

Technik
Informatik & Medien

Hochschule Ulm



University of
Applied Sciences

Fakultät Mechatronik und Medizintechnik

Studiengang Medizintechnik

Bachelorarbeit

zum Thema

**Entwicklung eines digitalen Ultraschall Multigate-Dopplers
zur intravasalen Bestimmung des
Hämatokritwertes**

vorgelegt von

Sebastian Stemplewitz

Ulm, 31. Juli 2012

1. Gutachter: Prof. Dr. Rainer Brucher

2. Gutachter: Dr. Malte Groß



ZUSAMMENFASSUNG

In der Medizin werden zur Bestimmung des Hämatokritwert im diagnostischen Bereich invasive Verfahren aufgrund ihrer Genauigkeit bevorzugt eingesetzt. Dies erfordert jedoch immer eine Laboruntersuchung. Das ist sehr zeitintensiv und teuer. Weiterhin wäre es bei der Hämodialyse von Vorteil den Hämatokritwert kontinuierlich bestimmen zu können um Anämien zu vermeiden. Dies ist bisher nur mit optischen Analysen in speziellen Küvetten während der Dialyse möglich. Wegen dieser Probleme befasst sich die vorliegende Arbeit mit der Entwicklung eines nicht-invasiven Verfahrens auf Grundlage der gepulsten Doppler-Technologie.

Dafür wurde ein digitales Multigate-Doppler-System entwickelt. Dieses besteht aus einer Platine und der dazugehörige Firmware. Über ein ebenfalls angefertigtes PC-Programm kann die Doppler-Platine gesteuert werden. Dieses wurde mit der C++Bibliothek QT programmiert.

Der Transmitter arbeitet mit einem DSL-Treiber mit differentielllem Ein- und Ausgang. Die Signale dafür werden von einem Lattice Field Programmable Gate Array erzeugt. Die reflektierten Ultraschallsignale werden mittels eines A/D-Wandlers digitalisiert und ebenfalls im Field Programmable Gate Array demoduliert. Hier erfolgt auch die Bildung von zwei Samplevolumes.

Über einen Mikrocontroller mit USB-Schnittstelle ist die Platine mit dem PC verbunden. In der Benutzeroberfläche werden die komplexen Signale graphisch als Kurve dargestellt.

Für die spätere Evaluierung des Verfahrens wurde ein Doppler-Phantom konstruiert. Es besitzt zwei Gefäßen mit unterschiedlichem Durchmesser. Außerdem ist für Messungen in verschiedenen Tiefen geeignet.

Als Ergebnis erster Messungen konnte eine erste Funktionsfähigkeit des Systems bei einer Trägerfrequenz von 8MHz nachgewiesen werden. Mit einem Signal-Rauschverhältnis von 74 dB und einer Empfindlichkeit von ca. 150µV ist das System gut für den Empfang von Dopplersignalen geeignet.

Jedoch sind für eine Anzeige des Hämatokrit die Berechnungen der demodulierten Signale noch zu programmieren. Außerdem müssen Timingprobleme im FPGA-Routing beseitigt werden um auch eine Funktionalität bei 2MHz und 4MHz zu erreichen.



ABSTRACT

Owing to accuracy invasive methods are applied favored to determine the hematocrit value in medicine. But this requires a time-consuming labor analysis. Besides in hemodialysis it would be an advantage to determine the hematocrit continuously to avoid anemia. This causes the Bachelor-Thesis to develop a non-invasive method based on ultrasound Doppler technology.

A Multigate-Doppler-system was developed. It consists of circuit board and the accompanying firmware. The board could be controlled by PC software. The software program was designed with the C++library QT.

The transmitter is equipped with a differential DSL driver. The required signals are generated by a Lattice Field Programmable Gate Array. The reflected ultrasound signals are being digitalized by an analog digital converter. The demodulation and the formation of two samplevolumes located in the Field Programmable Gate Array, too.

A microcontroller with USB port connects the board to PC. The complex signals are being plotted as curves on graphical user interface.

A Doppler phantom was constructed for subsequent evaluation of the treatment. It consists of two vessels with different diameter. Furthermore the measurements in different depths are possible.

First functionality of the system could be verified by a carrier frequency of 8MHz. With a signal noise ratio of 74 dB and a sensitivity of 150 μ V the system is appropriate to receive ultrasound Doppler signals.

However, the calculation of demodulated signals has to be programmed yet to display the hematocrit value. It is also necessary to solve timing problems in FPGA routing to obtain functionality at 2MHz and 4MHz.



EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen, als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Alle Ausführungen, die fremden Quellen wörtlich oder sinngemäß entnommen wurden, sind kenntlich gemacht.

Die Arbeit war in gleicher oder ähnlicher Form noch nicht Bestandteil einer Studien- oder Prüfungsleistung.

Ort, Datum

Unterschrift Verfasser



ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

d.h.	das heißt
FIFO	FirstInFirstOut
SPI	Serial Peripheral Interface
SPP	Streaming Parallel Port
PC	Personal Computer
ADC	Analog-Digital-Converter
ca.	circa
a.h.	ab hier
bzw.	beziehungsweise
DNF	disjunktive Normalform
FPGA	Field Programmable Gate Array
GUI	Graphical User Interface
h	Stunden
HDL	Hardware Device Language
Hkt	Hämatokrit
IC	Integrated Circuit
kHz	Kilo Hertz
KNF	konjunktive Normalform
LUT	Look-up Tables
mA	milli Ampere
MCV	mittleres corpusculäres Volumen der Erythrozyten
MSps	Mega Samples per second
NF	Niederfrequenz
PLA	Programmable Logic Array
PLD	Programmable Logic Device
PRF	Pulse repetition frequency
s.g.	so genannt
u.a.	unter anderem
USB	Universal Serial Bus
VHDL	Very High Speed Integrated Circuit Hardware Description Language
z.B.	zum Beispiel



INHALTSVERZEICHNIS

ZUSAMMENFASSUNG	III
ABSTRACT	IV
EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG.....	V
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	VI
INHALTSVERZEICHNIS.....	VII
1. EINFÜHRUNG	1
2. GRUNDLAGEN	2
2.1. Ultraschall.....	2
2.1.1. Physikalische Grundlagen.....	2
2.1.2. Erzeugung von Ultraschall.....	3
2.1.3. Dopplereffekt	4
2.1.4. gepulstes Dopplerverfahren.....	4
2.2. Hämatokrit.....	5
3. STAND DER TECHNIK.....	7
3.1. Invasive Methoden	7
3.2. Nicht-invasive Methoden.....	7
4. AUFGABENSTELLUNG.....	9
5. MATERIAL.....	10
5.1. Hardware.....	10
5.1.1. Burst-Treiber AD8018	10



Inhaltsverzeichnis

5.1.2.	FBGA MachXO 2280	10
5.1.3.	Mikrocontroller PIC18F4550	11
5.1.4.	Analog Digital Wandler AD9245BCP-65	12
5.1.5.	Vorverstärker AD8351	12
5.2.	Software	12
5.2.1.	MPLAB X IDE	12
5.2.2.	EAGLE light	13
5.2.3.	Creo Elements/Pro	13
5.2.4.	Lattice Diamond V1.4	13
5.2.5.	Active-HDL	13
5.2.6.	Qt Creator	14
6.	ENTWICKLUNG UND KONSTRUKTION	15
6.1.	Hardware	15
6.1.1.	Transmitter	16
6.1.2.	Receiver	18
6.1.3.	Controller	18
6.1.4.	Gewebe-Phantom	19
6.2.	Software	22
6.2.1.	GUI	23
6.2.2.	Controller	27
6.2.3.	FPGA	28
7.	ERGEBNISSE	35
8.	DISKUSSION UND AUSBLICK	40
8.1.	Transmitter	40
8.2.	GUI	40
8.3.	Receiver	40
8.4.	Doppler-Phantom	41
8.5.	Gesamtsystem	41



9. ANHANG	42
A Literaturverzeichnis.....	42
B Abbildungsverzeichnis.....	45
C Schaltplan.....	46
D FPGA Module.....	50
E Konstruktionszeichnungen.....	56



1. EINFÜHRUNG

Blut ist ein lebenswichtiger Bestandteil des menschlichen Organismus'. Es fließt durch den gesamten Körper und erreicht jedes Organ. Deswegen sind Blut-eigenschaften in der diagnostischen Medizin ein wichtiger Faktor.

Durch Erfassung verschiedener Parameter lassen sich physiologische und pathologische Veränderungen im Körper erkennen. Viele dieser Parameter können nur durch eine Blutentnahme und anschließende Laboranalyse bestimmt werden. Doch die Blutentnahme birgt Risiken und Nachteile die durch nicht-invasive Methoden beseitigt werden können.

Das Infektionsrisiko für Patient und medizinisches Personal kann gesenkt werden. Die Sicherheit wird erhöht, da eine Kontamination und das Vertauschen der Probe ausgeschlossen sind. Zusätzlich wird der Komfort für den Patienten durch Schmerzfreiheit erhöht. Die ist z.B. bei Kindern ein wichtiger Punkt. Außerdem verringert man den Zeit- und Kostenaufwand einer Laboruntersuchung. Dies ist insbesondere bei Notfallsituationen, in denen schnell und sicher gehandelt werden muss, ein Vorteil (1).

Hämoglobingehalt, Flussgeschwindigkeit und Blutdruck sind Blut-Werte, die schon heute nicht-invasiv erfasst werden. Auch der Hämatokritwert ist eine wichtige Bluteigenschaft, welche in vielen Fällen zur Diagnosestellung notwendig ist. Bei starken akuten Blutungen ist es z.B. wichtig, schnell den Hämatokrit zu bestimmen (2). Außerdem wird er zur Kontrolle einer eventuellen Anämie bei der Hämodialyse benötigt. Da bei diesem Verfahren jedoch der ideale Zeitpunkt der Messung unbekannt ist (3), würde eine kontinuierliche Messmethode vorteilhaft sein.

Aus diesem Grund befasst sich die vorliegende Arbeit mit der Entwicklung eines nicht-invasiven Verfahrens zur schnellen und eindeutigen Hämatokritwertbestimmung.



2. GRUNDLAGEN

2.1. ULTRASCHALL

2.1.1. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN

Mechanische Wellen welche über der Hörgrenze von 20 kHz liegen, werden als Ultraschall bezeichnet. Diese Wellen können sich, je nach Medium in zwei verschiedenen Formen ausbreiten. In Longitudinalwellen, wobei die schwingenden Teilchen in der Wellenausbreitungsrichtung oszillieren. Und in Transversalwellen, bei denen die Teilchen senkrecht zur Ausbreitungsrichtung periodisch pendeln. (4)

Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit c ist abhängig von den Eigenschaften des Mediums, der Ausbreitungsform und dem Wellentyp. In folgender Tabelle sind einige für die Medizin wichtige Schallgeschwindigkeiten aufgeführt.

Tabelle 1: Schallgeschwindigkeiten im menschlichen Körper (4)

Material	Schallgeschwindigkeit c in m/s
Luft	340
Wasser (37 °C)	1540
Fett	1400
Muskel	1568
Blut	1570
Knochen	3600
Niere	1561
Leber	1549

Der Schallwellenwiderstand Z_0 , auch Schallkennimpedanz genannt, ist proportional zur Schallausbreitungsgeschwindigkeit c , wobei der Proportionalitätsfaktor die Dichte ρ des Mediums ist.

$$Z_0 = \rho * c$$

Dies gilt jedoch nur für ebene Wellen. Der Wellenwiderstand ist also eine Materialkonstante.



Grundlagen

Bei Änderung des Schallwellenwiderstands tritt an der Grenzfläche Reflexion auf. Ein Teil der auftreffenden Schallwellen wird reflektiert, ein anderer Teil transmittiert durch die Grenzschicht. Dabei hängt die Stärke der Reflexion von der Widerstandsdifferenz der Medien und dem Winkel des eintreffenden Schallstrahls ab. Bei senkrecht auftreffenden ebenen Schallwellen berechnet sich der Reflexionsfaktor zwischen der emittierten Intensität I_0 und der reflektierten Intensität I_R wie folgt:

$$R = \frac{I_R}{I_0} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Da in biologischen Materialien der Unterschied des Wellenwiderstand ΔZ sehr gering ist. Kann die Formel vereinfacht werden zu:

$$R \approx \frac{(\Delta Z)^2}{4 * Z^2}$$

Aufgrund der geringen Abweichung der Schallkennimpedanz zwischen Weichteilgeweben gibt es nur einen geringen Intensitätsverlust bei der Sonografie biologischer Gewebe. An Übergängen von Gewebe zu Luft wird stattdessen praktisch die gesamte Intensität reflektiert. Ein solch großer Impedanzwechsel wirkt wie ein Spiegel auf Ultraschall. Da dieser Effekt auch beim Einkoppeln der Schallwellen in das Gewebe auftritt, muss hier ein spezielles Kontaktgel verwendet werden.

Die Signalstärke nimmt mit zunehmender Tiefe ab. Dieser Effekt wird Dämpfung genannt. Die Dämpfung folgt dem exponentiellen Dämpfungsgesetz:

$$I(x) = I_0 * e^{-\alpha * f * x}$$

Somit ist die Dämpfung von drei Größen abhängig (5):

- a) dem Schwächungskoeffizienten α , der eine Materialeigenschaft ist
- b) dem zurückgelegten Weg der Schallwelle x
- c) der Sendefrequenz f

Da der Weg und der Schwächungskoeffizient in der Praxis vorgegeben sind, lässt sich die Dämpfung nur über die Sendefrequenz beeinflussen.

2.1.2. ERZEUGUNG VON ULTRASCHALL

Zur Erzeugung von Ultraschallwellen werden in diagnostischen Medizin Materialien verwendet, welche mittels Piezoeffekt mechanische Spannung in elektrische Spannung



Grundlagen

umsetzen können. Dazu gehören z.B. Bleizirkonat-Titanat, Bariumtitanat und Bleimetaniobat. Diese Kristallstrukturen besitzen alle eine starke Ionenbindung.

Beim (direkten) piezoelektrischen Effekt wird durch Deformation des Materials eine Spannung an der Oberfläche des Kristalls erzeugt. Im Gegensatz dazu kann durch Anlegen einer elektrischen Spannung eine proportionale Verformung der kristallinen Struktur hervorgerufen werden.

Für Ultraschalltransduktoren, wie die Ultraschallgeber auch genannt werden, verwendet man geschliffene Plättchen. Diese haben eine Eigenresonanzfrequenz von derselben Größe wie die Sendefrequenz. Dabei beträgt die Dicke des Plättchens der halben Wellenlänge der zu transmittierenden Frequenz (6).

2.1.3. DOPPLEREFFEKT

Der Dopplereffekt entsteht, wenn Schallwellen auf ein sich bewegendes Teilchen treffen und dabei reflektiert werden. Dabei verändert sich die Ursprungsfrequenz um eine bestimmte Differenz, die von der relativen Bewegung des Teilchens bezogen auf den Schallsender und von der Teilchengeschwindigkeit abhängt. Bewegt sich das Teilchen auf die Schallquelle zu so wird die empfangene Frequenz größer. Umgekehrt wird die Frequenz kleiner, wenn sich das Teilchen von der Schallquelle entfernt.

Die Differenz zwischen emittierter und empfangener Signalfrequenz nennt man Dopplerschiebefrequenz. Ihre Größe hängt mit der Sendefrequenz f und der Geschwindigkeitskomponente des Teilchens in Richtung der Signalquelle zusammen. Dabei ist θ der Winkel zwischen Schallstrahl und Bewegungsrichtung des Teilchens und v seine absolute Geschwindigkeit. Die Dopplerschiebefrequenz berechnet sich nach folgender Formel:

$$\Delta f = \frac{2 * f * v * \cos \theta}{c}$$

In der diagnostischen Medizin verwendet man den Dopplereffekt zur Bestimmung von Blutströmungsgeschwindigkeiten. Dabei liegen die Dopplerschiebefrequenzen im hörbaren Bereich von einigen kHz.

2.1.4. GEPULSTES DOPPLERVERFAHREN



Grundlagen

Beim gepulsten Dopplerverfahren werden kurze Ultraschall-Signale, sogenannte Bursts, durch den Transduktor erzeugt und in periodischen Abständen ins Gewebe transmittiert. Zwischen zwei dieser Bursts werden die Reflexionssignale mit demselben Transduktor erfasst und anhand ihrer Laufzeit bestimmten Tiefen im Gewebe zugeordnet.

Die Schwingungspakete werden von den Blutteilchen, welche hauptsächlich Erythrozyten sind, und von Grenzflächen akustischer Impedanzänderungen reflektiert.

Da die statischen Echos, wie z.B. Gewebeübergänge oder Gefäßwände um ein Vielfaches stärker sind als die dynamischen Dopplersignale müssen diese nach der Aufzeichnung herausgefiltert werden. Dies geschieht durch die sogenannte Demodulation. Hierbei wird eine Abwärtsmischung herbeigeführt. Dabei werden durch die Multiplikation mit der Sendefrequenz die statischen Echos in Gleichanteile umgewandelt und die dynamischen Signale in den NF-Bereich transformiert. Mit Filtern, welche eine hohe Flankensteilheit besitzen, werden nun die statischen Echos eliminiert.

2.2. HÄMATOKRIT

Der Hämatokritwert spiegelt das Verhältnis vom Volumen der roten Blutkörperchen zum gesamten Blutvolumen wieder. Manchmal werden auch alle zellulären Bestandteile mit dem Gesamtblutvolumen verglichen. Da jedoch 99 Prozent Zellen im Blut Erythrozyten sind, ist der Unterschied zu vernachlässigen. Die Normalwerte liegen bei Frauen zwischen 36 und 48 Prozent, bei Männern zwischen 40 und 54 Prozent.

Gemessen wird er durch das Zentrifugationsverfahren. Dabei werden kleine Mengen an entnommenem Blut (microhematocrit centrifugation) zentrifugiert und das Volumenverhältnis zwischen abgesetzten Erythrozyten und Blutplasma bestimmt.

Der Hämatokritwert gibt Aufschluss über die Blutbildung und den Wasserhaushalt und ist daher wichtig bei der Diagnose vieler Erkrankungen. So z.B. , Anämie



Grundlagen

(Blutarmut), Dehydration, Überwässerung durch Niereninsuffizienz oder auch bei Polyglobuli nach langer Zyanose.

Bei der Hämodialyse spielt der Hämatokrit eine besondere Rolle. Denn dieser bestimmt u.a. den Verlauf von Langzeitfolgen der Dialyse. Hier wird eine Verlaufskontrolle während der Dialyse vorgenommen. Es gibt einen Zusammenhang zwischen Prozessqualität und dem Hämatokritwert zu bestimmten Zeitpunkten im Prozess (7).

Neben Erkrankungen können auch andere Ursachen zu einer Erhöhung bzw. Erniedrigung des Hkt. führen. Bei anaerober Belastung beispielsweise erhöht sich der Hkt..So auch in großen Höhen oder beim Blutdoping mit EPO (Erythropoetin). Eine Verringerung kann auftreten nach langem Liegen($> 8h$) oder auch in der Schwangerschaft (8).



3. STAND DER TECHNIK

Auf dem Markt gibt es zahlreiche Geräte zur Bestimmung des Hämatokritwert.

3.1. INVASIVE METHODEN

Die Referenzmethode bei der Erfassung des Hämatokritwertes ist die Zentrifugation (9). Dabei werden in Kapillargefäßen kleine Mengen an venös entnommenem Blut mit Antikoagulantien gemischt, um die Gerinnung zu verhindern. Anschließend werden die Kapillargefäße zentrifugiert und der Hkt. direkt abgelesen (10).

Auch indirekt kann der Hkt. bestimmt werden. Dabei wird durch Analyse das Gesamtvolumen der Erythrozyten bestimmt anschließend durch die Anzahl der roten Blutkörperchen geteilt und somit das MCV bestimmt. Anschließend berechnet sich der Hkt. über die Formel (11):

$$\text{Hämatokrit}[\%] = \frac{\text{MCV}[fl] * \text{Erythrozyten}[\text{Millionen}/\mu l]}{10}$$

Zur kontinuierlichen Überwachung des Hkt. bei der Hämodialyse werden auch optische Methoden eingesetzt. Dabei werden in einer Küvette die spektrale Transmission und Reflexion gemessen und ausgewertet (12).

3.2. NICHT-INVASIVE METHODEN

Bei nicht invasiven Methoden wird ähnlich der Pulsoximetriemessung bei zwei oder mehreren Wellenlängen das Absorptionsspektrum gemessen und hieraus der Hkt. bestimmt (13). In der Hämodialyse werden dabei Küvetten aus optisch geeigneten Materialien verwendet welche jedoch ebenfalls gereinigt und desinfiziert werden müssen (1).

Auch Verfahren mittels elektrischer Leitwertplethysmographie sind in der Forschung zu finden (14). Dabei wird der Finger in eine Elektrolytlösung getaucht. Ihre Konzentration wird nun so verändert, dass der Widerstand des Blutes in dem Segment



Stand der Technik

gleich dem Widerstand der Elektrolytlösung ist. Somit kann nach Erfassung einer Korrelationskurve der Hämatokrit aus dem Diagramm abgelesen werden.



4. AUFGABENSTELLUNG

Ziel der Arbeit ist ein Gerät zu entwickeln welches auf Grundlage der gepulsten Ultraschall-Dopplertechnologie eine Bestimmung des Hämatokritwerts ermöglicht. Dass dies grundsätzlich möglich ist, geht aus den Ergebnissen der Arbeit von van de Laar, Coen (15) hervor.

Es ist ein Sende- und ein Empfangsteil zu konstruieren. Zusätzlich soll die Benutzeroberfläche (GUI) mit der plattformübergreifenden Software Qt programmiert werden. Dabei wäre es sinnvoll die gemessenen Werte dem Anwender auf der graphischen Oberfläche anzuzeigen und somit eine schnelle und eindeutige Diagnosestellung zu ermöglichen.

Zur Signalerzeugung, sowie zur Demodulation der empfangenen Dopplersignale ist wegen der hohen Verarbeitungsgeschwindigkeit ein Field Programmable Gate Array (FPGA) vorgesehen. Auch für ein späteres Re-Design als Embedded System bietet es sich an einen Teil der Datenverarbeitung schon auf der Hardwareseite zu realisieren.

Um an möglichst vielen verschiedenen Stellen im Körper Messungen durchführen zu können, ist es notwendig eine Kompatibilität mit Ultraschallsonden für verschiedene Tiefen zu gewährleisten.

Damit das Gerät möglichst überall eingesetzt werden kann, soll die Kommunikation zwischen Anwendersoftware und Gerät über den PC-Schnittstellen-Standard Universal Serial Bus (USB) erfolgen.



5. MATERIAL

5.1. HARDWARE

5.1.1. *BURST-TREIBER AD8018*

Für die Erzeugung der Sendesignale wird der DSL-Treiber AD8018 im 14-Lead TSSOP Gehäuse der Firma *Analog Devices Inc.* verwendet. Dieser besitzt eine bis zu 8 V single-supply Spannungsversorgung und eine Bandbreite von 130MHz. Der Ausgang ist bis zur Spannungsversorgung aussteuerbar (rail-to-rail). Daneben liefert er einen hohen Ausgangsstrom von 400 mA bei 10 Ohm Last (differential), welcher für den Betrieb einer Ultraschallsonde benötigt wird. Dabei ist die Verzerrung gering. Zur Energieeinsparung ist der Verstärker mit einer Standby- und Shutdown-Funktion ausgestattet. (15)

5.1.2. *FBGA MACHXO 2280*

Ein Field Programmable Gate Array (FPGA) ist ein programmierbarer Logikbaustein. Er gehört zur Familie der Programmable Logic Device (PLD) und bildet eine Sondergruppe im Bereich der Programmable Logic Array (PLA). Diese Bausteine besitzen logische UND- und ODER-Gatter die wie in einer Matrix angeordnet sind und frei durch Programmierung des Anwenders miteinander verknüpft werden können (15). Hieraus lassen sich verschiedene Aufgabenstellungen, wie z.B. die Realisierung von Funktionsgleichungen in disjunktiver (DNF) und konjunktiver (KNF) Normalform verwirklichen.-Blöcke möglich.

Die Besonderheit der FPGA's liegt in ihrem inneren Aufbau. Hier können Logikbausteine auf Bit-Ebene programmiert werden. Gleichzeitig ist die Kommunikation mehrerer Logikgattermatrizen, s.g. Makrozellen, reversibel programmierbar. (16)

Zur Programmierung eines FPGA verwendet man Hardware Device Languages (HDL). Hierbei stehen zwei Programmiersprachen zur Verfügung, Verilog und VHDL.



Material

Der große Vorteil von FPGA's ist die hohe Reaktionsgeschwindigkeit. Durch die Hardwareparallelität können mehrere Operationen gleichzeitig ausgeführt werden. Die Systemgeschwindigkeiten liegen im 10er Megahertzbereich.

Auch die einfache Handhabung der Programmierung mittels HDL bietet Entwicklern die Möglichkeit schneller Prototypenentwicklung und Markteinführung. Eine Anpassung der Anwendungsanforderungen ist sehr schnell und einfach realisierbar. Auch die Kosten können durch die einfache Rekonfigurierung des Funktionsumfangs gesenkt werden. Daneben sind außerdem die Herstellungskosten für programmierbare Siliziumchips vergleichsweise gering.

Auch im Langzeiteinsatz haben FPGA's den großen Vorteil einer reversiblen Programmierung. Denn hier kann auf neue Funktionsvorgaben einfach und schnell reagiert werden. (17)

In der vorliegenden Arbeit wird ein FPGA der Firma *Lattice Semiconductor Corporation* aus der Baureihe MachXO verwendet. Dieser besitzt 2280 Look-Up Tables (LUT) und eine Spannungsversorgung von 3,3 V. Zur Programmierung des Logikbausteins wird die Software *Lattice Diamond V1.4* und die HDL Verilog verwendet.

5.1.3. MIKROCONTROLLER PIC18F4550

Um die Kommunikation mit dem FPGA zu realisieren wird ein Mikrocontroller (μC) der Firma *Microchip Technology Inc.* verwendet. Dieser besitzt einen 32 KB Flashspeicher und die Möglichkeit der direkten Anbindung an einen Universal Serial Bus (USB). Außerdem besitzt er einen 8bit Streaming Parallel Port (SPP) über welchen man Daten aus Bausteinen lesen und schreiben kann, welche keine USB-Schnittstelle besitzen. Dabei werden die Daten jedoch nicht im μC verarbeitet. Das reduziert den Rechenaufwand des Controllers. (18)

Gerade die Anbindung über USB und der Streaming Parallel Port sind für die vorliegende Arbeit gut geeignet, da der FPGA MachXO 2280 keine USB-Schnittstelle besitzt.



5.1.4. ANALOG DIGITAL WANDLER AD9245BCP-65

Zur Umwandlung der analogen Ultraschallsignale dient der AD-Wandler AD9245 der Firma *Analog Devices Inc.*, welcher einen 14bit-Ausgang besitzt und mit 65 MSps. Er wird mit einer 3V Single-Supply Spannungsversorgung betrieben.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten die Ausgangswerte darzustellen. Einmal als Offset-Dual-Wert oder in der Zweierkomplementdarstellung. Außerdem ist ein Overflow-Ausgang vorhanden, welcher eine Erkennung eines Überlaufs ermöglicht. Der analoge Eingang kann im Single-Ended-Mode oder im Differential-Mode betrieben werden. Dabei kann der Eingangsspannungsbereich für 1V_{peak-peak} oder 2V_{peak-peak} ausgelegt werden.

Weiterhin verfügt der A/D-Wandler über eine Stabilisierung des Takt-Tastverhältnisses.

Laut seinen Spezifikationen ist er, auch Aufgrund seiner niedrigen Leistungsaufnahme, sehr gut für medizinische Bildverarbeitung und Ultraschall-Datenkonvertierung geeignet. (19)

5.1.5. VORVERSTÄRKER AD8351

Der hier eingesetzte Vorverstärker ist ebenfalls von der Firma *Analog Devices Inc.*, es handelt sich dabei um einen Low-Cost-Baustein welcher eine Bandbreite von 2,2 GHz besitzt. Die konfigurierbare Verstärkung reicht von einer reinen Treiberfunktion bis zu 26dB Pegelanhebung. Er kann sowohl an den Eingängen als auch an den Ausgängen im Single-Ended-Mode oder im Differential-Mode betrieben werden. (20)

5.2. SOFTWARE

5.2.1. MPLAB X IDE

MPLAB X Integrated Development Environment ist ein Software-Entwicklungsumgebung von *Microchip Technology Inc.*. Sie dient der Erstellung von Programmen für Microchip Mikroprozessoren und Digital Signal Controllern. Die zu verwendende Programmiersprachen sind C oder Assembler. Zur Fehlersuche kann sich die Software



Material

mit verschiedenen Debug-Tools verbinden. Zum Brennen der entwickelten Applikation kann das PICkit 3 Programmiergerät verwendet werden. (21)

5.2.2. *EAGLE LIGHT*

Eagle light ist ein Software-Tool der *CadSoft Computer GmbH* zur Erstellung von Leiterplattenlayouts. Dafür stehen zwei Module zur Verfügung. Zum einen der Schaltplan-Editor, mit dem der gewünschte Stromlaufplan erstellt wird. Zum anderen der Layout-Editor, mit welchem man die Anordnung aller Bauteile und Verdrahtungen gemäß dem Schaltplan festlegt.

Diese beiden Module sind direkt miteinander gekoppelt. Eine Änderung im Schaltplan bewirkt also auch eine Veränderung im Layout. Die Software ist auch in der Lage sämtliche Dokumentationsunterlagen die zur Fertigung beim Leiterplattenhersteller benötigt werden zu erstellen.

5.2.3. *CREO ELEMENTS/PRO*

Creo Element/Pro, früher *Pro/Engineer*, ist eine 3D-Konstruktionssoftware von *Parametric Technology Corporation*. Mit ihr lassen sich 3D-Modelle von mechanischen Bauteilen erstellen. Ganze Baugruppen können mit dem Tool erzeugt werden. Die zur Herstellung notwendigen Konstruktionszeichnungen lassen sich ebenfalls in der Umgebung anfertigen. Außerdem existieren zahlreiche weitere Module, wie z.B. *Creo Elements/Pro Mechanical*, welches zur FEM-Analyse genutzt wird.

5.2.4. *LATTICE DIAMOND V1.4*

Hierbei handelt es sich um eine Entwicklungsumgebung speziell für FPGA Logikbausteine der Firma *Lattice Semiconductor Corporation*. Sie ersetzt das frühere Programm *ispLEVER*. Zur Programmierung können die Sprachen VHDL und Verilog verwendet werden (22).

5.2.5. *ACTIVE-HDL*

Dieses Tool ist eine Simulationssoftware die im Installationsumfang von *Lattice Diamond* enthalten ist. Sie dient der Simulation von Programmen die in einer HDL



Material

geschrieben sind. Signale können dabei grafisch dargestellt und analysiert werden. Außerdem ist auch eine Bearbeitung des Quellcode direkt in diesem Programm möglich.

5.2.6. QT CREATOR

Zur Programmierung der Benutzeroberfläche und der Kommunikation zwischen PC und Platine wurde die C++-Klassenbibliothek *Qt* verwendet. Zur Programmierung des Quellcode und zur Fehlersuche wurde die Entwicklungssoftware *Qt Creator* von *Nokia Corporation* verwendet. Hier ist die Erstellung der Oberfläche mittels UI Designer Tools und on-Device Debugging möglich.

6. ENTWICKLUNG UND KONSTRUKTION

6.1. HARDWARE

Die Hardware besteht aus einer Platine welche über eine USB-Verbindung mit einem PC verbunden wird. Der Mikrocontroller und der FPGA besitzen jeweils einen Programmierstecker. Auf der rechten oberen Seite ist der Connector für die Ultraschallsonde platziert. Der Aufbau der Platine sieht wie folgt aus:

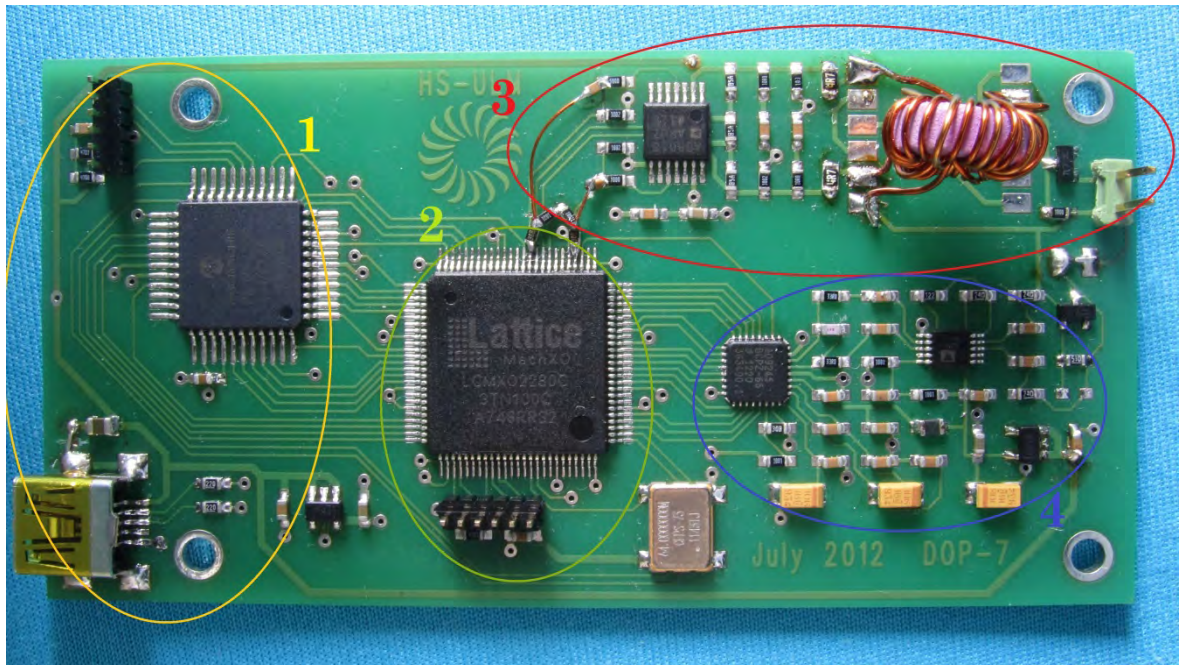


Abbildung 1: Aufbau Platine

Nr.	Beschreibung
1	Mikrocontroller und USB-Kommunikation
2	Signalerzeugung und Demodulation (FPGA)
3	Transmitter mit Differenzverstärker und Übertrager
4	Receiver mit Vorverstärker und A/D-Wandler



6.1.1. TRANSMITTER

Zur Erzeugung der Burst-Signale wird eine Verstärkerschaltung mit differentiellem Eingang und Ausgang verwendet. Die Eingangssignale werden vom FPGA generiert, welcher mit einem Systemtakt von 64MHz arbeitet. Die Spannungsversorgung wird mit 5V single-Supply vorgesehen.

Folgend ist der Schaltplan für den Transmitterteil abgebildet:

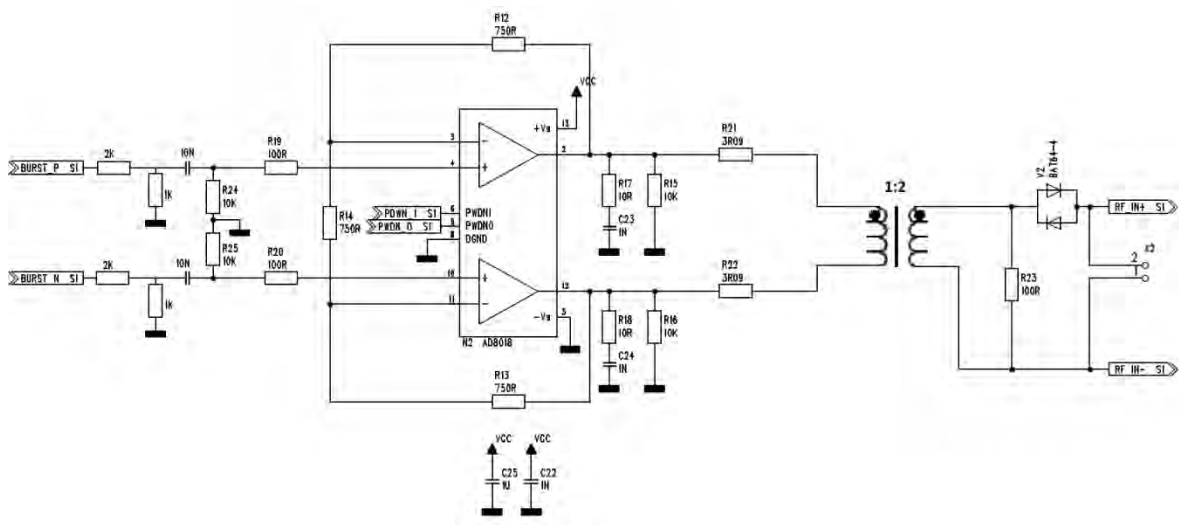


Abbildung 2: Schaltplan Transmitter

Da die Eingangssignalamplitude, die 3,3V beträgt, zu groß ist wird sie über den Eingangsseitigen Spannungsteiler um zwei Drittel verringert. Die Signale haben folgende Form:

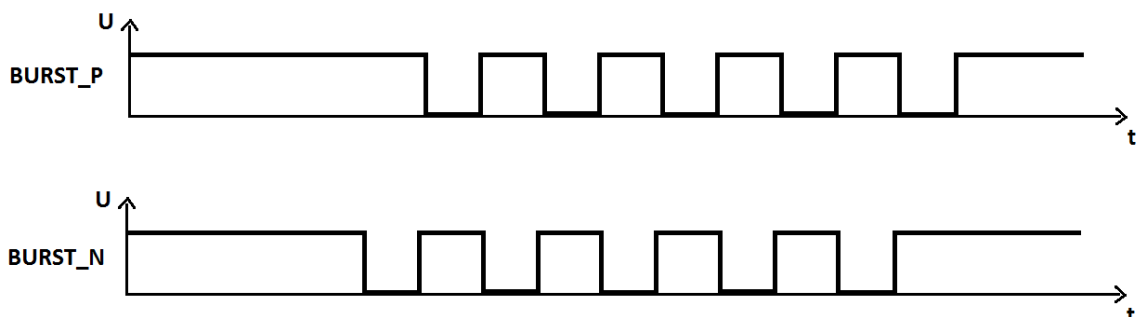


Abbildung 3: generierte Transmittereingangssignale

Die Periodendauer und die Anzahl der Perioden, sowie die Pulswiederhohlrage (PRF) hängt von der Steuerung des FPGA ab.



Entwicklung und Konstruktion

Um die benötigte Spannung für den Ultraschallkristall zu erreichen dient ein selbstgewickelter Übertrager als Transformator. Dieser dient zum einen der Spannungstransformation, zum anderen wird aus den zwei unipolaren Ausgangssignalen des Verstärkers ein bipolares Signal. Dieses ist durch den Übertrager, der wie ein Tiefpass wirkt, zusätzlich geglättet und besitzt folgende qualitative Form.

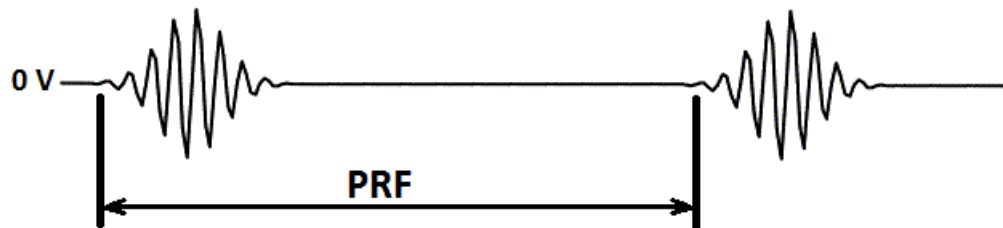


Abbildung 4: Sendeburst

Der Frequenzgang des Übertragers wird mittels eines Signalgenerators gemessen. Letzterer besitzt einen 50 Ohm Innenwiderstand und wird mit einem Sinus mit einer Signalamplitude von 1V betrieben. Die Frequenz wird von 100kHz bis 1MHz in 100kHz-Schritten erhöht. Von 1MHz bis 30MHz wird die Frequenz in 500kHz-Schritten erhöht. Folgend ist das Ergebnis der Frequenzgangmessung zu sehen:

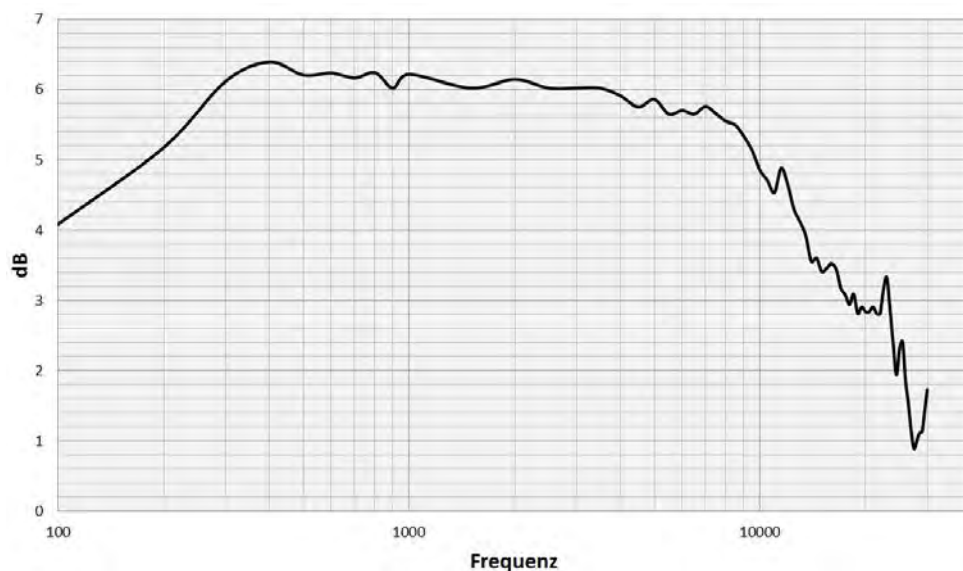


Abbildung 5: Frequenzgang Übertrager

Es ist zu erkennen, dass für eine 1:2 Übertragung der Bereich zwischen 300kHz und 10MHz gut geeignet ist.



Zur Entkopplung der Transmitterschaltung beim Empfang von Signalen werden am Ausgang direkt vor der Sonde antiparallele Dioden in Reihe geschaltet.

6.1.2. RECEIVER

Die Empfängerschaltung besteht im groben aus 3 Komponenten:

- Vorverstärker
- A/D-Konverter
- Demodulator

Um die Signalspannungen die der A/D-Wandler benötigt zu erreichen wird der Vorverstärker AD8351 eingesetzt. Dieser wird so beschalten, dass die Verstärkung bei ca. 10dB liegt. Um den Verstärkereingang vor den großen Signalamplituden des Sendebursts zu schützen werden parallel zum Eingang antiparallele Dioden eingesetzt.

Der Analog-Digital-Converter (ADC) wird mit 3V Versorgungsspannung betrieben. Der Eingangsspannungsbereich wird auf 2V p-p festgelegt. Um bei der Unterscheidung von positiven und negativen Signalen möglichst ohne zusätzliche Logik auszukommen wird das Ausgangsdatenformat auf Zweierkomplement eingestellt. Zusätzlich wird der duty-cycle-stabilizer eingeschaltet um variierende Tastverhältnisse des Taktes zu korrigieren. Das Power-Down-Signal kann von der FPGA-Software gesteuert werden.

Den Clock erhält der ADC vom FPGA. Der Takt des ADC ist immer achtmal so groß wie die Trägerfrequenz des Burst-Signals. Dieses Verhältnis wurde gewählt, sodass immer acht Abtastwerte pro Periode zur Verfügung stehen.

Der Demodulator wird Softwareseitig im FPGA realisiert und dort beschrieben. Der Schaltplan für alle Komponenten ist im Anhang zu finden.

6.1.3. CONTROLLER

Die Kommunikation über den asynchronen USB-Datentransfer mit dem PC wird durch den Mikrocontroller gewährleistet. Er erhält seinen 4MHz-Systemtakt vom FPGA-Baustein. Der Controller sendet die Steuerdaten an den FPGA über ein Serial Peripheral Interface (SPI). Die Datenübergabe vom FPGA zum USB-Bus erfolgt über den 8bit Streaming Parallel Port (SPP) des Mikrocontrollers.



6.1.4. GEWEBE-PHANTOM

Um eine spätere Evaluierung des Verfahrens zu ermöglichen wird ein Doppler-Phantom entwickelt, welches standardisierte Abmaße und Gewebeeigenschaften besitzt. Gleichzeitig soll es der Anatomie im menschlichen Körper nahe kommen.

Als Grundlage bei der Erstellung der geometrischen Form dient sowohl die Norm DIN EN 61685:2001 „Ultraschall Durchflusssysteme Durchfluss-Doppler-Prüfobjekt“ als auch das schon gefertigte Phantom aus der Arbeit von Stark, Phillip (23).

Zur Nachbildung der Blut transportierenden Gefäße im menschlichen Körper werden in ein Gewebesimulationsmaterial zwei zylindrische Gefäße gegossen. Das Gewebesimulationsmaterial wird dabei nach den Vorgaben der Norm DIN EN 61685:2001 hergestellt und verarbeitet.

Damit die Gefäßeingänge und die Gefäßausgänge in einer Flucht liegen und dieses auch noch fertigungstechnisch realisierbar ist, wird das gesamte Modell gekippt. Somit erreicht man einen Dopplerwinkel von 30° welcher u.a. in der Norm DIN EN 61685:2001 empfohlen wird.

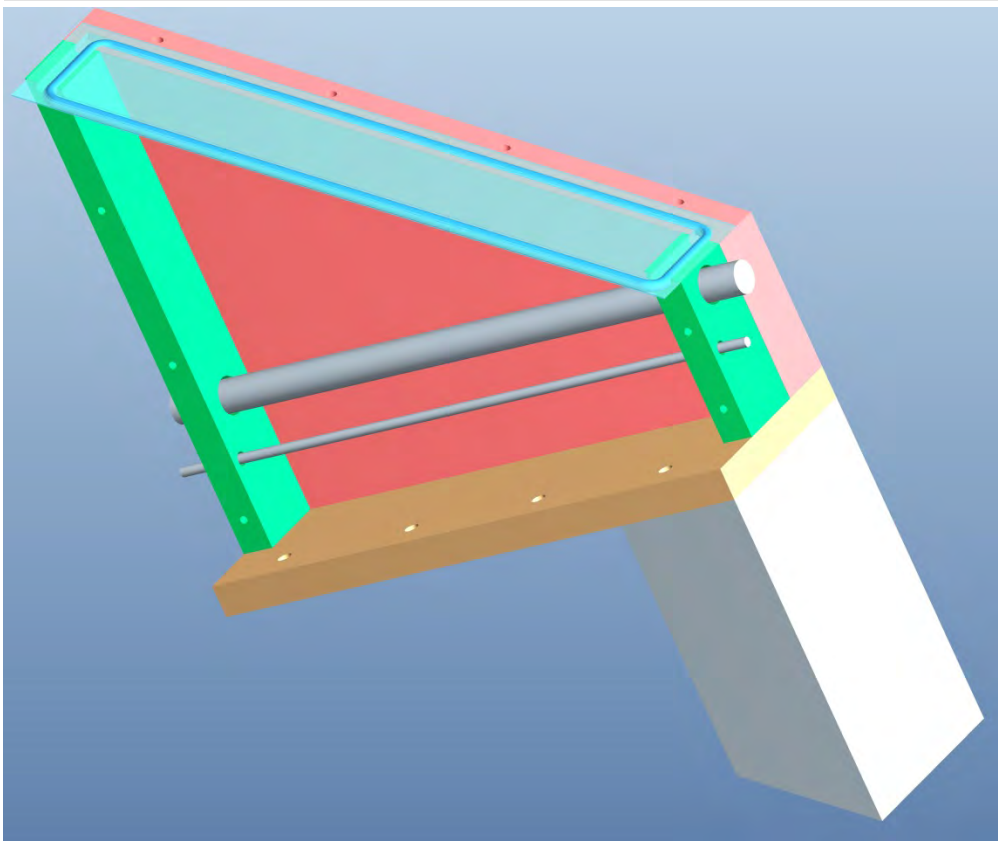


Abbildung 6: Gefäßverlauf im Gewebephantom

Als Anschlussstücke werden Gewindefittings aus Messing (Abbildung 7) genutzt. Diese sind für 8mm- und 3mm-Schläuche ausgelegt.

Die Gefäße haben einen zylindrischen Querschnitt und ihr Durchmesser beträgt 8mm und 2,5mm. Um die Dämpfung von Ultraschallsignalen so gering wie möglich zu halten, werden die Gefäße wandlos vorgesehen und leicht versetzt angeordnet um eine Abschattung zu vermeiden.

Zur Herstellung der Gefäße werden Rundmaterialien aus Messing (Abbildung 8) durch die eingebauten Gewindefittings geschoben.



Abbildung 8: Gewindefittings für Doppler-Phantom



Abbildung 7: Messing-Negative zur Gefäßherstellung

Diese Negative werden vor dem eigentlichen Gießen mit Silikonfett eingeschmiert und eventuelle Undichtigkeiten an den Gewindefittings mit einem Fettsaum beseitigt. Anschließend wird über die offene Oberseite das Gewebesimulationsmaterial eingefüllt und das Phantom mittels einer 1mm starken Acrylglasplatte, einer Dichtung und einem Deckrahmen flüssigkeits- und luftdicht verschlossen.

Das Acrylglasfenster an der Oberseite ist so ausgelegt, dass auch noch mit einer 2MHz-Ultraschallsonde oder einer B-Bild-Sonde die Gefäße erfasst werden können.

Nach dem Erkalten des Gewebesimulationsmaterials können die Negative unter leichter Drehbewegung entfernt werden. Anschließend muss das Phantom sofort in einen bestehenden Kreislauf eingebaut werden um eine Austrocknung des Gewebesimulationsmaterials zu verhindern.

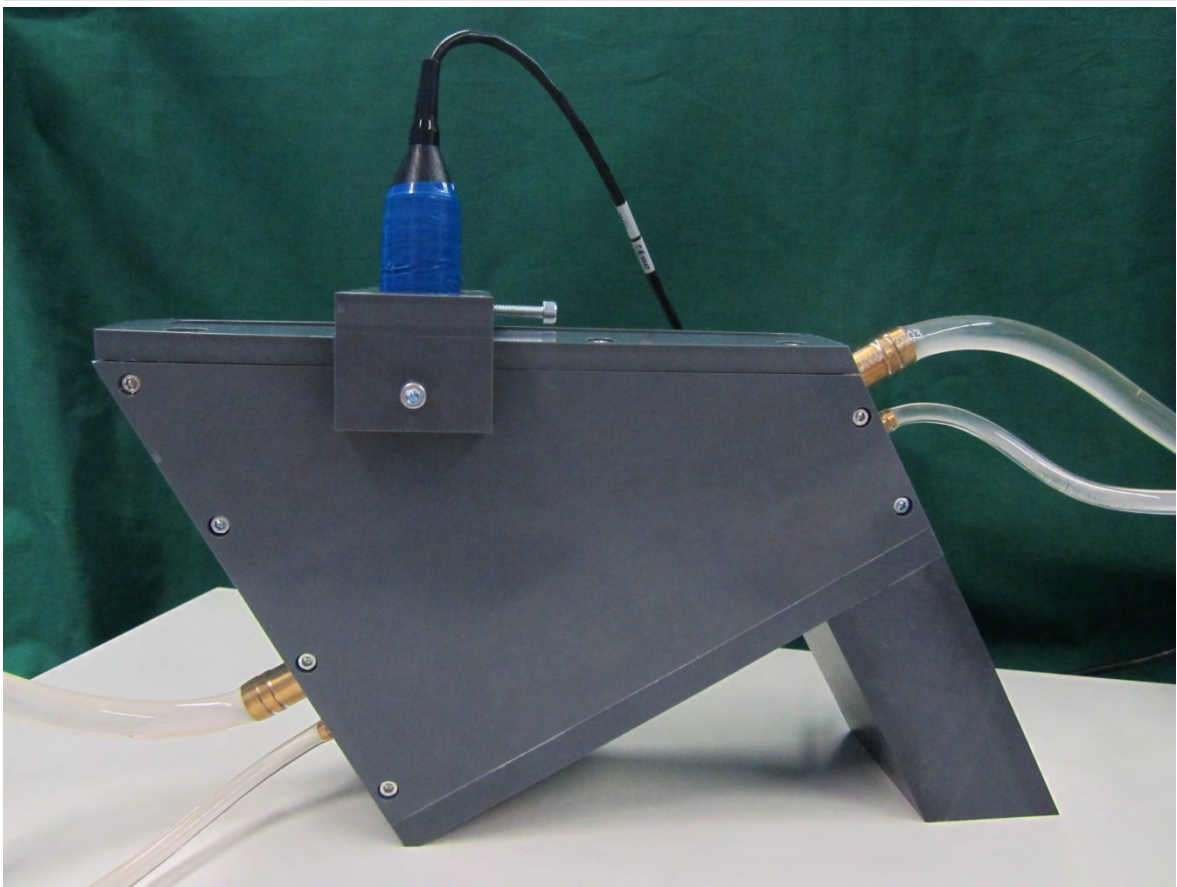


Abbildung 9: in Kreislauf integriertes Doppler-Phantom

6.2. SOFTWARE

Die Software der verschiedenen Bausteine kommuniziert über verschiedene Protokolle miteinander. Dabei dient der Mikrocontroller als Bindeglied zwischen der PC-Software und der FPGA Firmware. Im folgenden Bild sind das Kommunikationsschema der verschiedenen Softwarekomponenten und die Aufgaben der einzelnen Bausteine dargestellt:

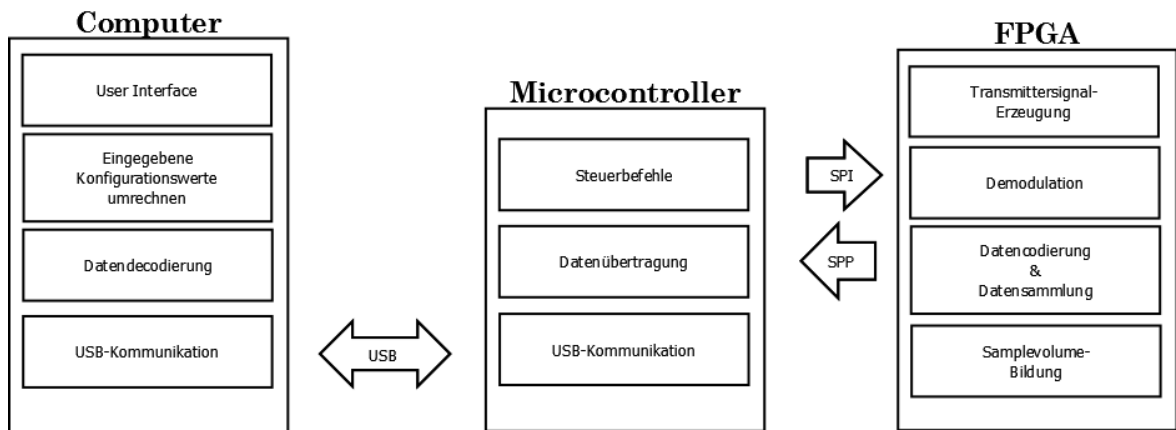


Abbildung 10: Kommunikations-Schema der Software

6.2.1. GUI

Die Benutzeroberfläche im PC wurde mit der Entwicklungsumgebung QT Creator IDE der *Nokia Corporation* erstellt. Sie besteht aus drei Reitern. Einen um sich mit dem Gerät zu verbinden, einen Zweiten um die Einstellungen an die Platine zu übertragen und den Doppler zu starten sowie einen Dritten um die Daten graphisch anzuzeigen. Folgend sind die einzelnen Reiter mit ihren Funktionen aufgeführt.

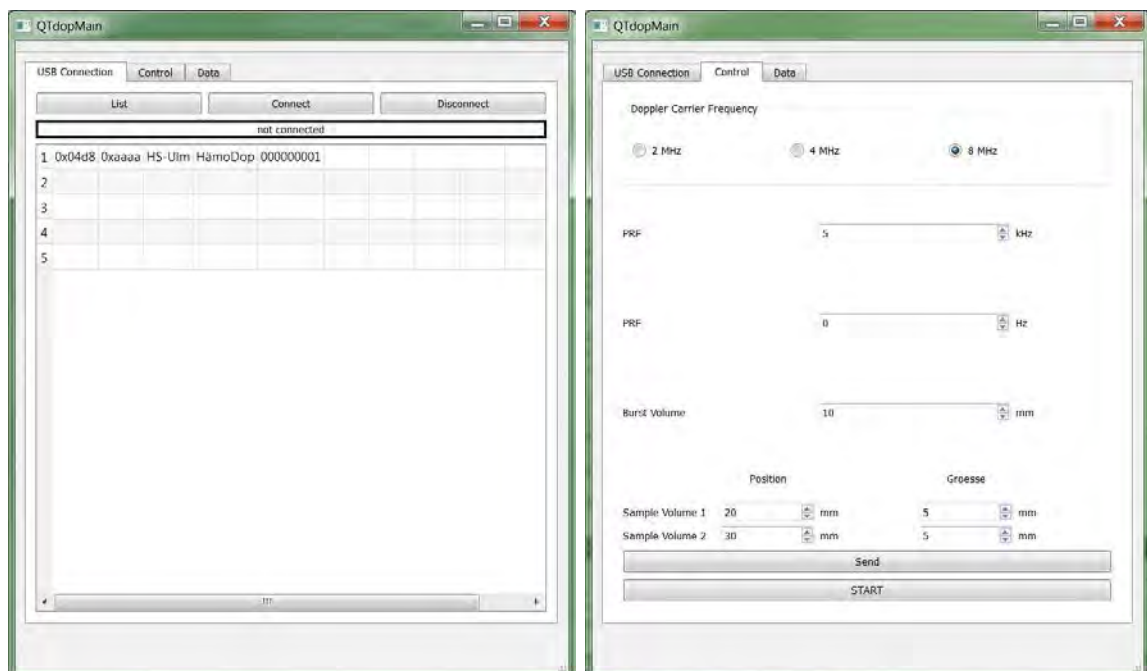


Abbildung 11: GUI Connection Tab (li.) und GUI Control Tab (re.)



Entwicklung und Konstruktion

Auf dem Connection Reiter der GUI können mit dem Button „List“ die angeschlossenen Dopplergeräte aufgelistet werden. Zum Verbinden mit dem Gerät muß das Gerät ausgewählt und der Button „Connect“ gedrückt werden. Bei erfolgreicher Verbindung wechselt die Statusanzeige von „not connected“ zu „connected“ und der Control Reiter wird aktiviert. Ein trennen des Gerätes ist mit dem Button „Disconnect“ möglich.

Der Control Reiter dient der Steuerung des Dopplers. Hier können folgende Einstellungen vorgenommen werden:

- Trägerfrequenz 2MHz, 4MHz, 8MHz
- Pulsrepetitionsrate von 2kHz bis 12kHz mit Feinjustierung von $\pm 100\text{Hz}$
- Burstlänge von 1mm bis 20mm
- Startposition der zwei Samplevolumes von 6mm bis 50mm
- Größe der Samplevolumes von 1mm bis 30 mm

Mit dem „Send“ Button werden die eingegebenen Parameter an den Doppler übertragen. Anschließend kann mit dem „Start“ Button der Doppler gestartet werden und das Programm springt automatisch zum Data Tab.

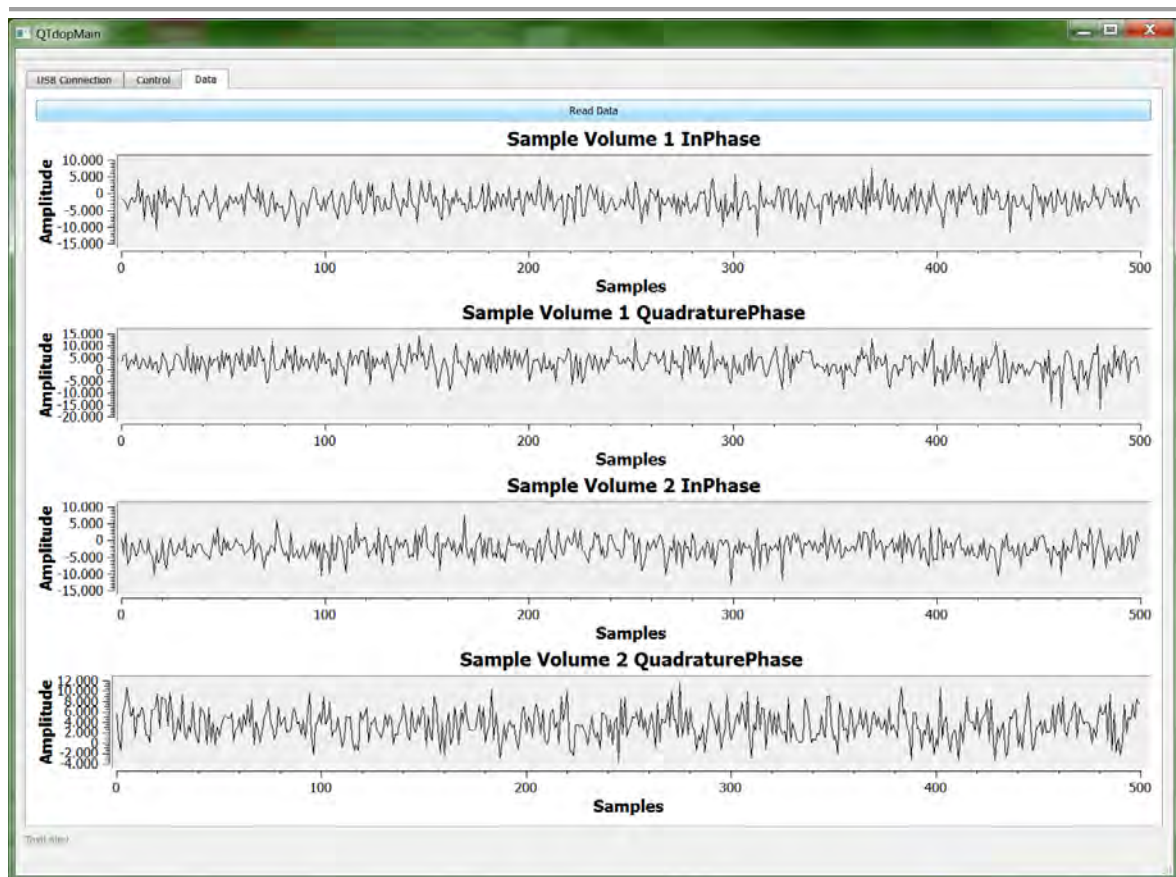


Abbildung 12: GUI Data Tab

Der Data Reiter bietet die Möglichkeit die empfangenen von der Ultraschallsonde empfangenen Signale grafisch anzuzeigen. Es wird von jedem Samplevolume der Inphase Kanal und der Quadratur Kanal bipolar wiedergegeben. Die Skalierung der Ordinatenachse erfolgt automatisch. Die Skalierung der Abszissenachse ist fest auf 500 eingestellt, denn es werden immer 500 Abtastwerte auf einem Plot dargestellt.

Das restliche PC-Programm wurde von einem alten Analog-Doppler-Projekt übernommen. Dabei musste jedoch die komplette Datendekodierung und die Datenanzeige neu programmiert werden.

Für die Datendekodierung wurde die Funktion NewEP_Data umgeschrieben. Hier erfolgt die Erkennung der 16 Datenbytes mit vorangestelltem Kodierungsbyte. In Abbildung 13 ist der PAP für die Funktion zu sehen.

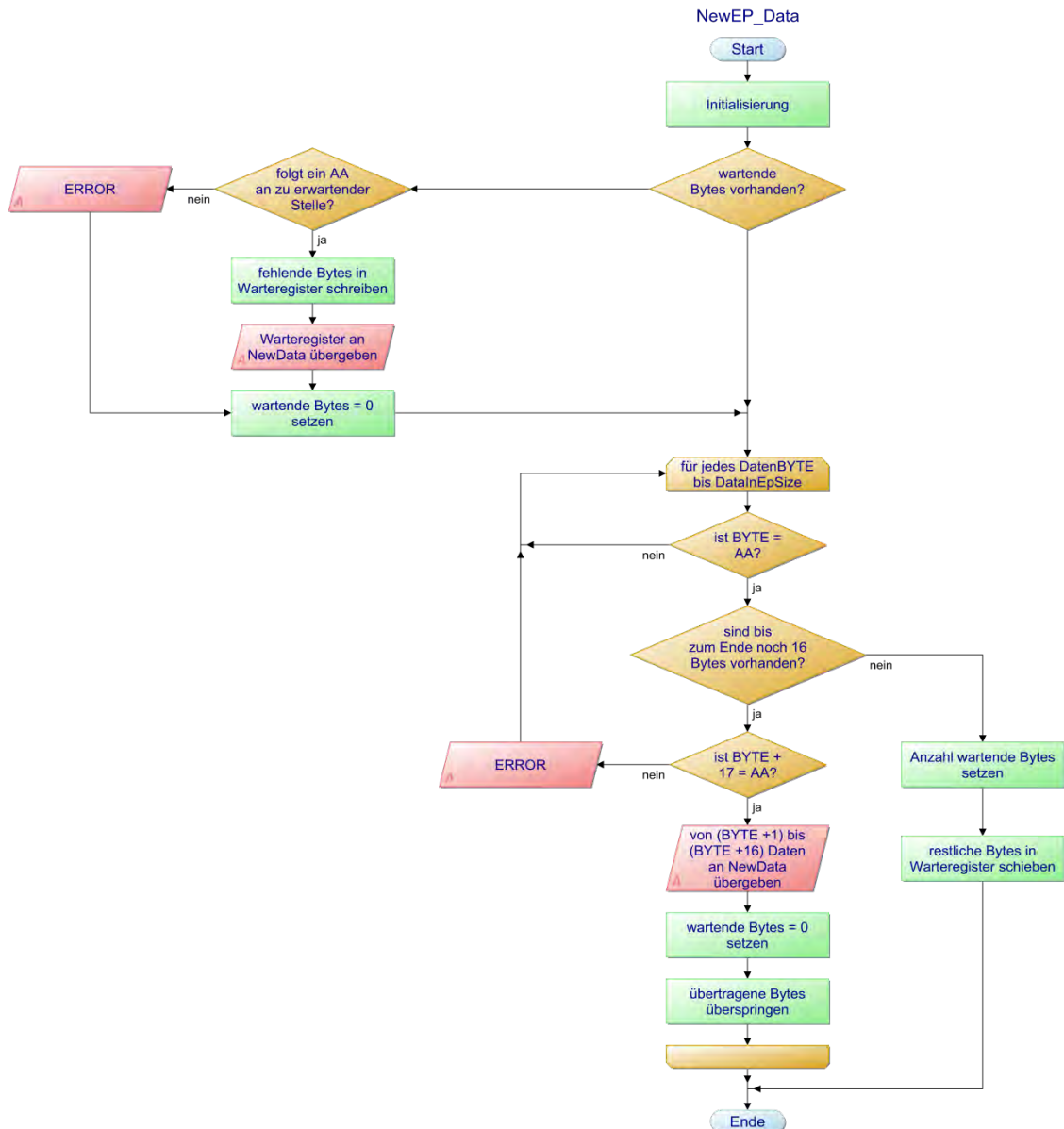


Abbildung 13: Programmablaufplan der NewEP_Data-Funktion

Die Funktion NewData musste ebenfalls modifiziert werden. Im aktuellen Programm dient sie der Sammlung der Samplevolume-Daten, um diese dann in einem Plot darstellen zu können. Dafür sind vier Felder vom Typ 32bit Integer mit einem Index von 1000 vorgesehen. Nach 500 PRF-Zyklen werden die Daten an die Plotfunktion *on_NewDataSignal* übergeben und grafisch als Kurve dargestellt. Dies geschieht mit Hilfe einer C++Bibliothek namens Qwt, welche für die Darstellung von Kurven sehr gut geeignet ist. Währenddessen werden die folgenden 500 Feldzellen mit den



folgenden Samplevolume-Daten beschrieben. Sind auch diese voll wird wieder beim Feldindex null begonnen.

6.2.2. CONTROLLER

Die Software für den Mikrocontroller ist zu großen Teilen von einem hochschulinternen Projekt übernommen.

Aufgrund der im FPGA anderen Software werden die Hexadezimalwerte der Steuersignale für den Control-FIFO angepasst. Weiterhin wird die Funktion *HAL_WriteSetupToCtrlFifo* zum Schreiben dieser Steuersignale in den Control-FIFO neu erstellt. Dies ist notwendig da durch unterschiedliche Konfigurationen eine veränderliche Anzahl an Ereignissen auftreten kann.

In der Funktion *HAL_WriteSetupToCtrlFifo* wird zunächst die Trägerfrequenz an den FPGA übermittelt. Anschließend wird der Control-FIFO zurückgesetzt. Nun wird abgefragt ob die Zählerstände an denen die Samplevolumes starten und enden für Samplevolume Eins und Samplevolume Zwei übereinstimmen oder verschieden sind. Je nach Ergebnis werden die entsprechenden Steuersignale in das Control-FIFO geschrieben.

Die Ereignisanzahl für die Samplevolumes kann somit zwischen zwei und vier betragen. Das Steuersignal GATE dient dem Starten und Beenden der Abtastung des A/D-Wandlers. Es führt zum ADC_ON-Signal im FPGA. Das Signal wird 2µs vor dem Beginn des ersten Samplevolumes aktiviert, da der A/D-Wandler eine Ausgangsdatenverzögerung von acht Taktzyklen hat. Beendet wird es mit dem Ende des letzten Samplevolumes. Die letzten acht Abtastwerte werden wegen des geringen Fehlervolumens von maximal 0,75mm bei 2MHz vernachlässigt. Am Ende der Funktion wird das RETRANSMIT Signal in den Control-FIFO geschrieben. Da der Control-FIFO bei diesem Signal zu seiner Startadresse springt, ist es unerheblich welcher Zählerstand das Ende des RETRANSMIT-Signals markiert.

Zusätzlich wurde die Endpointsize, die die Paketgröße der Datenübertragung des isochronen USB-Transfers bestimmt, auf 512Bytes gesetzt. Dies entspricht einer zeitlichen Dauer von 15ms bei 2kHz PRF.



6.2.3. FPGA

Im FPGA werden zwei Hauptfunktionen realisiert. Zum einen die Signalerzeugung um den Burst zu generieren. Zum anderen die Quadratur-Demodulation der empfangenen Signale und die Übertragung der Daten an den Controller.

Die Signalerzeugung und die Demodulation werden hierbei durch eine Ereignisliste realisiert. Dabei werden Steuersignale zu bestimmten Zeitpunkten von einem Control-FirstInFirstOut-Modul (Modul `ctrl_fifo`) generiert, abhängig von der jeweiligen Konfiguration des Dopplers durch den Nutzer.

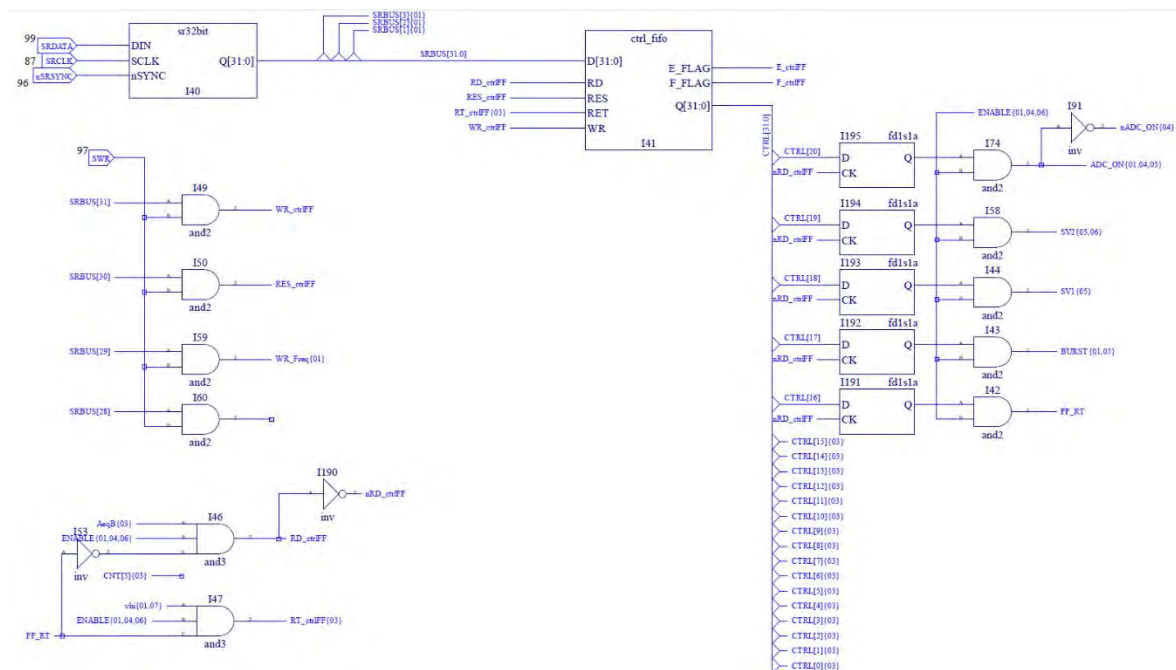


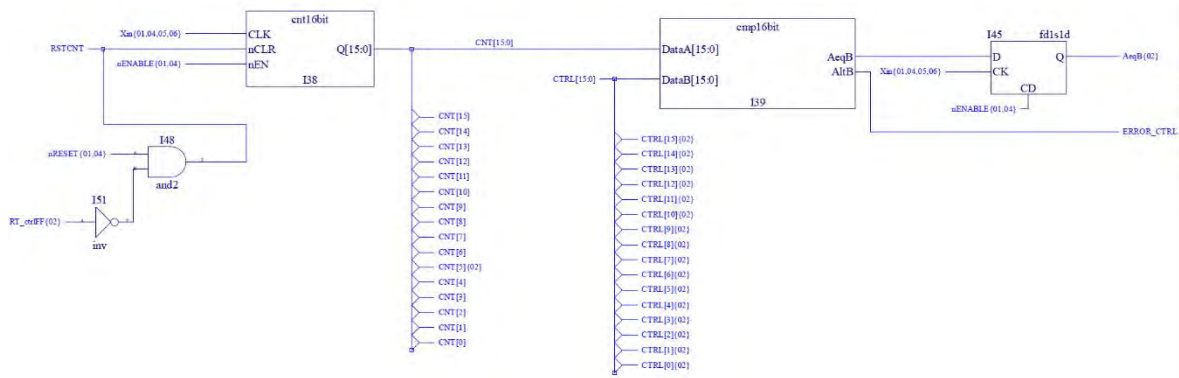
Abbildung 14: Control-FIFO zur Ereignissteuerung

Dafür werden 16bit eines 32bit Registerwertes als Kontrollzählerstand verwendet. Die restlichen 16bit stehen wie folgt für Steuersignale zur Verfügung:

bit	31	30	29	28	27	26	25	24	23	22	21	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
	Steuersignale																Kontrollzählerstand															
Signal	WR_ctrlFF	RES_ctrlFF	WR_Freq	NC	NC	NC	NC	NC	NC	NC	NC	GATE	SV2	SV1	BURST	FF_RT																

Abbildung 15: Control-FIFO Signalaufteilung

Zur Ereignissteuerung wird ein 16bit-Counter (Modul `cnt16bit`) eingesetzt. Wenn der Zählerstand des Counters mit den im Control-FIFO eingetragenen Kontrollzählerstand



Da das Senden und der Empfang der Ultraschallsignale periodisch erfolgt, wird der Zählerstand des Counters mit dem Signal FF_RT zurückgesetzt und gleichzeitig der Control-FIFO auf seine Anfangsadresse gesetzt (Signal RT_ctrlFF). Um auszuschließen, dass der Control-FIFO auf eine Adresse springt die nicht beschrieben ist, wird beim Vorliegen des Retransmit-Signals ein inkrementieren der Control-FIFO-Adresse verhindert.

Die Signale 31, 30 und 29 beeinflussen die Ereignisliste nicht. Sie werden verwendet um die auf dem parallelen Schieberegisterbus anliegenden Daten ins Control-FIFO zu schreiben (Signal WR_ctrlFF), um das Control-FIFO rückzusetzen (Signal RES_ctrlFF) und um die Trägerfrequenz in den Taktgenerator zu schreiben (Signal WR_Freq). Um erst zu schreiben wenn die Daten komplett auf dem Schieberegisterbus anliegen, dient ein Schreibsignal des Mikrocontrollers (SWR) als Aktivierungssignal.

29



Entwicklung und Konstruktion

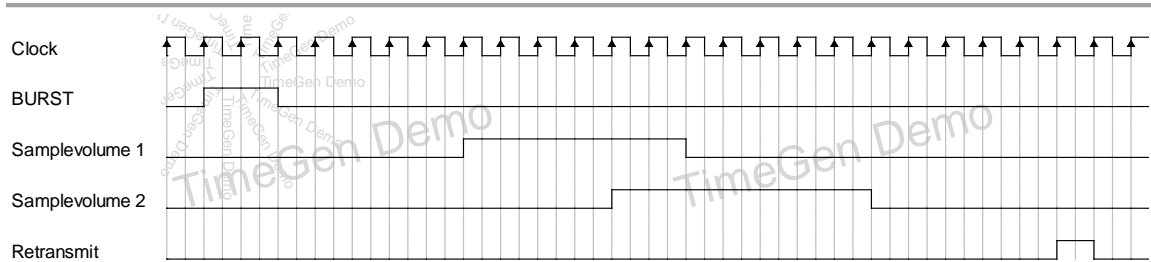


Abbildung 17: Ereignis-Zeitdiagramm

Um sogenannte Hazards beim Wechsel von einem Ereignis zum Folgenden zu vermeiden, werden die Steuersignale mit D-FlipFlops erst einen 64Mhz-Taktzyklus später auf die Signalleitungen geschaltet.

Bei der Signalerzeugung dient ein Frequenzteiler (Modul `clk_div`) dazu den Hartwaretakt von 64 MHz herunterzuteilen auf ein Achtfaches der gewünschten Trägerfrequenz. Dieser Takt dient der Erzeugung der Burst-Signale, sowie der Demodulation der Empfangs-Signale. Außerdem wird hier auch der 4MHz-Takt für den Mikrocontroller generiert.

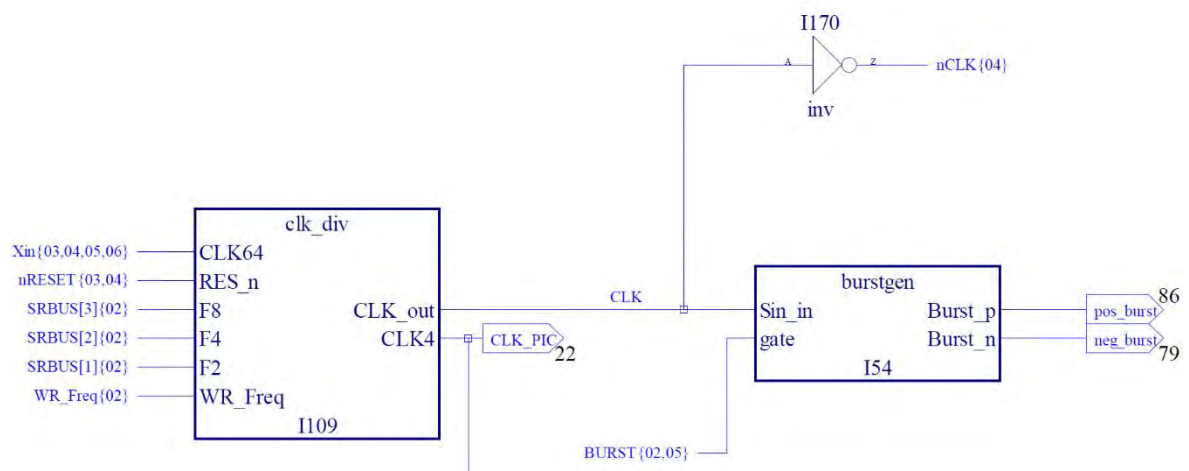


Abbildung 18: Taktgenerator

Ein weiteres Modul (Modul `burstgen`) teilt diesen Takt wiederum auf die gewünschte Trägerfrequenz. Gleichzeitig wirkt das Modul mittels des BURST-Signals als Torfunktion, um die vom Nutzer eingestellte Länge des Sendebursts zu steuern. Die beiden Ausgänge des Moduls liefern die zwei differentiellen Signale für die Transmitterhardware.



Entwicklung und Konstruktion

Um die empfangenen Ultraschallsignale zu demodulieren wird das Verfahren der Quadraturdemodulation eingesetzt. Dazu wird das empfangene Signal mit der Trägerfrequenz multipliziert um eine Abwärtsmischung in den Niederfrequenz-bereich zu erreichen. Dies geschieht einmal mit der Multiplikation (Modul multipl) mit einem Sinus um den imaginären Anteil der Differenzfrequenz zu erhalten und einmal mit einem Cosinus um den reellen Anteil der Differenzfrequenz zu erhalten. Durch die Phasenlage der komplexen Anteile im Frequenzspektrum lässt sich erkennen ob positive oder negative Frequenzen vorhanden sind und damit bestimmen, ob sich das reflektierende Teilchen auf die Sonde zu oder von dieser weg bewegt.

Die bei der Multiplikation entstehenden Summenfrequenzen werden durch die Tiefpasscharakteristik der nachfolgenden Aufsummierung eliminiert.

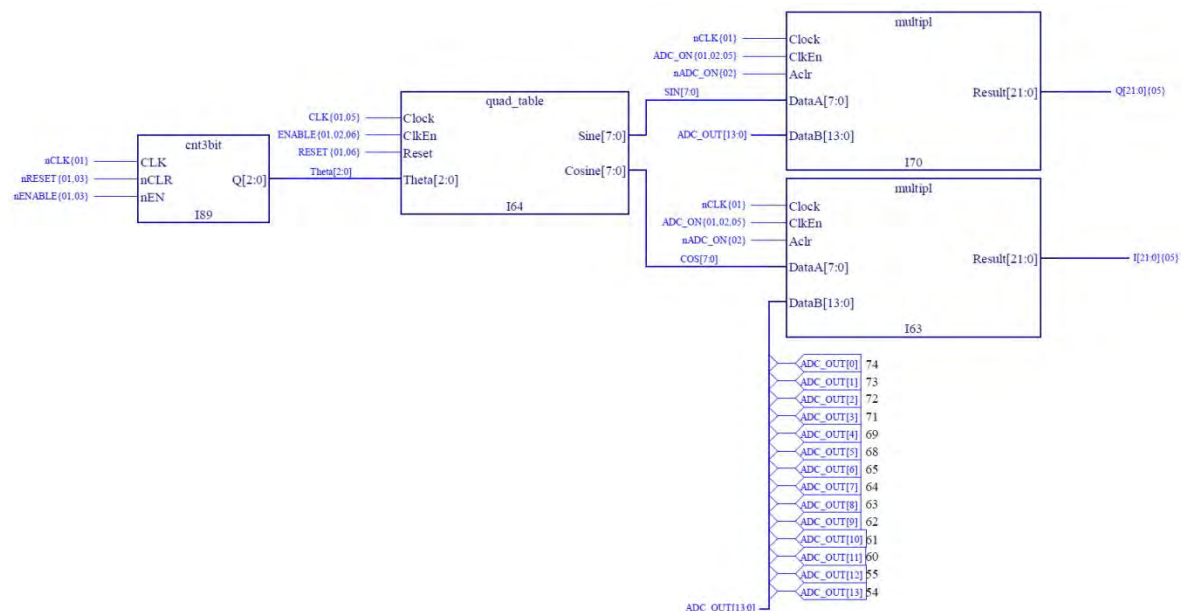


Abbildung 19: Quadratursignalgenerator und Multiplizierer

Um immer die gleiche Anzahl an Abtastwerten pro Periode zu erhalten wird der A/D-wandler und der Sinus-/Cosinusgenerator (Modul quad_table) immer mit der achtfachen Frequenz der des Trägersignals getaktet. Der ADC erhält jedoch den Takt erst 2µs vor dem Beginn des ersten Samplevolumes und er endet mit dem zweiten Samplevolume. Dies wird durch eine UND-Verknüpfung mit dem Signal ADC_ON, welches in der Control-FIFO-Ereignisliste berücksichtigt ist, erreicht. Zusätzlich werden die aufeinanderfolgenden Module in der Demodulationskette, welche den



Entwicklung und Konstruktion

gleichen Takt verwenden, mit der jeweils fallenden oder steigenden Taktflanke dynamisch getaktet. Dies geschieht um mögliche Laufzeitfehler zu vermeiden.

Das Ergebnis der Multiplikation der vom ADC kommenden 14bit-Werte mit den 8bit-Werten des Sinus-/Cosinusgenerators wird als Zweiekomplement ausgegeben. Mittels eines weiteren Moduls (Modul transformnetwork) wird es nun in einen 32bit-Wert transformiert um Überläufe bei der Aufsummierung abzufangen.

Anschließend folgt vorerst die Aufsummierung zu sogenannten Microgates. Diese besitzen eine Länge von 1 μ s. Dadurch passt immer ein Vielfaches der Trägerfrequenz-Periodendauer in das Microgate. Zwischen den Microgates ist immer eine Pause von 15,625ns. Nach der halben Pause wird die Microgatesummmierung wieder auf null gesetzt (Signal MicroSumReset). Die Microgateaufsummierung erfolgt kontinuierlich, d.h. unabhängig von der Ereignisliste des Control-FIFOs.

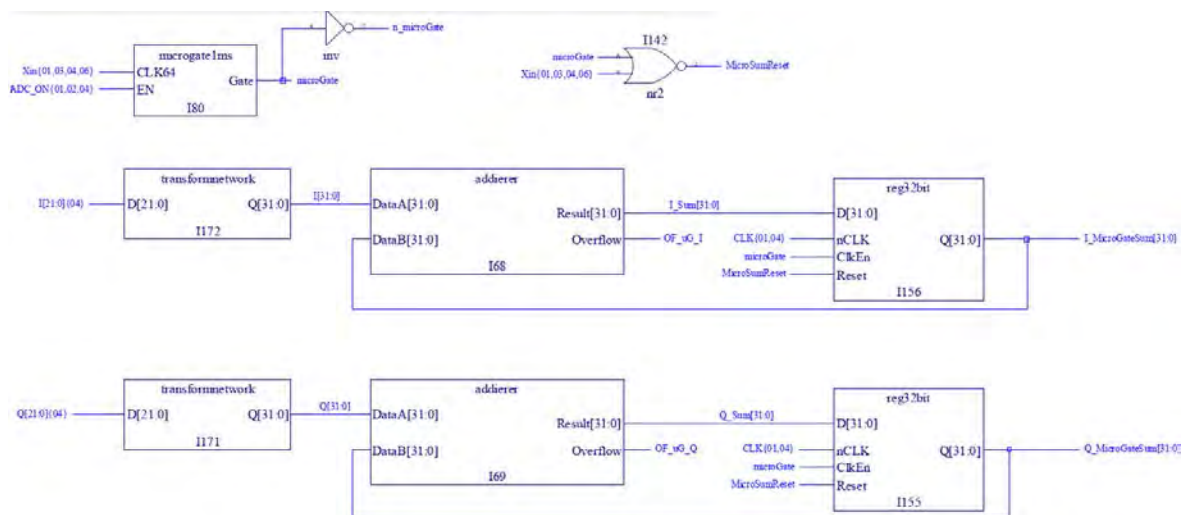


Abbildung 20: Microgate-Bildung

Die Microgates werden nun mit der negativen Flanke des Microgate-Signals zu Samplevolumes aufaddiert. Als Torsignal dient hier das vom Control-FIFO ausgegebene Signal SV1 bzw. SV2. Um genügend Zeit für die Datenübertragung zum PC zu haben, wird die Aufsummierung erst mit dem BURST-Signal wieder auf null zurückgesetzt.



Entwicklung und Konstruktion

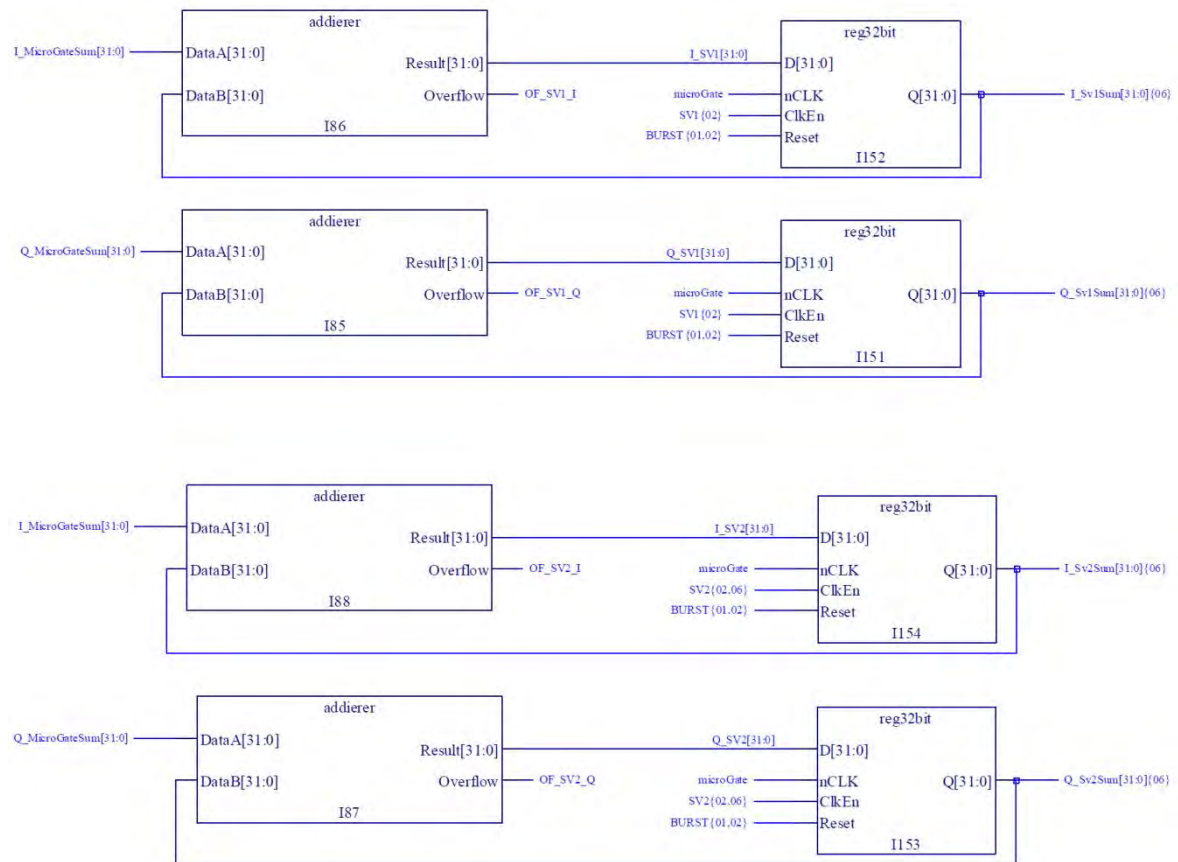
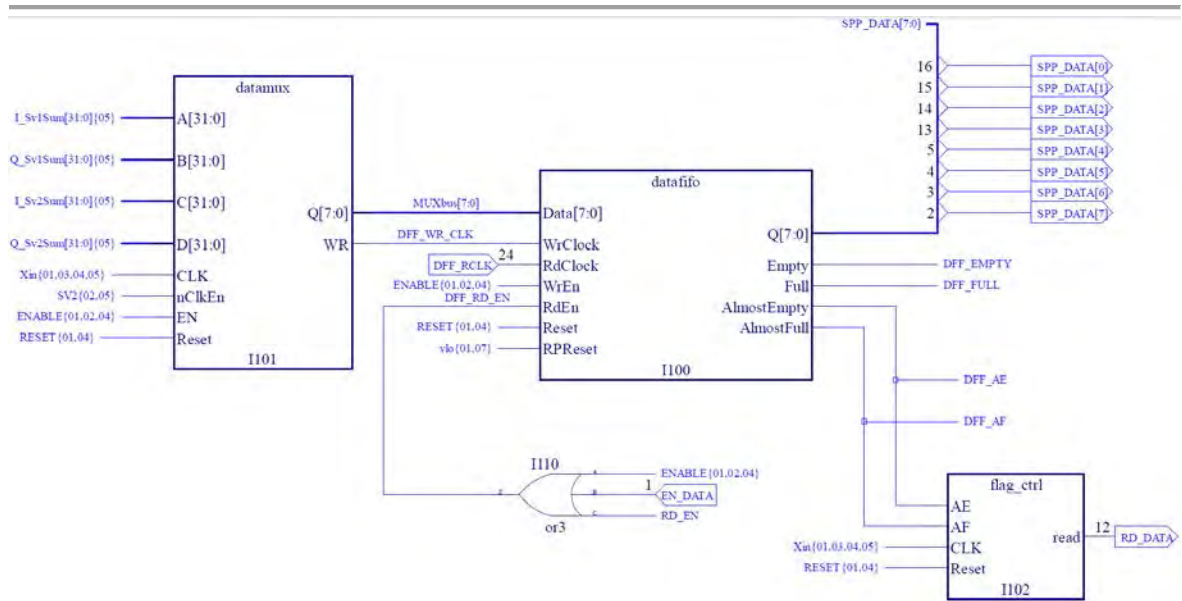


Abbildung 21: Samplevolume-Aufsummierung

Die Ergebnisse der Aufsummierung zu Samplevolumes werden nun beim Ende des zweiten Samplevolumes über ein Multiplex-Modul (Modul datamux) in 8bit-Werte getrennt. Dies ergibt eine Zeichenkette von 16Byte pro PRF Periode, also 4Byte für jeden Kanal. Vor diese wird noch ein Byte mit dem hexadezimalen Wert AA eingefügt. Dies dient der Codierung und Decodierung auf dem PC. Anschließend werden die 17 Byte in das Ausgangs-Daten-FIFO (Modul datafifo) geschrieben.



Entwicklung und Konstruktion

**Abbildung 22: Multiplexer und Daten-FIFO**

Aus diesem werden die Daten über den Streaming Parallel Port vom Mikrocontroller an den PC übertragen. Wegen einer in der Arbeit von Erhart, Philip (26) erkannten Fehlerquelle werden die AlmostEmpty- und AlmostFull-Flags des Datenfifos in einem weiteren Modul (Modul `flag_ctrl`) ausgewertet. Dieses Modul erzeugt ein Read-Signal (Signal `RD_DATA`) welches dem Mikrocontroller signalisiert, dass genügend Daten bereitstehen.



7. ERGEBNISSE

Zur ersten Beurteilung der Funktionalität des Aufbaues wurden Messungen mit der neu designten Platine und der vorliegenden Software durchgeführt. Dabei wurde aufgrund des Zeitmangels nur die Trägerfrequenz 8MHz verwendet.

Zunächst das Rauschen erfasst. Hierfür wurde ein 100 Ω -Abschlußwiderstand anstelle der Sonde eingesetzt. Die Samplevolumegröße wurde auf 1mm eingestellt um ein Microgate zu erfassen. Es wurde eine PRF von 2kHz eingestellt um Performancefehler zu vermeiden.

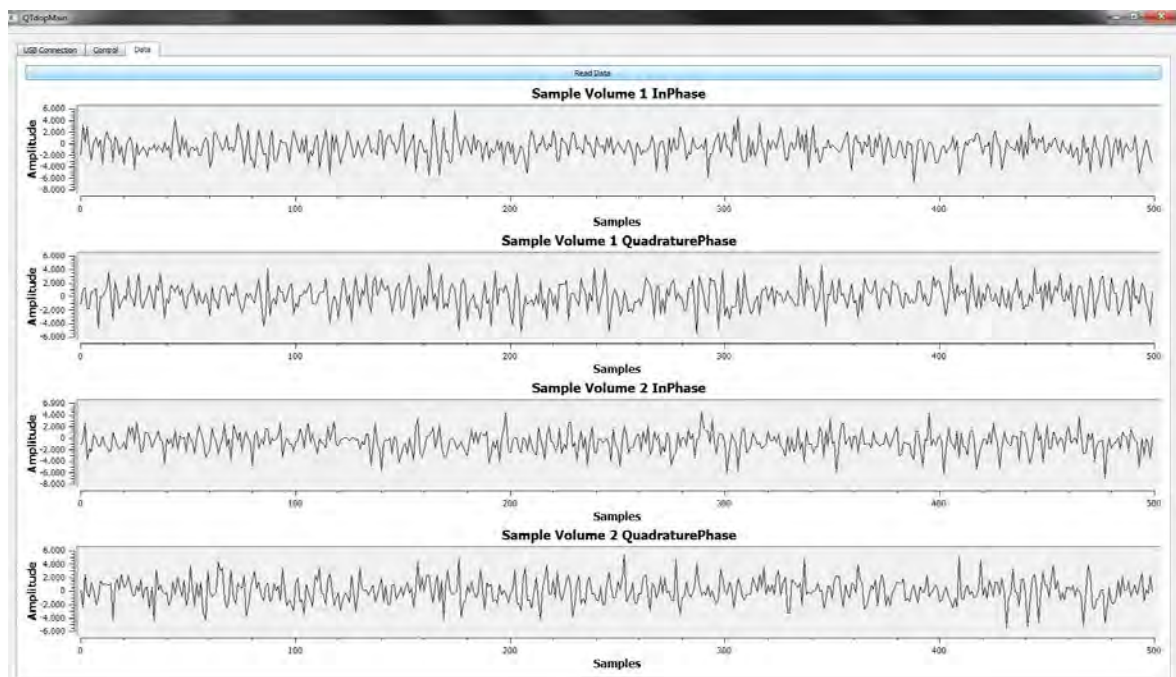


Abbildung 23: Rauschen bei 8MHz, 2kHz PRF und 1mm SV-Größe

Das Rauschen beträgt im Mittel für alle Kanäle 2000 bis 3000 Einheiten.

Die Maximalamplitude wurde bei einer Eingangsfrequenz von 8 MHz mit einer Amplitude von 0,7V gemessen. Diese wurde mit Hilfe eines Frequenzgenerators erzeugt. Da der Frequenzgenerator nicht genau arbeitet ist auch hier eine Frequenzdifferenz zu erkennen. Die Samplevolumegröße beträgt auch hier 1mm.



Ergebnisse

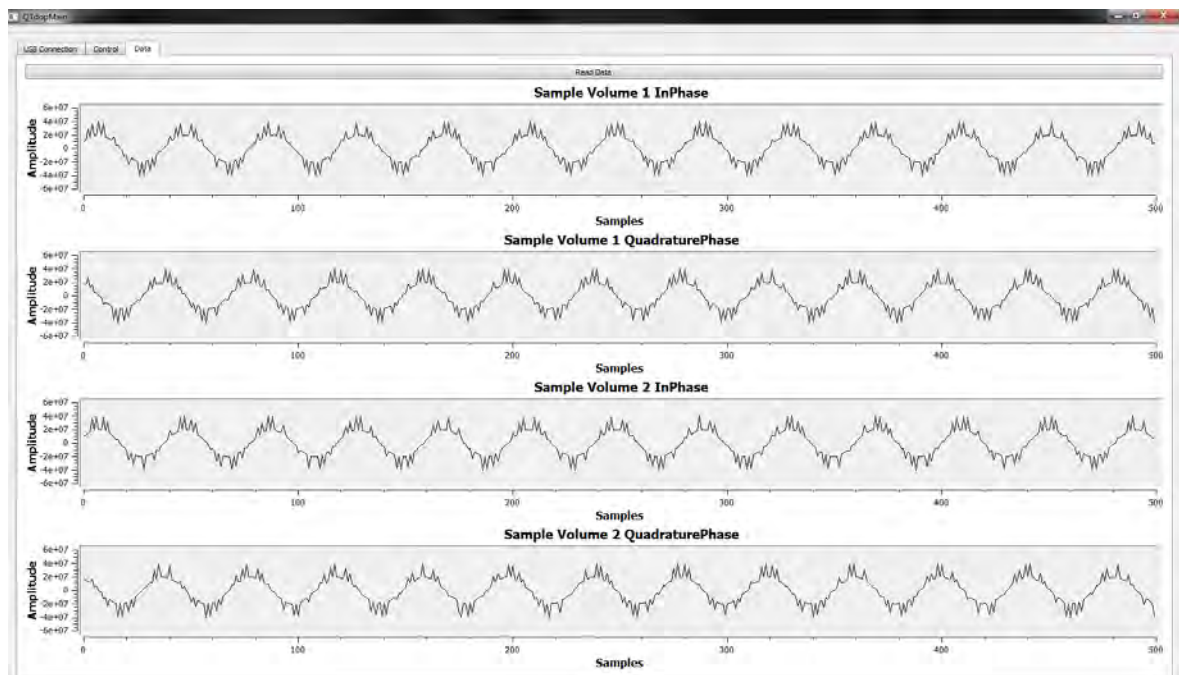


Abbildung 24: Maximalamplitude bei 8MHz

Der Effektivwert der Maximalamplitude beträgt ungefähr $1,5 \cdot 10^7$ Einheiten. Daraus ergibt sich ein Signal/Rauschverhältnis von 74 dB wenn von einem mittleren Rauschen von 3000 Einheiten ausgegangen wird.

Auch die Phasenverschiebung bei Positiv- und Negativfrequenzen wurde erfasst. Dabei wurde die Samplevolumengröße auf 30mm eingestellt um Störungen herauszumitteln. Die Eingangsamplitude betrug 0,7V und die Einstellung am Frequenzgenerator einmal 8 MHz und einmal 7,99990MHz.



Ergebnisse

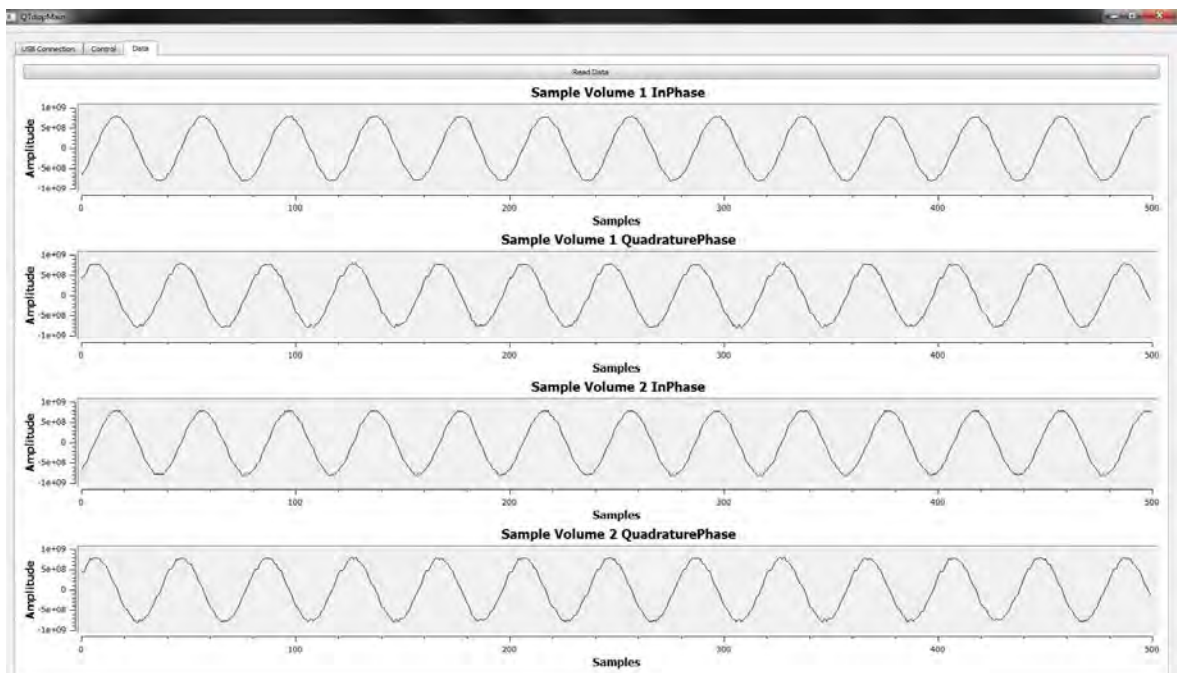
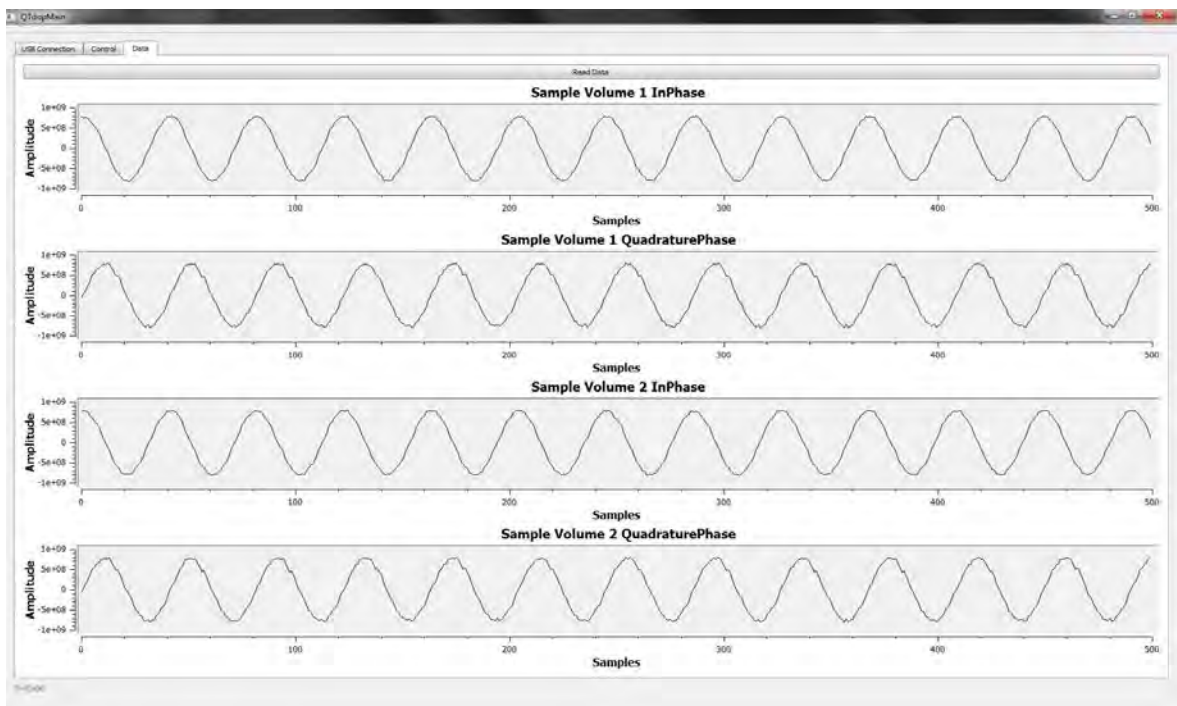


Abbildung 25: Phasenverschiebung bei positiver Differenzfrequenz



Phasennachlauf des sinus bei 7,99990Mhz und
0,7V bei SV-Größe 50mm

Abbildung 26: Phasenverschiebung bei negativer Differenzfrequenz



Ergebnisse

Es ist klar zu erkennen, dass im ersten Fall der Quadratur-Signal einen Phasenvorlauf hat und im zweiten Fall einen Phasennachlauf besitzt.

Nun wurde das Eingangssignal soweit in der Amplitude minimiert, dass es im Rauschen verschwindet. Dazu wurde ein Ohm'scher Spannungsteiler mit $10\text{k}\Omega$ am Eingang vorgesehen. Das erreichte Eingangssignal betrug somit $150\mu\text{V}$. Die Samplevolumengröße wurde auf 1mm gesetzt.

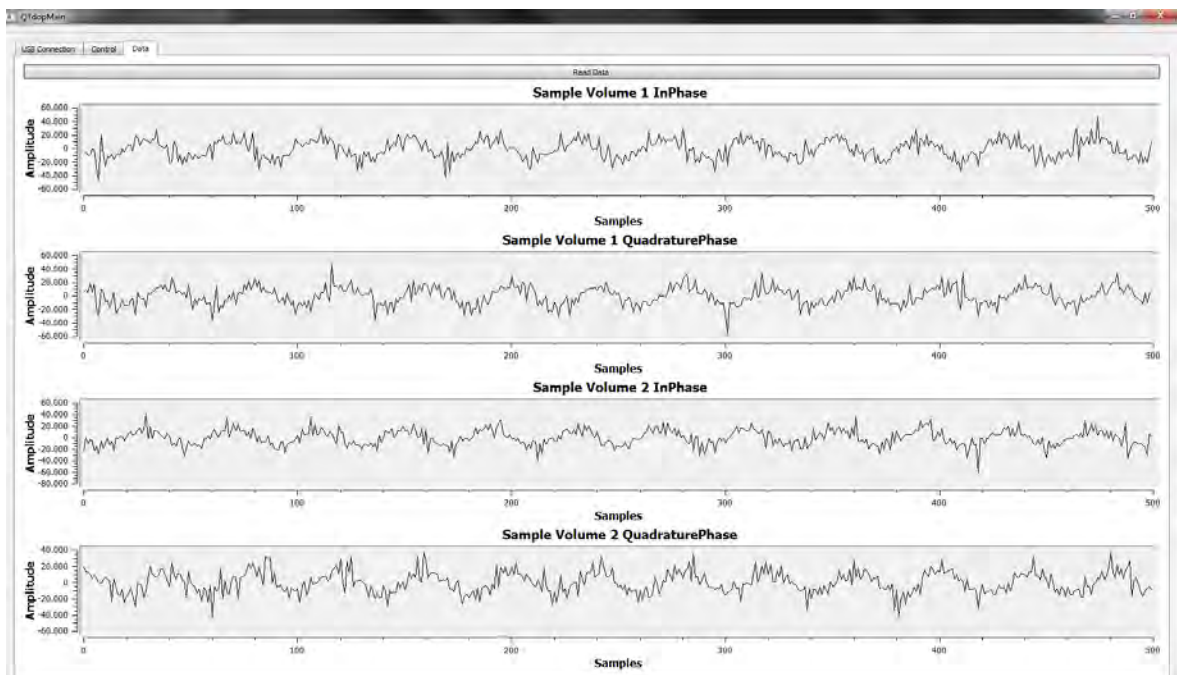


Abbildung 27: Signal verschwindet im Rauschen mit $150\mu\text{V}$ Eingangsamplitude



Ergebnisse

Zu Letzt wurde eine 8Mhz-Sonde an den Ausgang angeschlossen. Dabei liefert der Transmitter am Ausgang einen Burst der wie folgt aussieht:

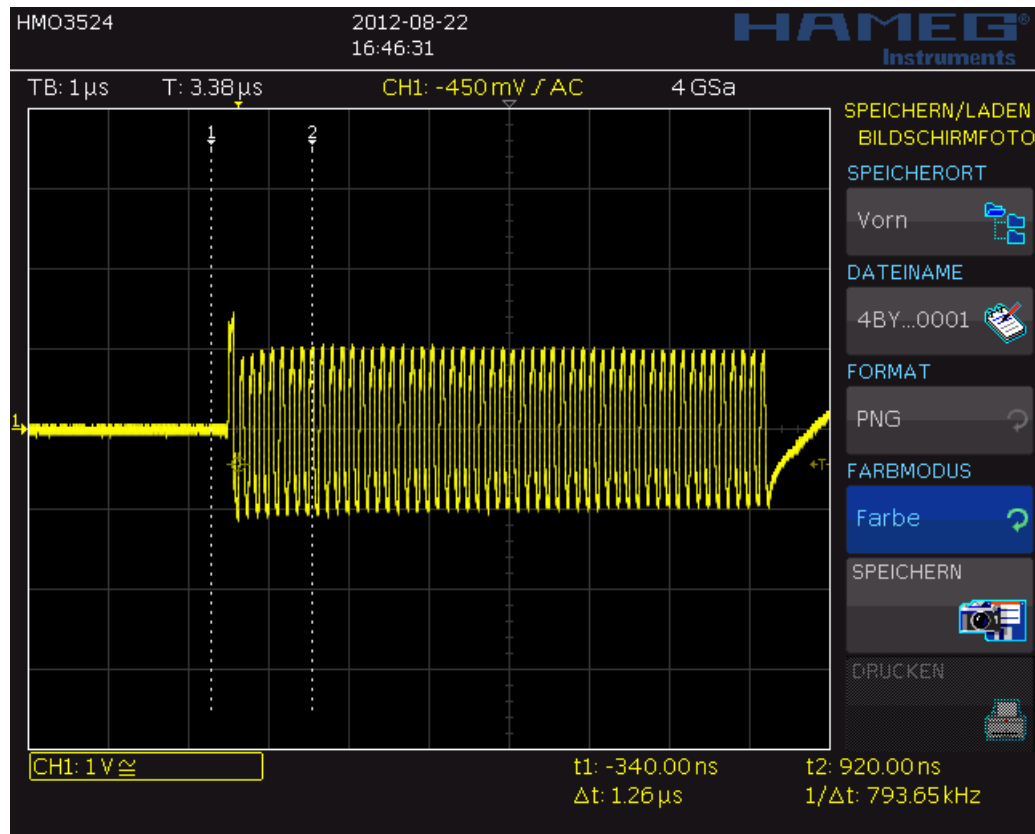


Abbildung 28: Burst am Ausgang mit 8 MHz-Sonde



8. DISKUSSION UND AUSBLICK

Das Ziel eine funktionsfähige Apparatur zu entwickeln, welche einen Hämatokritwert liefert wurde nicht erreicht. Jedoch ist mit dem System der Grundstein für eine Weiterentwicklung gelegt.

8.1. TRANSMITTER

Der Transmitter liefert zwar nur eine geringe Ausgangsamplitude, doch liegt dies daran, dass der Mittelabgriff des Differenzverstärkers auf Masse liegt. Hier wäre eine Referenzspannung von 2,5V vorzusehen. Der Frequenzgang des Transmitterübertrager ist für Frequenzen unterhalb von 10 MHz noch gut geeignet. Jedoch wäre es für eine Serienreife von Vorteil einen Übertrager als Zukaufteil zu finden der ähnliche Eigenschaften aufweist.

8.2. GUI

Über die Benutzeroberfläche lassen sich alle benötigten Parameter einstellen. Die graphische Anzeige der gemessenen Daten ist zwar für eine funktionelle Beurteilung gut geeignet, jedoch lassen sich aus den angezeigten Kurven keine für den Anwender verständlichen Werte, wie die Flussrichtung oder der Hämatokrit bestimmen. Diese Berechnungen sind noch zu programmieren. Außerdem ist das plotten der Kurven sehr Ressourcen intensiv, was eine große Fehlerquelle darstellt, da Grafikfehler auftreten können.

8.3. RECEIVER

Die Eigenschaften des Receivers sind noch nicht komplett überprüft. Die bisherigen Messungen sollten bei 2MHz und 4MHz wiederholt und mit verschiedenen Dopplerkonfigurationen getestet werden. Ein erster Blick hierauf ergab, dass im FPGA das Timing zwischen den einzelnen Modulen noch ein Problem darstellt.

Die Störung welche in Abbildung 17 auf dem Signal zu sehen ist proportional zur Amplitude des Signals und wirkt sich auf alle vier Kanäle aus. Sie beruht wahrscheinlich auch auf dem Timingproblem im FPGA. Oder aber der A/D.Wandler



Diskussion und Ausblick

verursacht sie. Durch Vergrößern des Samplevolumes mittelt sie sich heraus. Hier wäre eine genaue Analyse des Systems und des A/D-Wandlers notwendig.

Das Signal-Rauschverhältnis liegt in einem akzeptablen Bereich. Auch der gesamte dynamische Bereich mit 28bit für die Microgatesummierung und 4bit Reserve für die Samplevolumesummierung ist ausreichend da die Eingangsspannungen weit unter der in den Messungen verwendeten Spannungen liegt.

Um genaue Aussagen über die Verwendbarkeit des Verfahrens zur Hämatokritwertbestimmung zu treffen ist auf jeden Fall eine vollständige Evaluierung der Software und Hardware notwendig.

8.4. DOPPLER-PHANTOM

Dafür ist das Doppler-Phantom gedacht. Dieses funktioniert im derzeitigen Kreislauf wie erwartet. Mit einem B-Bild konnten die Lumen der Gefäße und Dopplersignale zufriedenstellend abgebildet werden, ohne dass Lufteinschlüsse zu erkennen waren. Allerdings waren die Dopplersignale im kleinen Gefäß in großer Tiefe nur schwer zu finden. Der Schallstrahl des großen 2MHz-Schallkopfes erreicht hier vermutlich nicht den entsprechenden Winkel um das Gefäß zu erfassen. Die Ergebnisse hierzu sind auf der beiliegenden CD zu finden.

8.5. GESAMTSYSTEM

Das Gesamtsystem muss in weiteren Untersuchungen optimiert und verifiziert werden. Das gilt insbesondere für den Transmitter und den Demodulator. Hier wäre es möglich zur Fehlerreduzierung mehr als zwei Samplevolumes auszuwerten. Außerdem ließe sich durch Auswertung aller Microgates ein B-Mode realisieren, welcher für die Platzierung der Samplevolumes im Gefäß hilfreich wäre. Weiterhin könnte der Mikrocontroller die Berechnungsaufgaben, die derzeit auf dem PC realisiert sind übernehmen. Dann wäre die Steuerung über ein Display vorstellbar. Ein so aufgebautes Embedded System hätte einen großen Vorteil gegenüber rechnergestützten Systemen. Dennoch ist eine erste Funktionalität gegeben auf deren Grundlage sich ein aussichtsreiches Produkt entwickeln kann.



9. ANHANG

A LITERATURVERZEICHNIS

1. **Meinke, Frau Dr. rer. nat. Martina.** *Spektroskopische Bestimmung biophysikalischer Parameter humanen Blutes.* [Habilitationsschrift]. Berlin : s.n., Dezember 2006.
2. **Billett, Henny H.** Hemoglobin and Hematocrit. [Buchverf.] Hall WD, Hurst JW Walker HK. *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations.* Boston : Butterworths, 1990.
3. **Biagio Di Iorio, Vincenzo Bellizzi.** Variations in Hematocrit Induced by Hemodialysis. *Blood Purification.* 2001, 19, S. 68-69.
4. **Prof.Dr.Dr. Stefan Schuy, Prof.Dr. Norbert Leitgeb.** Biomedizinische Technik 1. Diagnostik und bildgebende Verfahren. [Hrsg.] Helmut Hutten. *Ultraschall zur Bilderzeugung.* s.l. : Springer Verlag, Verlag TÜV Rheinland. Bd. 1, S. 283f.
5. **Department für Physik Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.** *www.physik.uni-erlangen.de.* [Online] 16. Februar 2012. [Zitat vom: 23. 07 2012.] <http://www.physik.nat.uni-erlangen.de/lehre/daten/Versuchsanleitungen/2.FS-V32-Ultraschall.pdf>.
6. **G. Sorge, P. Hauptmann.** *Ultraschall in wissenschaft und Technik.* Frankfurt/Main : Harri Deutsch, 1985. ISBN 3 87 144 819 2.
7. **M.P. Stoffel, C.A. Baldamus.** Medizinisches Qualitätsmanagement in der Dialyse. [Hrsg.] Walter H. Hörl. *Dialyseverfahren in Klinik und Praxis: Technik und Klinik.* Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 2003.
8. **SPOMEDIAL.** *www.spomedial.de/.* [Online] Institut für Kreislaufforschung und Sportmedizin, Deutsche Sporthochschule Köln. [Zitat vom: 05. August 2012.] http://vmrz0100.vm.ruhr-uni-bochum.de/spomedial/content/e866/e2442/e4446/e4451/e4476/index_ger.html.
9. **Hallbach, Jürgen.** *Klinische Chemie und Hämatologie für den Einstieg.* s.l. : Georg Thieme Verlag, 2006. S. 403. ISBN 9783131063434.



10. **Andreas Hettich GmbH & Co. KG.** www.hettichlab.com. [Online] [Zitat vom: 5. August 2012.] http://www.hettichlab.com/appc/_upload/hettich/2009_37/Methode_Diagnostik_Haematokritbestimmung.pdf.
11. **Schauseil, Dr. Stephan.** <http://www.labor-duesseldorf.de>. [Online] [Zitat vom: 05. August 2012.] <http://www.labor-duesseldorf.de/20/haematologie.pdf>.
12. **Lagali N., Burns K., Zimmerman D., Munger R.** Hemodialysis monitoring in whole blood using transmission and diffuse reflection spectroscopy: a pilot study. *Journal of Biomedical Optics*. 2006, 11.
13. **Yitzhak Mendelson, Yi Wang, Brian D. Gross.** *Noninvasive measurement of hematocrit and hemoglobin content by differential optical analysis*. 5277181 USA, 11. Januar 1994. United States Patent.
14. **Yamakoshi K.-I., Shimazu H., Togawa T., Fukuoka M.** Noninvasive Measurement of Hematocrit by Electrical Admittance Plethysmography Technique. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*. 1980, 27.
15. **Trimberger, Stephen, [Hrsg.].** *Field-Programmable Gate Array Technology*. s.l. : Springer US, 1994. ISBN 9780792394198.
16. **Neumann, Bernd.** *Modellierung und Analyse arithmetikorientierter eFPGA-Architekturen*. [Dissertation]. Aachen : s.n., 2010.
17. **National Instruments Corporation.** *National Instruments Corporation - Website*. [Online] 29. Mai 2012. [Zitat vom: 11. August 2012.] <http://www.ni.com/white-paper/6984/de&clientAppName=dz&dotsPerPixel=&dotsPerPoint=>.
18. **Microchip Technology Inc.** *Datenblatt PIC18F4550*. [PDF] 2009.
19. **Analog Devices Inc.** *Datenblatt AD9245*. [PDF] 2006.
20. —. *Datenblatt AD8351*. [PDF] 2004.
21. **Microchip Technology Inc.** <http://www.microchip.com>. [Online] [Zitat vom: 15. Juli 2012.] <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/52027a.pdf>. ISBN: 978-1-61341-883-3.



Anhang

-
22. **Lattice Semiconductor Corporation.** Lattice Semiconductor Homepage. [Online] 2012. [Zitat vom: 12. August 2012.] <http://www.latticesemi.com/products/designsoftware/diamond/index.cfm>.
23. **Microchip Technology Inc.** <http://www.microchip.com>. [Online] [Cited: Juli 15., 2012.] <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/52027a.pdf>. ISBN: 978-1-61341-883-3.



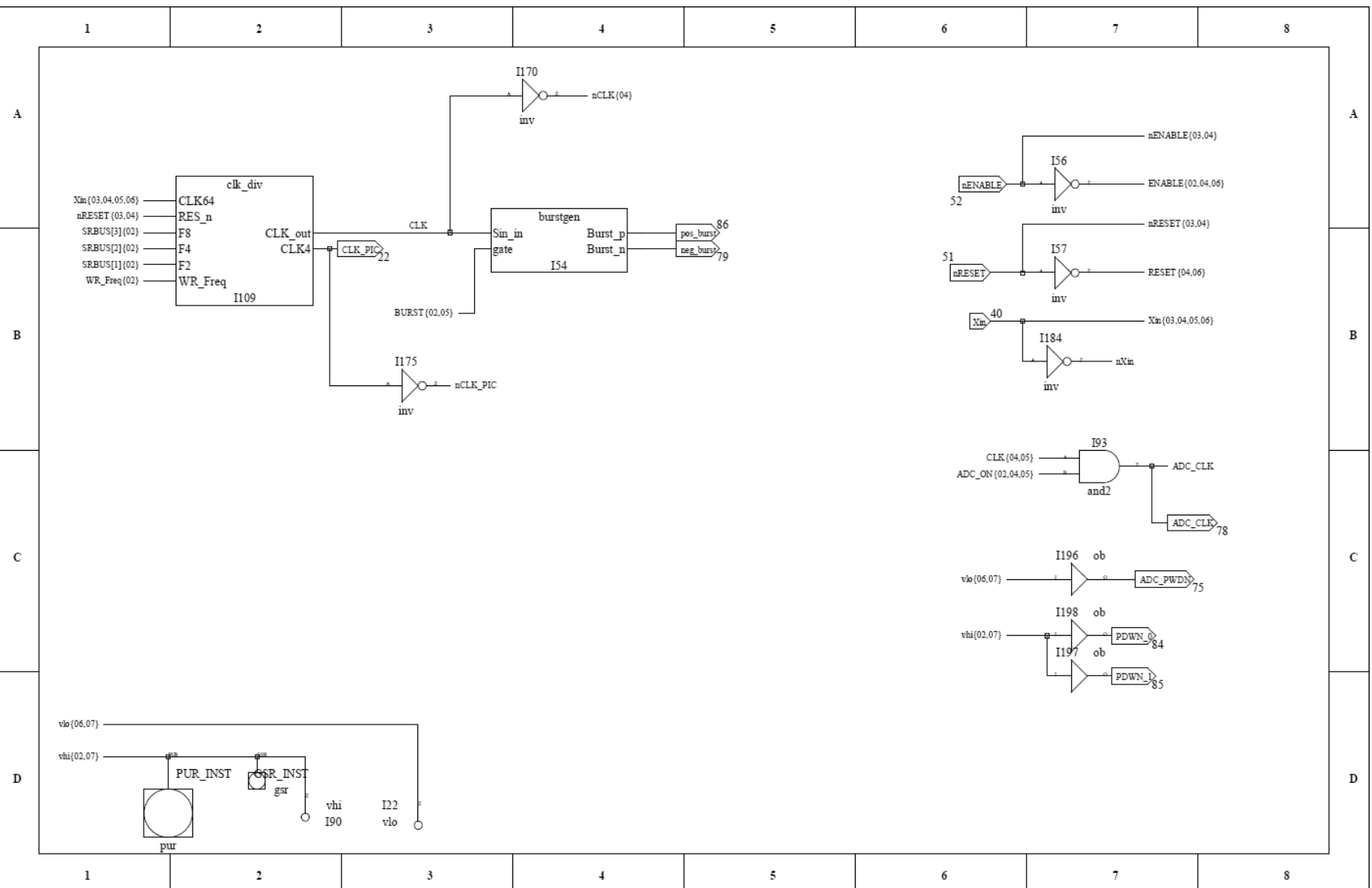
B ABBILDUNGSVERZEICHNIS

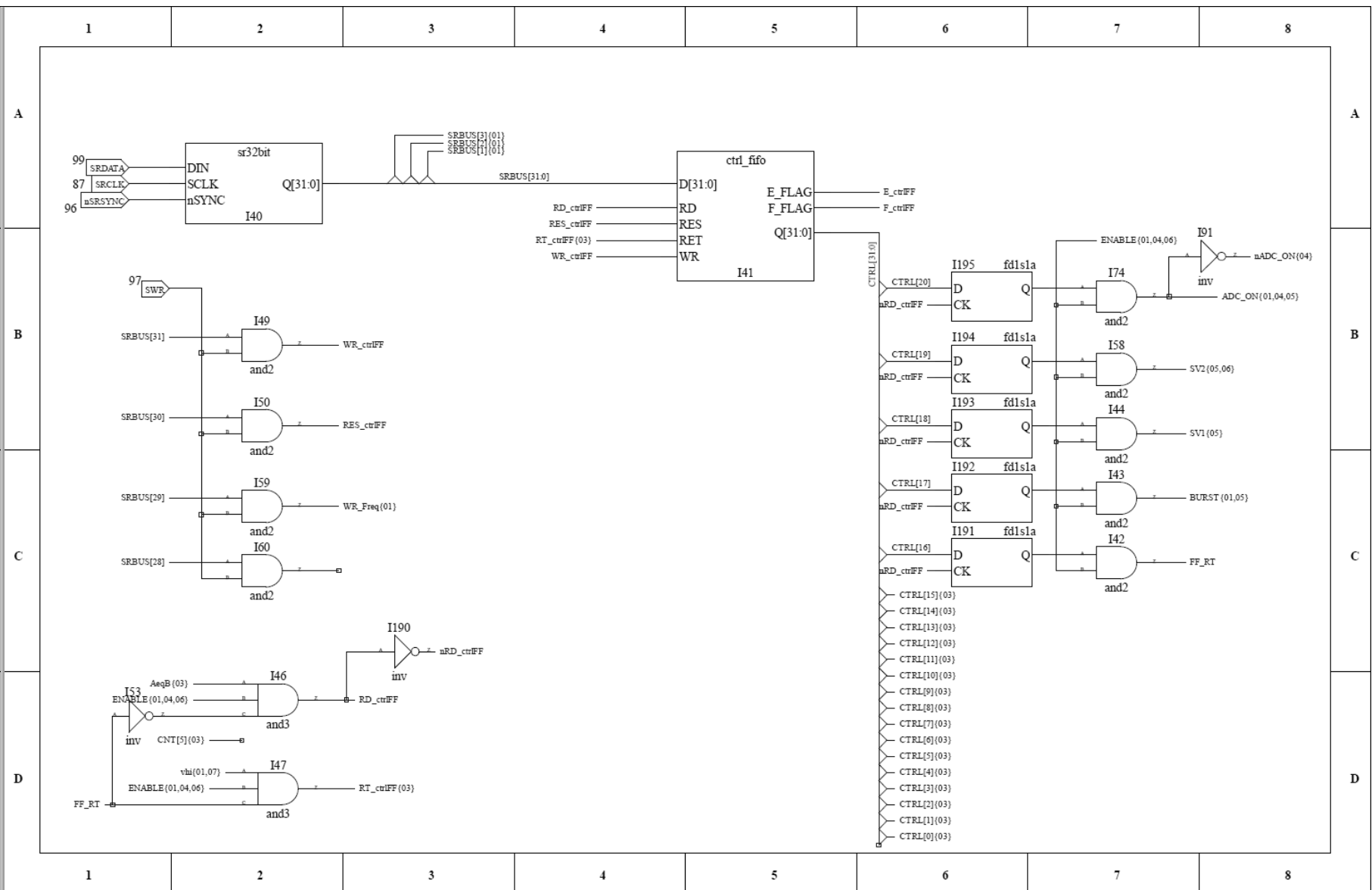
Abbildung 1: Aufbau Platine	15
Abbildung 2: Schaltplan Transmitter	16
Abbildung 3: generierte Transmittereingangssignale	16
Abbildung 4: Sendeburst	17
Abbildung 5: Frequenzgang Übertrager	17
Abbildung 6: Gefäßverlauf im Gewebephantom	20
Abbildung 7: Messing-Negative zur Gefäßherstellung	21
Abbildung 8: Gewindefittinge für Doppler-Phantom	21
Abbildung 9: in Kreislauf integriertes Doppler-Phantom	22
Abbildung 10: Kommunikations-Schema der Software	23
Abbildung 11: GUI Connection Tab (li.) und GUI Control Tab (re.)	23
Abbildung 12: GUI Data Tab	25
Abbildung 13: Programmablaufplan der NewEp_Data-Funktion	26
Abbildung 14: Control-FIFO zur Ereignissteuerung	28
Abbildung 15: Control-FIFO Signalaufteilung	28
Abbildung 16: Kontrollzähler und Vergleichsmodul	29
Abbildung 17: Ereignis-Zeitdiagramm	30
Abbildung 18: Taktgenerator	30
Abbildung 19: Quadratursignalgenerator und Multiplizierer	31
Abbildung 20: Microgate-Bildung	32
Abbildung 21: Samplevolume-Aufsummierung	33
Abbildung 22: Multiplexer und Daten-FIFO	34
Abbildung 23: Rauschen bei 8MHz, 2kHz PRF und 1mm SV-Größe	35
Abbildung 24: Maximalamplitude bei 8MHz	36
Abbildung 25: Phasenverschiebung bei positiver Differenzfrequenz	37
Abbildung 26: Phasenverschiebung bei negativer Differenzfrequenz	37
Abbildung 27: Signal verschwindet im Rauschen mit 150 μ V Eingangsamplitude	38
Abbildung 28: Burst am Ausgang mit 8 MHz-Sonde	39

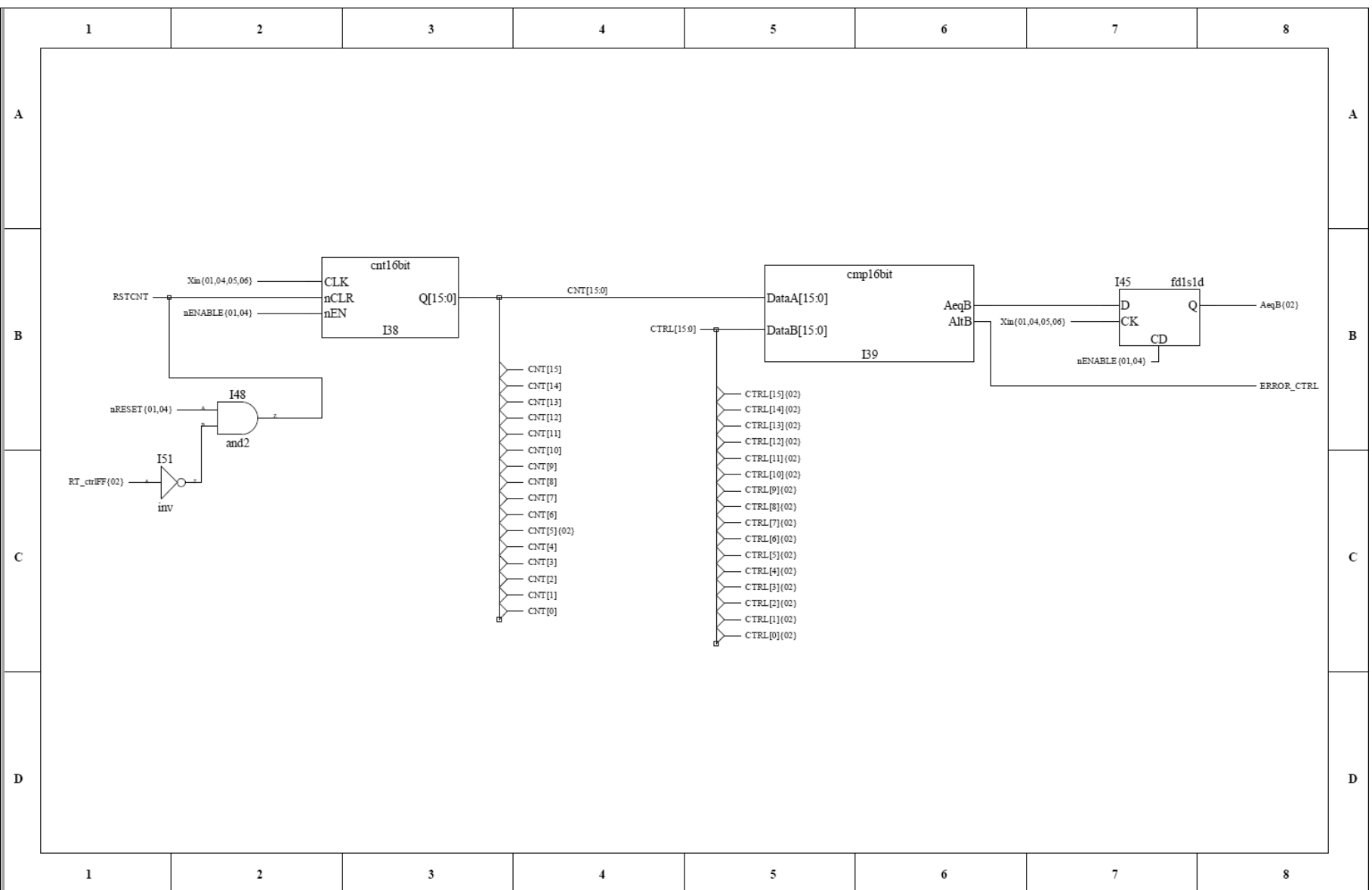


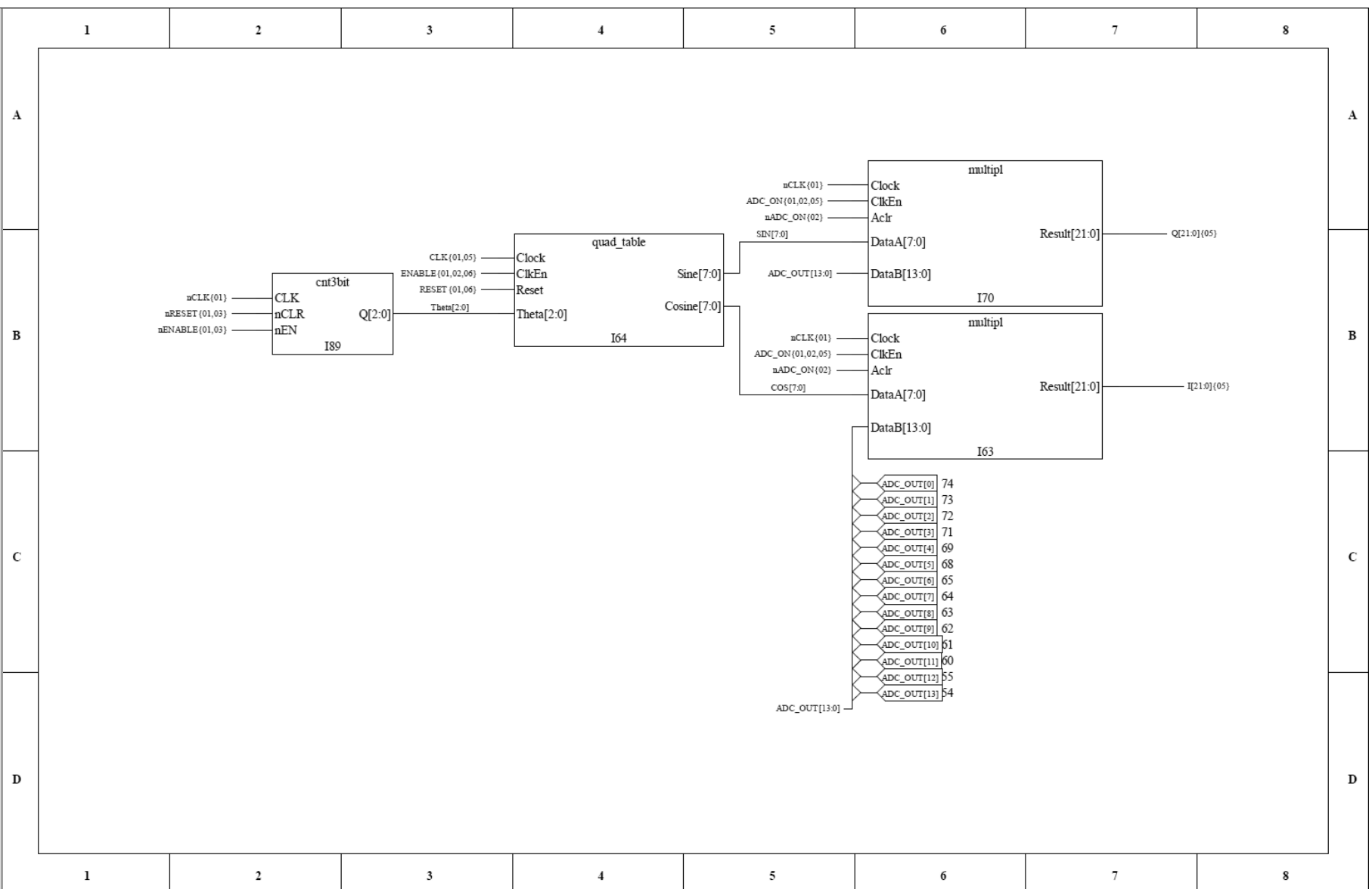


D FPGA MODULE



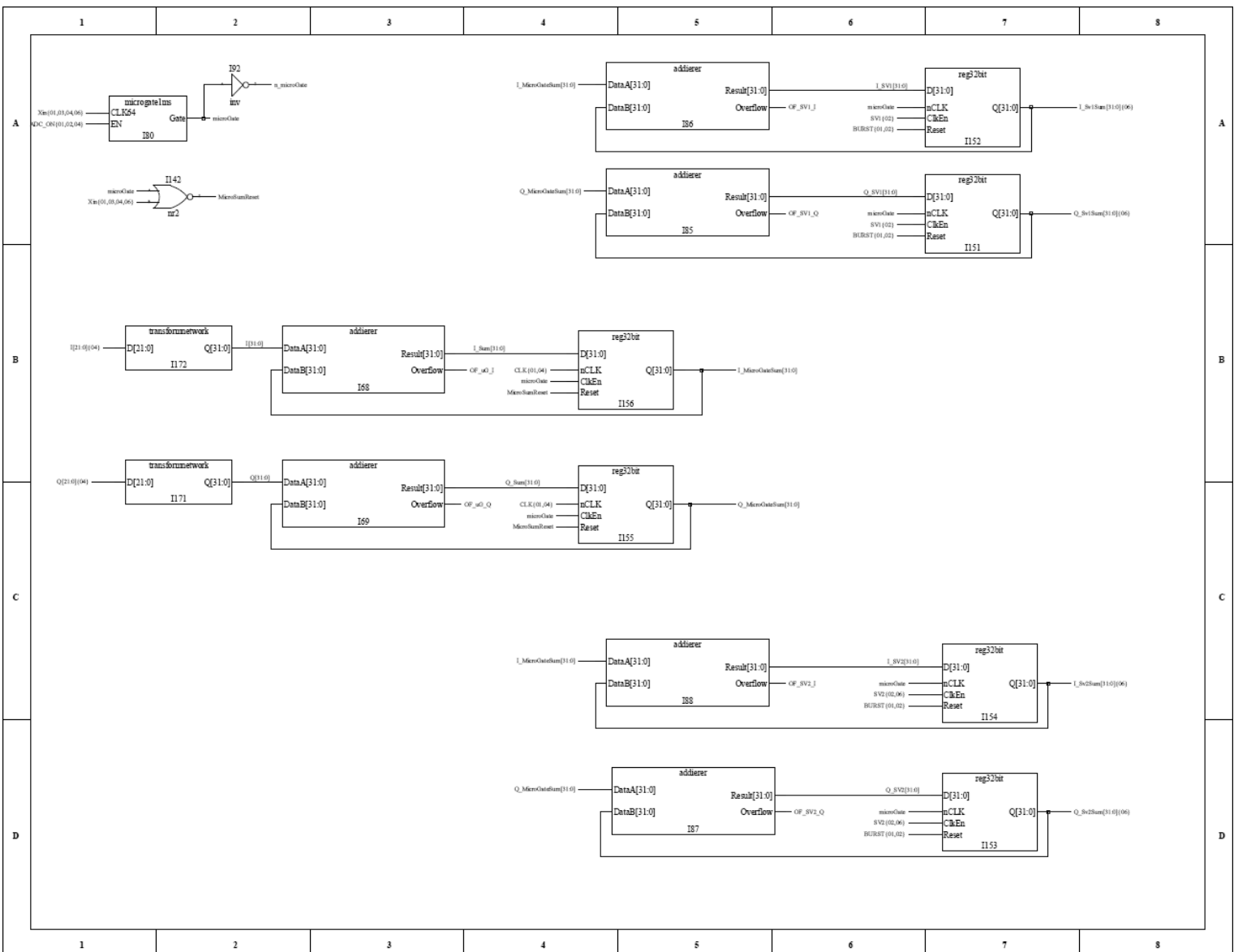


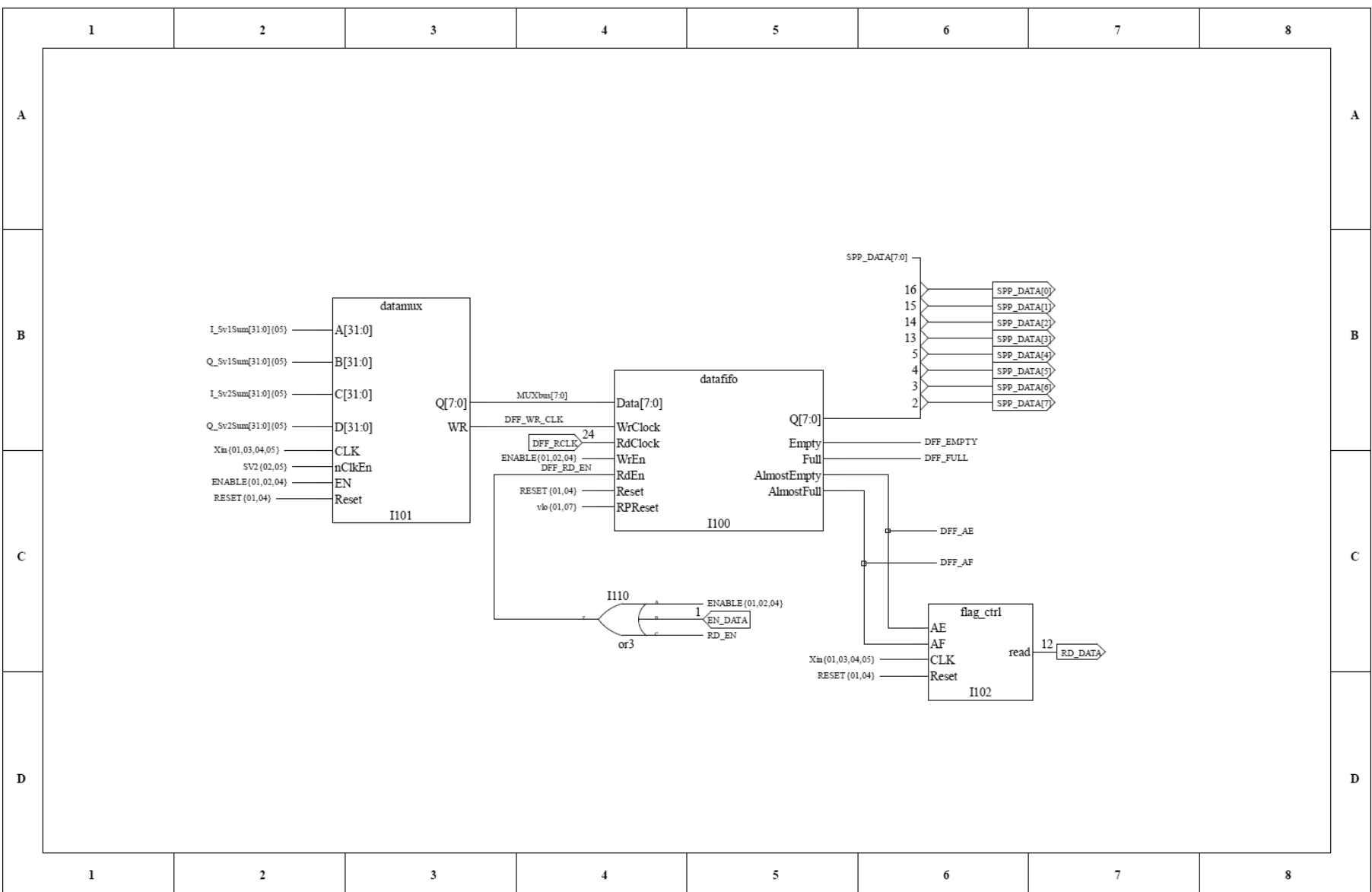






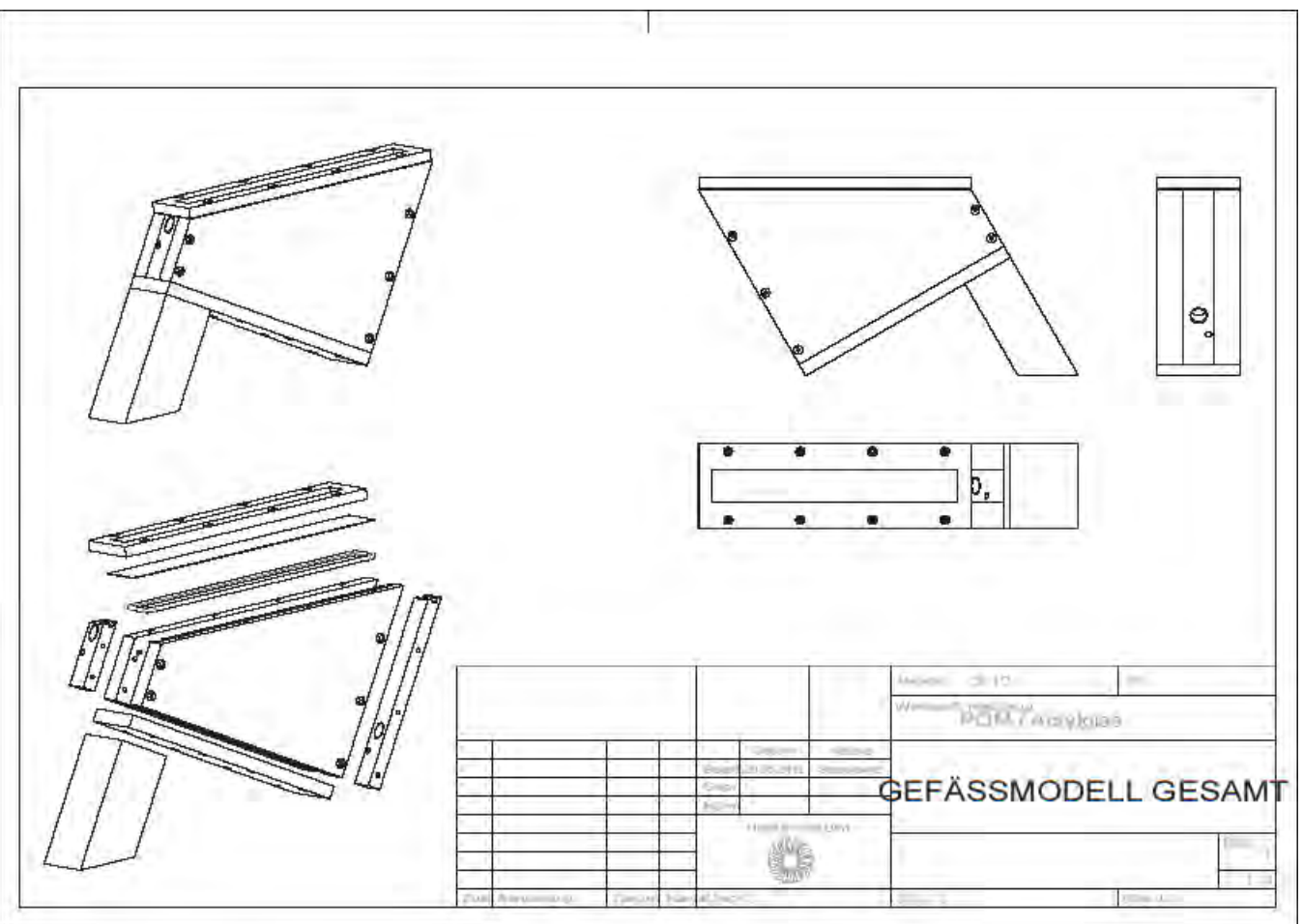
Anhang

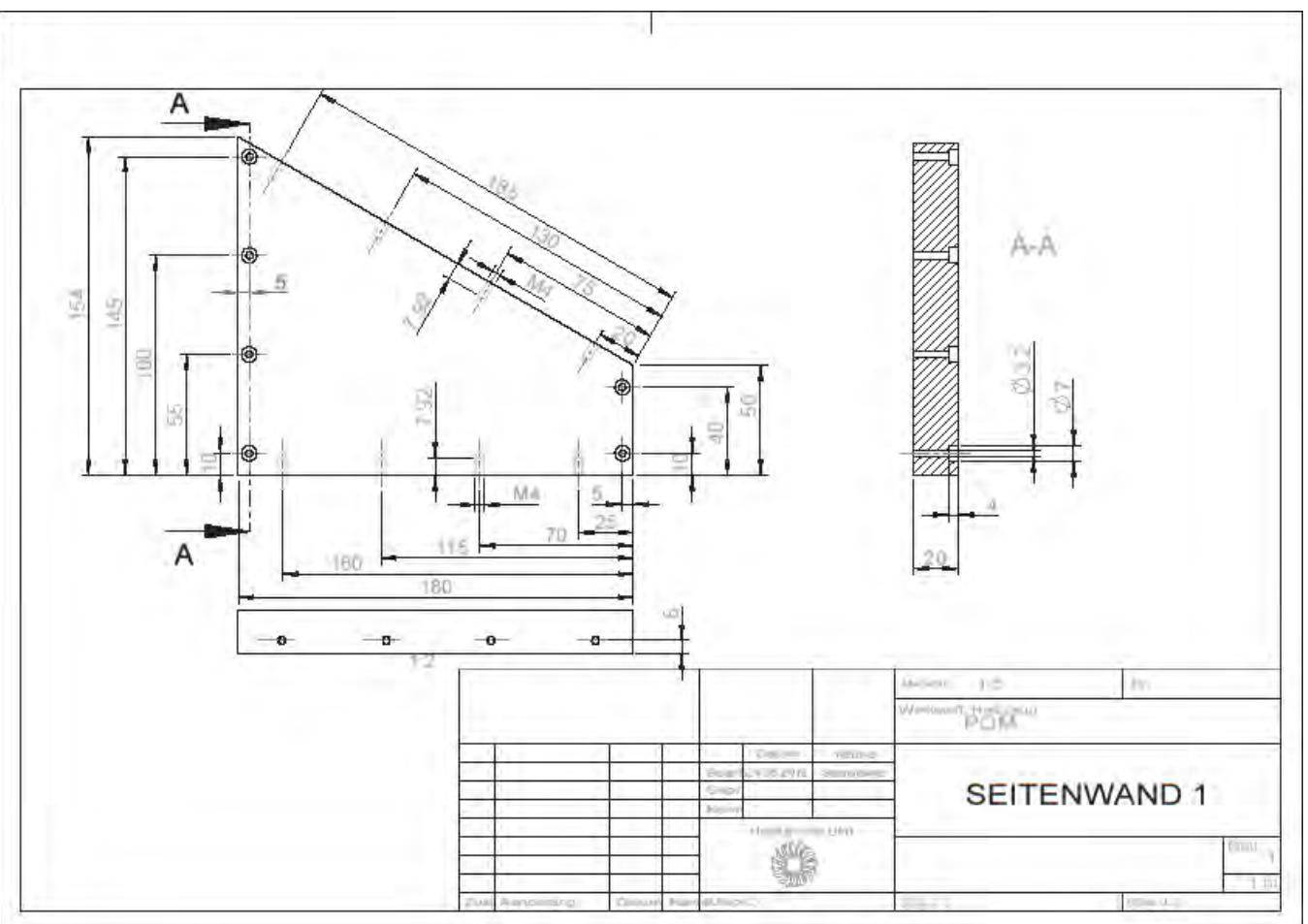






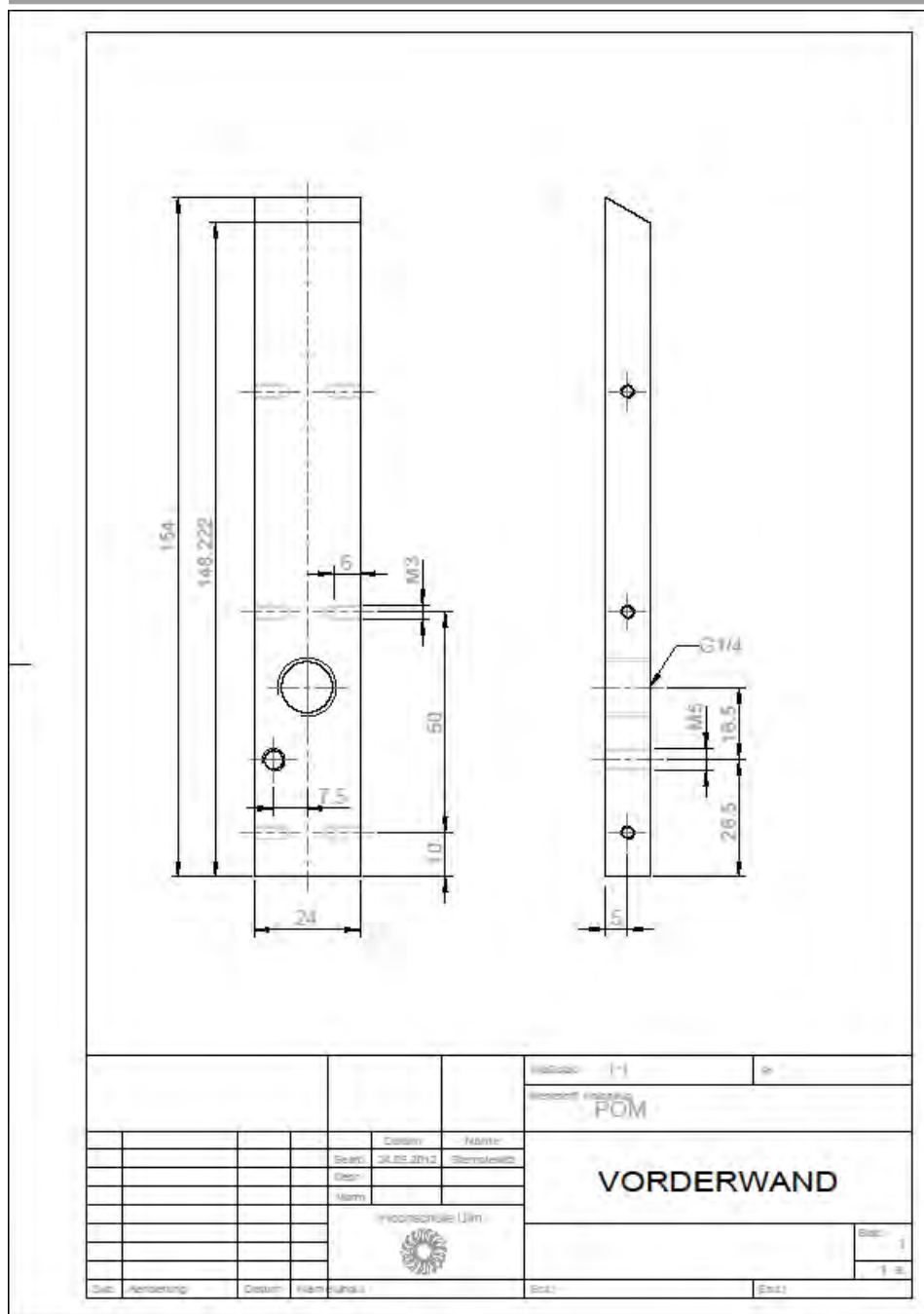
E KONSTRUKTIONSZEICHNUNGEN

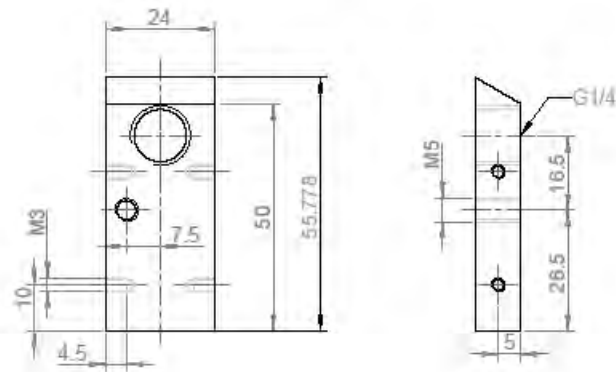




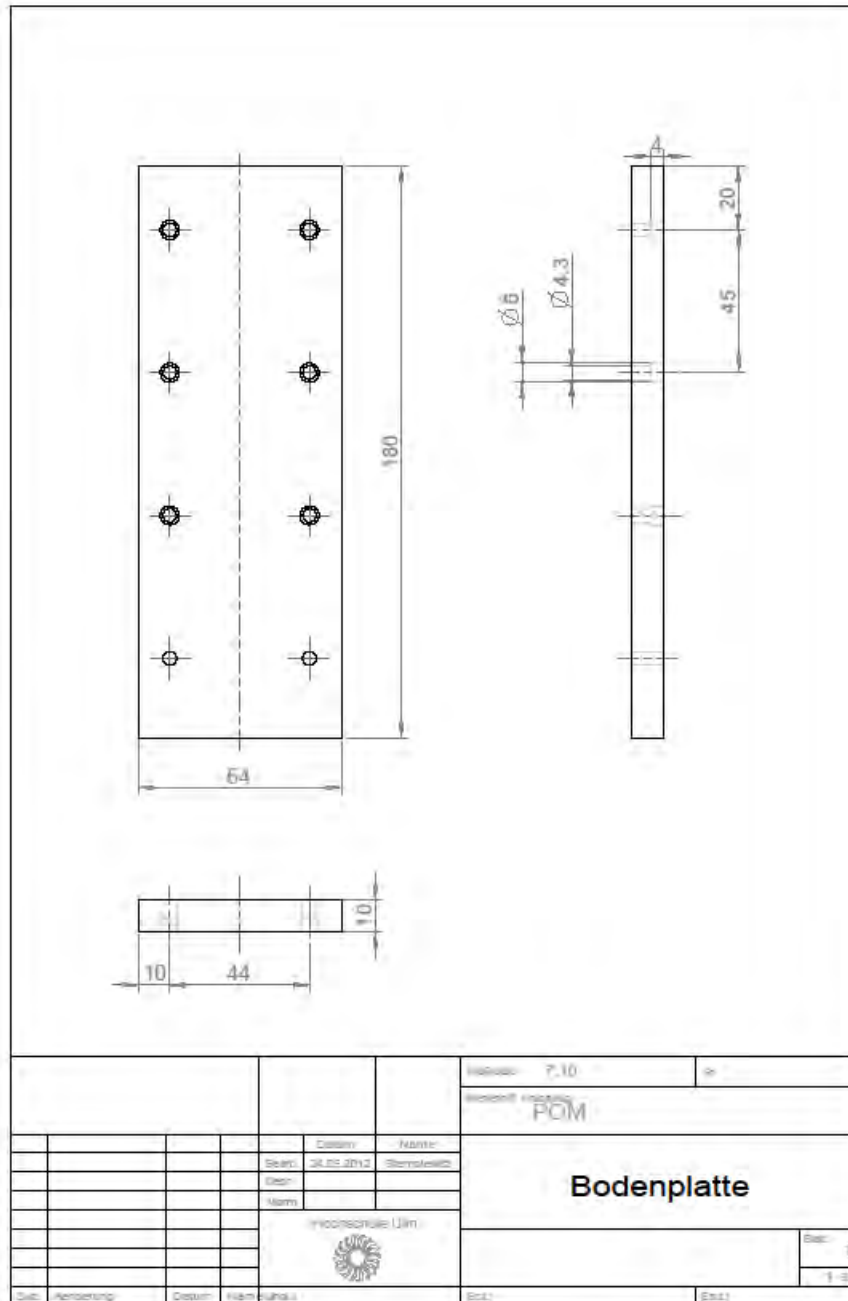


Anhang



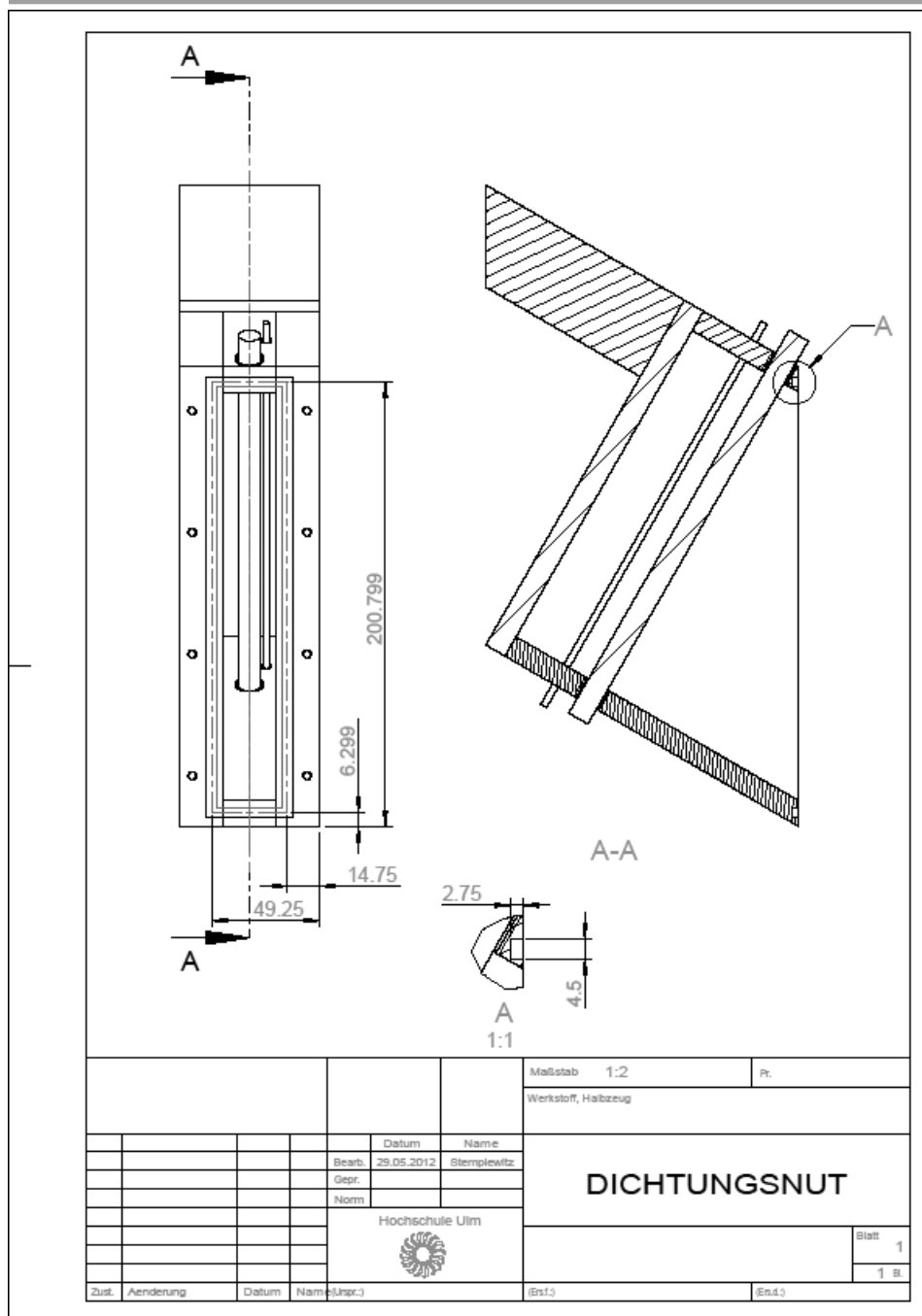


						Material: 1-1 Gewicht: 100g/m² POM	
				Design: 31.05.2012 Name:		RUECKWAND	
				Zeichner:			
				Datum:			
				Blatt:			
				Zeichner:		Blatt: 1-1	
				Datum:			
				Blatt:			
				Blatt:			
Zeichner:				Datum:		Blatt:	



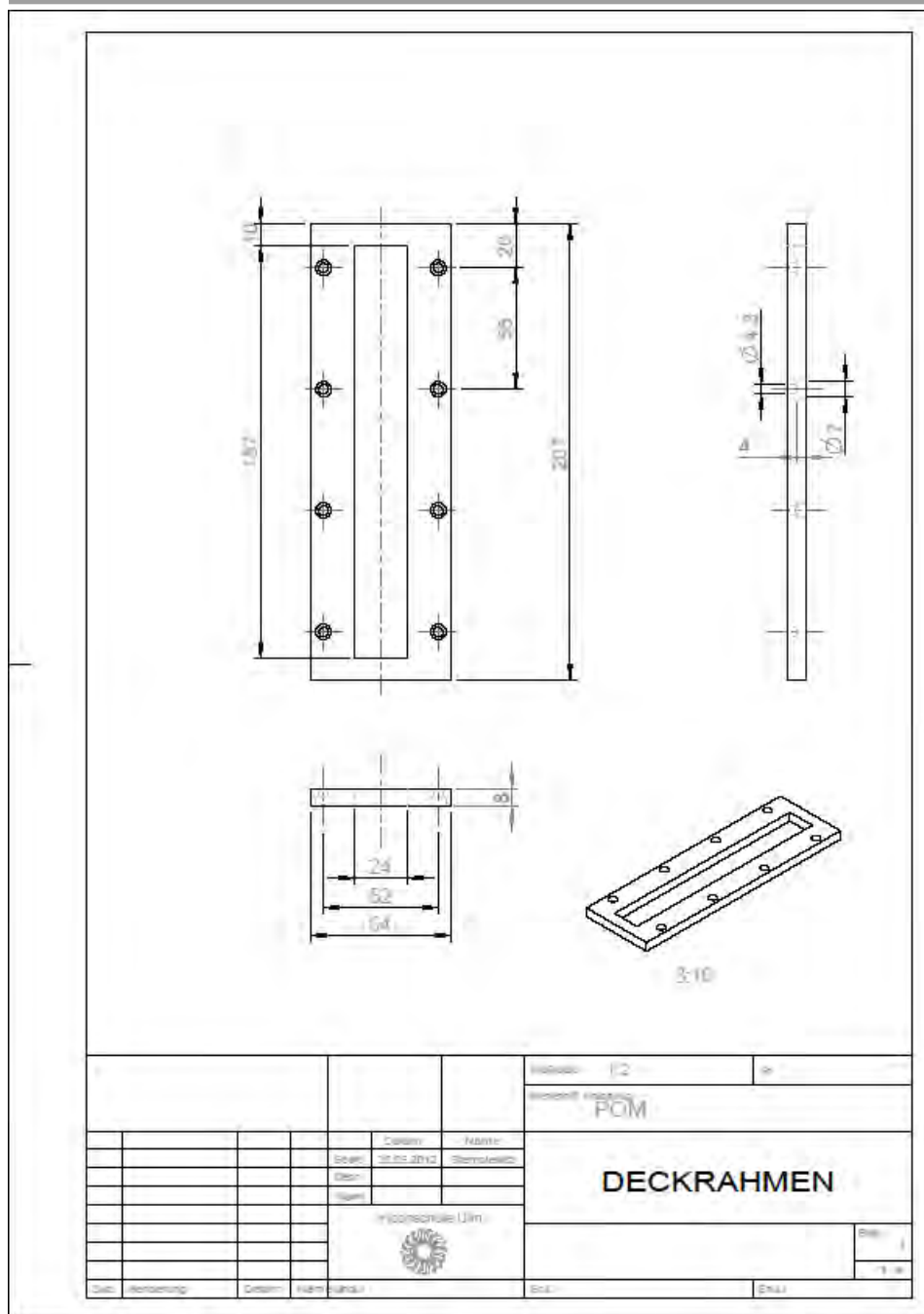


Anhang

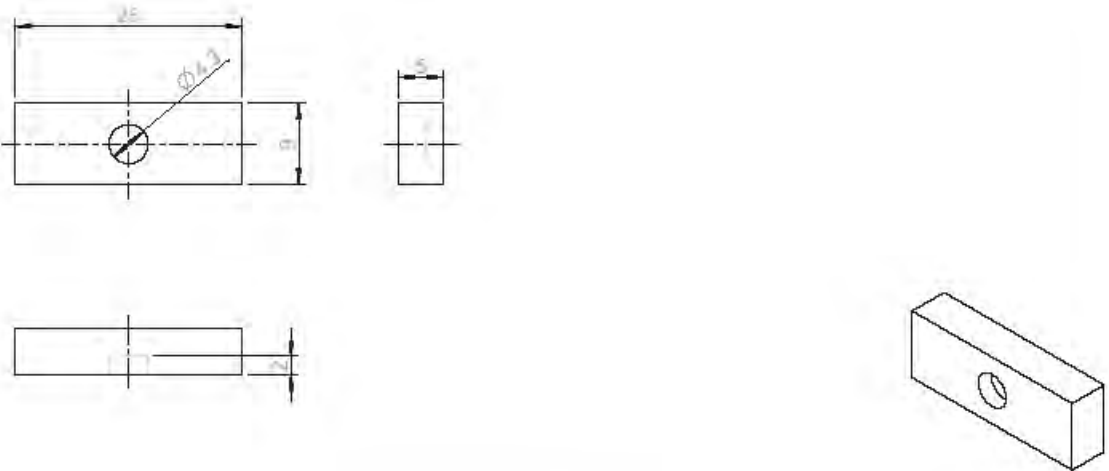


Technical drawing of a rectangular plate. The main drawing shows a rectangle with a width of 45 and a height of 207. A smaller isometric view of the plate is shown below, labeled with a scale of 1:2. The text $T = 0.5$ is present. The drawing is part of a technical specification form for Acrylglas.

Anhang







Technical drawing of a component labeled "FUSS". The drawing includes three main views: a front view, a side view, and a top view. The front view shows a rectangular component with a width of 44 mm and a height of 103.923 mm. There are two circular features, each with a diameter of 10 mm. The side view shows a component with a width of 25 mm and a height of 40 mm. The top view shows a rectangular component with a width of 64 mm. A detail view shows a hole with a diameter of 4.3 mm and a 6 mm diameter section. The material is POM. The drawing is labeled "12".