



Адаптивная оптика в офтальмологии

А.В.Ларичев^{1,2} Н.Г.Ирошников¹, С.К.Вартапетов³,
В.Я.Панченко^{2,1}

¹ Физический факультет МГУ

² ИПЛИТ РАН

³ ЦФП ИОФ РАН



Введение



- Введение: Адаптивная оптика
- Зачем адаптивные оптические системы нужны в офтальмологии?
- Принцип работы адаптивных офтальмологических систем
- Измерение динамических aberrаций человеческого глаза
- Динамика aberrаций глаза в различных условиях
- Деконволюция (восстановление) изображений с использованием датчиков волнового фронта.
- Эксперименты с замкнутой адаптивной системой
- Персонализированная коррекция зрения по данным aberрометрии.
- Заключение



Адаптивная оптика в астрономии

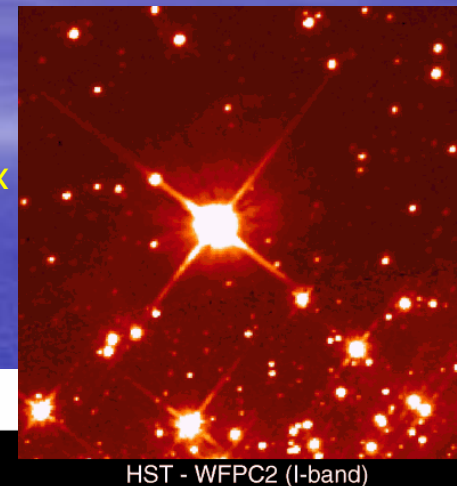
Как это работает?



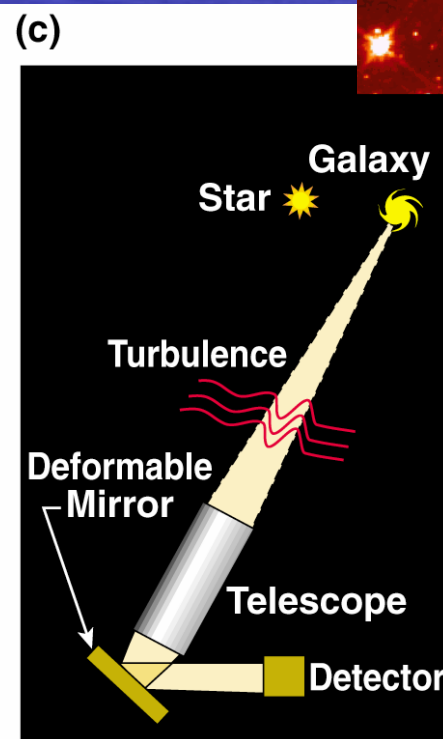
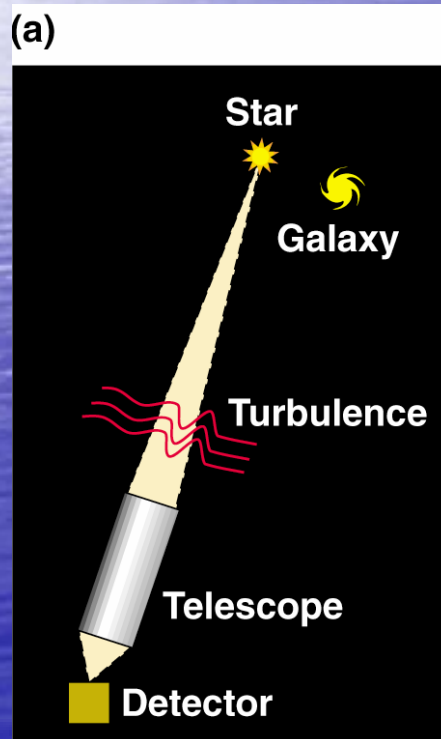
Измерение искажений волнового фронта излучения от «искусственной звезды» вблизи исследуемого объекта

Вычисление профиля коррекции для деформируемого зеркала

Подача управляющих сигналов на зеркало



HST - WFPC2 (I-band)



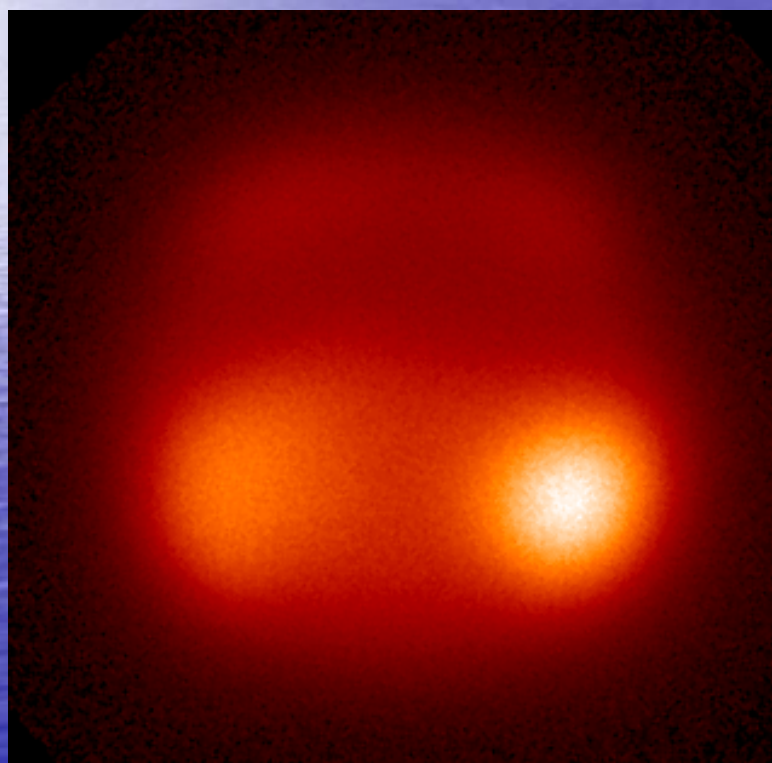
Свет от «искусственной звезды» и исследуемого объекта отражается от деформируемого зеркала и искажения устраняются



Адаптивная оптика Neptune in infra-red light (1.65 microns)

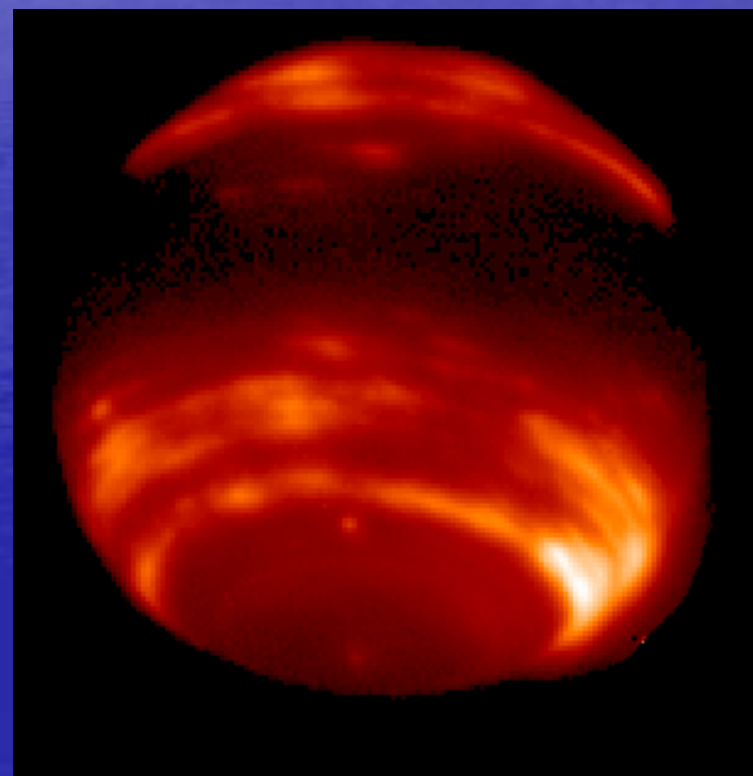


Без адаптивной коррекции



May 24, 1999

С коррекцией
(обсерватория Кеэк)

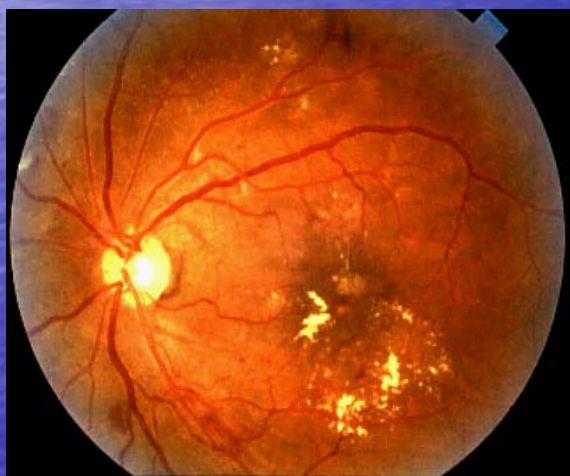
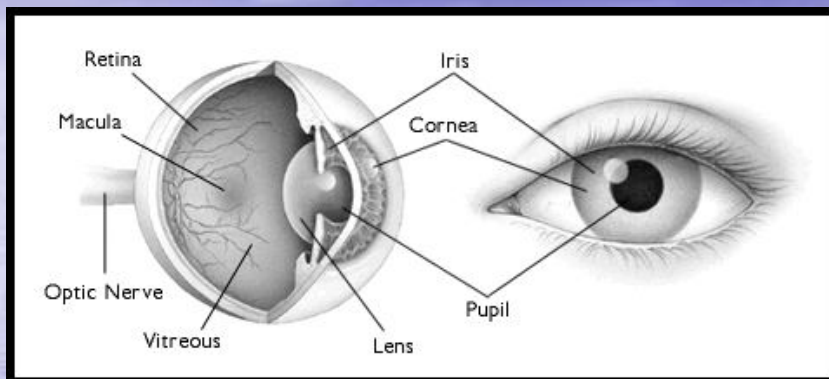


June 27, 1999

2.3 arc sec



Области применения адаптивной оптики в офтальмологии



Диабетическая ретинопатия

• Диагностика заболевания сетчатки

- Диабетическая ретинопатия, макулопатия, глаукома и т.д.

• Исследования причин глазных патологий

- Гистопатологические исследования живого глаза
- Изучение поведения аксонов ганглиозных клеток
- Наблюдение ранних стадий ишемии.

• Лазерная коррекция зрения

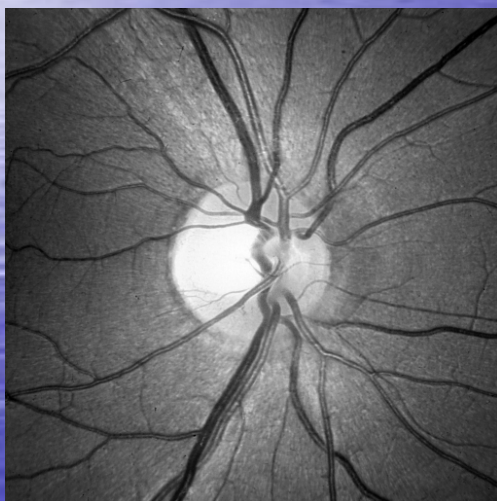
- Полные аберрации глаза должны быть измерены для планирования операции



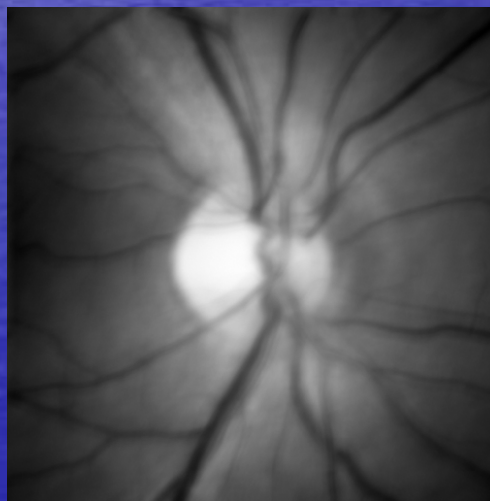
Аберрации высоких порядков и качество зрения



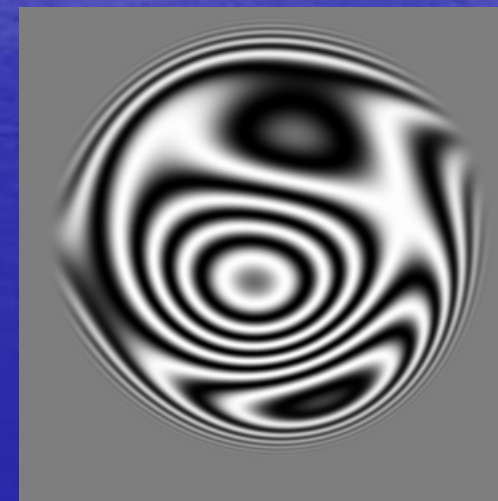
Аберрации высокого порядка – основной источник искажений при большом диаметре зрачка



Идеальное изображение сетчатки



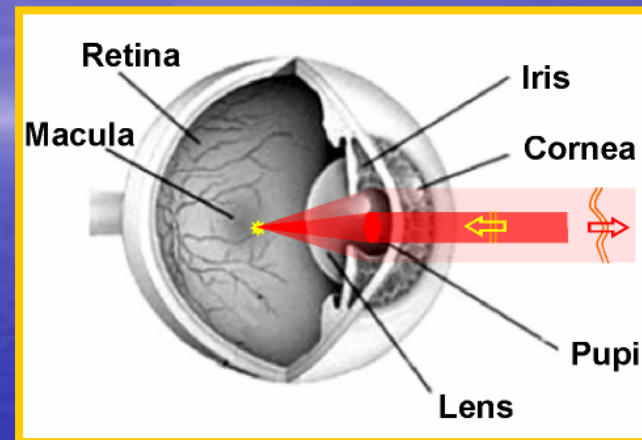
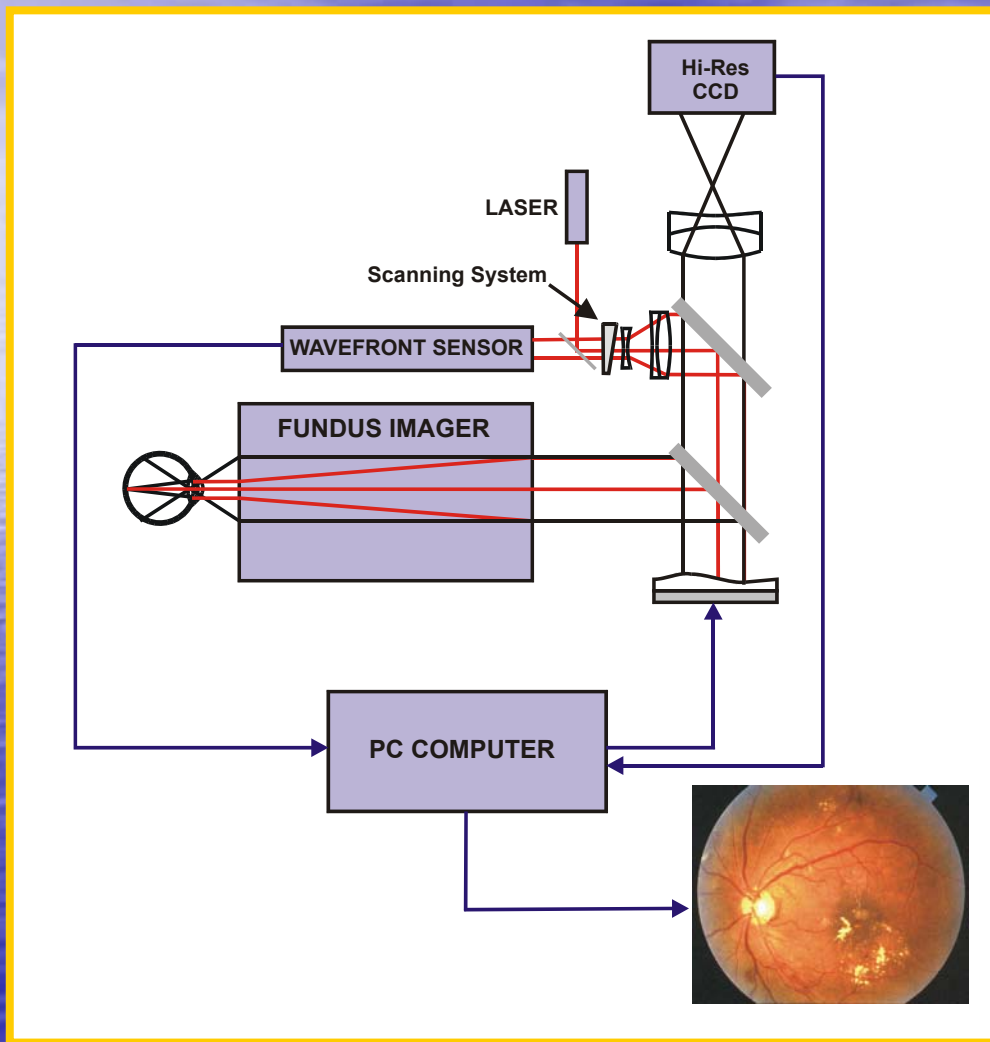
Изображение получаемое обычными офтальмологическими системами при полностью открытом зрачке (8мм)



Интерферограмма волнового фронта реального глаза

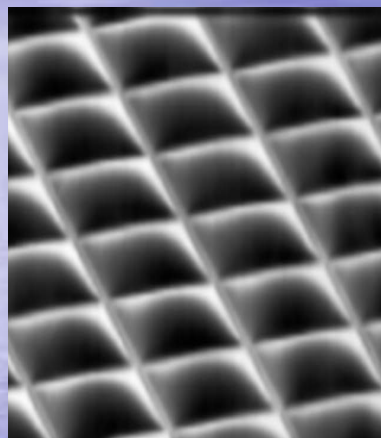


Принцип действия адаптивной офтальмологической системы

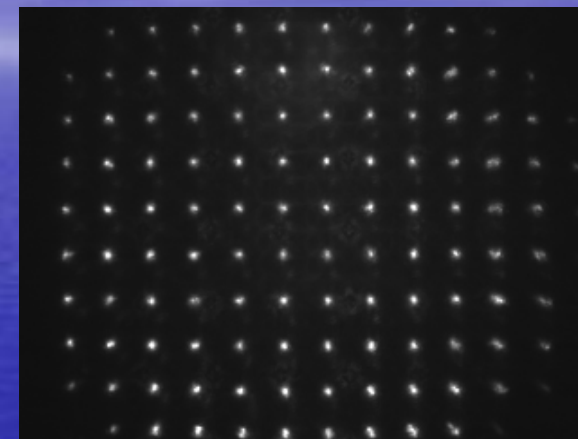
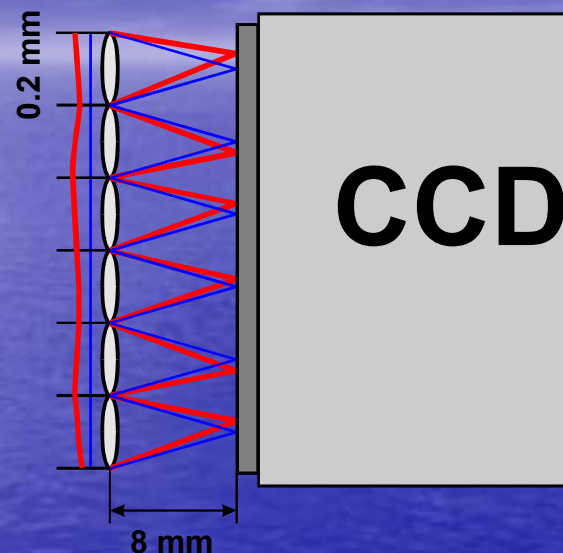




Датчик волнового фронта измерения полных аберраций глаза



Линзовый растр



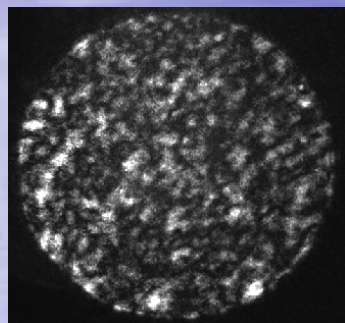
Гартманограмма

Требуемые характеристики датчика:

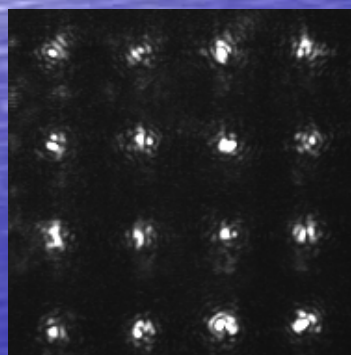
- Мощность опорного источника: $< 50 \mu\text{W}$
- Динамический диапазон: $\pm 5\text{D}$
- Устойчивость к спекл-модуляции
- Порядок измеряемых аберраций: до 6-го порядка минимум;
- Точность измерений: $< \lambda/14$ (RMS)
- Частота измерений: не менее 20 Гц



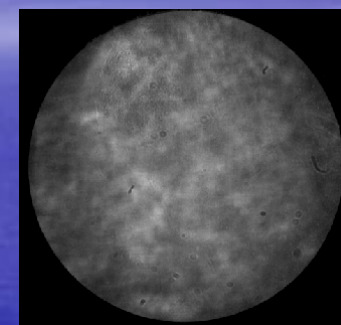
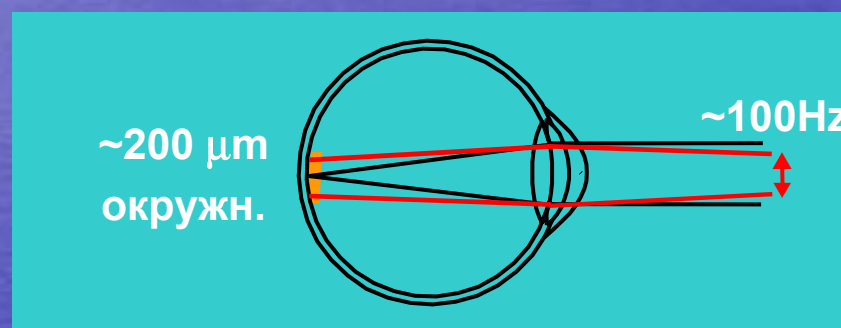
Метод подавления спекл-модуляции : сканирование сетчатки лазерным пучком



без
сканирования



← Изображение зрачка →



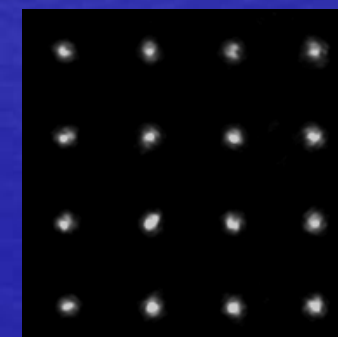
Со
сканированием

RMS ошибка реконструкции
волнового фронта

(при начальной модуляции 3λ):

- без сканирования: $\sigma \approx \lambda$
- со сканированием: $\sigma \approx \lambda/20$

← Гарманограмма →



United States Patent 6,331,059



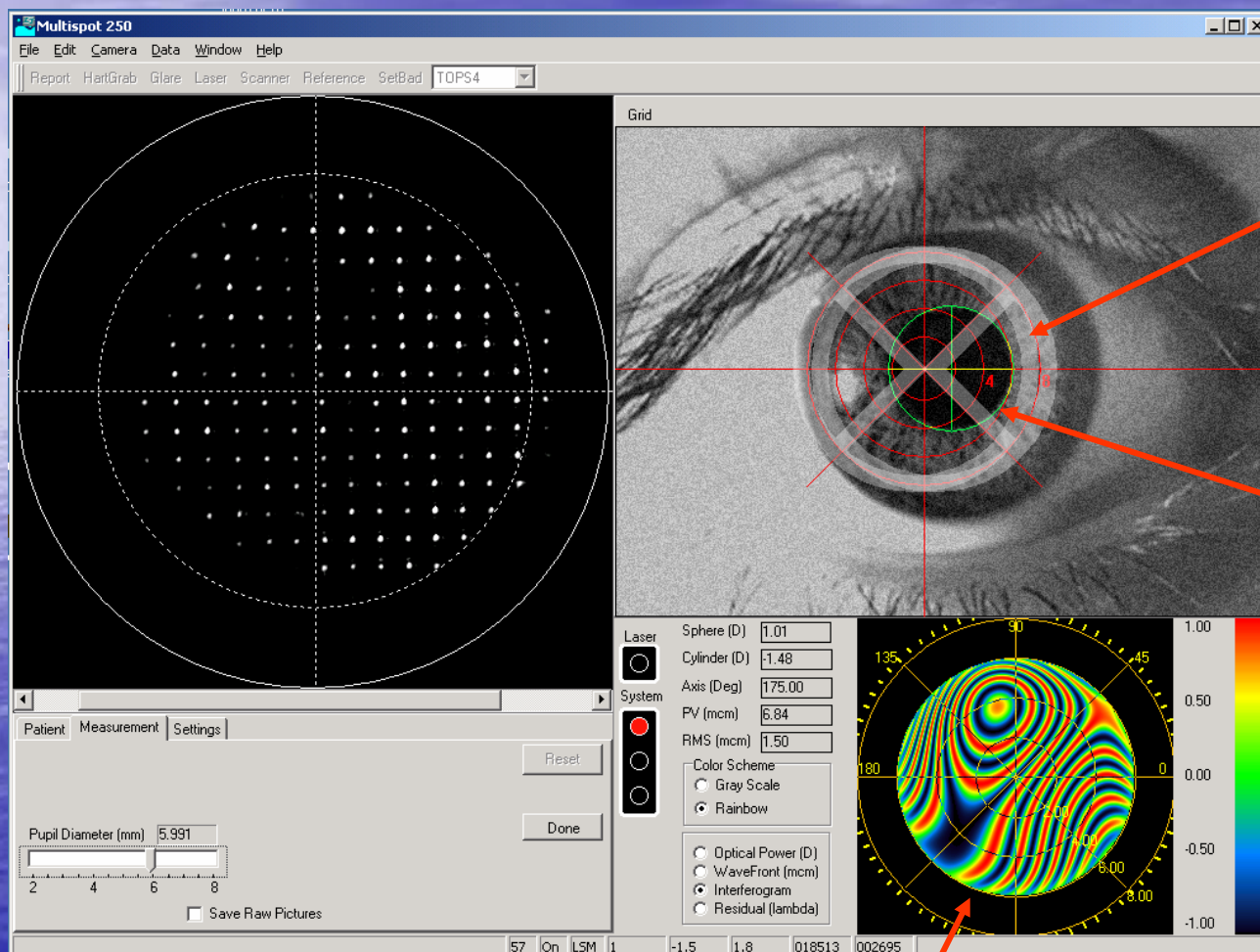
Аберрометр MultiSpot-250



- Датчик волнового фронта датчик Шака-Гартмана, 250-1000 микролинз
- Компенсация аметропии (автоматически) $-15..+10$ дптр
- Компенсация астигматизма (автоматически) ± 6 дптр (цилиндр)
- Точность измерений 0.1дптр
- Рабочее расстояние 43мм впереди корпуса прибора
- Диаметр входного зрачка 8мм
- Время измерений одно измерение - 30мсек
число измерений в серии - до 600 (с возможностью обработки статистических данных)
- Выходные данные карта волновых aberrаций - 36 полиномов Цернике [*см. полиномы Цернике*], карта оптической силы, карта ошибок измерений, функция рассеяния точки, расчет таблицы остроты зрения.
- Зондирующий сигнал диодный лазер со сканирующим устройством 780нм, <100 микроватт
- программное обеспечение Windows 2000, XP, совместимое
- Система наведения ПЗС камера, центрированная по оси зрения с проектором инфракрасных маркеров



Программное обеспечение для проведения измерений



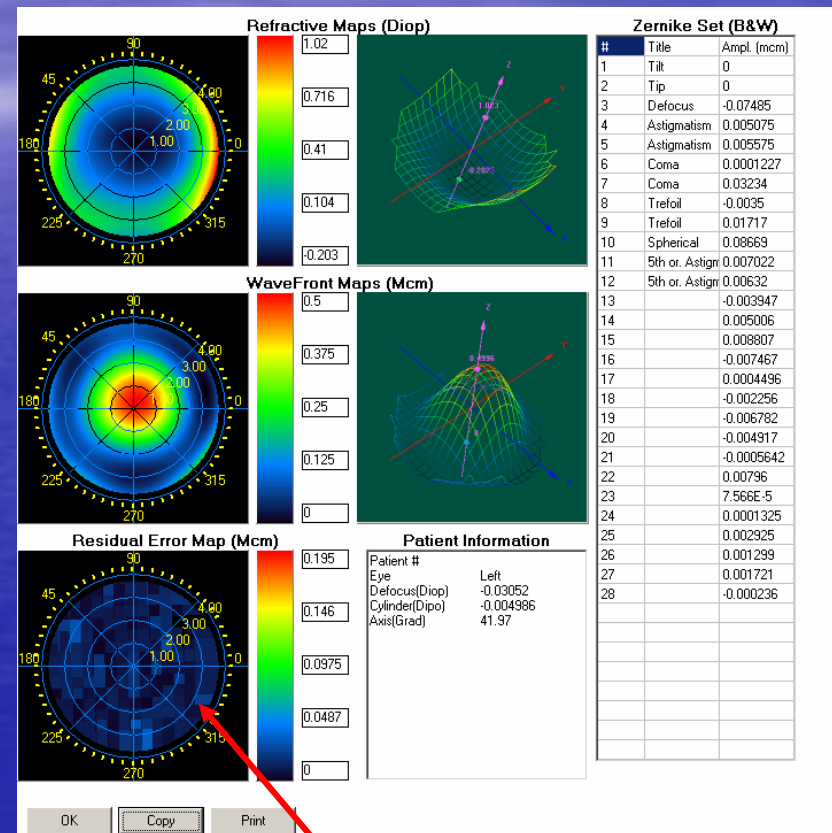
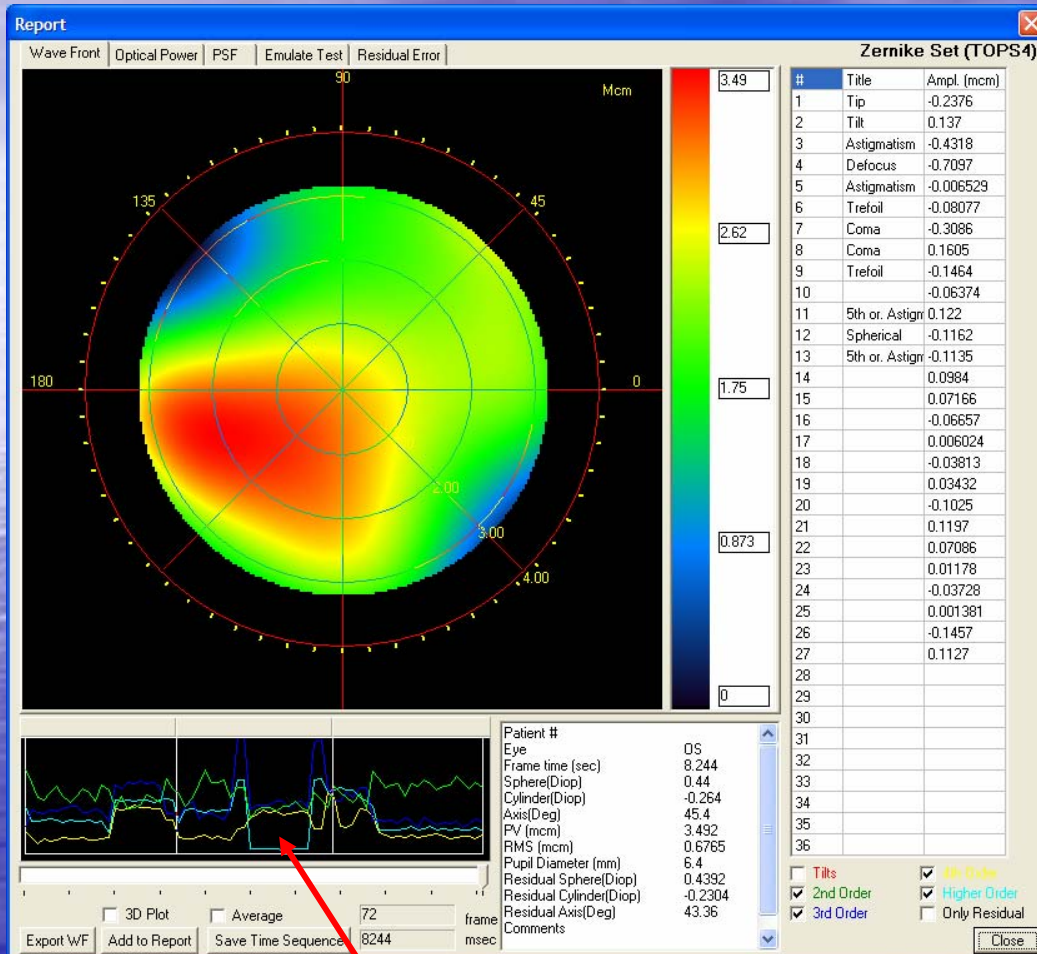
Инфракрасная система наведения повышенной точности

Автоматическое определение положения зрачка

Отображение карты aberrаций в реальном времени



Аналитическое программное обеспечение



Отклонение от aberrаций Цернике

Возможность анализа динамических aberrаций



Сравнительные испытания абберрометров в университете Антверпена (рук. проф. Tassignon)



Zywave



MultiSpot



Allegretto

$p > 0.05$



OPD-scan



Wasca

Sphere

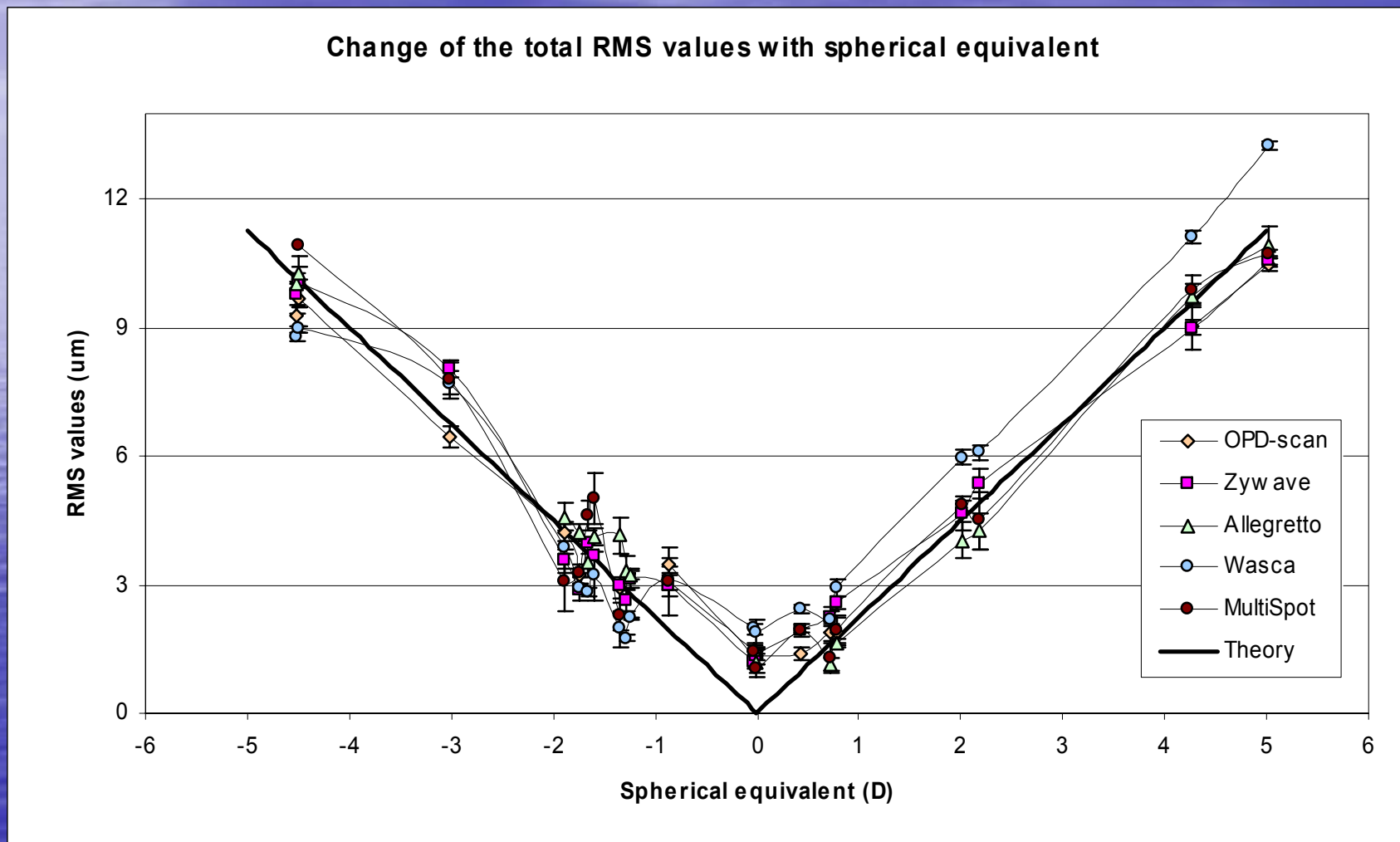
Cylinder

Axis

Российские участники:
А.В.Ларичев,
В.А.Семчишен,
Н.Г.Ирошников



Сравнительные испытания аберрометров в университете Антверпена

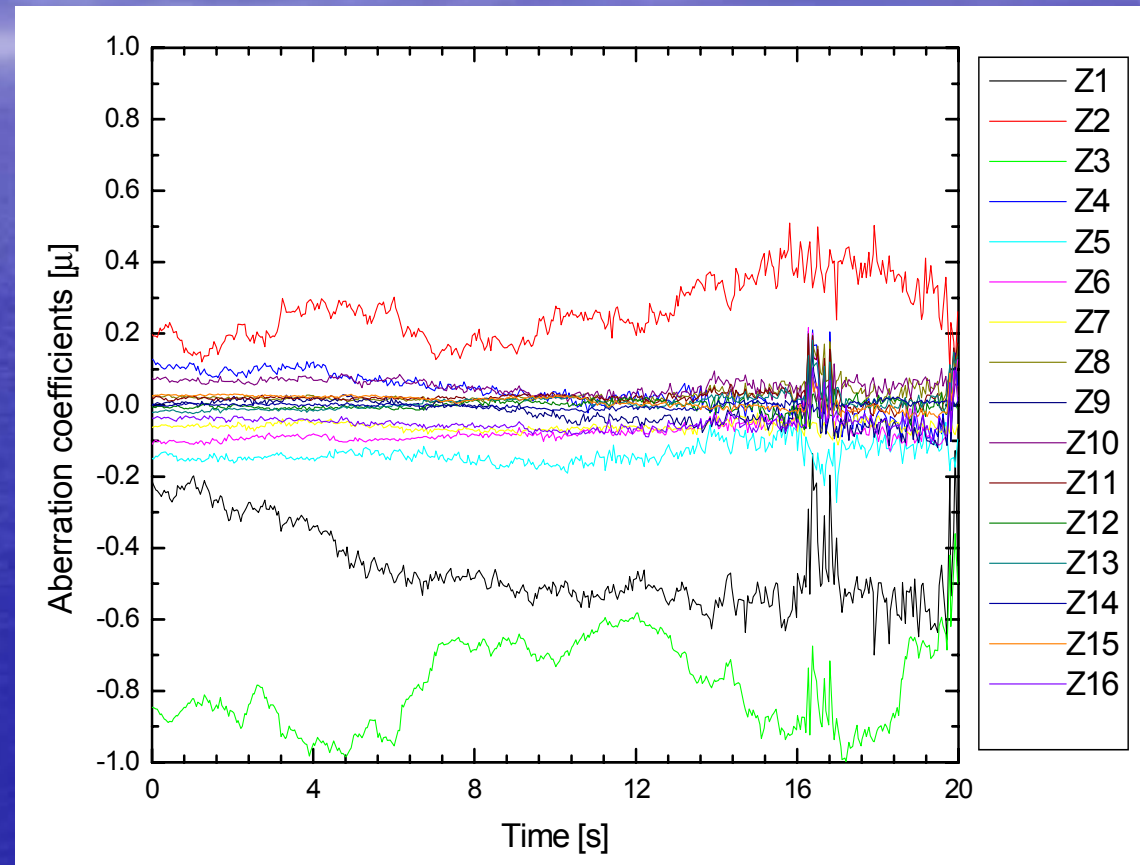




Динамика aberrаций глаза человека

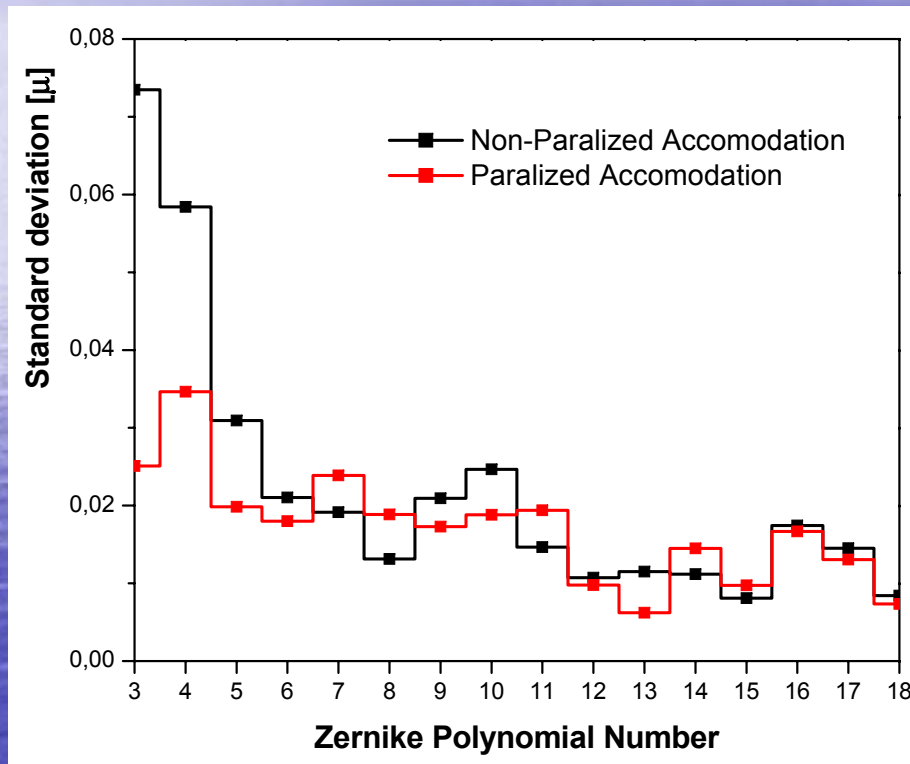


Восстановленная
интерферограмма
волнового фронта
(средняя дефокусировка
вычтена)

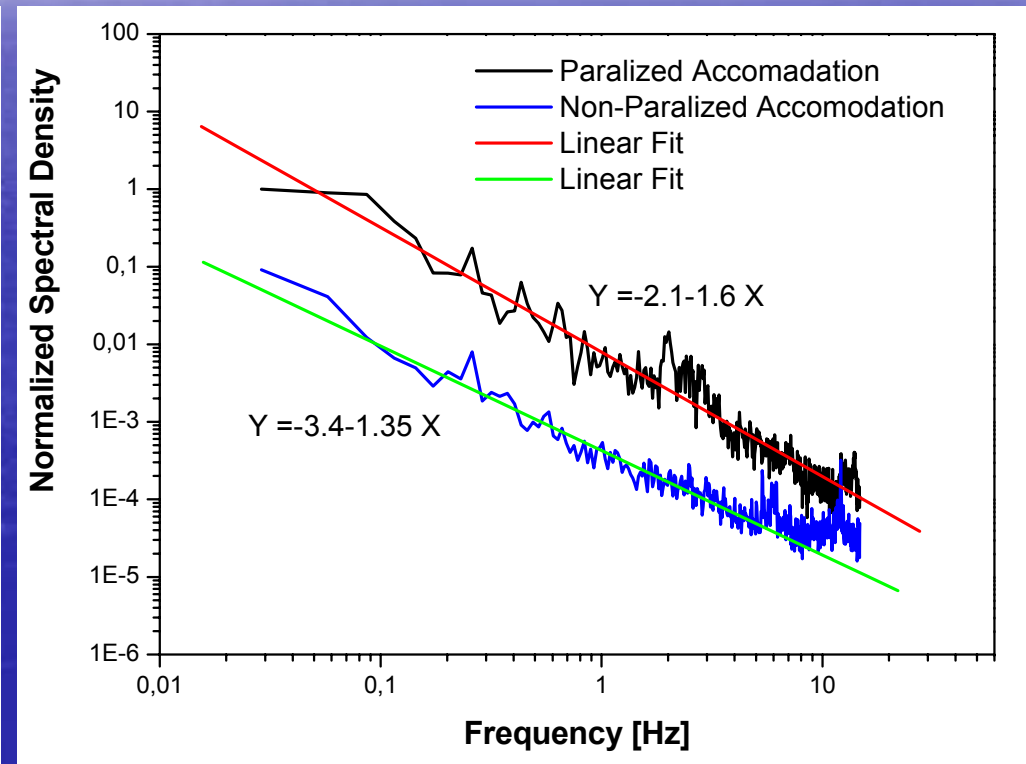




Temporal fluctuations of Zernike coefficients



Averaged standard deviation



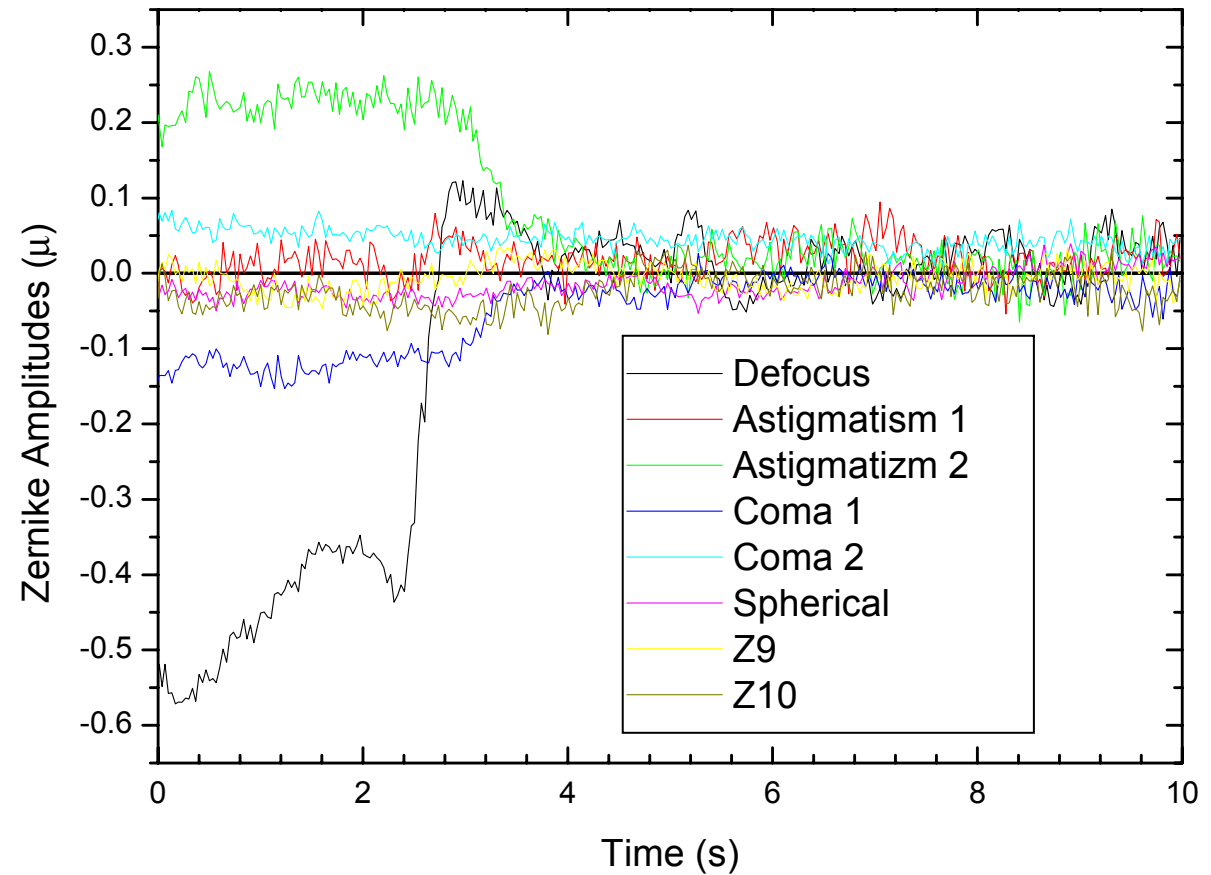
Averaged spectrum



Компенсация aberrаций в адаптивной офтальмологической системе

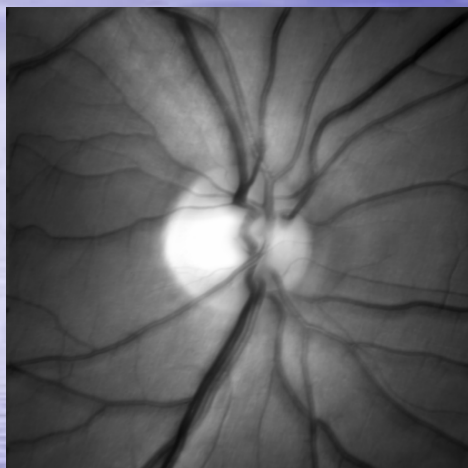


Восстановленный
волновой фронт

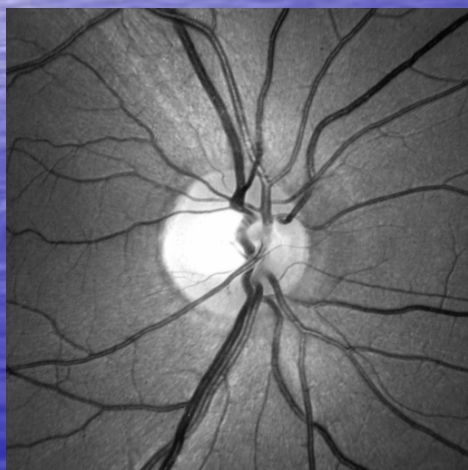




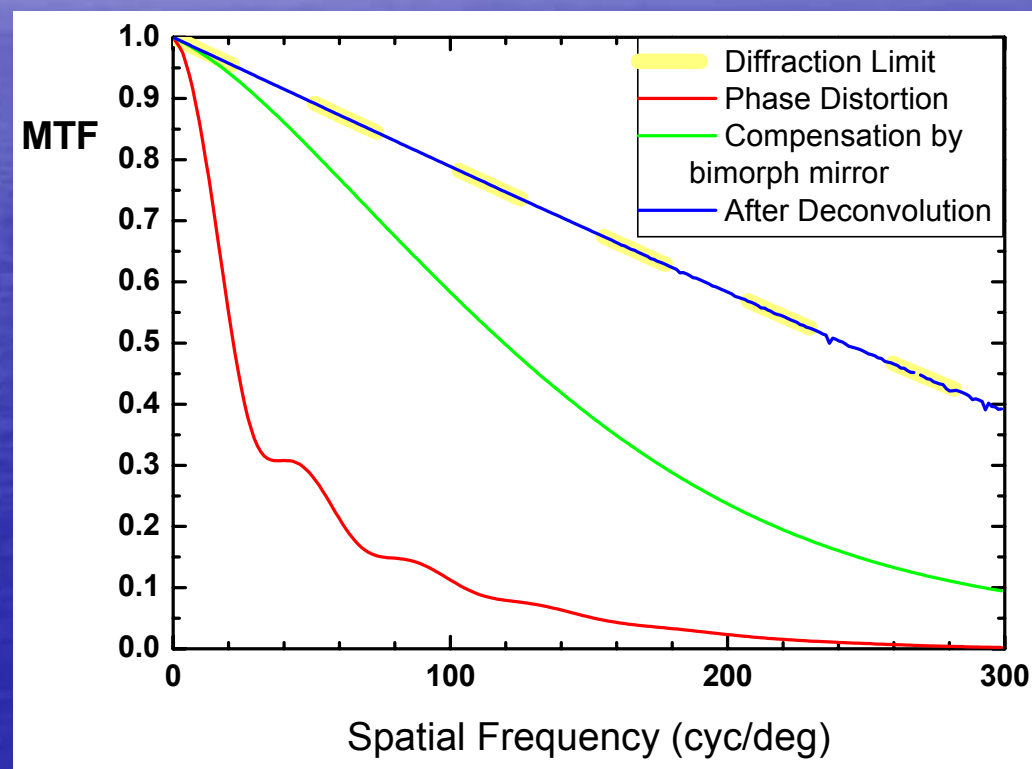
Изображения сетчатки после адаптивной компенсации



Изображение без компенсации



Изображение с компенсацией





Оптимальная Винеровская фильтрация (деконволюция) изображений: основные идеи



Идеальное изображение

$$I(x, y) \xrightarrow{p(x, y)} \tilde{I}(x, y)$$
$$F[\tilde{I}(x, y)] = F[I(x, y)]F[h(x, y)]$$

Искаженное изображение

$$O(\eta, \nu) = F[h(x, y)]$$

Оптическая
передаточная функция

$$i(\eta, \nu) = F[I(x, y)], \quad \tilde{i}(\eta, \nu) = F[\tilde{I}(x, y)]$$

Инверсный фильтр

$$H(\eta, \nu) = \frac{1}{O(\eta, \nu)}$$

$$\bar{I}(x, y) = F^{-1}[\tilde{i}(\eta, \nu)H(\eta, \nu)]$$

Восстановленное изображение



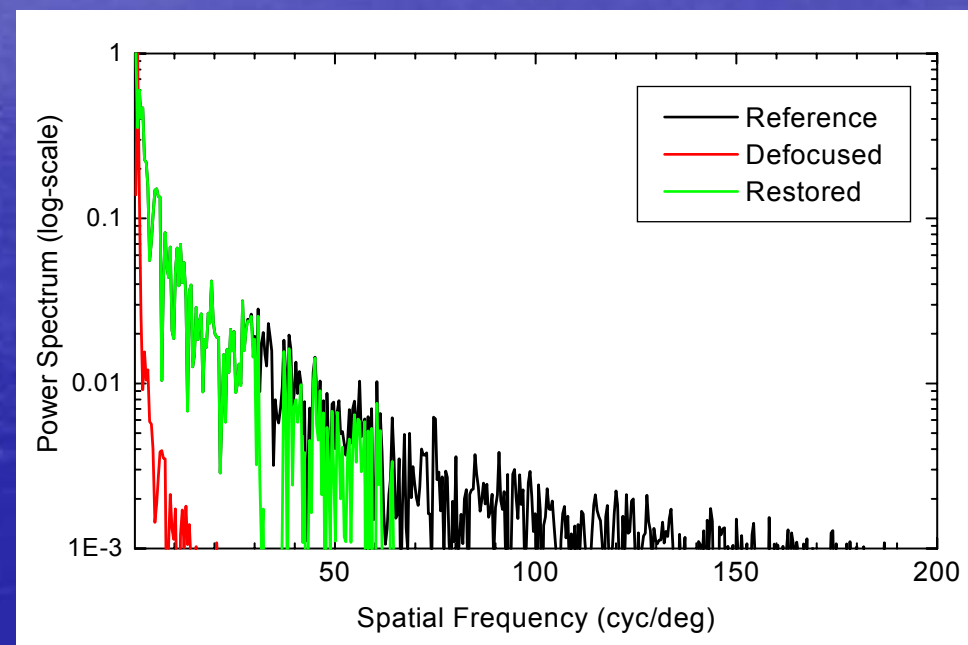
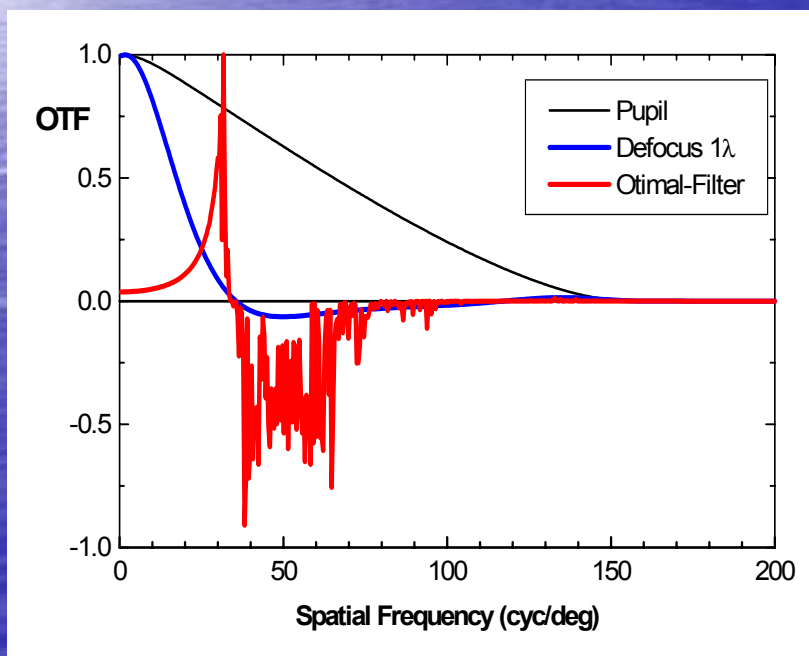
Пример: Фильтрация (деконволюция) дефокусированного изображения



$$H(\eta, \nu) = \frac{O^*(\eta, \nu)i(\eta, \nu)}{|O(\eta, \nu)|^2 i(\eta, \nu) + n(\eta, \nu)}$$

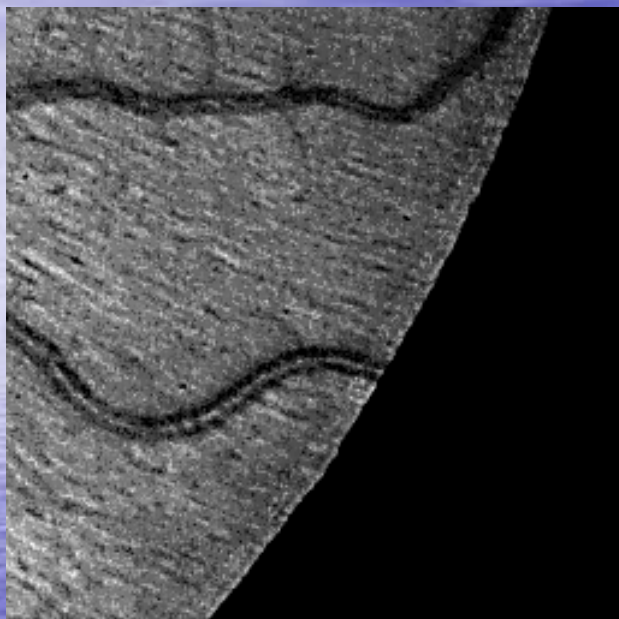
- Оптимальный фильтр

$n(\eta, \nu) = F[N(x, y)]$ - спектр шума

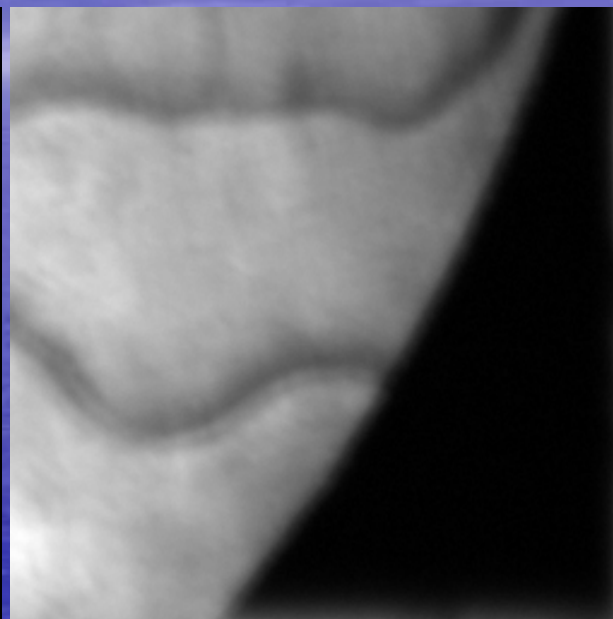




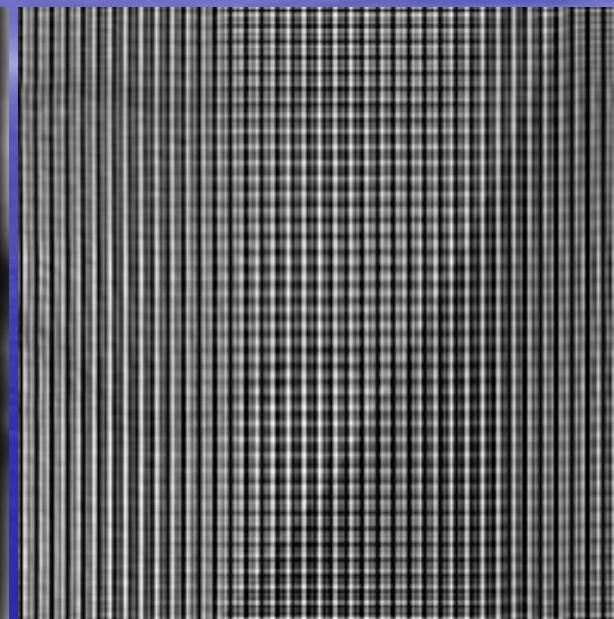
Краевые эффекты при восстановлении изображений



Оригинал



Изображение с
дефокусом 0.3μ
(RMS)



Изображение
восстановленное
Винеровским
фильтром



Регуляризованный Винеровский фильтр



Автокорреляционная функция
окна

$$W(k) = \begin{cases} 1 - |k|/T_w, & \text{when } |k| \leq T_w \\ 0, & \text{when } |k| > T_w \end{cases}$$

Спектр автокорреляционной
функции

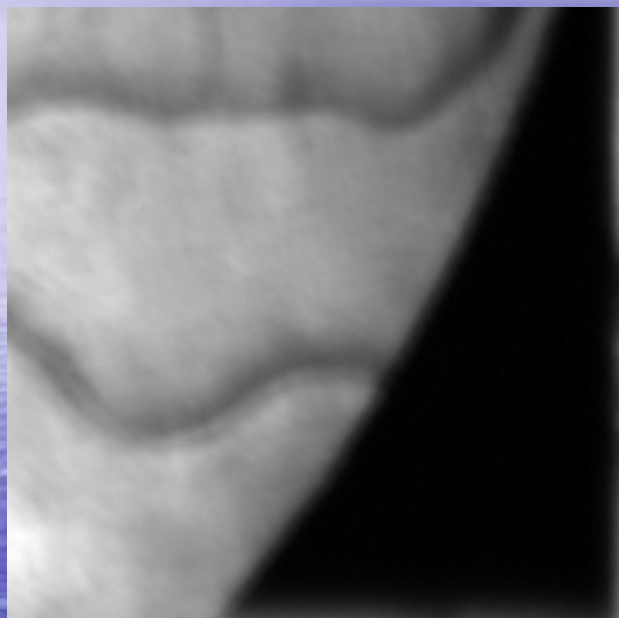
$$\omega(\eta, \nu) = F[W(k)W(l)]$$

Регуляризованный винеровский фильтр (RWF)

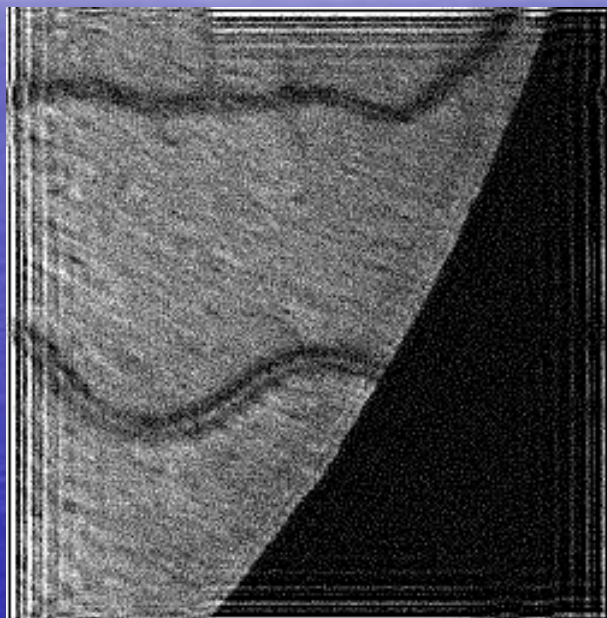
$$H(\eta, \nu) = \frac{O^*(\eta, \nu) i(\eta, \nu) \otimes \omega(\eta, \nu)}{[|O(\eta, \nu)|^2 i(\eta, \nu) + n(\eta, \nu)] \otimes \omega(\eta, \nu)}$$



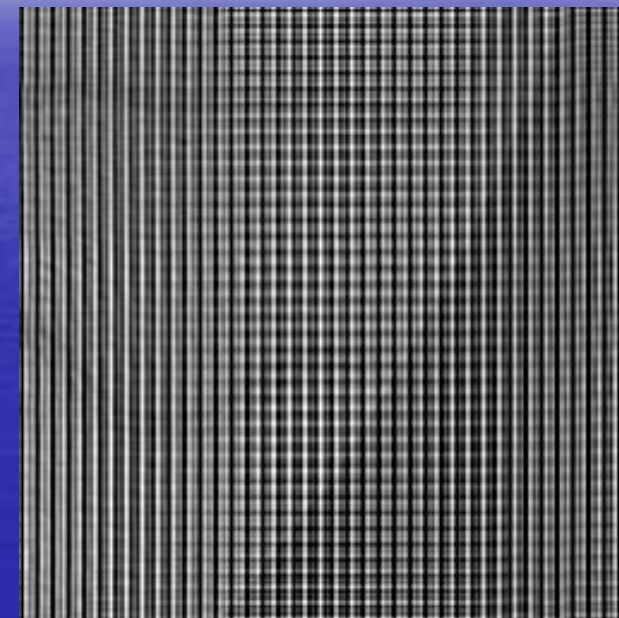
Регуляризованный Винеровский фильтр



Distorted image
(defocus 0.3μ)



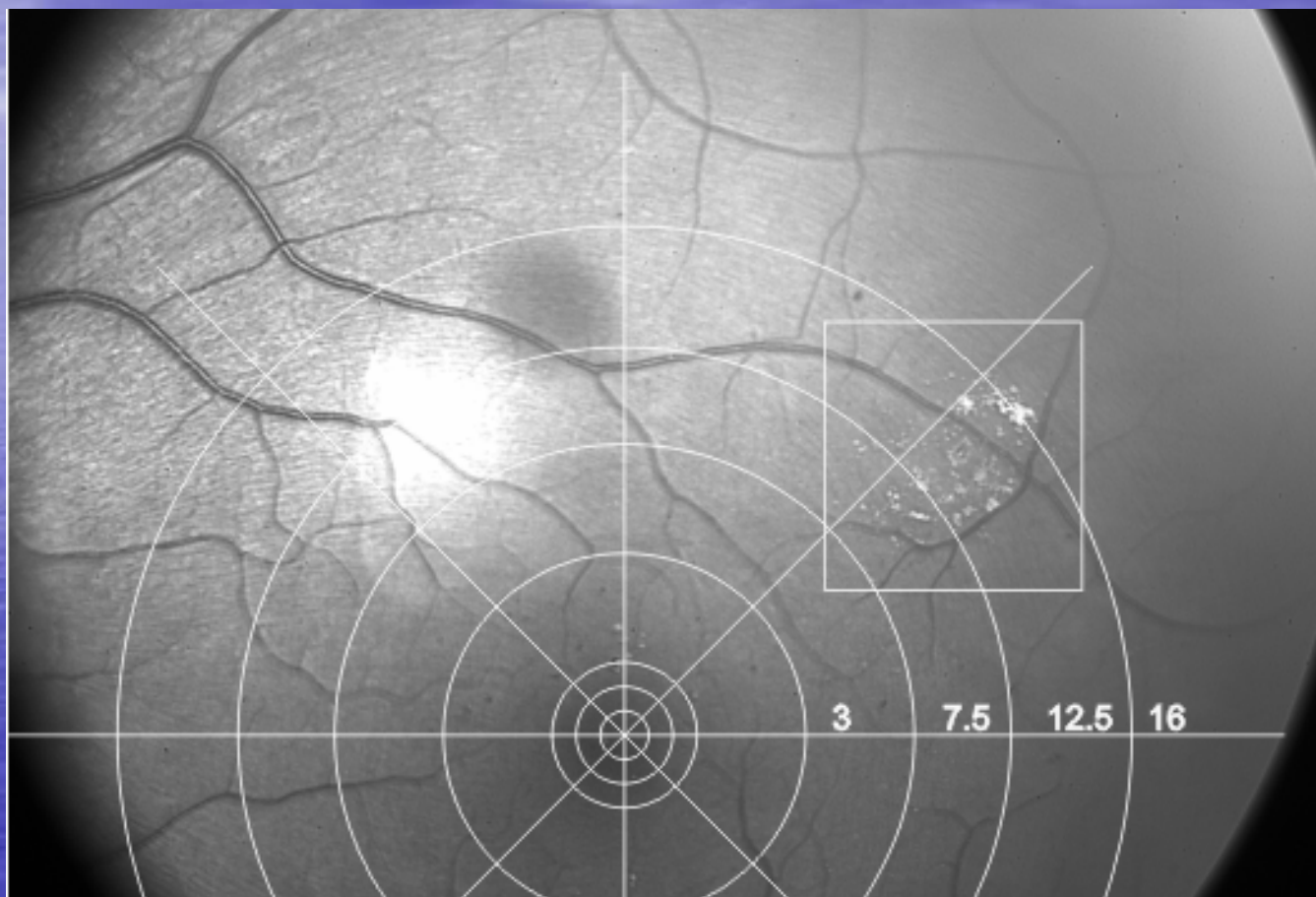
Restored Image
with RWF



Restored Image
with Weiner filter



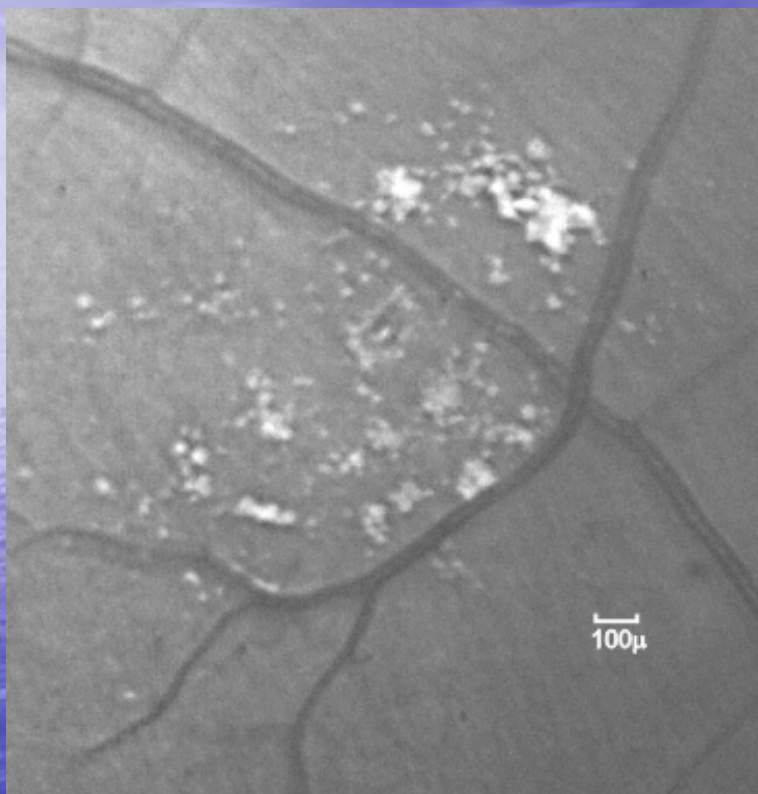
Клинические исследования



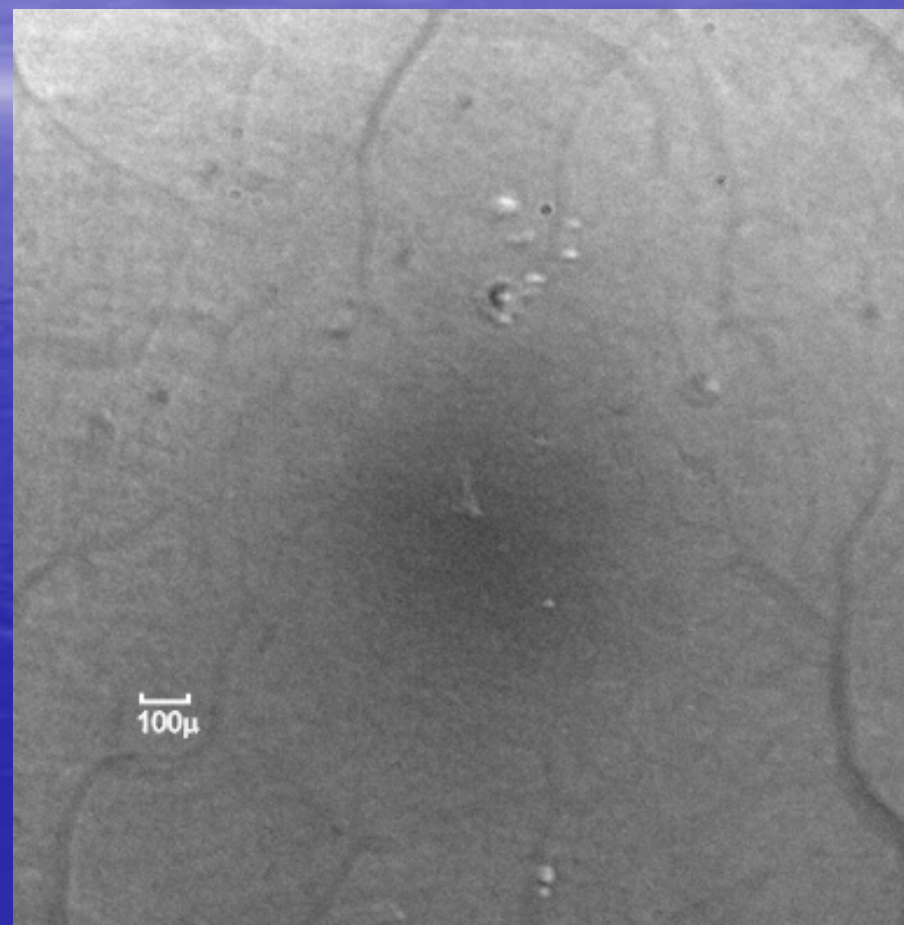
Обычная фотография сетчатки пациента с диабетической ретинопатией (20°) O.S.



Фрагменты изображения сетчатки полученные адаптивной фундус-камерой



Парацентральная
область



Область макулы



Офтальмологические адаптивные системы



	Wavefront Sensor	Corrector	Measurement rate/ Correction time	Residual Error
LOUM adaptive optics system <i>Universidad de Murcia, Spain</i>	Shack-Hartmann	Membrane deformable mirror 37 channels (OKOTech, Holland).	25 Hz/0.2s (static aberrations!)	0.1 μ (4.3 mm pupil).
MSU-IPLIT adaptive optics system, <i>MSU, IPLIT, Russia</i>	Shack-Hartmann	Bimorph modal corrector 18 channels (IPLIT)	30 Hz/1s	0.1 μ (5 mm pupil).
Rochester 2nd generation adaptive optics system <i>University of Rochester, USA</i>	Shack-Hartmann	78 elements (Xinetics, USA)	30 Hz/0.85s	0.08 μ (5.6 mm pupil).

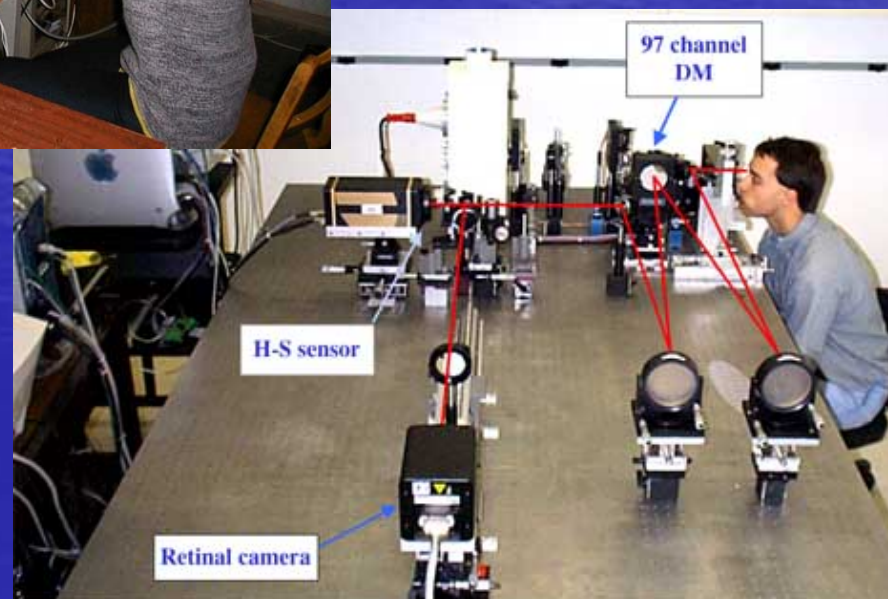
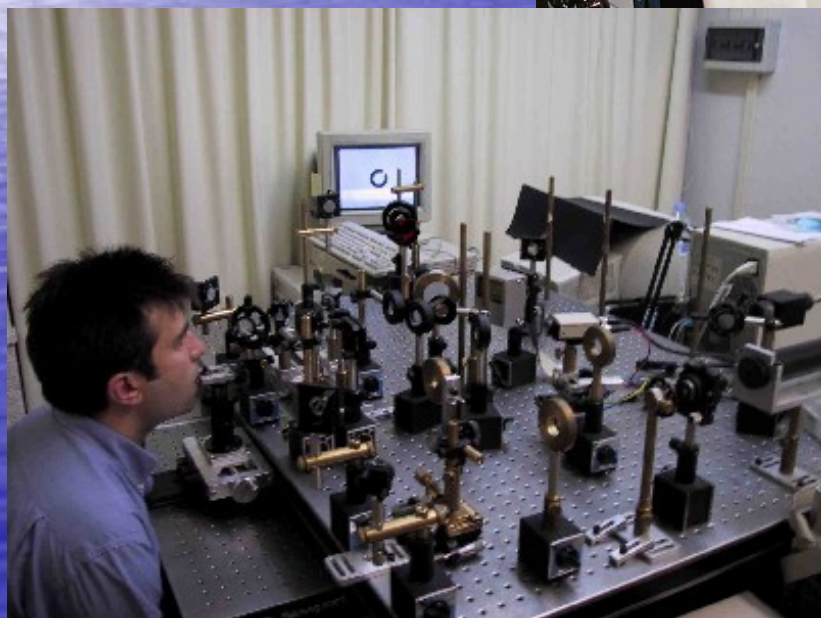


Офтальмологические адаптивные системы



МГУ-ИПЛИТ
Установлена в
ГУ НИИГБ РАМН

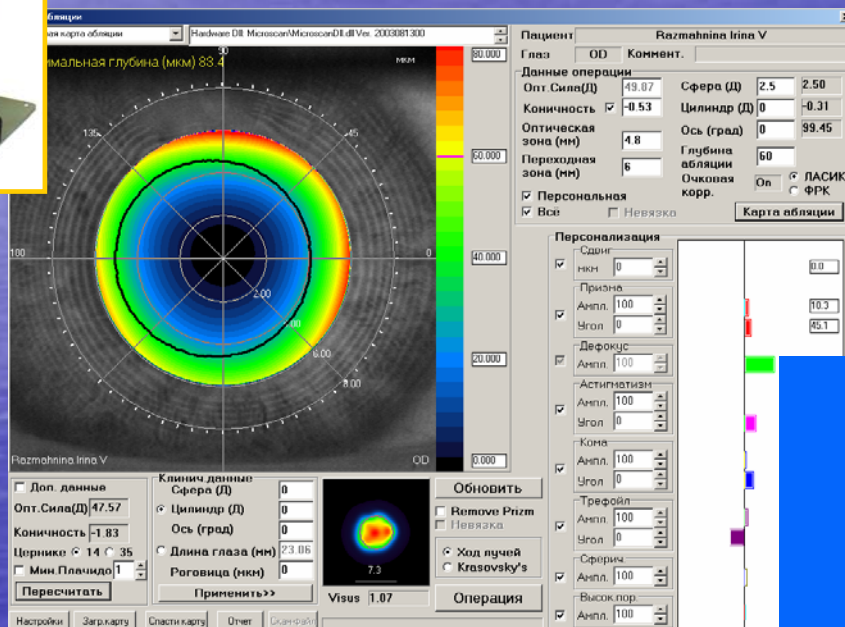
LOUM



Rochester

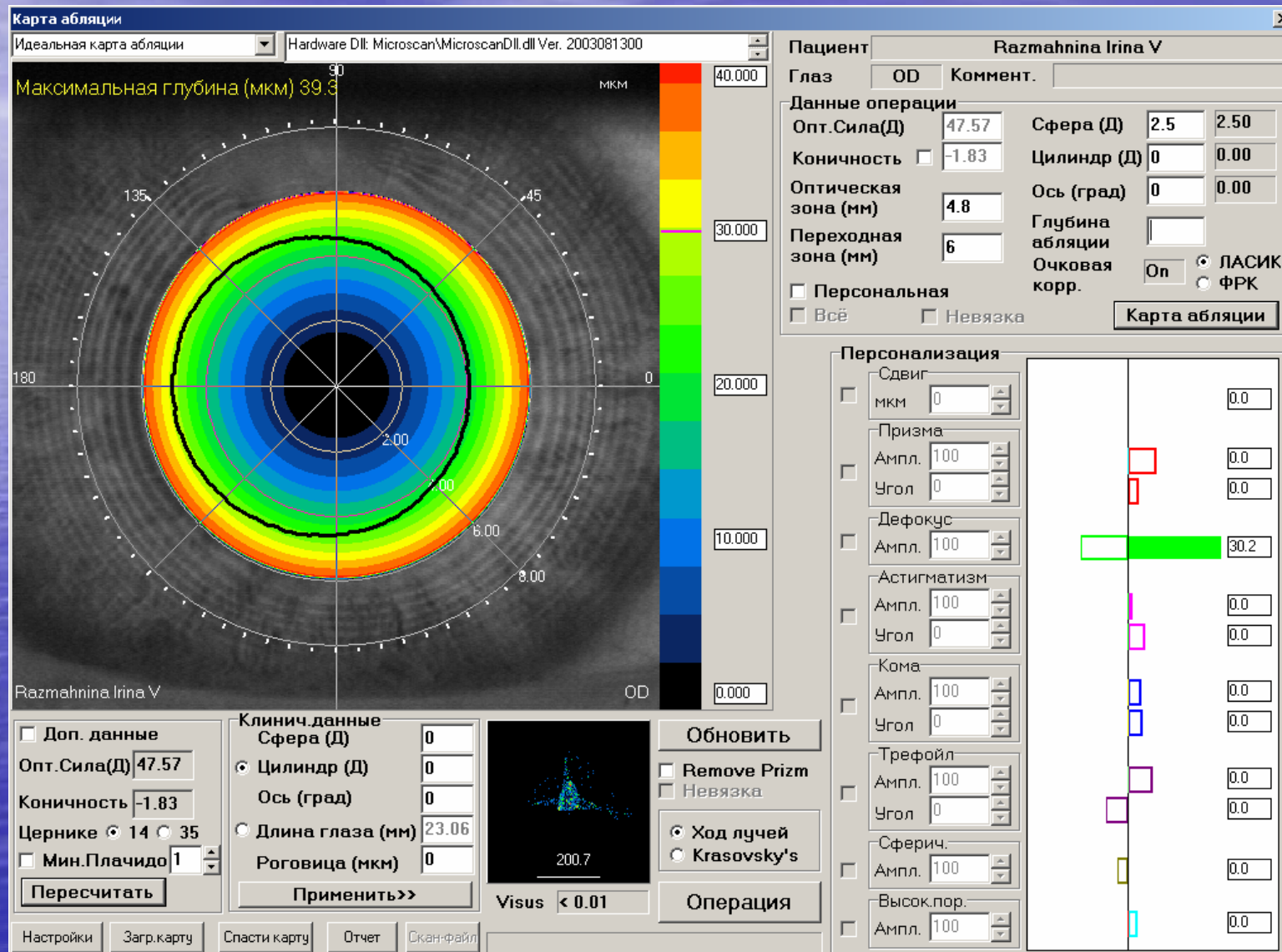


Персонализированная лазерная коррекция по данным aberрометрии (Микроскан2000-MultiSpot250)





Карта абляции при стандартной методике ЛАСИК





Персонализированный ЛАСИК



Карта абляции

Идеальная карта абляции Hardware DII: Microscan\MicroscanDII.dll Ver. 2003081300

Максимальная глубина (мкм) 83.4

80.000
60.000
40.000
20.000
0.000

Пациент Razmahnina Irina V

Глаз OD Коммент.

Данные операции

Опт.Сила(Д)	49.87	Сфера (Д)	2.5	2.50
Коничность	<input checked="" type="checkbox"/> -0.53	Цилиндр (Д)	0	-0.31
Оптическая зона (мм)	4.8	Ось (град)	0	99.45
Переходная зона (мм)	6	Глубина абляции	60	
		Очковая корр.	<input type="radio"/> Оп	<input checked="" type="radio"/> ЛАСИК
			<input type="radio"/> ФРК	

Персональная
 Всё Невязка

Карта абляции

Персонализация

<input checked="" type="checkbox"/> Сдвиг	мкм	0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/> Призма	Ампл.	100	10.3
	Угол	0	45.1
<input checked="" type="checkbox"/> Дефокус	Ампл.	100	53.0
<input checked="" type="checkbox"/> Астигматизм	Ампл.	100	2.2
	Угол	0	72.1
<input checked="" type="checkbox"/> Кома	Ампл.	100	7.3
	Угол	0	59.8
<input checked="" type="checkbox"/> Трефойл	Ампл.	100	13.1
	Угол	0	-82.1
<input checked="" type="checkbox"/> Сферич.	Ампл.	100	6.2
<input checked="" type="checkbox"/> Высок.пор.	Ампл.	100	6.6

Обновить

Remove Prism
 Невязка

Ход лучей
 Krasovsky's

Операция

Доп. данные

Опт.Сила(Д) 47.57

Коничность -1.83

Цернике 14 35

Мин.Плачидо 1

Пересчитать

Клинич.данные

Сфера (Д) 0

Цилиндр (Д) 0

Ось (град) 0

Длина глаза (мм) 23.06

Роговица (мкм) 0

Применить>>

Visus 1.07

Настройки Загр. карту Спаси карту Отчет Скани-файл



ЗАКЛЮЧЕНИЕ



- Адаптивная оптика позволяет расширить дагностические возможности в различных областях офтальмологии.