

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA

KATEDRA OPTIKY

**BINOKULÁRNÍ KOORDINACE PŘI POHLEDU  
DO BLÍZKA**

Diplomová práce

VYPRACOVALA:

Bc. Markéta Přehnalová

VEDOUCÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE:

RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D.

Obor: 5345R08269 OPTOMETRIE

Studijní rok 2012/2013

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod vedením RNDr. Mgr. Františka Pluháčka, Ph.D., za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci 1. 6. 2013

.....

Bc. Markéta Přehnalová

### Poděkování

Touto cestou bych ráda vyslovila poděkování RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi, Ph.D. za jeho ochotu, čas, vstřícnost a cenné připomínky, které mi v průběhu realizace této diplomové práce poskytl. Také bych ráda poděkovala Markétě Halbrštátové za možnou spolupráci při výzkumné studii a za zapůjčení jejího sestrojeného testu „Tři kočky“ pro cvičení zrakového tréninku. Následně děkuji všem figurantům za jejich ochotu zúčastnit se výzkumné studie a Janu Hrežíkovi za spolupráci při focení. Diplomová práce byla podpořena z projektu PřF, UP č. PrF\_2012\_014.

# Obsah

<b>1. ÚVOD.....</b>	<b>5</b>
<b>2. JEVY SPOJENÉ S POHLEDEM DO BLÍZKA .....</b>	<b>6</b>
• 2.1 AKOMODACE .....	6
2.1.1 Akomodační teorie.....	6
2.1.2 Složky akomodace .....	9
2.1.3 Akomodační stimuly .....	9
2.1.4 Amplituda, rozsah akomodace .....	11
• 2.2 VERGENCE.....	12
2.2.1 Proces konvergence.....	13
2.2.2 Složkyvergence .....	14
2.2.3 Vergenční stimuly.....	15
2.2.4 Konvergenční oblast, blízký a vzdálený bod konvergence .....	17
2.1.5 Sledování vergenčního systému pomocí křivky fixační disparity.....	17
• 2.3 ZORNICOVÉ REAKCE .....	21
2.3.1 Pupilomotorická dráha .....	21
2.3.2 Zornicové stimuly .....	23
<b>3. VZÁJEMNÝ VZTAH AKOMODACE A KONVERGENCE .....</b>	<b>25</b>
• 3.1 KLINICKÝ POHLED .....	25
3.1.1 Význam v diagnostice a léčbě .....	26
• 3.2 MĚŘENÍ AC/A POMĚRU.....	26
3.2.1 Disociační metoda pro měření AC/A poměru.....	27
3.2.2 Asociační metoda pro měření AC/A poměru .....	28
• 3.3 LINEÁRNĚ STATICKÝ A NELINEÁRNĚ STATICKÝ MODEL.....	31
3.3.1 Lineární model – Open-Loop a Closed-Loop systém.....	32
3.3.2 Nelineární model – Open-Loop a Closed-Loop systém.....	35
• 3.4 ZRAKOVÝ TRÉNINK AKOMODAČNĚ – VERGENČNÍ SYSTÉM.....	39
<b>4. VÝZKUMNÁ STUDIE.....</b>	<b>41</b>
• 4.1 CÍLE .....	41
• 4.2 METODIKA.....	41
• 4.3 VÝSLEDKY.....	48
• 4.4 DISKUSE .....	50
<b>5. ZÁVĚR .....</b>	<b>51</b>
<b>6. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....</b>	<b>52</b>
<b>7. SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>55</b>
<b>8. PŘÍLOHY .....</b>	<b>56</b>

# 1. Úvod

Koordinovaná senzomotorická činnost obou očí je jedna z nejdůležitějších funkcí očního pohybového systému. Díky správné souhře očních pohybů může dojít k jednoduchému binokulárnímu vidění (JBV). Jedná se o schopnost vidět pozorovaný předmět oběma očima jednoduše. Binokulární vidění není vrozené, ale postupně se vyvíjí (od narození do věku jednoho roku a do 6 let se upevňuje). Tento vývoj probíhá současně ve všech třech funkčních složkách binokulárního vidění (optické, motorické a sensorické) a také společně s vývojem žluté skvrny a sítnice.

Správný akomodačně-konvergenční vztah umožňuje zrakovému systému nejen zaostřit na pozorovaný předmět, ale stáčet oči takovým způsobem, aby byl pozorovaný předmět zobrazen do místa nejostřejšího vidění, tedy do *fovea centralis* na sítnici. K této spolupráci se přidávají i zornicové reakce, fungující jako tzv. clona, usměrňující paprsky světla vstupujícího do oka.

V klinické praxi se pro popis akomodační konvergence, tj. konvergence navozené akomodací, využívá tzv. AC/A poměru. Tento poměr udává, jak se změní hodnota akomodační konvergence při jednotkové změně akomodace. Odpovídající hodnota AC/A poměru je nezbytná pro správnou analýzu binokulárního vidění, využívá se např. při stanovení adice (či záporné adice) při korekci heteroforie. Z hlediska konstrukce jednotlivých testů pro měření AC/A poměru existují dvě metody měření. Jednou z možností je disociační metoda, při které se vyšetřuje AC/A poměr za monokulárních podmínek, kde není přítomna fúze. Druhá je metoda asociační, tedy za binokulární fúze. Díky odlišným podmínkám u jednotlivých metod se hodnoty AC/A poměru mohou lišit.

Teoretická část se zaměřuje na dva stěžejní okruhy. V první části vysvětluje jevy spojené s pohledem do blízka. Zde jsou popsány zornicové reakce, akomodační a vergenční jevy. Následující část je věnována vzájemnému vztahu mezi akomodací a konvergencí, měření AC/A poměru pomocí asociační a disociační metody. Dále je v této části popsán lineární a nelineární statický model akomodačně-vergenčního systému. Praktická část je věnována výzkumné studii zaměřené na experimentální srovnání gradientní disociační a asociační metody měření AC/A poměru a vliv zrakového tréninku na AC/A poměr.

## 2. Jevy spojené s pohledem do blízka

Sledování blízkých předmětů je umožněno díky třem mechanismům oka – *akomodaci, vergenci a zornicové reakci*. Sledujeme-li vzdálený předmět (5 m a více), akomodace je nulová, oči jsou v paralelním postavení, zornice obou očí je více roztažená. Při přeostření z dálky do blízka se akomodace zvětšuje, pohledové osy očí se stáčí směrem k sobě (konvergence) a zornice se zužují (mióza).

Tyto jevy nenastávají samostatně, ale vzájemně se propojují. Konvergenční akomodace je akomodační složka, která je navozena konvergencí. Naopak akomodační konvergence, složka konvergenční, je navozena akomodací. Zornicový reflex do blízka (ve skutečnosti spíše synkinetický pohyb), při kterém dochází k mióze, je propojený s akomodací a konvergencí. Tento reflex se uskutečňuje za účelem zvýšení hloubky ostrosti, která je podrobněji popsána v podkapitole *Akomodační stimuly*. Zajímavé je, že se reflex do blízka uskutečňuje i za nepřítomnosti akomodace a konvergence (při jejich uvolňování) nebo při zakrytí oka. [1]

### 2.1 Akomodace

Akomodace je schopnost měnit zaostření vzhledem ke sledovanému předmětu na základě neostrých či ostrých obrazů na sítnici. Dynamický děj se uskutečňuje prostřednictvím zesílení lomivosti optického systému oka. Akomodační aparát se skládá z řasnatého tělíska, zonulárních vláken a čočky, podrobně popsaných v publikaci [2].

Jednotkou akomodace je dioptrie (D), odpovídající převrácené hodnotě pozorovací vzdálenosti (v metrech). Například, bude-li vyšetřovaný číst (bez zatížení refrakční vady nebo s její korekcí) ze vzdálenosti 40 cm, musí na daný text akomodovat 2,5 D.

#### 2.1.1 Akomodační teorie

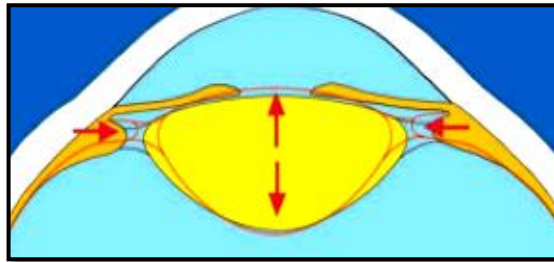
*Herman von Helmholtz* (1855) zkoumal oční změny, které se dějí při akomodaci na základě Purkyňových obrazů<sup>1</sup>. Zjistil, že se třetí Purkyňův obraz (vytvořený přední plochou čočky) během akomodace výrazně zmenšuje a posouvá dopředu, zatímco

---

<sup>1</sup>Obrazy, které jsou vytvořené odrazem od rohovkové a čočkové plochy.

se čtvrtý Purkyňův obraz (vytvořený zadní plochou čočky) zmenšuje jen nepatrně. Na základě tohoto zjištění popsal změny, které se dějí při akomodaci (viz obr. 1) následovně:

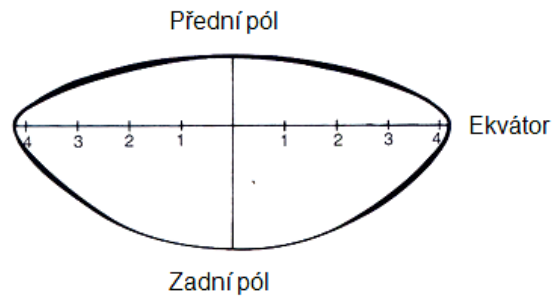
1. Stáhne se pupila.
2. Zornicový okraj duhovky a přední povrch čočky se posune dopředu.
3. Zakříví se přední (více) a zadní povrch čočky (méně).
4. Vlivem gravitace klesá čočka při akomodaci dolů.
5. Cévnatka se pohybuje dopředu.



*Obr. 1: Helmholtzův mechanismus akomodace. [22]*

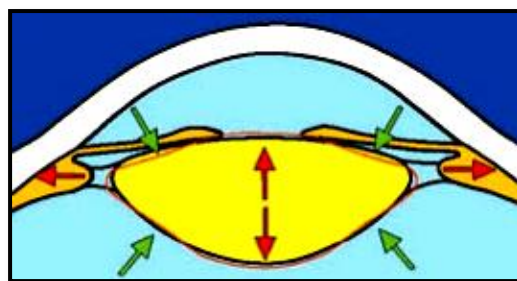
Když je oko v akomodačním klidu (dívá se do dálky), je uvolněný ciliární sval a napětí zonulárních vláken udržuje čočku v relativně vyrovnaném a plochém tvaru. Při pohledu do blízka dochází ke kontrakci ciliárního svalu, což způsobí, že se sval posune dopředu a dovnitř, tím se uvolní napětí zonulárních vláken. Díky elasticitě čočkového pouzdra se zvětší tloušťka, zakřivení čočky a její tvar je téměř sférický. [3]

*E. F. Fincham* studoval čočkové pouzdro a názorně předvedl, že je jeho tloušťka vpředu větší než vzadu a že je také silnější na ekvátoru (blízko upevnění zonulárních vláken) než na jeho pólech (viz obr. 2). Odlišnosti v tloušťce čočkového pouzdra způsobují, že se během akomodace přední povrch čočky velmi silně vyklene (více než by bylo možné, kdyby čočkové pouzdro mělo všude stejnou tloušťku). Tento příspěvek k Helmholtzově teorii, nabízí uspokojivé vysvětlení velkého refrakčního nárustu dioptrické síly, ke kterému dochází při uvolnění zonulárních vláken. [3]



**Obr. 2:** Rozdílná tloušťka čočkového pouzdra. [23]

Schachar (1993) předpokládal, podobně jako Tscherning (1904), že je akomodační proces založený na odlišném anatomickém umístění úponu ciliárních vláken a na aktivní spolupráci mezi jednotlivými strukturami. Tedy, do nejpřednější části ciliárního svalu se upínají ekvatoriální zonulární vlákna, do jeho zadní části se upínají přední a zadní zonulární vlákna. Při kontrakci ciliárního svalu se jeho přední část posune (svraští se) směrem ke sklěře a ke kořeni duhovky, tím se napnou ekvatoriální zonulární vlákna a uvolní zadní a přední zonulární vlákna. Schacharův model, na rozdíl od Helmholtzovy teorie (spoléhající na pasivní uvolnění zounuly a vzdálení ekvátoru čočky od skléry), předpokládá aktivní spolupráci mezi závěsným aparátem a ciliárním svalem a také předpokládá přiblížení ekvátoru čočky ke sklěře. Důsledkem akomodačního procesu dochází ke zvětšení equatoriálního průměru čočky se ztenčenou periferní a rozšířenou centrální oblastí čočky (viz obr. 3). Tscherningova teorie se liší od Schacharovy tím, že předpokládá u akomodace ještě účast sklivce. [2]



**Obr. 3:** Schacharova a Tscherningova teorie akomodace. [22]

Coleman (1986) publikoval svoji teorie akomodačního procesu, která popisuje, že čočka, závěsný aparát a přední sklivce tvoří tzv. „mezistěnu“ mezi přední komorou a zadním sklivcem. Kontrakce ciliárního svalu způsobí tlakový gradient mezi předním sklivcem a přední komorou. Tím dochází ke zvýšení tlaku ve sklivci, ten tlačí na zadní pól čočky a posouvá ji mírně dopředu. [2]



### 2.1.2 Složky akomodace

U akomodace rozlišujeme čtyři složky – *tonickou, konvergenční, proximální, reflexní*. Některé publikace [1] uvádí i pátou složku, tj. akomodace *volní*, která je navozena vůlí. I malá porucha u jednotlivých částí akomodace může vytvářet potíže.

*Tonická akomodace*, odpovídající klidovému stavu akomodace, je přítomna vždy, aniž by potřebovala jakýkoli podnět. Dosahuje velikosti 1 - 2 D, snižující se s věkem. *Konvergenční akomodace*, která se značí CA, je navozena konvergencí (stáčení očí směrem k sobě) při pozorování blízkého předmětu. Protože reakční doba konvergence (viz podkapitola *Vergenční stimuly*) je téměř dvojnásobně rychlejší než u akomodace, napomáhá konvergenční složka binokulárnímu systému udržet správnou akomodaci. *Proximální akomodace* vzniká na základě odhadu vzdálenosti při pozorování předmětu. *Reflexní akomodace* doladuje ostrost obrazu. Reaguje na základě rozmazaného bodu na sítnici. [1]

### 2.1.3 Akomodační stimuly

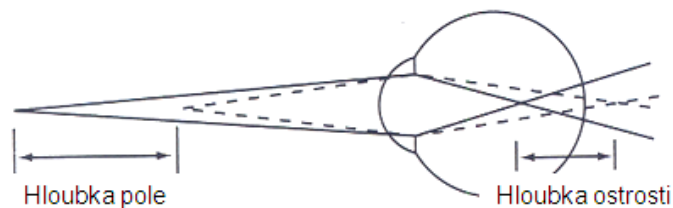
Akomodační stimuly (AS) jsou úzce provázané s akomodačními složkami, které představují pobídku stimulující akomodaci. Mezi tyto podněty patří změna pozorovací vzdálenosti, s ní změna konvergence a také rozostřený obraz.

Prakticky můžeme akomodaci stimulovat změnou vzdálenosti pozorovaného předmětu anebo předložením rozptylné čočky. Při vzdáleném předmětu od oka emetropa lze vypočítat akomodační požadavek, tj. kolik dioptrií musí člověk akomodovat na vzdálenost  $a$ , jako  $\frac{1}{a}$ .

Předpokládá se, že při pozorování blízkého předmětu dochází k ustálenému akomodačnímu stavu. Popravdě se však akomodace mění v rozsahu 0,25 D s frekvencí okolo 2 Hz. Tyto výkyvy, označovány jako *fluktuace*, se značně snižují při sledování "prázdného pole", v oblasti bez akomodačních stimulů, a mizí při pohledu do dálky. Naopak při pohledu do blízka je fluktuace výrazná. Tento fakt naznačuje, že je kolísání vyskytující se ve vysokém kontrastním poli, při pozorování do blízka, důkazem mechanismu zpětné vazby udržující jasnost obrazů.

U jakéhokoli mechanického či biomechanického systému dochází k časovému zpoždění před odpovědí. Toto zpoždění nazýváme *reakční doba*. Pro akomodaci je reakční doba okolo 0,3 s, přičemž doba odezvy (než jsou dokončeny akomodační změny) trvá přibližně 1 s. Znamená to, že akomodační systém potřebuje nejméně 1 s na to, aby se přizpůsobil novému akomodačnímu požadavku. To bychom si měli uvědomit při stanovení subjektivní refrakce, čekáme-li na odezvu vyšetřovaného. Výsledný skutečný akomodační stav oka, kterým oko reaguje na daný akomodační stimul, se nazývá *akomodační odezva* (angl. accommodation response, AR). [1]

Když oko přesně nezaostří daný bod v prostoru, zobrazí se na sítnici místo bodu rozptylový kroužek. Nicméně obrazy budou viděny ostře, pokud velikost rozptylového kroužku nepřekročí hranici kritického průměru. Tato hranice má spojitost s velikostí čípku na sítnici. Oko tedy vnímá obraz jako bodový a ostrý, pokud je velikost rozptylového kroužku menší, než je průměr čípku (asi 5  $\mu\text{m}$ ). Díky toleranci drobného rozostření lze v určitém rozsahu kolem bodu fixace vidět ještě ostře (viz obr. 4). Tento rozsah vzdálenosti je nazýván *hloubkou pole* (angl. depth of field, DOF). Vzhledem k tomuto jevu je možné posunovat text do určité vzdálenosti směrem k sobě nebo od sebe, aniž by došlo k rozostření obrazu. Jedinci, kteří nosí brýle na čtení (určené na vzdálenost 40 cm), jsou schopni udržet přijatelně ostré vidění v rozsahu od 25 do 50 až 60 cm. Dalším důsledkem je skutečnost, že při pohledu na vzdálenost přibližně 6 m a dále již nemusí oko akomodovat. Protože se hloubka pole zvětšuje při zmenšující se velikosti rozptylového kroužku, zvětšuje se při zúžení zornice. V návaznosti na hloubku pole lze zmínit i *hloubku ostrosti*. Ta odpovídá rozsahu vzdáleností ostrého obrazu od sítnice, ve kterém se oku jeví ještě jako ostrý, viz obr. 4. Hloubka ostrosti má také vliv na akomodační odezvu. Vzhledem ke zmenšené potřebě akomodace může být akomodační odezva odlišná od akomodačního požadavku, daného příslušným stimulem. [1, 3]



**Obr. 4:** Hloubka ostrosti, hloubka pole. [23]

## 2.1.4 Amplituda, rozsah akomodace

Hodnota akomodace může být stanovena z hlediska amplitudy a rozsahu akomodace. Amplituda akomodace (AA) lze popsat pomocí dalekého bodu ( $a_R$ )<sup>2</sup> a blízkého bodu ( $a_P$ )<sup>3</sup> akomodace. Vypočítá se z rozdílu jejich převrácených hodnot:

$$AA = \frac{1}{a_R} - \frac{1}{a_P}.$$

Pokud je refrakční vada nulová nebo je korigována brýlemi, pak platí, že  $a_R = \infty$ , tedy  $\frac{1}{a_R} = 0$ . Odtud lze AA zjednodušeně spočítat podle vztahu  $AA = \frac{1}{a_P}$ . Rozsah akomodace nám popisuje akomodační interval (mezi dalekým a blízkým bodem), oblast maximálního a minimálního zaostření.

---

<sup>2</sup> Nejvzdálenější bod, kdy vidí oko ještě ostře.

<sup>3</sup> Nejbližší bod, kdy vidí oko ještě ostře.

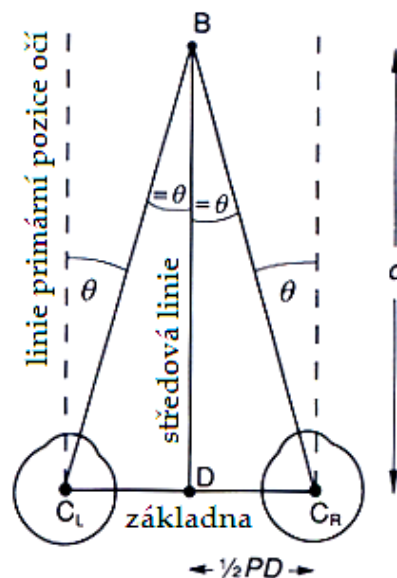
## 2.2 Vergence

S akomodačním procesem jsou neoddělitelně spjaté disjungované pohyby, resp. vergence, které jsou řízeny disparátními obrazy na sítnicích. Zahrnují nesouhlasné pohyby očí na různou vzdálenost zajišťující binokulární vidění. Sledování blízkých předmětů je umožněno díky konvergenci (viz podkapitola *Proces konvergence*). Tento proces očních pohybů se uskutečňuje nevědomě, ale zrakovým tréninkem je možné dosáhnout značného stupně volní (vědomé) konvergence.

Konvergenci lze popsat pomocí konvergenčního úhlu podle obr. 5, kdy se úhel konvergence  $\theta$  každého oka při fixaci bodu B ležícího na střední linii vypočítá jako:

$$\theta = \frac{1/2 PD}{d},$$

kde PD odpovídá pupilární vzdálenosti a  $d$  vzdálenosti bodu B od základny.



Obr. 5: Konvergenční úhel. [24]

V klinické praxi se hodnota konvergence C stanovuje v prizmatických dioptriích pD; 1 pD odpovídá odchylce v tomto případě očí od přímého směru na vzdálenost  $x = 1$  m o vzdálenost  $y = 1$  cm, tedy

$$C(\text{pD}) = \frac{y(\text{cm})}{x(\text{m})}.$$

Hodnota celkové konvergence C obou očí bude tedy vypočítána dle vztahu:

$$C = \frac{PD(\text{cm})}{d(\text{m})}.$$

V praxi měříme vzdálenost  $d$  od brýlí, musíme tedy přičíst ještě vzdálenost brýlí od středu otáčení oka, což je asi 0,027 m. Dostaneme konečnou rovnici pro konvergenci:

$$C = \frac{PD(\text{cm})}{d(\text{m}) + 0,027}.$$

Mezi vyjádřením konvergence v úhlových jednotkách a v prizmatických dioptriích lze nalézt přepočtení vztah

$$C = 100 \tan \theta.$$

Další možností pro vyjádření konvergence je tzv. *metrový úhel*. Definuje se jako převrácená hodnota konvergenční vzdálenosti v m. Jednotkou je tedy  $1/m$ , označovaná též jako m. ú. Vzhledem ke vztahu akomodace a konvergence by měl být u emetropického oka číselně roven akomodačnímu požadavku na danou vzdálenost. Neboli kolik akomoduje emetropické oko dioptrií, tolik konverguje metrových úhlů. Například je-li předmět vzdálen 2 m od oka, bude konvergence 0,5 m. ú. Maximální konvergence bývá za normálních podmínek asi 12 m. ú. [1]

### 2.2.1 Proces konvergence

Okohybný aparát se skládá ze tří složek: korového a podkorového pohledového centra, okohybných nervů a zevních očních svalů, podrobně popsanych v literatuře [2]. Při fixaci sledovaného předmětu ležícího v prostoru se oči natáčejí tak, aby se obraz předmětu zobrazil v místě nejostřejšího vidění, tedy ve fovea centralis, a tím se zachovalo jednoduché binokulární vidění (JBV).

Pohyb očí směrem k sobě nazýváme konvergence, uskutečňuje se při přibližování fixovaného předmětu k očím. Konvergenci řídí vnitřní přímý sval *m. rectus medialis* každého oka, který je inervován III. hlavovým nervem *n. oculomotorius*. Optomotorickou koordinaci očí zajišťuje *area parastriata* (okrsek 18) nacházející se ve zrakové kůře. Dráha konvergenčního pohybu vystupuje ze zrakové dráhy v *nucleus interstitialis* (Cajalovo jádro). Poté se přepojuje systémem *fasciculus longitudinalis medialis* na jádra okohybných nervů, které inervují *m. rectus medialis*, zajišťující konvergenci. [4, 5]

## 2.2.2 Složky vergence

Vergence (resp. konvergence) se skládá z několika dílčích složek. Patří sem *anatomická zbytková pozice*, dále podle Maddoxova rozdělení složka *tonická*, *akomodační*, *proximální*, *fúzní (disparátní)*, ale také složka *adaptační* a *volní* (řízená vůlí). *Anatomická zbytková pozice* je pozice očí, které nejsou inervovány, např. v anestezii.

*Tonická konvergence* je dána základním tonem zejména vnitřních přímých svalů a stáčí oči bez stimulu ze zbytkové pozice do pozice rovnovážné. Tato složka určuje do značné míry heteroforii<sup>4</sup>, která se bude projevovat do dálky. Nadměrná tonická konvergence způsobí esofoirii<sup>5</sup> do dálky, naopak nedostatečná tonická konvergence navodí exoforii<sup>6</sup> do dálky. [3]

*Akomodační konvergence* je vyvolána akomodací a tvoří většinu konvergence. Akomodační složka konvergence charakterizuje heteroforii do blízka. Nadměrná akomodační konvergence se projeví esoforií do blízka, oproti tomu nedostatečná akomodace způsobí exoforii do blízka.

*Proximální konvergence* vzniká odhadem vzdálenosti při fixování pozorovaného bodu a nezávisí na akomodaci. Hranici proximální konvergence určuje blízký bod konvergence (viz podkapitola *Vergenční stimuly*).

*Fúzní konvergence* doladuje finální zaostření obrazu za účelem získání JBV. Podněcují ji disparátní obrazy na sítnici. Její odpověď může být buď pozitivní (konvergence) či negativní (divergence). Nedostatečná fúzní konvergence způsobuje heterotropii<sup>7</sup>. Výhodou je, že lze tuto složku dobře trénovat. [6]

*Adaptační* složka nahrazuje složku akomodační při dlouhodobém pozorování předmětu na danou vzdálenost.

---

<sup>4</sup> Skryté šilhání, jedná se o neuromuskulární odchylku způsobující odlišné postavení očí od stavu dokonalé oční rovnováhy (tzv. ortoforie) při pohledu bez fúzních podnětů.

<sup>5</sup> Heteroforie projevující se stáčením očí směrem k sobě (k nosu).

<sup>6</sup> Heteroforie projevující se stáčením očí směrem do sebe.

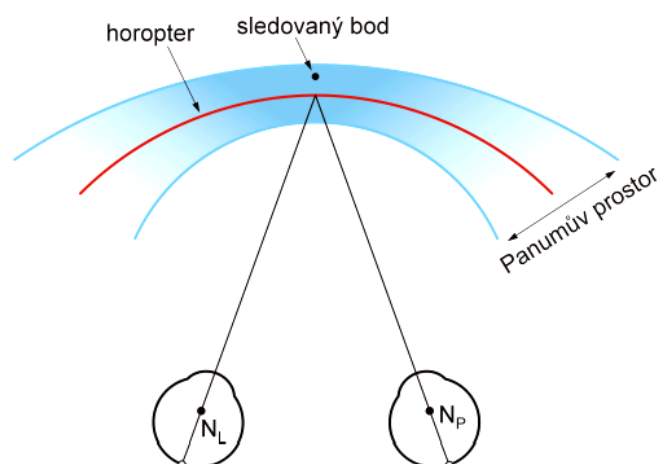
<sup>7</sup> Manifestní (zjevné) šilhání.

### 2.2.3 Vergenční stimuly

Podobně jako u akomodace odpovídají vergenční stimuly (VS) vergenčním složkám. Stimulem pro vergenci je tedy změna akomodace a změna pozorovací vzdálenosti, která navodí sítnicovou disparitu.

Při odpovědi binokulárního systému na daný stimul vzniká určité časové zpoždění, jedná se o tzv. *reakční dobu*. Reakční doba konvergence je dvakrát rychlejší než u akomodace, tedy okolo 0,2 s, proto se konvergence výrazně podílí na udržení správné akomodace. [1]

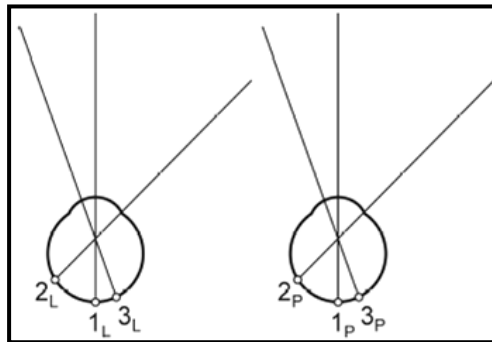
*Vergenční odezva* (angl. vergence response, VR), tj. skutečná vergenční reakce okoohybného aparátu, nemusí plně odpovídat stimulu, může být větší nebo menší, tato drobná odchylka je v rámci tzv. *Panumova prostoru* v okolí pozorovaného objektu tolerována, tj. nedochází k diplopii<sup>8</sup>. Tuto odchylku nazýváme *fixační disparita* (FD). Jedná se o binokulární zbytkovou odchylku od symetrického uspořádání foveí, která přetrvává i po fúzní kompenzaci vergenčního systému (viz obr. 6). Panumův prostor je určitá oblast nacházející se v těsné blízkosti horopteru, která poskytuje JBV, přestože obrazy bodů z této oblasti dopadají na lehce disparátní místa sítnice. Body ležící mimo horopter a Panumův prostor, dopadají na nekorrespondující místa sítnice a zobrazují se dvojité. Jedná se o tzv. *fyzilogickou diplopii*. [15, 7]



**Obr. 6:** Vznik fixační disparity při sledování bodu v prostoru. [25]

<sup>8</sup> Rozdvojení obrazu.

V souvislosti s fixační disparitou je důležité vysvětlit rozdíl mezi korespondujícími, disparátními a lehce disparátními body. Za *korespondující body* se označuje dvojice bodů, kterým přísluší stejná směrová hodnota, např. 1L a 1P, 2L a 2P, 3L a 3P (viz obr. 7). Souhrn všech bodů v prostoru, jejichž obrazy dopadají právě na korespondující body sítnice, a proto jsou vnímány jednoduše, zajišťuje *horopter*. Dvojice sítnicových bodů s různou směrovou hodnotou (vzájemně nekorespondující) představují *disparátní body*, např. 1L a 2P (viz obr. 7). Obrazy, které dopadají na disparátní místa sítnice, jsou vnímány naopak dvojitě (diplopie).



**Obr. 7:** Korespondující a disparátní body. [26]

Pokud obrazy dopadají na lehce disparátní místa sítnice, jsou mozkiem vnímány ještě jednoduše a také prostorově. Tento stav popisuje fixační disparitu. Jelikož je odchylka zrakových os příliš malá na to, aby přerušila binokulární fúzi při fixaci předmětu, člověk ji nezaznamená. Existují různé názory na to, zda FD poskytuje účelovou chybu stimulující vergenční systém (tzv. chybový model) anebo se jedná o chybu, která je ukazatelem poruchy vergenčního systému (stresový model). Skutečný stav může být zřejmě kombinací obou uvedených příčin. [15, 8] Minimální síla prizmatu, potřebná pro úplnou kompenzaci fixační disparity, se označuje jako *asociační forie* (AF). Hodnota AF nezávisí přímo na hodnotě FD, ale na jednotlivém typu testu pro měření FD. Tyto testy lze rozdělit na testy s centrálním i periferním fúzním podnětem (např. Malletův test), kde stanovení AF lze využít přímo pro korekci FD, a pouze s periferním fúzním podnětem, kde je potřeba ke stanovení správné korekce FD proměřit více parametrů (viz podkapitola *Sledování vergenčního systému pomocí křivky fixační disparity*).



## 2.2.4 Konvergenční oblast, blízký a vzdálený bod konvergence

*Konvergenční oblast* je vymezena úhlem, který spolu svírají osy očí při pohledu na *blízký a vzdálený bod konvergence*. Rozdíl vergenčních hodnot dalekého a blízkého bodu konvergence označujeme jako *amplitudu konvergence*. Její velikost se vyjadřuje ve stupních. Skládá z *pozitivní a negativní konvergence*.

*Blízký bod konvergence* (angl. near point of convergence, NPC) představuje nejbližší bod v prostoru, který vidí vyšetřovaný při konvergenci ještě jednoduše. Poloha NPC poskytuje důležitou informaci pro analýzu binokulárního vidění, zejména pro diagnostiku vergenčních poruch. Například při konvergenční insuficienci<sup>9</sup> je NPC posunut dále od oka. Správný postup měření NPC popisuje publikace [10]. *Pozitivní konvergence* je vymezena úhlem, který spolu svírají osy vidění při fixaci na *blízký bod konvergence* a při pohledu přímo vpřed. Obvykle nabývá hodnoty 30° a odpovídá oblasti před okem.

Oproti tomu *vzdálený bod konvergence* charakterizuje maximální divergenci, které jsou oči schopny dosáhnout. Tento bod se tedy nachází za okem v průsečíku fixačních os očí při maximální divergenci. Činí asi 1,5° – 4°. [11]

Na rozdíl od akomodace není konvergence tolik závislá na věku, je stálější. Ve 20 letech se nachází NPC asi v 5,4 cm, ve 30 letech v 7 cm a po 40. roce v 8 cm. Na nedostatečnou konvergenci poukazuje vzdálenost větší než 10 cm. [11]

## 2.1.5 Sledování vergenčního systému pomocí křivky fixační disparity

Pro analýzu a diagnostiku vergenčních dysfunkcí lze aplikovat křivku fixační disparity. Ta nabízí přesnější sledování binokulární spolupráce akomodace s vergencí. Je možné, aby nastala situace, kdy se při měření heteroforie a fúzní vergence jednoznačně neodhalí příčiny symptomů subjektivně vnímaných binokulárních potíží. U některých symptomatických pacientů se vyskytuje tzv. *paradoxní fixační disparita*, která vykazuje opačný směr než jejich zjištěná heteroforie. V tomto případě by korekce pouhé heteroforie mohla pacientovi potíže ještě zhoršit.

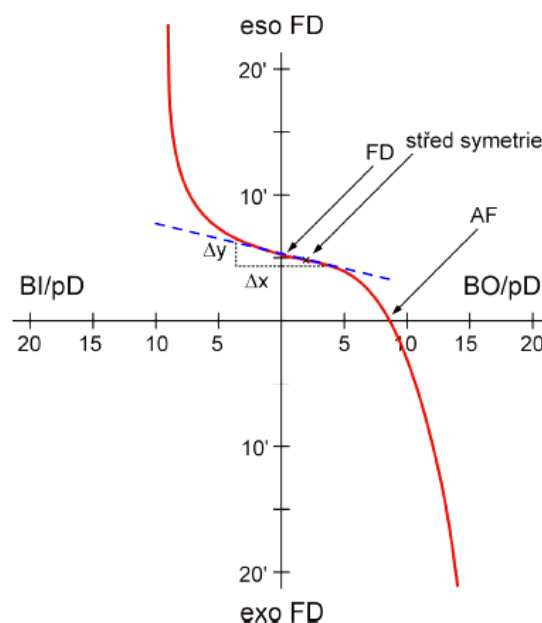
Jak již bylo uvedeno výše, *fixační disparita* odpovídá velmi malé odchylce bifoveolární fixace očí, která se pohybuje v rozsahu pouze několika úhlových minut

---

<sup>9</sup> Nedostatečná konvergence.

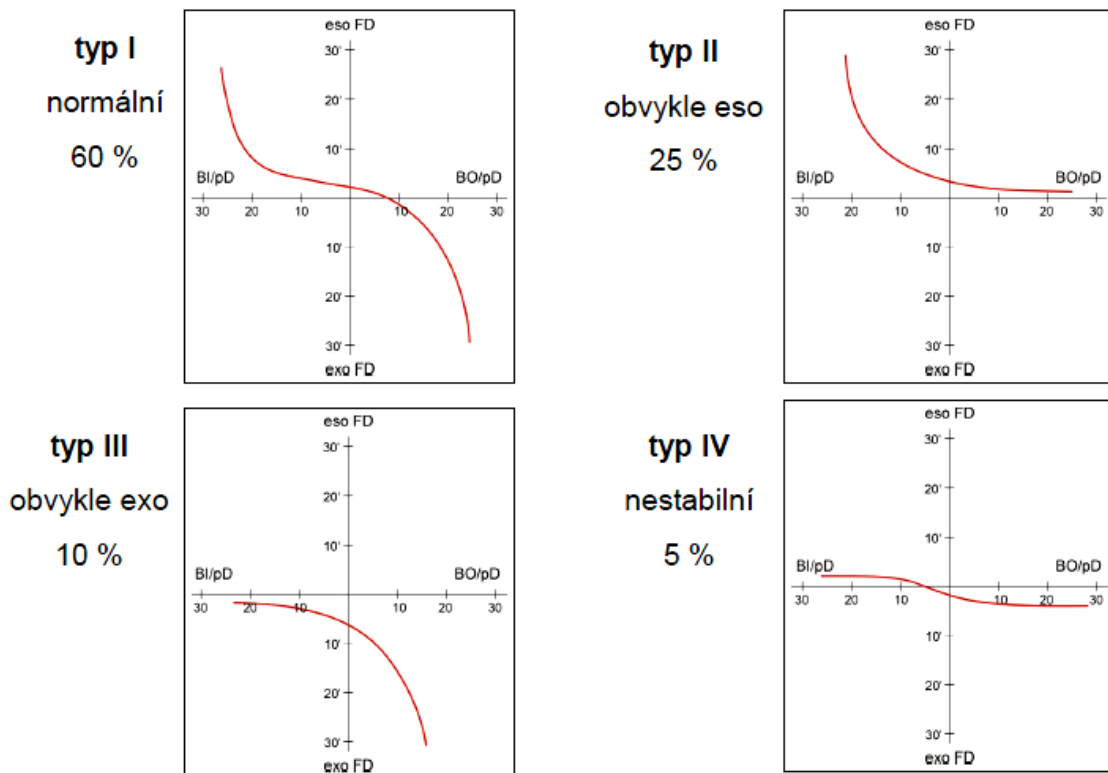
(obvykle 4'eso – 6'exo). Vyšší hodnoty fixační disparity mohou souviset s oslabeným binokulárním viděním. Výhodou měření fixační disparity je, že se uskutečňuje za přirozenějších zrakových podmínek v přítomnosti fúze, kde je zapojen nejen motorický, ale i senzorický faktor. Testy pro fixační disparitu se stupnicí, jako jsou například Wesson card, Saladin Near Point Card či Woolf card, poskytují kompletnější analýzu fixační disparity, jak do dálky, tak do blízka. Křivka fixační disparity popisuje změnu hodnot fixační disparity v závislosti na vloženém prizmatu. Může být sledována závislost horizontální složky disparity na horizontálním prizmatu, popř. vertikální složky na prizmatu vertikálně orientovaném, viz publikace [13, str. 440 - 445]. S vergenčními pohyby přímo souvisí pouze horizontální složka, která je uvažována v dalším textu. Fixační disparita též může být ovlivněna předložením sférických čoček, a to prostřednictvím AC/A poměru. Této problematice je věnována podkapitola *Asociační metoda* pro měření AC/A poměru.

Pomocí jednotlivých parametrů křivky (viz obr. 8) lze analyzovat vergenční systém. Hodnotíme *tvar* křivky, její *sklon*, hodnotu *fixační disparity*, hodnotu *asociační forie* a *střed symetrie*. Velikost křivky je omezena rozsahem Panumova prostoru a také rozsahem fúznívergence. Podle typu a průběhu křivky lze též usuzovat míru adaptace vergenčního systému a případnou přítomnost symptomů. Symptomy se mohou projevit u pacientů s velkou hodnotou fixační disparity, asociační forie a strmým sklonem křivky. Míra adaptace se vyvozuje především z rozsahu plošší části křivky, přičemž větší rozsah poukazuje na lepší adaptaci a obráceně. Příliš strmý průběh bez výrazné ploché části poukazuje na prakticky nulové adaptační schopnosti. [13]



**Obr. 8:** Křivka fixační disparity. [27]

Fúzní změny jsou dosaženy postupně se zvyšující hodnotou předkládaného prizmatu. Obvykle se zvyšuje exofixační disparita v závislosti na zvyšující se hodnotě prizmatu orientovaného bází zevně (angl. base out, BO), naopak při zvyšující se hodnotě prizmatu orientovaného bází dovnitř (angl. base in, BI) se zvyšuje esofixační disparita. Většina osob se lépe adaptuje na jednu stranu předloženého prizmatu (BO nebo BI) než na druhou. Tyto rozdílnosti v adaptaci na prizmata určují *tvar křivky* (viz obr. 9). Z typu křivky FD I (normální) vyplývá přibližně stejná adaptace na prizmata BO a BI. Typ křivky FD II vzniká z větší adaptace na prizmata BO a menší adaptace na prizmata BI a odpovídá esofixační disparitě. U osob, které se adaptují více na prizmata BI než na prizmata BO, bude typ křivky FD III odpovídat exofixační disparitě. Pacienti bez symptomů mají obvykle křivku fixační disparity typu I, ostatní typy křivky FD jsou spojené s rozsáhlou disociační heteroforií (typ II eso, typ III exo) nebo nestabilním binokulárním viděním (typ IV). [13]



**Obr. 9:** Typy křivky fixační disparity. [27]

*Asociační forie* (průsečík s osou x, obr. 8) je klinicky měřená hodnota, která se na křivce značí jako bod. Velikost asociační forie (AF) je obecně podstatně menší než

disociační forie u pacientů s exoforií a u pacientů s esofoří je často větší. Velikost AF je ovlivněna nejen proximální a adaptační vergencí, ale také supresí či redukovanou periferní fúzí. Využití pouhé hodnoty AF pro horizontální odchylky není dostatečné, protože je zde tendence k převýšení potřebné síly prizmatu u pacientů s esofoří. Při měření AF do blízka, je forie ovlivněna AC/A poměrem. Aktuální hodnota *fixační disparity* je v bodě, kde se křivka protíná s osou y (viz obr. 8). *Střed symetrie* odkazuje na oblast, kde je nejpatrnější vergenční adaptace na změnu fúznívergence.

*Sklon s* křivky FD lze vypočítat pomocí dvou možných metod. Centrální sklon křivky se vypočítá jako

$$s = \frac{FD_1 - FD_2}{6},$$

kde  $FD_1$  je měřena při předložení prizmatu 3 pD BI a  $FD_2$  je měřena při předložení prizmatu 3 pD BO. Nebo lze sklon křivky vypočítat z poměru fixační disparity a asociační forie,

$$s = \frac{FD}{AF}.$$

Pokud je výsledný sklon křivky  $s \leq 1,0$ , jedná se obvykle o asymptomatický stav s dobrou adaptací. Jestliže se ale v tomto případě objeví potíže, hodnota prizmatu, která posune střed symetrie na osu y, může tyto příznaky snížit. Strmá křivka je analyzována obvykle u symptomatických pacientů s malou nebo žádnou adaptací. Při kompenzaci symptomatického stavu, například zrakovým tréninkem, lze změnit strmou křivku na plošší. [17] Vliv zrakového tréninku na průběh křivky fixační disparity je popsán v kapitole *Zrakový trénink – akomodačně vergenční systém*.

## 2.3 Zornicové reakce

Duhovkový svalový mechanismus reguluje jednak množství dopadajícího světla na sítnici, ale také snižuje akomodační nároky potřebné k zaostření předmětu do blízka. Při osvětlení oka nebo při změně pohledu z dálky do blízka se zornička stáhne, tzv. *mióza*. Tento jen zvětšuje hloubku ostrosti. Naopak při nedostatečném osvětlení či změně pozorovací vzdálenosti z blízka do dálky se zornička rozšíří, hovoří se o *mydriáze*. Níže jsou popsány jednotlivé dráhy, které vykonávají tyto reflexy.

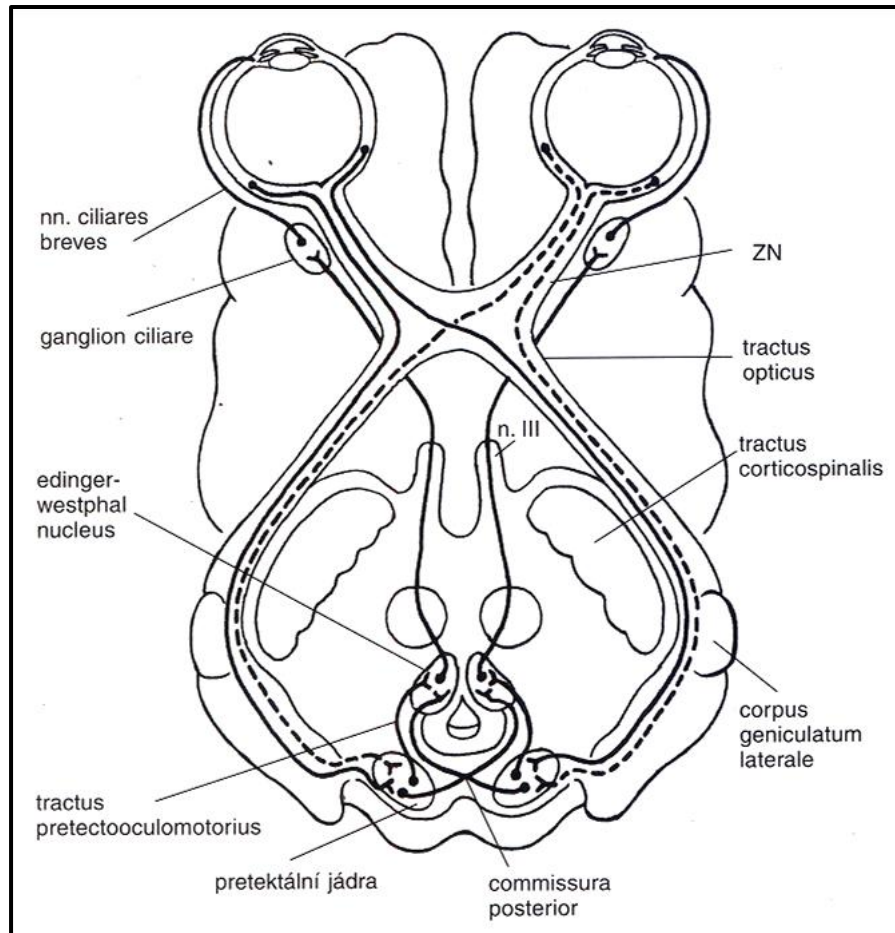
### 2.3.1 Pupilomotorická dráha

Pokud sítnice vyšle prostřednictvím zrakové dráhy informaci o neostrém obraze do zrakové kůry, sousední oblasti vyšlou impuls, který se šíří až k vnitřnímu přímému svalu, ciliárnímu svalu a svěrači zornice. Dále je popsán průběh pupilomotorické dráhy.

Začátek aferentní pupilární dráhy od 1. do 3. neuronu se shoduje se zrakovou dráhou. 1. neuron tvoří světločivé elementy (tyčinky a čípky), 2. neuron bipolární buňky (*ganglion retinae*), 3. neuron multipolární buňky (*ganglion nervi optici*). Průběh 3. neuronu je z *discus n. optici* přes *n. opticus* do *chiasma opticum* (zde dochází k částečnému křížení nervových vláken z nasálních polovin sítnice), poté jde svazek nervových vláken jako *tracus opticus*. 4. neuron tvoří pretektální jádra. Zde aferentní dráha končí a začíná dráha eferentní, která se dělí na dvě dráhy:

#### A) *Parasympatická dráha pro miózu*

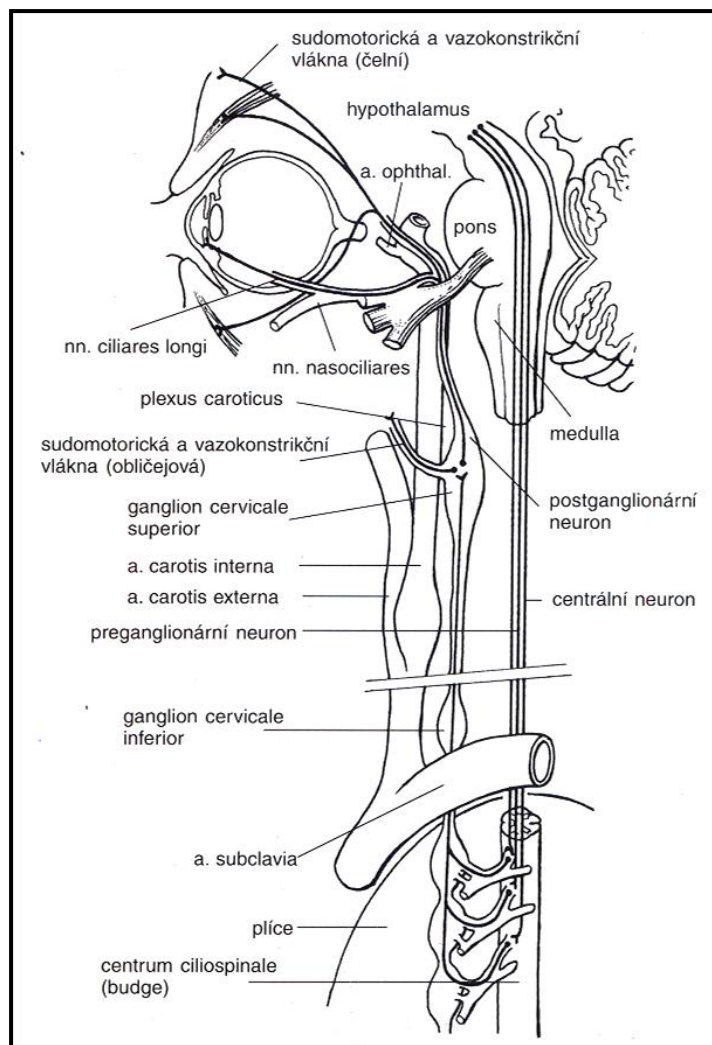
Tvoří dva neurony. V *nucl. oculomotorius accessorius* (E-W jádro uložené v *mesencefalu*) začíná 5. neuron, poté jdou vlákna společně s *n. oculomotorius* do očnice, kde jako *radix brevis* vstupují do *ganglion ciliare*. V *ganglion ciliare* začíná 6. neuron, po synapsy pronikají postganglionová vlákna sklérou jako *nn. ciliares breves* do svěrače zornice (*sphincter pupillae*) a ciliárního svalu (*m. ciliare*). Při zvýšeném osvětlení se vyvolá stah zornice – *mióza*. Protože se část nervových vláken kříží, bude pupilární reflex oboustranný i při zasvěcení jen do jednoho oka. [4, 5, 18]



Obr. 10: Parasympatická dráha pro miózu. [28]

### B) Sympatická dráha pro mydriázu

Skládá se ze tří neuronů. Při nedostatečném osvětlení je podnět nedostatku světla převeden do *RF mesencefala* (5. neuron), poté sestupují descendentní vlákna k sympatickému tzv. *ciliospinálnímu centru* (*Budgeovo*) v oblasti *postraních rohů míšních C8 - Th1*, kde začíná 6. neuron. Z *ciliospinálního centra* vycházejí sympatická vlákna do *horního krčního ganglia* (7. neuron) a dále pokračují podél *a. carotis interna* a *a. ophthalmica* do oční skrze *ganglion ciliare* (bez přepojení) do *m. dilatator pupillae*. Při nedostatku světla se zornice rozšíří, nastane *mydriáza*. [4, 5, 18]



**Obr. 11:** Sympatická dráha pro mydriázu. [28]

### 2.3.2 Zornicové stimuly

Pupilární změny nastávají v reakci na zornicové stimuly, mezi které patří změna osvitů zornic, tj. reakce na světlo a též změna pracovní vzdálenosti, tj. reakce při pohledu do blízka. Reakce na dané stimuly můžeme analyzovat pomocí přímého a konsenzuálního (nepřímého) reflexu, zkoumající reakci na světlo, reflexu do blízka a také měřením velikosti zornice.

Při osvitů jednoho oka se u zdravého jedince zužují obě zornice. Zornicová reakce osvětleného oka, je reakce přímá, reakce druhého oka je nepřímá (konsenzuální). Díky propojení *pretectálních jader* se stejnostranným i protilehlým *E-W jádrem* (spojené vmezeřenými neurony v oblasti *mesencefala*) je velikost přímé i nepřímé odpovědi stejná, dokonce i při úplné slepotě jednoho oka. Pupilomotorická vlákna

se oddělují od zrakové dráhy těsně před *corpus geniculatum laterale*, proto jsou zrakové poruchy způsobené lézí v této oblasti spojeny s poruchou fotoreakce.

V klinické praxi se využívá fotoreakce při vyšetření *relativního aferentního pupilárního defektu* (RAPD), například při onemocnění zrakového nervu. Při vyšetření pomocí tzv. swinging flashing testu, popsaného v publikaci [4, str. 122-123] hodnotíme přímou fotoreakci každého oka samostatně a porovnáváme stranový rozdíl. Zrakový nerv tvoří z 20 % aferentní vlákna pupilomotorického reflexu. Při poškození zrakové dráhy před *chiasmatem* jsou postižena i tato vlákna a zornice na postižené straně reaguje abnormálně. Přímá reakce postiženého oka na světlo je snížena nebo zcela chybí (v nejtěžším případě se při osvětlení oka zornice dokonce rozšíří), zatímco konsenzuální reakce postiženého oka je zcela normální. [2, 4, 19]

Při poškození eferentních drah je charakteristická porucha přímé i konsenzuální odpovědi. Poruchy rozdělujeme podle lokalizace defektu na parasympatické a sympatické (v oblasti mezi *mesencefalem* a *zornicovým svěračem*). K určení lokalizace léze využíváme klinických, radiologických či farmakologických metod. Charakteristické poruchy jsou podrobně popsány v publikaci [2, str. 540 – 543].

Podívá-li se vyšetřovaný sledující vzdálený předmět náhle do blízka, pozorujeme zúžení zornic, které nastane, hovoříme o tzv. *reflexu při pohledu do blízka*. Jak již bylo popsáno dříve, reflex do blízka funguje dokonce i při absenci akomodace a konvergence nebo při zakrytí jednoho oka. Při reflexu do blízka se zvětšuje hloubka ostrosti, tím se snižují nároky na akomodaci.

K základním parametrům zornice patří její velikost a tvar. Při hodnocení velikosti srovnáváme obě oči. Normální velikost pupily se pohybuje od 1 mm (při mióze) do 8 mm (při mydriáze). Normální tvar zornice je přibližně kruhový. Stranový rozdíl do 0,3 mm při normálních zornicových reakcích není významný. Velikost zornice se mění také s věkem. Užší zornice jsou u novorozenců v důsledku parasympatického napětí a u starších pacientů v důsledku snížené aktivity sympatiku. Naopak u dospívajících inklinují zornice k většímu průměru. [9] Pupilární abnormality mohou být způsobeny periferní či centrální lézí, poruchou duhovkových svalů nebo zrakové dráhy. Poškození může být oboustranné (bilaterální) či jednostranné. *Anizeikorie*, nestejná velikost zornice, se vyskytuje asi u 15 – 20 % populace. Jednostranné poškození eferentních sympatických nebo parasympatických drah většinou způsobuje patologickou anizeikorii. [4]



### 3. Vzájemný vztah akomodace a konvergence

V této kapitole se budeme zabývat vzájemným ovlivňováním akomodace a konvergence, využitím jejich vztahu pro klinickou praxi a odlišnostmi jednotlivých měřících přístupů.

#### 3.1 Klinický pohled

Mezi akomodací a konvergencí existuje vzájemně provázané spojení a tyto dva systémy tvoří interaktivní soustavu zpětné vazby. Porucha v tomto spojení může způsobit okulomotorickou odchylku (heteroforie, heterotropie), popř. konvergenční insuficienci. [12]

V klinické praxi využíváme pro měření kvality akomodačně – vergenční spolupráce dvou veličin, hovoří se o tzv. AC/A a CA/C poměru. Následující text popisuje akomodační konvergenci (AC) ve vztahu k AC/A poměru a také konvergenční akomodaci (CA) ve vztahu k CA/C poměr.

Při zakrytí jedno oka (tzn. je zbaveno disparátních vjemů) je změna v zaostření pozorujícího oka důsledkem rotace oka pod okluzí (tzv. akomodační konvergence). AC/A poměr popisuje koordinovanou okulomotorickou odezvu v závislosti na změně v zaostření. Při vyšetřování této veličiny je cílem stanovit velikost akomodační konvergence (AC) ke které dochází, když vyšetřovaný akomoduje či uvolňuje akomodaci navozenou akomodačními stimuly. Předpokládaná (normální) hodnota AC/A poměru se pohybuje kolem 4 pD/1 D se standardní odchylkou  $\pm 2$ . [12, 13]

Když obě oči sledují předmět přes šterbinovou clonu (pinhole) odstraňující zamlžení předmětu, konvergence způsobí změnu v zaostření (tzv. konvergenční akomodace), která je přímo úměrná velikosti konvergence. Tento činitel úměrnosti se nazývá CA/C poměr. Cílem měření této veličiny je stanovit změnu v konvergenční akomodaci (CA), která nastane navozením či uvolnění konvergence při daném stimulu.

Normální hodnota CA/C poměru odpovídá 0,5 D/1 m. ú. (metrový úhel). Pro klinické účely lze uvažovat, že 1 m. ú. odpovídá asi 6 pD, pak by se tedy CA/C poměr rovnal hodnotě 1D/12 pD. [13]

### 3.1.1 Význam v diagnostice a léčbě

Dosud není v klinické praxi běžně využíván CA/C poměr, přestože jeho stanovení poskytuje důležitou hodnotu pro analýzu binokulárního vidění a diagnostiku poruch binokulárních funkcí (např. u excesu divergence<sup>10</sup> a jiných případů vysoké exoforie do dálky). Využívá se pouze AC/A poměr. Díky němu lze posoudit vzájemnou spolupráci mezi akomodací a konvergencí. Měření AC/A poměru je nezbytné pro správnou analýzu binokulárního vidění a tuto hodnotu lze využít při stanovení korekce heteroforie nebo pro diagnostiku poruch v binokulárním systému. Například, při esoforii do blízka spojené s vysokým AC/A poměrem, je možné kompenzovat tuto heteroforii na základě plusové sférické korekce. Pokud bude stejná esoforie a přitom normální či nízká hodnota AC/A poměru, heteroforii lze korigovat prizmatickou čočkou, zrakovým tréninkem či jejich vzájemnou kombinací. [13]

## 3.2 Měření AC/A poměru

Z hlediska měření AC/A poměru vycházíme ze dvou základních měřících metod. Jedná se o starší, *disociační metodu*, která měří hodnotu heteroforie, tedy relativně velkou odchylku očí, za disociace pravého a levého oka (monokulární podmínky). Do této oblasti spadá početní a gradientní metoda měření AC/A poměru, která využívá Thoringtonův test či Graefeho prizma.

Druhá a také mladší je *metoda asociační*, měřící relativně malou odchylku očí, (tedy fixační disparitu) za binokulárních podmínek, které jsou blízké přirozenému vidění. Zde se využívá s výhodou testů, které umožňují přímo měřit hodnotu fixační disparity. Jedná se například o tyto testy: Wesson card, Saladin Near Point Balance Test, Sheedyho Disparometr.

Dříve se předpokládalo, že výsledky měřené pomocí gradientní disociované a asociované metody budou stejné. Studie však potvrdily, že je mezi těmito dvěma metodami patrný rozdíl (viz *Výzkumná studie*). Objasnění jejich difference lze popsat pomocí nelineárního modelu týkající se akomodačně – vergenčních vztahů, viz podkapitola *Lineárně statický a nelineárně statický model*.

---

<sup>10</sup> Nadměrná divergence.

### 3.2.1 Disociační metoda pro měření AC/A poměru

Při disociačním měření AC/A poměru lze využít *početní* a *gradientní metodu*. Podle *početní metody* se AC/A poměr vypočítá podle následujícího vzorce:

$$AC/A = PD \text{ (cm)} + d \text{ (m)} \cdot (HTF_n - HTF_f),$$

kde PD značí pupilární vzdálenost,  $d$  fixační vzdálenost do blízka,  $HTF_n$  heteroforii do blízka a  $HTF_f$  heteroforii do dálky (esoforie kladná hodnota, exoforie záporná hodnota). Například, když bude vyšetřovanému s pupilární vzdáleností 60 mm, naměřena exoforie do dálky 2pD a do blízka (40 cm) exoforie 10pD, bude vypočítán AC/A poměr jako:

$$AC/A = PD + d \cdot (HTF_n - HTF_f)$$

$$AC/A = 6 + 0,4(-10 + 2)$$

$$AC/A = 2,8$$

*Gradientní metoda* je z klinického hlediska pro měření AC/A poměru významnější, udává přímou změnu konvergence při dané změně akomodace. Těchto znalostí se využívá např. při korekci heteroforie pomocí adice či antikorekce<sup>11</sup>. Metoda využívá srovnání hodnot heteroforie. Nejprve se změří hodnota heteroforie do dálky  $HTF_1$  (případně do blízka) a poté se změří změna heteroforie do dálky  $HTF_2$  (případně do blízka) za použití sférických čoček o hodnotách  $\pm 1,0$  a  $\pm 2,0$  D<sup>12</sup>. Při měření se předpokládá, že tyto čočky navozují odpovídající změnu akomodace  $\Delta A$ . Změna heteroforie bez a při použití sférických čoček dá výsledný AC/A poměr. Například, bude-li mít vyšetřovaný do blízka (40 cm) esooforii 2pD a za použití sférických čoček o hodnotě -1 D (ve vzorci SPH) esooforii 7pD, vypočítá se AC/A poměr jako:

$$AC/A = (HTF_2 - HTF_1) / \Delta A$$

$$AC/A = \frac{7 - (+2)}{1}$$

$$AC/A = 5$$

Neschopnost kontrolovat akomodaci bývá zdrojem chyb při měření AC/A poměru zejména do blízka. Vyšetřující by měl v instrukcích před vyšetřováním zdůraznit, že je nezbytná ostrost pozorovaného cíle. Gradientní AC/A poměr vyžaduje

<sup>11</sup> Jedná se o zápornou adici.

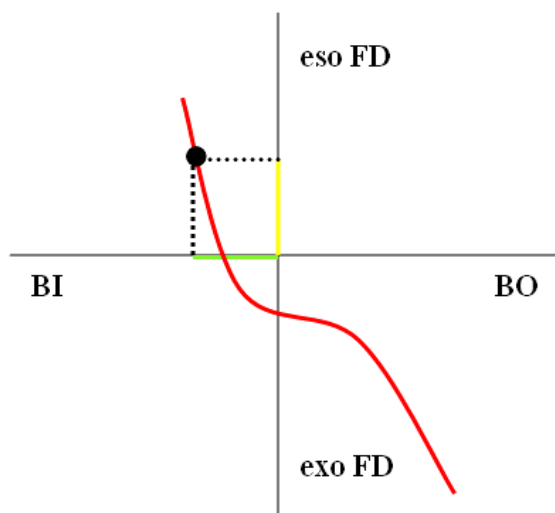
<sup>12</sup> Použití spojných sférických čoček jen do blízka, do dálky by vyšetřovaný nezaostřil na test.

dvě části měření. Prvně bez přídavných akomodačních stimulů, poté s nimi. V případě, že vyšetřovaný v prvním případě přesně akomoduje a ve druhém například nedostatečně, bude výsledek AC/A poměru ve skutečnosti podhodnocený. Proto je důležité, aby vyšetřovaný při měření AC/A poměru do blízka zaostřil na dané znaky. Hodnotu AC/A poměru může také ovlivnit délka disociace obrazů pravého a levého oka či adaptace na prizmata.

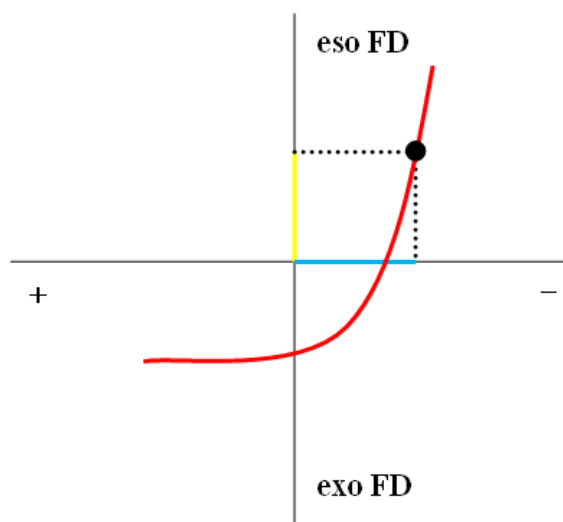
Mezi *početní* a *gradientní* metodou se mohou objevit významné změny. Početní AC/A poměr je obvykle větší než gradientní. Jeden z důvodů je efekt proximální konvergence, která ovlivňuje měření forie do blízka. U gradientní metody se během testování forie do blízka měří vždy na stejnou fixační vzdálenost, proximální vergence je konstantní a teoreticky nemůže změnit finální výsledek. Na gradientní poměr má vliv akomodační zpoždění. Ačkoli stimul pro akomodaci na blízko (40 cm) je 2,5 D, akomodační odezva je většinou menší. Akomodační zpoždění vede u pacientů k podakomodování akomodačních stimulů. To je další důvod, proč bude hodnota AC/A poměru u gradientní metody nižší než u metody početní.

### **3.2.2 Asociační metoda pro měření AC/A poměru**

Hodnota AC/A poměru může být odvozena z binokulárního měření, které je založeno na srovnání křivek FD. Ty jsou získány na základě změny fixační disparity navozené předkládáním prizmatických a sférických čoček (viz kapitola *Výzkumná studie*). Výsledná hodnota AC/A poměru je ovlivněna konvergenční akomodací (viz podkapitola *Lineárně statický a nelineárně statický model*) a lze jí využít k přesnějšímu stanovení adice do blízka u daného presbyopa. Základní podmínkou pro měření křivky FD je optimální dioptrická korekce refrakční vady a schopnost fúze. Poté je měřena FD bez a následně s předložením prizmatických čoček postupně po 3 pD BI/BO až do stavu diplopie či suprese, obvykle do 12 pD BI/BO. Následně se měří FD s předkládáním sférických čoček po krocích  $\pm 0,5$  D nebo  $\pm 1$  D. Nejprve se provede měření se spojkami, poté s rozptylkami v rozsahu přibližně do  $\pm 2$  D až  $\pm 3$  D v závislosti na individuálním rozsahu vyšetřovaného. Výsledné hodnoty jsou zaznamenány do příslušných grafů, zachycujících závislost fixační disparity na předloženém prizmatu, respektive na hodnotě předložené sférické čočky.

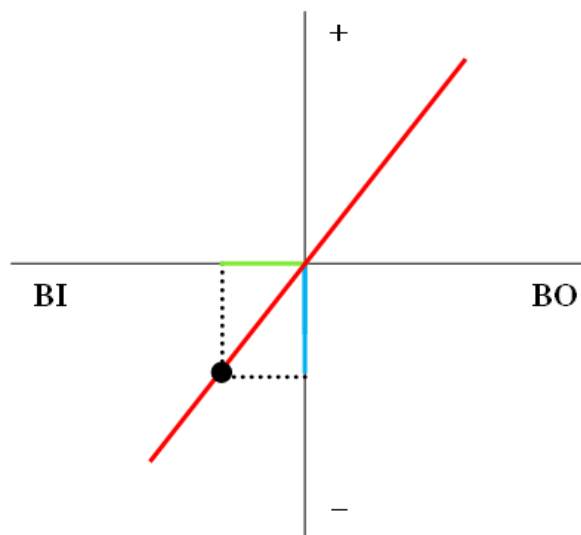


**Obr. 12:** Vynesením dané hodnoty *FD* na přímku *y* se stanoví odpovídající hodnota prizmatu na přímce *x* pro požadovanou *FD*.



**Obr. 13:** Sférická hodnota na přímce *x* se stanoví vynesením stejné hodnoty *FD* (jako v případě obr. 12) na přímku *y*.

Sloučením obou grafů a vyloučením fixační disparity jako parametru, lze vytvořit třetí graf, zachycující vzájemný vztah předkládaných prizmatických a sférických hodnot. Z tohoto grafu lze následně stanovit  $AC/A$  poměr jako podíl změny prizmatických hodnot a odpovídající změny sférických hodnot (viz obr. 14). V optimálním případě je grafem přímkou a příslušný podíl pak odpovídá jeho směrnici.



**Obr. 14:** Výsledný  $AC/A$  poměr získaný z údajů měření křivky  $FD$ , kde je zanesena na přímku  $x$  hodnota prizmatu z obr. 12 a na přímku  $y$  hodnota sféry z obr. 13 při stejné hodnotě  $FD$ .

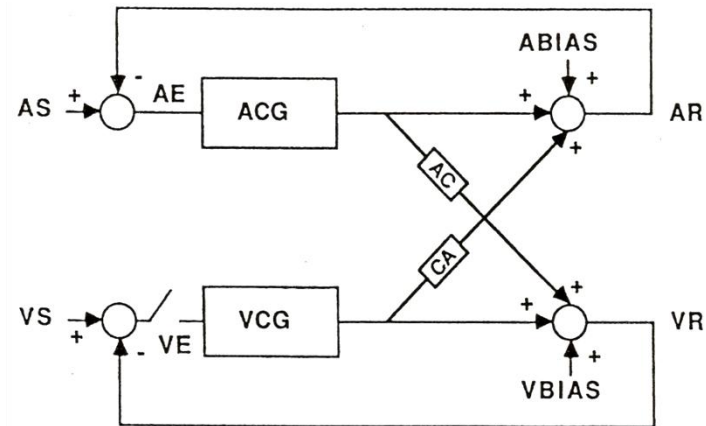
### 3.3 Lineárně statický a nelineárně statický model

Ogle a jeho kolegové navrhli dvě metody měření AC/A poměru, které poskytovaly klinicky výhodné stanovení jednotky akomodace na jednotkuvergence. První metodou byla tzv. metoda forie (disociační metoda), tedy měření AC/A poměru při disociaci pravého a levého oka. Druhá metoda (asociační) se vyšetřovala pomocí FD, za přirozenějších podmínek při binokulární fúzi. Ogle a jeho kolegové se domnívali, že by se tyto dvě metody mohly ve výsledcích shodovat.

Pro jejich kvantitativní vyhodnocení rozdílů použili zpočátku lineárně statický model. Tento model byl založen na starším modelu akomodačně – vergenčního systému, který poukazoval na shodnost obou metod, a proto nedokázal vysvětlit, vyskytující se rozdíly v hodnotách AC/A poměru. Poté se použil nelineárně statický model zahrnující tzv. *operátory mrtvého prostoru* (hloubku pole a Panumovu fúzní oblast). Díky tomu vzniklo 16 kombinací pro řešení jednotlivých rovnic. Zjistilo se, že pouze u čtyř z těchto rovnic se výsledky obou metod shodují. Na základě těchto dat byly vytvořeny grafy. Výpočty ukázaly, že rozdíly hodnot AC/A poměru pro data z vytvořených grafů byly shodné s experimentálním měřením. [12] Jednotlivé modely a naznačení příslušných výpočtů je uvedeno níže.

### 3.3.1 Lineární model – Open-Loop a Closed-Loop systém

K popisu lineárního modelu vyvinutého podle Hunga a Semmlowa nám poslouží jednoduché schéma, zobrazené na obr. 15



Obr. 15: Lineární model – Open / Close-Loop systém. [29]

#### Open-Loop (otevřený) systém

Tento systém zastupuje testy, které měří AC/A poměr pomocí disociační metody, kdy není přítomna binokulární fúze (např. Thoringtonův test). Uvažujme, že lineární model je založen na interaktivním akomodačně-vergenčním modelu dvojí zpětné vazby. Vstupem modelu jsou akomodační stimul AS a vergenční stimul VS. Každý z těchto stimulů je nejprve porovnán s konkrétní odezvou AR, resp. VR a je spočítán rozdíl stimulu a odezvy, který reprezentuje chybu AE akomodačního, resp. VE vergenčního systému. V každém ze systému je tato chyba zesílena vynásobením vhodné konstanty (akomodačním a vergenčním kontrolorem ACG, VCG). Následně je uvažován vliv akomodace na konvergenci a konvergence na akomodaci prostřednictvím členů  $AC \cdot AE \cdot ACG$  a  $CA \cdot VE \cdot VEG$ , kde AC a CA jsou koeficienty odrážející vliv AE (po zesílení) na VE a VE (opět po zesílení) na AE. Tonická akomodace, resp. vergence je v modelu představována aditivními prahovými hodnotami ABIAS a VBIAS. Výstupem jsou příslušné akomodační a vergenční odezvy AR a VR. Když je vergenční systém otevřený (zastoupený otevřeným spínačem) výstup z vergenčního kontroloru (VCG) bude nula. Při popisu tohoto modelu se předpokládá, že systém po změně stimulů již dospěl do ustáleného stavu.



Můžeme stanovit dvě rovnice pro akomodační zpětnou vazbu:

1. Akomodační chyba AE se vypočítá z rozdílu mezi akomodačním stimulem (AS) a akomodační odezvou AR:

$$AE = AS - AR$$

Akomodační odezvu můžeme vypočítat tak, že akomodační chybu (AE) vynásobíme akomodačním regulátorem zesílení (ACG) a přičteme tonickou akomodaci (ABIAS):

$$AR = AE \cdot ACG + ABIAS$$

2. Substitucí 2. rovnice za 1. a následným přeskupením dostaneme:

$$AE = \frac{AS - ABIAS}{1 + ACG}$$

3. Vergenční odezvu (VR) získáme tím, že vynásobíme akomodační chybu (AE) akomodačním regulátorem zesílení (ACG) a akomodační konvergenci (AC) a přičteme tonickou vergenci (VBIAS):

$$VR = AE \cdot ACG \cdot AC + VBIAS$$

4. Následně lze vypočítat AC/A poměr podle vzorce:

$$\frac{AC}{A} = \frac{VR_2 - VR_1}{AS_2 - AS_1} = \frac{ACG}{1 + ACG} \cdot AC$$

Zde akomodační stimuly ( $AS_{1,2}$ ) představují binokulárně předložené sférické čočky o hodnotách  $\pm 1$  D,  $\pm 2$  D a  $VR_{1,2}$  představují vergenční odezvu na předložené akomodační stimuly.

### *Close-Loop (uzavřený) systém*

K měření AC/A poměru pomocí tzv. Close-Loop systému využíváme testů, které zapojují binokulární fúzi (např. Mallettova jednotka do blízka, Wesson card). Uvažujme, že je vergenční systém uzavřený (zastoupený uzavřeným spínačem).

Dostaneme dvě rovnice pro vyjádření akomodační chyby a odezvy a také dvě rovnice pro vyjádření vergenční chyby a odezvy:

1. Akomodační chybu (AE) vypočítáme opět z rozdílu akomodačního stimulu (AS) a akomodační odezvy (AR):

$$AE = AS - AR$$

2. Akomodační odezvu můžeme vypočítat tak, že akomodační chybu (AE) vynásobíme akomodačním regulátorem zesílení (ACG) a přičteme hodnotu, která vznikne násobením vergenční chyby (VE), vergenčního regulátoru zesílení (VCG) a konvergenční akomodace (CA), poté přičteme tonickou akomodaci (ABIAS):

$$AR = AE \cdot ACG + VE \cdot VCG \cdot CA + ABIAS$$

3. Vergenční chybu vypočítáme z rozdílu vergenčního stimulu (VS) a vergenční odezvy (VR):

$$VE = VS - VR$$

4. Vergenční odezvu můžeme vypočítat tak, že vergenční chybu (VE) vynásobíme vergenčním regulátorem zesílení (VCG) a přičteme hodnotu, která vznikne násobením akomodační chyby (AE), akomodačního regulátoru zesílení (ACG) a akomodační konvergence (AC), poté přičteme tonickou akomodaci (VBIAS):

$$VR = VE \cdot VCG + AE \cdot ACG \cdot AC + VBIAS$$

5. Dostaneme AC/A poměr:

$$\frac{AC}{A} = \frac{\Delta P}{\Delta L} = \frac{ACG}{1 + ACG} \cdot AC,$$

kde  $\Delta P$  reprezentuje změnu vergenčního stimulu reprezentovanou rozdílem předložených prizmatických čoček při měření křivky fixační disparity. Parametr  $\Delta L$  charakterizuje změnu akomodačního stimulu, danou rozdílem předložených sférických čoček při měření křivky FD.

### *Srovnání open- loop a closed-loop systém*

Při srovnání vzorců Open-Loop a Close-Loop systému u lineárního modelu pro AC/A poměr zjistíme, že se vzorce rovnají.

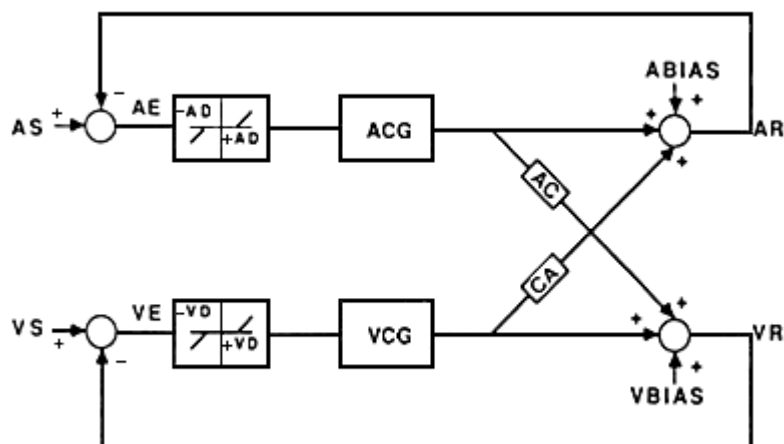
$$\text{Open-Loop systém: } \frac{AC}{A} = \frac{VR_2 - VR_1}{AS_2 - AS_1} = \frac{ACG}{1 + ACG} \cdot AC$$

$$\text{Close-Loop systém: } \frac{AC}{A} = \frac{\Delta P}{\Delta L} = \frac{ACG}{1 + ACG} \cdot AC$$

Proto nelze pomocí lineárního modelu vysvětlit rozdíly hodnot AC/A poměru, které vzniknou při experimentálním měření pomocí asociované a disociované metody.

### **3.3.2 Nelineární model – Open-Loop a Closed-Loop systém**

Tento model (viz obr. 16) je podobný modelu lineárnímu, ale navíc jsou zde zahrnuty vlivy hloubky pole a Panumova fúzního areálu, kdy daný akomodační nebo vergenční systém začíná reagovat tehdy, až změna podnětu překročí tyto oblasti. Pokud změna proběhne v rámci těchto oblastí, systém nereaguje. Toto můžeme matematicky popsat pomocí tzv. operátorů mrtvého prostoru. Vstupem příslušného operátoru v případě akomodačního systému (operátor je označen DOF z angl. depth of field) je dioptrická hodnota akomodační chyby AE. Příslušná prahová hodnota, reprezentující DOF, je v textu značena jako AD, obvykle  $AD = 0,15 D$ . U vergenčního systému je vstupem operátor mrtvého prostoru (PFA z angl. panum fusional area) vergenční chyba VE. PFA je charakterizován velikostí VD fúzního prostoru, obvykle  $VD = 6$  úhlových minut.



**Obr. 16:** Nelineární model – Open / Close-Loop systém. [29]

Při měření AC/A poměru asociační metodou jsou požadovány změny výstupů akomdačního a vergenčního systému, proto lze předpokládat, že na vstupu příslušných operátorů mrtvého prostoru dojde v absolutní hodnotě k překročení příslušných hodnot. Tato skutečnost je uvažována i v následujícím textu.

#### *Open-Loop (otevřený) systém*

Pokud v souladu s předchozím textem uvažujeme překročení prahových hodnot, lze v tomto modelu popsat AR a VR těmito vztahy:

$$AR = (AE \pm AD) \cdot ACG + ABIAS$$

$$VR = (AE \pm AD) \cdot ACG \cdot AC + VBIAS$$

Výraz  $(AE \pm AD)$  reprezentuje výstup operátoru DOF při překročení jeho prahové hodnoty  $AD > 0$ . Přitom znaménko „+“ odpovídá situaci, kdy  $AE < -AD$ , a znaménko „-“ koresponduje se stavem  $AE > AD$ . Od předešlého lineárního modelu se liší zohledněním výstupu DOF. AC/A poměr vypočítáme obdobným způsobem jako v případě lineárního modelu,

$$\frac{AC}{A} = \frac{VR_2 - VR_1}{AS_2 - AS_1} = \frac{ACG}{1 + ACG} \cdot AC.$$

#### *Closed-Loop (uzavřený) systém*

Pro AR a VR lze analogicky s lineárním modelem napsat rovnice

$$AR = (AE \pm AD) \cdot ACG + (VE \pm VD) \cdot VCG \cdot CA + ABIAS,$$

$$VR = (VE \pm VD) \cdot VCG + (AE \pm AD) \cdot ACG \cdot AC + VBIAS,$$

kde jsou ale veličiny AE a VE nahrazeny výstupem z DOF a PFA. Zde výraz  $(VE \pm VD)$  reprezentuje výstup operátoru PFA při překročení jeho prahové hodnoty  $VD > 0$ . Zároveň znaménko „+“ odpovídá situaci, kdy  $VE < -VD$ , a znaménko „-“ koresponduje se stavem  $VE > VD$ .  $AC/A$  poměr pak lze vypočítat:

$$\frac{AC}{A} = \frac{\Delta P}{\Delta L} = \frac{ACG}{1 + ACG} \cdot AC + \frac{K}{\Delta L}$$

kde  $K = (Bn_2 - Bn_1)$ . Hodnoty  $Bn_i$  jsou závislé na konkrétních výstupech z daného operátoru mrtvého prostoru. Pro dané vstupy můžeme získat celkem 16 možných hodnot, které odpovídají 16 možným kombinacím výstupů obou operátorů mrtvého prostoru. Konkrétní výsledky jsou uvedeny v tab. 1.

VE1 <sub>P</sub> - VE1 <sub>L</sub>	0	
VE1 <sub>P</sub> - VE2 <sub>L</sub>	$2[(AD \cdot ACG \cdot AC) + (-AD \cdot ACG)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE1 <sub>P</sub> - VE3 <sub>L</sub>	$2[(VD \cdot VCG) + (-VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE1 <sub>P</sub> - VE4 <sub>L</sub>	$2[(VD \cdot VCG + AD \cdot ACG \cdot AC) + (-AD \cdot ACG - VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE2 <sub>P</sub> - VE1 <sub>L</sub>	$2[(-AD \cdot ACG \cdot AC) + (AD \cdot ACG)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE2 <sub>P</sub> - VE2 <sub>L</sub>	0	
VE2 <sub>P</sub> - VE3 <sub>L</sub>	$2[(VD \cdot VCG - AD \cdot ACG \cdot AC) + (AD \cdot ACG - VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE2 <sub>P</sub> - VE4 <sub>L</sub>	$2[(VD \cdot VCG) + (-VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE3 <sub>P</sub> - VE1 <sub>L</sub>	$2[(-VD \cdot VCG) + (VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE3 <sub>P</sub> - VE2 <sub>L</sub>	$2[(-VD \cdot VCG + AD \cdot ACG \cdot AC) + (-AD \cdot ACG + VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE3 <sub>P</sub> - VE3 <sub>L</sub>	0	
VE3 <sub>P</sub> - VE4 <sub>L</sub>	$2[(AD \cdot ACG \cdot AC) + (-AD \cdot ACG)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE4 <sub>P</sub> - VE1 <sub>L</sub>	$2[(-VD \cdot VCG - AD \cdot ACG \cdot AC) + (AD \cdot ACG + VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE4 <sub>P</sub> - VE2 <sub>L</sub>	$2[(-VD \cdot VCG) + (VD \cdot VCG \cdot CA)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE4 <sub>P</sub> - VE3 <sub>L</sub>	$2[(-AD \cdot ACG \cdot AC) + (AD \cdot ACG)]$	$\cdot ACG \cdot AC / (1 + ACG)$
VE4 <sub>P</sub> - VE4 <sub>L</sub>	0	

**Tab. 1:** 16 možných kombinací výstupů  $Bn_i$  obou operátorů mrtvého prostoru, které přísluší rozdílům čtyř možných hodnot VE získaných při generování prizmatické (P) a sférické (L) křivky. [29]

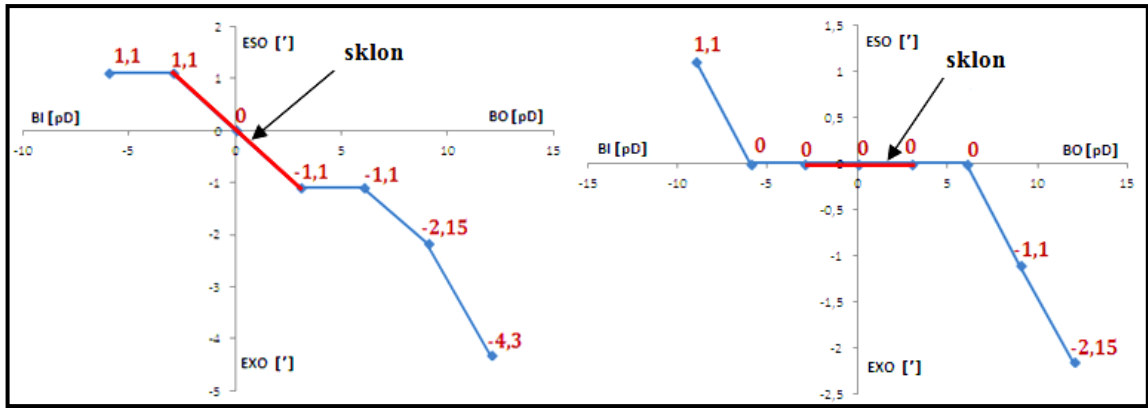
*Srovnání Open- Loop a Closed-Loop modelu*

Výsledné hodnoty  $AC/A$  poměru pro oba dva modely se liší členem  $K/\Delta L$ . Z tabulky 1 vyplývá, že tento člen má hodnotu 0 pouze pro 4 kombinace výstupů DOF a PFA. Pro ostatní kombinace je nenulový a tedy  $AC/A$  stanovený v obou uvažovaných variacích nelineárního modelu se navzájem liší. Tento model tedy potvrzuje experimentální výsledky, dle kterých se měření  $AC/A$  poměru disociovanou a asociovanou metodou se liší. Pro podrobnější popis jednotlivých postupů lze nahlédnout do publikace [12].

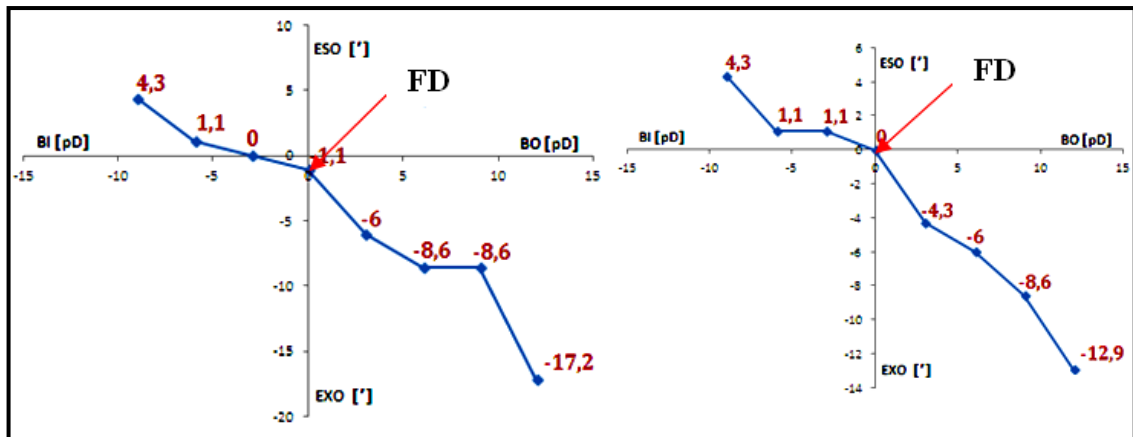
### 3.4 Zrakový trénink akomodačně – vergenční systém

Cílem zrakového tréninkuvergence je snížit vergenční chybu (VE) vlivem fúzní složkyvergence a tím zvýšit schopnost i rozsah vergenční odpovědi (VR). Publikace [8] uvádí, že by toto snížení vergenční chyby mohlo ovlivnit AC/A poměr. Avšak studie [21], která proběhla na Karolínském ústavu ve Stockholmu, zkoumající vliv ortoprických cvičení na CA/C a AC/A poměr u pacientů s konvergenční insuficiencí, neprokázala žádné významné změny na CA/C a AC/A poměr. Vlivu zrakového tréninku na AC/A poměr se také věnuje experimentální část této práce, prezentována v kapitole *Výzkumná studie*. Tato studie neprokázala výrazný efekt tréninku na AC/A poměr. Stávající studie dokazují, že zrakový trénink eliminuje subjektivní a objektivní nálezy týkající se binokulárních anomálií, zlepšuje vergenční schopnost a jeho účinky přetrvávají po dobu nejméně jednoho roku. Dále studie prokazují, že se vlivem zrakového tréninku mění vzdálenost NPC či velikost pozitivní fúznívergence (konvergence) do blízka. Efektivita zrakového tréninku je omezena věkem, optimálně ve věku 12 až 35 let, a mírou symptomů. Účinný je zejména u typů křivky FD I (normální) a křivky FD III (exofixační disparita). Nicméně u dlouhodobě dekompenzovaných vertikálních odchylek není zraková terapie účinná. [8]

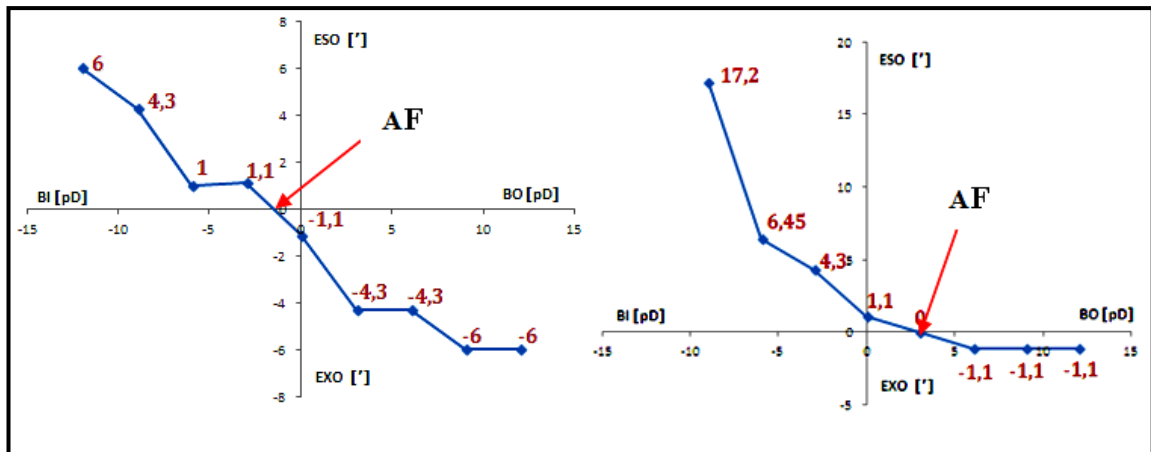
Při srovnání křivky FD před a po zrakovém tréninku jsou pozorovány různé změny. K těmto změnám patří zmenšení sklonu křivky FD, tzv. rozšíření komfortní oblasti, kde je dobrá vergenční adaptace (viz obr. 17). Následně lze pozorovat změnu FD (viz obr. 18) při měření bez přídavných prizmatických čoček či změnu hodnoty AF (viz obr. 19). Také se během zrakového tréninku mohou vyhladit různé nepravidelnosti. Vlivem působení zrakového tréninku mohou nastat změny křivky FD typu III a také typu IV na typ I. Ale na křivku FD typu II nemá zrakový trénink vliv. [20]



Obr. 17: Změna sklonu křivky FD před (vlevo) a po (vpravo) zrakovém tréninku.



Obr. 18: Změna FD před (vlevo) a po (vpravo) zrakovém tréninku.



Obr. 19: Změna AF před a po zrakovém tréninku.



## 4. Výzkumná studie

Tato výzkumná studie se věnuje *experimentálnímu srovnání gradientní disociované a asociované metody měření AC/A poměru a vlivu zrakového tréninku na AC/A poměr*. V úvodní části seznamuje s cíli práce a metodikou výzkumu. Následně jsou zaznamenány výsledky výzkumu, které jsou dále komentovány v diskuzi.

### 4.1 Cíle

Hlavním cílem této studie bylo ověřit rozdíl v hodnotách AC/A poměru, stanoveného metodou asociační a disociační při měření do blízka. Pro disociační metodu byl využit Thoringtonův test a pro asociační metodu Wesson card. Dále studie zkoumala vliv zrakového tréninku na změnu AC/A poměru. Bylo očekáváno, že se hodnoty AC/A poměru pomocí gradientní asociační a disociační metody budou lišit. Také se očekávalo, že by zrakový trénink mohl ovlivnit změnu hodnoty AC/A poměru.

### 4.2 Metodika

Při výzkumné studii bylo testováno 23 probandů ve věku od 19 do 28 let. Kriteériem pro výběr probandů byl jednak věk, kdy horní věková hranice byla zvolena 35 let, kdy lze ještě předpokládat efektivní účinek zrakového tréninku a zároveň lze uvažovat, že je dosud zachována správná funkce ciliárního svalu pro akomodaci. Hlavní kriteéria výzkumu pro zúčastněné osoby požadovaly, aby měl vyšetřovaný normální zdravé oko bez patologií, aby měl vízus s optimální korekcí alespoň 1 a také byl schopný binokulární fúze obrazů z pravého a levého oka. Výzkumu se zúčastnilo 16 žen a 7 mužů, z toho 11 probandů s ortoforií, 10 probandů s esofoří a 2 probandi s exofoří do blízka. U každého probanda se stanovil AC/A poměr oběma uvažovanými metodami (asociační a disociační) před započítím zrakového tréninku a v době třetího týdne po ukončení tréninku. Každý proband absolvoval celkově 2 měření před a po zrakovém tréninku. Měření probíhalo téměř vždy ve stejný den v týdnu pro daného probanda a na témže pracovišti za stejných světelných podmínek.

Jednotlivá dílčí měření se prováděla pouze do blízka (na vzdálenost 40 cm). Komplex jednotlivých měření zjišťoval hodnoty HTF a velikost AC/A poměru pomocí Thoringtonova testu při použití binokulárně předložených sférických čoček o hodnotě + 1, + 2, - 1, - 2.

Dále zkoumal hodnotu horizontální FD a poté její změnu při předložení prizmatických čoček po krocích 3 pD BI/BO, 6 pD BI/BO, 9 pD BI/BO, 12 pD BI/BO až do stavu suprese či diplopie a změnu FD při předložení sférických čoček o hodnotě + 1, + 2, - 1, - 2. Z jednotlivých zjištěných hodnota FD byla sestrojena křivka FD a následně vypočítán AC/A poměr. Pro účely stanovení AC/A poměru byly u každého probanda křivky FD individuálně upraveny (oříznuty) tak, aby rozsah hodnot fixační disparity u sféricky a prizmaticky generované křivky byl stejný. Následně byla každá z křivek aproximována v daném rozsahu regresní přímkou. K regresní analýze byl využit program MS Excel. Regresní přímka, vyjadřující vzájemný vztah mezi proměnnými  $x$  a  $y$ , lze obecně charakterizovat pomocí rovnice:  $y = kx + c$ , kde směrnice  $k$  reprezentuje sklon přímky. Pro přehlednější záznam je směrnice v následujícím textu označena písmenem  $s$ . Dále se stanovil AC/A poměr jako poměr směrnice  $s_s$  přímky pro sférickou křivku a směrnice  $s_p$  přímky pro prizmatickou křivku,

$$AC/A = s_s/s_p.$$

Pro srovnání hodnot AC/A poměru u jednotlivých metod, byly porovnány pouze ty hodnoty AC/A poměru, které byly změřeny před zrakovým tréninkem.

V další části výzkumné studie se zkoumal vliv zrakového tréninku na změnu AC/A poměru. Z dílčích výsledků byly vypočítány průměrné hodnoty AC/A poměru před a po zrakovém tréninku zjištěné pomocí Thoringtonova testu a Wesson card. Následně se u jednotlivých typů testů zkoumala jejich variabilita pomocí směrodatné odchylky. Rovnost získaných hodnot byla testována pomocí dvouvýběrového párového t-testu, který je součástí programu MS Excel (Analýza dat), kde hladina významnosti  $p$  byla stanovená na 0,05. To znamená, že rozdíl dat byl považován za statisticky významný, pokud pravděpodobnost zamítnutí rovnosti v případě, že se data skutečně rovnají, je menší než 5 %.

Všechny testy byly prováděny s optimální korekcí refrakční vady, která byla stanovena na začátku výzkumu. U prvního měření se navíc kontrolovala přítomnost fúze pomocí stereotestu.

Výzkum proběhl ve spolupráci s Bc. Markétou Halbrštátovou, jejíž studie byla zaměřena na „Změny křivky fixační disparity, fúzních rezerv do blízka a blízkého bodu

*konvergence na základě zrakového tréninku*“ v období od března do května 2012 a poté samostatně od listopadu 2012 do března 2013. Zrakový trénink trval denně 10 minut (popř.  $2 \times 5$  minut) po dobu tří týdnů. Byl k němu využit test od Bc. Markéty Halbrštátové typu free space fusion – „tři kočky“.

Při testování byly použity tyto pomůcky: čtecí tabulka, Random – dot test, brýlová obruba s polarizačními předsádkami, Free space test typu „ Tři kočky“ sestrojený Bc. Markétou Halbrštátovou, Thoringtonův test a Wesson card.

Před zahájením výzkumu, byli probandi informováni o průběhu, rizikách měření a následujícím využití získaných dat. Všichni účastníci výzkumné studie potvrdili tuto skutečnost svým podpisem v dokumentu *Informace a informovaný souhlas pro účastníky výzkumné studie*, viz příloha 3. K dílčím měřením byl použit protokol (viz příloha 1), kde byly přehledně zapsány změřená data.

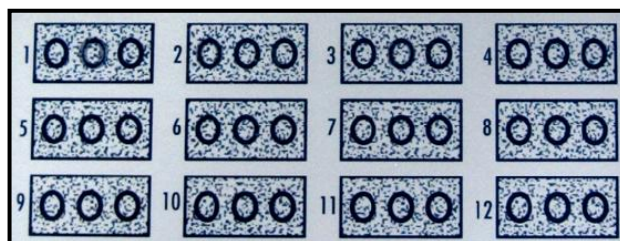
Jednotlivé testy jsou podrobněji popsány níže.

## Vísus

Zraková ostrost do blízka se měřila pomocí čtecí karty na vzdálenost 40 cm s korekcí do dálky, pokud proband danou korekci nosil. Kritérium pro zařazení do výzkumu byla minimální hodnota vízu alespoň 1. Tuto podmínku splnili všichni probandi.

## Stereotest

Pro kontrolu dobré stereopse a tedy správné schopnosti fúze, byl použit u Random-dot testu Graded circle test (viz obr. 20) pro měření na vzdálenost 40 cm. Tento test měří stereoskopický práh až do hodnoty 12,5''. Kritérium pro zařazení do výzkumu byla hodnota stereoskopického prahu maximálně 60''. Tato hranice byla všemi probandy splněna.



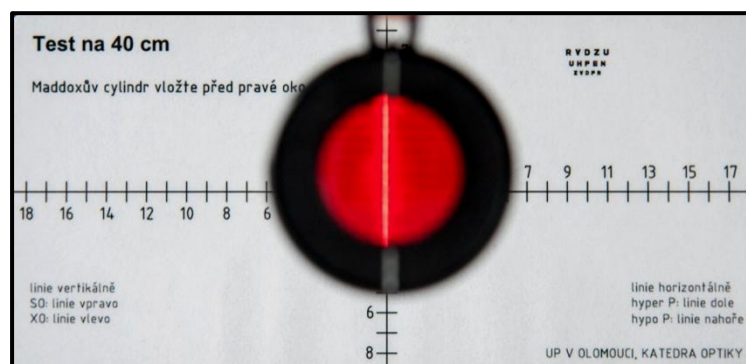
Obr. 20: Random-dot test. [30]

## Thoringtonův test

Thoringtonův test byl použit pro stanovení AC/A poměru pomocí disociované metody do blízka, jelikož vykazuje přesnější výsledné hodnoty než ostatní disociované testy. AC/A poměr se vyšetřoval za pomoci Maddoxova cylindru a Thoringtonova testu do blízka, viz obr. 21.

*Postup pro měření AC/A poměru byl následující:*

1. Při vyšetřování AC/A poměru touto metodou se standardně stanoví nejprve hodnota forie do blízka. Ta se vyšetřuje s optimální korekcí refrakční vady. Následně se předloží před pravé oko Maddoxův cylindr s rýžkami orientovanými horizontálně a rozsvítí se bodového světlo ze středového otvoru na Thoringtonově testu. Vyšetřovaný je vyzván, aby sledoval písmena na kartě a viděl je ostře. Poté je vyšetřovaný požádán, aby se podíval na bodové světlo a oznámil, kde vidí vertikální červenou čáru. K určení rozsahu odchylky slouží stupnice na Thoringtonově testu, kde přečtené číslo na stupnici odpovídá hodnotě prizmatické dioptrie.
2. Následně se měření zopakuje s binokulárně předřazenou sférickou čočkou o hodnotách + 1 D, + 2 D, - 1 D, - 2 D a opět se zaznamená změna heteroforie.
3. Ze změny stanovené heteroforie byl spočítán AC/A poměr (viz podkapitola *Disociační metoda pro měření AC/A poměru*). Ve výsledku byly získány čtyři hodnoty AC/A poměru, které byly následně zprůměrovány.

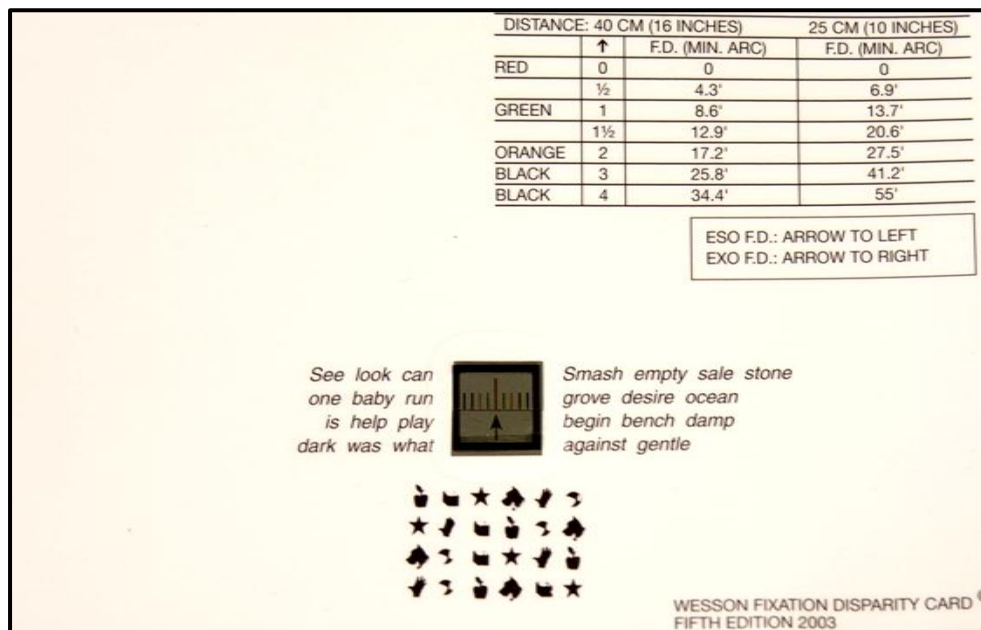


**Obr. 21:** Thoringtonův test.<sup>13</sup>

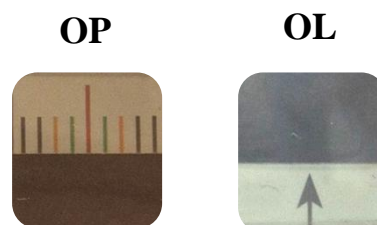
<sup>13</sup> Thoringtonův test vytvořený katedrou optiky UP v Olomouci.

## Wesson card

Wesson card test s centrální i periferní oblastí (viz obr. 21) se využívá pro měření křivky FD do blízka. Na kartě o rozměrech 15 x 10 cm se tento test nachází uprostřed ve spodní části, kde centrální část zastupuje polarizovaná stupnice se šipkou a periferní část tvoří text sloužící k adaptaci. Polarizovaná stupnice se vyskytuje v horním díle centrální části, v dolním díle je o 90° opačně polarizovaná šipka. V pravém horním rohu karty je tabulka s hodnotami FD v úhlových minutách pro vzdálenost 40 cm nebo 25 cm. Tyto hodnoty odpovídají posuvu šipky po stupnici. Samostatné měření bylo provedeno na vzdálenost 40 cm s optimální korekcí refrakční vady při použití polarizačních předsádek orientovaných tak, že pravé oko vnímalo pouze stupnici a levé oko pouze šipku (viz obr. 22).



*Obr. 21: Wesson card test.*



*Obr. 22: Wesson card test, vjem pro pravé oko (vlevo) a levé oko (vpravo).*

### *Postup pro měření prizmatické a sférické křivky FD:*

1. Nejprve se představí vyšetřujícímu test. Následně proband je požádán, aby sledoval periferní část testu pro adaptaci, poté aby přesunul pohled na centrální část testu.
2. Poté je vyšetřovaný zkoumán při nulové hodnotě prizmatu, následně s předkládáním prizmatických čoček postupně po 3 pD BI/BO až do stavu suprese či diplopie, kde již oči nejsou schopny stáhnout vjemy pravého a levého oka do jednoduchého obrazu, nebo do 12 pD BI/BO (vyšší hodnoty nebyly zařazeny). Získané hodnoty změny FD jsou následně použity pro generování prizmatické křivky FD.
3. Následně se měří FD s předkládáním sférických čoček o hodnotách  $\pm 1,0$  D,  $\pm 2$  D. Nejprve jsou předkládány spojky, poté rozptylky. Získané hodnoty změny FD jsou opět použity pro generování sférické křivky FD.

### **Free space test**

Pro zrakový trénik byl vybrán free space test typu „Tři kočky“ (viz obr. 23) sestrojený Bc. Markétou Halbrštátovou podle publikace [14]. Na kartě o formátu A4 je nakresleno pět párů neúplných ryb. Ty jsou směrem dolů od sebe postupně vzdáleny, středy prvního páru jsou vzdáleny 5 cm a další páry se s každým řádkem vzdalují o + 1 cm až do vzdálenosti 9 cm.

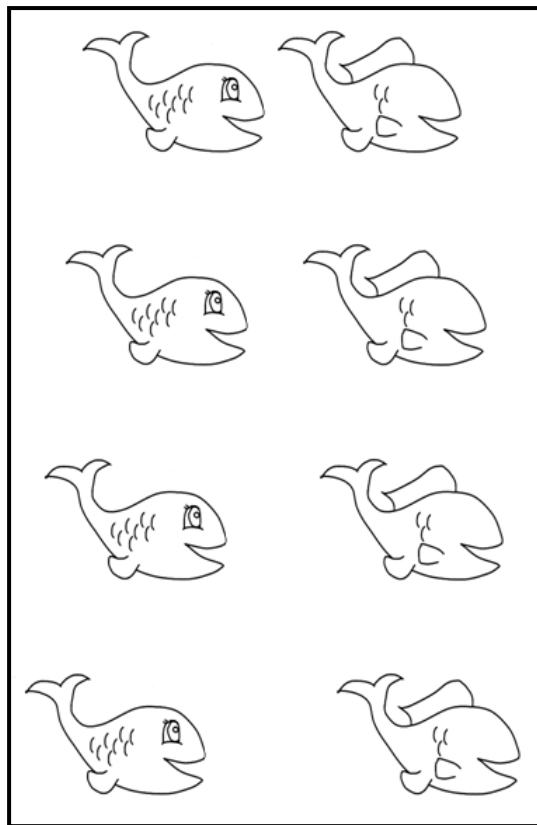
Free space test typu „Tři kočky“ vychází z fyziologické diplopie. Základ testu tvoří dva neúplné obrazy, které jsou od sebe vzdáleny. Vyšetřovaný má za úkol tyto obrazy spojit v jeden kompletní obraz, který bude vidět ostře a jednoduše. Tento test lze nejlépe aplikovat při exoforii, u esoforie se mnohdy výsledky od počátečních hodnot téměř neliší. Při zrakovém tréninku exoforie, který je založen na nezkřížené fyziologické diplopii, pacient akomoduje na větší vzdálenost, než konverguje, tím procvičuje negativní relativní akomodaci (NRA)<sup>14</sup>. Vytvořený obraz by měl být viděn jednoduše, ostře a menší než postranní neúplné obrazy. Podrobnější popis free space testu typu „Tři kočky“ popisuje publikace [14].

---

<sup>14</sup> NRA nastává uvolňováním akomodace, se kterou se uvolní akomodační konvergence.

*Postup zrakového tréninku:*

1. Proband drží kartu ve vzdálenosti 40 cm od očí.
2. Uprostřed mezi očima a kartou je umístěna tužka a proband fixuje její hrot.
3. Díky tomu vidí ryby ve fyziologické diplopii: místo dvou čtyři. Posunem vzdálenosti tužky směre k sobě nebo od sebe se proband snaží, aby se prostřední dvě neúplné ryby vzájemně překryly a vytvořily kompletní obraz.  
Po stranách zůstanou ryby neúplné.
4. V poslední fázi vidí proband tři ryby, ty se snaží jednak udržet, tak, aby se prostřední nerozdvojila a také byla viděna ostře. Po delší době tréninku již proband nepotřebuje pomocnou tužku.



**Obr. 23:** Free space test typu „Tři kočky“ [30]

### 4.3 Výsledky

Následující část se věnuje získaným výsledkům měření, na které se orientovala výzkumná studie. Jednotlivé křivky FD jsou v grafech (viz příloha 2) popsány tak, že záporná stupnice osy  $x$  odpovídá u prizmatické křivky FD předkládané hodnotě prizmatických čoček BI a kladná stupnice předkládané hodnotě prizmatických čoček BO v jednotkách pD. U sférické křivky FD odpovídá záporná stupnice osy  $x$  předkládané hodnotě rozptylek, kladná stupnice předkládané hodnotě spojek v jednotkách D. Osa  $y$  představuje hodnotu FD, kde kladná část zastupuje esofixační disparitu a záporná část zastupuje exofixační disparitu v jednotkách úhlových minut.

Dílčí hodnoty byly zapsány do příslušných protokolů (viz příloha 2). Při srovnání hodnot AC/A poměru získaných oběma metodami (asociační a disociační) výsledky zhodnotily pomocí dvouvýběrového párového t-testu, že se hodnoty AC/A poměru měřené jednotlivými metodami významně liší. Následně bylo zjištěno, že průměrná hodnota AC/A poměru měřená asociační metodou je přibližně větší o 0,9 pD/D než u disociační metody. Přičemž směrodatná odchylka této průměrné hodnoty rozdílu asociační a disociační metody, odpovídá hodnotě 1,48.

Dále byl u obou metod měření AC/A poměru zkoumán vliv zrakového tréninku. Při srovnání hodnot AC/A poměru měřených před a po zrakovém tréninku nebyl pomocí dvouvýběrového párového t-testu zjištěn významný statistický rozdíl.

Průměrné dílčí a celkové hodnoty AC/A poměru zkoumané pomocí Thoringtonova testu (disociační), testu Wesson card (asociační) a jednotlivé směrodatné odchylky jsou zaznamenány v tabulce 2. Všechna získaná data jsou součástí přílohy 2.



*Tabulka 2: Zjištěné hodnoty AC/A poměru před a po zrakovém tréninku měřené pomocí metody disociační (Thoringt. test) a asociační (Wesson card.)*

Číslo protokolu <sup>15</sup>	AC/A poměr Thoringtonův test (před tréninkem)	AC/A poměr Thoringtonův test (po tréninku)	AC/A poměr Wesson card (před tréninkem)	AC/A poměr Wesson card (po tréninku)
1.	1,37	3,13	2,49	1,8
3.	3,13	3,5	4	3,09
4.	3,69	2,38	1,81	2,72
5.	3	2	3	3,49
6.	2,56	2,06	6,04	2,16
7.	2,88	3,16	1,2	4,2
9.	3,25	3,31	6,46	3,57
10.	4,38	5,25	5,29	6
11.	1,25	0,94	2,89	4,41
12.	2,25	1,69	4,43	3,69
13.	1,5	0,88	2,92	1,63
14.	1,38	0,75	3,14	3,16
15.	1,94	1,5	4,91	3,17
16.	1,63	1,75	1,84	2,26
17.	2,81	2,88	2,06	3,52
18.	1,63	0,69	3	1,66
19.	0,94	1,25	2,41	1,68
20.	2,81	2,88	3,95	2,85
21.	2,94	2,19	2,1	3,47
22.	2,25	2,38	3,41	2
23.	1,75	1,31	1,2	2
<b>Celkový průměr</b>	<b>2,25</b>	<b>2,12</b>	<b>3,26</b>	<b>2,98</b>
<b>Směr. odchylka</b>	<b>0,92</b>	<b>1,10</b>	<b>1,49</b>	<b>1,10</b>

<sup>15</sup> Protokoly s čísly 2 a 8 byly vyřazeny z hodnocení, jelikož u nich nebylo možné změřit AC/A poměr pomocí křivky FD.

## 4.4 Diskuse

Výsledky experimentální studie zkoumající AC/A poměr pomocí asociační a disociační metody potvrdily podstatný rozdíl v hodnotách AC/A poměru, stanoveného oběma metodami. Tento fakt je ve shodě s literaturou [12], která vysvětluje rozdíly experimentálního měření na základě nelineárního modelu, který zohledňuje vliv DOF a PFA na akomodace – vergenční systém.

Naopak vliv zrakového tréninku na hodnotu AC/A poměru pomocí zjištěných výsledků nebyl prokázal. Tuto skutečnost, že zrakový trénink nemá významný vliv na AC/A poměr, potvrdila také výzkumná studie [21], která sledovala vliv ortoptických cvičení na CA/C a AC/A poměr při konvergenční insuficienci. Proto stanovená hypotéza, domnívající se, že by zrakový trénink mohl ovlivnit hodnotu AC/A poměru podle publikace [8] nebyla potvrzena.

Literatura [13] uvádí normální hodnotu AC/A poměru 4/1 pD/D se standartní odchylkou  $\pm 2$ . Při srovnání bylo zjištěno, že se této hodnotě přibližuje více hodnota AC/A poměru stanovená asociační metodou pomocí testu Wesson card, kde AC/A = 3,26/1 pD/D (se směrodatnou odchylkou 1,49). U Thoringtonova testu vycházela hodnota sice nižší, ale za to více stabilní, AC/A = 2,25/1 pD/D (se směrodatnou odchylkou 0,92). Tyto výsledky mohly být ovlivněny různými faktory, a proto o nich nelze uvažovat jako o jednoznažném faktu. Jedním z faktorů, které mohly ovlivnit výsledky, bylo stanovení AC/A poměru pomocí křivky FD. Zde byly křivky individuálně upraveny tak, aby byl stejný rozsah hodnot fixační disparity u sféricky a prizmaticky generované křivky. Následně byla každá z křivek aproximována v daném rozsahu regresní přímkou, ze které byl následně vypočítán výsledný poměr. Další faktor ovlivňující získané hodnoty AC/A poměru mohl být způsobem lepší adaptací na předložené spojky či rozptylky. Výsledky také mohla ovlivnit aktuální hloubka ostrosti či posun pracovní vzdálenosti. Dalším působícím faktorem při zkoumání vlivu zrakového tréninku, mohlo být nedostatečné samostatné cvičení, režim zrakového tréninku nebyl během průběhu monitorován, byl zhodnocen pouze na základě dotazu.

S vědomím těchto limitů by mohla být tato studie určitým námětem pro další experimentální výzkumy, které by mohly tyto výsledky ještě více upřesnit.

## 5. Závěr

Binokulární souhra akomodačně-konvergenčních jevů umožňuje zrakovému systému nejen při pohledu do blízka kvalitní vidění. Tento složitý proces je pobízen jednotlivými akomodačními a konvergenčními stimuly. Na základě znalostí o působení těchto stimulů, lze měřit hodnotu AC/A poměru, klinicky významnou pro diagnostiku vergenčních disfunkcí. Stimulem pro akomodační konvergenci je změna akomodace, ta může být uvolňována sférickými čočkami či navozována rozptylnými čočkami. Akomodačním stimulem je změna pozorovací vzdálenosti. Z těchto znalostí vyplývá, že při konstantní pozorovací vzdálenosti (kdy je akomodace ustálena) lze měřit hodnotu akomodační konvergence navozenou změnou akomodace pomocí předložených sférických čoček. Tato hodnota je charakterizována jako AC/A poměr.

Měření AC/A poměru vychází ze dvou základních metod, disociační a asociační. Disociační metoda měří hodnotu heteroforie za disociace pravého a levého oka, naopak metoda asociační měří malou odchylku očí (tedy FD) za binokulární podmínky, blízké přirozenému vidění. Výzkumná studie potvrdila, že se hodnota AC/A poměru měřená jednotlivými metodami výrazně liší. Tento výsledek byl potvrzen literaturou [12], která vysvětluje rozdíly hodnot AC/A poměru na základě nelineárního modelu, zohledňující vliv DOF a PFA na akomodačně – vergenční systém.

Zda lze ovlivnit hodnotu AC/A poměru zrakovým tréninkem či nikoli, sledovala další část výzkumné studie. Srovnávané výsledky AC/A poměru měřené před a po zrakovém tréninku neprokázaly výrazný statistický rozdíl. Tento fakt se shoduje se studií [21], naopak se rozchází s publikací [8]. S vědomím určitých limitů, které mohly ovlivnit výsledky studie, nelze jednoznačně tvrdit, že zrakový trénink nemá vliv na hodnotu AC/A poměru. Tato výzkumná studie by mohla být námětem pro další experimentální měření, které by tento fakt ještě více upřesnily.

## 6. Seznam použité literatury

- [1] Tunnacliffe, Alan H.: *Introduction to visual optics*. 4th edition. England: Association of British Dispensing Opticians. 1993. 603 s. ISBN 0-9009-928-3
- [2] Kuchyňka, Pavel a kol. *Oční lékařství*. Praha; Grada Publishing, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8
- [3] Grosvenor, Theodore: *Primary care optometry*. 5th ed. St. Louis: Butterworth - Heinemann, 2007. 510 s. ISBN 13: 978-0-7506-7575-8
- [4] Rozsival, Pavel: *Oční lékařství*. Praha: Galén, 2006, 376 s. ISBN 80-7262-40-40
- [5] Čihák, Radomír: *Anatomie 3*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2004, 692 s. ISBN 80-247-1132-X
- [6] Nathan, Efron: *Optometry A – Z*. 1st pub. Edinburg: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. 414 s. ISBN 978-0-7506-4913-1
- [7] Richard London, O.D., M. A., Roger S. Crelier, M.S. Optom. *Fixation disparity analysis: Sensory and motor approaches*. 2006, *Optometry*, str. 590-608.
- [8] Jeffrey S. Cooper, M. S., O.D. et al.: *Care of the patient with Accommodative and vergence dysfunction*. Optometric clinical practice guideline. St. Louis: American Optometric Association. 2006.
- [9] Lang, Gerhard K.: *Ophthalmology*. 2nd edition. New York. Thieme.2007. ISBN: 978-3-13-126162-5, str. 226.
- [10] Elliott, David B.: *Clinical procedures in primary eye care*. 3rd ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007. 368 s. ISBN 13: 9780750688963
- [11] Anton, Milan: *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. 3. vydání. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. 96 s. ISBN 80-7013-402-x
- [12] Hung, George K.: *Quantitative Analysis of the Accommodation Convergence to Accommodation Ratio: Linear and Nonlinear Static Models*. IEEE Transactions on biomedical engineering, 1997, str. 306 - 311

- [13] Scheiman, Mitchell and Wick. Bruce: *Clinical Management of Binocular Vision: Heterophoric, Accommodative, and Eye Movement Disorders*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008. 748 s. ISBN 13: 978-0-7817-7784-1
- [14] Evans, B. J. W. *Pickwell's Binocular Vision Anomalies*. Fifth Edition. Philadelphia: Butterworth-Heinemann Elsevier, 2007. ISBN 978-0-7506-8897-0.

#### **Studijní materiály:**

- [15] Pluháček, František. *Normální binokulární vidění – podpůrné materiály k přednášce*. Katedra optiky PřF Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2010
- [16] Pluháček, František. *Vyšetření – podpůrné materiály k přednášce*. Katedra optiky PřF Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2010
- [17] Pluháček, František. *Analýza FD – podpůrné materiály k přednášce*. Katedra optiky PřF Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2012

#### **Internetové zdroje:**

- [18] [http://www.lfhk.cuni.cz/anatomie/domstr/texty\\_prednasek/CNS18-okno.pdf](http://www.lfhk.cuni.cz/anatomie/domstr/texty_prednasek/CNS18-okno.pdf)
- [19] [http://www.solen.sk/index.php?page=pdf\\_view&pdf\\_id=5107](http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=5107)
- [20] Salmon, O. Thomas: *Lecture 8 – fixation disparity*. 2009.  
Dostupné z: <http://arapaho.nsuok.edu/~salmonto/vs3.html>, str. 7
- [21] Brautaset, Rune L., Jennings, Adrian J. M.: *Effects of orthoptic treatment on the CA/C a AC/A ratios in convergence insufficiency*. IOVS, July 2006.  
Dostupné z: <http://www.iovs.org/content/47/7/2876.full.pdf+html>

### **Obrazová dokumentace a tabulky:**

- [22] **Obr. 1, obr. 3:** Dostálková, Marcela: *Současné možnosti refrakční chirurgie se zaměřením na presbyopickou korekci: diplomová práce*. Brno. Masarykova Univerzita, fakulta lékařská, 2012.
- [23] **Obr. 2, obr. 4:** Převzato a upraveno z: Grosvenor, Theodore: *Primary care optometry*. 5th ed. St. Louis: Butterworth - Heinemann, 2007. 510 s. ISBN 13: 978- 0-7506-7575-8
- [24] **Obr. 5:** Převzato a upraveno: Tunnacliffe, Alan H.: *Introduction to visual optics*. 4th ed. England: Association of British Dispensing Opticians. 1993. 603 s. ISBN 0-9009-928-3
- [25] **Obr. 6:** Pluháček, František. *Heteroforie a fixační disparita – podpůrné materiály k přednášce*. Katedra optiky PřF Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2010
- [26] **Obr. 7:** Pluháček, František. *Normální binokulární vidění – podpůrné materiály k přednášce*. Katedra optiky PřF Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2010
- [27] **Obr. 8, obr. 9:** Pluháček, František. *Analýza fixační disparity – podpůrné materiály k přednášce*. Katedra optiky PřF Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2013
- [28] **Obr. 10, obr. 11:** Rozsival, Pavel: *Oční lékařství*. Praha: Galén, 2006, 376 s. ISBN 80-7262-40-40
- [29] **Obr. 15, obr. 16, tab. 1:** Hung, George K.: *Quantitative Analysis of the Accommodation Convergence to Accommodation Ratio: Linear and Nonlinear Static Models*. IEEE Transactions on biomedical engineering, 1997, str. 308
- [30] **Obr. 20, obr. 23:** Převzato a upraveno z: Halbrštátová, Markéta: *Vliv zrakového tréninku na vybrané binokulární funkce: Diplomová práce*. Olomouc. Univerzita Palackého, přírodovědecká fakulta, 2013.

## 7. Seznam zkratek

<b>angl.</b>	anglicky
<b>a</b>	Pracovní vzdálenost
<b>AA</b>	Amplituda akomodace
<b>AC</b>	Akomodační konvergence
<b>AC/A</b>	Poměr akomodační konvergence a akomodace
<b>AD</b>	Mezní hodnota mrtvého prostoru pro hloubku pole
<b>AE</b>	Akomodační chyba
<b>AF</b>	Asociační forie
<b>AR</b>	Akomodační odezva
<b>a<sub>p</sub></b>	Blízký bod
<b>a<sub>R</sub></b>	Daleká bod
<b>AS</b>	Akomodační stimul
<b>BI</b>	Base in
<b>BO</b>	Base out
<b>C</b>	Konvergenec
<b>CA</b>	Konvergenční akomodace
<b>CA/C</b>	Poměr konvergenční akomodace a konvergence
<b>DOF</b>	Hloubka pole
<b>ESO</b>	Esoforie
<b>EXO</b>	Exoforie
<b><math>\theta</math></b>	Úhel konvergence
<b>FD</b>	Fixační disparita
<b>HTF</b>	Heteroforie
<b>JBV</b>	Jednoduché binokulární vidění
<b>NPC</b>	Blízký bod konvergence
<b>PD</b>	Pupilární vzdálenost
<b>RAPD</b>	Relativní aferentní pupilární defekt
<b>s</b>	Sklon křivky, směrnice přímky
<b>VE</b>	Vergenční chyba
<b>VD</b>	Mezní hodnota mrtvého prostoru pro Panumovu fúzní oblast
<b>VR</b>	Vergenční odezva
<b>VS</b>	Vergenční stimul

## **8. Přílohy**

**Příloha 1:** Protokol pro měření AC/A poměru.

**Příloha 2:** 1 CD:

Protokoly jednotlivých měření AC/A poměru pomocí Thoringtonova testu a Wesson card.

Celé grafy jednotlivých prizmatických a sférických křivek FD (generované pomocí programu MS Excel).

Upravené grafy prizmatických a sférických křivek FD pro výpočet AC/A poměru (generované pomocí programu MS Excel).

**Příloha 3:** Informace a informovaný souhlas pro účastníky výzkumné studie – volně přiložená k diplomové práci.



## Příloha 1:

Horizontální měření prizmatické křivky FD metodou Wesson card (před tréninkem)

$\Delta$	12BI	9BI	6BI	3BI	0	3B0	6B0	9B0	12B0
FD									

Horizontální měření prizmatické křivky metodou Wesson card (po tréninku)

$\Delta$	12BI	9BI	6BI	3BI	0	3B0	6B0	9B0	12B0
FD									

Horizontální měření sférické křivky FD metodou Wesson card (před tréninkem)

SPH	-2	-1	0	+1	+2
FD					

Horizontální měření sférické křivky FD metodou Wesson card (po tréninku)

SPH	-2	-1	0	+1	+2
FD					

Měření AC/A poměru pomocí Tohingtonova testu (před tréninkem)

SPH	-2	-1	0	+1	+2
HTF					

Měření AC/A poměru pomocí Tohingtonova testu (po tréninku)

SPH	-2	-1	0	+1	+2
HTF					