

**Debreceni Egyetem  
Informatika Kar**

**BINÁRIS MORFOLÓGIA ALAPÚ  
MÓDSZEREK A RETINA  
ÉRHÁLÓZATÁNAK VIZSGÁLATÁBAN**

Témavezető:  
Dr. Hajdu András  
egyetemi docens  
Tomán Henrietta  
egyetemi adjunktus

Készítette:  
Szakács József  
programtervező matematikus  
Csósz Ignác  
programtervező matematikus  
Hornyik Dávid  
gazdasági informatikus

Debrecen  
2010

# Tartalomjegyzék

1. Bevezetés .....	3
2. A kutatás előzményei.....	6
2.1. Diabéteszes retinopátia .....	6
2.2. Retinafényképezés .....	6
2.3. A retina .....	7
2.4. Felhasznált képek .....	7
3. Érkereszteződések vizsgálatának alapjai .....	9
3.1. Áttekintés.....	9
3.2. Elméleti modell érkereszteződésekhez .....	10
3.3. Felezővonalakon alapuló kereszteződések .....	14
3.4. Parabolákon alapuló kereszteződési pont .....	15
3.5. A torzulás összértéke .....	16
4. A kereszteződések vázának javítása .....	18
4.1. Az érrendszer két részre osztása .....	18
4.2. A vastag és vékony elemek visszakötése .....	19
5. A kereszteződések vizsgálatának eredménye .....	20
6. Fő temporális érv vizsgálatának alapjai .....	23
6.1. Görbeillesztés .....	23
6.2. Előfeldolgozás .....	24
6.3. Nem-lineáris regresszió .....	25
6.4. Illeszkedés mértékének mérése .....	26
7. A fő temporális érvre legjobban illeszkedő modellek keresése .....	28
7.1. Illesztett modellek rangsorolása .....	28
7.2. Illesztett modellek finomítása.....	29
8. Eredmények összegzése, továbblépés .....	31
9. Irodalomjegyzék .....	32
Köszönetnyilvánítás .....	34

# 1. Bevezetés

A diplomamunkában közölt eredmények egy szemészeti szűrővizsgálatok céljára alkalmazható automatizált képelemző rendszer kifejlesztéséhez kötődnek.

A rendszer feladata az, hogy a szemfenékről készített standard digitális felvételek elemzése alapján elkülönítse egymástól az egészséges és a diabéteszes retinopátiát (DR) ábrázoló szemfenéki (fundus) képeket. Az elkészült rendszer fejlesztésében és klinikai validálásában a londoni Moorfields Eye Hospital, a világ egyik legnevesebb szemészeti centruma, mint nem finanszírozott partner vesz részt.

A fejlett országokban a cukorbetegség a látás elvesztésének leggyakoribb oka. Ennek hátterében az alapbetegséget kísérő számos szemészeti szövődmény áll (proliferatív és nem-proliferatív retinopátia, cystoid macula ödéma stb.). Ezen szövődmények kialakulása korai felismerés esetén, időben alkalmazott kezeléssel megakadályozható, illetve a kialakult szövődmények kezelhetők. A korai felismerés alapja a veszélyeztetett betegpopuláció – a diabéteszes betegek - rendszeres szűrése. A jelenleg is futó szűrőprogramokban szakemberek különítik el az egészséges és beteg retinaképeket, és küldik további vizsgálatokra és kezelésre azokat a betegeket, akiknél szövődményt észlelnek. A projekt során kifejlesztendő rendszer a betegek előszűrését teljesen automatikusan (emberi beavatkozás nélkül) végzi, így a szakembereknek csak a pozitívnak minősített felvételeket kell megvizsgálniuk. Ennek eredményeként jelentősen csökken a szűrővizsgálatok emberi erőforrás igénye, ezáltal költsége is. A költségek csökkenésével olyan helyeken is szervezhetőek szűrőprogramok, ahol eddig azokat nem tudták finanszírozni.

A cukorbetegség automatikus szűrésénél az érhálózat pontos feltérképezése fontos szerepet játszik. A szemben megjelenő elváltozások kereséséhez számos esetben elengedhetetlen az érhálózat levonása a képből vagy az erek elhelyezkedésének pontos ismerete.

A jelen diplomamunka a retina érhálózatával foglalkozik, a vizsgálatok két fő részre oszlanak. A temporális arkád alakjának vizsgálatára és a retinán lévő erek kereszteződésének vizsgálatára. Az érkereszteződések vizsgálatában az elfajuló kereszteződések vizsgálata érdemel nagy figyelmet. Elfajuló kereszteződés vékony és vastag erek találkozásánál jöhet létre. Ezen kereszteződések lokalizálásához elkülönítettük a vastag és vékony ereket. Az érhálózat kereszteződéseinek vizsgálata és a vele kapcsolatos kutatás Szakács József munkája.

A vastag erek közül a legvastagabb két ér alkotja a temporális arkádot, amely a legjobban detektálható része az érrendszernek. A temporális arkád alakja bár betegenként és szemenként változó, mégis felfedezhető közöttük hasonlóság. Ezen a hasonlóságon alapulhat a detektálásuk, amelyet idáig fél-ellipszis vagy parabola illesztésével végeztek. Csósz Ignác a kutatás során ennél a két görbénél pontosabban illeszkedő görbét keresett.

A dolgozat felépítése a továbbiakban a következőképpen alakul. A második fejezet, A kutatás előzményei rész foglalkozik a diabéteszes retinopátia fogalmával és a társadalmi hatásaival, majd a retinafényképezés technikája kerül bemutatásra, ezeken a retinafotókon alapul mindkét dolgozatbeli kutatás. A retina rész a retina felépítésével foglalkozik, bemutatva a retinafotókon a kutatások során felhasznált anatómiai alakzatok elhelyezkedését a retinán. A fejezet végén ismertetjük a felhasznált képeket tartalmazó publikus adatbázist, a DRIVE-ot.

A harmadik fejezet, Érkereszteződések vizsgálatának alapjai Szakács József munkája. Elsőként az áttekintés bemutatja az érhálózat vázának elkészítését, a vele járó problémákat és a kutatás témáját képező, az elfajulási problémára megoldást adó módszert. Az elméleti modell érkereszteződésekhez részben a vizsgálathoz szükséges érkereszteződések pontos matematikai modelljét adjuk meg. Ezután a felezővonalakon alapuló kereszteződések a felezővonalakon alapuló modell képleteit és hibafüggvényét, míg a parabolákon alapuló kereszteződési pont rész a parabolákon alapuló modell képleteit és hibafüggvényét írja le. A torzulás összértéke az elfajult kereszteződési pontok meghatározása során keletkező hiba, elfajulás becslését vezeti le matematikai alapon.

A negyedik fejezet, A kereszteződések vázának javítása foglalkozik az előző fejezetben felvázolt elfajuló kereszteződési probléma megoldásával az adott modellek alapján. A megoldáshoz az érrendszert előbb két részre kell osztani, ennek leírása az érrendszer két részre osztása részben található. A vastag és vékony elemek visszakötése a vastag és vékony erek vázainak uniója után keletkező szakadások pontos összekötésével foglalkozik.

Az ötödik, A kereszteződések vizsgálatának eredménye fejezet összefoglalja Szakács József érkereszteződések vizsgálatával foglalkozó kutatásának eredményeit, az eredmények szöveges és táblázatos formában is megtalálhatóak.

A hatodik fejezet, Fő temporális érv vizsgálatának alapjai Csósz Ignác munkája. Először a vizsgálati módszer rövid leírása következik, majd a görbeillesztés alfejezetben a vizsgálat alapját képező görbeillesztési módszer kerül bemutatásra. Az előfeldolgozás a

vizsgálathoz szükséges, a retinaképeken végzett előfeldolgozó lépéseket írja le. Az általunk használt nem-lineáris regressziós módszer pontos leírása a nem-lineáris regresszió részben található. Az illeszkedés hibájának megállapításához használt hibabecslő eljárással az illeszkedés mértékének mérése rész foglalkozik.

A hetedik fejezet, A fő temporális érvre legjobban illeszkedő modellek keresése a fő érv alakjának pontosabb közelítését vizsgálja. Először a illesztett modellek rangsorolása alfejezetben az alap modellek illesztésének eredményeit láthatjuk, táblázatos formában is, majd az illesztett modellek finomítása részben ezen modellek javításával foglalkozunk és megadjuk a finomított modellek illesztésének eredményeit is.

A nyolcadik, Eredmények összegzése, továbblépés fejezet a két kutatás eredményeit tárgyalja, majd felvetjük a további kutatások kérdéseit, esetleges irányát.

Végezetül az Irodalomjegyzék és a Köszönetnyilvánítás fejezetek következnek.

## **2. A kutatás előzményei**

### **2.1. Diabéteszes retinopátia**

Diabéteszes retinopátia: 1997-ben a becslések szerint 124 millió cukorbeteg élt világszerte. Ezek 97%-a 2. típusú cukorbeteg (NIDDM). Az előrejelzések szerint a cukorbetegek száma 2010-re várhatóan eléri a 221 milliőt. A növekedés előreláthatólag Ázsiában és Afrikában lesz a legnagyobb, ahol számuk akár kétszer vagy háromszor is nagyobb lehet az 1997-es állapothoz viszonyítva [1]. Magyarországon 2000-ben a WHO adatai alapján a cukorbetegség prevalenciája 333.000 volt.

A cukorbeteg mintegy 40%-ánál jelentkezik diabéteszes retinopátia, mint szemészeti szövődmény. A betegek 5%-ában a látásélesség romlása olyan súlyos, hogy a látás teljes elvesztéséhez is vezethet. A diabéteszes retinopátia az első helyen áll a vakságot okozó betegségek között a 20 évesnél idősebb és 74 évesnél fiatalabb népesség körében [2].

A becslések szerint a retinaszűrés fejlettebb módszereinek alkalmazásával csak az Egyesült Államokban mintegy 167 millió dollárt és 71.000-85.000 vízus/év-et lehetne megtakarítani [3].

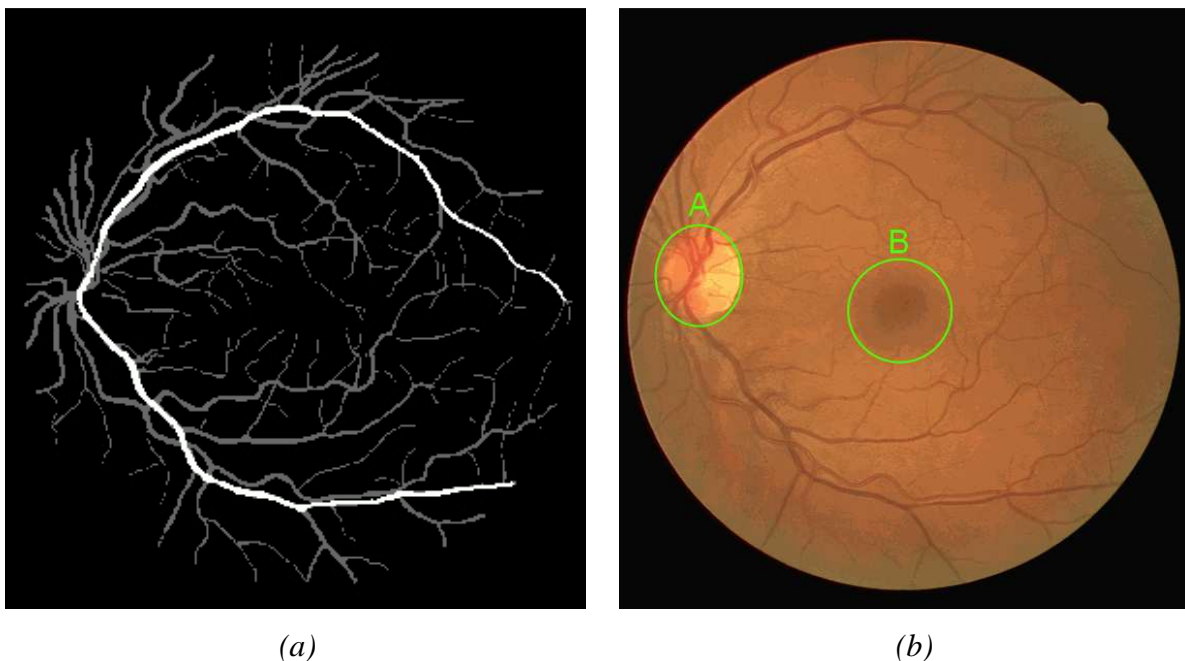
A diabéteszes retinopátia (DR) kezelése önmagában is hatalmas költségekkel jár, ám ez még mindig csak nyolcada a látóképesség elvesztésével kapcsolatos társadalombiztosítási kiadásoknak. Azonban ez utóbbi költség is eltörpül a munkából való kiesés és az életminőség romlása miatt elszenvedett társadalmi szintű veszteségek mellett.

### **2.2. Retinafényképezés**

Az egy- vagy kétmezős retinafényképezés megfelelő érzékenységet és specificitást biztosít. A digitális fényképek készítésének előnye a képek könnyű tárolhatósága és visszakereshetősége. Ez alapján bármikor elvégezhető a vizsgálat utólagos ellenőrzése. Nem mellékes, hogy mivel a képek elektronikus úton továbbíthatóak, segítségükkel térben elválhat egymástól a kép készítésének és vizsgálatának helye. Mindezek eredményeképpen a digitális retinafényképezés vált a szűrővizsgálatok alapjává [4].

### 2.3. A retina

A retináról készült képeken jellegzetes anatómiai részletek különíthetők el. A retina és környéke igen gazdag erekben, találhatóak közöttük vastagabb és igen vékony, hajszálerek is. Az 1(a) ábrán fehérrel jelölt, két legvastagabb ér alkotja az úgynevezett temporális arkádát vagy más néven fő temporális érvet. A fő temporális érv talppontjánál – ahol a vastag erek belépnek a szembe – található az látóidegfő, lásd az 1(b) ábrán. Ahogy az 1(b) ábrán is látható, a látóidegfővel egyvonalban, a fő temporális érv középvonala mentén helyezkedik el az éleslátás központja, más néven a fovea. Ezen anatómiai részletek helyzetének pontos ismerete elősegíti a tájékozódást, valamint a szemben található elváltozások ezekhez viszonyított helyzetéből megállapítható a betegség súlyossága.



1. ábra: Fő anatómiai részletek a retinán: (a) az érrendszer bejelölt temporális arkáddal, (b) a látóidegfő (A) és a makula (B).

### 2.4. Felhasznált képek

A kutatás során, a vizsgálatok elvégzéséhez szükségünk volt szegmentált érhálózat képekre. Ezek a képek, a hozzájuk tartozó, eredeti szemfenék képekkel együtt a nyilvánosan elérhető DRIVE adatbázisból származnak [5]. Az adatbázis 40 szemfenék képet tartalmaz, a hozzájuk tartozó, kézzel rajzolt érhálózatokkal együtt. A 40 képből 35 makulára centrált.

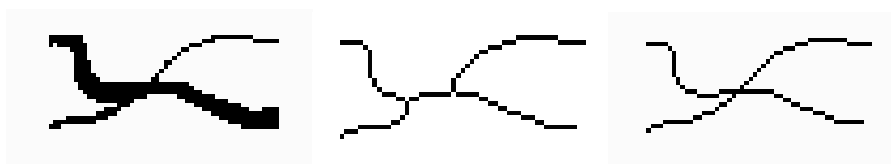
Minden kép azonos felbontással rendelkezik, 565 x 584 pixel. Mivel a kézzel szegmentált érhálózatok a DRIVE adatbázisban az összes eret tartalmazzák, ezért kézzel kiválasztottuk belőlük a temporális arkádokat. Ily módon kaptunk egy 35 képből álló, kézzel rajzolt, temporális arkádokat tartalmazó adatbázist. Továbbá, az érkereszteződések vizsgálatához létrehoztunk egy 130 képből álló adatbázist, mely a DRIVE adatbázis képeiből kivágott érkereszteződések tartalmazza. Ezeket igyekeztünk úgy megválasztani, hogy az adatbázis minden lehetséges kereszteződési típust tartalmazzon.



### 3. Érkereszteződések vizsgálatának alapjai

#### 3.1. Áttekintés

A vázkijelölés [6] egy bináris morfológiai művelet, egy objektum középvonalának kinyerésére. A vázat gyakran úgy kapjuk meg, hogy levékonyítjuk az objektumot a pixelek eltávolításával, ügyelve arra, hogy megőrizzük az objektum eredeti formáját. A váz egy népszerű objektumreprezentáció, amióta pixel-alapú megfigyelések használhatóak az objektumok térbeli viselkedésének jellemzésére. Például, kereszteződésnek tekinthető az a pixel, amely 8-szomszedságot tekintve legalább három szomszédos pixellel rendelkezik. Mindamelllett, a váz rendszerint eltorzul, ahogy azt a 2. ábra is illusztrálja, és két kereszteződési pont keletkezik egy helyett. Ilyen esetekben, a kereszteződő elemek útvonalát később nem lehet pontosan meghatározni.

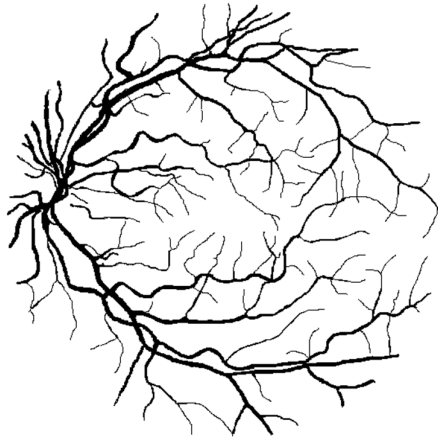


2. ábra: A vázkijelölés okozta elfajulás. (a) eredeti kép, (b) a váza, (c) ideális váz

Számos közelítési módszer jelent meg, hogy áthidalják ezt a problémát. Alapvetően, ezek a módszerek két csoportba sorolhatók: váz-alapú közelítésre és általános közelítésre. A váz-alapú közelítés esetében (lásd [7]), az eltorzult helyek megtalálhatók a már vázkijelölt képeken, míg az általános esetnél a keresztezési pontokat az eredeti, berajzolt képeken keressük. A szokásos hátulütője a váz-alapú módszernek, hogy szükség van közelítő paraméterre, hogy különbséget tudjunk tenni a valódi és az elfajuló kereszteződések között. Ezen paraméterek meghatározása egy teljes képre nagy kihívást jelent. Az általános közelítés rendszerint sarokdetektáláson alapszik (lásd [8], [9]), amiből az ehhez kapcsolódó tipikus problémák származnak, mint a túl sok vagy túl kevés sarokpont-jelölt. Mindazonáltal, ezen megközelítések erőssége, hogy megpróbálják megtalálni és kijavítani a torzult kereszteződések anélkül, hogy az eredeti képhez nyúlnának.

Mialatt próbáltunk javítani az érhálózat vázáinak minőségén, szembetalálkoztunk ezzel a kereszteződés-torzulás problémával. Az automatikus retinopátiás szűrés során, az érhálózat pontos feltérképezése nagyon fontos szerepet kap, mely segítségével olyan információhoz

jutunk hozzá, ami nagyban segíti a betegségek diagnosztizálását. Például az erek lefutásának pontos ismerete információt ad arról, hogyan változik az erek vastagsága, vagy az artéria/véna arány. Egy szegmentálási eljárás (lásd [10]) alkalmazásával kinyerhetünk egy bináris képet, amely hasonló lesz a rajzoltakhoz (lásd 3. ábra).



*3. ábra: A retina bináris érképe*

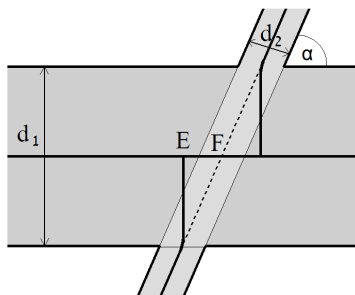
Bemutatunk egy általános módszert, amellyel a vázon lévő kereszteződések elfajulását küszöbölhetjük ki. Ezt a módszert használhatjuk önmagában, vagy esetleg egyfajta kiegészítő megoldásként egyéb közelítéseknel, mint például az előbb említett eljárásoknál. A mi eljárásunk a teljes érhálózaton lévő vastag és vékony erek szétválasztásán alapszik, melyet még a vázkijelölés előtt alkalmazunk. A fő motiváció a megközelítésünk mögött, hogy képesek legyünk kinyerni a kereszteződéseknel a vastag erek precíz vázát, míg a vékony komponensek vázát a vastagoktól leválogatva nyerjük ki. Onnantól, hogy az érrendszert két részre vágtuk, egy visszaillesztési lépésre van szükség a vékony vázelemeknek a vastagokhoz való visszaillesztéséhez.

### **3.2. Elméleti modell érkereszteződésekhez**

Amikor két ér kereszteződésének az elméleti modelljét vizsgáljuk, két sávot tekintünk, amelyeket két párhuzamos egyenespár határol a kereszteződő ereket szimbolizálva, ahogy a 4. ábrán is látszik.

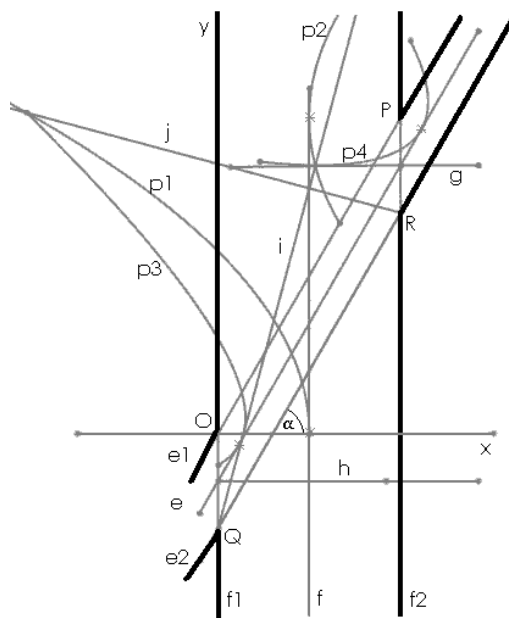
Az egyszerűség kedvéért, a részletes matematikai számítást a kereszteződésnek csak az egyik felére végezzük el, mivel a másik felénél is ugyanúgy járhatunk el a szimmetria miatt. Ahhoz, hogy mérjük a kereszteződés elfajulásának mértékét, definiálhatunk egy természetes

hibafüggvényt, az ideális és az elfajult keresztveződési pontok közötti távolsággént. (lásd  $F$  és  $E$  a 4. ábrán).



4. ábra: Két ér keresztveződésének geometriai modellje

A számításhoz a mi koordináta-rendszerünk úgy lett megválasztva, hogy tartalmazza az egyenespárok egyikét, amely merőleges az  $x$  tengelyre, míg a másik az  $x$  tengellyel  $\alpha$  szöget zár be. A párhuzamos egyenesek távolsága a  $d_1$  és  $d_2$ -vel jelölt sávoknak a vastagsága, ahol  $d_1 \leq d_2$ . Ez a modell lehetővé teszi számunkra, hogy a keresztveződés vázáinak elfajulásának nagyságát, a sávok vastagságának és bezárt szögüknek függvényében mérjük. A váz meghatározására a klasszikus definíciót [6] követjük, mely szerint a vázat az objektumban fekvő összes kör közül a legnagyobb sugarú középtől kezdve építjük fel.



5. ábra: A modell vázát definiáló geometriai elemek

A 5. ábrát alapul véve, felismerhetjük a következő geometriai komponenseket, melyek a mi kereszteződési modellünk esetében részt vesznek a váz felépítésében:

- $e$ :  $(e_1, e_2)$  által határolt sáv középvonala,
- $f$ :  $(f_1, f_2)$  által határolt sáv középvonala,
- $p_1, p_2, p_3, p_4$ : a megfelelő parabola, megadva a fókuszokkal és direktrixekkel  $(O, f_2)$ ,  $(P, f_1)$ ,  $(O, e_2)$  és  $(P, e_2)$ ,
- $g, h$ : a  $PR$  és  $OQ$ , egyenesek felezőpontjaira állított merőlegesek.
- $i, j$ :  $e_2$  és  $f_1$  a  $Q$ ,  $e_2$  és  $f_2$  szögfelezői  $R$ -en.

A modell paraméterei:

- $d_1, d_2$ :  $(e_1, e_2)$  és  $(f_1, f_2)$  által határolt sávok szélességei,
- $k$ : a  $d_2/d_1$  arány, mely nagyon hasznos lesz néhány számítás összehasonlításában, illetve az elfajulás mértékének vizualizálásában a sávok relatív szélességét alapul véve,
- $\alpha$ : az elfajuló szögek az  $e$  sáv és az  $x$  tengely között.

A kívánt váz a sáv középvonalainak kereszteződésénél található meg, amelyek egyenlete a következőképpen adható meg:

$$e: \quad y = x \tan \alpha - \frac{d_1}{2 \cos \alpha}$$

$$f: \quad x = \frac{d_2}{2}$$

A  $g$  és  $h$  merőleges felezővonalak megfelelő egyenlete a következőképpen számítható:

$$g: \quad y = d_2 \tan \alpha - \frac{d_1}{2 \cos \alpha}$$

$$h: \quad y = -\frac{d_1}{2 \cos \alpha}$$

Az  $i$  és  $j$  szögfelezők megfelelő egyenletének kiszámítása:

$$i: \quad y = \tan\left(\frac{\pi}{4} + \frac{\alpha}{2}\right)x - \frac{d_1}{\cos \alpha},$$

$$j: \quad y = \tan\left(\frac{3\pi}{4} + \frac{\alpha}{2}\right)(x - d_2) + d_2 \tan \alpha - \frac{d_1}{\cos \alpha}.$$

A  $p_1, p_2, p_3$  és  $p_4$  parabolák megfelelő egyenlete a következőképpen adható meg:

$$p_1: \quad -x = \frac{1}{2d_2}y^2 - \frac{d_2}{2},$$

$$p_2: \quad x = \frac{1}{2d_2}(y - d_2 \tan \alpha)^2 + \frac{d_2}{2},$$

$$p_3: \quad y' = \frac{1}{2d_1}x'^2 - \frac{d_1}{2},$$

$$p_4: \quad y' = \frac{1}{2d_1}(x' - d_2)^2 + d_2 \tan \alpha - \frac{d_1}{2},$$

ahol

$$x' = x \cos \alpha - y \sin \alpha,$$

$$y' = x \sin \alpha + y \cos \alpha.$$

Könnyen ellenőrizhető, hogy az  $i$  és  $j$  szögfelezők illetve az  $f$  középvonal egy pontban metszik egymást. Ez a pont a középpontja a  $\frac{d_2}{2}$  sugarú körnek. A geometriai szerkezetből is következik, hogy a 2 parabola és egy megfelelő szögfelező ( $p_1, p_3, j$  és  $p_2, p_4, i$ ) egyetlen pontban keresztezi egymást.

Az 5. ábrán, a vázpontok geometriai szerkezete látható a  $d_1 = 10$ ,  $d_2 = 40$  és  $\alpha = \frac{\pi}{3}$  paraméterekkel. A modellben szereplő paraméterektől függ, hogy mely megfelelő geometriai objektum keresztezési pontja határozza meg az eltorzult kereszteződési pont helyét.

A következő két szekcióban megtárgyaljuk a két lehetséges esetet. Az első eset főleg a nagy  $k$  értékekre érvényes, míg a második a kisebbekre.

### 3.3. Felezővonalakon alapuló kereszteződések

Az  $f$  középvonal  $E_1$  kereszteződési pontja, és a  $g$  merőleges felező a következő módon számítható:

$$x_1 = \frac{d_2}{2}, \quad y_1 = d_2 \tan \alpha - \frac{d_1}{2 \cos \alpha}.$$

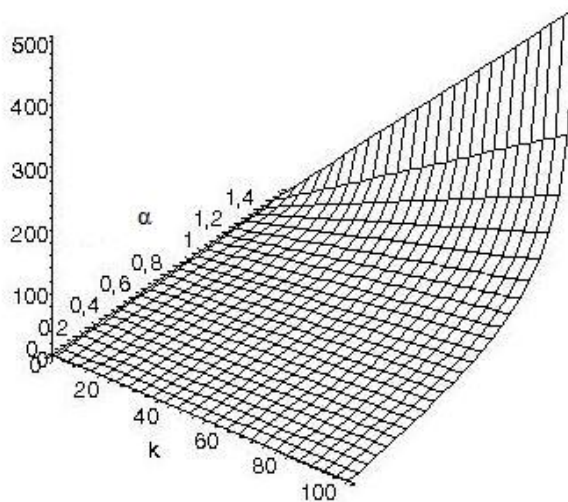
Elkészítve a vázat a két keresztező érből külön-külön, a várható  $F$  kereszteződési pont koordinátái a következők:

$$x_0 = \frac{d_2}{2}, \quad \text{és} \quad y_0 = \frac{d_2 \tan \alpha}{2} - \frac{d_1}{2 \cos \alpha}.$$

Ebben az esetben, a  $DD_1$  torzulás mértéke a következőképpen számítható:

$$DD_1 = \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2} = \frac{d_2 \tan \alpha}{2} = \frac{k d_1 \tan \alpha}{2}, \quad \text{ahol} \quad k = \frac{d_2}{d_1}.$$

A 6. ábra mutatja a  $DD_1$  hibafüggvény viselkedését  $\alpha$ -ra  $\left(0 \leq \alpha < \frac{\pi}{2}\right)$  és  $k$ -ra  $(1 \leq k \leq 100)$ , ha  $d_1=1$ .



6. ábra: A  $DD_1$  elfajulás mértéke az első esetben

Ez arra utal, hogy a kereszteződési pontok távolsága lineárisan változik a  $k$  változóval, ha a többi paraméter:  $\alpha$  és  $d_1$  értéke adott. A hibafüggvény majdnem lineáris  $\alpha$  változójában, ha  $0 \leq \alpha < \frac{\pi}{3}$ , de gyorsan nő, amikor  $\frac{\pi}{3} \leq \alpha < \frac{\pi}{2}$ .

### 3.4. Parabolákon alapuló kereszteződési pont

Ez esetben  $p_2$ ,  $p_4$  parabolák és a megfelelő  $i$  szögfelező metszéspontja, amit mi vázpontnak tekintünk, azaz az  $E_2(x_2, y_2)$  pontot, ahol  $y_2$  a kisebbik gyöke a következő kvadratikus egyenletnek:

$$-\cos^2 \alpha \tan\left(\frac{\pi}{4} + \frac{\alpha}{2}\right)x^2 + \left(2d_2 \cos \alpha \left(\sin \alpha \tan\left(\frac{\pi}{4} + \frac{\alpha}{2}\right) + \cos \alpha\right)\right)x + 2d_1 d_2 \cos \alpha - d_2^2 \tan\left(\frac{\pi}{4} + \frac{\alpha}{2}\right) = 0$$

és

$$x_2 = \frac{1}{\tan\left(\frac{\pi}{4} + \frac{\alpha}{2}\right)} \left(y_2 + \frac{d_1}{\cos \alpha}\right).$$

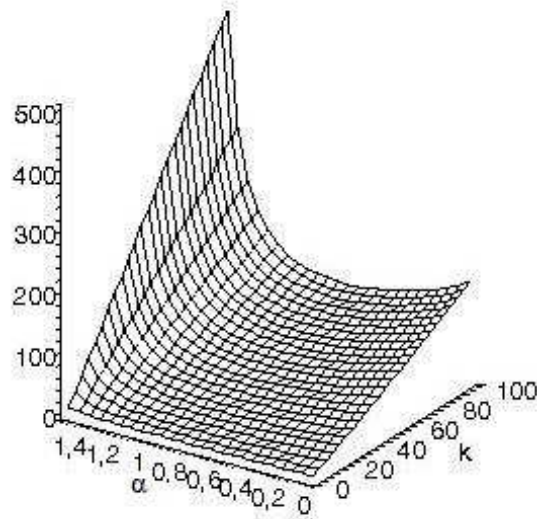
Az  $y_2$ -t meghatározó kvadratikus egyenlet diszkriminánsa mindig nem-negatív  $k \geq 1$ -re és  $0 \leq \alpha < \frac{\pi}{2}$ -re. Itt kihagytuk a komplex formulát  $y_2$ -re.

Ebben az esetben, a vázkijelölés hibája az  $E_2(x_2, y_2)$  pont távolsága az ideálisan detektált  $F$  kereszteződési ponttól. Így megkapjuk

$$DD_2 = \sqrt{(x_2 - x_0)^2 + (y_2 - y_0)^2}.$$

A hibafüggvény vizsgálatával megkapjuk a kereszteződési pontok távolságát, melyek lineárisan függenek a kereszteződő erek vastagságától, ami szintén könnyen látható a geometriai szerkezetből. Tekinthejtük a vázkijelölés hibáját  $\alpha$  és  $k$  változó függvényeként.

A 7. ábra mutatja a hibafüggvény viselkedését az  $\alpha$   $\left(0 \leq \alpha < \frac{\pi}{2}\right)$  és  $k$   $(1 \leq k \leq 100)$  változóra.



7. ábra: A  $DD_2$  elfajulás mértéke a második esetben

### 3.5. A torzulás összértéke

Miután meghatároztuk az  $E_1$  és  $E_2$  eltorzult kereszteződési pontokat, a torzulás összértéke a  $k$  és az  $\alpha$  paramétertől függő két jelölt által van meghatározva. A torzulás összértéke  $DD$ , az egyik esetben  $DD_1$ , amikor az elfajult kereszteződési pont  $E_1$ , a másik esetben  $DD_2$ , ha az eltorzult kereszteződési pont  $E_2$ .

Látható, hogy  $DD_1 \leq DD_2$  a  $k$  paraméter minden értékére, ahol ( $k \geq 1$ ) és  $\alpha \left( 0 \leq \alpha < \frac{\pi}{2} \right)$ .

A geometriai felépítésből következik, hogy

$$d(E_2, P) = d(E_2, e_2) = d(E_2, f_1) > \frac{\max(d_1, d_2)}{2} = \frac{d_2}{2}$$

a legnagyobb sugarú  $E_2$  középpontú körre. A váz klasszikus meghatározásában szükséges, hogy a legnagyobb sugarú kör még az objektumon belül maradjon. Figyelembe véve ezt a feltételt a  $d(E_2, P)$  sugárnak ki kell elégítenie a

$$d(E_2, P) < \max(d_1, d_2) = d_2$$

egyenletet.

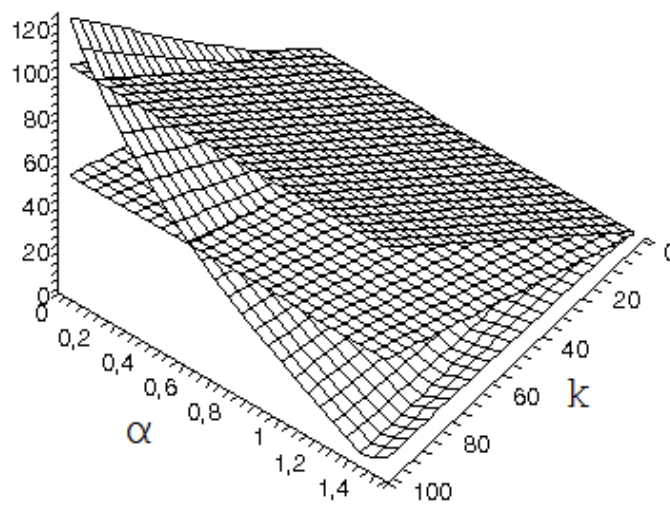


Összegezve, a  $DD$  eltorzulás teljes mértéke  $DD_2$ , ha

$$\frac{d_2}{2} < d(E_2, P) < d_2.$$

Egyébként a  $DD$  meghatározható  $DD_1$  –ként.

A  $d(E_2, P)$  távolság lineárisan függ a  $d_1$  paramétertől, tehát a döntés a kereszteződési pont jelöltekről elvégezhető mindössze a  $k$  és az  $\alpha$  paraméterek alapján (lásd 8. ábra).



8. ábra:  $E_2$  és  $P$  távolsággfüggvénye, amely az elfajulás összértékét mutatja

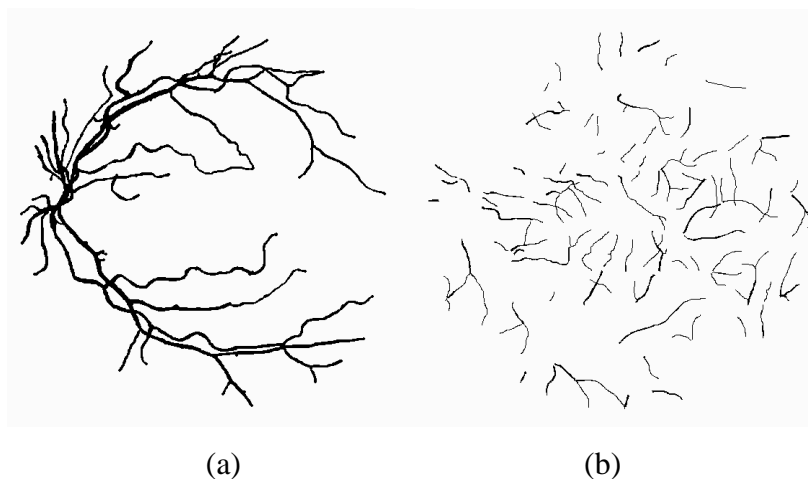
A 6. és 7. ábrán láthatjuk, hogy a torzulás mértéke nagy azokra a sávokra, amelyek között nagy vastagságbeli különbségek vannak. Ez a megfigyelés motivált minket arra, hogy szétválogassuk az ereket vastagságuk alapján a következő szekcióban felvázolt módon.

## 4. A kereszteződések vázának javítása

A mi megközelítésünkben, a bináris érhálózatról készült képek vázának javítása két fő lépésen alapszik. Először két részre osztjuk az érhálózatot, amelyek vastag, illetve vékony ereket tartalmaznak, majd elkészítjük a két halmaz vázát. Ezután újra összekapcsoljuk azokat, amelyeket szétválasztási lépés során leválasztottunk.

### 4.1. Az érrendszer két részre osztása

Az egész érrendszer vastag és vékony ereinek elkülönítését úgy végezzük, hogy eróziós lépést alkalmazunk, amelyek azon pixeleket távolítják el, melyeknek kevesebb, mint  $N$  darab pixel van a 8-szomszédai között. Az eljárást rekurzívan alkalmazzuk, amíg az erózió változást eredményez a képen. Ezzel az eljárással a vékony vérerek eltűnnek, megtartva a vastag ereket. Ez után a vékony érrendszer egyszerűen elkészíthető úgy, hogy kivonjuk az eredeti bináris képből a vastag ereket. Ezen szétválasztó eljárás eredményét mutatja a 9. ábra a 3. ábrán mutatott input bináris érrendszerre.



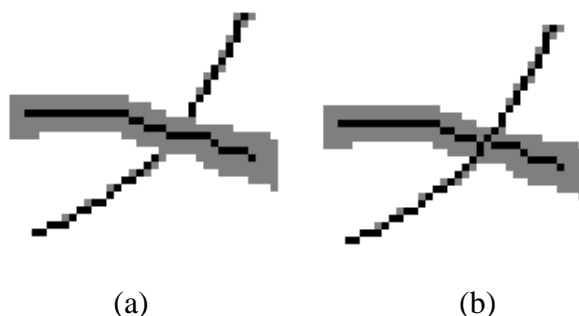
9. ábra: A vágási lépés eredménye; (a) a vastag érrendszer; (b) a vékonyérrendszer

A mi megközelítésünk az erózióra kissé különbözik a klasszikus morfológiai művelettől, ugyanis megtartja az összes eret az adott szélesség felett, amely biztosítja, hogy a vastag erek összekapcsolva maradnak.

Az érrendszer sikeres kettéválasztása után végrehajtjuk a vastag és vékony érrendszerek vázkijelölését. Itt bármely vázkijelölő algoritmus alkalmazható. Az implementációnkban figyelembe vettük a [11]-ben ajánlott módszert.

## 4.2. A vastag és vékony elemek visszakötése

Amikor a vastag és vékony érrendszerek vázainak unióját vesszük sok szakadás (hézag) marad, amit be kell tölteni. Ez a jelenség is látható a 10. ábrán.



10. ábra: A visszakötési lépés, hogy kitöltsük a szakadásokat a vastag és vékony erek vázai között; (a) bekötendő erek váza és a vastag érváz; (b) a bekötés utáni eredmény

Ezen hézagok betöltéséhez alkalmazunk egy iránybecslést a vékony váz megfelelő végpontjain, hogy összekapcsoljuk a vastag vázrendszerrel.

Az iránybecslés végrehajtása a tangens érték kiszámításával (adott végpontban) történik (a diszkrét geometria [12] klasszikus ajánlása alapján). Azaz az újra csatlakozó egyenest a végpontból és a vékony érváz azon pixeléből számoljuk, amely  $P$  pixel távolságra van a végponttól. A  $P$  értékét iterálva csökkentjük a küszöbértéktől, amíg sikeres összekapcsolódást nem találunk. Az erek szélessége nagy tartományban mozog 1 pixeltől a maximális szélességig. Mivel az iránybecslés eltévesztheti a vastag eret, ezért figyelembe veszünk egy  $M$  paramétert a maximálisan megengedett kapcsolódási távolságra a végpont és a vastag ér között.  $M$ -et ajánlott a maximális ér szélességének felére állítani. Akkor fogadjuk el, hogy a vékony ér kapcsolódik egy lehetséges vastag érhez, ha a vastag vázában lévő pixel és a végpont pixel összekapcsolható ezen a módon. Ha az algoritmus nem képes egy a vastag vázban lévő pixelt sem találni a vékony végpontjához, akkor ennél a helynél ahhoz a vázhoz tér vissza, amit a teljes érrendszerből vontunk ki.

## 5. A keresztezódések vizsgálatainak eredménye

A kísérleti tesztekhez a DRIVE adatbázis [13] 19 bináris érhálózat képéből nyert 130 érkeresztezódésből álló adatbázisra támaszkodtunk. A DRIVE adatbázisban szereplő képeknek 565x584 pixeles felbontása és ennek megfelelő 1-10 pixeles érszélessége van. Figyelembe véve ezeket az adatokat, az algoritmusunk paramétereinek beállításai az optimális teljesítménynek megfelelően:

- kevesebb, mint  $N$  szomszédos pixellel rendelkező pixelek eltávolítása:

$$N=4,$$

- maximálisan megengedett visszacsatolási távolság:

$$M=5,$$

- távolság a végpontból a iránybecsléshez:

$$P=6.$$

Ahhoz, hogy lássuk a javulást, összehasonlítottuk a mi megközelítésünkéből származó váz eredményt a klasszikus vázzal, amit az eredeti keresztezódéses képből nyertünk bármilyen szétválasztás/összekapcsolás nélkül. Számszerű összehasonlítás céljából a torzulás mértékére ( $DD$ ) támaszkodunk, amit a 3.5.-ben definiáltunk.

A 130 keresztezódésből az algoritmusunk 45 helyen generált különböző vázat, mint a klasszikus vázkijelölés. Azaz alapvetően az esetek 36%-ban a részeknek eléggé különböző szélessége volt. Ez azt jelenti, hogy alapvetően az esetek 36%-a volt olyan, hogy eléggé különböző volt a szélesség az indokolt vágáshoz. Figyelembe véve az eredményeket, tekintve a  $DD$  tagot, azt tapasztaltuk, hogy a mi algoritmusunk jobb eredményt ad 29 keresztezódésnél. 14 esetben, a detektált keresztezódési pont különböző volt, de a  $DD$  tag ugyanazt az eredményt adta. Volt 2 keresztezódés, ahol az algoritmusunk rosszabb eredményt adott a klasszikus vázkijelölőnél. Ezekben az esetekben, a vékony erek inkább tekinthetőek kör alakú szegmensnek, mintsem lineárisnak, ami hibát okozott az irány meghatározásában. Tekintve a  $DD$  tagot a 130 keresztezódésre, a mi algoritmusunk csökkentette az össz- $DD$  hibát 140-ről 72 pixelre, ami azt jelenti, hogy a 48%-os kiküszöbölése volt az eltorzulásnak ezekre az esetekre. Az eredményeink az 1. táblázatban is összegezve vannak.

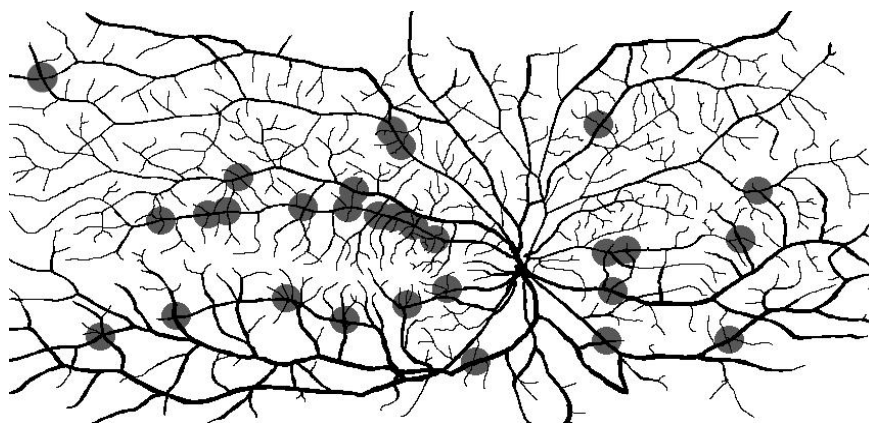
Vágható kereszteződések (47/130)		
Vázkijelölés	Hagyományos	Javasolt
Teljes <i>DD</i> hiba (pixel):	140.0	72.0
Átlagos <i>DD</i> hiba (pixel):	3.11	1.6
Elfajulás mértéke: 51.4286 %		
Összes kereszteződés (130/130)		
sikertelen vágás		85
jobb eredmények a javasolt módszerrel		29
azonos eredmények		14
rosszabb eredmények a javasolt módszerrel		2

*1. táblázat: Az általunk bemutatott eljárás eredményeinek összevetése a hagyományos vázkijelöléssel, 130 érkereszteződésre nézve*

A fentebb közétett kísérleti tesztekkel kapcsolatban, felmerülhet a kérdés, hogy általában hány olyan kereszteződő ér található egy emberi retinán, melyek vastagságbeli különbsége elegendő a sikeres vágáshoz. Ennek az értéknek a hozzávetőleges becsléséhez tekintettünk egy széles (200°-os) látószögű retinaképet. Ezt követően manuálisan kinyertük belőle az érhálózatot, és teszteltük rajta az algoritmusunkat a megfelelő paraméterezéssel. Az algoritmus képes volt a kereszteződő ereket 29 helyen szétvágni, és így csökkentette az elfajulás mértékét, ahogy azt a 11. ábra is mutatja.



(a)



(b)

11. ábra: Vastag/vékony kereszteződések egy széles látószögű retinaképen. (a) eredeti kép ([www.optos.com](http://www.optos.com)), (b) kézzel szegmentált érhálózat, szürke körlapokkal megjelölve a javított kereszteződések

## 6. Fő temporális érv vizsgálatának alapjai

A korábbi megközelítések a temporális arkád megkeresésére az érrendszerre illesztett fél ellipszis [14] vagy parabola [15] modellen alapultak. Habár a temporális arkád alakja ránézésre sugallja ezen modellek használatát, kvantitatív elemzést eddig nem hajtottak végre, hogy eldöntsék, melyik modell használata ajánlott a legjobb illeszkedés érdekében, így ezek a választások többnyire ad hoc módon történnek.

A probléma megoldása érdekében átfogó elméleti vizsgálatot folytattunk. Célunk az volt, hogy megtaláljuk azt a paraméteres görbe modellt, ami a legjobban közelíti az arkád alakját a megfelelő hiba-mérőszám tekintetében. Nem-lineáris regressziós tesztek hajtottunk végre a temporális arkádokon, Akaike Information Criterion (AIC) mérőszámot használva hibamérésre, hogy megtaláljuk a legjobban illeszkedő modelleket. A kis paraméterszámú modellek nagyon hasznosak a gyors illesztő algoritmusok érdekében. Emiatt azon görbemodellekre koncentráltunk, amelyek 3 paraméterrel rendelkeznek, hasonlóan a parabolához [15].

### 6.1. Görbeillesztés

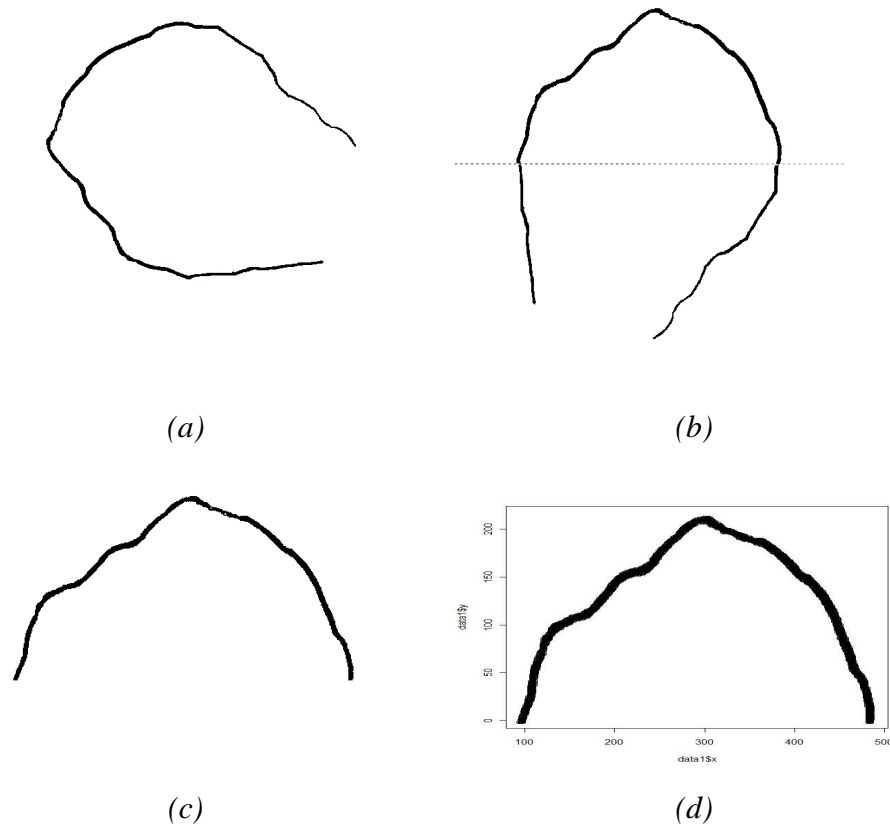
Analitikusan megtalálni a legjobban illeszkedő, kis paraméterszámú görbe modellt óriási kihívás. Azonban a modellek approximációval való keresésének igen nagy irodalma létezik, és erős támogatottsága van mind az elméleti, mind a tudományos szoftvercsomagokban. Különösen erős támogatottsággal bír az 1D-s, amikor a bemenet „függvény-szerűnek” van feltételezve (alapvetően, egy vertikális koordináta tartozik bármely horizontális koordinátához). Ebben az esetben egy valós értékű, paraméterezett funkcionális modell használható az illesztéshez. Esetünkben néhány egyszerű előfeldolgozási lépésre szükség lehet, hogy a temporális arkád „függvény-szerű” legyen, hogy kihasználhassuk az erős tudományos háttérrel.

## 6.2. Előfeldolgozás

Ahhoz, hogy a temporális arkád megfelelő legyen funkcionális modellekkel való nem-lineáris regresszióra, az eredeti temporális arkádon (lásd 12(a) ábra) néhány átalakítást kell végezni:

- 90 fokkal elforgatjuk az óra járásának megfelelő vagy ellentétes irányban, attól függően, hogy jobb vagy bal szemhez tartozott, az elforgatott temporális arkád a 12(b) ábrán látható,
- magassága felénél félbevágjuk, az eredmény a 12(c) ábrán látható.

Így a görbét már „függvény-szerűnek” tekinthetjük, mint a 12(d) ábrán.



12. ábra: A temporális arkád előkészítése nem-lineáris regresszióhoz: (a) eredeti temporális arkád, (b) 90 fokkal elforgatva, a vágás helye bejelölve, (c) vágás eredménye, (d) a temporális arkád, nem-lineáris regresszióhoz előkészítve.

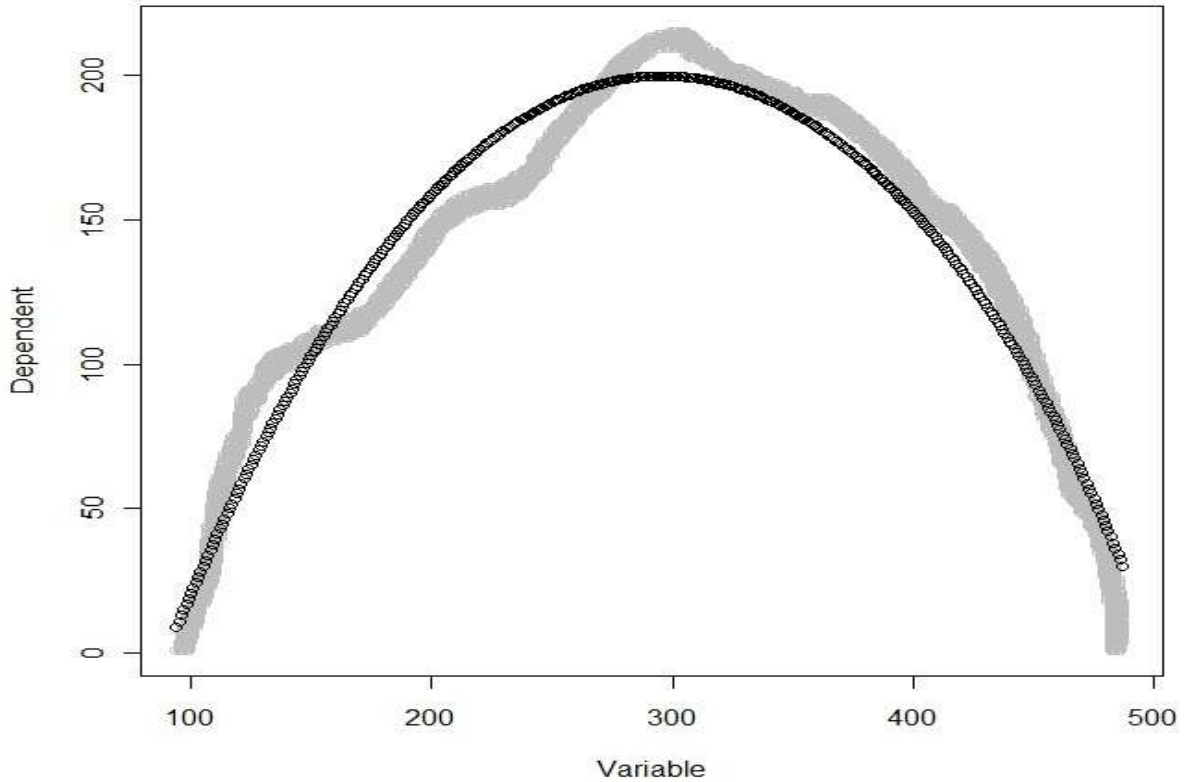


### 6.3. Nem-lineáris regresszió

Néhány tudományos szoftver csomag (SPSS, SAS, stb.) támogatja bármilyen paraméterezett modell definiálását alapvető matematikai függvények kombinálásával. Ugyanakkor nagyon nehéz felállítani egy intuitív modellt, ami képes illeszkedni egy temporális arkád alakjához. Hogy ezt a nehézséget elhárítsák, ezek a szoftvercsomagok tartalmaznak beépített modelleket a görbe illesztés végrehajtásához.

A DataFit 9.0 szoftver közel 300 beépített modellel rendelkezik e célból [16]. A tartalmazott modellek között megtalálhatóak a (módosított) hatvány, (módosított) exponenciális, négyzetes, hiperbola, reciprok, logaritmus, geometriai, hiperbolikus és trigonometrikus modellek is. Ezek a modellek nagyon hasznosnak bizonyultak tudományos, statisztikai és mérnöki alkalmazásokban. Így a vizsgálataink során mi is ezekre a modellekre támaszkodtunk, hogy megtaláljuk az elsődleges modelleket, amiket a későbbiekben finomíthatunk.

A nem-lineáris regressziót a nyílt forráskódú statisztikai programnyelvben, R-ben [17] végeztük, mely tartalmazza a jelenleg ajánlott hibabecslés, az AIC kiszámolását is a regresszióra. Mivel az R-ben is van lehetőség saját modellek definiálására, így végre tudtuk hajtani a nem-lineáris regressziót a DataFit-ből kölcsönzött, közel 300 görbe modellt használva is. A 13. ábrán látható, az ezzel a módszerrel talált, legjobban illeszkedő modell rárajzolva egy temporális arkádra.



13. ábra: Nem-lineáris regresszió eredménye egy temporális arkádra. A temporális arkád szürkével, míg a legjobban illeszkedő, 3 paraméteres görbe modell feketével van jelölve.

#### 6.4. Illeszkedés mértékének mérése

A legújabb statisztikai ajánlásokat követve az Akaike Information Criterion (AIC) [18] alkalmazása mellett döntöttünk, hogy ki tudjunk alakítani egy rangsort az illesztésre javasolt modellek között. Az AIC egy becsült statisztikai modell illeszkedés jóságának mérőszáma. Az AIC kiszámítása:

$$AIC = 2 * k + n * [\log(2 * \pi * R / n) + 1],$$

ahol  $n$  a mintapontok száma,  $k$  az illesztett modell paramétereinek száma és  $R$  a legkisebb négyzetes hiba. Azaz, a kisebb AIC érték jobb illeszkedést jelent.

Megjegyezzük, hogy az AIC használható a modellben levő paraméterek számának büntetésére is. A kísérleteinkben az R szoftvercsomag alap  $k = 2$  büntetését használtuk. Általánosságban, a modell paraméterszámát minél alacsonyabban érdemes tartani az illesztő algoritmusok miatt. Egy tipikus példaként említhetjük a népszerű Hough transzformációt [19], amely arra alkalmazható, hogy megtaláljuk bármely ismert analitikai modell legjobb

illeszkedését. Azonban a Hough transzformáció tár és idő igénye  $O(sp)$ -el és  $O(sp-1m)$ -el becsülhető, ahol  $m$  a pontok száma,  $p$  a paraméterek száma és  $s$  a minták száma egy Hough dimenzió mentén. Azaz, a kis paraméterszám fontos lehet a számítási teljesítmény szempontjából.

## 7. A fő temporális érvre legjobban illeszkedő modellek keresése

A kísérleteinkben kézzel szegmentált temporális arkádokat használtunk a regressziós analízisekhez, valamint, mivel egy automatikus szűrőrendszerben nagyon fontos a számítási teljesítmény, ezért a három-paraméteres görbe modellekre fókuszáltunk. Azonban az összehasonlító eredményeink között feltüntettünk néhány négy-paraméteres modellt is, hogy a fél ellipszisillesztési eljárás [14] hatékonyságát is lássuk.

### 7.1. Illesztett modellek rangsorolása

Ahhoz, hogy egy egységes rangsorolást tudjunk előállítani a közel 300 görbe modellre, kiszámoltuk az átlagos AIC értékét minden modellnek az adatbázis 35 elemére és ez alapján rendeztük őket sorba. A 2. táblázat összegzi a legjobb 10 darab három-paraméteres ( $a, b, c$ ) modellt. Valamint a négy-paraméteres fél ellipszist és a harmadrendű polinomiális modellt is feltüntettük. Mivel a fél ellipszis nem része a DataFit szoftvernek, ezért a következő alakban modelleztük:

$$(d^2 * (1 - (x - a)^2 / c^2) + b)^{0.5},$$

ahol az ellipszis ( $a,b$ ) középponttal,  $2c$  vízszintes és  $2d$  függőleges átmérővel rendelkezik.

Négy-paraméteres modellek		
Sorszám	Illesztett modell	Átlagos AIC
1.	<u>Harmadrendű polinomiális</u> $a*x^3 + b*x^2 + c*x + d$	33463.875
2.	<u>Fél ellipszis</u> $(d^2 * (1 - (x - a)^2 / c^2) + b)^{0.5}$	34226.011

Három-paraméteres modellek		
3.	$a*x^3 + b*\log(x)^2 + c$	34390.211
4.	$a*x^{2.5} + b*x^{0.5}*\log(x) + c$	34407.671
5.	$a*x^{2.5} + b*x^{0.5} + c$	34428.254
6.	$a*x^2*\log(x) + b*x/\log(x) + c$	34438.833
7.	$a*x^3 + b*x^{0.5} + c$	34443.034
8.	<u>Parabola</u> $a*x^2 + b*x + c$	34447.561
9.	$a*x + b*x^2*\log(x) + c$	34456.069
10.	$a*x^{2.5} + b*x/\log(x) + c$	34485.314
11.	$a*x^2 + b*x/\log(x) + c$	34490.407
12.	$a*x*\log(x) + b*x^2 + c$	34495.301

2. táblázat: Legjobban illeszkedő három- és négy-paraméteres modellek rangsora.

A következők olvashatóak le a 2. táblázatból:

- jobban illeszkedő modellek is találhatóak, mint a parabola,
- a négy-paraméteres fél ellipszis csak kevéssel jobb a három-paraméteres modelleknél,
- könnyen találhatunk a fél ellipsziszénél sokkal jobban illeszkedő, négy-paraméteres modelleket.

## 7.2. Illesztett modellek finomítása

A 2. táblázatban bemutatott alap modellek tovább fejleszthetőek egy egyszerű módon. Ehhez használjuk a következő három-paraméteres, általános modellt:

$$a * f(x, u_1, u_2, \dots) + b * g(x, v_1, v_2, \dots) + c.$$

A finomítás ötlete az, hogy a skalár paramétereket  $u_1, u_2, \dots$ , és  $v_1, v_2, \dots$  kis mértékben változtatjuk. Például, az eredeti modell (a legjobb helyen rangsorolt):

$$a * x^3 + b * \log(x)^2 + c,$$

alkalmazva az általánosítást:

$$a * x^u + b * \log(x)^v + c$$

és megpróbálunk jobban illeszkedő görbét találni, úgy, hogy az  $u \in [2.5, 3.5]$  és  $v \in [1.5, 2.5]$ . Ösztönösen engedjük, hogy az alap modellek kicsit változzanak a jobb illeszkedés érdekében. A fejlesztett verziói a 6 legjobban illeszkedő, három-paraméteres modellnek láthatóak a 3. táblázatban.

<b>Finomított három-paraméteres modellek</b>		
Sorszám	Illesztett modell	Átlagos AIC
1.	$a*x^{3.28} + b*\log(x)^{1.71} + c$	34369.481
2.	$a*x^{3.27} + b*x^{0.15} + c$	34369.712
3.	$a*x^3 + b*x^{0.3} + c$	34374.218
4.	$a*x^3 + b*x^{0.2}*\log(x) + c$	34374.462
5.	$a*x^{2.5}*\log(x)+b*x^{0.62}/\log(x)+c$	34394.397
6.	<u>Finomított parabola</u> $a*x^{2.5} + b*x^{0.62} + c$	34404.796

3. táblázat: Legjobban illeszkedő hat, három-paraméteres modell rangsora finomítás után.

A táblázatból a következők olvashatóak le:

- az ajánlott finomítás után jobb eredmények érhetőek el, mint az alap modellekkel,
- a parabola sorszáma megmaradt,
- néhány modell helyet cserélt a 2. táblázathoz képest,
- az első modell a 3. táblázatban ajánlható elsődlegesen illesztési célokra.

## 8. Eredmények összegzése, továbblépés

A DRIVE adatbázis egyaránt tartalmaz makulára és látóidegfőre centrált képeket. Ha a retinakép makulára centrált, akkor az ereknek nagyobb a görbülete, míg ha látóidegfőre, akkor inkább lineáris. Konzekvenciaként leszűrhetjük, hogy a makulára centrált képek több kereszteződő görbét tartalmaznak, nagyobb görbülettel. Így a kereszteződések elfajultságának csökkentésében az egyenes alapú közelítés megbízhatóbb eredményt ad látóidegfőre centrált képeken. Amikor a két típusú kép feldolgozását terveztük, még nem tettünk különbséget közöttük, és tesztjeinkben mindkét típusra számoltunk eredményeket. Az algoritmus viszont valószínűleg tovább finomítható, ha az ereket lineáris közelítés helyett, másod- vagy magasabb rendű interpoláció és iránybecslés segítségével vizsgáljuk. A kereszteződések javító megközelítésünkre az is nyilvánvalóan fennáll, hogy az Y-alakú kereszteződések is pontosítja, mely vizsgálat kívül esett ezen dolgozat látókörén.

A dolgozatunkban azt is vizsgáltuk, hogy mely alacsony paraméterszámú görbemodellek illeszthetőek jól a fő temporális érvre retinaképeken. Amint az a 2. és 3. táblázatból látszik, olyan három-paraméteres modelleket határoztunk meg, melyek jobban illeszkednek a temporális arkádra, mint a parabola. Továbbá, ezek a három-paraméteres modellek – különösen a finomítás után – közel azonos eredményt érnek el, mint a négy-paraméteres fél ellipszis. A 2. táblázatból azonban kiderül, hogy jól illeszkedő négy-paraméteres modelleket keresni ígéretes vállalkozás, mivel még egy egyszerű (polinomiális) modell is sokkal növeli az illeszkedés mértékét. Itt meg kell azonban jegyeznünk, hogy a három-paraméteres modellekkal ellentétben jóval kisebb a jelenlegi támogatás a négy-paraméteres modellekhez.

Bár egyes vizsgálatokat már mi elvégeztünk, felmerül néhány további kérdés is, ami a későbbi kutatások alapjaként szolgálhat a fő érvék geometriájának vizsgálatában. Például használhatónak ígérkezik a közvetlen 2D-s vektor alapú regresszió is [20], az 1D-s leszármaztatás helyett. A temporális arkád koordinátafüggvényeinek független vizsgálata viszont lassabb lehet, mivel nő a paraméterszám. Egy másik ígéretes bővítés lehet, ha megpróbáljuk a temporális arkádokat osztályozni, majd az így kapott osztályokra egyedi modelleket illeszteni. A nem-lineáris regresszióval talált modelleket használhatjuk közvetlen illesztési feladatokra (pl. Hough transzformációval) vagy előállíthatunk belőlük bináris maszkokat is a detektáláshoz.

## 9. Irodalomjegyzék

- [1] A. F. Amos, D. J. McCarty, P. Zimmet, et al. „The rising global burden of Diabetes and its complications: estimates and projections to the year 2010.” *Diabetic Medicine*, **14** (suppl. 5), S1 -85, 1997.
- [2] American Diabetes Association-„National Diabetes fact sheet”, Retrieved July 7, 2004.
- [3] M. Larsen, J. Godt, M. Grunkin. „Automated detection of diabetic retinopathy in a fundus photographic screening population,” *Invest Ophthal Vis Sci*, **44**:767-71, 2003.
- [4] Health Technology Assessment Report 2002: The Health Technology Board for Scotland; Health Technology Assessment Evidence
- [5] J.J. Staal, M.D. Abramoff, M. Niemeijer, M.A. Viergever, and B. van Ginneken, „Ridge based vessel segmentation in color images of the retina,” *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. **23**, pp. 501-509, 2004.
- [6] J. Serra. Image „Analysis and Mathematical Morphology”.Academic Press, New York, 1982.
- [7] A. Hajdu, and I. Pitas. „Piecewise linear digital curve representation and compression using graph theory and a line segment alphabet.” *IEEE Trans. on Image Processing*, **17(2)**:126–133, 2008.
- [8] D. Zhong, and H. Yan. „Pattern skeletonization using run-length-wise processing for intersection distortion problem.” *Pattern Recognition Letters*, **20(8)**:833–846, 1999.
- [9] R. Al Ajlouni. „The use of digital pattern recognition techniques for virtual reconstruction of eroded and visually complicated archeological geometric patterns.” *ISPRS08*, B5:193–198, 2008.
- [10] M. Niemeijer, J. J. Staal, B. van Ginneken, M. Loog, and M. D. Abramoff. „Comparative study of retinal vessel segmentation methods on a new publicly available database.” *SPIE Medical Imaging*, **5370**:648–656, 2004.
- [11] E. S. Deutsch. „Thinning algorithms on rectangular, hexagonal, and triangular arrays.” *Communications of the ACM*, **15(9)**:827–837, 1972.
- [12] R. Klette, and A. Rosenfeld. „Digital Geometry.” Morgan Kaufmann, San Francisco, 2004.



- [13] J. J. Staal, M. D. Abramoff, M. Niemeijer, M. A. Viergever, and B. van Ginneken. „Ridge based vessel segmentation in color images of the retina”, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, **23(4)**:501–509, 2004.
- [14] A.D. Fleming, K.A. Goatman, S. Philip, J.A. Olson, and P.F. Sharp, “Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening”, *Phys. Med. Biol.* vol. **52**, pp. 331-345, 2007.
- [15] S. Ravishankar, A. Jain, and A. Mittal, “Automated feature extraction for early detection of diabetic retinopathy in fundus images,” *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 210-217, Miami Beach, FL, USA, 2009.
- [16] Oakdale Engineering, “DataFit 9.0,” 2009. URL: <http://www.oakdaleengr.com/>.
- [17] R Development Core Team, “R: A Language and Environment for Statistical Computing,” 2009. URL: <http://www.R-project.org>.
- [18] H. Akaike, “A new look at the statistical model identification,” *IEEE Trans. on Automatic Control*, vol. **19**, pp. 716-723, 1974.
- [19] R.O. Duda, and P.E. Hart, “Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures,” *Comm. ACM*, vol. **15**, pp. 11-15, 1972.
- [20] L. Baldassarre, A. Barla, B. Gianesin, and M. Marinelli, “Vector valued regression for iron overload estimation,” *19th International Conference on Pattern Recognition*, Tampa, FL, USA, pp. 1-4, 2008.
- [21] I. Csosz, A. Csutak, T. Peto, A. Hajdu: „Finding curves that fit best to the vessels of the temporal arcade in binary fundus images”, *Fifth Hungarian Conference on Computer Graphics and Geometry*, Budapest, SZTAKI, Hungary, 2010, 140-144.
- [22] H. Toman, J. Szakacs, D. Hornyik, T. Peto, A. Csutak, A. Hajdu: „Improved Skeletonization by Suppressing the Distortion of Intersections”, *Fifth Hungarian Conference on Computer Graphics and Geometry*, Budapest, SZTAKI, Hungary, 2010, 133-139.

## **Köszönetnyilvánítás**

A dolgozatban közölt eredmények eléréséhez szükséges kutatást az NKTH TECH08-2 „DRSCREEN – A cukorbetegség szemszövdőményeinek szűrésére alkalmas képfeldolgozó rendszer kifejlesztése” című, OM-00194/2008, OM-00195/2008, OM-00196/2008 szerződésszámú projekt támogatta.