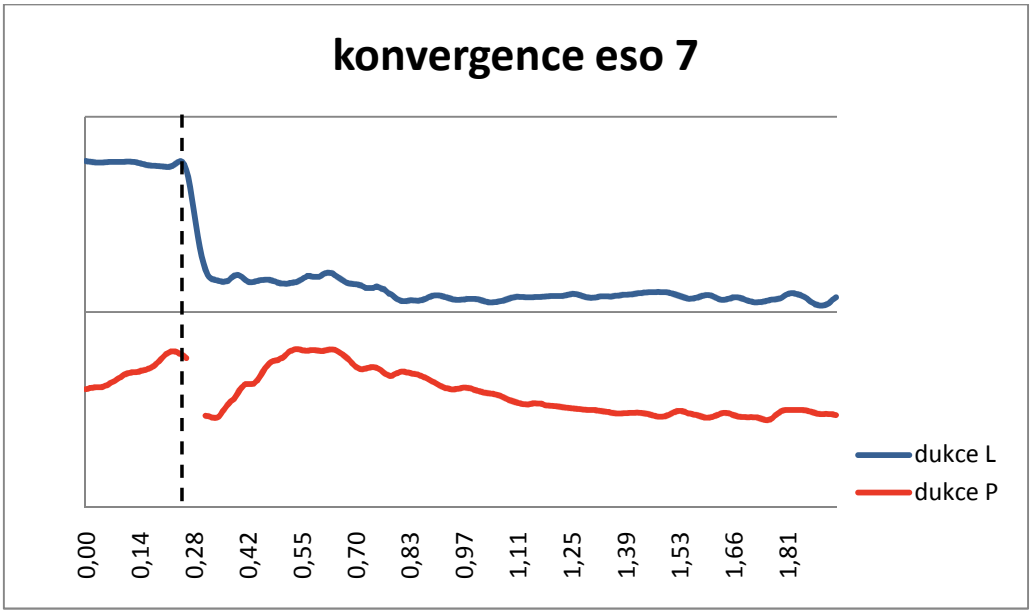
eso 2 - primární data byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná

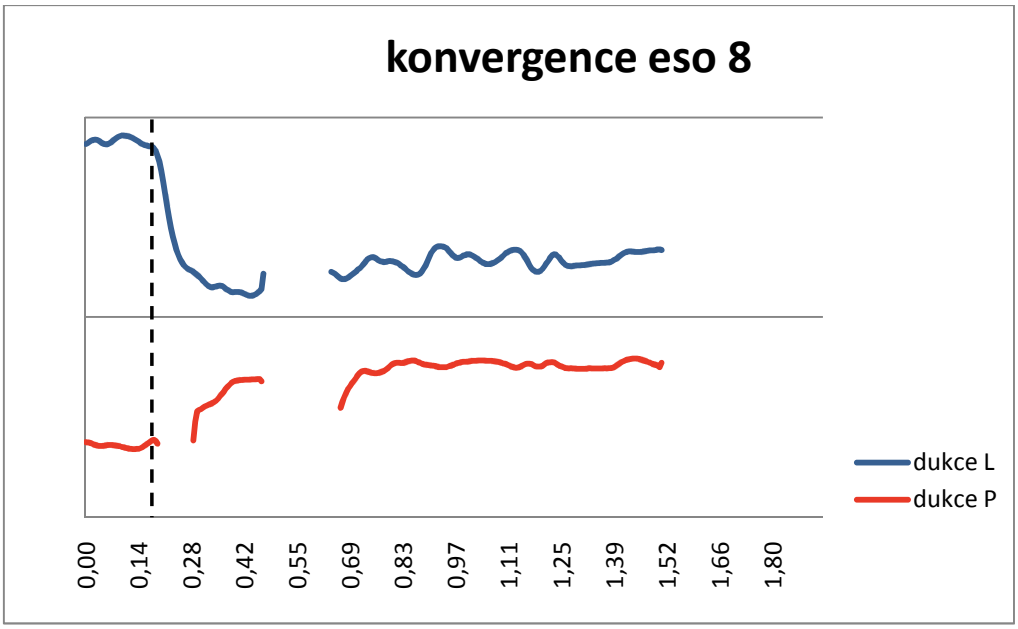
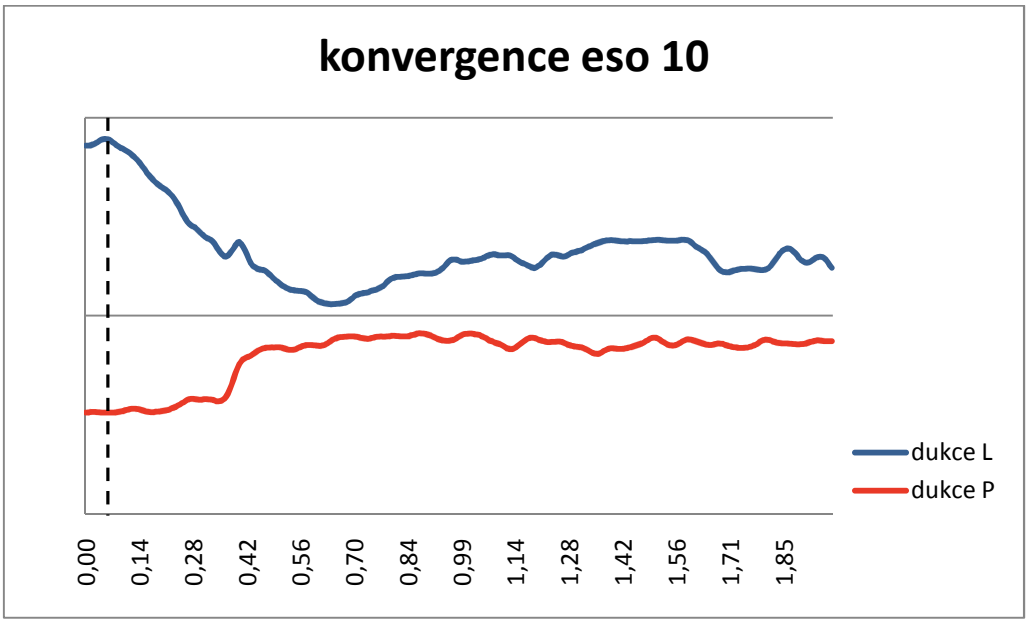


eso 4 - primární data byla, pro zpracování grafů, z technických důvodů nepoužitelná


konvergence eso 5
0,00
0,14
0,28
0,42
0,56
0,77
0,91
1,06
1,20
1,34
1,48
1,61
1,35
1,50
dukce L
dukce P


konvergence eso 6
0,00
0,17
0,32
0,49
0,63
0,77
0,91
1,06
1,23
1,38
1,52
1,71
1,86
2,02
dukce L
dukce P


konvergence eso 7
0,00
0,14
0,28
0,42
0,55
0,70
0,83
0,97
1,11
1,25
1,39
1,53
1,66
1,81
dukce L
dukce P



Eso 9 – nebylo možné vyhodnotit