Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
Fakultät für Physik und Astronomie
Max - Planck - Institut für Kernphysik

HD-IHEP99-01
HD-ASIC-45-0299

Entwicklung eines optoelektronischen Sehhilfesystems

Lukas Schmidt-Mende

ASIC-Labor http://wwwasic.ihep.uni-heidelberg.de
Schröderstraße 90 D-69120 Heidelberg

Fakultät für Physik und Astronomie
Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg

Diplomarbeit

im Studiengang Physik

ausgeführt von

Lukas Schmidt-Mende

Februar 1999

Tel: 06221/545607, Fax: 06221/544345

E-Mail: lschmidt@asic.uni-heidelberg.de

Institut für Hochenergiephysik, ASIC-Labor

Schröderstraße 90, D-69120 Heidelberg

Inhalt

In dieser Arbeit wird ein mobiles optoelektronisches Sehhilfesystem für stark sehbehinderte Personen vorgestellt. Es hat das Ziel, die durch ihre Behinderung eingeschränkte Mobilität dieser Personengruppe zu verbessern. Dazu wird die Umgebung mit einem speziell für solche Aufgaben entwickelten Kamera-Chip aufgenommen und mit Hilfe einer elektronischen Brille ausgegeben. Diese besteht aus zwei LCDs für die Bildausgabe und einer Optik, die das Bild vergrößert auf die Netzhaut des Patienten abbildet. Die auszugebenden Bilddaten können mit Hilfe eines Notebooks bearbeitet werden. Das Neuartige an diesem System ist, daß es Sehbehinderten ermöglicht, neben Einstellungen von Kontrast, Helligkeit und Vergrößerung des Originalbildes auch eine Bildverarbeitung wie z.B. Kantenverstärkung zu wählen.

Abstract

In this thesis the development of a mobile optoelectronic vision enhancement system is presented. The system aims to improve the limited mobility of visually impaired persons. For that purpose the enviroment is recorded by a camera especially designed for the requirements of vision enhancement systems and displayed by optoelectronic spectacles. These consist of two small LCD-panels for displaying the image and a magnifying optic to project the image to the retina of the patient. The image information can be processed by a portable computer. Besides contrast, brightness and magnification adjustment of the original image the main features of the system are various facilities of digital image processing for instance edge detection.

Inhaltsverzeichnis

Einführung **1**

1 Medizinischer Hintergrund **3**
1.1 Aufbau des menschlichen Auges 3
1.2 Sehschärfe (Visus) 6
1.3 Sehbehinderungen 8
1.3.1 Refraktionsfehler 8
1.3.2 Makuladegeneration 9
1.3.3 Retinitis pigmentosa 10
1.4 Sehhilfen 13
1.4.1 Vergrößernde Sehhilfen 13
1.4.2 Optoelektronische Sehhilfen 15

2 Das Gesamtsystem - HVES **21**
2.1 Die Bildaufnahme 22
2.2 Die Bildverarbeitung 22
2.3 Die Bildausgabe 22

3 Optisches Ausgabegerät **27**
3.1 Auswahlkriterien für ein HMD 27
3.1.1 Vergleich verschiedener HMDs 28
3.1.2 Beschreibung der *i-glasses* 31
3.2 Umgestaltung der *i-glasses* 33
3.2.1 Motivation für die Umgestaltung 33
3.2.2 Mechanische Konstruktion 35
3.2.3 Auswahl der Linsen 38
3.2.4 Zusammenbau der Brille 40

4 Die Hardware-Peripherie **43**
4.1 Computer 43
4.2 Kamerachip 43
4.3 ADC-Platine 45
4.4 PC-Interface 49

4.5 Gesamtsystem 49

5 Die Software **53**
5.1 Beschreibung des *Visor-Programmes* 53
5.2 Neue Implementierungen 55
5.2.1 Filtermodule 56
5.2.2 Vollbildschirm 72

6 Test des HVES **73**
6.1 Gliederung des Tests 73
6.2 Testeinstellungen 74

Zusammenfassung und Ausblick **75**

A Technische Daten **77**

B Grauwertegalisierung **79**

C Shortcuts für das *HVES*-Modul **81**

D Testerfassungsbogen **83**

Literaturverzeichnis **89**

Abbildungsverzeichnis **93**

Einführung

Der Sehsinn wird gemeinhin als der wichtigste der menschlichen Sinne aufgefaßt. Von daher bestand schon immer das Verlangen, diesen Sinn beeinträchtigende Krankheiten zu beheben oder, falls dies nicht möglich sein sollte, wenigstens ihre Symptome durch geeignete Hilfsmittel zu mildern. So wurden schon sehr früh Brillen eingesetzt, um die Brechkraft des Auges zu optimieren. Lange Zeit stellten optische Systeme die einzigen Hilfsmittel dar. Erst in den letzten Jahren haben sich Systeme etabliert, die neben optischen Bauelementen auch vermehrt Elektronik einsetzen.

Das in dieser Arbeit vorgestellte Projekt eines optoelektronischen Sehhilfesystems basiert stark auf elektronischen Hilfsmitteln. Zur Bildaufnahme wird ein Kamerachip verwendet, der im Rahmen des Heidelberger Projektes *"Elektronisches Sehen"* entwickelt wurde. Die Bilder werden mit Hilfe von LCDs auf die Netzhaut des Patienten projiziert. Es werden weiterhin die Möglichkeiten der Bildverarbeitung genutzt. Auf diese Weise kann die Geschwindigkeit heutiger Rechner dazu verwendet werden, den Sehbehinderten die Umgebung durch Anwendung von Bildverarbeitungsalgorithmen zu erschließen. Damit eröffnet sich die Möglichkeit, den Bildinhalt so aufzuarbeiten, daß Sehbehinderten das Erkennen von Texten und Objekten erleichtert wird. In diesem Zusammenhang bieten sich einerseits kantenverschärfende Bildverarbeitungsfilter an, andererseits aber auch eine starke Vergrößerung eines Bildausschnittes oder die Invertierung von Bildern, die von Sehbehinderten häufig als hilfreich empfunden wird.

Diese Funktionen sind im *HVES* (**H**eidelberger **V**ision **E**nhancement **S**ystem) implementiert. Dabei bleibt das System trotz dieser vielfältigen Funktionalität benutzerfreundlich, was sich auch im Design und der Portabilität des Systems ausdrückt: *HVES* ist im Vergleich zu anderen *LCD-Brillen* klein und unauffällig. Die Portabilität ist gegeben, da als PC ein Notebook eingesetzt wird. Dieses dient neben der Steuerung der Kamera, der Bildverarbeitung und der Weiterleitung der Bilder an die LCDs auch als User-Interface zur Steuerung der gewünschten Einstellungen.

In dieser Arbeit wird zuerst ein kurzer medizinischer Überblick über das menschliche Auge gegeben, um dann eine Übersicht über mögliche Krankheiten zu geben, die eine Sehhilfe erfordern. Insbesondere wird hier auf solche Krankheiten verwiesen, die den Gebrauch eines Systems, wie es das *HVES* darstellt, erforderlich machen. Daneben werden schon existierende Sehhilfen beschrieben.
In Kapitel 2 wird kurz ein Gesamtüberblick über *HVES* gegeben, wobei auf die einzelnen

Komponenten in den weiteren Kapiteln detaillierter eingegangen wird.
So wird im 3. Kapitel erläutert, nach welchen Kriterien das verwendete HMD[1] ausgewählt wurde und welche Umgestaltungen erforderlich waren, um es in ein optisches Ausgabegerät für ein Sehhilfesystem umzuwandeln.
In dem folgenden 4. Kapitel werden dann die weiteren Hardware-Komponenten beschrieben, die neben dem Ausgabegerät das Gesamtsystem *HVES* bilden.
Das 5. Kapitel ist der Software gewidmet. Hier wird das Programm zur Steuerung der Bildein- und -ausgabe beschrieben und auf Bildverarbeitungsfilter eingegangen. Ausführlich wird auf das *HVES*-Modul eingegangen, mit welchem alle implementierten Möglichkeiten der Bildverarbeitung ausgenutzt werden können.
Im 6. Kapitel wird die Ausarbeitung eines Tests für das *HVES* beschrieben. Hier werden einer Testperson sowohl statische Bilder, als auch Bilder der Kamera auf die *LCD-Brille* projiziert.

[1]**H**ead **M**ounted **D**isplay

Kapitel 1

Medizinischer Hintergrund

Weithin wird davon ausgegangen, daß der Mensch typischerweise über 80% [Mayer 96] seiner Information mit dem Sehsinn aufnimmt. Damit wird die Bedeutung dieses Sinnes sehr deutlich. Trotz dieser großen Bedeutung ist es bisher nicht gelungen, einigen Augenkrankheiten Einhalt zu gebieten, so daß es viele Menschen gibt, die auf Sehhilfen angewiesen sind. Recht problemlos sind Kurz- und Weitsichtigkeit mit Brillen in den Griff zu bekommen, problematisch ist es aber bei Krankheiten, die die Netzhaut oder die Sehnervenfasern irreversibel zerstört haben. Solche pathologischen Veränderungen sind nicht mehr heilbar, es kann nur versucht werden, durch optische Hilfsmittel ihre Auswirkungen auf den Alltag zu mildern.

In diesem Kapitel werden beispielhaft einige Augenfehler aufgeführt und die Gegenmaßnahmen aufgezeigt. Zum besseren Verständnis ist ein kurzer Einblick in die Anatomie des menschlichen Auges unerläßlich.

1.1 Aufbau des menschlichen Auges

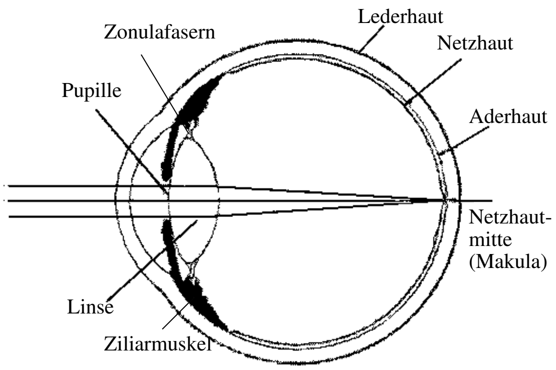


Abbildung 1.1: Horizontalschnitt durch das menschliche Auge (nach: [Uni-Giessen]).

In Abbildung 1.1 ist ein Horizontalschnitt durch das menschlich Auge dargestellt. Die Formerhaltung des Augapfels (Bulbus) wird durch die ihn umgebende Lederhaut, der Sklera und dem Augeninnendruck gewährleistet. Die Linse des Auges ist an den Zonulafasern aufgehängt. Diese sind beim Sehen in die Ferne (Fernakkommodation) gespannt, wodurch die Linse selbst abgeflacht wird. Bei der Nahakkommodation werden die Zonulafasern dagegen durch die Anspannung des Ziliarmuskels entspannt, so daß die Linse ihre ursprüngliche, stärker gekrümmte Form annimmt.

Die Innenseite der Bulbuswand wird bis weit nach vorne von der Netzhaut, der Retina ausgekleidet. Nur die Stelle, an der der Sehnerv (N. opticus) aus dem Bulbus austritt (Papilla n. optici), bleibt ausgespart. Dies bildet den sogenannten blinden Fleck im Auge, an dem keine optischen Signale aufgenommen werden können. Gegenüber der Pupillenöffnung ist die Retina leicht vertieft. Hier befindet sich der Punkt des schärfsten Sehens, die Fovea centralis.

	Krümmungsradien (mm)	Brechkraft (dpt)
Honrhautvorderfläche		
zentral	7.7	48.8
rand	$8 - 14$[1]	-
Hornhautrückfläche	6.8	-5.9
vordere Linsenfläche	$10.0 - 5.3$[2]	$5.0 - 9.4$[2]
hintere Linsenflächen	$6.0 - 5.3$[2]	$8.3 - 9.4$[2]
Hornhautsystem	-	43.0
Linsensystem	-	19.1-33.1
Gesamtsystem	-	$58.6 - 70.5$

Tabelle 1.1: Optische Eigenschaften des Auges. Hierzu zählen die Krümmungsradien und Brechkräfte der Hornhaut und der Linse. (Daten aus: [Axenfeld 92])

Die optischen Eigenschaften des Auges sind in Tabelle 1.1 aufgelistet. Cornea, Iris und Linse sind mit dem Objektiv einer Photokamera vergleichbar, während die Retina die lichtempfindliche Schicht darstellt. Der optische Apparat wirft das Bild auf den Augenhintergrund. Dabei besitzt er die in Tabelle 1.1 aufgelisteten Bestandteile mit den dort erwähnten Krümmungsradien und Brechkräften.

Die Retina (Abb. 1.2) [Silbernagel 88] besteht aus Stäbchen und Zapfen, beides Lichtrezeptoren. Ihnen nachgeschaltet sind die bipolaren Zellen, die die Information der Rezeptoren an die Ganglienzellen weiterleiten. Deren Fortsätze verlassen dann als Sehnerv (N.opticus) den Bulbus. Die Horizontalzellen und die amakrinen Zellen erlauben schon in der Netzhaut eine Reihe von Verschaltungen und damit eine erste Bildverarbeitung und Datenreduzierung. Wenn Licht in das Auge fällt, gelangt es durch das optische System des Auges bestehend aus Hornhaut und Linse und durch den Glaskörper auf die Retina. Es

[1]biologische Variation der Randzone
[2]Akkommodation

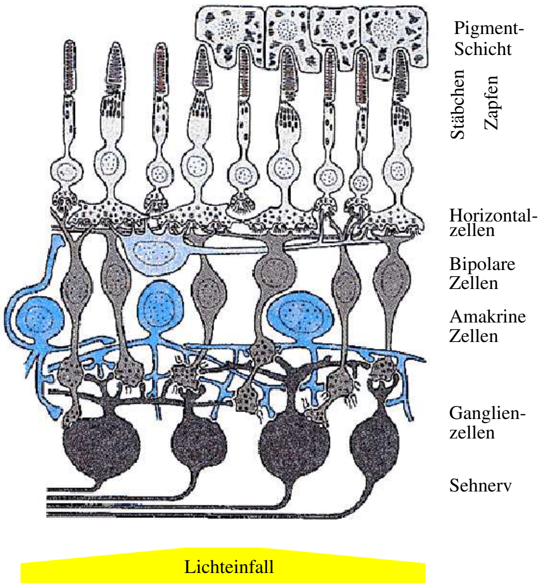


Abbildung 1.2: Schematische Aufbau der Netzhaut (Retina)(nach: [Uni-Ulm])

wird also auf die Innenfläche der kugeligen Hülle des Augapfels projiziert. Ehe das Licht auf die lichtempfindliche Schicht der Retina gelangt, durchstrahlt es die Nervenfaserschicht, die Ganglienzellschicht, die Amakrin-Zellenschicht und die Bipolar-Zellenschicht und erreicht dann die Rezeptor-Schicht, die aus etwa 120 Millionen Stäbchen und 6 Millionen Zapfen besteht [Schmidt 97]. Die Rezeptordichte ist für die Zapfen in der Mitte der Fovea, für die Stäbchen dagegen im peripheren Bereich am höchsten. In der Fovea centralis gibt es keine Stäbchen. Stäbchen und Zapfen sind ähnlich aufgebaut. Die Sehfarbstoffe der Stäbchen und Zapfen haben unterschiedliche spektrale Absorptionskurven. Die Absorptionskurve für die Stäbchen entspricht der des Sehfarbstoffs Rhodopsin und stimmt in guter Näherung mit der spektralen Empfindlichkeit des Nachtsehens (skotopisches Sehen) überein. Für das Tagsehen (photopisches Sehen) sind drei verschiedene Zapfentypen mit unterschiedlichen Sehfarbstoffen zuständig, die bei unterschiedlichen Wellenlängen (rot, grün, blau) ihre maximale Absorption haben (Abb. 1.3). Der minimale Zapfenreihenabstand beträgt in der Fovea $2,4 - 2,5\,\mu$m. Es können noch zwei Punkte getrennt wahrgenommen werden, wenn sie zwei Zapfen erregen, zwischen denen ein unangeregter Zapfen liegt. Zur Peripherie hin nimmt die Rezeptordichte ab.

Das Gesichtsfeld des augengesunden Menschen ist ca. 180 Grad weit. Es vermittelt eine Panoramasicht, wobei aber nicht alle Zonen funktionell gleichwertig sind. In der Fovea centralis ist die Sehschärfe am größten und sie ist somit besonders wichtig für die Erkennung kleiner Details, z.B. beim Lesen. Die Sehschärfe nimmt in den Außenzonen des Gesichtfeldes (Peripherie) ab. Diese ermöglichen eine Orientierung im Raum. Bei vollständig funktionstüchtiger Netzhaut bringt es keine Probleme mit sich, mit dem Zentrum des Gesichtsfeldes z.B. ein entferntes Straßenschild zu identifizieren, ohne dabei über

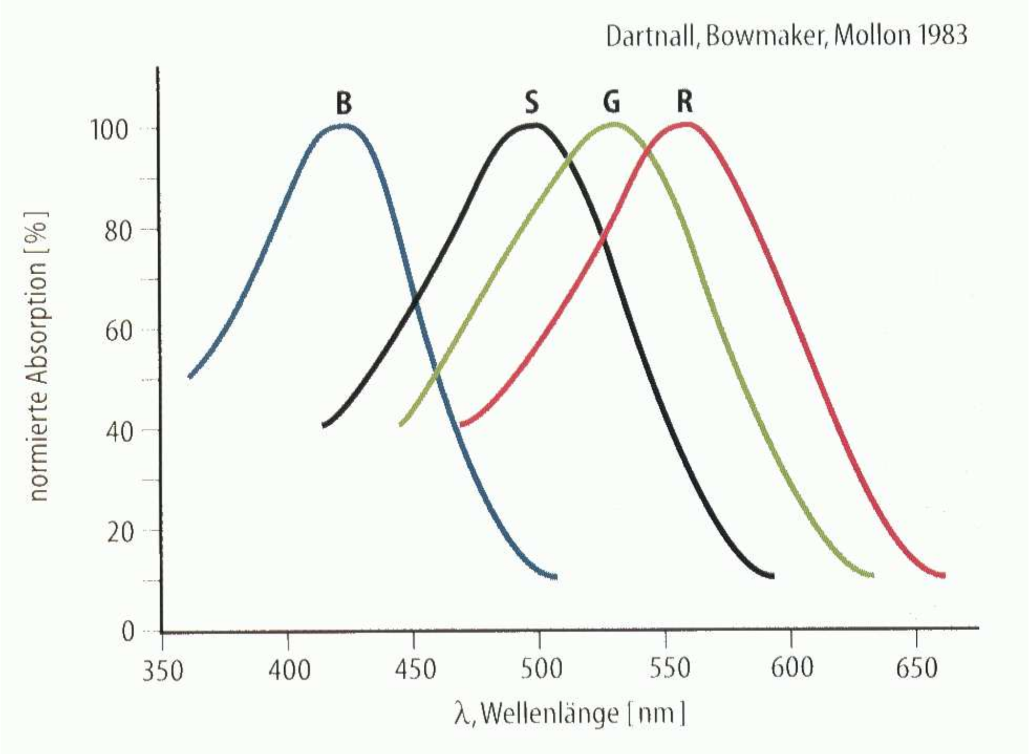


Abbildung 1.3: Normierte spektrale Absorption der drei verschiedenen Zapfentypen (B, G und R) und der Stäbchen (S) der menschlichen Retina aufgetragen gegen die Wellenlänge. (Aus: [Schmidt 97])

einen naheliegenden Gegenstand zu stolpern [Pro Retina].

1.2 Sehschärfe (Visus)

Alle die weiter unten beschrieben Krankheiten führen zu einer verminderten Sehschärfe. Die Abbildung 1.4 zeigt die Sehschärfe in Abhängigkeit vom Ort im Gesichtsfeld. Bei ca. 15° nasal befindet sich eine Aussparung aufgrund des blinden Flecks (papilla nervi optici). Mit der Sehschärfe ist das maximale optische Auflösungsvermögen der Fovea centralis bei stärkstem Kontrast gemeint. Es wird also die Funktion der Netzhautmitte untersucht. Sie ist definiert als Kehrwert des in Winkelminuten angegebenen räumlichen Auflösungsvermögens des Auges:

$$Visus = \frac{1}{\alpha} \, (Winkelminunten^{-1}) \tag{1.1}$$

α bezeichnet die Lücke in Winkelminuten, die von der Versuchsperson gerade noch wahrgenommen wird.

Getestet wird die Sehschärfe meist mit Hilfe von Sehtafeln mit Buchstaben verschiedener Größe oder mit Landolt-Ringen (Abb. 1.4). Wenn zwei unter einem Sehwinkel von

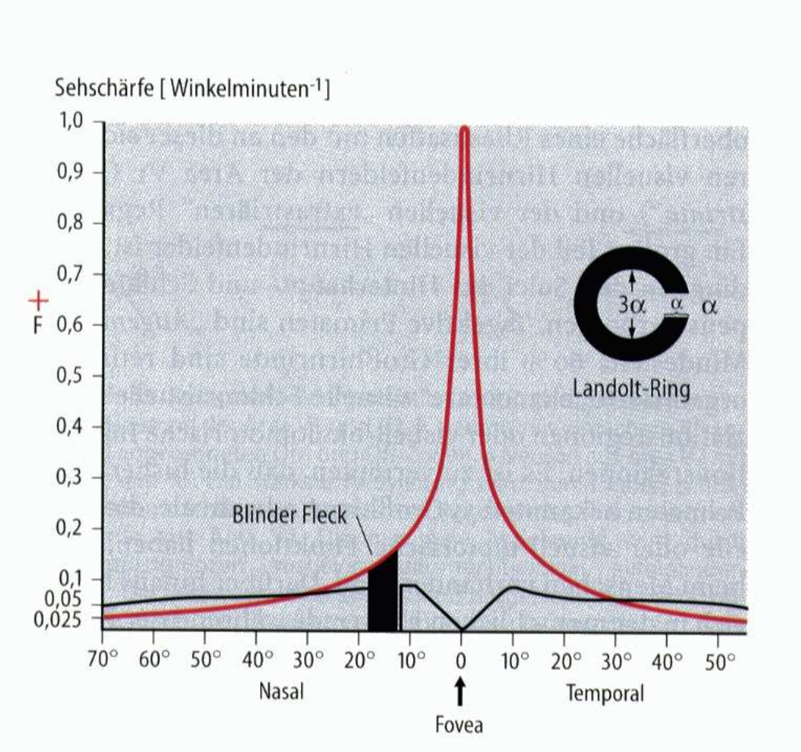


Abbildung 1.4: Abhänigkeit der Sehschärfe vom Ort im Gestichtsfeld. Dabei gibt die rote Kurve das photopische und die schwarze das skotopische Sehen wieder. Die Anzahl der Zapfen und Stäbchen ist dazu korreliert. 15° nasal befindet sich der blinde Fleck. An dieser Figur kann der eigene blinden Fleck festgestellt werden, indem das Kreuz F rechts aus 25 cm Entfernung mit dem rechten Auge monokular fixiert wird. Dann wird der Landolt-Ring links nicht mehr gesehen. (Aus: [Schmidt 97])

1 Winkelminute betrachtete Punkte (z.B. die Begrenzung der Lücke im Landolt-Ring) getrennt wahrgenommen werden, beträgt der Visus 1. Bei diesem Test läßt sich die Sehschärfe aus dem Verhältnis

$$\frac{\text{Ist-Entfernung}}{\text{Soll-Entfernung}}\,, \tag{1.2}$$

aus dem der Buchstabe bzw. die Öffnung des Ringes erkannt wird, errechnen. Wird z.B. ein Buchstabe bei einem Abstand von 5 m (Ist-Entfernung) erkannt, der eigentlich auf 8 m (Soll-Entfernung) erkannt werden sollte, so beträgt der Visus $5/8$.

Die Sehschärfe korreliert mit der Rezeptordichte und der rezeptiven Feldgröße in der Netzhaut und ist von der Adaptation abhängig. Eine optimale Auflösung der Sehzeichen wird nur erreicht, wenn diese scharf auf die Fovea centralis abgebildet werden, d.h. wenn die Refraktion normal ist bzw. Refraktionsfehler durch Brillengläser vollkommen ausgeglichen werden. Die Sehschärfe (Visus cum correctione) ist demnach als maximales Auflösungsvermögen bei optimaler Korrektur zu verstehen. Dagegen wird als Sehleistung die Sehschärfe ohne Korrektur durch Brillen (Visus naturalis, Rohvisus) bezeichnet.

1.3 Sehbehinderungen

Es gibt verschiedene Gründe für Sehschwächen. Die bekanntesten sind Kurz- und Weitsichtigkeit. Bei den Sehbehinderungen, die durch eine Degeneration der Netzhaut hervorgerufen werden, treten Makuladegeneration und Retinitis pigmentosa am häufigsten auf. In den nächsten Unterkapiteln wird auf diese Sehbehinderungen und ihre Ursachen eingegangen.

1.3.1 Refraktionsfehler

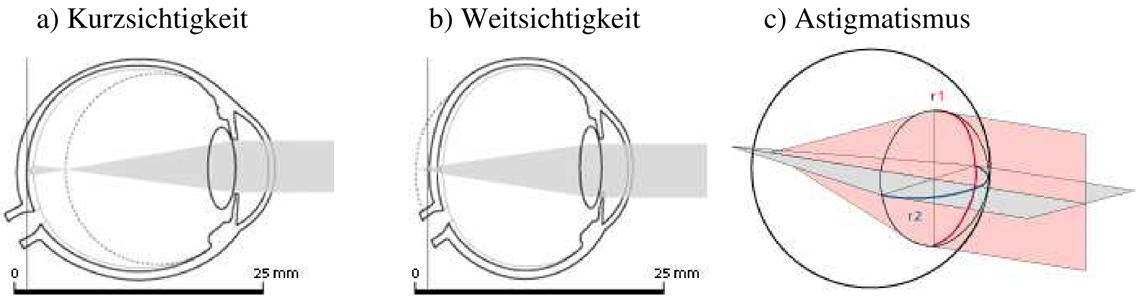


Abbildung 1.5: Refraktionsfehler bei a) Kurzsichtigkeit, b) Weitsichtigkeit und c) Astigmatismus (nach: [Laserklinik])

Ein Auge, dessen Optik normal funktioniert, wird als normalsichtig oder emmetrop bezeichnet. Ein Refraktionsfehler (Brechungsfehler, Ametropie) liegt dann vor, wenn die optischen Elemente des Auges die Bilder der Außenwelt nicht scharf auf die Retina abbilden. Solche Abweichungen von der Norm können auf abnormale Krümmungsradien der Cornea, der Linse oder auch auf einen zu lang oder zu kurz gebauten Augapfel zurückzuführen sein. Die Refraktionsfehler werden durch die Lage des optischen Fokus unterschieden. Liegt dieser vor der Retina, so spricht man von Myopie (Kurzsichtigkeit) (Abb. 1.5 a), bei einem Fokus hinter der Netzhaut von Hyperopie (Weitsichtigkeit) (Abb. 1.5 b).

Bei der Myopie [Reim 93] ist also die Brechkraft des optischen Apparates zu stark. Die Gesamtbrechkraft des dioptrischen Apparates beträgt für das normale Auge bei Fernakkommodation 58.6 dpt. Bei dieser Brechkraft wird ein unendlich weit entfernter Gegenstand scharf auf der Netzhaut abgebildet, wenn die Distanz zwischen Hornhautscheitel und Fovea centralis 24.4 mm beträgt. Ist der Bulbus jedoch länger, so liegen Bilder aus der Ferne mit parallel einfallenden Lichstrahlen vor der Retina. Die Bezeichnung Kurzsichtigkeit bedeutet, daß in solchen Augen nur naheliegende Gegenstände scharf auf der Netzhaut abgebildet werden, weiter entfernte dagegen verschwommen erscheinen.

Bei der Hyperopie oder Weitsichtigkeit ist die Brechkraft der Cornea und der Linse zu gering oder der Augapfel zu kurz gebaut. Das für die Netzhaut bestimmte Bild liegt beim Blick in die Ferne, ganz besonders aber beim Blick auf nahe Gegenstände hinter der Retina. Beim jugendlichen Auge kann das Defizit der Brechkraft durch Akkomodation mühelos ausgeglichen werden. Die wahre Größe der Hyperopie läßt sich deshalb oft nur bei Entspannung der Akkommodation erfassen.

Ein weiterer häufiger Refraktionsfehler ist der Astigmatismus (Abb. 1.5 c). Dieser Brechungsfehler betrifft überwiegend die Cornea. Bei ihm besteht eine stärkere Krümmung der optisch brechenden Fläche in einer Achse des Kreises, d.h. die normalerweise sphärische Oberfläche nimmt im Extremfall die Form eines Zylinders an (Abb. 1.6). Die auftreffen-

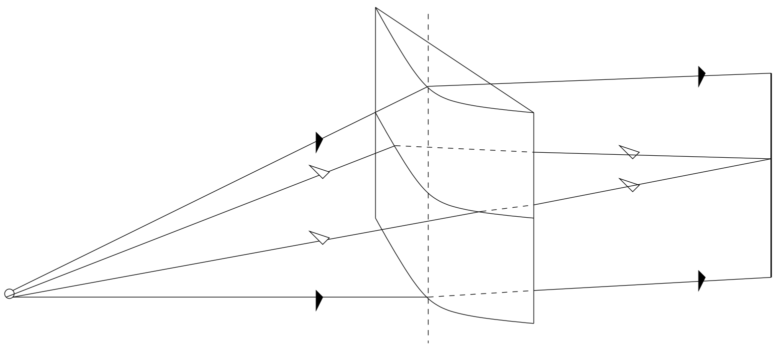


Abbildung 1.6: Beim Astigmatismus werden Lichtstrahlen, die von einer punktförmigen Lichtquelle ausgehen, auf einer Linie vereinigt.

den Lichtstrahlen werden nur über die Achse gebrochen, die quer durch die zylindrisch gekrümmte Fläche verläuft. Die längs der Zylinderachse auftretenden Strahlen gelangen auf eine gerade planparallele Fläche, die keine optisch Ablenkung erzeugt. Sie verlaufen ungebrochen durch diesen Teil des Zylinders. Aufgrund dieser Brechungseigenschaften wird ein punktförmiges Objekt durch einen optischen Zylinder als Linie abgebildet. Das Bild wird in einer Richtung verzerrt. Wenn der Astigmatismus nicht mehr als 0.5 dpt beträgt, wird er als “physiologischer” Astigmatismus bezeichnet.

1.3.2 Makuladegeneration

Eine Reihe von erblichen und nichterblichen degenerativen Erkrankungen beschränkt sich auf das Netzhautzentrum, die Makula. So bleibt das äußere Gesichtsfeld und damit die Orientierung der Betroffenen erhalten. Da die Stäbchen außerhalb der zentralen Netzhaut funktionstüchtig bleiben, tritt keine Nachtblindheit auf. Allerdings sind als Symptome folgende Verschlechterungen feststellbar:

- Sehschärfe
- Lesefähigkeit

- Kontrastempfinden
- Farbsehen
- Anpassung an Beleuchtungswechsel
- Erhöhung der Blendempfindlichkeit

Erkrankungsalter und Ausprägung der Symptome variieren mit der Erkrankungsform. Beispiele für verschiedene Krankheiten, die unter Makuladegeneration zusammengefaßt werden, sind:

- Stargardtsche Degeneration
- Best'sche vitelliforme Makuladegeneration
- Zapfendystropie
- Senile Makuladegeneration

Von der senilen Makuladegeneration sind rund 20% der 60jährigen und 50% der 80jährigen betroffen, wie Reihenuntersuchungen gezeigt haben [Hollwich 88].

1.3.3 Retinitis pigmentosa

Allein in Deutschland leiden mehr als 30.000 Menschen an Retinitis pigmentosa. Bei dieser Augenkrankheit sterben die Netzhautzellen allmählich ab, in der Regel zunächst die Stäbchen, und erst in einem späteren Stadium auch die Zapfen. Je nachdem, welcher Bereich der Netzhaut durch das Absterben ausfällt, sind unterschiedliche Funktionsverluste die Folge. Die Hauptmerkmale der Retinitis pigmentosa sind:

- Einengung und Ausfälle des Gesichtsfeldes
- gestörtes Dämmerungssehen und Nachtblindheit
- Störungen des Farben- und Kontrastsehens
- Blendungsempfindlichkeit

Beim klassischen Verlauf beginnt sich das Gesichtsfeld von den Außenzonen her einzuengen, bis nur noch ein kleiner Sehrest im Zentrum übrigbleibt. Dies bewirkt den sogenannten Tunnelblick (Abb. 1.7). Bei dieser typischen Form der Retinitis pigmentosa ist die Orientierung im Raum erheblich erschwert, obwohl das Sehen im Zentrum noch funktioniert, so daß z.B. Lesen noch möglich ist. Ein großes Problem ist, daß den Betroffenen der Gesichtsfeldverlust erst sehr spät bewußt wird, da das Gehirn die abgestorbenen Zonen nicht als schwarze oder weiße Flecken erscheinen läßt, sondern sie der Umgebung anpaßt. Die Ausfälle können als Ring um das Zentrum (Ringskotom) oder auch fleckenhaft auftreten.

Abbildung 1.7: Links: Bild, wie es mit einem gesunden Auge gesehen wird. Rechts: Tunnelblick durch Gesichtsfeldeinengung. (Aus: [Pro Retina])

Schon bevor das Gesichtsfeld merklich eingeengt ist, hat das Absterben der Stäbchen einen deutlichen Verlust der Sehwahrnehmung in der Dämmerung und Dunkelheit zur Folge. Der Betroffene ist in der Dunkelheit fast blind (nachtblind), was seine Mobilität erheblich einschränkt. Dies macht sich zusammen mit Anpassungsschwierigkeiten bei plötzlichem Helligkeitswechsel schon bemerkbar, bevor er bei Tageslicht Sehverluste zu beklagen hat.

Da die Zapfen von der Retinitis pigmentosa meist erst in einem späteren Stadium der Krankheit betroffen werden, die neben dem Farbensehen auch verstärkte Kontraste vermitteln, machen sich Farb- und Kontraststörungen erst später bemerkbar. Fallen die Zapfen aus, so erscheinen plötzlich dunkle Bilddetails von Helligkeit überstrahlt, was eine verstärkte Blendungsempfindlichkeit bewirkt. Das häufige Zusammentreffen von Retinitis pigmentosa und Grauem Star ist ein weiterer Grund für die Blendungsempfindlichkeit . Das einfallende Licht wird dann an der getrübten Linse gestreut und so die Blendungsempfindlichkeit noch verstärkt. Die Zapfenausfälle führen zu massiven Farbwahrnehmungsstörungen, häufig erst im Blau-Bereich, die zur völligen Farbblindheit führen können.

Ebenso wie bei der Makuladegeneration gibt es auch bei der Retinitis pigmentosa verschiedene Untergruppen. Grundsätzlich werden unterschieden:

- primäre Retinitis pigmentosa
- assoziierte Retinitis pigmentosa
- Pseudo-Retinitis pigmentosa

Die Primäre Form der Retinitis pigmentosa ist mit 90% auch die häufigste. Ihre Auswirkungen wurde oben besprochen. Bei der assoziierten Retinitis pigmentosa werden neben dem Auge auch noch andere Organe des Körpers betroffen, d.h. es liegt ein Syndrom vor. Häufig vorkommende Symptome sind:

- Hörstörungen

- Augenbewegungsstörungen, Doppelbilder
- Lähmungen und Gehstörungen
- Muskelschwäche
- Wachstumsstörungen
- stark lichtempfindliche oder schuppende Haut
- geistige Unterentwicklung
- Zystennieren
- Herzrhythmusstörungen

Einige Erkrankungen, die zu solchen Symptomen führen können sind

- Usher Syndrom
- Refsum Syndrom
- Barde-Biedl Syndrom

Beim Usher Syndrom ist eine rasch rezessiv vererbte Retinitis pigmentosa mit einer schnell fortschreitenden Innenohrschwerhörigkeit kombiniert, so daß die Patienten frühzeitig blind und taub werden und somit allein auf taktile Kommunikation angewiesen sind. Das Refsum Syndrom ist eine behandelbare Form der Retinitis pigmentosa. Hierbei ist die Krankheit mit Schwerhörigkeit, Beeinträchtigung des Geschmacks- und Geruchssinns, Bewegungs- und Gleichgewichtsstörungen oder Hautproblemen verbunden. Bei dieser Erkrankung liegt aufgrund eines Stoffwechseldefektes eine Anhäufung von Phytansäure im Blut und in anderen Geweben vor, was wahrscheinlich für die verschiedenen Funktionsbeeinträchtigungen verantwortlich ist. Der Verlauf dieser Erkrankung kann deshalb durch die strenge Einhaltung einer phytansäurearmen Spezialdiät zum Stillstand gebracht werden. Sofern die Diät nicht zur Normalisierung der Phytanwerte ausreicht, kann in bestimmten Zeitabständen eine Plasmaseparation vorgenommen werden. Das Bardet-Biedl Syndrom ruft Symptome wie z.B. Fettsucht, überzählige Finger oder Zehen, geistige Entwicklungsstörungen oder Unterentwicklung der Geschlechtsorgane hervor.

Es wird von Pseudo-Retinitis pigmentosa gesprochen, wenn nicht erbliche Erkrankungen die gleichen Symptome zeigen, z.B. Entzündungen, Vergiftungen durch Medikamente oder andere Stoffe [Pro Retina]. Bisher wurde noch kein Mittel gegen Retinitis pigmentosa gefunden. Auch die Versuche mit Retina-Implantaten befinden sich noch in den Anfangsstadien. Hier sollen Chips die defekte Netzhaut ersetzen und Lichtreize direkt an den Sehnerv weiterleiten (Abb. 1.8) [Retina Implant News in Bonn] [The Retina Implant Project] [Sub Retinal Implant Project].

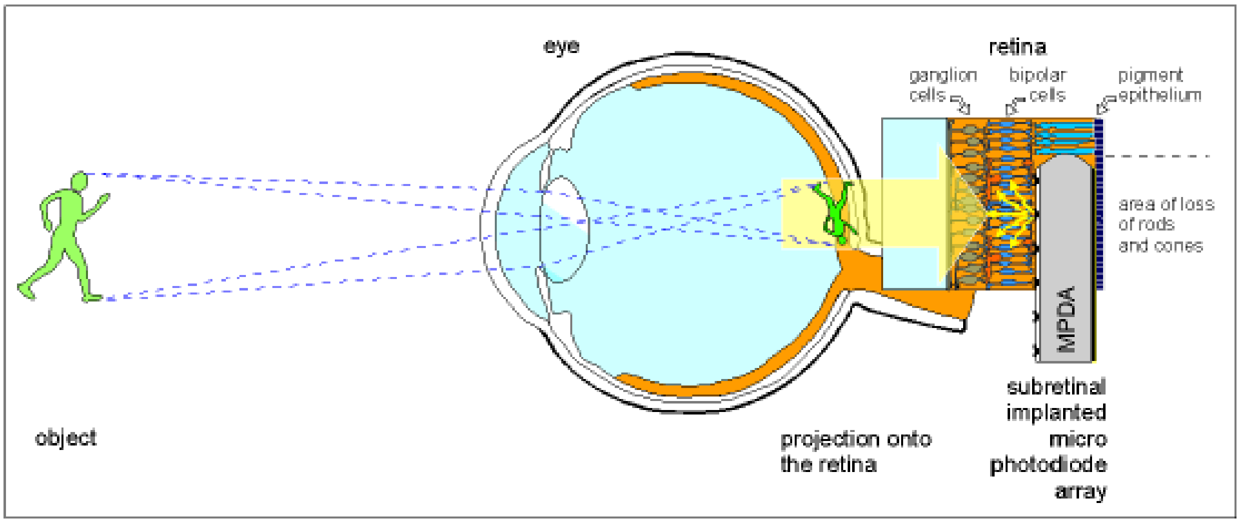


Abbildung 1.8: Sub Retina Implant Project - Ein Chip soll die Funktionen der Netzhaut übernehmen. (Aus: [Sub Retinal Implant Project])

1.4 Sehhilfen

Brillen bilden zusammen mit dem Auge ein zusammengesetztes optisches System. Beim Anpassen einer Brille muß darauf geachtet werden, daß beim Blick geradeaus nach vorne die optischen Achsen von Auge und Brillenlinse übereinstimmen. Bei Myopie werden Zerstreuungslinsen (negative Dioptrie) verwendet, während Hyperopie mit Sammellinsen ausgeglichen wird (positive Dioptrie). In beiden Fällen ist das Ziel eine scharfe Abbildung auf der Netzhaut. Auch Astigmatismus kann durch eine Brille korrigiert werden, indem eine zylinderförmig geschliffene Linse verwendet wird.

1.4.1 Vergrößernde Sehhilfen

Mit Hilfe von Brillen oder Kontaktlinsen können fehlerhafte Augenbrechwerte ausgeglichen werden, dagegen kann bei funktionellen Defekten z.B. der Netzhaut oder des Sehnerves nichts ausgerichtet werden. Es bleibt einem nur die Möglichkeit, den Patienten mit speziellen optischen Hilfsmitteln ihr Schicksal zu erleichtern. Dazu werden vergrößernde Sehhilfen eingesetzt.

Neben Lupen, Lupenbrillen und Lesegläsern (Abb. 1.9) gibt es Bildschirm-Lesegeräte (Abb. 1.10). Alle diese Hilfmittel zeichnen sich durch eine Vergrößerung aus, die zwischen 1− bis 2−fach bei verstärkten Lesebrillen und 5− bis 60−fach bei Bildschirm-Lesegeräten liegt (Tab. 1.2). Solch eine Vergrößerung ist dann hilfreich, wenn die Sehschärfe durch krankhafte Veränderungen der Netzhaut herabgesetzt ist. Eine der häufigsten Krankheiten ist die weiter oben beschriebene altersbedingte Makuladegeneration. Ein genaues Erkennen ist diesen Patienten nicht mehr möglich. Gibt es aber noch intakte Regionen der

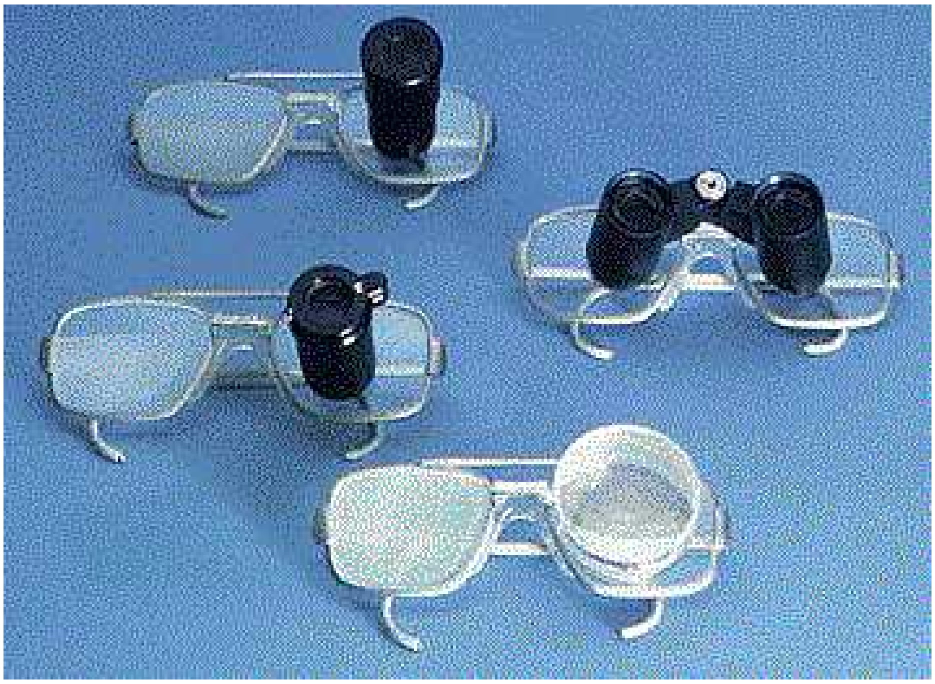


Abbildung 1.9: Verschiedene Modelle von Fernrohr-Lupenbrillen.

Netzhaut, so kann durch die Vergrößerung eine Projektion auf diese Stelle erfolgen, um z.B. das Lesen eines Textes wieder zu ermöglichen. Dabei sind alle Sehhilfen für die Patienten gewöhnungsbedürftig, und zwar umso mehr, je stärker die Vergrößerung ist. So muß der Patient sich z.B. bei Brillensystemen an einen sehr viel geringeren Leseabstand gewöhnen. Auch der Umgang mit Bildschirmlesegeräten ist gewöhnungsbedürftig. Aufgrund der hohen Vergrößerung muß der Patient sich sehr konzentrieren, nicht die Zeile zu verlieren, die er gerade liest. So erfordert auch der Umgang mit diesen Geräten einige Übung. Als Hilfsmittel, um sich in fremder Umgebung zurechtzufinden, können Fernrohre dienen. Damit ist es möglich, Details, die sich in weiterer Entfernung befinden, z.B. Straßenschilder, noch zu entziffern. Allerdings geht der Überblick über die nähere Umgebung verloren, so ist es natürlich nicht angebracht, mit einem Fernrohr vor den Augen die Straße zu überqueren.

Abbildung 1.10: Beispiel für ein Bildschirm-Lesegerät.

Sehschärfe	Vergrößernde Sehhilfe	Vergrößerung
$0,2$ bis $0,4$	Verstärkte Lesebrille	$1-$ bis $2-$fach
$0,2$ bis $0,4$	Leseglas (Lupe)	$2-$ bis $4-$fach
$0,1$ bis $0,3$	(Fernrohr)-Lupenbrille	$2-$ bis $12-$fach
$0,02$ bis $0,1$	Bildschirm-Lesegerät	$5-$ bis $60-$fach

Tabelle 1.2: Verschiedene Sehhilfen mit ihrer Vergrößerung und ihr Einsatz in Abhängigkeit der vorhandenen Restsehschärfe.

Das Ziel dieser Arbeit war es, ein mobiles Sehhilfe-System zu entwickeln, daß neben einer starken Vergrößerung auch noch die heutigen Mittel der Bildverarbeitung wie Kantenverschärfung nutzt. Das entwickelte System nimmt die Umwelt mit einem Kamerachip auf und leitet diese Daten an einen Rechner weiter, der sie verarbeitet auf zwei kleine LCDs[3] ausgibt, die sich wie zwei "Fernseher", die in eine Art Brillengestell montiert sind, vor den Augen des Sehbehinderten befinden. Damit gehört das System zu den optoelktronischen Sehhilfen. Da dieses System im Laufe der Arbeit noch eingehend beschrieben wird, soll an dieser Stelle nicht weiter darauf eingegangen werden. Es werden aber im folgenden schon existierende optoelektronische Sehhilfen beschrieben.

1.4.2 Optoelektronische Sehhilfen

Schon seit längerer Zeit werden Versuche mit auf dem Kopf zu tragenden Viedeosystemen gemacht. Solche Displaysysteme wurden ursprünglich für die Raumfahrt und zu Verteidigungszwecken entwickelt, wo sie auch heute noch angewendet werden. Diese Technologie hat sich aber inzwischen auf andere Bereiche ausgedehnt. So sind sie im *Virtual-Reality* Bereich inzwischen weit verbreitet. Hier werden 3D-Umwelten simuliert, so daß der Betrachter sich in eine neue Welt versetzt fühlt. So gibt es eine Vielzahl von HMDs[4] auf dem Markt, auf die in dem Kapitel 3 "Auswahl und Umgestaltung eines HMDs" weiter eingegangen wird.

Andere Anwendung finden diese Videosysteme in sogenannten *Wearable Computers* (Abb. 1.11). Damit sind tragbare Videosysteme gemeint, die die Sicht zur Umgebung nicht verdecken, die aber Informationen visuell und über Kopfhörer weiterleiten können, indem Bild und Schriftmaterial auf einen kleinen Bildschirm vor das Auge projiziert bzw. Text abgespielt wird. Das System ist an einen kleinen Computer angeschlossen. Damit soll Arbeitern online-Hilfestellung bei ihrer Arbeit gegeben werden und so ein Anlernen der Arbeiter für bestimmte Aufgaben überflüssig gemacht werden.

Desweiteren wird versucht diese Technologie zur Entwicklung einer Sehhilfe zu nutzen. In Deutschland wird *LVES*[5] vertrieben. Ein weiteres Projekt dieser Art ist *POVES*[6].

[3] **L**iquid **C**ristall **D**isplays
[4] **H**ead **M**ounted **D**isplays
[5] **L**ow **V**ision **E**nhancement **S**ystem
[6] **P**ortable **O**ptoelectronic **V**ision **E**nhancement **S**ystem

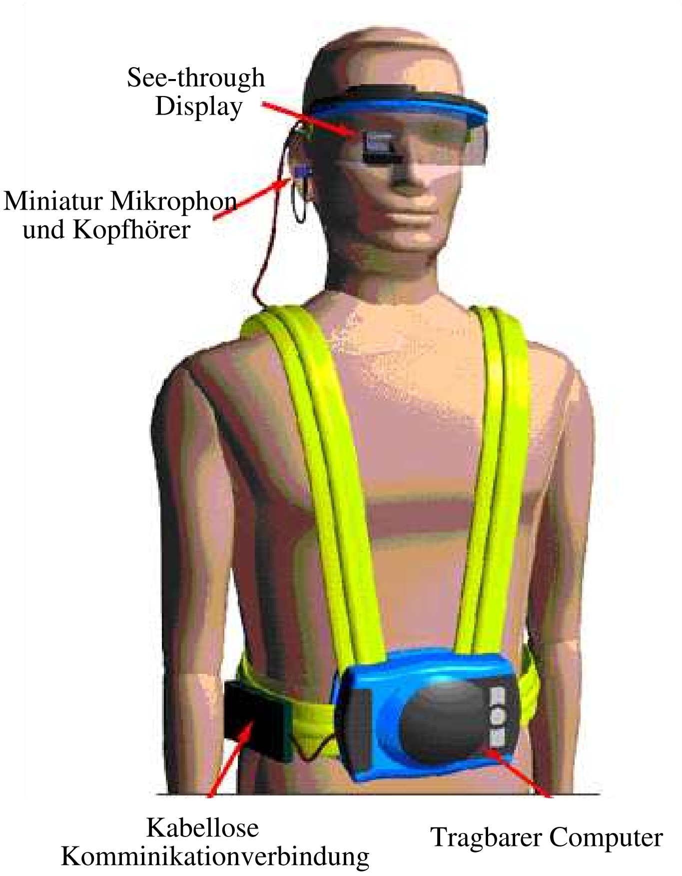


Abbildung 1.11: *Wearable Computer*-System. (Aus: [GT Wearables])

POVES

Das *POVES*-Projekt [Mayer 96] wurde von der Europäischen Gemeinschaft[7] gefördert und dauerte von Januar 1994 bis Mai 1996 an. Danach ist es wegen Finanzierungsproblemen eingestellt worden. Es waren verschiedene europäische Firmen und Universitäten daran beteiligt. Ziel war es, eine mobile Sehhilfe mit optoelektronischer Technologie für den täglichen Gebrauch für Personen mit folgenden Sehbehinderungen zu entwickeln:

- Nachtblindheit
- Einengung des Sehfeldes im Zentrum
- Einengung des Sehfeldes in der Peripherie
- Störungen von Kontrastsehen und Sehschärfe

[7] TIDE Project TP-1211

Ursprünglich war es geplant auch Schwierigkeiten beim Farbensehen zu lösen, indem Farben, die nur noch schlecht oder gar nicht mehr wahrgenommen werden können, durch andere für den Sehbehinderten besser wahrzunehmende Farben ersetzt werden. Da das erstellte System mit einer schwarz-weiß Kamera arbeitet, konnte diese Option bisher nicht realisiert werden.

Das System besteht aus einer kleinen Kamera, die auf eine Brille mit LCDs montiert ist und einem Handgerät, mit welchem die Bildverarbeitung und die Stromversorgung geregelt wird und das dem Anwender außerdem eine Reihe von Einstellungsmöglichkeiten gibt.

Allgemein werden als potentielle Anwender Personen mit Sehschärfen von 20/100 bis 20/800 in Betracht gezogen, da bei einer Sehschärfe besser als 20/100 preiswerter mit herkömmlichen Sehhilfen geholfen werden kann und bei einer Sehschärfe unter 20/800 auch mit diesem System keine Hilfe mehr zu erwarten ist.

Beim Test des *POVES* stellte sich heraus, daß mit diesem Gerät den Sehbehinderten wenig oder gar nicht geholfen werden kann. Als Gründe wurden die niedrige Auflösung und auch das Fehlen von Farben angeführt, da dadurch Informationen verloren gehen. In Abbil-

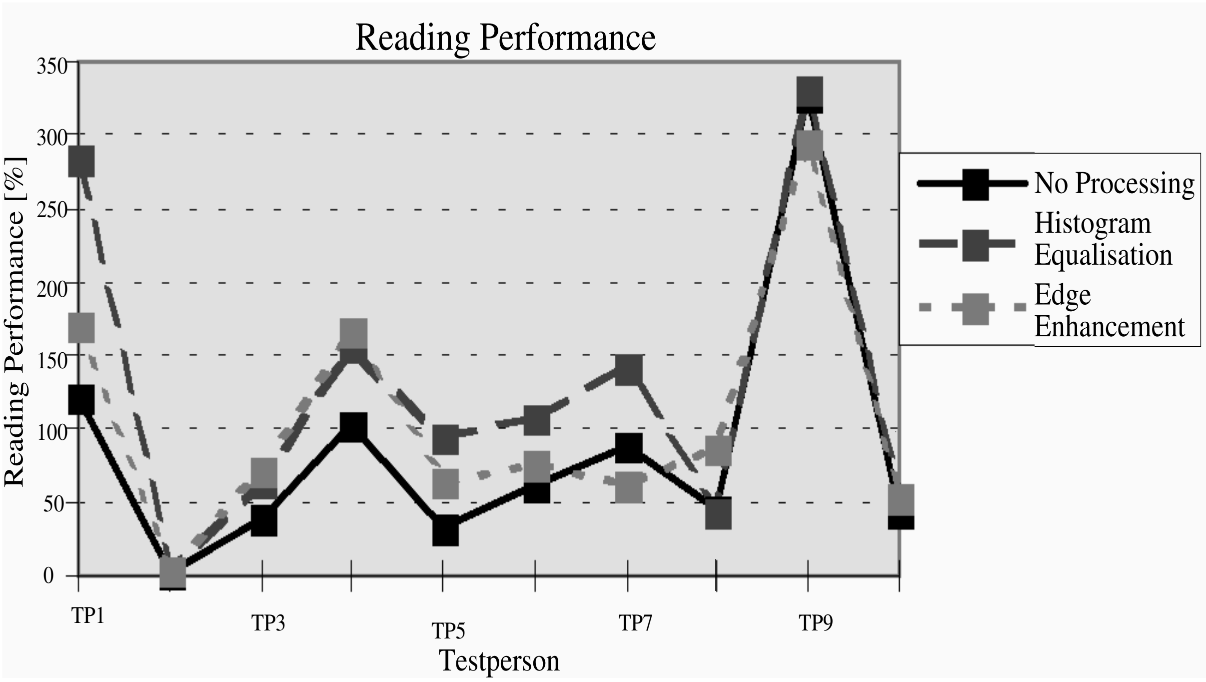


Abbildung 1.12: Diagramm mit Testergebnis für einen Lesetest. Für Punkte, die unter 100% liegen, ist mit POVES sogar eine Verschlechterung eingetreten. (Aus: [Mayer 96])

dung 1.12 ist ein Testergebnis dargestellt. Der Test wurde mit 12 Personen durchgeführt, wovon zwei aufgrund ihrer zu geringen Sehkraft den Test nicht durchführen konnten. Die Tests waren auf Objekt- und Texterkennung ausgelegt. Die meisten Probleme bildeten Leseaufgaben. Im Diagramm sind nun die Testpersonen gegen die Lese-Performance aufgetragen, die sich folgendermaßen berechnet:

$$Performance = \frac{Fehler \cdot Zeit \quad ohne\,System}{Fehler \cdot Zeit \quad mit\,System} \quad in\% \tag{1.3}$$

LVES

Im Gegensatz zum *POVES* kann *LVES* kommerziell erworben werden[8]. *LVES* wurde an der John-Hopkins-Universität of Medicine in Baltimore, Maryland, USA, in Zusammenarbeit mit der NASA entwickelt [Dagnelie] und ist seit 1994 im Handel erhältlich. Das System besteht aus einer helmartigen Brille, in die drei CCD-Kameras integriert sind. Zwei Fixfokus-Kameras für die Projektion eines dreidimensionalen Bildes auf zwei CRT-schwarz-weiß Monitore. Eine zusätzliche Kamera ist für den Einsatz im Nahbereich konstruiert. Diese kann gekippt werden, so daß z.B. in der Schule ein Umschalten vom Tafelbild auf die eigenen Aufzeichnungen ohne eine Kopfbewegung möglich ist. Die Nah-Kamera ist mit einem Autofocus ausgerüstet und kann 3 – 10-fach stufenlos vergrößern. Daneben besteht noch die Möglichkeit der Kontrastanhebung und einer Helligkeitsumkehr in die inverse Darstellung.

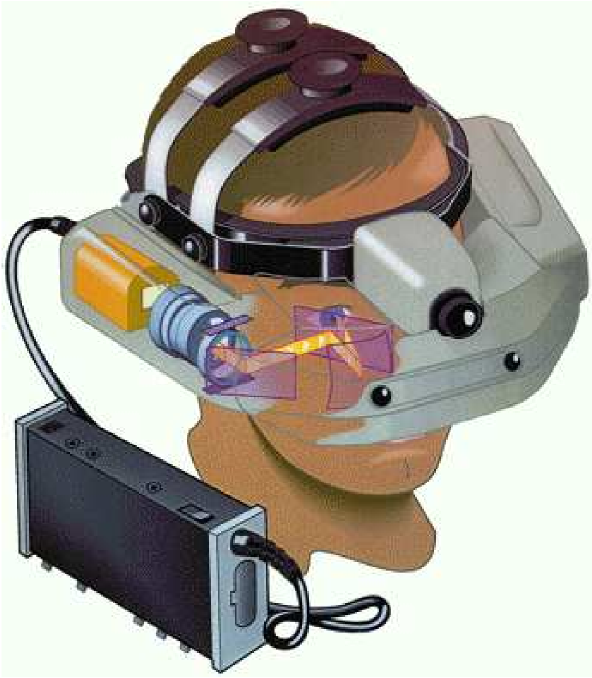


Abbildung 1.13: Schematische Darstellung des *LVES* (Aus: [Baum Elektronik GmbH])

Das Gewicht des Kopfteiles beträgt 900 g und ist damit recht hoch, welches wesentlich durch die Kathodenstrahlröhren verursacht wird. Diese haben aber den Vorteil, daß sie

[8]bei *Baum Elektronik GmbH*

eine hohe Auflösung von fünf Winkelminuten pro Pixel erreichen. Auch das Steuerteil wiegt nochmals 900 g. Es kann am Bauch getragen werden. Abbildung 1.13 zeigt eine schematische Darstellung des Systems.

In der Augenklinik Heidelberg wurden mit diesem Gerät umfangreiche Tests durchgeführt [Rohrschneider 97].

Vorteile	Nachteile
• stufenlose Vergrößerung (3-10fach) • ungestörtes Beobachten durch Verdecken der Augen • stufenlose Kontrastverstärkung • Bildhelligkeit und Kontrast in weitem Bereich unabhängig von Umweltleuchtdichte • schneller Autofokus • Mobilität (Akkubetrieb) • Invers-Darstellung (weiße Schrift auf schwarzem Grund) möglich	• keine Farbinformation (nur Schwarz-Weiß-Bild) • Einengung durch helmartigen Aufbau • Belastung der Nackenmuskulatur durch 900 g schweres Kopfteil • Scheinbewegungen bei Kopfdrehung bei höhergradiger Vergrößerung • maximale Bildschirmauflösung von 5 Winkelminuten/Pixel • Gesichtsfeldeinengung bei einfacher Vergrößerung auf $60° \times 40°$

Tabelle 1.3: Gegenüberstellung der Vor- und Nachteile des *LVES* gegenüber bisherigen Sehhilfen. (Aus: [Rohrschneider 97])

In Tabelle 1.3 sind die Vor- und Nachteile aufgeführt, die sich bei dieser Untersuchung herausgestellt haben. Mit *LVES* ließ sich die zentrale Sehschärfe gegenüber einer Brillenkorrektur um durchschnittlich 8 Visusstufen und bis zu drei Stufen gegenüber Fernrohrlupenbrillen verbessern. Noch wesentlicher war die Kontrastwahrnehmungsverbesserung gegenüber rein optischen Sehhilfen und die erheblich reduzierte Blendungsempfindlichkeit. Trotz dieser wahrgenommenen Verbesserungen des Sehens auf Kontrast und Visustafeln gab die Mehrheit der Patienten bei diesen Tests an, für den Einsatz des Systems keine Verwendungsmöglichkeit zu haben. Hierbei spielt sicher auch das auffallende Äußere des *LVES* eine entscheidene Rolle, was die Verwendung des Systems in der Öffentlichkeit für die Patienten aus kosmetischen Gründen unakzeptabel macht.

Das besondere an dieser optoelektronischen Sehhilfe ist, daß sie, anders als die üblichen optisch vergrößernden Sehhilfen, nicht für eine bestimmte Anwendung spezialisiert ist, sondern vielmehr bei einer Vielzahl von verschiedenen Anwendungen im häuslichen Bereich benutzt werden kann. Hierbei sind auch beidhändige Tätigkeiten möglich, da das Gerät auf dem Kopf getragen wird und somit beide Hände frei zur Verfügung stehen. Vielen Betroffenen liegt besonderes die verlorengegangene Fähigkeit zum Lesen sehr am Herzen. Hier bietet *LVES* gegenüber Bildschirmlesegeräten den Vorteil, daß es nicht nur stationär zu benutzen ist. Allerdings ist es als reine Lesehilfe nicht so geeignet, da es den Patienten schwer fällt, eine ruhige horizontale Leseführung allein mit Kopfbewegungen zu steuern. Dies ist mit Lesetischen, die eine solche Bewegung unterstützen, weitaus einfacher. Ein weiterer wesentlicher Vorteil ist die Möglichkeit, in verschiedenen, wechselnden Abständen zu sehen, was bei optisch vergrößernden Sehhilfen nur sehr begrenzt möglich ist.

Als Fazit aus diesen Tests ergab sich, daß *LVES* nur für einen begrenzten Kreis von Patienten als zusätzliches Hilfsmittel neue Möglichkeiten eröffnet. Besonders positiv wurde die Verbesserung der Kontrastwahrnehmung und die deutlich reduzierte Blendung bei gleichzeitig variablem Arbeitsabstand in der Nähe empfunden. Die stufenlose Vergrößerung erlaubt eine bessere Anpassung an spezielle Anforderungen. Allerdings ist vor einer ärztlichen Verordnung dieses Systems eine ausführliche und zeitintensive Erprobung erforderlich.

Kapitel 2

Das Gesamtsystem - HVES

Die Arbeitsgruppe *Elektronisches Sehen* am Institut für Hochenergiephysik hat die Projektstruktur, wie sie in Abbildung 2.1 dargestellt ist. Vision-Chips stehen als Aufnahmesysteme zur Verfügung. Um ihre Daten mit einem Computer weiterverarbeiten zu können, ist eine A/D-Wandlung notwendig. Für diese Arbeit wurde dazu eine ADC-Platine hergestellt, deren Beschreibung in Kapitel 4 zu finden ist. Alternativ kann das Kamerabild auch einer *"Analoge Kantenextraktion"* unterzogen werden. Von dieser Möglichkeit wurde in dieser Arbeit kein Gebrauch gemacht. Die Kontrolle und Verarbeitung der Daten geschieht über einen Computer. Hier können an Stelle des Kamerabildes auch direkt Daten aus einer externen Quelle, z.B. dem Internet eingespeist werden. Als Ausgabegeräte stehen ein taktiles und ein visuelles Ausgabegerät zur Verfügung. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der visuellen Ausgabe. Nähere Angaben zu den Schwerpunkten der Arbeitsgruppe, die hier nicht weiter erläutert werden, kann man in [Loose 98], [Schemmel 97], [Maucher 98], und [Jeschke 96] nachschlagen.

Die *LCD-Brille* als visuelles Ausgabegerät bildet also einen Zweig. Nur durch die Integration in das Gesamtprojekt ensteht das *HVES*. Die Abkürzung steht für **H**eidelberger **V**ision **E**nhancement **S**ystem. Es besteht aus den Komponenten:

- Vision Chip
- PC
- LCD-Brille

Diese Komponenten erfüllen die folgenden Aufgabenbereiche:

- Bildaufnahme
- Bildverarbeitung
- Bildausgabe

In Abbildung 2.2 ist dies in einem Diagramm dargestellt. Im Gegensatz zur Abbildung 2.1, die die Eingliederung dieses speziellen Projektes in das Gesamtprojekt der Arbeitsgruppe verdeutlicht, sind hier nur die Komponenten aufgelistet, die für dieses Projekt verwandt wurden. Dabei wurden nur die Hauptbestandteile genannt, die die eigentlichen Aufgaben erfüllen. Im Kapitel 4 "Die Hardware-Peripherie" werden alle Bestandteile des Systems beschrieben, auch die, die in dem Blockdiagramm (Abb. 2.2) nicht erwähnt werden, wie z.B. die ADC-Platine und das PC-Interface, die nur zur Datenkonvertierung dienen.

Die Abbildung 2.3 zeigt die Realisierung des Systems. Zu sehen sind die *LCD-Brille* mit montiertem Kamerachip, das PC-Interface und das Notebook, über das die Steuerung des Systems und die implementierten Bildverarbeitungsalgorithmen laufen. Das PC-Interface stellt die Verbindung zwischen LCD-Brille und PC her, falls kein separater Videoausgang am PC vorhanden ist. Sonst kommt das wesentlich kleinere Video-Interface zum Einsatz, welches ebenfalls auf dem Photo abgebildet ist. Ein weiterer Kamerachip mit kleinem Objektiv ist zudem noch auf dem Photo zu erkennen.

2.1 Die Bildaufnahme

Es standen für die Bildaufnahme zwei Generationen des Vision-Kamerachips zur Verfügung, die im Institut für Hochenergiephysik von Herrn M. Loose [Loose 98] entwickelt wurden. Eine kurze Beschreibung der Kamerachips befindet sich im Kapitel 4.2: *"Kamerachip"*.

2.2 Die Bildverarbeitung

Die analogen Daten der Kamera werden durch einen A/D-Wandler digitalisiert. Genauere Hinweise dazu befinden sich in dem Kapitel 4.3 *"ADC-Platine"*. Die eigentliche Bildverarbeitung läuft über einen PC. Um das System portabel zu halten und die Möglichkeit des mobilen Einsatzes zu gewährleisten, wurde als PC ein Notebook der Firma *Toshiba* verwendet. Auf diesem Rechner läuft das *Visor-Programm*, mit welchem alle Komponenten der Arbeitsgruppe *Elektronisches Sehen* gesteuert werden können. Das Programm wurde von Herrn J. Schemmel entwickelt [Schemmel 97]. Genauere Angaben zu dem Programm und dessen Erweiterung für das *HVES* Projekt erfolgen in Kapitel 5: *"Die Software"*.

2.3 Die Bildausgabe

Auf die Bildausgabe wurde in dieser Arbeit das Hauptaugenmerk gerichtet. Es wurde aus einen HMD[1] eine *LCD-Brille* entwickelt. Einzelheiten finden sich in dem Kapitel 3: *"Optisches Ausgabegerät"*.

[1]**H**ead **M**ounted **D**isplay

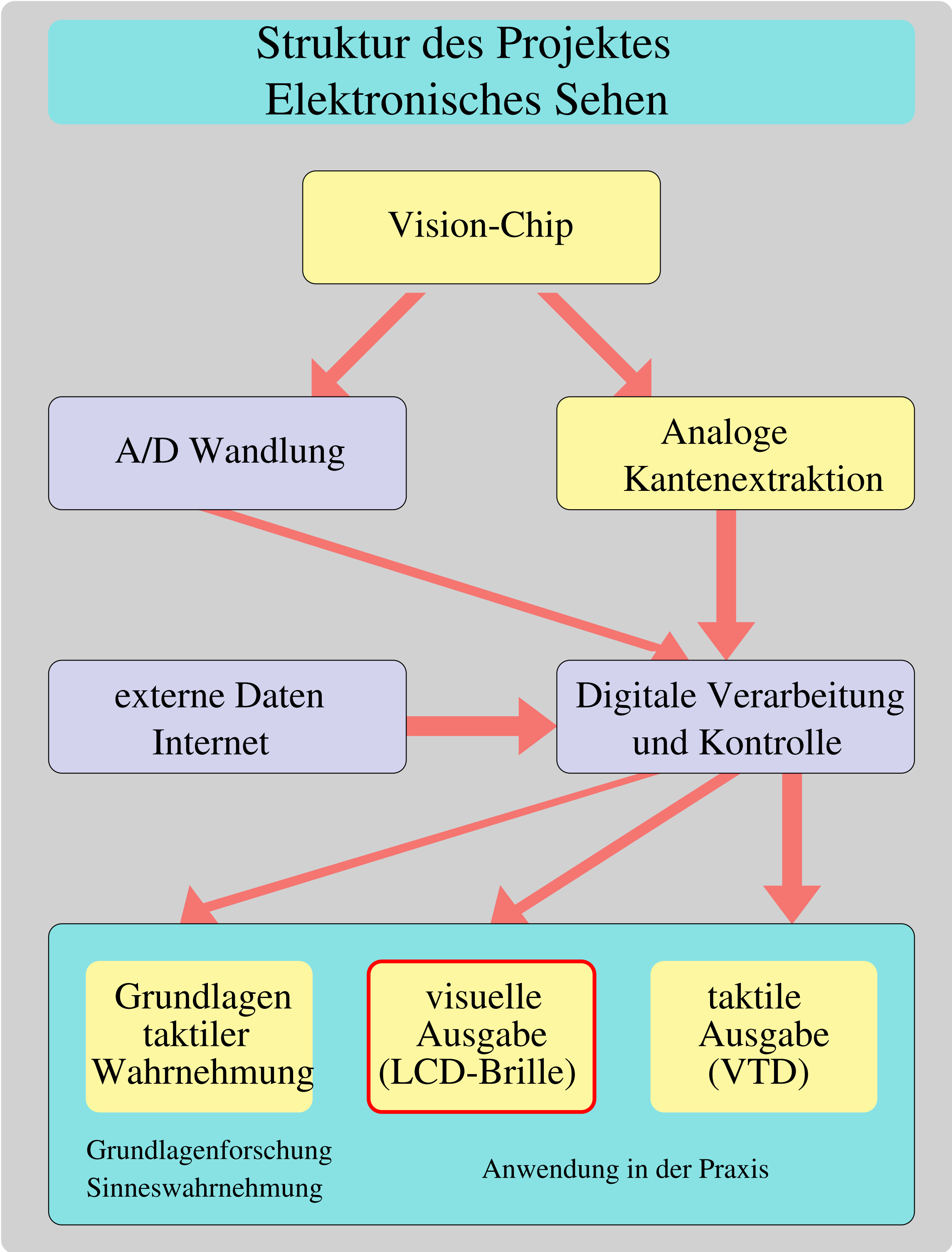


Abbildung 2.1: Struktur des Heidelberger Projektes der Gruppe *"Elektronisches Sehen"*. Die *LCD-Brille* ist unter visueller Ausgabe zu finden (rot umrandet). Die gelb unterlegten Bereiche bezeichnen die Arbeitsschwerpunkte der Gruppe. Informationen zu den Teilprojekten finden sich, soweit nicht in dieser Arbeit beschrieben, in [Loose 98], [Schemmel 97], [Maucher 98], und [Jeschke 96].

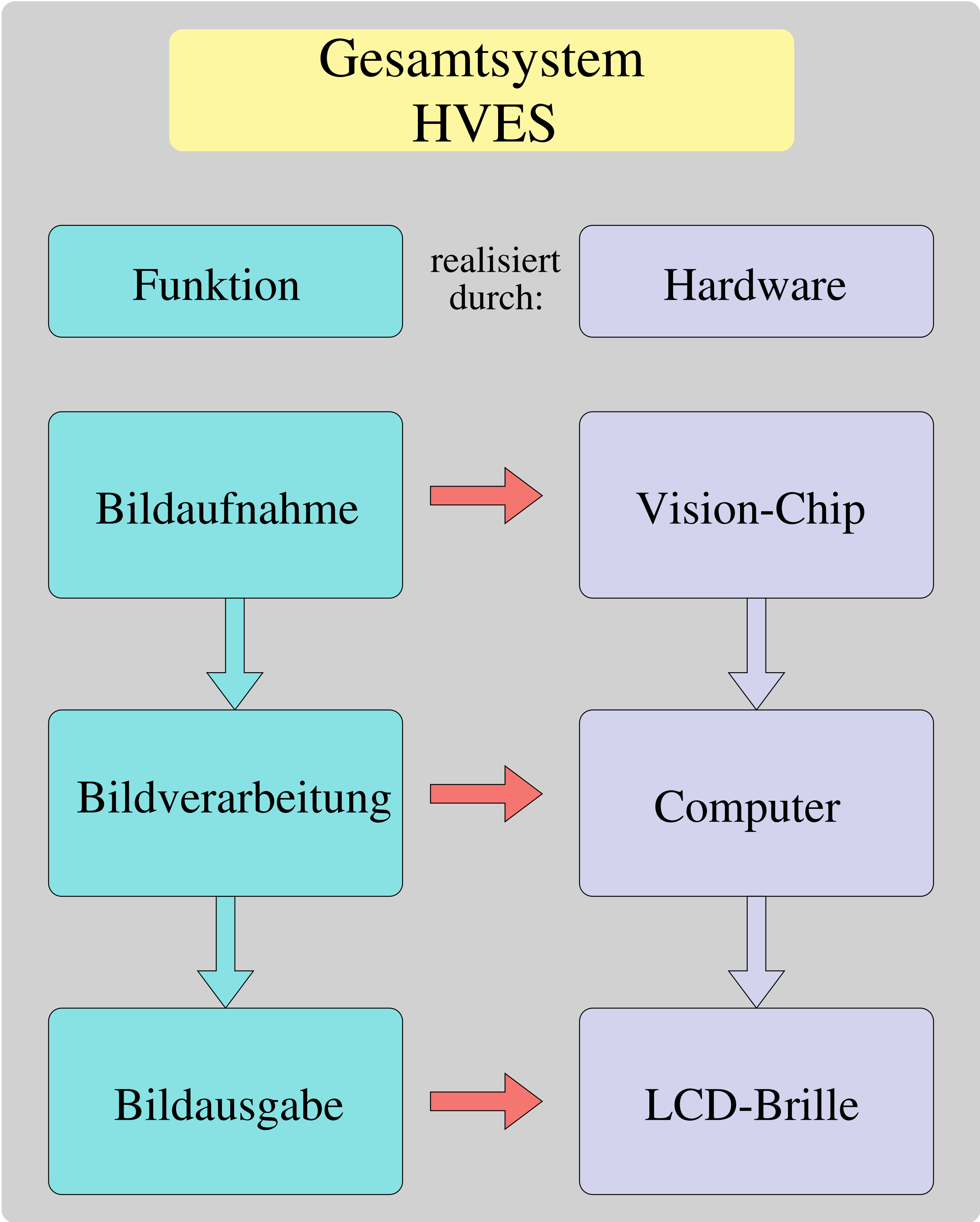


Abbildung 2.2: Darstellung des Gesamtsystems - *HVES*
Das System besteht aus dem Vision-Chip, der als Kamera zur Bildaufnahme verwendet wird, einem PC zur Bildverarbeitung und Kontrolle und der LCD-Brille als Ausgabegerät. Diese drei Komponenten - Vision-Chip, Computer und LCD-Brille - bilden das *HVES*.

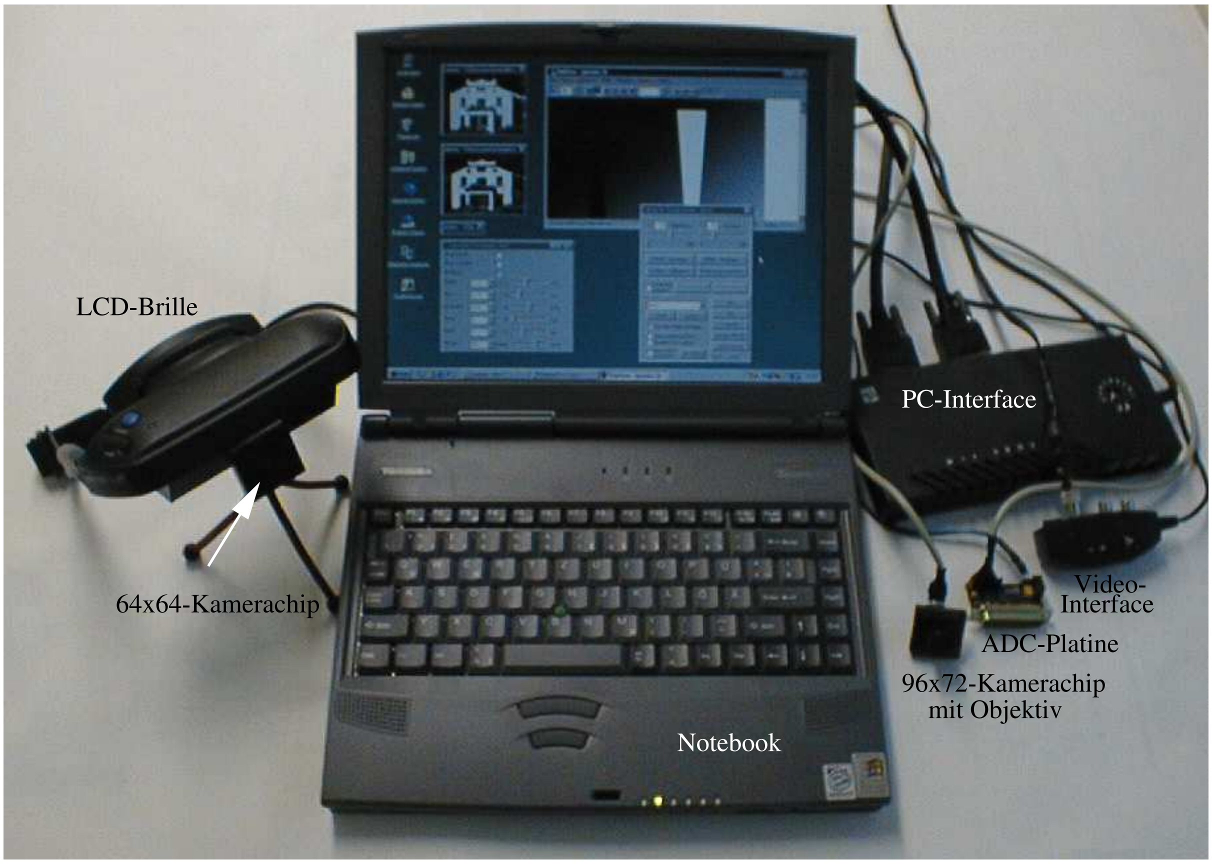


Abbildung 2.3: Photo der *LCD-Brille* mit montiertem Kamerachip und Notebook. Daneben liegen der 96×72-Kamerachip mit kleinem Objektiv, das PC-Interface im Hintergrund, davor das Video-Interface und die ADC-Platine. Bei Verwendung des abgebildeten Notebooks wird das PC-Interface nicht benötigt. Zusammen bilden diese Komponenten das Gesamtsystem *HVES*.

Kapitel 3

Optisches Ausgabegerät

Als Grundlage des optischen Ausgabegerätes wurde ein HMD verwendet, der den Anforderungen dieser Arbeit entsprechend weiterentwickelt wurde. In diesem Kapitel werden die Auswahlkriterien, die zur Wahl eines bestimmten HMDs geführt haben und dessen Umgestaltung zur *LCD-Brille* beschrieben.

Die Angebote von HMDs sind vielfältig. Es gibt Unternehmen, die sich auf die Vermarktung von solchen *Virtual Reality* Systemen spezialisiert haben. Da diese Unternehmen meist im Internet präsent sind, fand eine Suche und ein Vergleich der erhältlichen HMDs dort statt.

3.1 Auswahlkriterien für ein HMD

Für die im Rahmen dieser Arbeit zu entwickelnde Sehhilfe sollten die HMDs folgende Anforderungen erfüllen:

- Hohe Auflösung der LCDs
- Hohes vertikales und horizontales Sichtfeld (VFOV, HFOV)[1]
- Günstiger Preis
- Unauffälliges Design
- Geringes Gewicht
- Klein und portabel
- Hoher Tragekomfort

Für diese Arbeit spielt der erste Punkt, die hohe Auflösung der LCDs, keine entscheidene Rolle, da die Kamerachips[2], die hier Verwendung finden nur eine Auflösung von 64×64

[1] **V**ertical/**H**orizontal **F**ield **of** **V**iew

[2] Nähere Angaben zum Kamerachip sind in Kapitel 4 zu finden.

bzw. 96×72 Pixeln besitzen. Die Pixelanzahl aller zur Zeit im Angebot befindlichen HMDs liegt um ein Vielfaches darüber. Damit bildet die Kamera den begrenzenden Faktor. Da die zur Zeit verwendeten Kamerachips nur Prototypen darstellen, und sich ein Kamerachip mit einer verbesserten Auflösung (384×288 Pixel) in der Entwicklung befindet, ist es angebracht, bereits jetzt LCDs mit einer entsprechenden Auflösung einzusetzen. Als allgemeines Kriterium richtet sich die Auflösung des HMDs nach der Auflösung des Bildaufnahmesystems, so daß die Auflösung des Gesamtsystems einen möglichst hohen Wert erreicht.

Dabei ist jedoch die Auflösung nicht allein entscheidend für die Güte des Systems. Vielmehr sollte neben einer hohen Auflösung auch eine große horizontale und vertikale Überdeckung der Displays bestehen. Ist diese gering, aber die Auflösung der Brille hoch, so werden zwar kleine Details dargestellt, können aber von den Sehbehinderten nicht wahrgenommen werden. Es ist gerade für eine Sehhilfe wichtig, daß auch ein großes Sichtfeld vorhanden ist, damit Details erkannt werden können.

Analog zu der in Kapitel 1.2 erläuterten Sehschärfe kann auch hier ein derartiger Quotient berechnet werden. Er ergibt sich aus [Zwern 95]:

$$\text{Schärfe} = \frac{\text{Anzahl der Pixel}}{\text{FOV} \cdot 60} \quad \text{in} \, [Winkelminuten^{-1}] \tag{3.1}$$

Für z.B. einen 17"-Zoll Monitor berechnet sich bei einem Abstand von 60 cm (FOV= 30°, 1024 Pixel in horizontaler Richtung) damit eine Schärfe, die besser als 1/2 ist. Auf jeden Fall sollte der Wert nicht geringer als die Sehschärfe des Sehbehinderten sein, der dieses System verwenden will. Da das Einsatzgebiet von optoelektronischen Hilfmitteln dieser Art bei einem Visus von 1/5 oder schlechter angesetzt wird [Mayer 96], sollte auch ein Wert dieser Größenordnung angestrebt werden.

Das Design sollte unauffällig sein, da die Brille sonst keine Akzeptanz bei den Patienten findet. Ein klobiges und futuristisches Aussehen ist sozial sehr unverträglich.

Der Preis spielt sicherlich auch eine Rolle. Dieser korreliert stark mit der Auflösung der HMDs, wobei die Entwicklung zu immer höheren Auflösungen bei gleichbleibenden Preisen geht.

Die drei letzten Punkte, geringes Gewicht, Portabilität und Tragekomfort sind eng miteinander verknüpft. Ein schweres Kopfteil wird sich ebensowenig bequem tragen lassen, wie große Abmessungen und ein hohes Gewicht zur Mobilität beitragen.

3.1.1 Vergleich verschiedener HMDs

Es gibt grundsätzlich zwei verschiedene Systeme von HMDs. Die einen verwenden als Monitorsystem LCDs (**L**iquid **C**rystal **D**isplay), die anderen benutzen CRT-Displays (**C**athode **R**ay **T**ube). Ein LCD besteht, wie der Name schon sagt, aus Flüssigkristallen, die beim Anlegen einer Spannung ihre Transparenz verlieren. Dieser Effekt beruht darauf, daß vor den LCDs ein Polarisator angebracht ist, und durch das Anlegen einer Spannung die Polarisationsrichtung der LCDs um 90° gedreht wird (Abb. 3.1). So kann bei angelegter

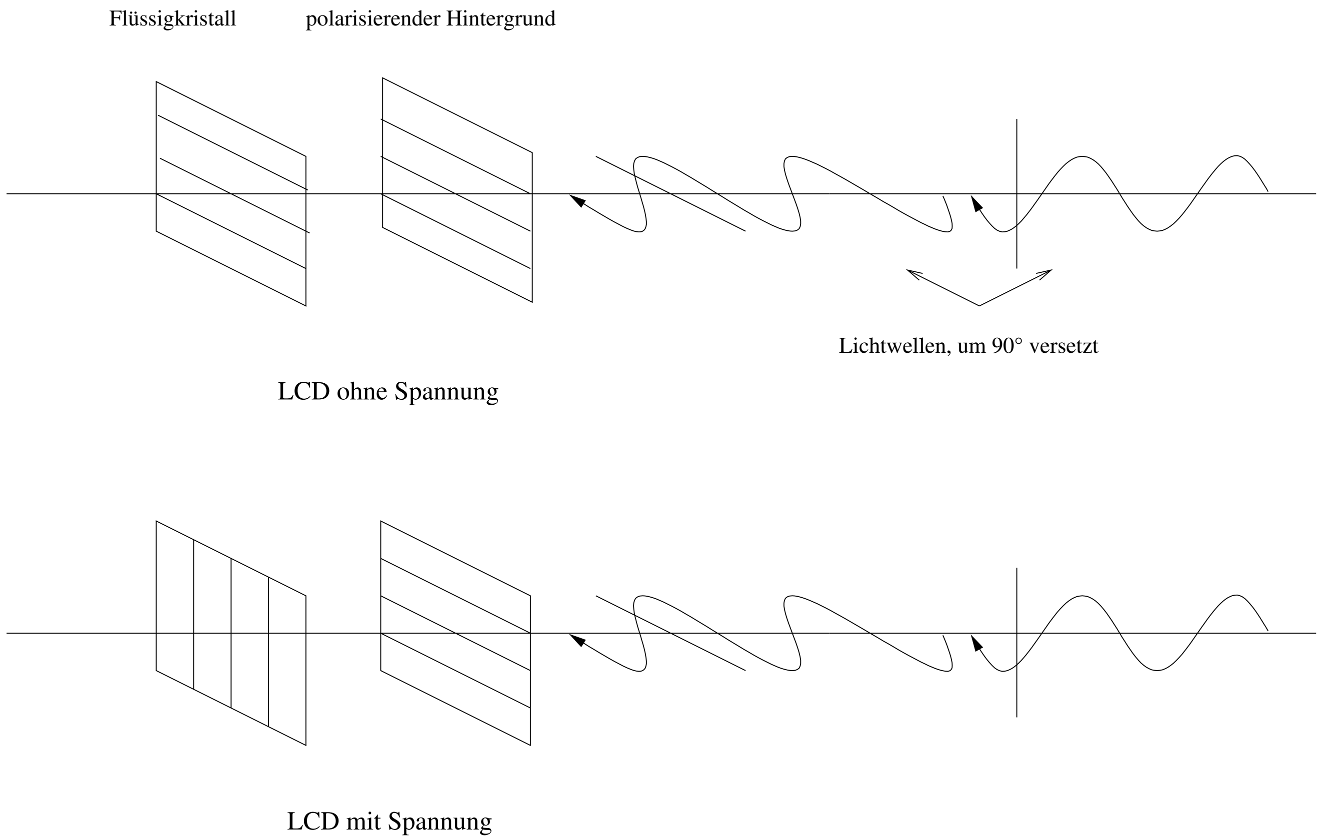


Abbildung 3.1: Prinzip der LCDs

Spannung der weiße Hintergrund nicht mehr durchscheinen, während ohne Spannung die Polarisierungsebenen von Hintergrund und LCD übereinstimmen.

Durch Kombination drei farbiger Schichten (rot, grün und blau) kann jedes Pixel in beliebiger Farbe dargestellt werden.

Im CRT-Display sorgt ein Elektronenstrahl für die Anregung von Phosphorpunkten, Diese Displays sind z.B. in Fernsehern und Monitoren weit verbreitet.

In einer evakuierten Glasröhre werden von der Kathode Elektronen durch das Anlegen eines elektrischen Feldes und durch Erwärmung emittiert und zur Anode hin beschleunigt. Diese ist mit Phosphor beschichtet, welches bei Berührung durch den Elektronenstrahl Licht emittiert. Der Elektronenstrahl fährt zeilenweise das gesamte Display ab. Gelenkt wird er durch elektrische Felder, die die Richtung des Strahls in vertikaler und horizontaler Richtung beeinflussen (Abb. 3.2). Das in Kapitel 1.3.2 beschriebene *LVES* ist nach diesem Prinzip entwickelt.

Die auf dem Markt existierenden Systeme arbeiten meist mit LCDs. CRTs haben den Vorteil, daß sie eine bessere Auflösung besitzen, leider aber meist nur eine Schwarz-Weiß Darstellung bieten. Außerdem sind Preise und Gewicht vergleichbarer CRTs höher als für LCD-Systeme.

Firma (Homepage)	Modell	Technik	HFOV [°]	VFOV [°]	Auflösung	Gewicht	Größe	Preis
i-glasses	*i-glasses*^{TM}	dual LCD	30	23.6	263 × 230	230 g	klein	$580
(www.*i-glasses*.com)	*i-glasses* X2	dual LCD			370 × 325	230 g	klein	$1995
	i-glasses ProTec	dual LCD	42 / 34 diag.		640 × 480	350 g	klein	$7995
Forte Technologies	VFX1	dual LCD	48	35.5	278 × 204	450 g	mittel	$695
(www.iisvr.com)	VFX 3D	dual LCD					mittel	$1495
Liquid Image	MRG 2.2	single LCD	84	65	240 × 240	1900 g	mittel	$3495
(www.liquidimage.ca)	MRG 3 c	single LCD	84	65	256 × 256	1900 g	mittel	$5500
	MRG 4	single LCD	61	46	160 × 234	950 g	mittel	$2195
	X3	single LCD	84	65	640 × 480		groß	$7200
General Reality	CE-200W	dual LCD	45	34	230 × 789	800 g	mittel	$2495
(www.genreality.com)	CE-200M	dual LCD	22.5	16.8	230 × 789	450 g	klein	$ 1995
Virtual Research	V6	dual LCD	60 diag		640 × 480	820 g	groß	$6450
(www.	V8	dual LCD	60 diag.		640 × 480	800 g	groß	$11200
virtualresearch.com)	V8 Binoculars	dual LCD	60 / 30 diag.		630 × 480		groß	$11200
	Cyclops	single LCD	60 / 30 diag.		630 × 480		groß	$4800
Kaiser Electro-Optics	ProView 30	dual LCD	24	18	640 × 480	800 g	mittel	$7995
(www.keo.com)	ProView 40ST	dual LCD	36	27	640 × 480	800 g	mittel	$49995
	ProView 50ST	dual LCD	50	30	640 × 480	900 g	mittel	$49995
	ProView 60	dual LCD	48	36	640 × 480	900 g	mittel	$11995
	ProView 80	dual LCD	65	50	640 × 480	1150 g	mittel	
nVision	Datavisor HRes	dual CRT	50	37	1280 × 1024	1600 g	groß	106950 DM
(www.nvis.com)								
Virtual Reality	Visette Pro	dual LCD	60	46.8	640 × 480	850 g	mittel	14500 DM
(www.virtuality.com)								
Phillips	Scuba	single LCD	40	30	225 × 800	550 g	klein	$299

Tabelle 3.1: Auflistung einiger HMDs, die zur Zeit angeboten werden.

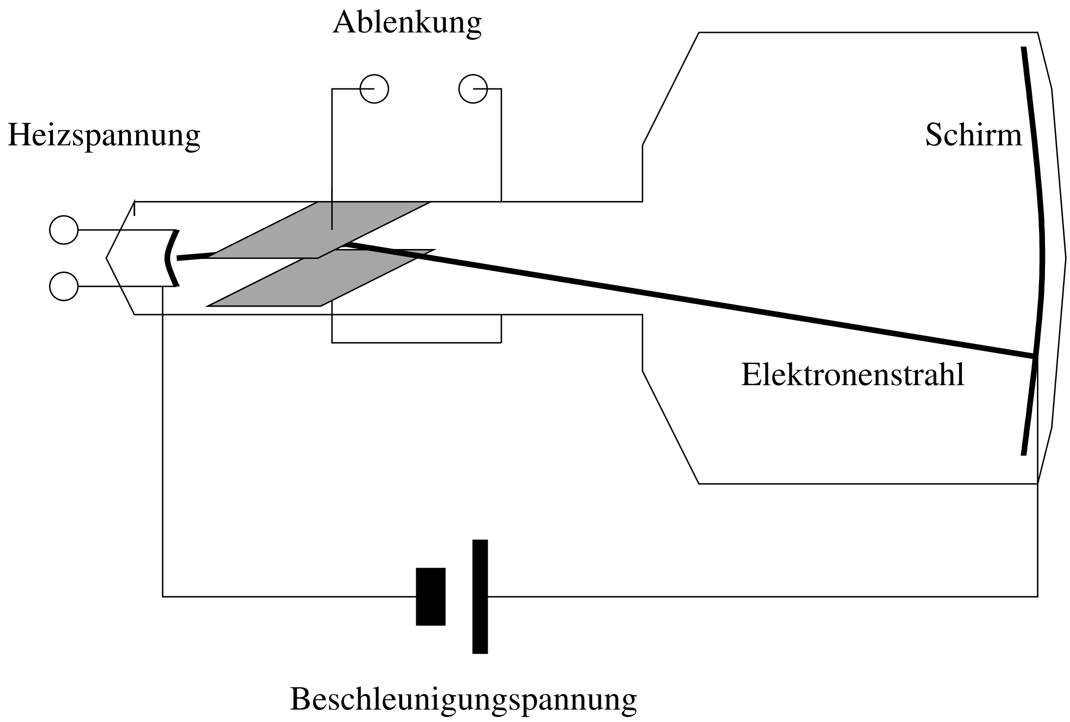


Abbildung 3.2: Prinzip eines CRT-Displays

In der Tabelle 3.1 sind beispielhaft einige Modelle aufgeführt und deren Spezifikationen angegeben. Um einen möglichst objektiven Vergleich anstellen zu können, haben sich folgende Angaben durchgesetzt:

- HFOV (total **H**orizontal **F**ield **O**f **V**iew) bedeutet die gesamte horizontale Überdeckung des Displays. Sie wird in Grad angegeben.
- Überlappung bezeichnet den Überlapp zweier Displays in der Mitte.
- VFOV (**V**ertical **F**ield **O**f **V**iew)) gibt die vertikale Überdeckung der Displays an.

Auch in diesem Technologie-Bereich gibt es rasche Fortschritte, so daß innerhalb kurzer Zeiträume neue Modelle auf den Markt kommen. So werden inzwischen auch schon Auflösungen von über 360.000 Pixeln für den Privatanwender erschwinglich.

3.1.2 Beschreibung der *i-glasses*

Die für diese Arbeit ausgewählten *i-glasses* (Abb. 3.3) haben eine Optik, die ein Sichtfeld von 30° für jedes Auge bereitstellt. Sie können über jeder Brille getragen werden, besitzen eine 100%-Stereoüberlappung und müssen nicht an den individuellen Augenabstand des Benutzers angepaßt werden. Sie haben einen festen Brennpunkt bei 28 cm, der Überanstrengung der Augen entgegenwirkt.

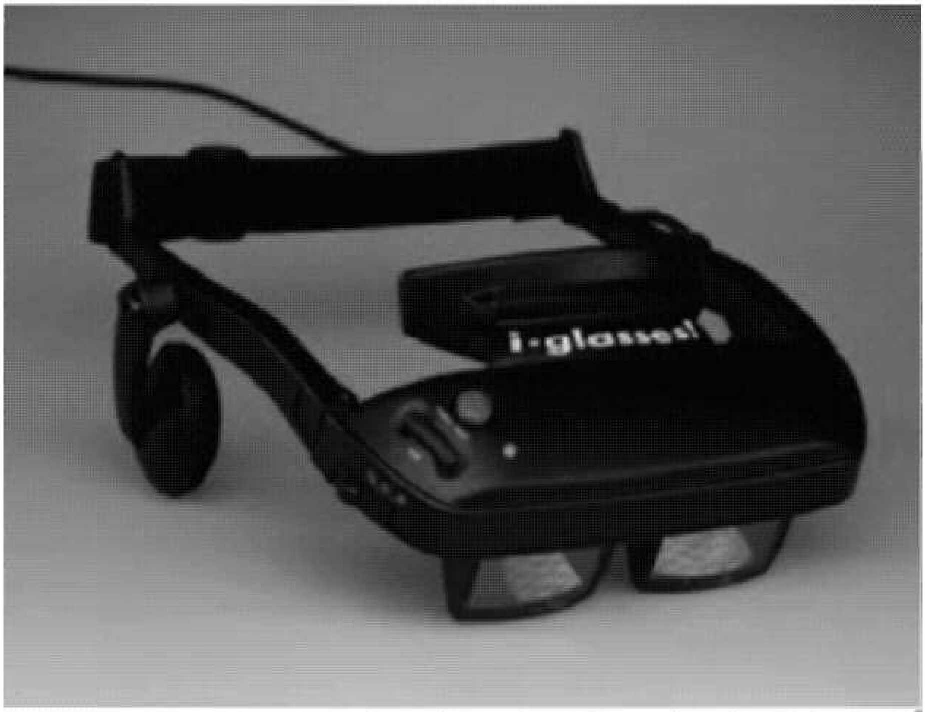


Abbildung 3.3: Photo der *i-glasses*

Die Anzeige besteht aus 2-Vollfarb-0.7″-LCDs. Die Auflösung beträgt 180.000 Pixel pro LCD, wobei 60.000 Pixel auf jede der drei Farbgruppen entfallen. Damit ergibt sich eine Auflösung von $(260 \times 3) \times 230$ Pixeln.

Als Stromzufuhr kann die Netzspannung (200 V-240 V Wechselspannung) verwendet werden. Das Netzteil liefert dann für den Videobetrieb eine Gleichspannung von 6 V und für den Computerbetrieb von 9 V. Der Videobetrieb hat einen Energieverbrauch von 3 W. An dem Videoadapter ist ein Ein-/Ausschalter angebracht. Für den Computerbetrieb wird ein Computer-Interface benötigt, welches einen Audio-Stereo-Ein- und Ausgang, sowie einen VGA-Interface-Ein- und Ausgang besitzt. Damit kann das Bild gleichzeitig sowohl auf dem Computerbildschirm als auch in den *i-glasses* betrachtet werden. Zu beachten ist allerdings, daß die Bildschirmauflösung des Computers maximal 640×480 Pixel bei einem 60- oder 70 Hz-Betrieb betragen darf, da die *i-glasses* ansonsten nicht mehr in der Lage sind, das Bild darzustellen. Das PC-Interface besitzt noch eine Anschlußmöglichkeit für einen Head-Tracker. Mit diesem kann durch die drei Bewegungsrichtungen Nicken, Wiegen und Drehen des Kopfes ein Joystick ersetzt werden.

Die Mechanik besteht aus einem faltbaren Kopfteil, der *LCD-Brille*. Insgesamt wiegt die Brille nur ca. 230 g. Es kann ein Visier für geschlossenen Betrieb vor den LCDs eingesteckt werden, so daß die Umgebung vollständig abgeschirmt wird.

Ebenso wie die meisten anderen HMDs sind auch die *i-glasses* mit Stereokopfhörern ausgerüstet, da HMDs primär für die Wiedergabe von Videos und Computerspielen in

3D-Darstellung hergestellt werden. Hier kann man sich in einer weiteren Entwicklung eines Sehhilfesystems die Nutzung der Kopfhörer zur zusätzlichen Informationsweitergabe vorstellen.

Ein Schalter seitlich an der Brille läßt stereoskopes Sehen zu, indem abwechselnd in genügend hoher Frequenz die beiden LCDs betrieben werden. Um dieses Möglichkeit zu nutzen, benötigt man speziell darauf abgestimmte Software.

Berechnet man für die *i-glasses* die Sehschärfe nach Gleichung 3.1, so ergibt sich in horizontaler Richtung ein Wert von ca. $15/100 \approx 1/7$. Dieser Wert sollte bei einer weiteren Entwicklung verbessert werden. Zum Vergleich kann der Wert des in Kapitel 1 besprochenen *LVES* von 1/5 in Betracht gezogen werden. Für das Gesamtsystem *HVES* berechnet sich aufgrund der geringen Kameraauflösung ein wesentlich geringerer Wert ($\approx 1/20$), so daß der Wert von 1/7 nur bei Tests für die Darstellung in höherer Auflösung gespeicherter Bilder Gültigkeit hat. In einer weiteren Entwicklung sollte unbedingt darauf geachtet werden, daß ein höherer FOV-Wert erreicht wird und gleichzeitig die Sehschärfe auf 1/5 für das Gesamtsystem erhöht wird.

Auch wenn die *i-glasses* diesen Wert nicht erreichen, haben sie einige Vorteile gegenüber anderen HMDs. Insbesondere in den weiter oben beschriebenen Punkten unauffälliges Design und geringes Gewicht. Hier sind sie mit ihren nur 230 g wirklich einzigartig. Damit ist eine der wichtigsten Voraussetzungen, nämlich die Portabilität, erfüllt. Außerdem bestand zu dem Zeitpunkt des Kaufes der *i-glasses* ein besonders günstiges Angebot, so daß sie auch preislich gegenüber den anderen HMDs weit im Vorteil lagen. Das Datenblatt der *i-glasses* ist im Anhang A aufgeführt. Solange keine Kamera mit höherer Auflösung zur Verfügung steht, lohnt sich auch die Anschaffung einer neuen *LCD-Brille* nicht.

Allerdings würde sich die Umstellung auf die in der Tabelle 3.1 genannten anderen Versionen der *i-glasses* problemlos gestalten, da diese sich von ihrem Äußeren nicht von den *i-glasses* unterscheiden, sondern nur in der Auflösung und dem FOV höhere Werte aufweisen. Dies muß allerdings mit einem bis zu 10-fachen Preis bezahlt werden.

3.2 Umgestaltung der *i-glasses*

Für die *i-glasses* wurde eine neue Optik entwickelt. Gründe, die dazu geführt haben und die Konstruktion der neuen Optik werden in den nächsten Unterkapiteln beschrieben.

3.2.1 Motivation für die Umgestaltung

Da die sehbehinderten Personen eine starke Vergrößerung benötigen, sollte auch schon die Optik der Brille die LCDs stark vergrößert wiedergeben. Ursprünglich war der Strahlengang der *i-glasses* gemäß Abbildung 3.4. Die LCDs werden von oben homogen beleuchtet. Von den LCDs wird das Bild dann über einen im 45°-Winkel stehenden Spiegel auf den Hohlspiegel projiziert, von wo es wieder reflektiert wird. Ein Teil des Lichtes geht nun ungehindert durch den halbdurchlässigen Spiegel durch. Der Betrachter sieht das virtuelle vergrößerte Bild der LCDs. Im Strahlengang ist zum einen der Brennpunkt F und zum

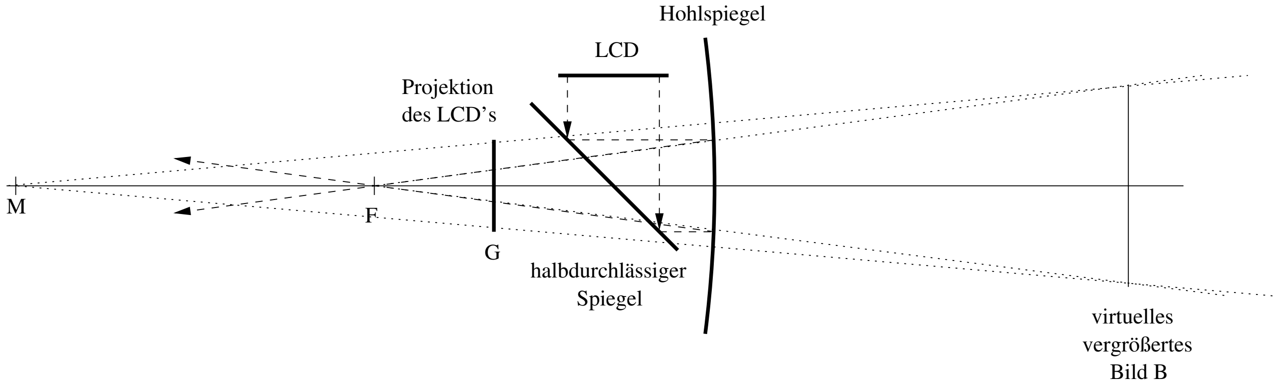


Abbildung 3.4: Skizze des Strahlenganges der *i-glasses*. Von rechts kann zusätzlich noch Licht von außen durch den Hohlspiegel und den halbdurchlässigen Spiegel einfallen und unverändert in das Auge des Betrachters gelangen, welches sich links zwischen Brennpunkt F und Gegenstand G befindet, aber der Übersichtlichkeit wegen nicht mit eingezeichnet ist.

anderen der Mittelpunkt M des Hohlspiegels eingezeichnet. Die Projektion der LCDs auf die Hauptachse des Strahlenganges stellt den Gegenstand G dar. Er wurde eingezeichnet, um den Strahlengang zu konstruieren. Die Schnittpunkte der Strahlen vom Mittelpunkt M des Hohlspiegels durch die Randpunkte des Gegenstandes G mit den Strahlen durch den Brennpunkt F und den Hohlspiegel in Höhe der Randpunkte des Gegenstandes G geben das virtuelle Bild B wieder, welches der Betrachter sieht.

Gleichzeitig kann auch Licht von außen durch den Hohlspiegel und den halbdurchlässigen Spiegel direkt und unverändert in das Auge des Betrachters fallen.

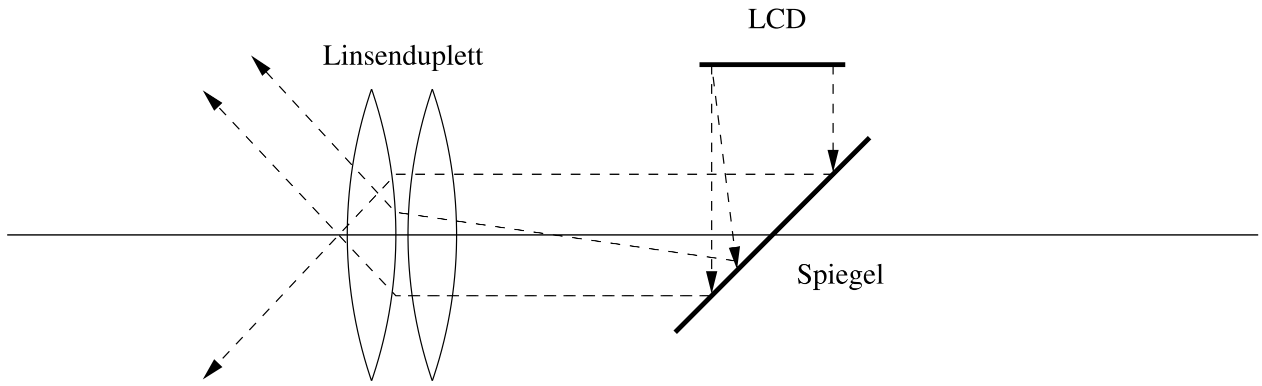


Abbildung 3.5: Strahlengang des HVES. Um den Strahlengang möglichst übersichtlich zu halten, wurden das Linsenduplett als Einzellinse betrachtet, in dessen Hauptebene die Strahlen gebrochen werden.

Auf diese Optik wurde völlig verzichtet. Stattdessen wurde der in Abbildung 3.5 skizzierte Strahlengang realisiert. Hier wird das Bild von den LCDs ausgehend durch einen

100%-reflektierenden Spiegel[3] umgelenkt und durch die Linsen direkt in das Auge des Betrachters geleitet. Der Strahlengang bewirkt eine 180° Drehung des Bildes, welche über die Software wieder ausgeglichen wird. Dem Betrachter wird ein ermüdungsfreies Sehen ermöglicht, indem sich das Linsenduplett in Abstand seiner Brennweite von den LCDs befindet und so Strahlen vom gleichen Pixel der LCDs parallel und aufgeweitet aus der Optik hervorgehen. So kann der Betrachter seine Augen auf unendlich einstellen, um ein scharfes Bild zu erhalten, was die gewünschte Entspannung der Augenmuskulatur bedeutet. Diese Einstellung hat auch den Vorteil, daß kein bestimmter Augenabstand gewählt werden muß, um scharfe Bilder zu erhalten. Je näher das Auge an die Linsen heranrückt, desto größer wird der Bildeindruck, was aber keine Auswirkung auf die Bildschärfe hat.

Die Vorteile dieser Optik liegen auf der Hand. Zum einen ist das System lichtstärker, da kein Licht durch den halbdurchlässigen Spiegel verloren geht, zum anderen wird durch diese Optik eine starke Vergrößerung erreicht, was den Hauptgrund für diese Umgestaltung darstellt.

3.2.2 Mechanische Konstruktion

Abbildung 3.6: Brillengehäuse von unten. Dort wird die LCD-Platine (Abb. 3.7) mit den LCDs untergebracht. Die neue Optikhalterung (Abb. 3.8) muß daran angepaßt werden.

Um die im vorigen Abschnitt beschriebenen Optik zu realisieren, ist mit dem Programm *Euclid* eine neue Halterung konstruiert worden. Ursprünglich war eine völlige Neugestaltung der Brille vorgesehen, die aber an den Möglichkeiten der mechanische Werkstatt gescheitert ist. In der Werkstatt können nur Teile gefräst, aber nicht gegossen werden, so daß Rundungen und Wölbungen schwierig herzustellen sind. Deshalb mußte auf eine

[3]Es werden Spiegel der Firma *Spindler & Hoyer* verwendet.

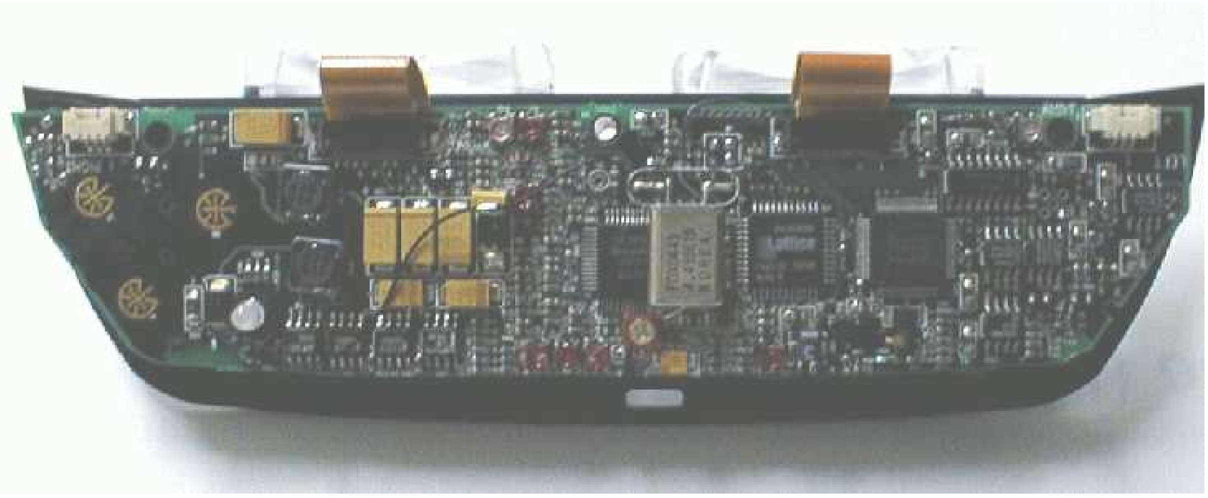


Abbildung 3.7: Steuerungsplatine für die LCDs.

komplette Neugestaltung verzichtet werden. Für die neue Optik wurde daher eine neue Halterung konstruiert, die die alte Halterung mit den halbdurchlässigen Spiegeln und den Hohlspiegeln ersetzt. Von den *i-glasses* wurde das Brillengehäuse (Abb. 3.6) verwendet, das auch weiterhin die Platine (Abb. 3.7) zur Ansteuerung der LCDs beherbergt.

Eine Schwierigkeit bestand darin, die neue Optikhalterung genau dem Brillengehäuse der *i-glasses* anzupassen. Hierfür mußten die Rundungen genau abgemessen werden, damit die Koordinaten und Radien in die CNC-Fräse der mechanischen Werkstatt einprogrammiert werden konnten. Eine gesamte Neugestaltung wäre unter diesem Aspekt einfacher gewesen, da dann alle Daten bereitgestanden hätten.

Abbildung 3.8: Photo der neuen (links) und der ursprünglich (rechts) in den *i-glasses* verwendeten Optikhalterung. Im linken Photo sind die Linsen und die Aussparung für den Kamerachip zu sehen.

Neue und alte Optikhalterung sind in Abbildung 3.8 dargestellt. Ein genaueres Bild des *Redesigns* kann anhand der Abbildung 3.9 gewonnen werden, in der die Konstruktionszeichnung abgebildet ist. Die Halterung besteht aus mehreren Einzelteilen, die nachträglich

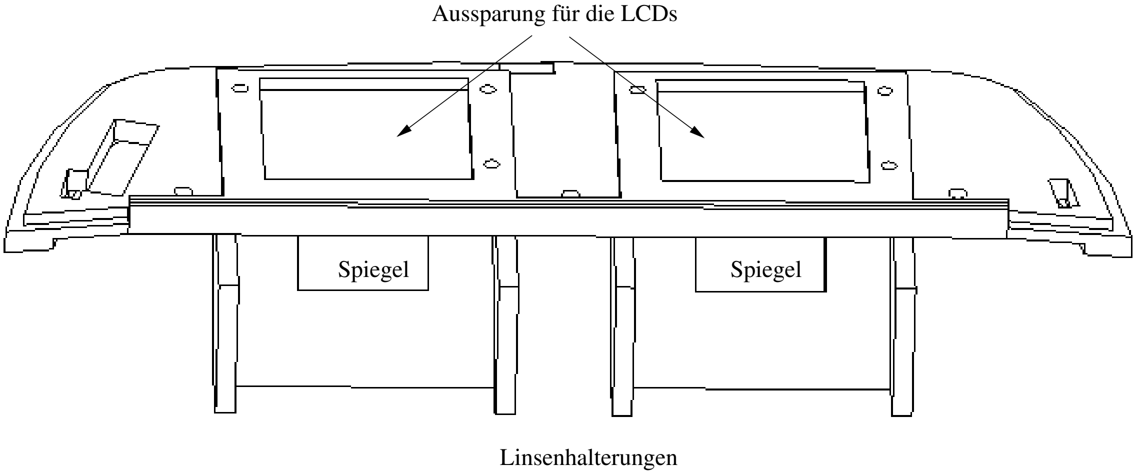


Abbildung 3.9: Konstruktionszeichnung der neuen Optikhalterung.

zusammengefügt wurden. So besteht das Hauptteil (Abb. 3.10) aus einer Platte aus schwar-

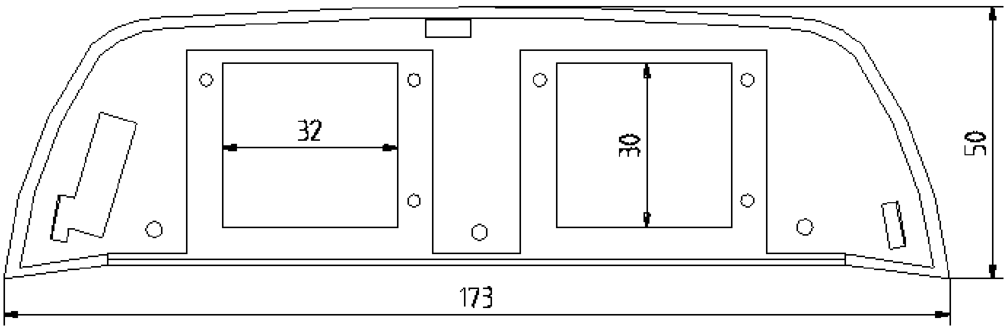


Abbildung 3.10: Dieses Abdeckung wurde dem Gehäuse der i-glasses angepaßt. Es wird daran festgeschraubt. In der Mitte befinden sich die Aussparungen für die beide LCDs. Die Maße der Zeichnung sind in [mm] angegeben.

zen Kunststoff, die exakt auf das Brillengehäuse der *i-glasses* paßt. Es befinden sich auf der Platte Aussparungen und Fassungen für die LCDs. Kleine Stege halten die Platine zur Steuerung der LCDs in korrektem Abstand. Außerdem können in die Aussparungen Führungen für die Schrauben eingesteckt werden. Auf der Unterseite der Platine werden die Fassungen für die Linsen (Abb. 3.11) angebracht. Diese sind so konstruiert, daß die Linsen ein bißchen Spiel haben und so etwas vor und zurück geschoben werden können. Auf diese Weise können sich die Linsen auch vor bzw. hinter der Brennebene befinden, so daß die Strahlen aufgefächert bzw. eingeengt werden. Dies ermöglicht den Ausgleich von

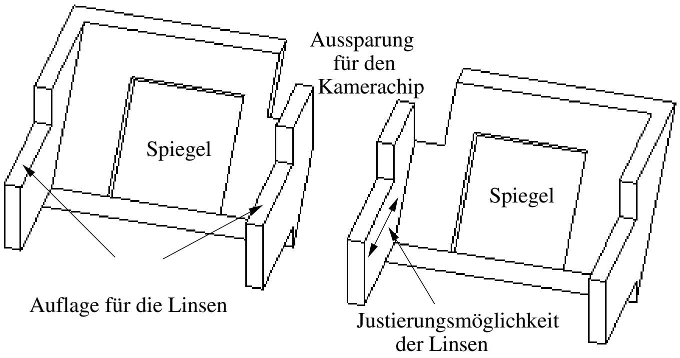


Abbildung 3.11: Abbildung der beiden Linsenfassungen, so wie sie an der Brille angebracht werden. Oben befinden sich die LCDs, deren Bild über den Spiegel umgelenkt wird und dann durch die Linse ins Auge des Betrachters fällt. Die Linsen sind so angebracht, daß sie verschoben werden können, so daß Kurz- und Weitsichtigkeit kompensiert werden kann.

Hypertonie und Myopie. Damit wird das Tragen einer zusätzlichen 'normalen' Brille nicht mehr notwendig. Diese Einstellung muß für jedes Auge individuell justiert werden.

3.2.3 Auswahl der Linsen

Großer Wert wurde auf die Auswahl der richtigen Linsen gelegt. Hierbei kommt es auf folgende Punkte besonders an:

- äußerst kurze Brennweite (möglichst kleiner als $f = 30\,\mathrm{mm}$ für eine starke Vergrößerung)
- geringe Linsenfehler, gute optische Eigenschaften
- geringes Gewicht
- passende Größe

Leider widersprechen sich diese Forderungen teilweise. Eine kurze Brennweite erfordert einen starken Krümmungsradius der Linse, was aufgrund der nicht mehr zu vernachlässigenden Linsendicke zu stark ausgeprägten Linsenfehlern führt. Um eine Auswahl zu treffen, wurden verschiedene Linsenarten und -formen genauer untersucht:

- Material: Kunststoff, Glas
- Form: sphärisch, asphärisch, duplett
- Fresnel-Linsen

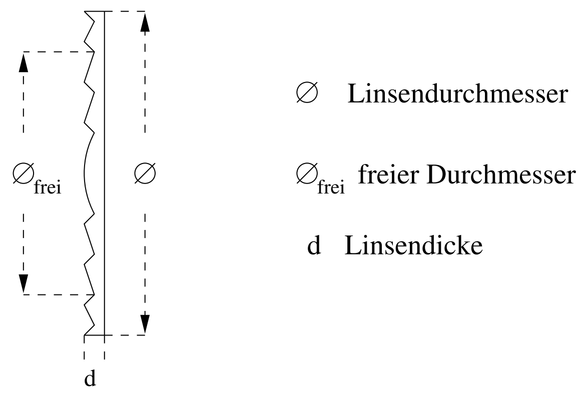


Abbildung 3.12: Prinzip einer Fresnellinse. Je mehr Abstufungen die Linse besitzt, desto feiner wird ihre Auflösung.

Es zeigt sich, daß Glaslinsen nicht geeignet sind, da sie bei Brennweiten von $f = 30\,\text{mm}$ zum einen sehr dick werden und damit große Linsenfehler aufweisen, zum anderen auch vom Gewicht her nicht in Frage kommen. Auch Fresnel-Linsen (Abb. 3.12) scheiden als Alternative aus. Sie haben konstruktionsbedingt zwar ein geringes Gewicht und minimale sphärische Abberation. Leider sind solche Linsen aber standardmäßig kaum im Angebot, sondern müssen als Sonderanfertigung in Auftrag gegeben werden. Dies ist preislich erst ab einer hohen Stückzahl akzeptabel und kommt daher für diese Arbeit nicht in Frage. Getestet wurde eine Fresnel-Linse, die standardmäßig[4] angeboten wird und den Anforderungen am nächsten kommt. Sie hat eine Brennweite von $f = 22\,\text{mm}$, einem wirksamen Durchmesser von $D = 33\,\text{mm}$, eine Dicke von $d = 1.3\,\text{mm}$ und 8 Abstufungen pro Millimeter. Der wirksame Durchmesser vonn $D = 33\,\text{mm}$ reicht für diese Anwendung nicht aus. Außerdem ist eine Abstufung von nur 8 Stufen pro Millimeter für diese Anwendung zu gering.

So kommen Kunststoff-Linsen der Firma *Eschenbach*[5] zum Einsatz. Es werden zwei plankonvexe *PXM*®-Leichtlinsen[6] verwendet, die als Duplett hintereinander mit der ebenen Seite jeweils nach außen benutzt werden. Das *PXM*®-Material zeichnet sich durch sein geringes Gewicht und seine hohe Bruchfestigkeit aus. Die Verwendung zweier Linsen als Duplett hat den Vorteil, daß Linsenfehler kompensiert werden und das Linsenduplett wie eine einzelne Linse mit einer kurzen Brennweite wirkt.

Zur genauen Bestimmung der Brennweite wurde das Verfahren nach Bessel [Walcher 89] angewandt. Ein Gegenstand wird durch die Linse, deren Brennweite zu bestimmen ist, auf einen Schirm abgebildet. Dabei gibt es zwei Stellungen der Linse, bei denen ein scharfes Bild ensteht (Abb. 3.13). Aus dem Abstand d dieser beiden Stellungen und dem Gesamtabstand l zwischen Gegenstand und Bild kann die Brennweite f wie folgt ermittelt

[4] bei Fresnel Optics

[5] Die Linsen wurden freundlicherweise von der Firma *Eschenbach* zur Verfügung gestellt.

[6] *PXM*® ist eingetragenes Warenzeichen der Firma *Eschenbach*.

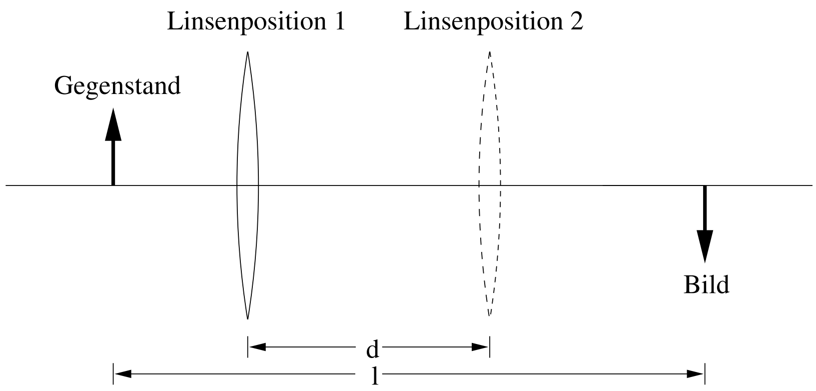


Abbildung 3.13: Versuchsanordnung zur Bestimmung der Linsenbrennweite nach dem Besselverfahren.

werden:

$$f = \frac{1}{4}\left(l - \frac{d^2}{l}\right) \tag{3.2}$$

Die Bestimmung dieses Linsendupletts ergab einen Wert von $f = 27\,\text{mm}$. Damit kann der Wert für die Lupenvergrößerung errechnet werden:

$$V = \frac{d_0}{f} = 9,26 \tag{3.3}$$

Hierbei entspricht d_0 der deutlichen Sehweite, die bei $250\,\text{mm}$ liegt.

3.2.4 Zusammenbau der Brille

Bei dem Zusammenbau der Brille mußte beachtet werden, daß die beiden identischen Bilder, die von den LCDs geliefert werden, so ins Auge fallen, daß das Gehirn daraus ein Bild entstehen läßt. Bei unterschiedlicher Abbildung von Gegenständen auf den Netzhäuten beider Augen spricht man von Querdisparation. Bei zu großer Querdisparation enstehen Doppelbilder. Nur bis zu einem bestimmten Grad der Querdisparation werden diese störenden Doppelbilder unterdrückt [Schmidt 97]. Es zeigt sich, daß es bei einer nur geringfügigen Fehlstellung der beiden Linsenhalterungen dem Gehirn nicht mehr gelingt, die zwei identischen Bilder zu einem zu fusionieren, sondern daß ein Doppelbild entsteht, welches sich in der Mitte überlappt. Dieses Problem spielt auch beim Bau von Ferngläsern eine Rolle. Hierbei muß als Regel beachtet werden, daß die Abweichung der optischen Achsen bezogen auf die Augenstellung maximal:

- divergent: 10' Winkelminuten
- konvergent: 60' Winkelminuten
- hoch/tief: 10' Winkelminuten

betragen darf, da es sonst zu einer Störung oder Auflösung der Fusion und somit zum Doppelbild kommt [Koenig 59]. Auf keinen Fall dürfen die Bilder gegeneinander verdreht sein, da das Gehirn solche Verdrehungen nicht kompensieren kann.

Ein weiteres Problem ist, daß eine Spule, die für die Spannungsversorgung einer Beleuchtungseinheit auf der Steuerungsplatine für die LCDs verantwortlich ist, sehr heiß wird. Nachdem sowohl der vorgeschaltete Spannungsregler, als auch die Spule ausgewechselt wurden, aber keine Besserung eintrat, ist klar, daß eine der Lampen zur Beleuchtung der LCDs zuviel Strom verbraucht. Messungen haben ergeben, daß der Energieverbrauch der *i-glasses* bei knapp 4 W liegt. Damit weicht er um 1 W von den 3 W Herstellerangaben ab. Leider konnte dieses Problem nicht behoben werden, führt aber zu keiner Einschränkung der Funktionalität des Systems. Da die Spule sich in dem Brillengehäuse befindet kommt dieser Defekt nicht weiter zum Tragen. Er ist nur an einer Erwärmung des Brillengehäuses zu bemerken.

Abbildung 3.14: Die LCD-Brille. Die Optik wurde ersetzt und der Kamerachip vorne an der Brille montiert. Die beiden Kabel rechts im Bild stellen die Verbindung zur Kamera (helles Kabel) und zu den LCDs (dunkles Kabel) her.

Die Abbildung 3.14 zeigt die fertiggestellte LCD-Brille mit neuer Optik. Vorn auf der Brille in dem quadratischen Gehäuse steckt der Kamerachip auf der Kameraplatine.

Kapitel 4

Die Hardware-Peripherie

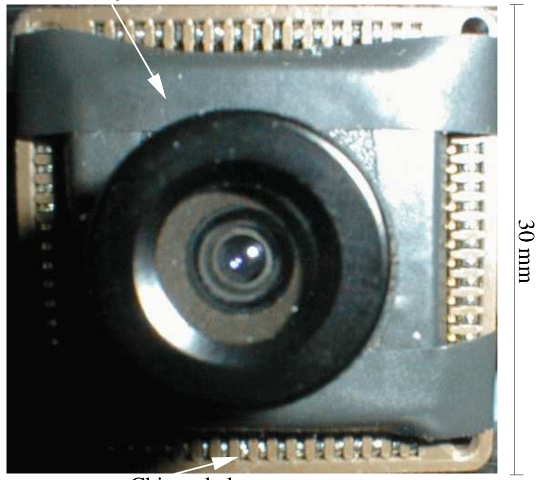
In diesem Kapitel werden die einzelnen Hardwarekomponenten beschrieben, die neben der *LCD-Brille* noch für das System benötigt werden. Dabei wird detaillierter auf die *ADC-Platine* eingegangen, da diese im Rahmen des Projektes hergestellt worden ist.

4.1 Computer

Zur Datenverarbeitung wird ein PC benötigt. Um die Portabilität zu gewährleisten wird ein Notebook gewählt. Zuerst wurde das Notebook *Portégé 610 CT* von *Toshiba* mit einem Pentium® 90-Prozessor verwendet. Es stellte sich doch schnell heraus, daß die Geschwindigkeit dieses Notebooks nicht für die recht aufwendige Bildverarbeitung und -darstellung ausreicht. So werden die Bewegungen der Kamera nur stark verzögert registriert, was für das System unakzeptabel ist, da eine verzögerte Ausgabe der Kameradaten eine Orientierung sehr erschwert, und das System so keine sinnvolle Hilfe bieten kann. Neben der geringen Prozessorleistung ist vor allen Dingen die Graphikkarte des Notebooks den hohen Geschwindigkeitsanforderungen nicht gewachsen. Diese Gründe führten zu dem Kauf und der Verwendung eines schnelleren Notebooks. Es wurde das Notebook *Tecra 8000* von *Toshiba* gewählt. Neben einem Pentium® II Prozesser mit 300 MHz Taktrate und einer schnellen Graphikkarte besitzt dieses Notebook einen Videoausgang. Damit ist die Benutzung des PC-Interfaces nicht mehr erforderlich, was für die Portabilität des Gesamtsystems einen entscheidenden Vorteil bietet.

4.2 Kamerachip

Als Kamera (Abb. 4.1) werden die von Herrn Markus Loose [Loose 98] entwickelten Kamerachips verwendet. Zum einen ein Chip mit einer Auflösung von 64×64 Pixeln und andererseits eine neue Chipgeneration mit 96×72 Pixeln. Die Chips sind in CMOS-Technologie gefertigt und haben gegenüber kommerziellen Systemen auf CCD-Basis mehrere Vorteile. Zum einen besitzen sie einen hohen dynamischen Bereich von mehr als sechs Dekaden in der Lichtintensität (Abb. 4.1), zum anderen besteht die Möglichkeit, auf dem



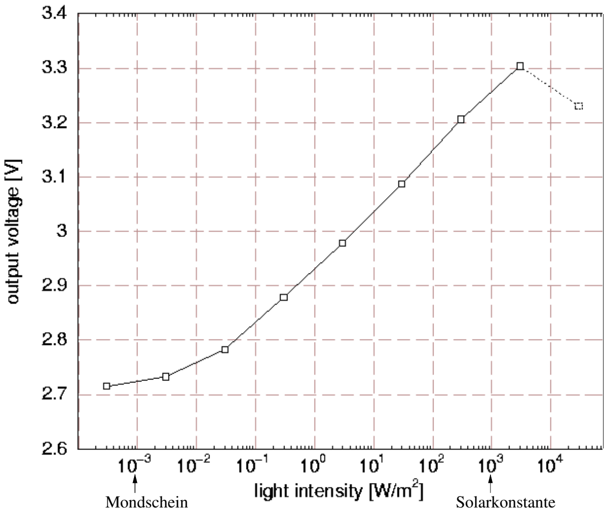


Abbildung 4.1: Links: Kamera **Rechts:** Logarithmisches Antwortverhalten eines Pixels (aus: [Loose 98])

Chip weitere Funktionen unterzubringen. So können Single-Chip Kameras realisiert werden, die auf die individuelle Anwendung zugeschnittene Signalverarbeitung, wie z.B. Bildverarbeitung, bereits auf dem Chip durchführen können. Der Dynamikbereich von sechs Dekaden wird durch eine logarithmische Kompression erreicht: Das zur Lichtintensität proportionale Signal der Photodioden wird logarithmiert und verstärkt. Eine automatische Blenden-Regelung gleicht den ausgegebenen Grauwertebereich den Lichtverhältnissen an. Weiterhin befindet sich auf dem Chip eine *fixed pattern noise*-Korrektur. Diese Korrektur ist auf Grund der hohen Pixel-zu-Pixel Variationen unumgänglich, wird aber gewöhnlich nicht direkt auf dem Chip durchgeführt.

Gerade für die Anwendung in diesem Projekt ist der Dynamikbereich von sechs Dekaden besonders nützlich. Beispielsweise beträgt der Unterschied zwischen der Solarkonstanten ($10^3\,\mathrm{W/m^2}$) und der durchschnittlichen Lichtintensität bei Mondschein ($10^{-3}\,\mathrm{W/m^2}$) genau sechs Dekaden. Damit werden Bildaufnahmen in dem Helligkeitsbereich ermöglicht, den auch das menschliche Auge abdeckt. Eine externe mechanische Blendenregelung ist wegen der automatischen elektronischen Blendenregelung nicht mehr erforderlich. Dadurch bleibt die Kamera sehr kompakt und kann problemlos an der *LCD-Brille* montiert werden.

Die neue Chip-Generation mit einer Auflösung von 96×72 Pixeln bietet dazu noch weitere *Features*. Diese können über drei Tasten direkt an der Kamera eingestellt werden. So wird die Möglichkeit geboten, eine wahlfreie Auslese beliebiger Bildbereiche vorzunehmen. Es ist ein digitaler Zoom und eine Mittelung von bis zu 8×8 Pixeln implementiert. Neben einem speziellen analogen Ausgang für eine maximale Auslesefrequenz von 8 MHz besitzt diese Kamera auch einen Videoausgang.

4.3 ADC-Platine

Parallelport			Kamera	
Pin	Name	Bemerkung	Pin	Name
1	nStrobe	WriteSlct	1	Reset
2	Data0	D0/SerClk	2	ReadRdy
3	Data1	D1/SerData(Chip) $\rightarrow$ Datain	3	ValRdy
4	Data2	D2/SerData(DAC) $\rightarrow$ DatainDAC	4	ReadEnable
5	Data3	D3	5	SerClk
6	Data4	D4	6	WriteSlct
7	Data5	D5	7	Analogout
8	Data6	D6	8	Datain
9	Data7	D7	9	Gnd
10	nAck	nAck	10	DatainDAC
11	Busy	high	11	Power (8 V)
12	PE	nInit	12	PictBegin
13	Select	–		
14	nAutofd	nCS1 (DAC)		
15	nError	–		
16	nInit	PE/Reset		
17	nSelectin	Readenable		
18	Gnd	Gnd		
19	Gnd	Gnd		
20	Gnd	Gnd		
21	Gnd	Gnd		
22	Gnd	Gnd		
23	Gnd	Gnd		
24	Gnd	Gnd		
25	Gnd	Gnd		

Tabelle 4.1: Steckerbelegung des Parallelports und 64×64-Kamerachips. Unter Bemerkung ist die weitere Verbindung des jeweiligen Pins auf der Platine beschrieben.

Um die analogen Kameradaten mit dem Computer bearbeiten zu können, müssen diese zuerst digitalisiert werden. Dies geschieht in der Hauptsache mit einem Analog-Digital-Wandler (ADC[1]). Damit der ADC verwendbare Daten liefert, muß ein bestimmtes Timing eingehalten werden (Abb. 4.2), was durch ein *Handshaking* realisiert wird. Es wird als ADC ein 8-Bit ADC (*MAX 153CWP*[2]) im *SO*-Gehäuse verwendet. Desweiteren muß noch die Stromversorgung für den ADC geregelt werden. All diese Funktionen sind auf

[1]**A**nalog **D**igital **C**onverter
[2]Der *Max 153CWP* wurde von der Firma *MAXIM* bezogen.

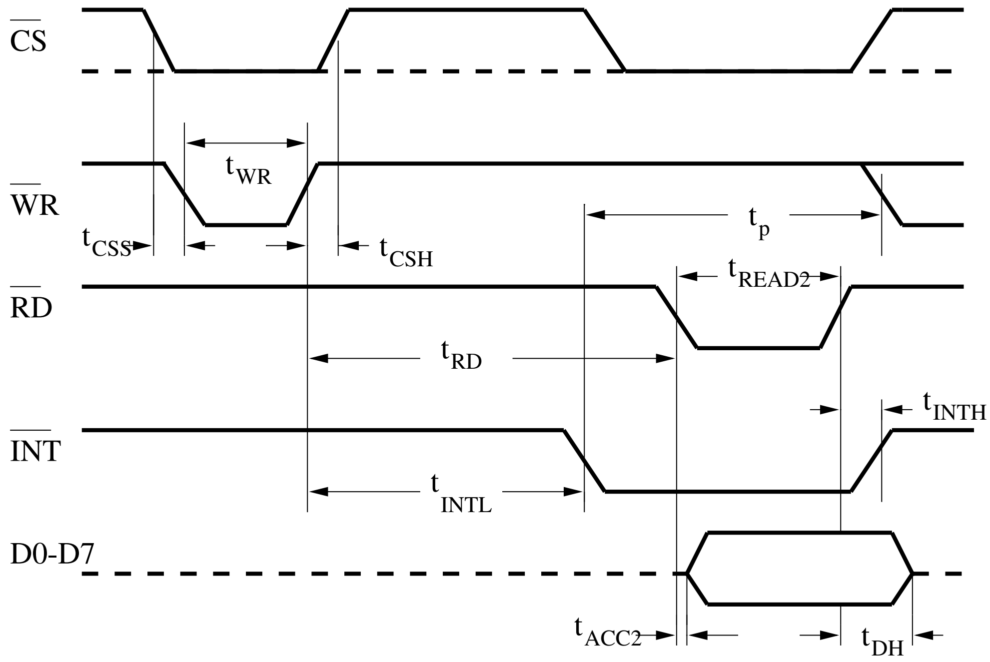


Abbildung 4.2: Der ADC wurde im WR-RD Mode Timing ($t_{RD} > t_{INTL}$) ($Mode = 1$) verwendet. (Aus [Maxim 93])

einer Platine implementiert. Es wurde versucht, diese möglichst klein zu halten. Sie ist mit dem Programm *Allegro* entworfen und dann mit einem Fräsbohrplotter gefertigt worden.

Alle nötigen Funktionen sind so auf einer Platine von einer Größe von nur 19×47 mm untergebracht (Abb. 4.3). Die Verbindung zum Computer wird durch eine 25-polige Kontaktleiste gewährleistet, die direkt mit dem Parallelport des Computers verbunden werden kann. Auf der Platine befinden sich außerdem eine Steckerleiste mit 12 Anschlüssen für die Kamera und zwei Anschlüssen für die Stromversorgung. Diese kann wahlweise 9 V oder 5 V betragen.

Die Steckerbelegungen des 12-poligen Anschlusses für die Kamera und die der 25-poligen Steckerleiste für den Anschluß an den Parallelport des Computers sind in Tabelle 4.1 benannt. Eine Schaltskizze ist in Abbildung 4.5 zu sehen. Um eine bessere Übersichtlichkeit zu gewährleisten, wurden häufig die Verbindungen nicht durchgezogen, sondern nur benannt. Leitungen mit gleichen Namen bilden ein Netz auf der Platine und sind somit verbunden.

Oben in der Schaltskizze ist die Stromversorgung skizziert. Der 9 V-Anschluß ist für einen stationären Gebrauch mit der Versorgung über ein 9 V-Netzteil gedacht, welches auch für die Spannungsversorgung des PC-Interfaces benötigt wird. Um auch einen netzunabhängigen Betrieb zu ermöglichen, kann der 5 V-Anschluß genutzt werden. Die 5 V werden über einen DC/DC-Wandler auf 9 V transformiert. Die 5 V können direkt aus dem Notebook abgegriffen werden. Hierzu wurde ein Kabel zusammengelötet, welches auf der einen Seite einen PS/2-Stecker, welcher in den PS/2-Anschluß des Notebooks paßt und

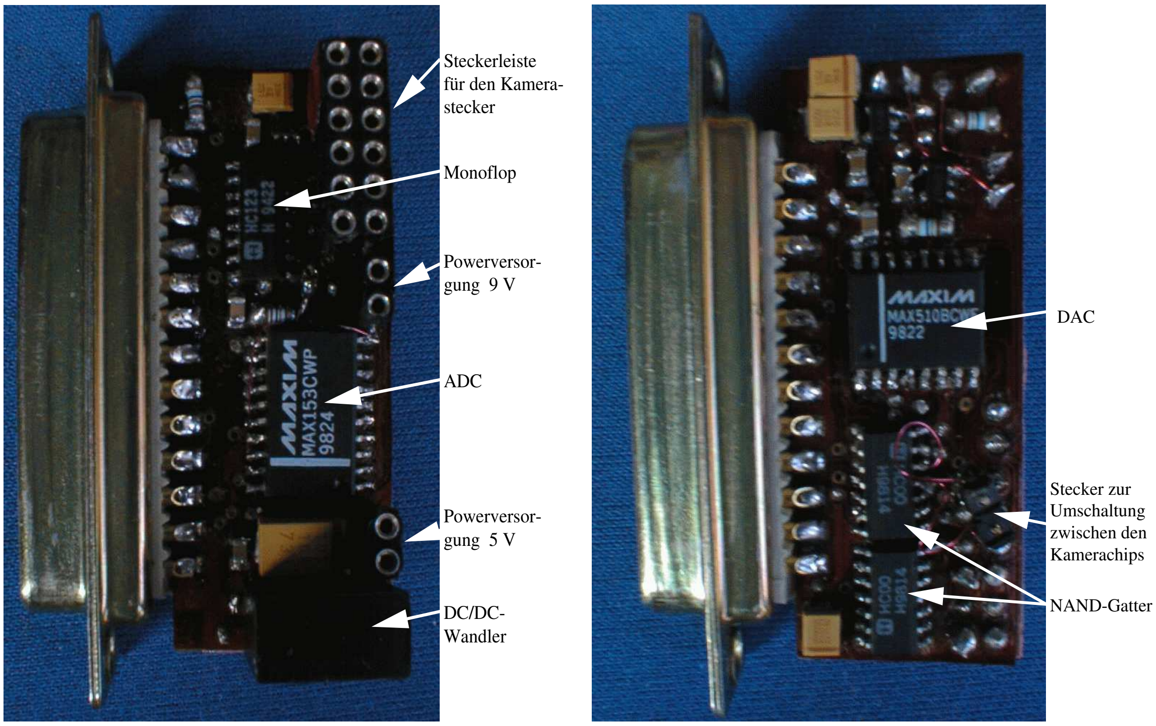


Abbildung 4.3: Links: Platinenoberseite **Rechts:** Unterseite

auf der anderen Seite einen Stecker für den Anschluß an die ADC-Platine besitzt. Diese 5 V können auch für die Versorgung der *i-glasses* im Videobetrieb genutzt werden, so daß das gesamte System unabhängig von einem festen Netzanschluß ist und vollständig über den Akku des Notebooks versorgt werden kann. Die 9 V werden in der weiteren Schaltung stabilisiert und geglättet. Links daneben befindet sich die 12-polige Pfostenleiste für den Kamera-Stecker und darunter die für den Parallelport. Weiter unten befindet sich der ADC, der die eigentliche Aufgabe der Digitalisierung der analogen Daten erfüllt. Mit den darunter eingezeichneten NAND-Gattern wird das *Handshaking* durchgeführt, welches das vom ADC geforderte Timing (Abb. 4.2) realisiert. Der auch noch eingezeichnete DAC und die Operationsverstärker sind dafür da, dem ADC die richtigen Referenzspannungen V_{REF-} und V_{REF+} zu liefern. Die beiden 220 nF-Kondensatoren, die sich jeweils am Ausgang der Operationsverstärker befinden, sind zwar auf der Platine vorgesehen, aber nicht bestückt. Sie sollen eventuell vorhandenes Rauschen unterdrücken. Es besteht aber die Gefahr, daß mit diesen Kondensatoren die Ausgänge der Operationsverstärker zu schwingen beginnen. Da dieser Bereich der Platine nicht sonderlich rauschempfindlich ist, dürften diese Kondensatoren keine große Auswirkung haben, so daß auch keine Verbesserung durch sie erwartet wird. Daher wird auf eine Bestückung verzichtet. Für den neuen Kamerachip mit der Auflösung 96×72 ist ein modifiziertes *Handshaking* erforderlich. Hierfür ist auf der Platine eine Leitung so verlegt, daß je nach Kameramodell die notwendige Verbindung hergestellt werden kann. So ist bei dem neuen Kamerachip genau die invertierte

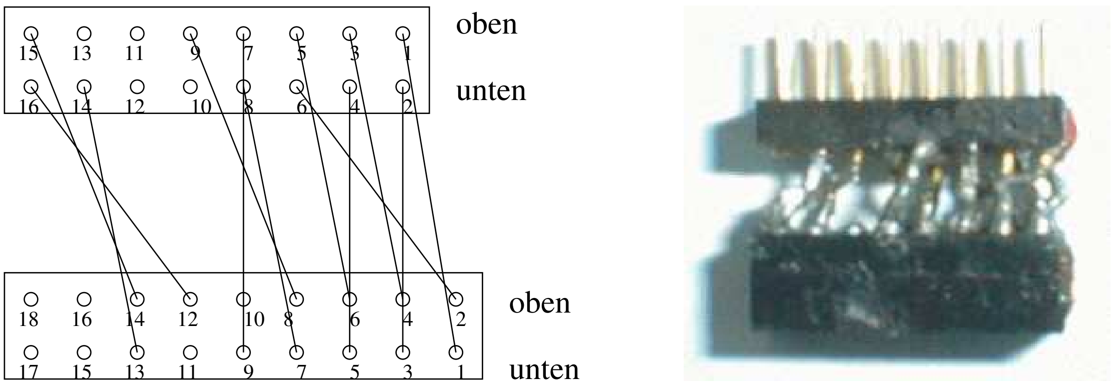


Abbildung 4.4: Links: Skizze des Adaptersteckers. Oben ist die Pinbelegung für die Verwendung des 64×64-Kamerachips dargestellt, die durch diesen Adapter in die untere Pinbelegung für den 96×72-Kamerachip übergeht. Die Zuordnung der Leitungsnummer zu den einzelnen Leitungen ist Tabelle 4.2 zu entnehmen. **Rechts:** Photo des Adaptersteckers.

Darstellung der ReadReady-Leitung erforderlich. Um diese zu erhalten, muß einfach die Steckverbindung auf der Rückseite der Platine umgesteckt werden (Abb. 4.3).

Die Platine wurde mit einem Fräsbohrplotter[3] gefräst und durchkontaktiert. Die Platine ist in *Allegro* entworfen worden, diese Daten sind dann in das Programm *CircuitCam* importiert und dort für den Fräsbohrplotter aufbearbeitet worden. Dieser kann dann mit dem Treiberprogramm *BoardMaster* und den Daten aus *CircuitCam* angesteuert werden.

Die Durchkontaktierungen haben Probleme bereitet, dergestalt daß viele Vias hochohmig waren und daher nachträglich noch mit Lötzinn bearbeitet werden oder durch Fädeldrähte umgangen werden mußten. Dabei kostete es viel Zeit und Geduld die jeweiligen hochohmigen Verbindungen zu finden und zu beheben.

Kameraadapterstecker

Um die Platine auch für den neuen Kamerachip verwenden zu können, mußte ein Adapterstecker gebaut werden, da die Steckerbelegung sich etwas von der ursprünglichen Steckerbelegung unterscheidet.

In Tabelle 4.2 sind die beiden Steckerbelegungen der beiden Kamerachip-Generationen aufgelistet. In Abbildung 4.4 ist der Adapterstecker schematisch dargestellt. Der Adapter wurde für den Stecker entwickelt, der direkt in den Steckkontakt der Kameraplatine gehört. Dieser Steckkontakt wurde gewählt, um die analoge Datenleitung in der abgeschirmten Ader des Verbindungskabels zwischen Kamera und ADC-Platine belassen zu können. Ansonsten hätte ein neues Verbindungskabel erstellt werden müssen. Der Adapterstecker ist aber so klein gehalten, daß er nur eine Verlängerung des ursprünglichen Steckers um 7 mm bedeutet.

[3] *LPKF ProtoMat 91s/VS* der Firma *LPKF CAD/CAM Systeme GmbH*

Pinbelegung 96×72-Chip	Bezeichnung	Pinbelegung 64×64-Chip
1	_Reset	1
2	_ReadReset	6
3	_ReadWait	2
4	_ValRdy	3
5	LineStart	4
6	FrameStart	5
7	SerClk	8
8	DataIn	9
9	WritSlct	7
10	VideoOut	-
11	Out_OP	-
12	Out_Sourcefollow	16
13	Power (9-12V)	14
14	GND	15
15	EEPROM Clk	-
16	_EEPROM CS	-
17	EEPROM DataOut SI	-
18	EEPROM DataIn SO	-

Tabelle 4.2: Steckerbelegung des Kamerachips für die 96×72 und die 64×64-Kamera.

4.4 PC-Interface

Das PC-Interface dient der Wandlung der Daten von VGA-Graphikformat in Videoformat. Diese Konvertierung wird nur benötigt, falls das System mit einem PC ohne Videoausgang benutzt wird. Da für diese Arbeit ein Notebook mit Videoausgang zur Verfügung steht, d.h. diese Datenumwandlung hier intern schon im Rechner stattfindet, ist es in diesem Fall nicht mehr notwendig. Im Anhang A befinden sich unter den technischen Daten der *i-glasses* auch Angaben zum PC-Interface.

4.5 Gesamtsystem

Bei der Nutzung des Videoausganges des Notebooks *Tecra* ist zu beachten, daß es nur dann möglich ist, ein Videosignal auszugeben, wenn nicht die höchste Farbtiefe gewählt wird. Dann besteht aber die Möglichkeit, zwischen verschiedenen Ausgaben zu wählen, namentlich zwischen dem Display des Notebooks, einem externe Bildschirm oder einer Ausgabe über den Videoausgang. Mit den Funktionstasten *Fn+F5* können die einzelnen Ausgabemodi gewählt werden. Es ist möglich, gleichzeitig zwei Modi zu wählen. Z.B. ist es für diese Anwendung sinnvoll, zu Testzwecken das Bild sowohl auf einem Bildschirm, als auch in der *LCD-Brille* auszugeben.

Bei der Verwendung der *i-glasses* mit dem PC-Interface muß darauf geachtet werden, daß die Bildschirmauflösung und damit das VGA-Signal für den Bildschirm nicht höher als 640×480 (Standard-VGA-Auflösung) ist, da es sonst in der *LCD-Brille* nicht zu einer Anzeige kommt. Ebenso sollte darauf geachtet werden, daß die vertikale Bildschirmwiederholfrequenz zwischen 60 und 70 Hz liegt, was dem Standard-VGA-Modus entspricht.

Eine Abbildung (Abb. 2.3) des Gesamtsystems befindet sich in Kapitel 2. Dort können die hier beschriebenen Einzelteile, die das Gesamtsystem bilden, wiedergefunden werden. Das ganze System läßt sich problemlos im mobilen Einsatz verwenden. Das Notebook bildet das mit Abstand größte und mit knapp 3 Kg schwerste Einzelteil dieses Systems. Hier sollte die Möglichkeit, die notwendigen Aufgaben durch speziell für diese Aufgabe noch zu entwickelnde Hardwarebauteile erfüllen zu lassen, in Zukunft genutzt werden.

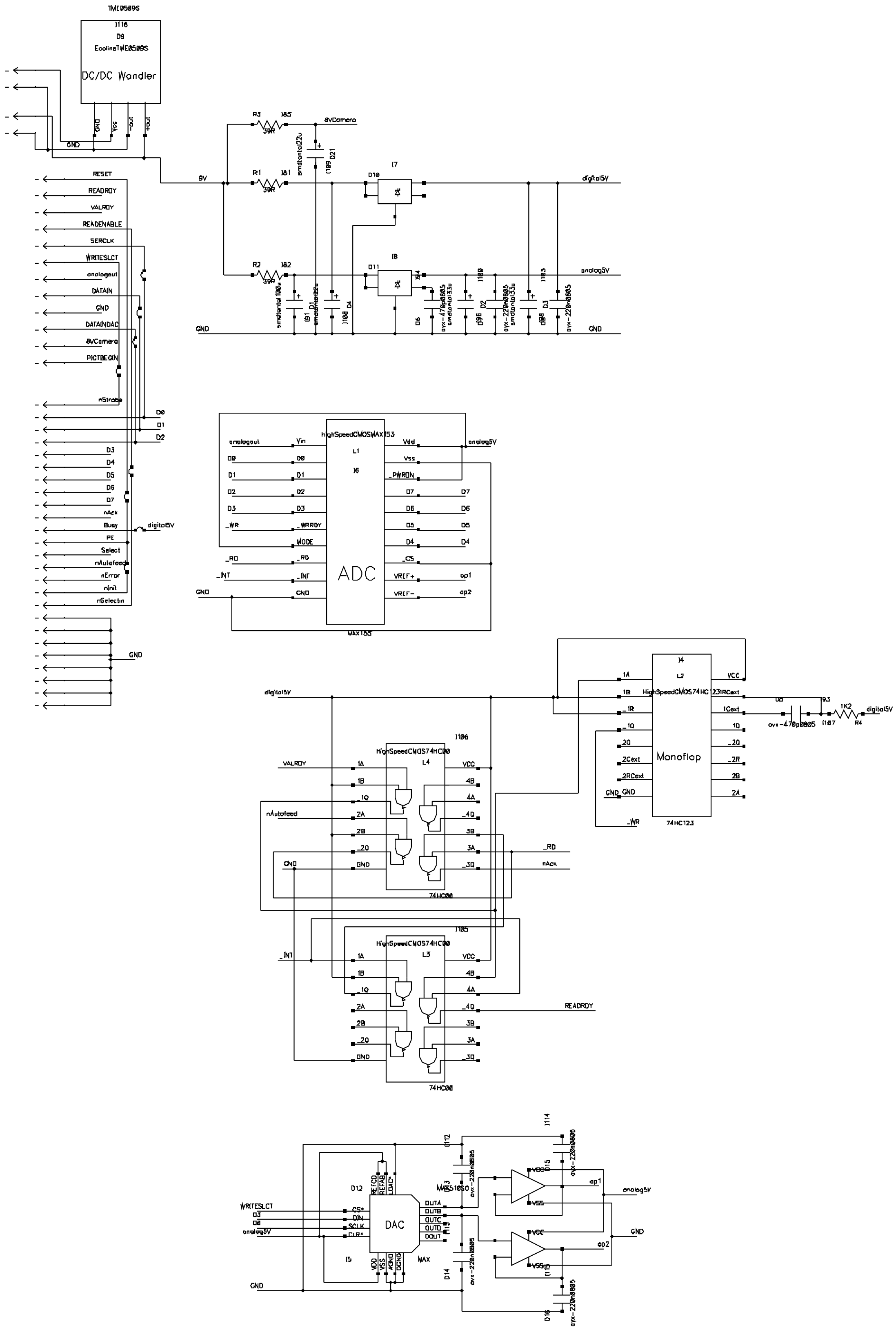


Abbildung 4.5: Die Schaltung, wie sie auf der Platine realisiert wurde (Beschreibung siehe Text).

Kapitel 5

Die Software

Das *Visor-Programm* [Schemmel 97] wurde von Herrn J. Schemmel entwickelt, um die von der Kamera gelieferten Daten in den Speicher des Computers einzulesen, dort weiterzuverarbeiten und dann auszugeben. Die Hauptmerkmale des *Visor-Programmes* sind:

- Programmierung der Kameraeinstellungen
- Softwaremäßige Korrektur des *fixed pattern noise*[1]
- Möglichkeit der Bildverarbeitung in Form von Ausgabe-Modulen, die in beliebiger Reihenfolge auch hintereinander geschaltet werden können
- Einlesen von Bitmaps zum Testen der Bildverarbeitung
- Aufzeichnung und Wiedergabe von Bildsequenzen

Abbildung 5.1 zeigt einen möglichen Bildschirmaufbau.

5.1 Beschreibung des *Visor-Programmes*

Das *Visor-Programm* besteht aus einem Hauptprogramm, dem weitere Module hinzugefügt werden können. Es läuft unter *Windows 95/98* und ist in C++[2] geschrieben. C++ ist eine objektorientierte Programmiersprache, d.h. ein wesentliches Element stellen "Klassen" dar. Eine Klasse kann Daten und Funktionen enthalten. Ihre Eigenschaften können von anderen Klassen geerbt werden. So können z.B. Fensterklassen zur graphischen Benutzeroberfläche auf andere Klassen übertragen werden. Bei der Programmierung kann auf schon vorhandene Klassen zurückgegriffen werden, so daß viele Objekte schnell ohne großen Aufwand realisiert werden können. Ein großer Vorteil der objektorientierten Programmierung ist, daß auch umfangreiche Programme übersichtlich gestaltet werden können.

[1] *fixed pattern noise* ist der Ausdruck für Pixelvariationen, deren Ursache in der Kamerahardware begründet ist, also nichts mit dem eigentlich aufgenommenen Bild zu tun haben. Diese Variationen sind daher zeitlich konstant und können softwaremäßig korrigiert werden.

[2] *Borland C++* für Windows, Version 5.01

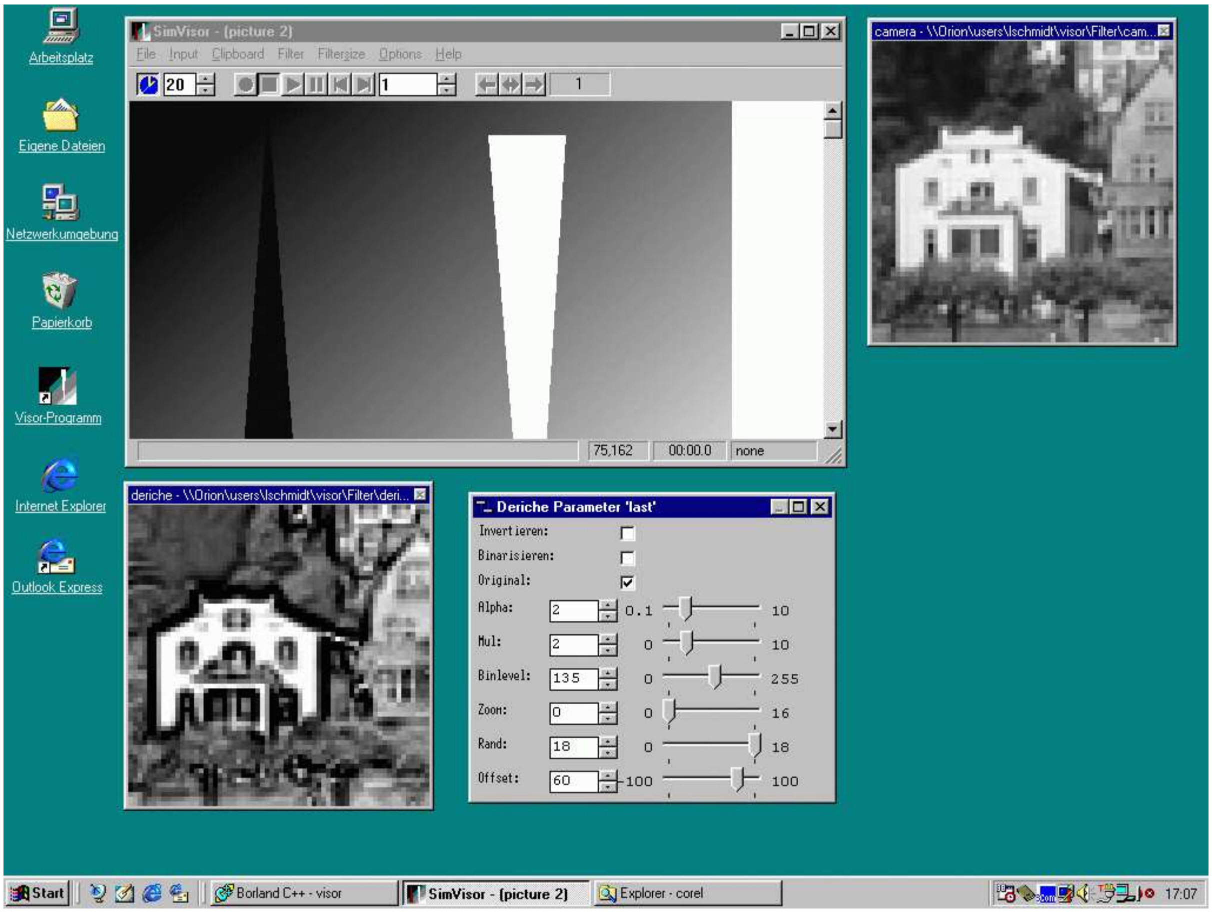


Abbildung 5.1: Visor-Hauptfenster und zwei Modul-Fenster. Zum einen rechts das *Camera*-Fenster, in dem die Kamera-Bilder erscheinen und unten der Deriche-Filter, dessen Einstellungen rechts in dem Parameter-Fenster zu sehen sind.

Die Menüpunkte des Hauptprogrammfensters sind in Tabelle 5.1 aufgelistet. Im Menüpunkt *File* kann ein Bild im Bitmap-Format[3] gewählt und eingelesen werden. Außerdem befindet sich unter diesem Menüpunkt der *Exit*-Button zum verlassen des Programmes.

Wichtig ist das *Input*-Menü. Hier kann zwischen verschiedenen Eingabe-Möglichkeiten gewählt werden. Für dieses Projekt wurde hauptsächlich die Kamera als *Input-Device* gewählt, um aber Filter zu testen, waren teilweise auch Bitmaps sehr hilfreich. Wird die Kamera als *Input-Device* selektiert, so erscheint automatisch ein Dialogfenster zur Einstellung der Kameraparameter (Abb. 5.2). Hier können u.a. die DACs auf der ADC-Platine und auch auf der Kamera-Platine eingestellt werden. Die Dialogfenster des 64×64- und des 96×72-Kamerachips unterscheiden sich etwas in ihrem Aufbau.

[3]Es gibt zwei grundsätzlich verschiedene Arten, Graphiken zu speichern, die Bitmap- und die Vektor-Darstellung. Bei dem Bitmap-Format wird die Graphik in einzelne Bildpunkte zerlegt und diese werden als Bit-Muster (Bitmap) gespeichert. Damit wird im wesentlichen der Bildschirmspeicher dargestellt.

File	Input	Clipboard	Filter	Filtersize	Options	Help
New Bitmap	Bitmap	Copy	Select	20*20	Grid	About
Open Bitmap	Camera	Paste	Root Filter	32*32	Rotate	Help
Picture 1	TCP/IP		Filters	40*40	Hor. line	
Picture 2			As Childs	48*48	Ver. line	
Open Video				64*64	View x2	
Save as ASCII				96*96	View x3	
Print				128*128	View x4	
Printer Setup				Custom		
Exit						

Tabelle 5.1: Menüpunkte mit Untermenüs zum Visor-Hauptprogrammfenster.

Der Menüpunkt *Clipboard* enthält die üblichen *Copy* und *Paste* Funktionen.

Unter *Filter* kann der sogenannten "Root-Filter" ausgewählt werden. Damit ist das primäre Modul gemeint, von dem alle anderen Module abhängen, so daß eine Baumstruktur entsteht. Das vom Hauptprogramm übermittelte Bild wird an die untergeordneten Weiterverarbeitungsmodule übergeben. Hier kann das Bild u.a. mit verschiedenen Bildverarbeitungsfiltern bearbeitet werden. Außerdem sind verschiedene ausgabebezogene Module integriert, wie z.B. das Modul zur Vollbildschirmdarstellung. In jedem Modul werden die Daten des übergeordneten Moduls aufgenommen und weiterverarbeitet und je nach Einstellung an andere Module weitergeleitet. Für diese Anwendung wurde meist der "Camera"-Filter als Hauptmodul oder Root-Filter verwendet. Von diesem aus können dann alle anderen Filter beliebig angewählt werden.

Mit *Filtersize* kann aus einer Reihe von verschiedenen Filtergrößen gewählt werden. Wird die Kamera als *Input-Device* verwendet, muß je nach Kameramodell eine Filtergröße von 64×64 bzw. von 96×72 gewählt werden.

Mit *Options* können z.B. aus einem Bitmap nur eine horizontale oder vertikale Linie angezeigt werden oder der anzuzeigenden Bildausschnitt vergrößert werden. Dies kann für Testzwecke sehr hilfreich sein.

Eine Dokumentation des Programmes kann unter *Help* abgerufen werden.

Die oben angesprochen Aufnahme und Wiedergabe von Bildsequenzen wird über die unter der Menüleiste angebrachten Buttons (Abb. 5.1) gesteuert. Hier besteht die Möglichkeit, Eingangsbilder oder auch die Ausgänge von einzelnen Modulen aufzuzeichnen.

5.2 Neue Implementierungen

Neu zu dem Programm dazugekommen sind drei Module:

- *HVES-Modul*
- Deriche-Filter

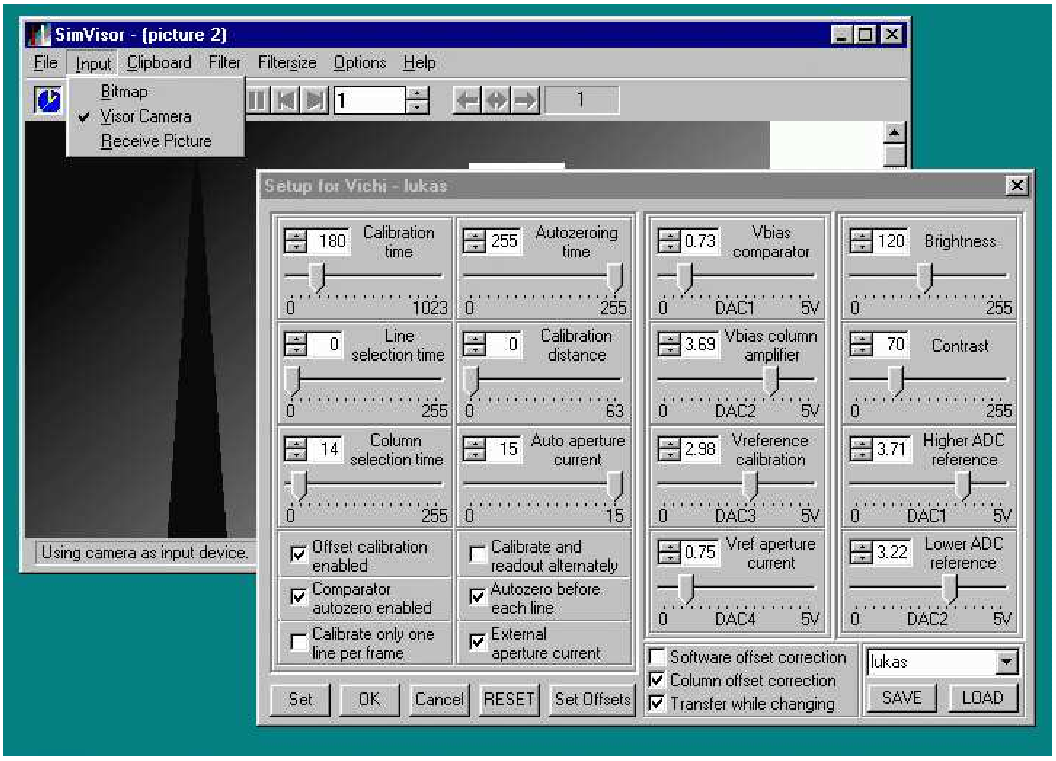


Abbildung 5.2: Visor-Hauptfenster, welches teilweise von dem Dialogfenster zur Einstellung der Kameraparameter überdeckt wird.

- Vollbildschirm-Darstellung

In den nächsten beiden Unterkapiteln werden diese Module ausführlich beschrieben. Sie sind speziell für die Anwendung der *LCD-Brille* programmiert, wobei sie natürlich auch mit allen anderen Programmteilen des *Visor-Programmes* verwendet werden können.

5.2.1 Filtermodule

Eine wichtige Aufgabe der Software besteht in der digitalen Bildverarbeitung. Darunter wird allgemein die Bearbeitung der Originalbilddaten verstanden. Hier gibt es verschiedene Algorithmen, die zur Anwendung kommen können. Da bei diesem Projekt eine Vereinfachung und Verdeutlichung des Originalbildes angestrebt wird, kommen hier Filter zur Kantendetektion in Frage. Diese Filter haben die Aufgabe, Kanten möglichst kontrastreich darzustellen, ohne das Kamera-Rauschen zu verstärken. Die Unterdrückung von Rauschen geschieht durch sogenannte Glättungsoperatoren. Dabei wird angenommen, daß lokale Grauwertschwankungen als Störungen zu interpretieren sind. Die so angestrebte Bildverbesserung soll möglichst nicht auf Kosten der Bildschärfe erreicht werden.

Glättungsfilter

Die einfachste Form der Glättung besteht darin, daß der Mittelwert in einer bestimmten Umgebung eines Punktes berechnet wird. Aus Symmetriegründen wird meist eine quadratische 3×3, 5×5, $7\times 7, \ldots$ -Umgebung gewählt. Wenn nun $S = (s(x,y))$ ein Grauwertbild mit 256 Graustufen ist, so muß für eine $m\times m$-Umgebung folgende Rechnung durchgeführt werden:

$$S \longrightarrow S' : \qquad s'(x,y) = \frac{1}{m^2} \sum_{u=-k}^{k} \sum_{v=-k}^{k} s(x-u, y-v), \tag{5.1}$$

wobei $m = 3, 5, 7, \ldots$ und $k = (m-1)/2$ ist. So berechnet sich zu jedem Bildpunkt $s(x,y)$ der Mittelwert der $m \times m$-Umgebung, der $s'(x,y)$ zugewiesen wird. Für eine 3×3 -Umgebung werden folgende Werte mit in die Berechnung einbezogen:

$$\begin{pmatrix} s(x-1,y+1) & s(x,y+1) & s(x+1,y+1) \\ s(x-1,y) & s(x,y) & s(x+1,y) \\ s(x-1,y-1) & s(x,y-1) & s(x+1,y-1) \end{pmatrix} \tag{5.2}$$

Ein Problem ergibt sich für die Randwerte, da z.B. kein Grauwert für die Position $(-1,-1)$ definiert ist. Diese Problem kann gelöst werden, indem im einfachsten Fall die benötigten Werte zuvor auf einen bestimmten Grauwert festgesetzt werden, oder besser, indem der Randbereich des Bildes zu allen Seiten fortgesetzt wird.

Die Berechnung des Mittelwertes kann auch als Faltungsoperation [Haberäcker 91] betrachtet werden. Allgemein ist die Faltung zweier Funktionen $s(x,y)$ und $h(x,y)$ der diskreten Variablen x und y folgendermaßen definiert:

$$\sum_{u=-\infty}^{\infty} \sum_{v=-\infty}^{\infty} s(x-y, y-v) \cdot h(u,v). \tag{5.3}$$

Da hier aber nur über eine $m \times m$-Umgebung des Bildes S gemittelt werden soll, kann die Gleichung 5.1 als Faltung des Bildausschnittes mit einer Maske $H = (h(u,v))$ betrachtet werden:

$$s'(x,y) = \frac{1}{m^2} \sum_{u=0}^{m-1} \sum_{v=0}^{m-1} s(x+k-u, y+k-v) \cdot h(u,v) \tag{5.4}$$

mit $k = (m-1)/2$ und $m = 3, 5, 7, \ldots$. Die Maske H hat bei der einfachen Mittelwertbildung mit z.B. $m = 3$ folgendes Aussehen:

$$H = (h(u,v)) = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \tag{5.5}$$

Durch Veränderung der Werte in dieser Maske können die einzelnen Umgebungspixel $s(x,y)$ unterschiedlich stark gewichtet werden. So kann z.B. der Wert $h(2,2) = 2$ gesetzt werden, so daß der Grauwert der Mitte der Umgebung doppelt gewertet wird. Allerdings wäre dann der Mittelwert S' auch bei homogenen Bild anders als von S. Soll der Mittelwert erhalten bleiben, so müssen die Elemente von H normiert werden, so daß ihre Summe m^2 ergibt. Damit ergibt sich für die Maske mit doppelt gewichteter Mitte folgendes:

$$H = (h(u,v)) = \begin{pmatrix} 0.9 & 0.9 & 0.9 \\ 0.9 & 1.8 & 0.9 \\ 0.9 & 0.9 & 0.9 \end{pmatrix} \tag{5.6}$$

Zur Vereinfachung wird der Faktor $\frac{1}{m^2}$ aus Gleichung 5.4 im folgenden in die normierte Maske H mit einbezogen, so daß die Summe der Elemente von H eins ergibt.

Eine bessere Glättung wird mit der Binomialmaske [Jähne 93] erhalten. Dabei wird die Gaußsche Funktion im diskreten Bild durch die Binomialverteilung approximiert. Diese kann im Pascalschen Dreieck dargestellt werden:

$$\begin{array}{lccccccccccc} n=0 & & & & & & 1 & & & & & \\ n=1 & & & & & 1 & & 1 & & & & \\ n=2 & & & & 1 & & 2 & & 1 & & & \\ n=3 & & & 1 & & 3 & & 3 & & 1 & & \\ n=4 & & 1 & & 4 & & 6 & & 4 & & 1 & \\ n=5 & 1 & & 5 & & 10 & & 10 & & 5 & & 1 \\ n & & & & & & \vdots & & & & & \end{array} \tag{5.7}$$

Für die 2. Ordnung ($n = 2$) lauten damit die Koeffizienten: $(1 \quad 2 \quad 1)$. Die zweidimensionale Binomialmaske ergibt sich dann durch Faltung einer horizontalen und vertikalen 1D-Binomialmaske. Für den Fall der zweiten Ordnung folgt:

$$H = \frac{1}{4}(1 \quad 2 \quad 1) * \frac{1}{4}\begin{pmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{pmatrix} = \frac{1}{16}\begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \tag{5.8}$$

Ein Beispiel ist in Abbildung 5.4 gezeigt. Dort wird auf ein Originalbild der Binomialfilter angewandt, so daß eine Glättung zu erkennen ist. Allerdings wirkt das Bild insgesamt auch unschärfer.

Kantendetektion

Es können nun auch noch negative Werte in der Maske zugelassen werden, so daß Differenzoperatoren entstehen. Ergibt die Summe aller Elemente von H null, so errechnet sich für homogene Bildbereiche der Wert null. Bei Grauwertübergängen wird die Stärke des Überganges geliefert. So können Grauwertkanten und Linien aus Bildern extrahiert werden. Eine Differenzbildung bei einer Funktion mit diskretem x hat die Form:

$$\frac{s(x+1) - s(x)}{x + 1 - x} = s(x+1) - s(x) \tag{5.9}$$

Eine einfache Differenzbildung zwischen zwei Werten ist in der Praxis nicht einsetzbar, da dies zu anfällig gegenüber Störungen, wie z.B. Rauschen, ist. Einer der bekanntesten Kantenoperatoren, bei dem auch weitere Nachbarn noch berücksichtigt werden, ist der Sobeloperator mit folgenden Masken:

$$H_x = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix} \qquad H_y = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \tag{5.10}$$

Hier wird die Differenzbildung zur übernächsten Zeile bzw. Spalte berechnet, so daß kleine Störungen direkt benachbarter Pixel das Ergebnis nicht beeinflussen. Eine Rauschminderung wird durch die gleichzeitige Mittelung senkrecht zur Richtung des Gradienten bewirkt. Ein Beispiel für den Sobeloperator ist in Abbildung 5.3 gezeigt. Ein Problem beim Sobel-

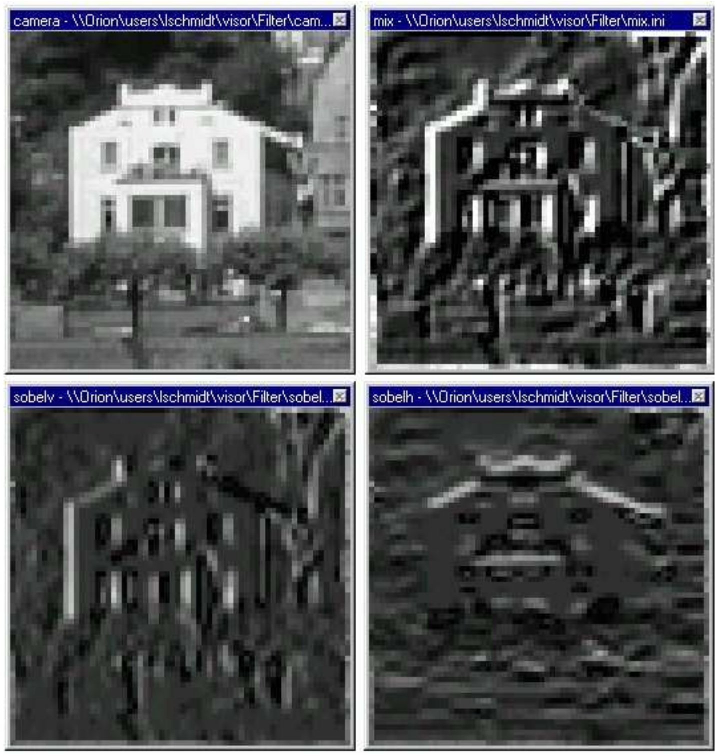


Abbildung 5.3: Oben links: Originalbild. **Unten:** Anwendung des vertikalen (links) und des horizontalen (rechts) Sobelfilters. **Oben rechts:** Anwendung beider Filter gemeinsam auf das Originalbild.

Filter ist, daß dieser auf horizontal bzw. vertikal verlaufenden Grauwertkanten besonders anspricht, d.h. der Operator ist nicht richtungsunabhängig, wie eigentlich erwünscht.

Einer der bekanntesten richtungsunabhängigen Kantendetektoren ist der Laplace-Operator. Im kontinuierlichen Fall ist er als

$$\Delta = \frac{\partial s^2(x,y)}{\partial x^2} + \frac{\partial s^2(x,y)}{\partial y^2} \tag{5.11}$$

zweidimensionale zweite Ableitung definiert. Daraus ergibt sich für den diskreten Fall die Maske:

$$H = (1 \quad -2 \quad 1) + \begin{pmatrix} 1 \\ -2 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \tag{5.12}$$

Häufig werden statt dessen die folgenden Masken verwendet:

$$H = \begin{pmatrix} 1 & -2 & 1 \\ -2 & 4 & -2 \\ 1 & -2 & 1 \end{pmatrix} \quad \text{oder} \quad H = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \tag{5.13}$$

Der Laplace-Operator ist etwas anfälliger gegenüber Störungen als der Sobelfilter, da hier

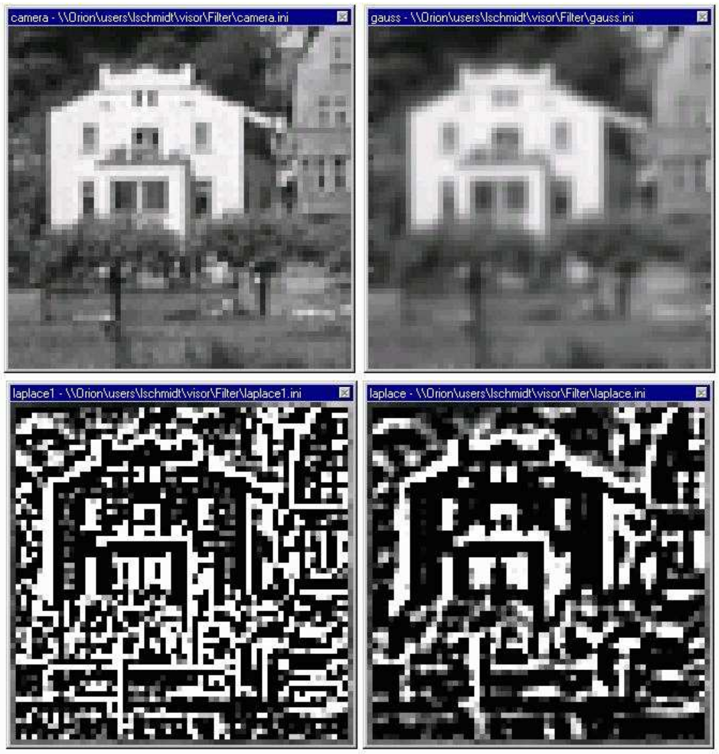


Abbildung 5.4: Oben links: Originalbild. **Oben rechts:** Anwendung des Binomialfilters auf das Originalbild. Eine Glättung ist zu erkennen. **Unten:** Anwendung des Laplace-Filters auf das jeweilig darüberliegende Bild. Es wird deutlich, daß der Laplace-Filter recht störungsanfällig ist und daher ein vorherige Glättung benötigt wird.

keine Mittelung senkrecht zur Richtung des Gradienten stattfindet. Als diskrete Nachbildung der zweiten Ableitung ergibt er bei einer beliebig geneigten Ebene den Wert 0, obwohl der Gradient dieser Fläche nicht unbedingt den Wert 0 haben muß. Abbildung 5.4 zeigt das Ergebnis der Anwendung des Laplace-Operators.

Ein weiterer Filter zur Kantendetektion ist der Kirsch-Operator [Klette 95]. Dieser Filter besteht aus acht Faltungskernen der folgenden Form:

$$H = \begin{pmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix} \tag{5.14}$$

Die sieben weiteren Kerne ergeben sich durch sukzessive 45°-Grad-Drehungen. Jeder dieser Faltungskerne kann als signalangepaßte Maske betrachtet werden, die das Modell einer idealen Kante in einer der drei Grundrichtungen (bei quadratischen Bildpunktraster mit acht Nachbarn) darstellt. Eine gewisse Glättung in Richtung der Kante ist schon im Operator beinhaltet.

Der "Einseitige Kantenoperator" sucht das Minimum in einem 3×3-Fenster und berechnet dann

$$s'(x,y) = s(x,y) - \min_{(x,y)\in U} s(x,y), \quad \text{mit } U = 3 \times 3\text{-Umgebung von } (x,y). \tag{5.15}$$

Dadurch kommt eine Kantenbreite von nur einem Bildpunkt zustande, weswegen dieser Kantenoperator auch als "einseitig" bezeichnet wird.

Da die bisher beschriebenen Kantendetektions-Filter recht störungsempfindlich gegenüber Rauschen sind, ist es unumgänglich vor der Kantendetektion eine Glättung des Bildes durchzuführen.

Dies ist beim Deriche-Filter anders, da hier mit Hilfe eines Parameters α auch gleich der Einflußbereich einer Glättung festgelegt werden kann. Da der Deriche-Filter recht komplex und auch in einem eigenen Modul implementiert ist, wird auf ihn erst in einem der nächsten Unterkapitel eingegangen.

Alle diese Filter wurden im *HVES-Modul* integriert. Hier können über eine Dialogbox (Abb. 5.5) neben dem gewünschten Filter noch weitere Optionen angewählt werden. Es ist möglich, erst eine Binomial-Filterung durchzuführen, bevor einer der Kantenoperatoren angewendet wird. So kann eine vorherige Glättung des Bildes vorgenommen werden. Implementiert sind eine Glättung mit einer 3×3 und einer 5×5-Maske, je nachdem, welcher Glättungsgrad bevorzugt wird. Je nachdem, ob in der Dialogbox *glätten* angeklickt ist, bezieht sich die Glättung nur auf die Kantendetektoren, oder auch auf die Ausgabe des Originalbildes.

Grauwertskalierung

Eine weitere wichtige Option ist die Grauwertskalierung. Neben einer linearen Streckung in einem bestimmten Grauwertbereich, kann auch eine exponentielle Grauwertskalierung

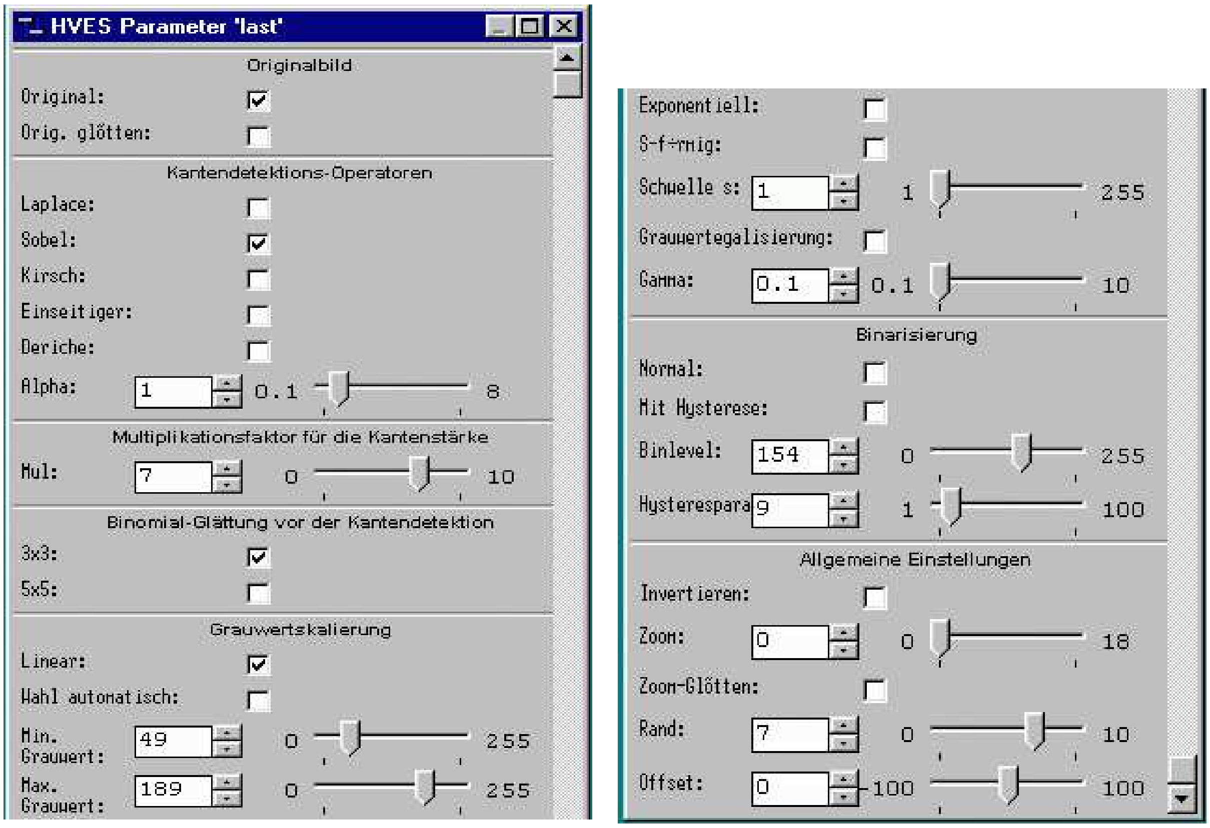


Abbildung 5.5: Dialogbox zur Einstellung der Parameter des *HVES-Moduls*. Neben der Auswahl des gewünschten Kanten-Operators können der Binomial-Filter, Grauwertskalierungen und andere Optionen angewählt werden. Auf die möglichen Optionen wird im Text eingegangen.

gewählt werden. Damit wird eine Ausdehnung des Grauwertbereiches auf die volle Grauwertskala bewirkt.

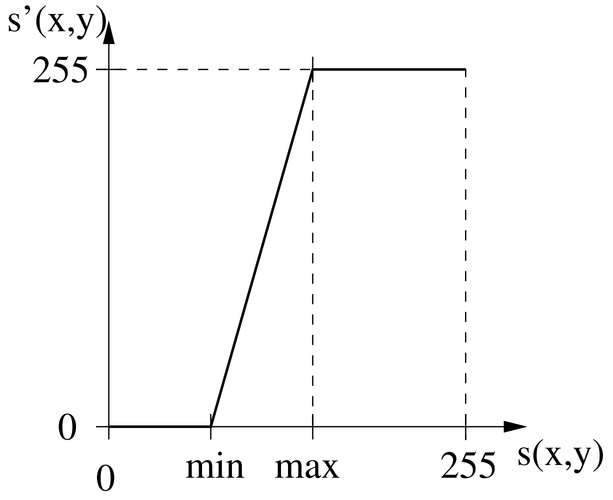
Eine lineare Streckung wird durch folgende Rechnung erzeugt:

$$s'(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{für } s(x,y) < min \\ \frac{s(x,y)-min}{max-min} \cdot 255 & \text{für } min \leq s(x,y) \leq max \\ 255 & \text{für } s(x,y) > max \end{cases} \tag{5.16}$$

min und max entsprechen den minimalen und maximalen Grauwerten, bei denen die Streckung beginnen bzw. enden soll. Diese Werte können im Dialogfenster zum *HVES-Modul* frei gewählt werden. Bei *Wahl automatisch* werden diese Werte auf den kleinsten bzw. größten Grauwert des aktuellen Bildes festgesetzt. Die obige Gleichung entspricht der in Abbildung 5.6 dargestellten stückweise linearen Grauwertkennlinie.

Die exponentielle Streckung mit beliebig wählbaren Parameter γ wird durch

$$s'(x,y) = 255 \cdot \frac{s(x,y)^{\gamma}}{255} \tag{5.17}$$



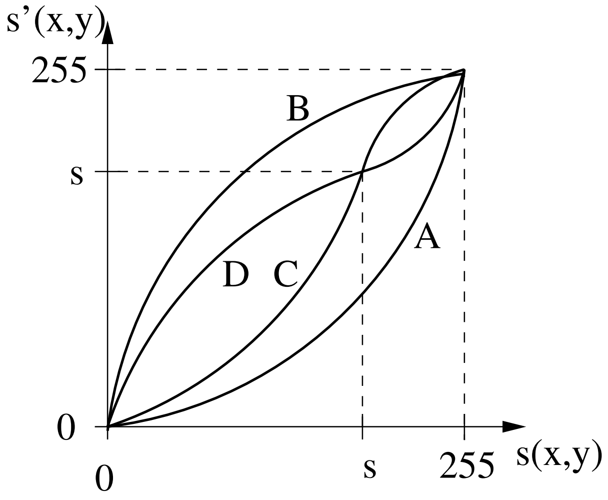


Abbildung 5.6: Links: Stückweise lineare Grauwertkennlinie
Rechts: Kurven A ($\gamma > 1$) und B ($\gamma < 1$): einfache exponentielle Grauwertskalierung mit Exponent γ; Kurven C ($\gamma > 1$) und D ($\gamma < 1$): S-förmige Transformationskennlinie mit Wendepunkt am Grauwert s.

erreicht. Hier wird die Gleichung 5.16 mit $min = 0$ und $max = 255$ verwendet, allerdings der Wert $s(x,y)$ noch zusätzlich mit dem Exponenten γ versehen. Eine S-förmige Streckung berechnet sich dagegen mit

$$s'(x,y) = \begin{cases} \frac{s(x,y)^\gamma}{s^{\gamma-1}} & \text{für } 0 \leq s(x,y) \leq s \\ 255 - \frac{(255-s(x,y))^\gamma}{(255-s)^{\gamma-1}} & \text{für } s \leq s(x,y) \leq 255 \end{cases} \tag{5.18}$$

s gibt den Wendepunkt der S-förmigen Transformationskennlinie an (Abb. 5.6). Alle diese Skalierungen ermöglichen es, den Grauwertbereich optimal zu wählen, so daß maximale Kontraste ohne Informationsverluste erhalten werden.

Eine weitere Variation der Grauwertkennlinie kann durch die Egalisierung des Grauwerthistogrammes erreicht werden [Klette 95]. Darunter wird eine Transformation der Grauwerte verstanden, so daß sie gleichverteilt sind. Durch Einstellung des Parameters γ kann eine Unter- bzw. Überegalisierung gewählt werden. Mit $\gamma = 1$ ist das Zielhistogramm gleichverteilt, mit Werten $\gamma < 1$ wird eine schwächere Egalisierung erzeugt. Bei einer stärkeren Egalisierung ($\gamma > 1$) sind seltene Grauwerte des Originalbildes im transformierten Bild häufiger als im egalisierten Bild ($\gamma = 1$). Die Egalisierung wird erreicht, indem in einem ersten Rechenschritt das Histogramm der Grauwerte ($hist(x,y)$) bestimmt wird. In einem weiteren Schritt wird die Transformationsgleichung, die auf diesen Histogrammwerten basiert, festgelegt:

$$s'(x,y) = \frac{255}{Q} \cdot \sum_{w=0}^{s(x,y)} hist(w)^\gamma \quad \text{mit} \quad Q = \sum_{w=0}^{255} hist(w)^\gamma \tag{5.19}$$

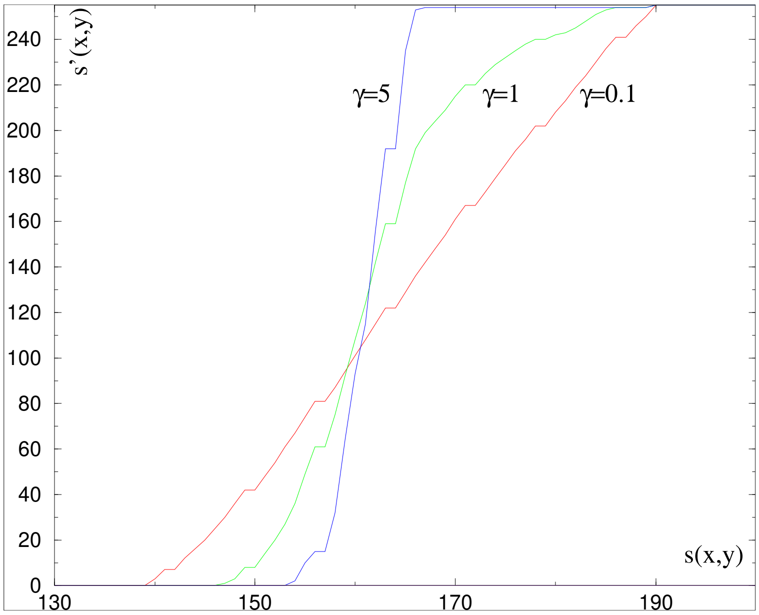


Abbildung 5.7: Darstellung der Tranformationsgleichung zur Grauwertegalisierung mit verschiedenen γ-Faktoren (rot: $\gamma = 0.1$, grün: $\gamma = 1$ und blau: $\gamma = 5$).

In Abbildung 5.7 sind Transformationsgleichungen mit $\gamma = 0.1$, $\gamma = 1$ und $\gamma = 5$ für ein Bild dargestellt. Man kann deutlich erkennen, daß bei einem sehr kleinen γ-Faktor die Grauwertegalisierung einer linearen Grauwertskalierung sehr ähnlich sieht. Im Anhang B (Abb. B.2) sind das Bild, das als Grundlage der abgebildeten Transformationsgleichung dient und die Ergebnisse der verschiedenen γ-Faktoren dargestellt. Um eine Vorstellung von der Wirkungsweise dieser Grauwertegalisierung zu bekommen, ist daneben auch das Grauwerthistogramm des jeweiligen Bildes abgedruckt.

Mit dieser Grauwertskalierung können insbesondere die Bilder verbessert werden, bei denen nicht die gesamte Grauwerteskala von $0 \ldots 255$ ausgenutzt wird. Allerdings kann sie sich störend bei gut ausgeleuchteten Bildern auswirken, die nur wenige Graustufen beinhalten. Die Egalisierung ruft in einem solchen Fall unerwünschte Zwischengraustufen hervor.

Zusätzlich zu diesen Eigenschaften wurden noch weitere Einstellungsmöglichkeiten programmiert. In der folgenden Liste ist eine Übersicht über die zu wählenden Parameter gegeben:

- Wahl des Kanten-Operators (Laplace, Sobel, Kirsch, Einseitiger Kantenoperator, Deriche)

- Möglichkeit der Glättung mit dem Binomialfilter (Wahl zwischen 3×3 und 5×5-Filtermaske)

- Wahl der Art der Grauwertskalierung (linear, exponentiell, S-förmig, Grauwertegalisierung)

- Wahl des Exponenten der exponentiellen und S-förmigen Grauwertskalierung (Parameter γ), der Schwelle s für die S-förmige und des minimalen und maximalen Grauwertes für die lineare Grauwertskalierung
- Invertierung
- Binarisierung und Wahl des Binarisierungslevels
- Überlagerung des Originalbildes bzw. des geglätteten Originalbildes
- Multiplikationsfaktor der Kantenverstärkung
- Setzen eines Offsets
- Zoom
- Zoom-Glätten
- Wahl der Randgröße
- Darstellung des Bildes um 180° gedreht (Parameter usd)

Auf die ersten Punkte wurde weiter oben schon eingegangen, so daß diese an dieser Stelle nicht noch einmal erläutert werden müssen, sondern hier als erstes die Invertierung diskutert werden soll. Diese bewirkt eine Umkehrung der Grauwerte, d.h. alles was vorher hell war, wird dunkel und umgekehrt. Diese Einstellmöglichkeit trägt der Tatsache Rechnung, daß Sehbehinderte manche Dinge wie z.B. Schrift in invertierter Form, also bei Schrift weiß auf schwarzem Grund, besser erkennen können. Gerade bei Schrift oder anderen Zweipegelbildern ist es teilweise sinnvoll, diese zu binarisieren, wenn die Lichtverhältnisse gleichmäßig sind und so die Kontraste vom weißem Blatt zur schwarzen Schrift immer gleich stark sind, so daß als Ergebnis nur Schwarz-Weiß-Werte erhalten und alle dazwischenliegenden störenden Grautöne eliminiert werden. Bei der einfachen Binarisierung wird eine Schwelle s gewählt und alle Grautöne unter dieser Schwelle werden weiß und die darüberliegenden schwarz abgebildet. Bei der Binarisierung mit Hysterese wird der Schwellenwert s zusätzlich mit einer Hysterese δ versehen, die zur Unterdrückung des Diskretisierungsrauschens dient. Die Stärke des Einflusses der Hysterese kann durch den Parameter L beeinflußt werden. Es gilt:

$$s'(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{wenn } s(x,y) < s + \delta \cdot L \\ 255 & \text{sonst} \end{cases} \tag{5.20}$$

mit

$$\delta = \begin{cases} +1 & \text{wenn } s(x-1,y) + s(x-1,y-1) + s(x,y-1) < 2 \cdot 255 \\ -1 & \text{sonst} \end{cases} \tag{5.21}$$

Bei der Berechnung werden die schon binarisierten Nachbarn des jeweiligen Pixels in Betracht gezogen. Der Hystereseparameter δ wird wird dann +1, falls von den drei in Betracht gezogenen Nachbarn die Mehrheit den Wert 255 besitzt, ansonsten wird $\delta = -1$. Die Hysterese soll verhindern, daß rauschbedingte Grauwertschwankungen um die Binarisierungsschwelle s aufgrund der Binarisierung auf den vollen Grauwertumfang verstärkt werden.

Da die Umwelt abgebildet werden soll, ist es sinnvoll, sich das Originalbild zusammen mit verstärkten Kanten anzuschauen. Manchmal kann es aber auch vereinfachend sein, wenn nur die Kanten abgebildet werden. Wichtig ist in jedem Fall, den Verstärkungsfaktor der Kanten frei wählbar zu gestalten, so daß diese unterschiedlich stark betont werden können. Hierbei bewirkt eine starke Verstärkung eine dicke ausgeprägte, aber damit auch nicht mehr so scharfe Kante. Falls das Bild insgesamt zu hell oder dunkel erscheint, kann die Helligkeit mit der Angabe eines Offsets verändert werden. Dieser Wert wird dann zu jedem Pixel addiert bzw. subtrahiert.

Da Sehbehinderte eine starke Vergrößerung benötigen, wurde diese Option auch in dem Filter-Modul integriert. Dabei bedeutet ein Zoom-Wert von 3 eine Vergrößerung der Mitte des Bildes um den Faktor 4 in jede Richtung oder, anders ausgedrückt, jeder Pixel wird um drei weitere Pixel verlängert. Der Zoom-Wert 0 gibt also das Bild in der Größe wieder, wie es die Kamera liefert. Bei der geringen Kamera-Auflösung ist ein Zoom natürlich nur begrenzt sinnvoll. Solange jeder einzelne Pixel erkannt wird, bringt eine Vergrößerung nur Informationsverlust. Können einzelne Pixel aber nicht mehr getrennt wahrgenommen werden, so kann deren Vergrößerung von Nutzen sein. Wird *Zoom-Glätten* angewählt, so

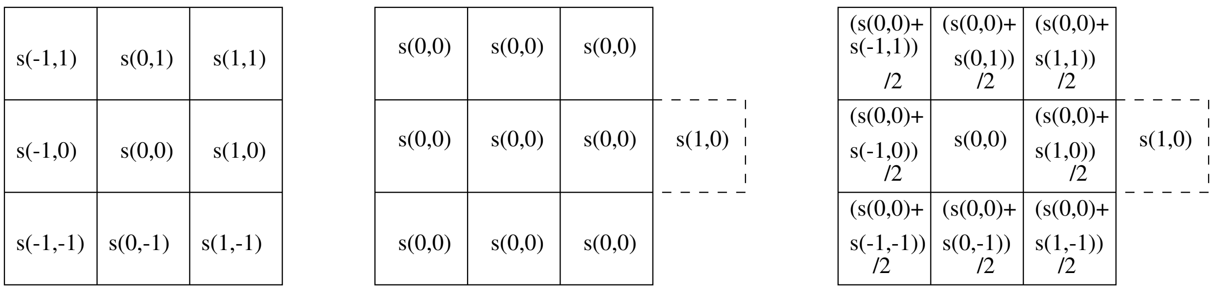


Abbildung 5.8: Schematische Darstellung der Zoomfunktion. Es wurde zur Demonstration ein Bereich von 3×3 Pixeln gewählt. Im linken Bild ist die Pixelverteilung des Originalbildes dargestellt. Das mittlere Bild gibt das Ergebnis des Zoomens mit dem Zoom-Wert 1 wieder. Im rechten Bild ist zusätzlich die Funktion *Zoom-Glätten* aktiviert, so daß der Mittelwert der jeweiligen Pixel als Verlängerung gewählt wird.

wird nicht jeder Pixel um die jeweilige Zoomstufe verlängert, sondern an den Grenzen der vergrößerten Pixel wird der Mittelwert aus zwei benachbarten Pixeln gewählt (Abb. 5.8). Damit wird eine gewisse Glättung im vergrößerten Bild erhalten und die Abstufungen zwischen den dargestellten Pixeln werden etwas weicher.

Bei der *Wahl der Randgröße* handelt es sich um die Umgehung des Randproblems. So ist bei den oben diskutierten Filtern das Problem gegeben, daß sie an den Bildrändern eine nicht vorhandene Kante detektieren, da keine weiteren Pixel außerhalb des Bildrandes existieren. Es hat sich gezeigt, daß das Verlängern des Bildes um eine bestimmte Anzahl von Pixeln mit einem mittleren Grauwert in jeder Richtung keine optimale Lösung bietet. Daher wurde jeweils die letzte Randzeile des Bildes nach außen hin verlängert. Je nach Einstellung des Parameters kann so das eigentliche Bild um bis zu 10 Pixel an jeder Seite erweitert werden. Da dies natürlich zu einem wesentlich erhöhten Rechenaufwand führt und gar nicht bei jeder Einstellung der übrigen Parameter notwendig ist, wurde die Randbreite variabel gehalten.

Die Drehung des Bildes um 180° ist speziell für die Anpassung an die *LCD-Brille* gedacht, da diese den Strahlengang umkehrt, so daß ohne eine softwaremäßige Drehung in der *LCD-Brille* alles auf dem Kopf dargestellt würde. Da diese Option nur für den Gebrauch der *LCD-Brille* sinnvoll ist, wurde in dem Dialogfenster hierfür kein Eintrag vorgesehen. Diese Einstellung kann aber in der *Hves.ini*-Datei direkt als $usd = 0$ bzw. $usd = 1$ eingetragen werden, indem mit der linken Maustaste auf das Ausgabefenster des *HVES-Moduls* geklickt und in dem sich dadurch öffnenden Feld unter $[Parameter]$ der gewünschte Wert eingetragen wird.

Beschreibung des Deriche-Filters

Der Deriche-Filter [Klette 95] ist in Programmierung und Speicherbedarf aufwendiger als die schon beschriebenen Operatoren. Die Kantendetektion erfolgt hier in mehreren Bilddurchläufen. Im folgenden sollen die charakteristischen Merkmale dieses Operators etwas genauer betrachtet werden.

Dieser Filter bewirkt eine sehr gute Kantendetektion im Sinne folgender Kriterien. Zum einen ist er gegenüber Rauschen sehr unempfindlich, aber dennoch ist seine Empfindlichkeit gegenüber wahren Kanten sehr hoch und die Kantenlage wird sehr genau gefunden. Der Filter hat eine rekursive Struktur, so daß auch kleine Fenster große Einflußgebiete erzielen. Die Fenstergröße kann mit einem Parameter α eingestellt werden. Dabei ist die Rechenzeit unabhängig von der Größe dieses Parameters. Die Berechnung erfolgt in acht Bilddurchläufen, wobei vier in horizontaler und vier in vertikaler Richtung verlaufen.

Ein großer Nachteil dieses Operators ist seine Komplexität. Zudem werden mehrere Bildspeicher erfordert, um Zwischenergebnisse zu speichern und weiterverwenden zu können.

In Abhängigkeit von α werden zuerst einige Koeffizienten berechnet:

$$\begin{aligned} a &= -(1-e^{-\alpha})^2, \quad b_1 = -2e^{-\alpha}, \quad b_2 = e^{-2\alpha}, \quad a_0 = \frac{-a}{1-\alpha b_1 - b_2}, \\ a_1 &= a_0(\alpha - 1)e^{-\alpha}, \quad a_2 = a_1 - a_0 b_1, \quad a_3 = -a_0 b_2 \end{aligned} \tag{5.22}$$

Diese gehen dann in die Rechnung mit ein, wenn das Teilergebnis $H(x,y) = g_{h1}(x,y) + g_{h2}(x,y)$ berechnet wird:

$$g_{v1}(x,y) = f(x,y-1) - b_1 \cdot g_{v1}(x,y-1) - b_2 \cdot g_{v1}(x,y-2) \tag{5.23i}$$

$$\begin{aligned} g_{v2}(x,y) &= f(x,y+1) - b_1 \cdot g_{v2}(x,y+1) - b_2 \cdot g_{v2}(x,y+2) && (5.23\,\text{ii}) \\ g_{hv}(x,y) &= a \cdot (g_{v1}(x,y) - g_{v2}(x,y)) \\ g_{h1}(x,y) &= a_0 \cdot g_{hv}(x,y) + a_1 \cdot g_{hv}(x-1,y) - b_1 \cdot g_{h1}(x-1,y) \\ &\quad -b_2 \cdot g_{h1}(x-2,y) && (5.23\,\text{iii}) \\ g_{h2}(x,y) &= a_2 \cdot g_{hv}(x+1,y) + a_3 \cdot g_{hv}(x+2,y) \\ &\quad -b_1 \cdot g_{h2}(x+1,y) - b_2 \cdot g_{h2}(x+2,y) && (5.23\,\text{iv}) \end{aligned}$$

Werden die gleichen Bildspeicher mehrfach für Zwischenergebnisse verwendet, so läßt sich das Teilergebnis $V(x,y) = g_{h1}(x,y) + g_{h2}(x,y)$ so berechnen:

$$\begin{aligned} g_{v1}(x,y) &= f(x-1,y) - b_1 \cdot g_{v1}(x-1,y) - b_2 \cdot g_{v1}(x-2,y) && (5.23\,\text{v}) \\ g_{v2}(x,y) &= f(x+1,y) - b_1 \cdot g_{v2}(x+1,y) - b_2 \cdot g_{v2}(x+2,y) && (5.23\,\text{vi}) \\ g_{hv}(x,y) &= a \cdot (g_{v1}(x,y) - g_{v2}(x,y)) \\ g_{h1}(x,y) &= a_0 \cdot g_{hv}(x,y) + a_1 \cdot g_{hv}(x,y-1) - b_1 \cdot g_{h1}(x,y-1) \\ &\quad -b_2 \cdot g_{h1}(x,y-2) && (5.23\,\text{vii}) \\ g_{h2}(x,y) &= a_2 \cdot g_{hv}(x,y+1) + a_3 \cdot g_{hv}(x,y+2) \\ &\quad -b_1 \cdot g_{h2}(x,y+1) - b_2 \cdot g_{h2}(x,y+2) && (5.23\,\text{viii}) \end{aligned}$$

Das Resultatbild $h(x,y)$ setzt sich aus den Kantenbildern $H(x,y)$ der horizontalen und $V(x,y)$ vertikalen Kanten zusammen:

$$h(x,y) = \sqrt{H(x,y)^2 + V(x,y)^2} \tag{5.24}$$

Dieser Filter extrahiert die Kanten und hat zugleich eine glättenden Wirkung. Die Stärke der Glättung kann mit Hilfe des Parameters α variiert werden. Je kleiner der Parameter α gewählt wird, desto stärker wird die Glättung, da das Einflußgebiet und damit die Fenstergröße steigt. Dabei spielt die Größe von α für den Rechenaufwand keine Rolle. Dies ist ein großer Vorteil dieses rekursiven Kantenoperators gegenüber nichtrekursiven Operatoren, bei denen der Rechenaufwand im allgemeinen quadratisch mit der der Fenstergröße steigt, womit u.U. eine sehr hohe Rechenzeit verbunden ist. Mit einem großen Wert von α werden exakt positionierte Kanten erhalten, allerdings ist der Filter damit dann rauschempfindlicher, was sich in ruhigen Bildabschnitten ohne ausgeprägte Kanten besonders störend bemerkbar macht. Dagegen bewirkt ein kleines α eine stärkere Glättung und damit ein recht rauschfreies Bild. Dafür werden die Kanten breiter und unschärfer. Es kann solange an den Parametern gespielt werden, bis die für die Anwendung optimale Einstellung gefunden ist.

In Abbildung 5.9 wurde der Deriche-Operator mit unterschiedlichen Parametern auf dasselbe Bild angewendet.

Auch auf diesen Filter können die vielfältigen Einstellungsmöglichkeiten (Abb. 5.5), die oben beschrieben wurden, angewandt werden.

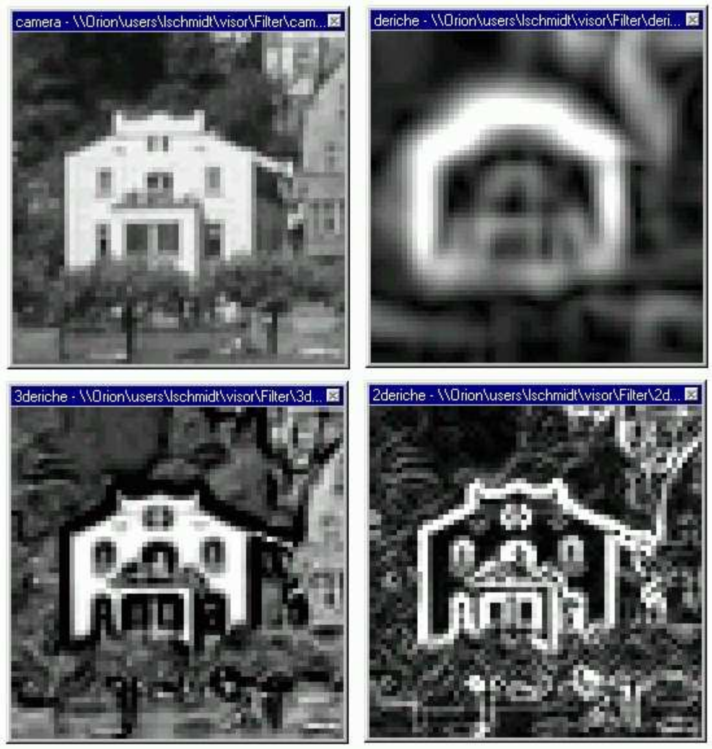


Abbildung 5.9: Oben links: Originalbild. Die anderen Bilder geben die Anwendung des Deriche-Filters mit verschiedenen Parametern auf dieses Bild wieder: **Oben rechts:** $\alpha = 0.5$, **unten rechts:** $\alpha = 10$ und **unten links:** $\alpha = 2$, wobei hier daß Kantenbild zusätzlich mit dem Originalbild überlagert ist. In allen Fällen ist der Multiplikationsfaktor für die Kantenstärke auf $Mul = 2$ gesetzt.

Rechenaufwand der Filter

Ein wichtiges Kriterium für eine hohe Bildausgabefrequenz, ist die benötigte Rechengeschwindigkeit für den iplementierten Filter. Die im *HVES-Modul* integrierten Filter sind alle bezüglich ihrer Geschwindigkeit optimiert. Dazu sind alle Rechenschritte soweit wie möglich zusammengefaßt. Bei Filtern, die mit einer Maske beschrieben werden, wie z.B. dem Sobelfilter, erfordert bei einer Maskengröße von $(2r+1) \times (2r+1)$ jedes Pixel $(2r+1)^2$ Multiplikationen und $(2r+1)^2 - 1$ Additionen. Dies summiert sich schon bei kleinen Maskengrößen zu einer großen Anzahl von Rechenoperationen. Daher ist es notwendig, den Rechenaufwand zu verringern. Dies läßt sich meist einfach bewerkstelligen.

Als Beispiel sei die 5×5 $(r = 2)$ Binomialmaske herausgegriffen.

$$\frac{1}{256}\begin{pmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 6 & 24 & 36 & 24 & 6 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{pmatrix} = \frac{1}{16}\begin{pmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{pmatrix} * \frac{1}{16}\begin{pmatrix} 1 \\ 4 \\ 6 \\ 4 \\ 1 \end{pmatrix} \tag{5.25}$$

Diese Maske ist separabel, d.h. sie kann in zwei Faltungen mit je einer horizontalen und einer vertikalen 1D-Maske zerlegt werden. Damit werden nur noch $4r + 1 = 10$ Multiplikationen und $4r = 8$ Additionen zur Berechnung benötigt. Eine solche Zerlegung ist mit allen separablen Masken durchführbar. Der Rechenaufwand wächst dann nur noch linear und nicht mehr quadratisch mir r.

Da hier viele Einträge der Maske mehrfach vorhanden sind, können diese zusammengefaßt werden, so daß sich die Maske auf nur sechs unabhängige Faktoren reduziert: $\frac{1}{256}\begin{pmatrix} 1 & 4 & 6 & 16 & 24 & 36 \end{pmatrix}$. Wird diese Art der Zusammenfassung gewählt, so reduziert sich der Rechenaufwand auf sechs Multiplikationen und 24 Additionen. Damit ist die Zahl der Multiplikationen, die häufig mehr Zeit benötigen als Additionen, auch gegenüber der separierten Maske stark zurückgegangen. Der Nachteil dieser Umformung ist, daß für jede Maske ein eigenes Faltungsprogramm entwickelt werden muß, während für alle separablen Masken das gleiche Programm genutzt werden kann.

Im *HVES-Modul* sind alle Filter hinsichtlich ihrer Geschwindigkeit optimal zusammengefaßt. Für beliebige 3×3 und 5×5 Masken besteht im *Visor-Programm* ein Modul, bei welchem diese direkt eingegeben werden können. Dieses Modul hat den Nachteil, daß es keine Geschwindigkeitsoptimierung beinhaltet, ist aber dazu geeignet, mit beliebigen 3×3 und 5×5-Masken zu experimentieren, um so geeignete Filter zu finden.

Da beim Kirsch-Operator 8-Filtermasken berechnet werden müssen, erfordert dieser Filter genauso wie der Deriche-Filter, der aufgrund seiner Komplexität viele Rechenschritte benötigt, sehr viel mehr Rechenzeit als die anderen Filter.

Filter	**Berechnungsdauer pro Bild** [ms]
Laplace-Filter	1,63
Sobel-Filter	6,77
Kirsch-Filter	23,12
Einseitiger Kanten-Filter	8,72
Deriche-Filter	26,28

Tabelle 5.2: Bildaktualisierungszeiten, die mit dem Notebook *Tecra* zur Berechnung der verschiedenen Filter für ein Bild von 96×72-Pixeln benötigt werden.

Aus dem Histogramm der Abbildung 5.10 können die typischen Zeiten entnommen werden, die pro Bildberechnung für ein Bild von 96×72-Pixeln vom Notebook *Tecra* für die

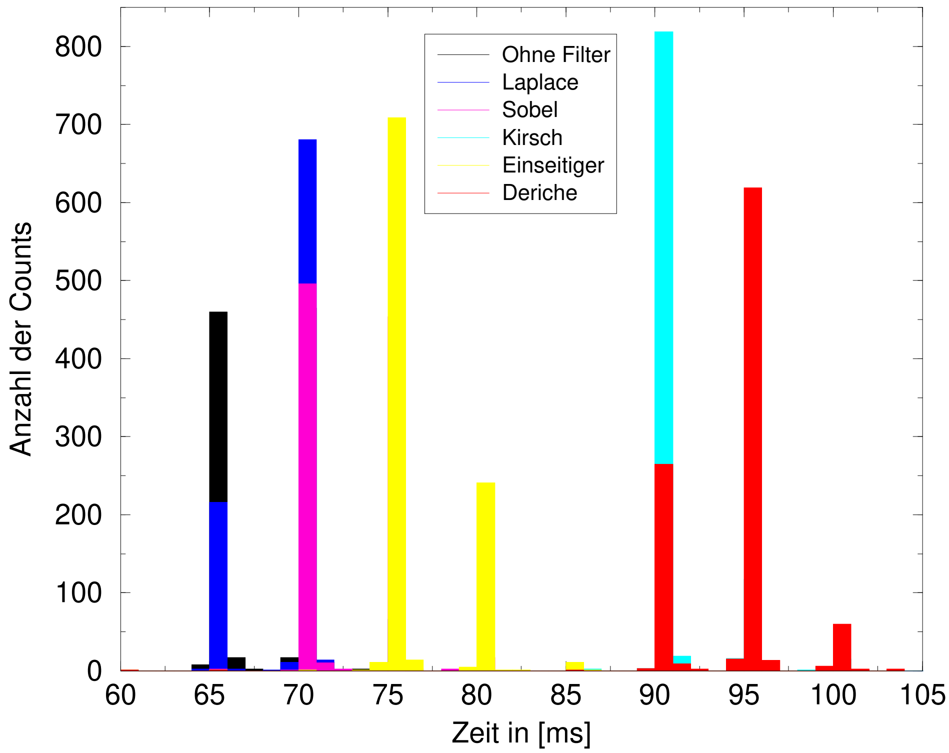


Abbildung 5.10: In diesem Histogramm ist die Zeit in [ms] gegen die Anzahl der Counts aufgetragen. Daraus lassen sich für die einzelnen Filter bei Verwendung des Notebooks *Tecra* die Berechnungsdauern ermitteln, die in Tabelle 5.2 explizit angegeben sind.

Berechnung der einzelnen Filter benötigt werden. Es wurden jeweils 1000 Update-Zeiten zwischen zwei Bildaktualisierungen aufgenommen. Ohne Filter werden 67,5 ms benötigt. Diese recht hohe Zahl erklärt sich durch die sehr langsam eingestellte *Readout*-Zeit für die Kamera. Durch einen geringeren Wert kann diese Zeit verkürzt werden. So haben die Absolutwerte des Histogramms (Abb. 5.10) keine große Aussagekraft. Was aber sehr deutlich zu sehen ist, sind die Zeitabstände zwischen den Update-Zeiten bei der Berechnung der verschiedenen Filter. Daraus ergeben sich die Berechnungsdauern für die einzelnen Filter. Diese sind in Tabelle 5.2 für alle implementierten Filter angegeben. Es wurde aus jeweils 1000 aufgenommen Werten der Mittelwert gebildet. Auffällig an dem Histogramm ist, daß es für jeden Filter ein Hauptmaximum und jeweils 5 ms später zwei Nebenmaxima gibt. Dies läßt vermuten, daß hier vom Computer durchgeführte Interrupts vorliegen, die genau diese Zeit in Anspruch nehmen. Da es für die Geschwindigkeitsberechnung nur auf relative Werte ankommt und eine Mittelung über 1000 Werte stattfindet, haben diese Zeitverzögerungen keinen Einfluß auf die Bestimmung der Update-Zeiten.

5.2.2 Vollbildschirm

Es wurde ein Modul *dxdraw* [Schürmann 98] implementiert, mit dem die Möglichkeit geschaffen ist, ein beliebiges Ausgabefenster auf den vollen Bildschirm zu projizieren. Dabei können verschiedene Optionen angewählt werden:

- stretch bitmap
- upside-down display
- aktivate Fullscreen

Ist die Funktion *stretch bitmap* selektiert, so wird bei der Vollbildschirmdarstellung die gesamte zur Verfügung stehende Bildschirmgröße ausgenutzt. So wird natürlich ein quadratisches Fenster verzerrt, da es horizontal stärker gestreckt wird, als vertikal, um das gesamte 4 : 3-Format des Bildschirmes zu nutzen. Andererseits kann diese Option auch deselektiert werden, dann wird die größtmögliche Darstellung gewählt, die ohne Verzerrung des Bildes noch möglich ist.

Die *upside-down display* Option ermöglicht einem die Wahl zwischen normaler und an der x-Achse gespiegelter Darstellung. Dies wurde implementiert, um die Umkehrung des Strahlenganges der Optik der *LCD-Brille* auszugleichen. Soll also die *LCD-Brille* verwendet werden, ist es sinnvoll, diese Option zu wählen.

Mit der Maus kann *aktivate Fullscreen* selektiert werden, so daß die Vollbildschirmdarstellung des jeweiligen Fenster-Moduls erscheint, zu dem das *dxdraw*-Fenster gehört, d.h. welches dieses Fenster aufruft. Mit der *Esc*-Taste kann diese Darstellung wieder verlassen werden.

Für die Programmierung wurde *Microsoft's DirectDraw* aus der *DirectX-library* verwendet. Die Darstellung im Vollbildschirmmodus kann auch durch eine einfache Vergrößerung des darzustellenden Fensters bewerkstelligt werden, doch geht dies auf Kosten der Geschwindigkeit, was bei der Verwendung der Kamera störend ist, da dann die Bildaktualisierung zu langsam vonstatten geht.

Kapitel 6

Test des HVES

6.1 Gliederung des Tests

Die Tests zur Eignung des *HVES* als Sehhilfesystem sind wie folgt aufgebaut:

- Test mit verschiedenen Testreihen von Bitmaps
  - Geometrische Muster
  - E's
  - Zahlenreihen
  - Text
  - Photo mit verschiedenen Motiven (Häuser, Tiere, Personen)
- Test mit Kamerabildern
  - Orientierung im Raum
  - Motiv: Personen
  - Motiv: Schrift verschiedener Schriftgrößen

Der genaue Testablauf kann Anhang D entnommen werden. Hier sind zum einen die Bildreihen mit den Testmotiven (Abb. D.1) abgedruckt, zum anderen ist der Testerfassungsbogen (Abb. D.2 - D.6) mit aufgenommen, auf dem der gesamte Test mitprotokolliert wird.

Ziel der Tests ist es, einen Einblick in die Stärken und Schwächen des Systems zu bekommen. Insbesondere soll festgestellt werden, ob das System mit evtl. noch vorzunehmenden Verbesserungen (wie z.B. einer erhöhten Kameraauflösung), ein einsatzbereites Sehhilfesystem darstellt.

6.2 Testeinstellungen

Für den Test werden ein Notebook mit Videoausgang, die *LCD-Brille* mit montierter 96×72-Kamera, die ADC-Platine, das Video-Interface und die jeweils dazugehörigen Kabel benötigt.

Es wird das *Visor-Programm* gestartet und ein speziell für diesen Test aufgebautes Bitmap mit 25 Testmotiven (Abb. D.1) geladen. Die Bildschirmauflösung wird auf 1024×768 bei einer Farbtiefe von 16-Bit eingestellt. Das *Camera*-Modul stellt das *Root*-Fenster dar, von welchem aus das *HVES*-Modul aufgerufen wird. Die Ausgabe des Notebooks muß auf LCD/TV eingestellt sein, so daß die Ausgabe sowohl auf dem Monitor, als auch in der *LCD-Brille* erscheint. Bei der gewählten Bildschirmauflösung wird nur ein Ausschnitt des Monitors auf die *LCD-Brille* ausgegeben. Welcher Ausschnitt zur Anzeige kommt, kann mit der Stellung der Maus selektiert werden. Virtuell steht der gesamte Bildschirm zur Anzeige in der Brille zur Verfügung.

Zu Testzwecken ist es sinnvoll, den Sehbehinderten nur das Test- bzw. das Kamerabild anzubieten, nicht aber auch die Anzeige der Parametereinstellungen. Es genügt, wenn diese zur Bedienung vom Testleiter eingesehen werden können. Es wurde speziell für diesen Test die Möglichkeit geschaffen, die Parametereinstellungen über Tastatureingaben zu verändern. Dies funktioniert nur, wenn das *HVES*-Modul-Fenster zuvor mit der Maus selektiert wird. Die Funktion der einzelnen Tasten kann Tabelle C.1 entnommen werden. Damit ist ein hin- und herfahren mit der Maus nicht mehr erforderlich, was den in der *LCD-Brille* angezeigten Bildausschnitt verschieben und damit zu einer Verwirrung der Testperson führen würde. Das *HVES*-Modul wird zur Anzeige auf die *LCD-Brille* gebracht, indem es auf eine Größe von $mag = 8.5$ vergrößert und in der rechten unteren Hälfte des Bildschirmes plaziert wird. Fährt man mit der Maus zu eben dieser Ecke, so wird in der *LCD-Brille* genau dieses Fenster angezeigt.

Geplant war eine Durchführung des Tests an der Augenklinik Heidelberg, Ophthalmologische Rehabilitation. Leider mußte der geplante Termin seitens der Augenklinik kurzfristig abgesagt werden und es war vor der Abgabe dieser Arbeit kein neuer Termin mehr zu bekommen.

Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieses Projektes war es, eine optoelektronische Sehhilfe für Sehbehinderte zu entwickeln. Dabei wurde ein im Institut für Hochenenergiephysik entwickelter Kamerachip zur Bildaufnahme verwendet. Zur Bildverarbeitung und Steuerung des Systems kam ein Notebook zum Einsatz. Auf die Ausgabe wurde in dieser Arbeit das Hauptaugenmerk gerichtet. Es wurde aus einem HMD, wie es für Virtual Reality Systeme auf dem Markt erhältlich ist, eine *LCD-Brille* entwickelt. Das System wurde *HVES* genannt, was für **H***eidelberger* **V***ision* **E***nhancement* **S***ystem* steht.

Hier sollen neben den Vor- und Nachteilen des entwickelten Systems weitere Entwicklungsmöglichkeiten aufgezeigt werden:

Bewährt hat sich die *LCD-Brille* mit den LCDs. Da diese immer preiswerter werden und eine immer bessere Auflösung vorweisen, können daraus in Zukunft sicher gute und preiswerte Systeme entwickelt werden. Das geringe Gewicht der Brille bildet einen großen Vorteil gegenüber Systemen mit CRT-Displays. Nur so ist der nötige Tragekomfort auch über einen längeren Zeitraum zu gewährleisten.

Auch die Optik der *LCD-Brille* hat sich in dieser Anwendung bewährt: Eine ca. 9-fache Vergrößerung der LCDs konnte erreicht werden. Für die Aufhängung der Linsen kann noch eine bessere Mechanik entwickelt werden. Zur Zeit können die Linsen verrutschen und eine exakt positionierte Einstellung ist nicht ganz einfach zu erhalten. Eine bessere Halterung mit der Möglichkeit, die Linsen gezielt vor- und zurückzuschieben, könnte hier Abhilfe schaffen. So würde es dann auch keine Probleme bereiten, Refraktionsfehler gezielt durch eine präzise Einstellung des Abstandes der Linsen von den LCDs zu kompensieren. Wichtig ist in jedem Fall, daß eine solche Einstellung leicht, exakt und ohne großen Aufwand vorgenommen werden kann.

Einen Schwachpunkt bildet momentan sicherlich die Kamera aufgrund ihrer geringen Auflösung. Zudem verliert der Sehbehinderte ein Vielzahl von Informationen, da die Kamera nur Schwarz-Weiß Bilder liefert. Hier ist sicherlich eine Kamera mit wesentlich höherer Auflösung erforderlich. Es bleibt abzuwarten, ob die hier momentan in der Entwicklung befindliche Kamera mit einer Auflösung von 384×288 Pixeln ausreicht, oder ob eine größere Auflösung erforderlich ist. Diese Auflösung erfüllt die Minimalanforderungen einer sinnvoll einsetzbaren Sehhilfe, für eine vergrößerte Darstellung ist sie aber vermutlich noch zu gering. Sicherlich wird der Informationsverlust durch die fehlende Farbdarstellung immer ein Problem dieses Kameratyps bleiben. Andererseits bildet der hohe Dynamikbereich von sechs Dekaden mit logarithmischer Kennlinie einen Vorteil: Die Kamera kommt ohne externe Blende aus, so daß sie sehr kompakt bleibt, da ihre Größe hauptsächlich durch ihre Optik bestimmt wird. Hier hat sich klar gezeigt, daß eine einzelne Linse mit einer Brennweite von $f = 5\,\mathrm{mm}$ keine ausreichende Bildqualität liefert, so daß auf ein kleines Objektiv zurückgegriffen werden muß, was mehr Platz als eine Einzellinse beansprucht. Dennoch bleibt die Kamera in ihren Maßen so klein, daß sie problemlos an der *LCD-Brille* angebracht werden kann.

Die Mobilität wird hauptsächlich aufgrund der Größe und des Gewichtes des Notebooks eingeschränkt. Hier ist auf Dauer sicher eine Bewältigung der durchzuführenden Aufgaben mit Hilfe von Hardwarebauteilen erforderlich. Da dazu nicht die volle Funtkonalität eines PCs benötigt wird, ist hier eine Realisierung mit programmierbaren Logikbausteinen denkbar.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß *HVES* noch kein marktreifes Produkt darstellt, aber mit den hier genannten Entwicklungsvorschlägen sicher das Potential dazu hat. Zur Zeit bietet es dem in Kapitel 1 beschriebenen *LVES* noch keine Konkurrenz. Der Versuch, mit Hilfe von LCDs eine Brille zu entwickeln, sollte in jedem Fall weiter verfolgt werden, da dieses Konzept vielversprechend ist.

Anhang A

Technische Daten

Notebook Tecra 8000 von *Toshiba*
Allgemein
Gewicht: $2,86\,$Kg
Prozessor 300 MHz
Festplatte 6 GB
Speicher 64 MB
CD-Rom, Bildschirm $13,3''$ XGA
Umgebungsbedingungen
Betrieb bei $5\ -\ 35^{\circ}\,C$ und 20% – 30% Luftfeuchte
Stromversorgung
Netzadapter: 45 Watt, $100 - 240\,$V Wechselstrom, 50 oder 60 Hz
Computer: 15 V Gleichstrom, $3,0\,$A
Prozessor
Mobile Pentium®II Prozessor 300 MHz
Speicher: 64MB
Anschlüsse
1×Parallel, 1×Seriell
VGA-Anschluß, Video-Ausgang
PS/2-Maus/Tastatur
Infrarotschnittstelle
Universal Serial Bus (USB)
zwei Steckkartenplätze

Tabelle A.1: Technische Daten des Notebook *Tecra 8000* von *Toshiba* (aus: Benutzerhandbuch)

i-glasses
Optik
Verzerrungsfreie Anzeige, die optimal im geöffneten Betrieb benutzt werden kann
Sichtfeld: 30° für jedes Auge
Fester Brennpunkt bei 28 cm, um überanstrengung der Augen zu vermeiden
i-glasses müssen nicht an individuellen Augenabstand angepaßt werden
100 % Stereoüberlappung
i-glasses können über jede Brille getragen werden
Anzeigen
2-Vollfarb-0,7”-Flüssigkristall-Anzeigen
Auflösung: 180.000 Pixel pro Flüssigkeitskristall-Anzeige
VideoMute
Mechanik
Ergonomisch für maximalen Tragekomfort
Faltbares Kopfteil (Video-Brille)
Gewicht: ca. 230 g
Visier für geschlossenen Betrieb
Ergonomisch verstellbare Kopfhörer
Elektrik
Netzspannung: Eingang 200 V – 240 V Wechselspannung, Ausgang 6 V Gleichspannung
Energieverbrauch: 3 W
Leicht zugänglicher Ein-/Ausschalter
Audio
Stereo-RCA-Stecker, 1 Volt
Frequenz 20 Hz – 30 kHz
Stereoklang
Interface
Eingang: 1 Videokanal
Video: Einzelkanal-RCA-Eingang
Audio: Stereo-RCA-Eingänge
3-D-Fähigkeit
Stereoskopes Sehen
Fild seqeuntial, ohne Flimmern
Computer-Interface
Video: Einzelkanal-RCA-Eingang
Audio: Stereo-Eingang und Pass-through-Ausgang
VGA-Interface-Eingang und Pass-through-Ausgang
60 oder 70 Hz–Betrieb
Field und Line sequential: 3-D-Formate
Netzanschluß: Eingang 220 V – 240 V Wechselspannung, Ausgang 9 V Gleichspannung
Head Tracker
Drei Bewegungsrichtungen: Nicken, Wiegen, Drehen
250 Hz–Abtastrate

Tabelle A.2: Technische Daten der *i-glasses* (aus: Benutzerhandbuch *i-glasses*)

Anhang B

Grauwertegalisierung

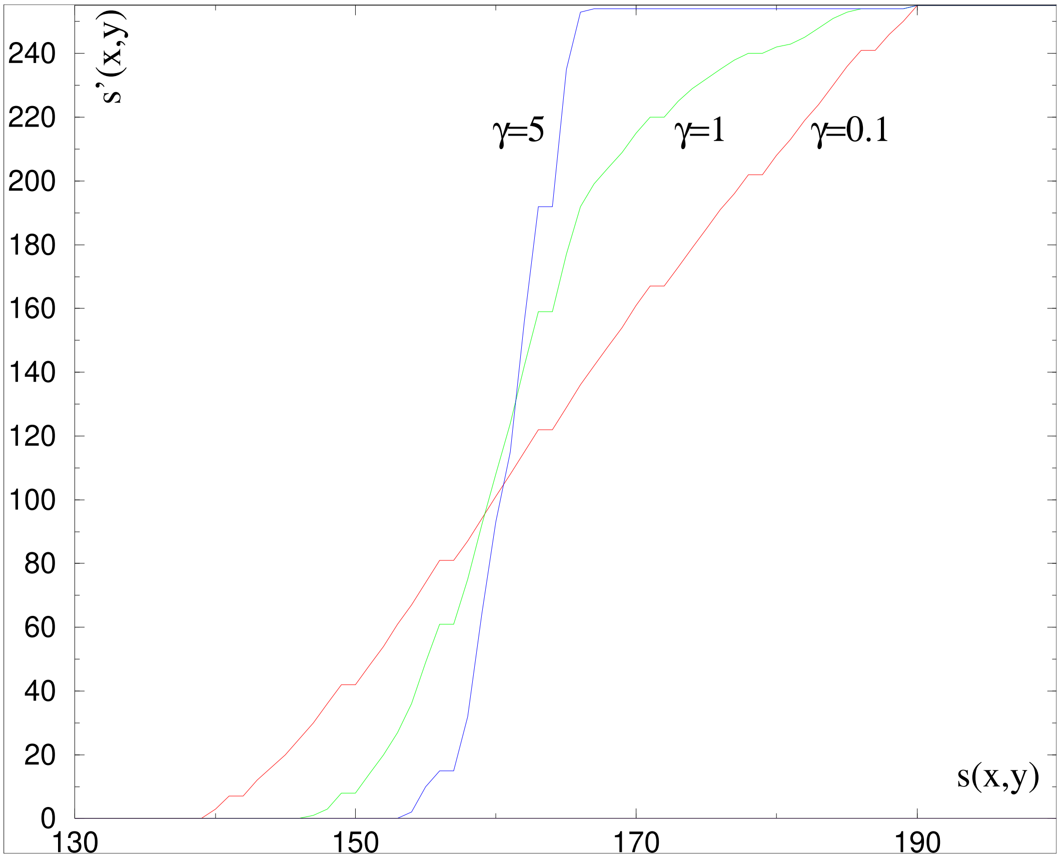


Abbildung B.1: Darstellung der Tranformationsgleichung zur Grauwertegalisierung: $s'(x,y) = \frac{255}{Q} \cdot \sum_{w=0}^{s(x,y)} hist(w)^{\gamma}$ mit $Q = \sum_{w=0}^{255} hist(w)^{\gamma}$ und den Faktoren $\gamma = 0.1$ (rot), $\gamma = 1$ (grün) und $\gamma = 5$ (blau) dar. Die dazugehörigen Bilder sind auf der nächsten Seite in abgebildet.

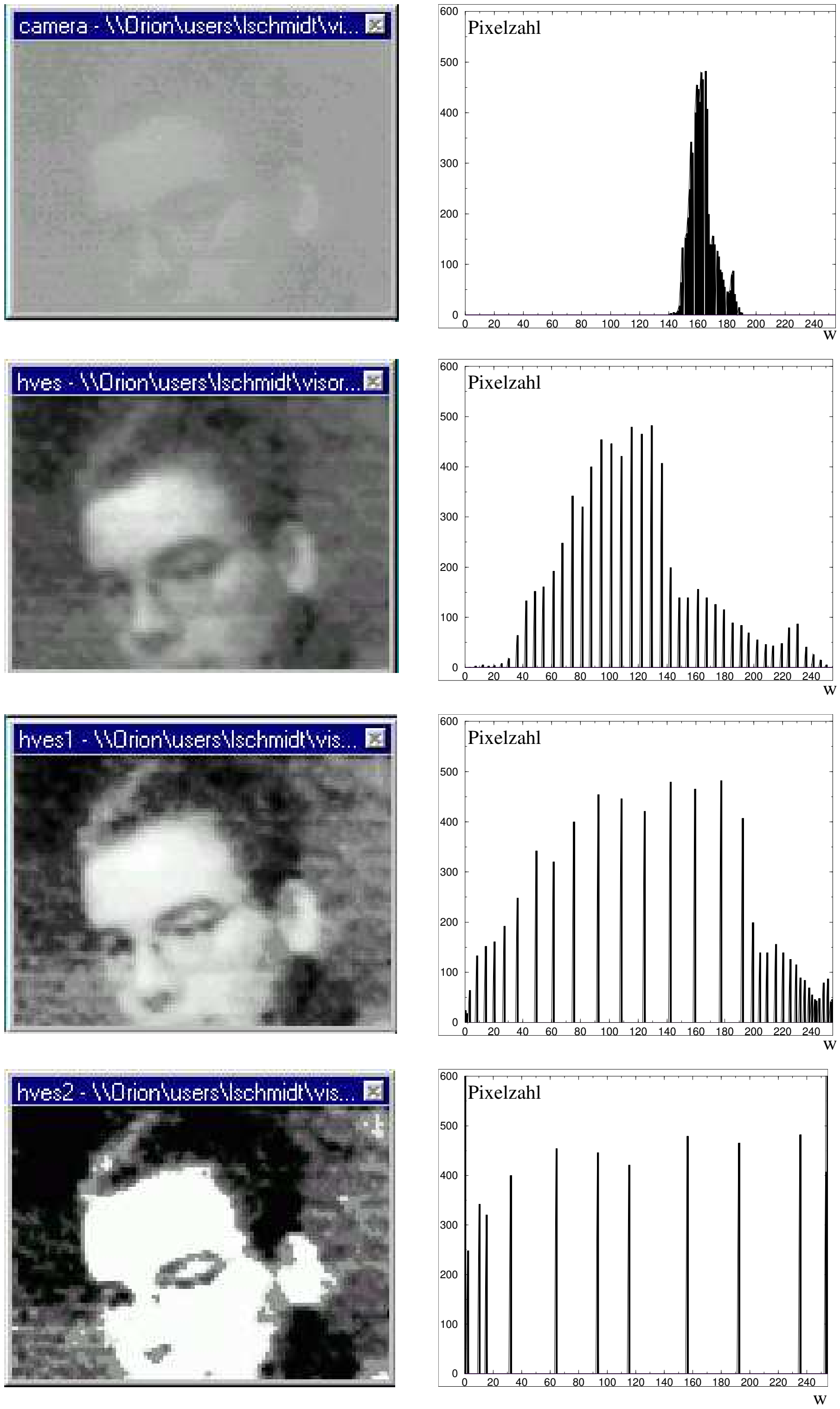


Abbildung B.2: In der ersten Reihe ist das Originalkamerabild mit seinem Grauwerthistogramm dargestellt. Die Bilder darunter stellen von oben nach unten das Ergebnis der Grauwertegalisierung mit $\gamma = 0.1$, $\gamma = 1$ und $\gamma = 5$ dar. Da durch die Grauwertskalierung Bildrauschen stark hervortritt, wurde auf die Bilder neben der Egalisierung auch der Binomialfilter mit einer 3×3-Maske angewandt.

Anhang C

Shortcuts für das *HVES*-Modul

Im *HVES*-Modul können die Parameter zum einen in dem hier abgebildeten Parameter-Dialogfenster eingestellt werden, zum anderen besteht aber auch die Möglichkeit der Einstellung über bestimmte Tasten. Dazu muß das *HVES*-Modul-Fenster aktiviert sein. Welche Taste welche Einstellung bewirkt, kann der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

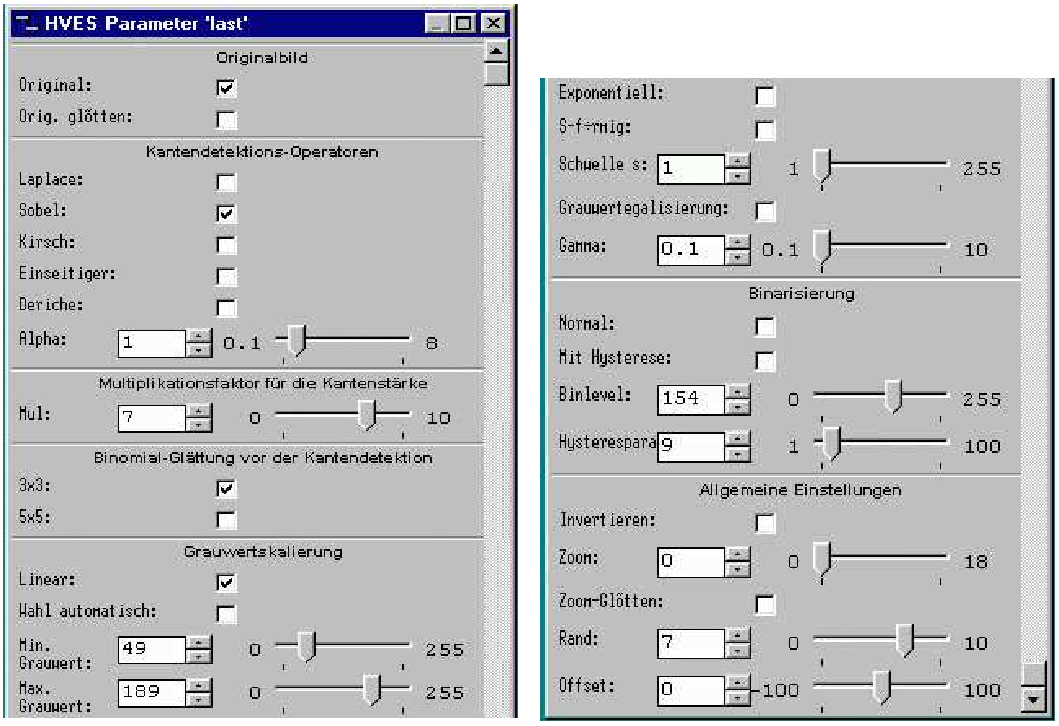


Abbildung C.1: Dialogbox zur Einstellung der Parameter des *HVES-Moduls*. Neben der Auswahl des gewünschten Kanten-Operators können der Binomial-Filter, Grauwertskalierungen und andere Optionen angewählt werden. Alle diese Optionen können auch über eine Tastatureingabe eingestellt werden, wie in Tabelle C.1 angegeben.

Funktion	**Taste**
Originalbild	
Original	o
Orig. glätten	g
Kantenoperatoren	
Laplace	l
Sobel	s
Kirsch	k
Einseitiger	e
Deriche	d
Alpha	1 2
Multiplikationsfaktor	
Mul	m n
Binomial-Glättung vor der Kantendetektion	
3×3	3
5×5	5
Grauwertskalierung	
Linear	u
Wahl automatisch	p
Min. Grauwert	ö ä
Max. Grauwert	. -
Exponentiell	x
S-förmig	v
Schwelle s	7 8
Grauwertegalisierung	h
Gamma	9 0
Binarisierung	
Normal	b
Mit Hysterese	w
Binlevel	+ $\sharp$
Hystereseparameter	F5 F6
Allgemeine Einstellungen	
Invertieren	i
Zoom	r t
Zoom-Glätten	q
Rand	F3 F4
Offset	F1 F2

Tabelle C.1: Shortcuts für das *HVES*-Modul. Für die Slider sind jeweils zwei Tasten angegeben (links: Erhöhung, rechts Erniedrigung des entsprechenden Wertes)

Anhang D

Testerfassungsbogen

Die Aufnahme der Tests erfolgt über den folgenden Testerfassungsbogen mit folgenden Testmustern:

Abbildung D.1: Fünf Reihen mit den Testmustern.

Testerfassungsbogen

Datum: 25.01.99
Uhrzeit:
Lfd.Nr.:

HVES

- LCD-Brille
- Notebook (mit Netzteil)
- Video-Interface
- Videokabel
- ADC-Platine
- Kamera+Kabel
- PS-Versorgungskabel
- (PC-Interface & Zubehör)

Einstellungen

- Visor-Programm
- Bitmap 25_Testmotive
- Grid auf 24
- HVES-Modul auf mag=8.5
- Bildschirmeinstellungen LCD/TV

Personenangaben

Geschlecht: M / W	Alter:	Visus:	LVES-Erfahrung: Ja Nein
Augenkrankheit:			
Sonstiges:			

1

Testablauf:
1. Ohne Kamera:

Testreihe 1: Geometrische Muster

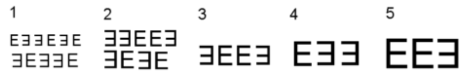
Einstellungen:	*Erkannt: Ja / Nein*	*Bewertung des Erkennens (1-6):*	*Verbes-serung* (- 0 +):	Kommentar:
Originalbild	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Originalbild Deriche (α=5, Mul=1)	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Originalbild Inverses Bild.	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Originalbild Inverses Bild Deriche (α=5, Mul=1)	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			

Weitere Einstellungen und Kommentare:

2

Abbildung D.2: Testerfassungsbogen Seite 1 zur Abfragung von Personenangaben und Seite 2 mit der Testreihe 1: Geometrische Muster.

Testreihe 2: E



Einstellungen:	Erkannt (ab Bildnr?):	Bewertung des Erkennens: Verbesserung:	Kommentar:
Originalbild	Ja / Nein Bildnr:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Skal. Linear (min=254)	Ja / Nein Bildnr:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Skal. Linear Zoom (1-3).	Ja / Nein Bildnr:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Skal. Linear Invertierung	Ja / Nein Bildnr:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	

Weitere Einstellungen und Kommentare:

3

Testreihe 3: Zahlen

1	2	3	4	5
1342690876381	4268791	57892	6471	
364179856	426852	37845	6438	389

Einstellungen:	Erkannt Bildnr.:	Bewertung des Erkennens: Verbesserung:	Kommentar:
Originalbild	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Laplace(Mul=1)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Laplace Glättung (3x3).	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Original Skal. S-förmig (s=210, γ=10)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Original Skal. S-förmig (s=210, γ=10) Zoom (1-2)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	

Weitere Einstellungen und Kommentare:

4

Abbildung D.3: Testerfassungsbogen Seite 3 mit der Testreihe 2: “E’s” und Seite 4 mit der Testreihe 3: Zahlen.

Testreihe 4: Text

1	2	3	4	5
Dies ist sehr klein. Die Schrift hat 8pt.	Jetzt ist Tag. Gleich ist Nacht.	Ein Wort. Wörter.	Groß. Größer.	Hallo!

Einstellungen:	*Erkannt Bildnr.:*	*Bewertung des Erkennens: Verbesserung:*	Kommentar:
Originalbild	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Laplace(Mul=1)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Laplace Glättung (3x3)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Original Skal. S-förmig (s=210, γ=10)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Original Skal. S-förmig (s=210, γ=10) Zoom (1-3)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Deriche (α=5, Mul=1)	Ja / Nein Bildnr.:	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	

Weitere Einstellungen und Kommentare:

5

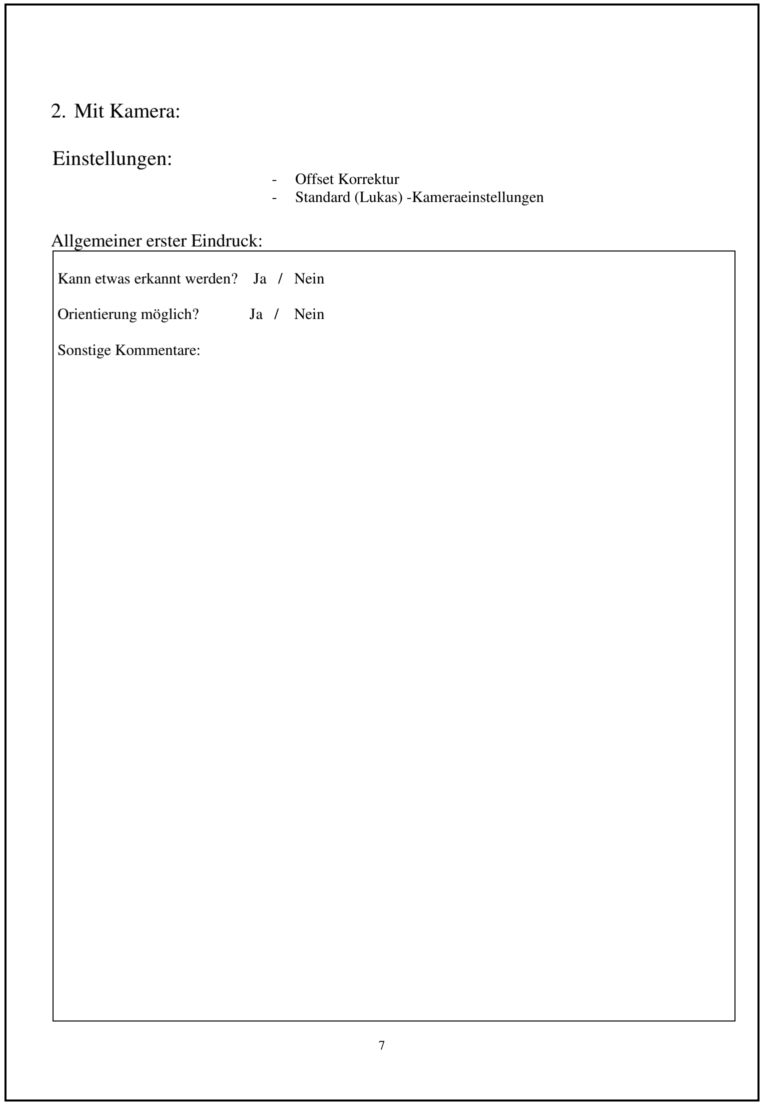
Testreihe 5: Photos

Einstellungen:	*Erkannt: Ja / Nein*	*Bewertung des Erkennens (1-6):*	*Verbes-serung* (- 0 +):	Kommentar:
Originalbild	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Originalbild Laplace (Mul=2) Glättung (3x3)	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Originalbild Deriche (α=5, Mul=2)	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Originalbild Deriche (α=5, Mul=2) Skal. S-förmig (s=130, γ=1.5)	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			
Deriche (α=5, Mul=1)	1:			
	2:			
	3:			
	4:			
	5:			

Weitere Einstellungen und Kommentare:

6

Abbildung D.4: Testerfassungsbogen Seite 6 mit der Testreihe 4: Text und Seite 6 mit der Testreihe 5: Photos.


2. Mit Kamera:

Einstellungen:

- Offset Korrektur
- Standard (Lukas) -Kameraeinstellungen

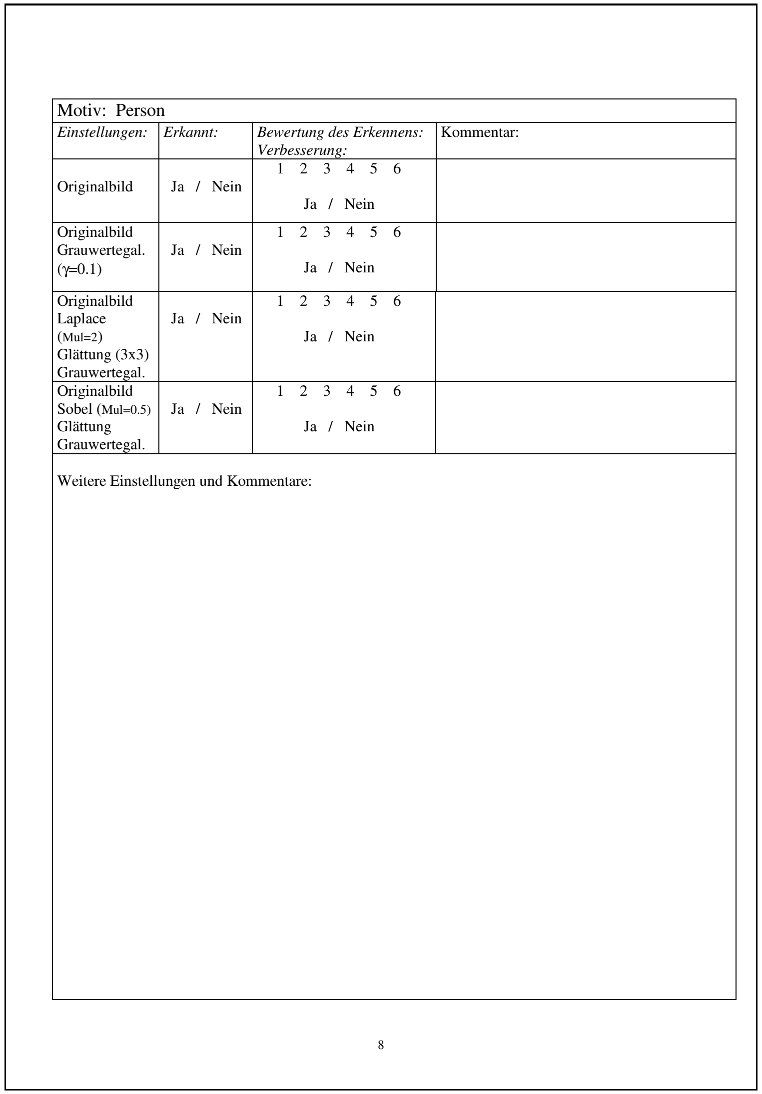
Allgemeiner erster Eindruck:

Kann etwas erkannt werden? Ja / Nein

Orientierung möglich? Ja / Nein

Sonstige Kommentare:

7



Motiv: Person			
Einstellungen:	*Erkannt:*	*Bewertung des Erkennens:* *Verbesserung:*	Kommentar:
Originalbild	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Grauwertegal. (γ=0.1)	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Laplace (Mul=2) Glättung (3x3) Grauwertegal.	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Sobel (Mul=0.5) Glättung Grauwertegal.	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	

Weitere Einstellungen und Kommentare:

8

Abbildung D.5: Testerfassungsbogen Seite 7 zum "Allgemeinen ersten Eindruck" vom Kamerabild und Seite 8 mit einer Person als Motiv.

Motiv: Text			
Einstellungen:	*Erkannt:*	*Bewertung des Erkennens:* *Verbesserung:*	Kommentar:
Originalbild	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Grauwertegal. (γ=0.1)	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Laplace (Mul=2) Glättung (3x3) Grauwertegal.	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	
Originalbild Sobel (Mul=0.5) Glättung Grauwertegal.	Ja / Nein	1 2 3 4 5 6 Ja / Nein	

Weitere Einstellungen und Kommentare:

9

Allgemeine Kommentare zu dem Gesamtsystem:

Tragekomfort ?

Verbesserungsvorschläge:

Vergleich mit LVES:

Sonstiges:

Uhrzeit:

10

Abbildung D.6: Testerfassungsbogen Seite 9 mit Text als Kameramotiv und Seite 10 mit Fragen, Kommentaren und Verbesserungsvorschlägen zum Gesamtsystem.

Literaturverzeichnis

[Axenfeld 92] T. Axenfeld, H. Pau, *„Lehrbuch der Augenheilkunde“*, 13. Auflage, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1992

[Baum Elektronik GmbH] Baum Elektronik GmbH, Homepage: http://www.baum.de

[Grehn 95] F. Grehn, W. Leydhecker, *„Augenheilkunde“*, Springer Verlag Heidelberg, 1995

[GT Wearables] GT Wearables, Homepage: http://wearables.gatech.edu

[Haberäcker 91] P. Haberäcker, *„Digitale Bildverarbeitung“*, Carl Hanser Verlag München, 1991

[Hollwich 88] F. Hollwich, *„Augenheilkunde“*, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1988

[Jähne 93] B. Jähne, *„Digitale Bildverarbeitung“*, Springer Verlag Heidelberg, 3. Auflage 1993

[Jeschke 96] R. Jeschke, *„Entwicklung und Bau eines taktilen Blindenhilfssystems“*, Diplomarbeit im Institut für Angewandte Physik, 1996

[Dagnelie] G. Dagnelie, *„The Low Vision Enhancement System: hype or help for low vision?“*, http://www.fokusnewsletter.org/lves.htm

[Klette 95] R. Klette, P. Zamperoni, *„Handbuch der Operatoren für die Bildverarbeitung“*, Vielweg Verlag Braunschwieg , 1995

[Koenig 59] A. Koenig, H. Koehler, *„Die Fernrohre und Entfernungsmesser“*, Springer Verlag Heidelberg, 1959

[Laserklinik] Information zu photorefraktiver Chirugie der Excimer-Laserkliniken, Homepage: http://www.excimer.de/themen

[Loose 96] M. Loose, *„Layout und Test eines Systems adaptiver Photorezeeptoren in analoger CMOS-Technologie“*, Diplomarbeit im Institut für Hochenergiephysik, 1996

[Loose 98] M. Loose, K. Meier, J. Schemmel, *„A CMOS image sensor with logaritmic response and self calibratini fixed pattern noise correction“*, *„Interntional Symposum on Electronic Image Capture and Publishing - Advanced Focal Plane Array and Electronic Cameras*, T.Bernard, ed., Proc. SPIE 3410(1998)

[Maucher 98] T. Maucher, *„Aufbau und Test eines taktilen Seh-Ersatzsystems“*, Diplomarbeit im Institut für Hochenergiephysik, 1998

[Maxim 93] MAXIM, *„MAX153 - 8-Bit ADC with* $1\mu A$ *Power-Down'"*, 19-4740; Rev1; 10/1993

[Mayer 96] P. Mayer, G. Edelmayer, *„Development and Tests of a Prototype for teh Enhancement of Night Vision in the POVES'"*, EC TIDE Project 1211, Paper presented at the VISION96, Conference on Low Vision, Madrid, Spain, July 1996

[Reim 93] M. Reim, *„Augenheilkunde'"*, Ferdinannd Enke Verlag Stuttgart, 4. Auflage 1993

[Pro Retina] Pro Retina Deutschland e.V., Selbsthilfevereinigung von Menschen mit Netzhautdegenerationen, http://www-aix.gsi.de/˜ schuell/drpv.html

[Retina Implant News in Bonn] Retina Implant News in Bonn, Homepage: http://www.nero.uni-bonn.de/ri/retina-en.html

[The Retina Implant Project] The Retina Implant Project, Homepage: http://rleweb.mit.edu/retina

[Rohrschneider 97] K. Rohrschneider, I. Bruder, R. Aust, A. Blankennagel, *„Anwendung einer neuen optoelektronischen Sehhilfe für hochgradig Sehbehinderte (LVES)“*, Klin. Monatsbl. Augenheilkunde 1997, Feb; 210(2):105-10

[Schemmel 97] J. Schemmel, *„Design und Test einer Single-Chip Kamera mit integrierter Analog/Digital-Wandlung auf der Basis adaptiver Photorezeptoren“*, Diplomarbeit im Institut für Hochenergiephysik, 1997

[Schmidt 80] R.F. Schmidt, *„Grundrisse der Sinnesphysiologie“*, Springer Verlag Heidelberg, 4. Auflage 1980

[Schmidt 97] R. Schmidt, G. Thews, *„Physiologie des Menschen'"*, Springer Verlag Heidelberg, 27. Auflage 1997

[Schürmann 98] F. Schürmann, Private Mitteilung, 1998

[Silbernagel 88] S. Silbernagel, A. Despopoulos, *„Taschenatlas der Physiologie'"*, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 3. Auflage 1988

[Sub Retinal Implant Project] Sub Retinal Implant Project,
Homepage: http://www.uni-tuebingen.de/subret

[Uni-Giessen] Patientieninformation der Universitätsaugenklinik Giessen
Homepage: http://www.uni-giessen.de/˜ gkw1

[Uni-Ulm] Integrierte Vorklinische Ausbildung der Universität Ulm, Seminar-Physiologie, Homepage: http://iva.uni-ulm.de

[Walcher 89] W. Walcher, „*Praktikum der Physik*“, B.G. Teubner Stuttgart, 6. Auflage 1989

[Zwern 95] A. Zwern, General Reality Company, „*How To Select The Right Head-Mounted Display*“, Mecklers' VR World, March/April 1995

Abbildungsverzeichnis

1.1 Das menschliche Auge . . . 3
1.2 Die Netzhaut (Retina) . . . 5
1.3 Absorptionskurven der verschiedenen Zapfentypen . . . 6
1.4 Verteilung der Lichtsinneszellen auf der Netzhaut . . . 7
1.5 Refraktionsfehler . . . 8
1.6 Astigmatismus . . . 9
1.7 Tunnelblick . . . 11
1.8 Retinaimplantat . . . 13
1.9 Fernrohr-Lupenbrillen . . . 14
1.10 Bildschirm-Lesegerät . . . 14
1.11 Wearables Computer . . . 16
1.12 POVES Test . . . 17
1.13 LVES . . . 18

2.1 Struktur des Heidelberger Projektes . . . 23
2.2 Komponenten des *HVES* . . . 24
2.3 Photo des Gesamtsystems - *HVES* . . . 25

3.1 Prinzip der LCDs . . . 29
3.2 Prinzip eines CRT-Displays . . . 31
3.3 Photo der *i-glasses* . . . 32
3.4 Strahlengang der *i-glasses* . . . 34
3.5 Strahlengang des HVES . . . 34
3.6 Brillengehäuse . . . 35
3.7 LCD-Platine . . . 36
3.8 Photo de Optikhalterungen . . . 36
3.9 Konstruktionszeichnung der neuen Optikhalterung . . . 37
3.10 Deckel für das Brillengehäuse . . . 37
3.11 Linsenfassung . . . 38
3.12 Prinzip einer Fresnellinse . . . 39
3.13 Besselverfahren zur Brennweitenbestimmung . . . 40
3.14 HVES . . . 41

4.1 Kamera und logarithmisches Antwortverhalten eines Pixels . . . 44

4.2 WR-RD Mode Timing des ADC . . . 46
4.3 Photo der ADC-Platine . . . 47
4.4 Adapterstecker . . . 48
4.5 Schaltskizze der ADC-Platine . . . 51

5.1 Bildschirmaufbau . . . 54
5.2 Dialogfenster zur Kameraeinstellung . . . 56
5.3 Sobelfilter . . . 59
5.4 Binomial- und Laplacefilter . . . 60
5.5 Parametereinstellungen des *HVES-Moduls* . . . 62
5.6 Grauwertskalierung . . . 63
5.7 Transformationsgleichung der Grauwertegalisierung . . . 64
5.8 Zoom-Funktion . . . 66
5.9 Deriche-Filter . . . 69
5.10 Histogramm zur Berechnungsdauer der Filter . . . 71

B.1 Transformationsgleichung der Grauwertegalisierung . . . 79
B.2 Beispiel für die Grauwertegalisierung . . . 80

C.1 Parametereinstellungen des *HVES-Moduls* . . . 81

D.1 Testmuster . . . 83
D.2 Testerfassungsbogen Seite 1 und 2 . . . 84
D.3 Testerfassungsbogen Seite 3 und 4 . . . 85
D.4 Testerfassungsbogen Seite 5 und 6 . . . 86
D.5 Testerfassungsbogen Seite 7 und 8 . . . 87
D.6 Testerfassungsbogen Seite 9 und 10 . . . 88

Danksagung

Herzlichen Dank an alle, die zur Durchführung meiner Diplomarbeit beigetragen haben, insbesondere:

Herrn Prof. K. Meier für die Bereitstellung dieses sehr interessanten Themengebietes und die vorbildliche Betreuung,

Herrn Prof. J. Bille für die Übernahme der Zweitkorrektur,

Herrn J. Schemmel für die Einarbeitung in die Software und die zahlreichen Programmiertips,

Herrn M. Loose für die Einführung in *Allegro* und die tatkräftige Unterstützung bei der Entwicklung der *ADC-Platine*,

Herrn T. Maucher für die zahlreichen Tips, seine enorme Hilfbereitschaft in allen aufkommenden Fragen und die Durchsicht des Manuskripts,

Herrn J. Langeheine für sein täglich aufmunterndes "Guten Morgeeen!", das sorgfältige Korrekturlesen des Manuskripts und seine vielen Verbesserungsvorschläge,

Herrn F. Schürmann für die Programmierung des *dxdraw*-Moduls und sein offenes Ohr für alle meine Programmierwünsche,

Herrn R. Achenbach für seine große Hilfsbereitschaft bei allen aufkommenden Fragen im Testlabor, allen weiteren Mitgliedern des ASIC-Labors für die Hilfsbereitschaft und die

stets gute Arbeitsatmosphäre,

Herrn Lamade sowie allen weiteren Mitarbeitern der mechanischen Werkstatt für die Fertigung der neuen Optikhalterung,

meinen Freunden, die täglich mittags in der Mensa Interesse an meiner Arbeit gezeigt und mir gute Ratschläge gegeben haben,

meinen Eltern für die umfassende Unterstützung während meines gesamten Studiums.