

Sicherung eines Mikroklimas durch Scherschichten

Zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Ingenieurwissenschaften

der Fakultät Maschinenbau
der Universität Karlsruhe (TH)
genehmigte

Dissertation

von

Holger Stempel

aus Saarbrücken

Datum der mündlichen Prüfung:
15. Juli 2004

Hauptreferent: Professor Dr. rer. nat. Frank Ohle
Koreferent: Professor Dr.-Ing. Herbert Oertel

„Time rapidly destroys scientific works. What is not worth anything disappears, whatever can be said, whatever can be written. On the contrary, what is good remains and truth triumphs.“

Pierre Budin, 1848-1907

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Zielsetzung	5
2	Grundlagen.....	6
2.1	Physiologie des Menschen.....	6
2.1.1	Wärmeaustausch.....	6
2.1.2	Physiologie des Erwachsenen.....	9
2.1.3	Physiologie der Neu- und Frühgeborenen	13
2.2	Inkubatoren.....	17
2.2.1	Entwicklung	17
2.2.2	Stand der Technik	21
2.2.3	Norm DIN EN 60601-2-19.....	24
2.2.4	Konzept des neuen Inkubators.....	28
2.3	Strömungsmechanik.....	32
2.3.1	Kontinuitätsgleichung.....	32
2.3.2	Navier-Stokes-Gleichungen.....	33
2.3.3	Energiegleichung	36
2.3.4	Boussinesq-Gleichung	38
3	Software.....	41
3.1	Grundlagen	41
3.2	ICEM-CFD	42
3.2.1	Module	42
3.2.2	Vorgehen	44
3.2.3	Diskretisierungsfehler.....	46
3.2.4	Geometriebeispiel.....	48
3.3	STAR-CD	52
3.3.1	Diskretisierung	52
3.3.2	Lösungsalgorithmus	56
3.3.3	Abbruchkriterien	60
3.3.4	Randbedingungen.....	61

4	Strömungsmechanische Vorauslegung	63
4.1	Grundlagen	63
4.2	2D-Strömungssimulation.....	68
4.3	3D-Strömungssimulation.....	71
4.4	Verhalten bei Störungsversuchen	75
4.4.1	Neigen der Liegefläche	75
4.4.2	Querströmung	77
4.4.3	Abdecken der Scherschicht.....	80
5	Experimentelle Überprüfung	83
5.1	Labormodell.....	83
5.2	Prüfgrundlagen.....	91
5.3	Verifikation.....	93
5.3.1	Freistrah.....	93
5.3.2	Labormodell.....	96
5.4	Aufwärmverhalten	102
5.5	Übergangsverhalten.....	105
5.6	Beharrungszustand	108
5.7	Verhalten bei Störungsversuchen	109
5.7.1	Zugriff	109
5.7.2	Neigen der Liegefläche	114
5.7.3	Querströmung	115
5.7.4	Abdecken der Scherschicht.....	116
6	Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick	121
	Abbildungsverzeichnis.....	125
	Tabellenverzeichnis.....	132
	Literaturverzeichnis.....	133
	Anhang.....	137

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl und Institut für Strömungslehre der Universität Karlsruhe (TH). Herrn Prof. Dr.-Ing. Oertel möchte ich an dieser Stelle für die Übernahme des Koreferates danken. Herrn Prof. Dr. rer. nat. Ohle gilt mein Dank für die professionelle Betreuung des Hauptreferates. Mein besonderer Dank geht an die Firma Heinen + Löwenstein GmbH vertreten durch die Herren Susdorf und Bilo, die mit großem persönlichem Engagement das Projekt vorangetrieben haben. Ich danke allen Mitarbeitern des Institutes, besonders den Herren Dr.-Ing. Dohrmann, Dr.-Ing. Schenkel, Donisi und Frau Dr. rer. nat. Sampat für die hilfreichen Anregungen und Diskussionen zum Thema angewandte Strömungslehre. Darüber hinaus gilt mein Dank der Versuchswerkstatt des Institutes mit den Herren Hollerbach und Vorreiter, welche schnell und mit großem handwerklichen Geschick das Labormodell erstellt haben. An dieser Stelle will ich auch meiner Frau Heike danken, welche mir in den letzten Jahren den Rücken frei gehalten und somit diese Arbeit erst ermöglicht hat.

Nomenklatur

A	Oberfläche
a	Wärmeübergangskoeffizient
a_m	mittlerer Wärmeübergangskoeffizient
c	Absolutgeschwindigkeit
c_v	spezifische Wärmekapazität bei konst. Volumen
D_p	geometrischer Koeffizient
d	Durchmesser
d	Schichtdicke
F	Kraft
Fr	Froude-Zahl
f	Frequenz
g	Erdbeschleunigung
h	spezifische Enthalpie
h	Höhe
h_e	Wärmeübergangszahl der Evaporation
k_∞	Temperaturleitfähigkeit
K_j	konvektive Flüsse
m	Masse
p	Druck
p_F	Wasserdampfdruck des Fluids
p_H	Wasserdampfdruck der Haut
\dot{Q}	(Gesamt)Wärmestrom
rF	relative (Luft)feuchte
S_j	Seitenflächen
s	Sekunden
T	Temperatur
T_{Wand}	Temperatur der Wand
t	Zeit
V	Volumen
α	Relaxationsfaktor, Winkel
β	Winkel
Γ	Zirkulation
Γ	Rand

Γ_ϕ	Diffusionskoeffizienten
ε	Emissionsvermögen
λ	spezifische Wärmeleitfähigkeit
μ	dynamische Viskosität
$\nabla = \partial/\partial x + \partial/\partial y + \partial/\partial z$	Nabla-Operator
ν	kinetische Viskosität
ρ	Dichte
$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2 \text{ K}^4$	Stefan-Boltzmann-Konstante
Φ	abhängige Variable, Dissipationsfunktion
τ	Schubspannung

Dimensionslose Kennzahlen

$Pr = c_p \mu / \lambda$	Prandtl-Zahl
$Re = uL/\nu$	Reynolds-Zahl

Abkürzungen

CATIA	computer aided three-dimensional interactive application
CAD	computer aided design
CFD	computational fluid dynamics
DIN	Deutsches Institut für Normung
FDM	Finite-Differenzen-Methode
FEM	Finite-Elemente-Methode
FVM	Finite-Volumen-Methode
ICSI	Intrazytoplasmatische Spermieninjektion
IVF	in-vitro-Fertilisation
MARS	monotone advection reconstruction scheme
PISO	pressure implicit with splitting of operators
SIMPLE	semi implicit method for pressure linked equations
SSW	Schwangerschaftswoche

1 Einleitung

1.1 Motivation

Jeder kennt die spektakulären Bilder von Frühgeborenen mit einem Geburtsgewicht von kaum mehr als 500 g. In diesem Grenzbereich der Neonatologie hat der rasante medizinische Fortschritt dazu geführt, die Überlebensrate dieser „extrem“ Frühgeborenen ständig zu verbessern. Noch erstaunlicher ist allerdings die Tatsache, dass diese Kinder in vielen Fällen ein Leben ohne gesundheitliche Einschränkungen vor sich haben.

Nicht alle Risikofaktoren, die zu einer Frühgeburt führen können, sind theoretisch bekannt oder gar empirisch hinreichend gesichert. Als gesichert gelten medizinische Risikofaktoren wie das Lebensalter der Frau, Diabetes mellitus, Bluthochdruck, Nieren- und Herzleiden, Vaginalinfektionen und Mehrlingsschwangerschaften.[1] Darüber hinaus nennen Dudenhausen und Kirschner [9] weitere Faktoren, welche sie als Risikofaktoren der Lebensbedingungen und Verhaltensweisen der Frau bezeichnen. Die Autoren nennen explizit den Konsum von weichen und harten Drogen, Übergewicht, Bewegungsmangel, schlechter Mundhygienestatus sowie psychosoziale Belastungen während der Schwangerschaft.

In Deutschland werden die Fälle von Frühgeburten in der Statistik „Daten zur Entbindung, Lebendgeborenen und Schwangerschaften in Deutschland“ vom Statistischen Bundesamt zusammengefasst und veröffentlicht. Im Zeitraum von 1992 bis 1998 stieg die Anzahl der Frühgeburten von 59.648 auf 70.707 Fälle, bei einem gleichzeitigen Rückgang der Geburtenziffer von 720.749 auf 682.172. Bei diesen Angaben ist anzumerken, dass die Erhebungssystematik dieser Statistik in den letzten Jahren geändert wurde, daher konnten keine aktuelleren Vergleichsdaten herangezogen werden.

Die Gründe für den ständigen Anstieg der Frühgeburten sind vielfältig. Die Experten führen zum einen den medizinischen Fortschritt an, durch den heute Kinder überleben, welche vor wenigen Jahren nicht zu retten gewesen wären und zum anderen die ungünstige Veränderung der oben genannten Risikofaktoren.

1.1 MOTIVATION

Bei einer Betrachtung einzelner Risikofaktoren wird durchgängig das steigende Lebensalter der Mütter bei Erstschwangerschaft (gestiegen von 28,15 Jahre in 1992 auf 29,41 Jahre in 1998), aber auch der Anstieg der Mehrlingsgeburten von 9.816 (1992) auf 12.203 (1998) genannt.[35]

Der Anstieg der Mehrlingsgeburten kann fast vollständig durch den verstärkten Einsatz reproduktionsmedizinischer Eingriffe erklärt werden. Kam es 1992 zu etwa 14.000 Behandlungen, stieg die Zahl der Behandlungen bis 1998 auf etwa 45.000 an. Ohne reproduktionsmedizinische Eingriffe liegt die Rate der Zwillingschwangerschaften bei etwa einem Prozent. Nach Behandlungen mit ICSI (Intrazytoplasmatische Spermieninjektion) oder IVF (in-vitro-Fertilisation) kommt es in mehr als 20 Prozent der Fälle zu Zwillingschwangerschaften und bei etwa einem Prozent der Fälle zu Drillingschwangerschaften. Die hohe Wahrscheinlichkeit einer Mehrlingsschwangerschaft steht im direkten Zusammenhang mit der Anzahl der transferierten Embryonen. Laut Embryonenschutzgesetz dürfen „bis zu drei Embryonen zurückgesetzt werden“.[34] Auch bei einer Insemination erhöhen die hormonstimulierenden Medikamente die Wahrscheinlichkeit einer Mehrlingsschwangerschaft. Da diese aber statistisch nicht gesammelt und ausgewertet werden, gibt es darüber keine verlässlichen Informationen. Anhand der Veröffentlichungen des Deutschen IVF Registers kann davon ausgegangen werden, dass allein durch die statistisch erfassten reproduktionsmedizinischen Eingriffe (ICSI, IVF) die Zahl von Frühgeburten noch weiter steigen wird. So wurden in 2002 etwa 87.000 Behandlungen (ohne Inseminationen) vorgenommen, bei denen es in 10.000 Fällen zu einer erfolgreichen Schwangerschaft kam. Etwa 4.000 Schwangerschaften wurden bzw. mussten bis zur 37. SSW mit einer Frühgeburt beendet werden. Davon waren 1.100 Einlingsgeburten, 2.580 Zwillingsgeburten und etwa 270 Drillingsgeburten. Damit lassen sich in 2002 mehr als 7.000 Frühgeborene auf reproduktionsmedizinische Eingriffe zurückführen.[35]

Häufig erfordert der gesundheitliche Allgemeinzustand der Frühgeborenen eine intensivmedizinische Betreuung. Innerhalb der Kinderheilkunde (Pädiatrie) gibt es mit der Neonatologie einen Spezialbereich, welcher sich mit den besonderen Anforderungen der neugeborenen Patienten befasst.

1 EINLEITUNG

Auch wenn der erhöhte Wärmebedarf von Neugeborenen schon seit Jahrhunderten bekannt ist, begann erst Anfang des 20. Jahrhunderts die wissenschaftliche Erschließung des Themas. So konnte Budin [4] um 1900 erstmals einen direkten Einfluss der Körpertemperatur auf die Sterblichkeitsquote (Mortalitätsrate) bei Neugeborenen wissenschaftlich nachweisen. 1907 erschien die englische Übersetzung mit dem Titel *The Nursling* mit den Ergebnissen einer Studie, in der dokumentiert wurde, dass bei einer Rektaltemperatur um 33 °C die Überlebensrate der Kinder bei 10 % lag, wohingegen bei aktiv erwärmten Kindern mit einer Rektaltemperatur von 36 bis 37 °C die Überlebensrate deutlich auf 77 % gesteigert werden konnte.[5] Neben der positiven Wirkung einer erhöhten Umgebungstemperatur konnten Blackfan und Yaglou [2] in ihrer Studie aus dem Jahr 1933 nachweisen, dass sich auch eine erhöhte Luftfeuchtigkeit günstig auf die Mortalitätsrate auswirkt. Diese Untersuchungsergebnisse wurden auch von Silvermann und Blanc [29] bestätigt, allerdings mit dem Hinweis, dass eine weitere Erhöhung der Umgebungstemperatur den gleichen positiven Effekt hätte. Heute gilt eine konditionierte Umgebung, auch Mikroklima genannt, mit definierter (Luft)Temperatur, erhöhter relativer Luftfeuchte und ggf. Sauerstoffanreicherung als Teil der Standardtherapie für Frühgeborene. Zur Erzeugung und Sicherstellung des Mikroklimas wird ein Inkubator (Brutkasten) eingesetzt. Auch wenn die Technik der Inkubatoren in den letzten Jahrzehnten ständig verbessert wurde, gibt es einen wichtigen Kritikpunkt, der mit dem heutigen Konzept des Inkubators nicht behoben werden kann. Der Zugriff auf den Patienten ist nur durch verschiedene Durchgriffsöffnungen in der obligatorischen Abdeckung möglich. Neben dem schlechten Zugriff kommt es darüber hinaus bei jedem Öffnen der Durchgriffsöffnungen zu einer messbaren Schwankung des Mikroklimas.

Selbst wenn durch den Einsatz optimierter Mess- und Regelungstechnik die Schwankungen des Mikroklimas mit jeder Inkubatorengeneration geringer werden, haben Untersuchungen von Frankenberger [10] gezeigt, dass selbst kleinste Veränderungen des Mikroklimas zu einer Stresserhöhung und damit zu einem zusätzlichen Gesundheitsrisiko bei den kleinen Patienten führen.

1.1 MOTIVATION

In den letzten Jahren wird die Diskussion um die Inkubatorhaube um einen weiteren kritischen Aspekt erweitert. Die Abdeckung des Inkubators wirkt in bestimmten Frequenzbereichen als Resonanzkörper, der die Ausgangsstörung verstärkt. Bei abruptem Öffnen und Schließen der Durchgriffsöffnungen oder Stößen gegen die Plexiglashaube werden im Inneren des Inkubators Pegelspitzen bis zu 110 dB(A) erreicht. Das entspricht in etwa der Schalleistung eines Presslufthammers.[17]

Neben den primär pflegerischen gibt es auch wirtschaftliche Aspekte das Haubenkonzept zu überdenken. In den USA werden Inkubatoren kaum eingesetzt. Die Anwender stufen das bakterielle Risiko durch Wasser zur Erzeugung der erhöhten Luftfeuchte größer als die Gefahr der Austrocknung des Patienten ein. Daher wird in den USA hauptsächlich das Wärmebett eingesetzt, womit das Pflegepersonal auf den nachgewiesenen Nutzen eines feuchten Milieus verzichtet. Auch in Deutschland werden Wärmebetten eingesetzt, allerdings erst wenn die Kinder ihren Wärmehaushalt weitgehend selbst regulieren können. Dieses Nebeneinander von Systemen mit entsprechend hoher Kapitalbindung führt dazu, dass in Zeiten ständig sinkender Budgets der Gerätepark immer länger genutzt werden muss. Einige Hersteller haben bereits reagiert und die ersten so genannten Hybriden auf den Markt gebracht, welche die Konzepte Inkubator und Wärmebett in einem Gerät vereinen. Solange diese Systeme aber zu Verkaufspreisen angeboten werden, welche dem Gesamtpreis der beiden Einzelsysteme entsprechen, wird der wirtschaftliche Erfolg für die Hersteller ausbleiben. Darüber hinaus bleibt das Grundproblem im Inkubatormodus bestehen. Es handelt sich immer noch um einen Standardinkubator mit Abdeckhaube und schlechtem Zugriff.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde am Lehrstuhl und Institut für Strömungslehre in Karlsruhe ein neues System entwickelt, welches die Vorteile der Therapieformen Standardinkubator und Wärmebett verbindet, die einzelnen Systemnachteile aber weitgehend vermeidet. Die wichtigste Forderung des Lastenheftes war es, auf die hinderliche Abdeckung des Standardinkubators zu verzichten, aber trotzdem ein stabiles Mikroklima sicherzustellen.

1.2 Zielsetzung

Die vorliegende Arbeit dokumentiert, wie ein definiertes Mikroklima erzeugt und sichergestellt werden kann, auch wenn auf eine schützende physische Abdeckung verzichtet wird, wie sie heute bei Standardinkubatoren üblich ist.

Das zweite Kapitel stellt die theoretischen Grundlagen aus den Bereichen Physiologie des Menschen, Grundgleichungen der Strömungsmechanik und der Medizintechnik dar, welche für das weitere Verständnis der Arbeit hilfreich sind. Darüber hinaus wird das Grundprinzip des neuen Inkubators kurz vorgestellt.

Im anschließenden dritten Kapitel werden die verwendeten Softwarepakete ICEM-CFD und STAR-CD ausführlich vorgestellt. Neben einer Diskussion über optimale Netzgeometrien erfolgt eine Übersicht der verschiedenen Programmmodule mit einer abschließenden Erörterung hinsichtlich ihrer Eignung für die zu untersuchende Aufgabenstellung.

Daran schließt sich im vierten Kapitel ein Überblick über die numerische Vorauslegung des neuen Inkubators an. Es wird ein Auszug aus den mehr als 100 numerischen Strömungssimulationen vorgestellt und diskutiert. Ausgehend von einer 2D-Strömungssimulation zur Bestimmung der relevanten Parameter, bis zu den komplexeren 3D-Strömungssimulationen mit dem Ziel einer Geometrieoptimierung.

Im fünften Kapitel erfolgt die experimentelle Überprüfung und Verifikation der numerischen Strömungssimulationen mithilfe eines maßstabsgerechten Labormodells. Der Fokus der Untersuchung liegt besonders auf der Erfüllung der Temperaturanforderungen der DIN EN 60601-2-19 [36]. Zusätzlich wird ein Leistungsvergleich mit aktuellen Standardinkubatoren durchgeführt.

Im letzten Kapitel werden die Untersuchungsergebnisse zusammengefasst und abschließend ein kurzer Ausblick auf die zukünftige Entwicklung gegeben.

2 Grundlagen

2.1 Physiologie des Menschen

2.1.1 Wärmeaustausch

Die nachfolgende Beschreibung der Wärmetransportvorgänge orientiert sich an den Arbeiten von Bußmann [6], Frankenberger [10] und Hammarlund [11].

In den meisten Fällen wird die Körpertemperatur eines Menschen über der Temperatur seiner Umgebung liegen. Damit kommt es zu einer Wärmeabgabe zwischen dem warmen Körper des Menschen in Richtung der kälteren Umgebung. Die Richtung und der Betrag der Wärmeabgabe hängen neben der Lufttemperatur auch von der Strömungsgeschwindigkeit und dem partiellen Wasserdampfdruck der umgebenden Luft ab. Die Arten der Wärmeabgabe können unterteilt werden in eine *trockene Wärmeabgabe* in Form von Wärmeleitung (Konduktion), Wärmeströmung (Konvektion) und Wärmestrahlung (Radiation) sowie eine *feuchte Wärmeabgabe* durch Verdunstung von Körperflüssigkeiten (Evaporation). Siehe hierzu auch die untenstehende Abbildung 2-1.

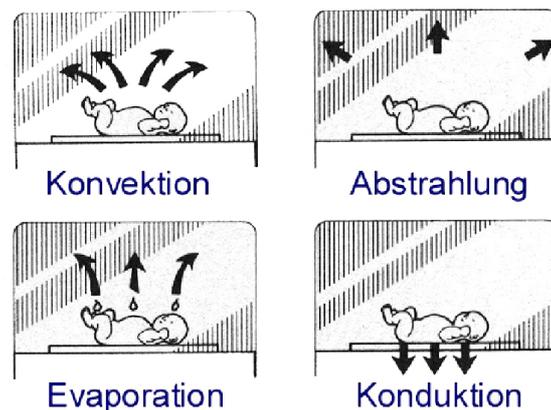


Abbildung 2-1: Wärmetransportmechanismen im Überblick

2 GRUNDLAGEN

Besteht zwischen zwei Körpern (z. B. Matratze und Kind) eine Temperaturdifferenz, kommt es zu einer Wärmeabgabe in Form von Wärmeleitung (Konduktion). Dieser Vorgang hält solange an, bis die Temperaturdifferenz zwischen den Körpern ausgeglichen ist.

Der konduktive Wärmestrom $\dot{Q}_{\text{konduktiv}}$ lässt sich aus dem Quotienten der spezifischen Wärmeleitfähigkeit λ und der spezifischen Schichtdicke (zwischen den Körpern) d , der berührenden Körperoberfläche A und der Temperaturdifferenz der Körper ($T_1 - T_2$) berechnen, mit

$$(1) \quad \dot{Q}_{\text{konduktiv}} = \frac{\lambda}{d} \cdot A \cdot (T_1 - T_2).$$

Besteht eine Temperaturdifferenz zwischen der Umgebungsluft (umgebendes Fluid) und der Oberflächentemperatur eines Körpers (z. B. Kind) kommt es zu einer Wärmeabgabe in Form von Wärmeströmung (Konvektion). Die Berechnung des konvektiven Wärmestroms $\dot{Q}_{\text{konvektiv}}$ erfolgt mithilfe des mittleren Wärmeübergangskoeffizienten a_m , der Körperoberfläche A_K und der Temperaturdifferenz zwischen Körper und Fluid ($T_K - T_F$) durch

$$(2) \quad \dot{Q}_{\text{konvektiv}} = a_m \cdot A_K \cdot (T_K - T_F).$$

Im Gegensatz zu Konduktion und Konvektion ist die Übertragung durch Radiation (Wärmestrahlung) nicht an einen Temperaturgradienten gebunden. Es handelt sich vielmehr um elektromagnetische Wellen, die von jedem Körper abgestrahlt werden und sich im Raum ausbreiten. Die Größenordnung des radiativen Wärmeaustausches $\dot{Q}_{\text{radiativ}}$ kann mit den Größen Emissionsvermögen ε , der Körperoberfläche A_K , der Stefan-Boltzmann-Konstante σ und der absoluten Temperatur T näherungsweise berechnet werden, wenn unterstellt wird, dass der Körper keine Wärmestrahlung, z. B. durch umgebende Wände, aufnimmt.

2.1 PHYSIOLOGIE DES MENSCHEN

Die Wärmestrahlung ist gemäß dem Stefan-Boltzmann-Gesetz der vierten Potenz der absoluten Temperatur proportional und ergibt sich somit zu

$$(3) \quad \dot{Q}_{\text{radiativ}} = \varepsilon \cdot A_K \cdot \sigma \cdot T^4.$$

Die letzte diskutierte Form der Wärmeabgabe ist die Evaporation. Beim erwachsenen Menschen werden etwa 20 % der Wärme über die Verdunstung von Wasser abgegeben. Dies geschieht über Diffusionsvorgänge der Haut (transepidermal) und über die Schleimhäute (respiratorisch). Im Falle starker körperlicher Beanspruchung kann die Wärmeabgabe über Evaporation auf 70 % ansteigen.

Der transepidermale Gesamtwärmestrom $\dot{Q}_{\text{transepidermal}}$ ergibt sich aus der Wärmeübergangszahl h_e , der Körperoberfläche A_K multipliziert mit der Differenz der Wasserdampfdrücke der Haut und des umgebenden Fluids ($p_H - p_F$) zu

$$(4) \quad \dot{Q}_{\text{transepidermal}} = h_e \cdot A_K \cdot (p_H - p_F).$$

Die Wärmeübergangszahl der Evaporation h_e ist dabei nicht nur von der Oberflächenform, sondern auch vom Luftdruck und der Luftströmung abhängig. Dadurch wird eine Berechnung erschwert.

Der Betrag der respiratorischen Wärmeübertragung $\dot{Q}_{\text{respiratorisch}}$ könnte theoretisch über die Enthalpiedifferenz des ein- und ausgeatmeten Luft-Wasserdampfgemisches berechnet werden. Doch zusätzlich zu diesen klimatischen Bedingungen hängt die respiratorische Wärmeabgabe auch von der Organtemperatur und der Atemfrequenz ab. Diese beiden Größen sind individuell verschieden und darüber hinaus vom Belastungszustand abhängig, daher wird auf eine Berechnung verzichtet.

2 GRUNDLAGEN

Anhand der vorangegangenen Erläuterungen wird deutlich, dass die Größenordnung der gesamten Wärmeabgabe primär vom Umgebungs-klima abhängt. Die hierfür relevanten klimatischen Größen sind in erster Linie die Lufttemperatur, die relative Luftgeschwindigkeit und der partielle Wasserdampfdruck der Luft.

2.1.2 Physiologie des Erwachsenen

Der Mensch ist als gleichwarmes (homiothermes) Lebewesen darauf angewiesen die Temperatur seines Körpers konstant zu halten. Dies zeigt sich darin, dass viele seiner lebenswichtigen biochemischen Erhaltungsvorgänge nur innerhalb eines bestimmten Temperaturbereichs ablaufen können. Der Organismus verfügt über aktive Eingriffsmöglichkeiten die Körpertemperatur in vorteilhaften Temperaturbereichen zu stabilisieren, dieser Vorgang wird Thermoregulation genannt. Ein großer Teil der Körperwärme entsteht in den inneren Organen und der Skelettmuskulatur. In Abbildung 2-2 sind die bereits diskutierten Arten der Wärmeabgabe im erweiterten Kontext nochmals dargestellt.

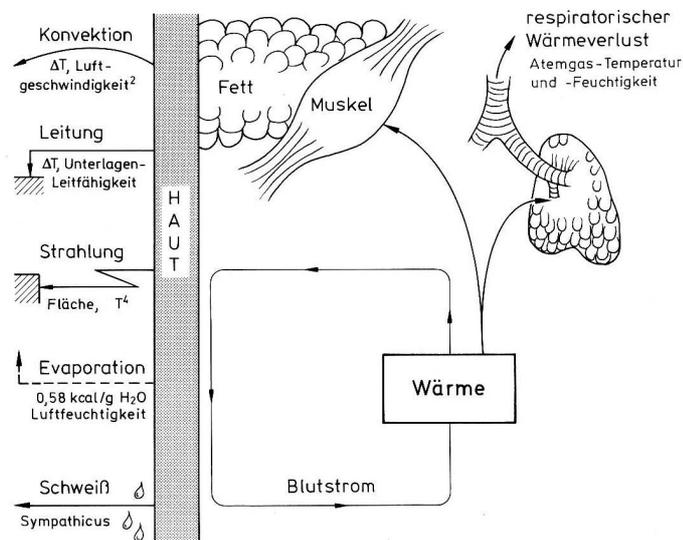


Abbildung 2-2: Wärmegewinnung und Wärmeabgabe [18]

Liegt die Körpertemperatur unterhalb eines thermischen Grenzwertes, besteht eine mögliche Strategie des Körpers darin, den Stoffwechsel in der Skelettmuskulatur zu erhöhen. Dies wird über aktive (Muskel)Bewegung oder das bekannte Zähneklappern (Kältezittern) erreicht.

2.1 PHYSIOLOGIE DES MENSCHEN

Im Falle eines geringen thermischen Ungleichgewichtes kann der Körper allein durch eine Veränderung der Hautdurchblutung (Vasomotorik) sein thermisches Gleichgewicht wieder herstellen. Bei einem Zustand der vom Organismus als zu kühl empfunden wird, wird die Hautdurchblutung reduziert (Vasokonstriktion) und bei einem Zustand von empfundener Wärme erhöht (Vasodilatation).

Liegt die Körpertemperatur deutlich über dem thermischen Gleichgewicht, besteht die einzig wirkungsvolle Strategie des Körpers darin, über evaporative Vorgänge die Körpertemperatur zu senken. Den größten Anteil daran hat die transepidermale Flüssigkeitsabgabe, welche umgangssprachlich als Schwitzen bezeichnet wird. Die Effektivität dieses Vorganges ist abhängig von der Größe der verfügbaren Hautoberfläche, der Temperaturdifferenz zwischen Körper und Umgebung, der Strömungsgeschwindigkeit der Luft und deren Feuchtesättigungsgrad.

Unter normalen Umgebungsbedingungen herrscht in großen Bereichen des Körpers eine Temperatur von etwa 37 °C, während die Temperatur zur Körperoberfläche (Haut) und zu den Extremitäten (Arme, Beine) hin abfällt. Die höchsten Hauttemperaturen werden am Bauch und auf dem Kopf gemessen. Die niedrigste Temperatur mit etwa 31 °C an den Händen. In diesem Kontext spricht man von einem warmen Körperkern und einer kühlen Körperschale. Abbildung 2-3 zeigt die Körpertemperaturverteilungen bei kalten (A) und warmen Umweltbedingungen (B).

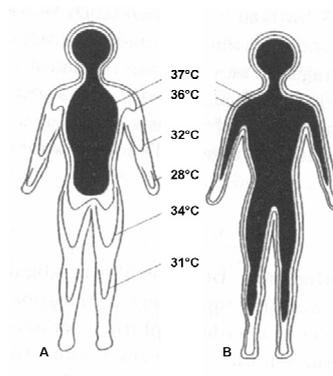


Abbildung 2-3: Die Figur A zeigt die Temperaturverteilung bei kalter Umgebungstemperatur und die Figur B die Temperaturverteilung bei warmer Umgebungstemperatur [1]

2 GRUNDLAGEN

Bei geringer Umgebungstemperatur sinken die Temperatur der Haut und die Temperatur in den Extremitäten. Der Kernbereich homogener höherer Temperaturen reduziert sich dann auf den für den Organismus überlebenswichtigen Kernbereich bzw. Rumpfbereich und den Kopf. Die Temperaturverteilung einzelner Körperteile in Abhängigkeit von der Lufttemperatur ist in Abbildung 2-4 zu sehen.

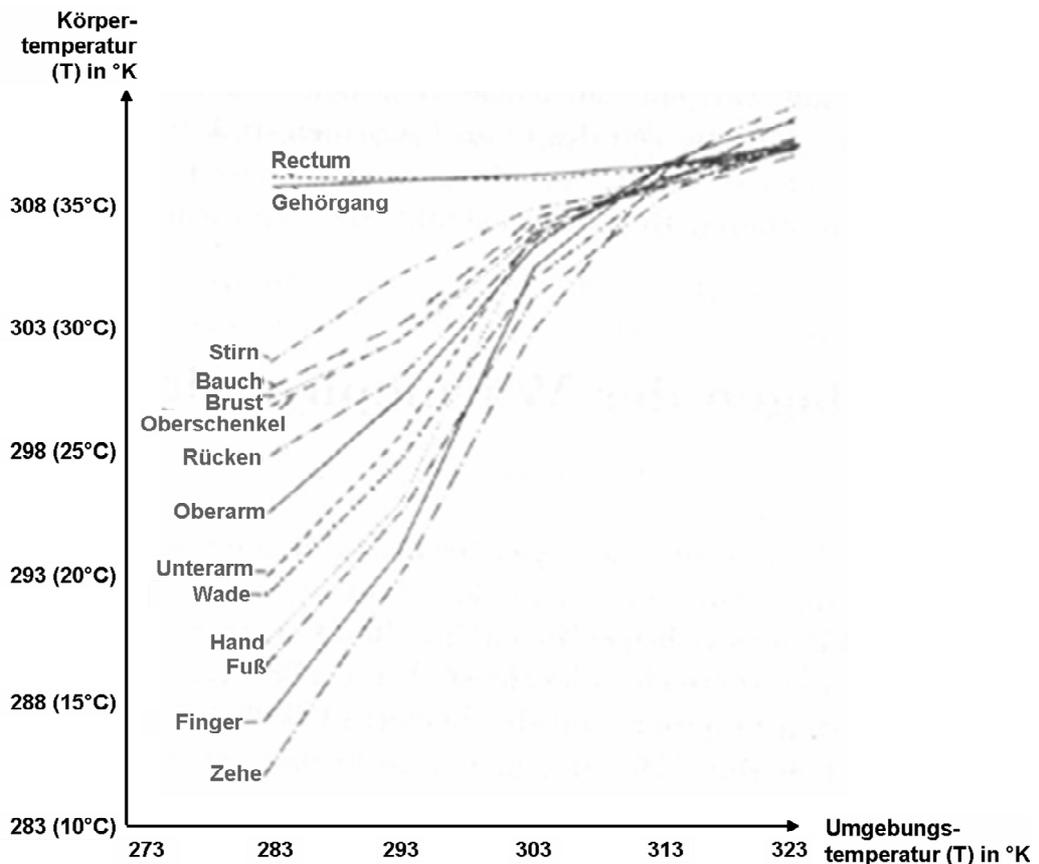


Abbildung 2-4: Dargestellt sind die Haut- und Körpertemperaturen in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur [16]

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Körpertemperatur durch den selbsttätig ablaufenden Prozess der Thermoregulation auch bei wechselnden Umgebungsbedingungen weitgehend konstant gehalten werden kann.

2.1 PHYSIOLOGIE DES MENSCHEN

Der Bereich der Umgebungstemperatur, in dem die Körpertemperatur aufrechterhalten werden kann, wird als normothermer Bereich bezeichnet. Der normotherme Bereich und der maximale Regelbereich der Thermoregulation lässt sich gut an Abbildung 2-5 erläutern.

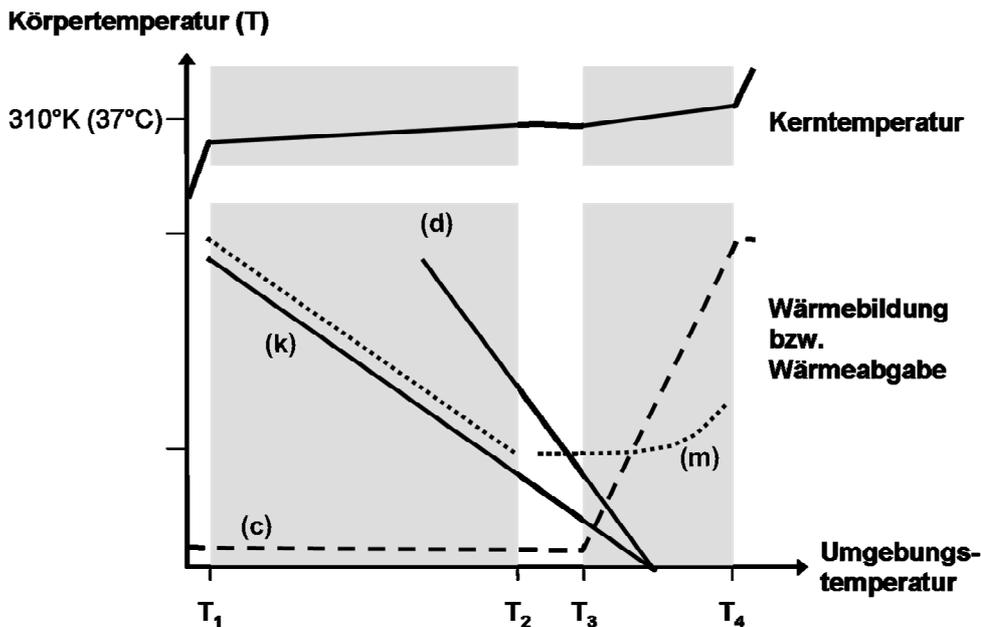


Abbildung 2-5: Darstellung des normothermen Bereichs, mit der Kurve für die Wärmebildung (m), Kurven der Wärmeabgabe durch Vasomotorik (k) und (d) und der evaporativen Wärmeabgabe (c) und der Kurve der metabolischen Rate (m) [1]

Aufgetragen sind die Wärmebildung und die verschiedenen Wärmeabgabewege als Funktion der Umgebungstemperatur (T_1 - T_4). Die Kurven (k) und (d) stehen für die Wärmeabgabe bei Vasokonstriktion bzw. Vasodilatation, die Kurve (c) für evaporative Wärmeabgabe und die Kurve (m) für die metabolische Rate (Wärmebildung). Im Bereich von T_2 bis T_3 kann das thermische Gleichgewicht allein durch vasomotorische Aktivität aufrechterhalten werden, dieser Bereich wird als thermoneutrale Zone bezeichnet. Dieser Bereich stellt die für den Menschen günstigste Umgebungstemperatur mit minimalem Energiebedarf dar. In diesen Temperaturbereich fällt auch die als angenehm und behaglich empfundene Umgebungstemperatur. Ist die Umgebungstemperatur geringer als T_2 muss der Körper zum Ausgleich der höheren trockenen Wärmeverluste mit erhöhter Wärmebildung reagieren.

2 GRUNDLAGEN

Bei einem gesunden Menschen liegt der Maximalwert der Wärmebildung bei dem drei- bis fünffachen metabolischen Grundumsatz. Bei Unterschreiten der Grenze T1 übersteigt die Wärmeabgabe die Wärmeproduktion, was letztendlich zum Kältetod führt (Hypothermie).

Bei Temperaturen oberhalb von T3 sinkt die trockene Wärmeabgabe. Da die Wärmeabgabe nicht unter den metabolischen Grundumsatz gesenkt werden kann, muss über die Absonderung von Körperflüssigkeit die Wärme (evaporativ) an die Umgebung abgegeben werden. Die obere Grenze des Regelungsbereiches ergibt sich jenseits von T4, wo die Wärmemenge nicht mehr über die Verdunstung von Körperflüssigkeiten abgeführt werden kann, es droht der Hitzetod (Hyperthermie). Dieser komplexe Prozess der Thermoregulation ist in den ersten Lebensstagen des Menschen noch nicht voll entwickelt.

2.1.3 Physiologie der Neu- und Frühgeborenen

Eine reguläre Schwangerschaft dauert 40 Wochen. Das durchschnittliche Geburtsgewicht liegt bei etwa 3.000 bis 3.500 g. Im Zeitraum vom 1. bis zum 28. Tag nach der Geburt wird das Kind als Neugeborenes bezeichnet. Von einer Frühgeburt spricht man bei einer Geburt ab der 24. bis zur 37. Schwangerschaftswoche (SSW) *oder* einem Geburtsgewicht von 500 bis 2.500 g. Die Gruppe der Frühgeborenen lässt sich weiter unterteilen in „normale“ Frühgeborene (32. bis 37. SSW *oder* Geburtsgewicht von 1.500 bis 2.500 g) und „extrem“ Frühgeborene (24. bis 32. SSW *oder* Geburtsgewicht von 500 bis 1.500 g).

Zwischen einem Neugeborenen und einem Erwachsenen bestehen erhebliche anatomische Unterschiede, im Einzelnen sind dies

- das größere Verhältnis von Körperoberfläche zu Körpervolumen,
- der höhere Gewichtsanteil des Gehirns,
- eine niedrigere Effektivität der Vasomotorik aufgrund der geringeren Dicke der Hautfettschicht und der noch hohen transepidermalen Wasserverluste durch die unreife und dünne Haut sowie
- der geringere Anteil von Skelettmuskulatur.

2.1 PHYSIOLOGIE DES MENSCHEN

Wie bereits beschrieben, erfolgt mit Ausnahme der respiratorischen Wärmeverluste die gesamte Wärmeabgabe über die Haut. Da die Wärmebildung nahezu proportional mit dem Körpervolumen bzw. der Körpermasse zusammenhängt, hat ein Neugeborenes im Vergleich zum Erwachsenen ein um den Faktor drei ungünstigeres Oberflächen-Volumenverhältnis. Bezogen auf ein „extrem“ Frühgeborenes mit nur 500 g Gewicht, fällt dieses Verhältnis noch ungünstiger aus. Grundsätzlich ist die Wärmebilanz eines Neugeborenen selbst bei Raumtemperatur negativ, siehe hierzu auch Abbildung 2-6. Daher sind selbst gesunde Neugeborene auf Wärmehilfen angewiesen.

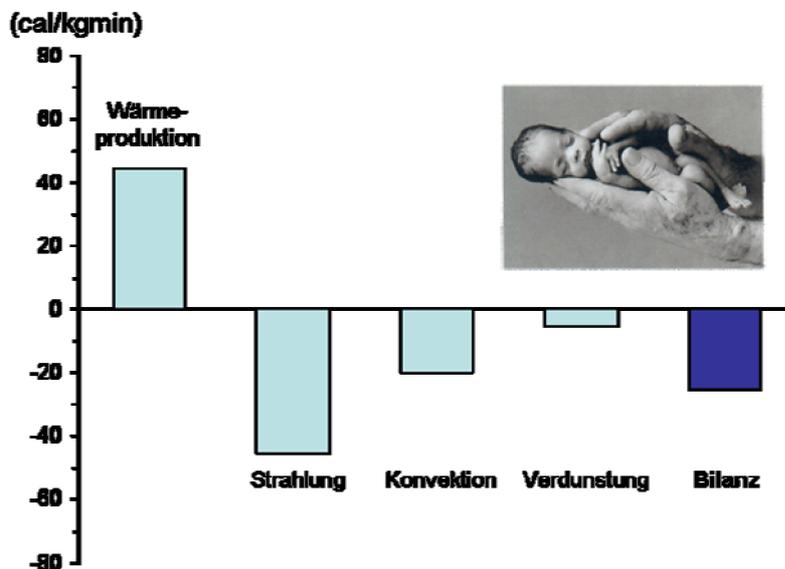


Abbildung 2-6: Negative Wärmebilanz eines unbedeckten Neugeborenen bei T_{Raum} [1]

Der metabolische Grund- oder Ruheumsatz des Menschen ergibt sich aus der Gesamtheit der Stoffwechselforgänge der einzelnen Organe. Während beim Erwachsenen das stoffwechselaktive Gehirn einen Gewichtsanteil von 2 % und einen Anteil von 23 % am Gesamtstoffwechsel hat, liegen der Gewichtsanteil bei einem 5,5 kg schweren Kind bei 12 % und der Stoffwechselanteil bei mehr als 50 %. Bei „extrem“ Frühgeborenen kann der Stoffwechselanteil des Gehirns am Gesamtstoffwechsel im ungünstigsten Fall auch mehr als 80 % betragen.[24]

2 GRUNDLAGEN

Bis zu zehnmal höher ist der transepidermale Wasserverlust der Frühgeborenen im Vergleich zum Erwachsenen.[27] Die Hautdicke beträgt bei einem Erwachsenen etwa 2 mm, bei einem Neugeborenen etwa 1,2 mm und bei einem Frühgeborenen nur 0,5 bis 0,9 mm. In Abbildung 2-7 sind die Wasserverluste im Verhältnis von Entwicklungsgrad (Gestationsalter) und dem Lebensalter des Kindes dargestellt. Die Unreife der Haut zeigt sich neben der erhöhten Wasserdurchlässigkeit auch in der am Lebensanfang nur eingeschränkten Fähigkeit der Vasomotorik. Diese Unreife der Haut führt weiter dazu, dass „extrem“ Frühgeborene noch nicht schwitzen können.

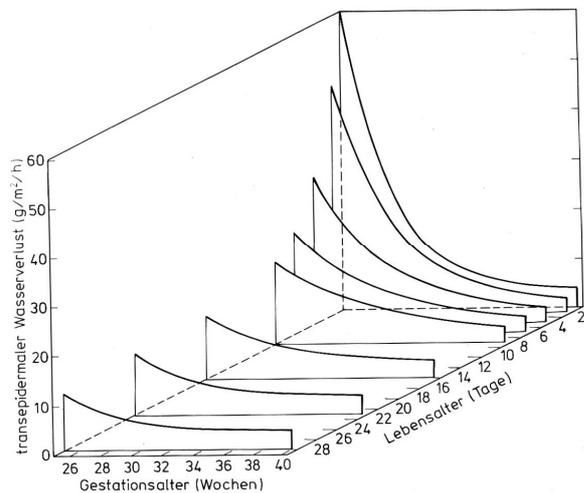


Abbildung 2-7: Wasserverlust und Entwicklungsreife in Abhängigkeit von Gestationsalter und Lebensalter [18]

Statt einer Wärmegewinnung über die Skelettmuskulatur verfügt das Neugeborene über das so genannte braune Fettgewebe. Dieses befindet sich zwischen den Schulterblättern, im Nacken und entlang der großen Blutgefäße. Die Braunfärbung des Gewebes wird durch den hohen Anteil an Mitochondrien verursacht. Die Mitochondrien werden auch als Wärmekraftwerke des Körpers bezeichnet. Bei einem Neugeborenen liegt der Anteil des braunen Fettgewebes bei 1 % bezogen auf sein Körpergewicht und bei einem „extrem“ Frühgeborenen bei etwa 0,7 %. Dieser Energiemangel verschlechtert die Startbedingungen eines „extrem“ Frühgeborenen weiter.

2.2 INKUBATOREN

Erst seit etwa 150 Jahren erhalten die spezifischen Bedürfnisse von Neu- und Frühgeborenen eine entsprechende Aufmerksamkeit der modernen Schulmedizin. Vor dieser Zeit wurde die Behandlung von kranken Neugeborenen und Frühgeborenen ausschließlich Hebammen oder Verwandten überlassen. Kinder, die nach der Geburt keine Lebenszeichen zeigten, wurden speziell aufgebahrt und besonderen mystischen Waschungen unterzogen. Zimmermann [33] berichtet von der eher unbekanntem Geburtsgeschichte des Johann Wolfgang von Goethe. Dieser zeigte nach seiner Geburt keinerlei Lebenszeichen und begann erst zu atmen, nachdem er 20 Minuten mit Fränkischem Wein eingerieben worden war.

Nach diesen mehr oder weniger zufälligen Erfolgen verbesserte sich die Situation der Neugeborenen ab 1860 durch die Untersuchungen des französischen Mediziners Tarnier zusehends. Die enorme Bedeutung einer kontinuierlichen Wärmezufuhr zur Steigerung der Überlebensrate wurde wissenschaftlich diskutiert, die ersten Inkubatoren nach dem Vorbild von Vogel-Brutkästen entwickelt und bald darauf in kleinen Serien produziert.

Trotz dieser Anfangserfolge zeichnet sich die Neonatologie bis heute durch einen hohen Grad an unkonventionellen Maßnahmen und Methoden aus. Ein Grund hierfür ist, dass die Patientengruppe der Frühgeborenen sehr klein ist und die Ursachen ihrer Beeinträchtigungen und darauf abgestimmten Therapien sich völlig von denen anderer Patientengruppen unterscheiden. Entsprechende Therapien müssen daher in geringen Stückzahlen exklusiv für diese kleine Patientengruppe entwickelt und produziert werden. Aus betriebswirtschaftlicher Sicht ist daher diese Gruppe von Patienten für keinen Hersteller wirklich attraktiv.

Doch ein Medizinprodukt bildet hier eine Ausnahme. Seit mehr als 150 Jahren arbeiten Mediziner und Medizintechniker an der ständigen Optimierung des Inkubators.

In der weiteren Darstellung wird ein Inkubator mit Abdeckhaube auch als Haubeninkubator oder Standardinkubator bezeichnet.

2.2 Inkubatoren

Alle Abbildungen und Beschreibungen zu den historischen Inkubatoren stammen aus Marx/Silverman [16].

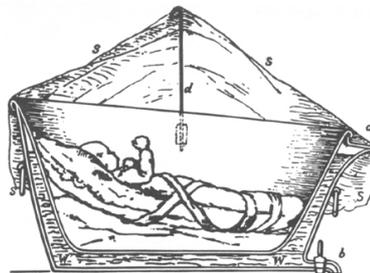
2.2.1 Entwicklung

Schon bei den Naturvölkern wurde das Brutverhalten verschiedener Tiere, siehe hierzu Abbildung 2-8, kopiert und auf die Pflege von Neugeborenen übertragen.



Abbildung 2-8: Pinguin mit Nachwuchs

Die Kinder wurden dick in isolierende Stoffe eingewickelt und von erwärmten Steinen umgeben. In den folgenden Jahrhunderten wurde die Wärmezufuhr durch Ofenwärme, Warmflaschen bis zur damals komplexen Wärmewanne – der Ruehl'schen Wiege – in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts ständig weiter entwickelt. Bereits 1835 wurde dieser erste Inkubator der Neuzeit im Kaiserlichen Findelhaus in Petersburg eingesetzt, siehe Abbildung 2-9.



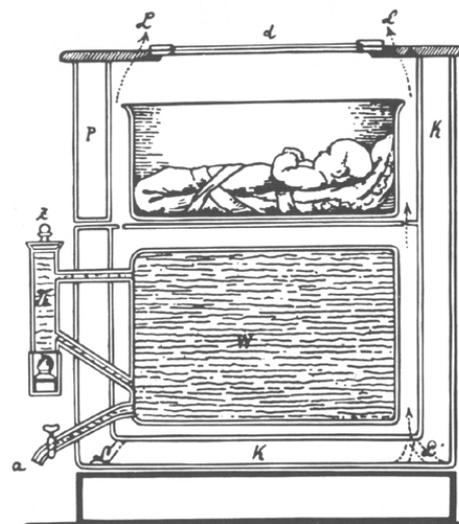
Wärmewanne des Moskauer Findelhauses.
W = Doppelwand mit Warmwasserfüllung. – S = Schleier aus Mousselin. – d = Drahtbogen zum Halten desselben. – a = Eingangs-Öffnung. – b = Abflussbahn.

Abbildung 2-9: Ruehl'sche Wiege

2.2 INKUBATOREN

Bei der Ruehl'schen Wiege handelt es sich um eine doppelwandige Wanne aus Eisenblech, deren Hohlräume mit warmem Wasser gefüllt wurden. Die Temperaturmessung erfolgte über ein Thermometer im Wasser und einem Thermometer direkt neben dem Kind, welches samt Bettzeug in die Wanne gelegt wurde.

Seit 1881 wurde die von Tarnier realisierte Tarnier-Martin-Couveuse in der Pariser Maternité erfolgreich eingesetzt. Dieser Inkubator war eine Weiterentwicklung der Brutapparate, wie sie in der Geflügelzucht eingesetzt wurden. Im Gegensatz zur Ruehl'schen Wiege verfügte die Couveuse über eine einfache Temperaturregelung. Die Tarnier-Martin-Couveuse ist in Abbildung 2-10 dargestellt.



Couveuse von Tarnier-Martin.
Th = Thermo-Syphon. - *W* = Wasserbehälter. - *d* = Glasdeckel. - *K* = Kasten mit Doppelwand (Sägespäne-Füllung). - *P* = Thür. - *a* = Abflussrohr. - *Z* = Oeffnung zum Zugießen des Wassers. - *L* = Luftlöcher.

Abbildung 2-10: Tarnier-Martin-Couveuse

Die Tarnier-Martin-Couveuse besteht aus zwei korrespondierenden Bereichen. Der untere Bereich ist ein mit Wasser gefüllter Metallbehälter. Das Wasser wird über einen Thermosiphon erhitzt, so dass die über dem Wasserbehälter liegende Luft erwärmt wird und in den oberen Bereich, in dem das Kind liegt, aufsteigt. Kritisch waren die anfällige Temperaturregelung und -steuerung, welche nur von einem sehr gut geschulten Pflegepersonal verlässlich bedient werden konnten.

2 GRUNDLAGEN

Einen großen Schritt in Richtung moderner Inkubatoren wurde mit dem Chapple-Inkubator vollzogen. Chapple entwickelte zusammen mit der Firma Air-Shields einen neuen Typ von Inkubator, den er 1947 der Öffentlichkeit vorstellte. Ein solcher Inkubator ist in Abbildung 2-11 dargestellt.

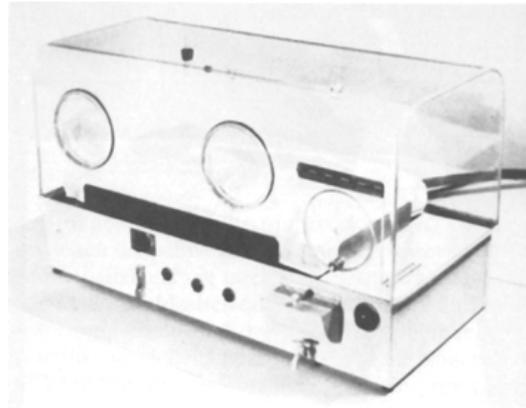


Abbildung 2-11: Chapple-Inkubator mit durchsichtiger Abdeckhaube und Durchgriffsöffnungen

Im Gegensatz zum Funktionsprinzip der natürlichen Luftkonvektion setzte der Chapple-Inkubator auf eine forcierte Luftumwälzung. In Abbildung 2-12 ist das Grundprinzip dargestellt.

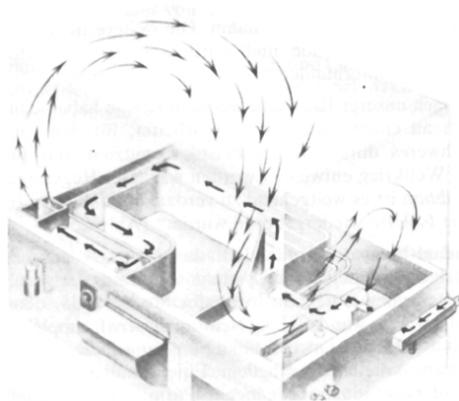


Abbildung 2-12: Forcierte Luftführung im Chapple-Inkubator

Mit der forcierten Luftumwälzung konnte die Lufttemperatur im Bereich der Liegefläche in relativ engen Grenzen reguliert werden.

2.2 INKUBATOREN

Auch wurde bei diesem System erstmals der Vorteil einer erhöhten relativen Luftfeuchte ohne Beeinflussung der Temperaturverteilung genutzt. Darüber hinaus wurde die zugeführte Luft durch einen Feinfilter gereinigt, was die Gefahr von Infektionen durch die Umgebungsluft deutlich reduzierte. Auch im Bereich der Sicherheitseinrichtungen gab es wegweisende Neuerungen. In den Chapple-Inkubator wurde ein Überhitzungsschutz eingebaut, der bei Erreichen von 38 °C einen Alarm auslöste und die Heizung automatisch abschaltete. Erstmals wurde das Kind unbedeckt in den Inkubator gelegt, was die Pflege deutlich erleichterte. Dadurch waren für das Pflegepersonal die vitalen Aktivitäten des Kindes sofort sichtbar. Durch die forcierte Luftumwälzung konnte auch das Innere des Inkubators erstmals kontrolliert mit Sauerstoff angereichert werden. In Abbildung 2-13 ist ein Chapple-Inkubator mit weiter optimierter Luftzirkulation aus dem Jahre 1962 dargestellt.

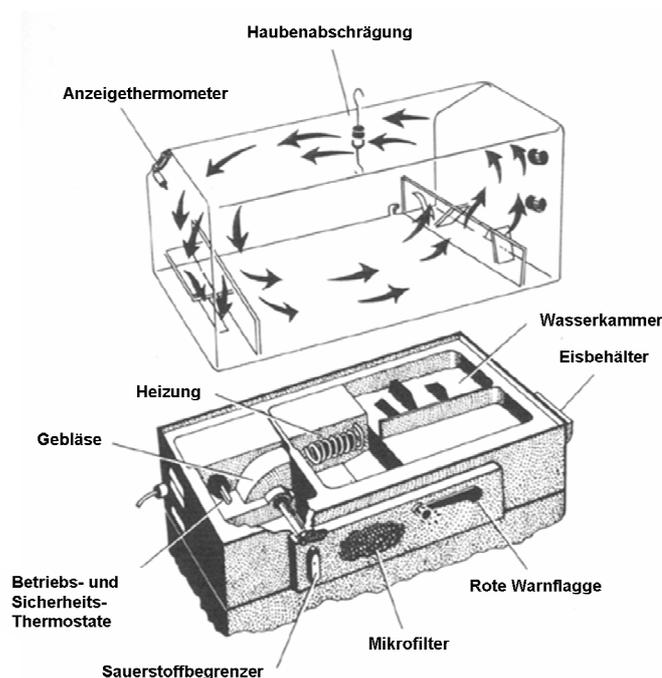


Abbildung 2-13: Modifizierte Luftführung im Chapple-Inkubator von 1962

In diese Zeit fällt auch die Entwicklung des ersten Transportinkubatoren, der den sicheren Transport vom Ort der Entbindung zu spezialisierten Abteilungen ermöglichte. In Abbildung 2-14 ist ein solcher Transportinkubator der Firma Dräger aus dem Jahre 1966 zu sehen.

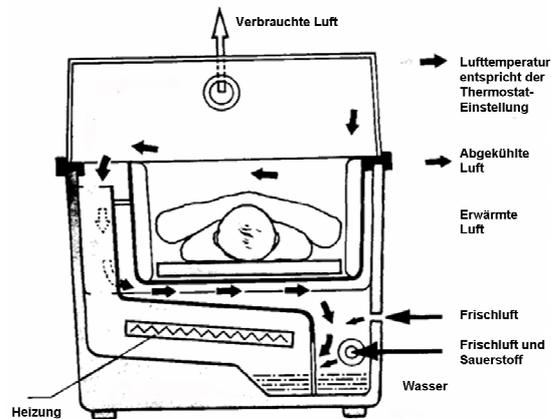


Abbildung 2-14: Dräger Transportinkubator als autonome Einheit

In den folgenden Jahrzehnten wurde der Inkubator in Bezug auf die eingesetzte Mess- und Regelungstechnik kontinuierlich weiter verbessert. Darüber hinaus wurden erstmals die Röntgenschlublade und eine Waage integriert.

2.2.2 Stand der Technik

Geräte, wie zum Beispiel die Isolette C2000 der Firma Air-Shields, (Abbildung 2-15) stellen den aktuellen Stand der Technik dar.

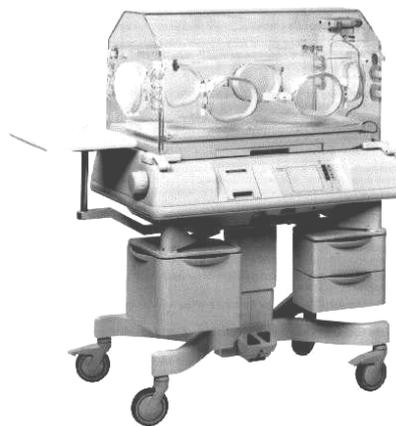


Abbildung 2-15: Isolette C2000 von Air-Shields

Die Isolette C2000 von Air-Shields gilt als der zurzeit beste Inkubator und ist weltweit auch bei den Absatzzahlen führend.

2.2 INKUBATOREN

Einige Detaillösungen des Systems sind in Abbildung 2-16 zu sehen. Die Parameter des Mikroklimas können auf einer Verlaufsanzeige eingestellt, überwacht und verändert werden. Vorgesehen ist die Integration einer Waage und eines Röntgendecks. Damit können Routineuntersuchungen an den Patienten durchgeführt werden, ohne dass diese das schützende Mikroklima verlassen müssen.

Verlaufsanzeige



Waage



Röntgendeck



Feuchtemodul

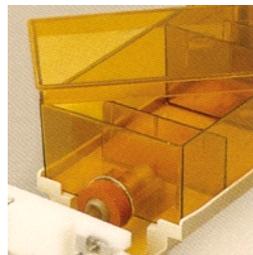


Abbildung 2-16: Detaillösungen eines Inkubators

Die Luftfeuchte wird in einem integrierten Modul erzeugt, welches nur alle 24 Stunden mit destilliertem Wasser nachgefüllt werden muss.

Wie zuvor beschrieben, besteht gerade bei Mehrlingsgeburten ein hohes Risiko von pflegebedürftigen Frühgeburten, daher kann das System standardmäßig zwei Kinder überwachen und versorgen.

Für einen besseren Zugriff kann die Höhe der Liegefläche sowie deren Neigung kopf- und fußseitig variiert werden.

2 GRUNDLAGEN

Einen neuen Weg bestreitet das Unternehmen Datex Ohmeda mit dem Hybriden Omnibed, Abbildung 2-17.



Abbildung 2-17: Hybrid Omnibed von Datex Ohmeda

Dieses Gerät ist im geöffneten Zustand ein Wärmebett mit Strahlungsheizung und im geschlossenen Zustand ein Inkubator, siehe Abbildung 2-18 (links: Wärmebett und rechts: Inkubator). Das System ist für Anwender interessant, die nicht genügend Platz für beide Systeme haben. Aus wirtschaftlichen Gründen ist es jedoch für die meisten Anwender weiterhin sinnvoll beide Einzelsysteme anzuschaffen, da der Hybrid preislich deutlich über einem modernen Standardinkubator positioniert wird.

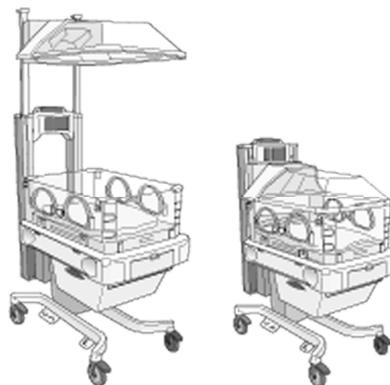


Abbildung 2-18: Hybrid Omnibed, links als Wärmebett und rechts als Standardinkubator

Der Inkubator als Medizinprodukt muss einen Prozess der Produktzulassung durchlaufen. Ein Bestandteil dieser Zulassung ist die Erfüllung der nachfolgenden DIN-Anforderungen.

2.2.3 Norm DIN EN 60601-2-19

Die technischen Mindestanforderungen an einen Inkubator ergeben sich aus der DIN EN 60601-2-19, welche die DIN VDE 0750 Teil 212 ersetzt.[36] Die Norm dient der Festlegung von technischen Mindestanforderungen, welche eine Gefährdung von Patienten oder Anwendern ausschließen soll.

Die Norm definiert verschiedene Begriffe, welche auch im Rahmen dieser Arbeit verwendet werden.

Der Inkubator wird als „Gerät mit einem Patientenraum, das mit Einrichtungen zur Klimaregelung der Umgebung des Säuglings versehen ist, hauptsächlich durch Beheizen der Luft innerhalb des Patientenraums“ beschrieben.

Der Patientenraum ist definiert als „Klimageregelte Kammer zur Aufnahme eines Säuglings mit durchsichtigem(n) Teil(en) zur Beobachtung“.

Die Inkubatortemperatur ist eine Lufttemperatur, die 10 cm oberhalb des Mittelpunktes der Liegefläche sowie an weiteren vier Messpunkten im Patientenraum gemessen wird, die alle in Abbildung 2-19 entsprechend bezeichnet sind.

Zur Messung von Lufttemperaturen im Inkubator soll die in Abbildung 2-19 vorgesehene Anordnung kalibrierter Temperaturfühler verwendet werden.

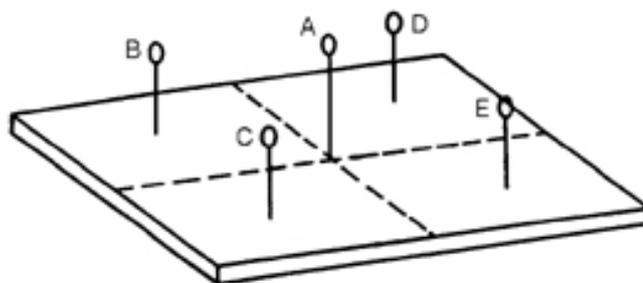


Abbildung 2-19: Die fünf Messpunkte zur Temperaturüberprüfung nach DIN [36]

2 GRUNDLAGEN

Dabei ist der Messpunkt A 10 cm über dem Mittelpunkt der Liegefläche zu platzieren. Die anderen Messpunkte sind die Mittelpunkte von vier Flächen, die jeweils durch die Linien gebildet werden, welche die Breite und Länge in je zwei Hälften teilen.

Die durchschnittliche Inkubator Temperatur ist der „Mittelwert der aufgezeichneten Temperaturen, der im Beharrungszustand ... in regelmäßigen Zeitabständen aufgenommen wird“.

Die Definition für die Einstelltemperatur ist der „Temperaturwert, der an Temperatur-Regeleinrichtungen eingestellt wird“.

Der Beharrungszustand wird als Zustand bezeichnet, wenn die Inkubator Temperatur innerhalb einer Stunde um höchstens 1 °C schwankt, siehe hierzu auch Abbildung 2-20.

Die Norm lässt für Oberflächen, mit denen eine Berührung durch das Kind vorgesehen ist, eine maximale Temperatur von 40 °C für Metallflächen und für andere Werkstoffe von 43 °C zu.

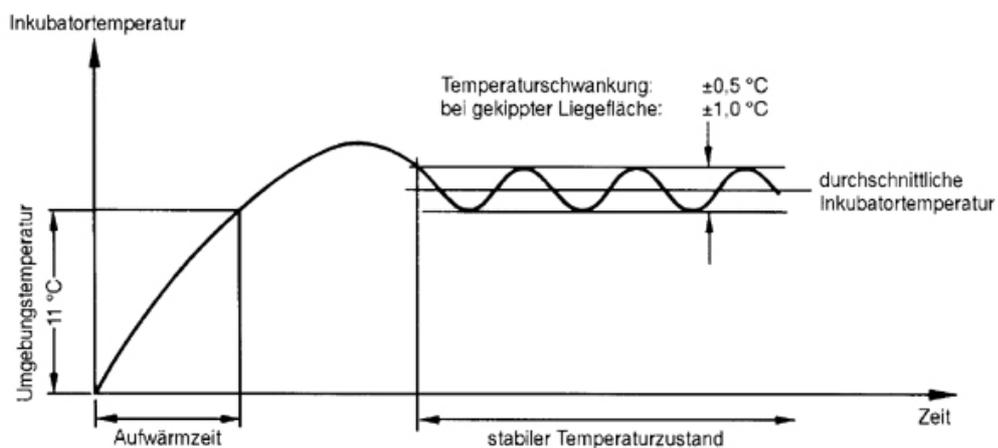


Abbildung 2-20: Prüfkriterien Aufwärmzeit und stabiler Temperaturzustand (Beharrungszustand) nach DIN [36]

Für das Aufwärmverhalten wird gefordert, dass die Aufwärmzeit nicht mehr als 20 % von der in der Bedienungsanleitung angegebenen Aufwärmzeit abweichen darf.

2.2 INKUBATOREN

Für diese Überprüfung wird an der Verlaufsanzeige eine Einstelltemperatur von 12 °C über Umgebungstemperatur vorgenommen. Als Aufwärmzeit gilt die Zeit, die notwendig ist, die Inkubator-temperatur um 11 °C zu erhöhen. Das Aufwärmverhalten und der stabile Temperatur-zustand sind in der Abbildung 2-20 zu sehen.

Das Übergangsverhalten bei gewünschten Temperaturänderungen wird wie folgt überprüft: Der Inkubator wird mit einer Beharrungstemperatur von 30 °C betrieben. Die Einstelltemperatur wird dann auf 34 °C angehoben. Die neue Temperatur muss innerhalb von 15 Minuten mit einer maximalen Abweichung von 2 °C erreicht werden. Während des Beharrungszustandes der Temperatur darf die Temperatur am Messpunkt A nicht mehr als 0,5 °C von der Durchschnittstemperatur abweichen. Die durchschnittliche Temperatur darf an allen fünf Messpunkten nicht mehr als 1,5 °C von der Einstelltemperatur differieren. Die Prüfung erfolgt über die Dauer von mindestens einer Stunde bei Einstelltemperaturen von 32 °C und 36 °C mit waagerechter Liegefläche und in beiden extremen Schrägstellungen der Liegefläche. Die Durchschnittstemperaturen in den Punkten B bis E dürfen, bezogen auf Punkt A, nicht mehr als 0,8 °C von der durchschnittlichen Inkubator-temperatur und nicht mehr als 1 °C von der Einstelltemperatur abweichen.

Der Einstellbereich der Inkubator-temperatur muss von 30 °C bis 38 °C reichen, die Erhöhung auf 39 °C soll nur in Verbindung mit dem Aufleuchten einer gelben Warnlampe möglich sein. Anforderungen der Norm zum Umgang mit Sauerstoff bestehen nur, wenn eine Sauerstoff-überwachungseinheit als Bestandteil des Inkubators mitgeliefert wird. Falls ein Sauerstoffregler eingebaut wird, müssen unabhängige Sensoren für die Sauerstoffüberwachung und -regelung vorhanden sein. Die Überprüfung wird wie folgt beschrieben: „Der Volumenanteil an Sauerstoff wird auf 35 % eingestellt. Wenn der Beharrungszustand erreicht ist, wird der Volumenanteil an Sauerstoff schnell auf weniger als 29 % herabgesetzt.“

2 GRUNDLAGEN

Es ist sicherzustellen, dass der Alarm bei einem angezeigten Volumenanteil an Sauerstoff von weniger als 30 % aktiviert wird. Es ist der Zustand eines Volumenanteils an Sauerstoff von 35 % wieder herzustellen. Wenn der Beharrungszustand erreicht ist, wird der Volumenanteil an Sauerstoff schnell auf mehr als 41 % erhöht. Es ist sicher zu stellen, dass der Alarm bei einem angezeigten Volumenanteil von Sauerstoff von mehr als 40 % aktiviert wird.“

Die einzige Anforderung zum Umgang mit der relativen Feuchte besteht darin, dass die Anzeigenauigkeit nicht mehr als 10 % differieren darf. Die Kontrollmessung erfolgt im Mittelpunkt des Haubengehäuses bei einer Einstelltemperatur von 33 – 35 °C.

Der Schalldruckpegel darf bei bestimmungsgemäßen Gebrauch einen Wert von 60 dB(A) im Patientenraum nicht übersteigen. Die Messung erfolgt 100 bis 150 mm über dem Mittelpunkt der Liegefläche. Bei dieser Prüfung muss der Inkubator mit einer Einstelltemperatur von 30 – 33 °C und maximaler relativer Feuchte betrieben werden. Im Falle eines Inkubator-Alarms darf der Schalldruckpegel von 80 dB(A) im Patientenraum nicht überschritten werden.

Die Strömungsgeschwindigkeiten über der Liegefläche dürfen 0,35 m/s an den vier Messpunkten B - E nicht überschreiten.

In der Norm gibt es keine speziellen Anforderungen zum Verhalten des Mikroklimas beim Öffnen der Durchgriffsklappen.

Nachdem die theoretischen Grundlagen aus den Bereichen Physiologie des Menschen, Medizintechnik und Prüfanforderungen vorgestellt wurden, soll im nachfolgenden Kapitel das Konzept des neuen Inkubators vorgestellt werden.

2.2.4 Konzept des neuen Inkubators

Das Ziel dieser Arbeit ist es einen Inkubator zu entwickeln, der ein definiertes Mikroklima erzeugt und aufrecht erhalten kann, auch wenn auf eine schützende physische Abdeckung verzichtet wird, wie sie heute bei Standardinkubatoren üblich ist.

Es wurden verschiedene Lösungsansätze im Vorfeld dieser Arbeit diskutiert und numerisch untersucht, hierbei hat sich die nachfolgende Variante als besonders Erfolg versprechend erwiesen.

In Abbildung 2-21 ist die Prinzipskizze des neuen Inkubators dargestellt.

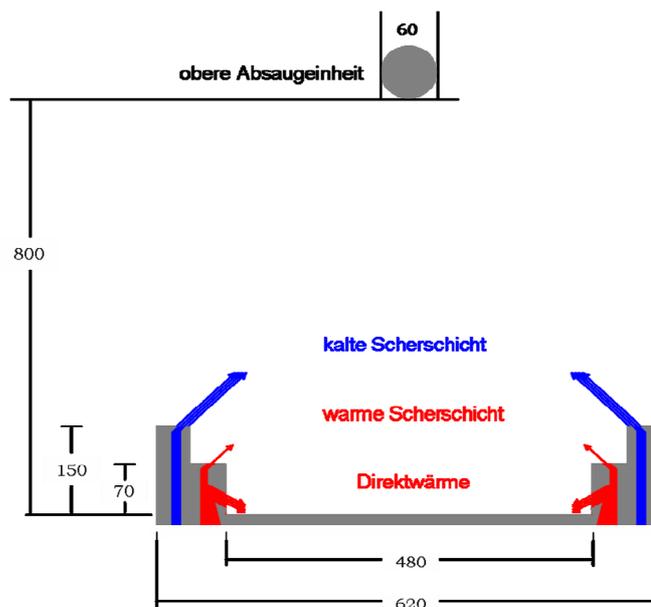


Abbildung 2-21: Die Prinzipskizze des neuen Inkubators. Dargestellt sind die Seitenwände mit den Zuführungsbereichen für die Direktwärme, die warme und die kalte Scherschicht. Oberhalb der Liegefläche ist die obere Absaugereinheit zu erkennen.

Das definierte Mikroklima wird im Bereich der Liegefläche eingebracht. Allein durch die Konvektionsströmung bildet sich eine Temperaturverteilung aus, ähnlich einem gleichschenkligen Dreieck mit der Liegefläche als Basis. Das aufgebaute Mikroklima wird durch einen schnellen kalten Scherschichtvorhang geschützt. Das Grundprinzip ist jedem bekannt, der im Winter ein Kaufhaus betritt.

2 GRUNDLAGEN

Die Kaufhausbetreiber verzichten gerne auf die Kundenbarriere Eingangstür, diese wird durch einen schnellen Scherschichtvorhang ersetzt. Der Scherschichtvorhang, auch Türschleieranlage genannt, trennt die kalte Außenluft von der erwärmten Luft im Kaufhaus. Dieses Grundprinzip nutzt auch der neue Inkubator. Das Konzept der Trennung unterschiedlich temperierter Medien durch Scherschichten wurde durch zusätzliche Maßnahmen weiter optimiert. Eine wichtige Aufgabe hat hierbei die obere Absaugereinheit, welche im Abstand von 800 mm oberhalb der Liegefläche angebracht wurde.

Durch die starke Saugwirkung wird erreicht, dass die Scherschichten nicht durch den Druck der Konvektionsströmung nach außen hin aufgehen, sondern an der oberen Absaugereinheit anliegen. Durch diese Maßnahme verschließt die Scherschicht das Mikroklima auch nach oben hin. Darüber hinaus können die Verbrauchswerte des Systems reduziert werden, da das abgesaugte Mikroklima in den warmen Kreislauf zurückgeführt wird.

Ein wichtiges Funktionsteil des neuen Inkubators wird nachfolgend kurz vorgestellt. In Abbildung 2-22 ist ein Ausschnitt der Seitenwand zu sehen.

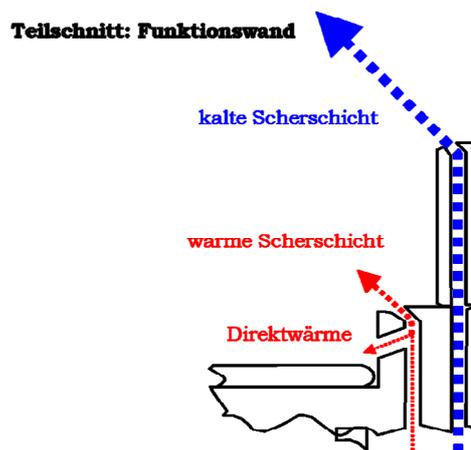


Abbildung 2-22: Aufbau der Seitenwand (Teilschnitt), mit Austritt für die Direktwärme (rot) in Richtung Liegefläche, der warmen Scherschicht (rot) etwa 60 ° nach oben gerichtet und der kalten Scherschicht als blauem Strahl

2.2 INKUBATOREN

Diese Seitenwand hat verschiedene Aufgaben. Zum einem dient sie als physische Barriere um ein Herausfallen des Kindes zu verhindern, zum anderen soll sie die Volumenströme so lenken, dass das Mikroklima eingebracht und geschützt werden kann. Aufgrund dieser zusätzlichen Aufgabe wird die Wand im Weiteren auch als Funktionswand bezeichnet. Der Aufbau des Mikroklimas erfolgt über einen warmen, langsamen Freistrahler, der in Richtung Liegefläche gerichtet ist. Dieser Strahl wird in der weiteren Darstellung auch als Direktwärme bezeichnet. Der im Uhrzeigersinn darüber liegende warme Scherstrahl wird vom gleichen Volumenstrom wie die Direktwärme gespeist, ist aber schneller. Die Geschwindigkeitsgradienten werden allein durch die entsprechende geometrische Auslegung der Funktionswand erzeugt. Der letzte Bestandteil der Funktionswand ist die Austrittsöffnung des kalten Scherstrahls. Zusammen mit dem warmen Scherstrahl besteht seine Aufgabe darin, das von der Direktwärme aufgebaute Mikroklima gegen die kalte Umgebung zu schützen. Das Verhältnis der warmen und kalten (Scherschicht)Volumenströme beträgt etwa 1:3.

Die Geschwindigkeit des kalten Scherstrahls ist etwa um den Faktor zwei schneller als der des warmen Scherstrahls, aber immer noch langsam genug, dass von einer laminaren Strömung auszugehen ist. Die dimensionslose Reynoldszahl für den kalten Scherstrahl liegt bei etwa $Re_{0,01} = 250$. Damit ist die Strömung im Austrittskanal laminar.

2 GRUNDLAGEN

Nur zur Illustration ist in Abbildung 2-23 eine Skizze zum Aussehen des neuen Inkubators dargestellt. Oberhalb der Liegefläche ist die Absaug-einheit zu erkennen. Weiterhin sind die Strömungsrichtungen der Scherschichten sowie die zu- und abgeführten Volumenströme zu sehen.

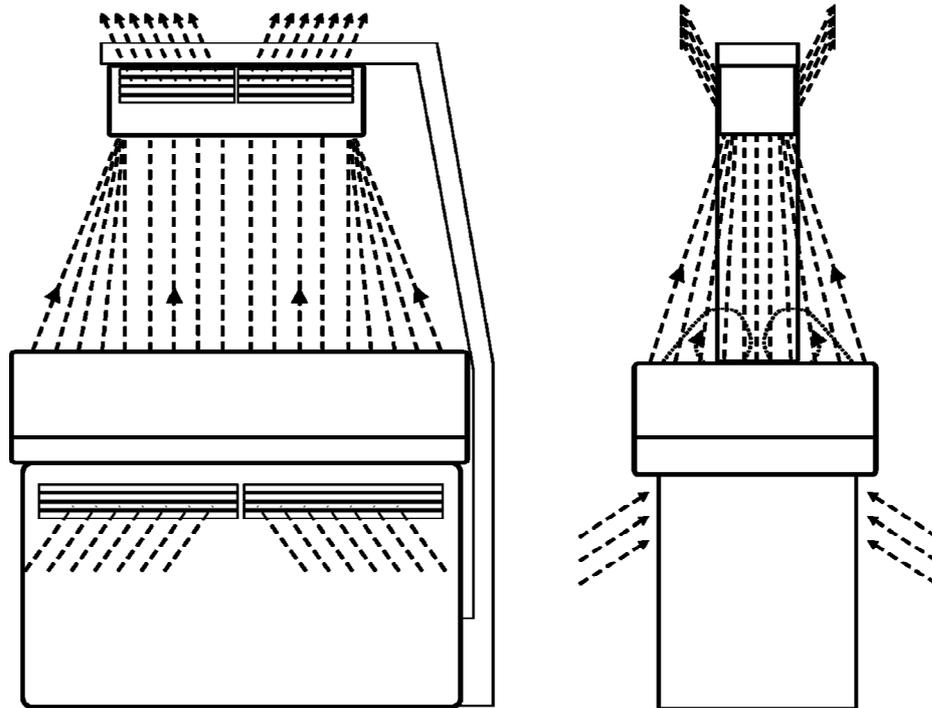


Abbildung 2-23: Dargestellt ist die Illustration des neuen Inkubators in der linken Abbildung als Seitenansicht und in der rechten Abbildung als Vorderansicht mit anliegenden Scherschichten an der oberen Absaug-einheit.

Im Kapitel 5 werden weitere Details des neuen Konzeptes vorgestellt und diskutiert.

Doch zuvor werden im nachfolgenden Kapitel die verwendeten Grundgleichungen der Strömungsmechanik hergeleitet und entsprechend der Aufgabenstellung angepasst.

2.3 Strömungsmechanik

Das Grundprinzip des neuen Inkubators beruht auf der Ausnutzung strömungsmechanischer Phänomene, die im Verlauf dieser Arbeit ausführlich vorgestellt werden. Es gelten die Erhaltungssätze für Masse, Impuls und Energie für ein infinitesimales raumfestes Volumenelement an der Stelle x, y, z in einem kartesischen Koordinatensystem. Es wird von einem Kontinuum ausgegangen. Die nachfolgende Übersicht orientiert sich an den Ausführungen von Oertel [20] und Oertel/Delfs [22].

2.3.1 Kontinuitätsgleichung

Die Massenerhaltung wird für ein Volumenelement

$$(5) \quad dV = dx \cdot dy \cdot dz$$

formuliert.

Verbal lässt sich die Massenerhaltung beschreiben als:

Die zeitliche Änderung der Masse ist gleich der Summe der einströmenden Massenströme abzüglich der Summe der ausströmenden Massenströme.[20]

In koordinatenfreier Vektorschreibweise lautet die Kontinuitätsgleichung

$$(6) \quad \frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \cdot \vec{v}) = 0 .$$

Im Falle einer stationären und inkompressiblen Strömung vereinfacht sie sich zu

$$(7) \quad \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 ,$$

mit den Komponenten u, v, w des Geschwindigkeitsvektors \vec{v} und in koordinatenfreier Vektorschreibweise zu

$$(8) \quad \nabla \cdot \vec{v} = 0 , \text{ wobei}$$

$$(9) \quad \nabla = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)^T \text{ der Nabla-Operator ist.}$$

Der Index T steht hier für den transponierten Vektor.

2.3.2 Navier-Stokes-Gleichungen

Die Impulserhaltung für ein Volumenelement lautet:

Die zeitliche Änderung des Impulses im Volumenelement ist gleich der Summe der eintretenden Impulsströme minus der Summe der austretenden Impulsströme zuzüglich der Summe der auf das Volumenelement wirkenden Kräfte durch Scher- und Normalspannungen und der Summe der auf die Masse des Volumenelementes wirkenden Kräfte.[20]

Die Impulserhaltungsgleichungen ergeben sich zu

$$(10) \quad \frac{\partial(\rho \cdot u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot u^2)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot u \cdot w)}{\partial z} = f_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z}$$

$$(11) \quad \frac{\partial(\rho \cdot v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot v^2)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot v \cdot w)}{\partial z} = f_y - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z}$$

$$(12) \quad \frac{\partial(\rho \cdot w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot w \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot w^2)}{\partial z} = f_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z}$$

mit den Scher- und Normalspannungen τ_{ij} und $i, j = x, y, z$ und den auf das Volumen bezogenen Massenkräften f_x, f_y, f_z .

2.3 STRÖMUNGSMECHANIK

Für ein Newtonsches Fluid ergeben sich die Normal- und Schubspannungen (Stokesscher Reibungsansatz) zu

$$(13) \quad \tau_{xx} = 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{2}{3} \cdot \mu \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right),$$

$$(14) \quad \tau_{yy} = 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \cdot \mu \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right),$$

$$(15) \quad \tau_{zz} = 2 \cdot \mu \cdot \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{2}{3} \cdot \mu \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right),$$

$$(16) \quad \tau_{yx} = \mu \cdot \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right),$$

$$(17) \quad \tau_{yz} = \mu \cdot \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right),$$

$$(18) \quad \tau_{zx} = \mu \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right),$$

mit den Symmetriebedingungen

$$(19) \quad \tau_{yx} = \tau_{xy}, \quad \tau_{yz} = \tau_{zy} \quad \text{und} \quad \tau_{zx} = \tau_{xz}.$$

2 GRUNDLAGEN

Im Fall einer laminaren und inkompressiblen Strömung mit konstanter Zähigkeit ergeben sich aus der Impulserhaltung am Volumenelement dV und unter Verwendung der Kontinuitätsgleichung $\nabla \cdot \vec{v} = 0$ die Navier-Stokes-Gleichungen zu

$$(20) \quad \rho \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = f_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \cdot \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right)$$

$$(21) \quad \rho \cdot \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = f_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \cdot \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right)$$

$$(22) \quad \rho \cdot \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = f_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \cdot \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right),$$

die sich in koordinatenfreier Schreibweise zusammenfassen lassen zu

$$(23) \quad \rho \cdot \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right) = \vec{f} - \nabla p + \mu \cdot \Delta \vec{v},$$

mit ∇p für den Gradienten von p , $(\vec{v} \cdot \nabla)$ für das Skalarprodukt aus Geschwindigkeitsvektor und Nabla-Operator. $\Delta \vec{v}$ steht für den auf \vec{v} angewandten Laplace-Operator.

Unter der Annahme, dass auf das Strömungsfeld nur die Gravitation in negativer z -Richtung als Massenkraft wirkt und ein kartesisches Koordinatensystem vorliegt, kann der Vektor \vec{f} in Gleichung (23) durch den Ausdruck $-\rho g \cdot \vec{e}_z$ ersetzt werden, damit gilt

$$(24) \quad \rho \cdot \underbrace{\left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right)}_{\substack{\text{substantielle} \\ \text{Ableitung der} \\ \text{Geschwindigkeit}}} = \underbrace{-\nabla p}_{\text{Druck}} + \underbrace{\mu \cdot \Delta \vec{v}}_{\text{Reibung}} - \underbrace{\rho g \cdot \vec{e}_z}_{\text{Gravitation}}.$$

2.3 STRÖMUNGSMECHANIK

In dieser Gleichung steht ρ für die Dichte, \vec{v} für den Geschwindigkeitsvektor, p für den Druck und μ für die dynamische Viskosität.

Es folgt eine kurze phänomenologische Beschreibung der einzelnen Terme der oben stehenden Gleichung. Auf der linken Seite steht die substantielle Ableitung der Geschwindigkeit multipliziert mit der Dichte. Diese Ableitung gibt die Beschleunigung des Volumenelementes an. Auf der rechten Seite stehen die Ursachen dieser Beschleunigung. Diese kann durch den Druckgradienten $-\nabla p$ hervorgerufen werden oder durch äußere Einflüsse wie die Gravitation. Der Term $\mu \cdot \Delta \vec{v}$ gibt den Reibungseinfluss nach dem Stokesschen Reibungsansatz wieder.

Zusammen mit der Kontinuitätsgleichung ergibt sich ein Gleichungssystem von vier partiellen nichtlinearen Differentialgleichungen zweiter Ordnung für die vier Variablen u, v, w und p . Dieses Gleichungssystem muss für jede gegebene Randbedingung gelöst werden. Muss bei kompressiblen Strömungen eine weitere Größe, wie z. B. die Temperatur T bestimmt werden, wird eine weitere Gleichung - die Energiegleichung - benötigt.

2.3.3 Energiegleichung

Verbal wird die Energiegleichung beschrieben, als

Die zeitliche Änderung der Gesamtenergie im Volumenelement ist gleich der Summe der durch die Strömung ein- und ausfließenden Energieströme zuzüglich der Summen der durch Wärmeleitung ein- und ausfließenden Energieströme, der durch die Druck-, Normalspannungs- und Schubspannungskräften am Volumenelement geleisteten Arbeit pro Zeit, der Energiezufuhr von außen sowie der Arbeit pro Zeit, welche durch das Wirken der Volumenkräfte verursacht wird.[20]

2 GRUNDLAGEN

Formal lautet die Energiegleichung

$$\begin{aligned}
 (25) \quad & \frac{\partial \left(\rho \cdot \left[e + \frac{V^2}{2} \right] \right)}{\partial t} = \\
 & - \left[\frac{\partial \left(\rho \cdot \left[e + \frac{V^2}{2} \right] \cdot u \right)}{\partial x} + \frac{\partial \left(\rho \cdot \left[e + \frac{V^2}{2} \right] \cdot v \right)}{\partial y} + \frac{\partial \left(\rho \cdot \left[e + \frac{V^2}{2} \right] \cdot w \right)}{\partial z} \right] + \\
 & \left(\frac{\partial}{\partial x} \left[\lambda \cdot \frac{\partial T}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\lambda \cdot \frac{\partial T}{\partial y} \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\lambda \cdot \frac{\partial T}{\partial z} \right] \right) + \\
 & \left(- \frac{\partial(p \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\tau_{xx} \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\tau_{xy} \cdot v)}{\partial x} + \frac{\partial(\tau_{xz} \cdot w)}{\partial x} \right) + \\
 & \left(- \frac{\partial(p \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\tau_{yx} \cdot u)}{\partial y} + \frac{\partial(\tau_{yy} \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\tau_{yz} \cdot w)}{\partial y} \right) + \\
 & \left(- \frac{\partial(p \cdot w)}{\partial z} + \frac{\partial(\tau_{zx} \cdot u)}{\partial z} + \frac{\partial(\tau_{zy} \cdot v)}{\partial z} + \frac{\partial(\tau_{zz} \cdot w)}{\partial z} \right) + \vec{f} \cdot \vec{v} + \rho \cdot \dot{q}_s.
 \end{aligned}$$

Diese Gleichung wird unter den Annahmen eines Newtonschen Mediums (Stokesscher Reibungsansatz) und eines kalorisch perfekten Gases ohne Zuführung von Energie von außen vereinfacht zu

$$\begin{aligned}
 (26) \quad & \rho \cdot c_v \cdot \left(\frac{\partial T}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial T}{\partial x} + v \cdot \frac{\partial T}{\partial y} + w \cdot \frac{\partial T}{\partial z} \right) = \\
 & \left(\frac{\partial}{\partial x} \left[\lambda \cdot \frac{\partial T}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\lambda \cdot \frac{\partial T}{\partial y} \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\lambda \cdot \frac{\partial T}{\partial z} \right] \right) - p \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \mu \cdot \Phi
 \end{aligned}$$

2.3 STRÖMUNGSMECHANIK

mit der Dissipationsfunktion

$$(27) \quad \Phi = 2 \cdot \left[\left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \right] + \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 - \frac{2}{3} \cdot \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right)^2.$$

Die Dissipationsfunktion enthält nur quadratische Glieder und ist daher an jeder Stelle im Strömungsfeld größer als Null.

In der dimensionslosen Form ergibt sich die Energiegleichung dann zu

$$(28) \quad \rho \cdot c_v \left(\frac{\partial}{\partial t} T + \vec{v} \cdot \nabla T \right) = \nabla \cdot (\lambda \nabla T) - p \nabla \cdot \vec{v} + \mu \cdot \Phi.$$

Die neu hinzugekommenen Variablen sind T für die Temperatur, c_v für die Wärmekapazität bei konstantem Volumen und λ für den Wärmeleitkoeffizienten. Die Funktion Φ ist die Dissipationsfunktion, welche sich aus den Normal- und Schubspannungen nach Einsetzen des Stokesschen Reibungsansatzes ergibt.

2.3.4 Boussinesq-Gleichung

Wie bereits beschrieben, kann ein Gleichungssystem von vier partiellen nichtlinearen Differentialgleichungen von zweiter Ordnung für die vier Variablen u , v , w und p ohne die zusätzliche Energiegleichung gelöst werden. Muss bei kompressiblen Strömungen eine zusätzliche Größe bestimmt werden, wird eine weitere Gleichung, die Energiegleichung, benötigt.

Im Fall von inkompressiblen Medien mit Wärmetransport und $\nabla \vec{v} = 0$ lässt sich (28) weiter vereinfachen zu

$$(29) \quad \rho c_v \left(\frac{\partial}{\partial t} T + \vec{v} \cdot \nabla T \right) = \nabla \cdot (\lambda \nabla T) + \mu \cdot \Phi.$$

Im untersuchten Fall wird angenommen, dass die Dichteänderung nur von einer Temperaturänderung und nicht von einer Druckänderung abhängt.

2 GRUNDLAGEN

In diesem Fall kann die Boussinesq-Approximation angewendet werden. In der Boussinesq-Approximation wird die Änderung der Dichte nur im Auftriebsterm berücksichtigt, in allen anderen Termen aber vernachlässigt. Dabei ist der Ansatz für die Dichte

$$(30) \quad \rho(T) = \rho_\infty \cdot [1 - \alpha \cdot (T - T_\infty)].$$

Mit dem Wärmeausdehnungskoeffizienten α , einer Bezugsdichte ρ_∞ und einer Bezugstemperatur T_∞ . Unter der bereits beschriebenen Annahme der konstanten Zähigkeit, werden diese Annahmen in die Kontinuitätsgleichung, die Navier-Stokes-Gleichungen und die Energiegleichung eingesetzt. Werden nun die dem Wärmetransportproblem angepassten dimensionslosen Größen

$$(31) \quad \vec{x}^* = \frac{\vec{x}}{l}, \quad t^* = \frac{k_\infty \cdot t}{l^2}, \quad \vec{v}^* = \frac{l}{k_\infty} \cdot \vec{v}, \quad T^* = \frac{T - T_\infty}{T_W - T_\infty},$$

$$(32) \quad p^* = (p + \rho_\infty \cdot g \cdot z) \cdot \frac{l^2}{\rho_\infty \cdot \nu_\infty \cdot k_\infty}$$

mit dem Ortsvektor $\vec{x} = (x, y, z)^T$ berücksichtigt, erhält man die dimensionslosen Boussinesq-Gleichungen

$$(33) \quad \nabla \cdot \vec{v}^* = 0,$$

$$(34) \quad \frac{1}{\text{Pr}_\infty} \cdot \left(\frac{\partial \vec{v}^*}{\partial t^*} + \left(\vec{v}^* \cdot \nabla \right) \cdot \vec{v}^* \right) = \text{Ra}_\infty \cdot T^* \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} - \nabla p^* + \Delta \vec{v}^*,$$

$$(35) \quad \frac{\partial T^*}{\partial t^*} + \vec{v}^* \cdot \nabla T^* = \Delta T^*,$$

2.3 STRÖMUNGSMECHANIK

mit der dimensionslosen Raleigh-Zahl

$$(36) \quad Ra_{\infty} = \frac{g \cdot l^3}{k_{\infty} \cdot \nu_{\infty}} \cdot \alpha \cdot (T_w - T_{\infty}) \text{ mit } k_{\infty} \text{ als die Temperaturleitfähigkeit,}$$

wobei die Prandtl-Zahl bestimmt wird als

$$(37) \quad Pr_{\infty} = \frac{\nu_{\infty}}{\kappa_{\infty}}.$$

Je nach Größe der Prandtl-Zahl Pr_{∞} ist ein unterschiedliches stationäres oder instationäres Verhalten zu erwarten. Dies muss dann in der späteren numerischen Berechnung entsprechend berücksichtigt werden.

Durch die vorgenommenen Vereinfachungen der Grundgleichungen können alle gesuchten Größen numerisch bestimmt werden, sobald die noch fehlenden Randbedingungen festgelegt und eingesetzt werden.

3 Software

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden die Softwareprogramme ICEM-CFD und STAR-CD eingesetzt, welche in diesem Kapitel ausführlich dargestellt werden.

3.1 Grundlagen

Im vorangegangenen Kapitel wurde ein Gleichungssystem aus verschiedenen partiellen Differentialgleichungen entwickelt, welches die zu erwartenden strömungsmechanischen Phänomene beschreibt. Zur Lösung solcher Gleichungssysteme bedient man sich der Methoden der numerischen Mathematik, kurz Numerik. Dies ist notwendig, da es bei den vorgestellten Navier-Stokes-Gleichungen keine explizite Lösung gibt. Das verwendete numerische Verfahren ersetzt das kontinuierliche mathematische Problem durch ein diskretes, also endliches und damit näherungsweise berechenbares Problem. Die kritischen Punkte werden in den nachfolgenden Unterkapiteln kurz vorgestellt und diskutiert.

Es gibt eine Vielzahl von Diskretisierungsverfahren. Die am häufigsten eingesetzten Methoden sind das Finite-Differenzen-Verfahren, das Finite-Elemente-Verfahren und das Finite-Volumen-Verfahren. An dieser Stelle soll nur das Finite-Volumen-Verfahren kurz vorgestellt werden, da dieses Verfahren von der eingesetzten Software verwendet wird. Das Finite-Volumen-Verfahren ist ein numerisches Verfahren zur Lösung partieller Differentialgleichungen, denen ein Erhaltungssatz zugrunde liegt. Zunächst wird das Rechengebiet in eine endliche (finite) Zahl an Gitterzellen (Volumen) zerlegt. Für jede dieser Zellen gelten die Erhaltungsgleichungen und somit, dass die Summe der Ab- und Zuflüsse gleich der Änderung der Erhaltungsgröße in der Zelle ist. Mithilfe dieser Bewegungsgrößen lässt sich so ein System von gewöhnlichen Differentialgleichungen aufstellen, das die zeitliche Veränderung in den Zellen beschreibt. Im nachfolgenden Unterkapitel wird das Vorgehen ausführlich dargestellt.

3.2 ICEM-CFD

Wie bereits kurz beschrieben, wird das Rechengebiet in eine endliche Zahl von Gitterzellen zerlegt. Hierfür wird das kommerzielle Pre- und Post-processing-System ICEM-CFD eingesetzt. Diese Software wird von der Firma ICEM-CFD Engineering, einer Tochtergesellschaft der ANSYS Inc., entwickelt und vermarktet. Laut Firmenaussage ist ICEM-CFD der weltweit am häufigsten eingesetzte Preprocessor für Problemstellungen aus dem Bereich Strömungsmechanik. ICEM-CFD wird in allen Anwendungsbereichen der Automobilindustrie, der Luft- und Raumfahrt, im Maschinenbau und in der Chemischen Industrie, zunehmend aber auch in der Elektronikindustrie und in der Gießereitechnik angewandt. Bisher wird ICEM-CFD hauptsächlich für Anwendungen aus dem Bereich Strömungsmechanik eingesetzt, aber zukünftig durch den Zusammenschluss mit ANSYS, auch verstärkt für Anwendungen aus dem Bereich Strukturmechanik.

3.2.1 Module

ICEM-CFD ist modular aufgebaut, die nachfolgende Darstellung orientiert sich an der Beschreibung des Herstellers.

Mittels einer Schnittstelle (*ICEM-CFD Direct CAD Interfaces*) können CAD-Geometrien direkt von verschiedenen Programmen, wie z. B. CATIA, Pro/ENGINEER übernommen werden. Die Vernetzungsparameter sind dabei stets mit dem CAD-Modell verbunden. Damit kann bei Geometrievarianten sehr schnell und komfortabel ein neues Netz erzeugt werden.

Mit *ICEM-CFD Hexa* können sehr komplexe Geometrien mit strukturierten oder multiblock-strukturierten Netzen erzeugt werden. Das Modul *AutoHexa* besteht aus dem AutoModeler und dem automatischen HexMesher. Mit dem AutoModeler können objektorientiert Geometrien erstellt werden, die aus bestimmten geometrischen Primitiven (z. B. Quader, Zylinder, Kugel, Polyeder etc.) zusammengesetzt sind. Diese Geometrien können mit dem HexMesher von AutoHexa vollautomatisch vernetzt werden.

3 SOFTWARE

Damit lassen sich Gebäudekonfigurationen zur Untersuchung von Luftströmungen, elektronischen Bauteilen und deren Einhausung, aber auch Mixer und CVD-Reaktoren vollautomatisch vernetzen.

Das Modul *ICEM-CFD Tetra* ist ein octree-basierter Tetraedervernetzer, welcher das Oberflächennetz und das Volumennetz vollautomatisch in einem Schritt erzeugen kann. Durch die Automatic Feature Recognition passt ICEM-CFD Tetra die Netzdichte lokal automatisch an die geometrische Form an. Über die Variation verschiedener Parameter ist eine Kontrolle der Anzahl und der Verteilung der Tetraederzellen möglich. Bei den Parametern ist zwischen Einstellgrößen zu unterscheiden, welche sich auf die gesamte Geometrie beziehen und solchen, die sich nur auf bestimmte Oberflächen oder Volumen beziehen. Nach der eigentlichen Triangulierung der Oberflächen und Berechnung der Tetraeder mit dem octree-Verfahren erlaubt ein sogenannter Smoother die Optimierung des Netzes hinsichtlich Seitenverhältnis und Zellengröße.

ICEM-CFD Visual3 ist ein Postprozessor zur schnellen Visualisierung der Geometrie-, Netz- und Ergebnisdaten strömungsmechanischer Anwendungen. Zur Darstellung der Ergebnisdaten stehen Visualisierungstechniken, wie z. B. Iso-Surfaces und Particle-Tracing zur Verfügung. Visual3 kann Netze und Ergebnisse aus verschiedenen Berechnungspaketen direkt übernehmen.

Nach dieser Übersicht über die Programmmodule werden die einzelnen Schritte des Pre- und Postprocessings ausführlich dargestellt.

3.2.2 Vorgehen

Das Vorgehen zur Erstellung einer geeigneten Netzgeometrie lässt sich in die Teilaufgaben

- Geometrieerstellung bzw. Geometrieinput,
- Vernetzung (Preprocessing) der Geometrie und
- Auswertung (Postprocessing)

unterteilen.

Wird eine neue Geometrie erstellt, kann diese oftmals über einen Geometrieimport z. B. einer Geometrievorlage aus CATIA erfolgen. Gibt es keine Geometrievorlage, kann die Geometrie von Grund auf neu erstellt werden (Bottom-up-Strategie). Dieses Vorgehen wird später ausführlich erläutert, da der neue Inkubator auf diesem Wege erstellt wurde. Im Rahmen der Geometrievernetzung sind verschiedene Varianten möglich, jede Variante hat ihre spezifischen Vor- und Nachteile. In Kapitel 3.2.4 werden verschiedene Vernetzungsmöglichkeiten vorgestellt und untersucht. Üblich ist die Unterteilung in strukturierte und unstrukturierte Gitterstrukturen, siehe hierzu auch Abbildung 3-1. Erkennbar ist ein Trend in Richtung strukturierter, gemischter Netze.

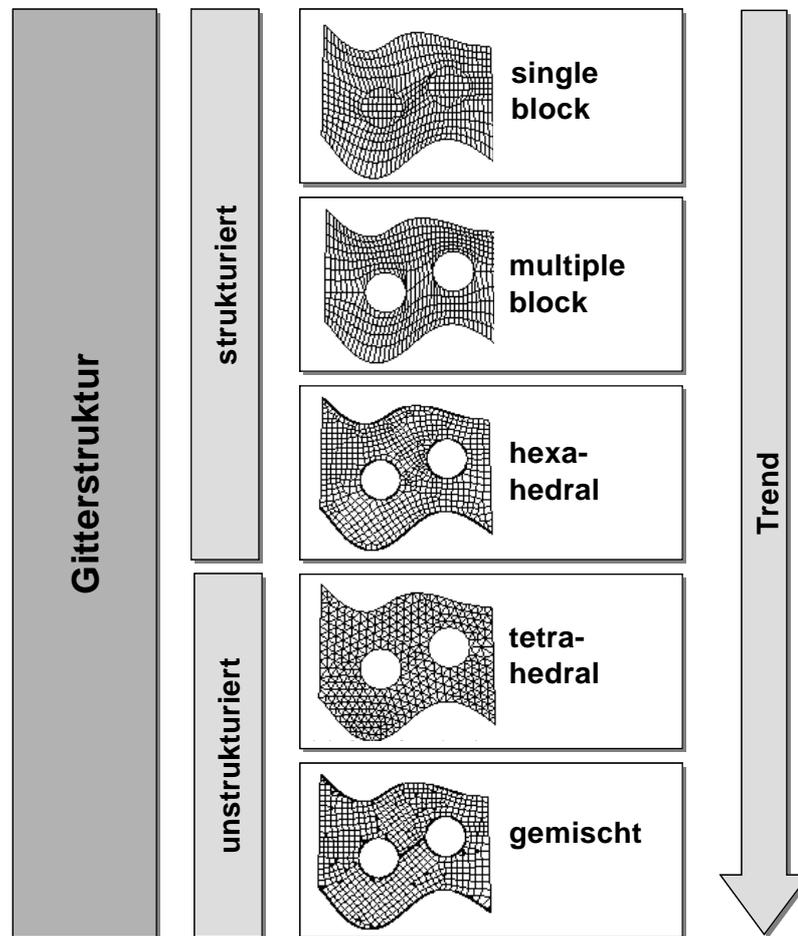


Abbildung 3-1: Ausgehend von einfachen strukturierten Netzen geht ein Trend in Richtung unstrukturierten Netzen, wie zum Beispiel Tetraedernetzen [14]

Der letzte Schritt umfasst die Auswertung, welche auch als Postprocessing bezeichnet wird. Die Auswertung ist beispielsweise mit dem ICEM Modul, ICEM CFS Visual oder durch Übergabe an eine andere Postprocessing Software, wie zum Beispiel STAR-CD möglich. Im Rahmen der Auslegung wurde ICEM CFS Visual nicht eingesetzt, sondern die vollständig vernetzte Geometrie an STAR-CD übergeben und weiter bearbeitet. In Kapitel 3.3 wird dieses Vorgehen ausführlich vorgestellt.

3.2.3 Diskretisierungsfehler

Eine der Hauptfehlerquellen bei der numerischen Berechnung von partiellen Differentialgleichungen ist der Diskretisierungsfehler. Dieser stellt eine Abweichung zwischen der exakten *Lösung des Originalproblems* und der exakten *Lösung des endlich dimensionalen Ersatzproblems* dar. Die Größenordnung des Diskretisierungsfehlers wird in starkem Maße von der Netzauflösung und der Netzqualität beeinflusst. Bei der Diskussion um eine geeignete Netzauflösung besteht eine wichtige Aufgabe darin, mit geringem Rechenaufwand ein möglichst genaues numerisches Ergebnis zu erzielen. Bei sehr großen Netzen wird daher eine gleichmäßig hohe Netzauflösung nicht umsetzbar sein. Üblich ist dann ein Vorgehen mit sukzessiv verfeinerten Netzsequenzen nur in solchen Bereichen, in denen mit großen Änderungen der abhängigen Variablen zu rechnen ist. Der Rest des Rechengebietes kann mit gröberen Netzsequenzen versehen werden. Die Anordnung der lokalen verfeinerten Netzsequenzen stellt hohe Anforderungen an den Anwender. Er sollte über grundsätzliche Kenntnisse der zu erwartenden Phänomene und deren räumliches Auftreten im Netz verfügen. In Abbildung 3-2 sind Beispiele für partiell verfeinerte Netze dargestellt.

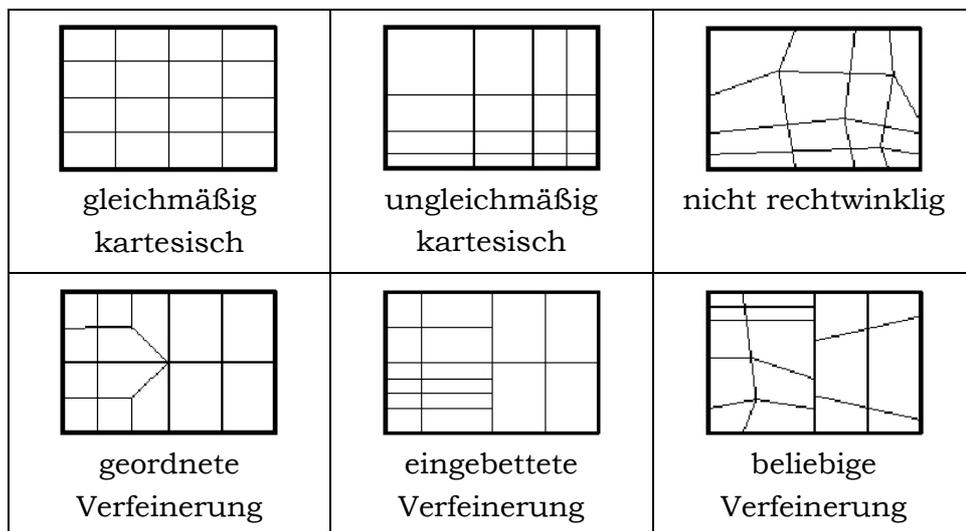
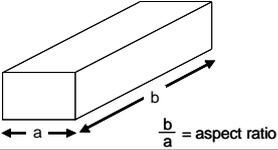
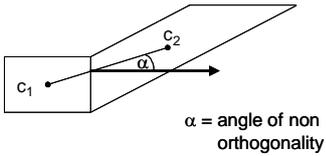
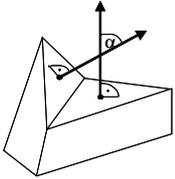
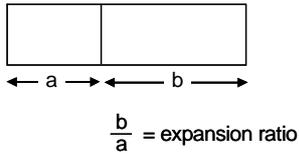
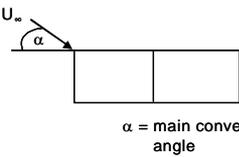


Abbildung 3-2: Zellverfeinerung von gleichmäßiger bis beliebiger Verfeinerung [14]

3 SOFTWARE

Darüber hinaus erfordern die Übergänge von feinen Netzsequenzen zu größeren Netzsequenzen die Beachtung einiger Grundregeln, welche in Tabelle 3-1 vorgestellt werden. Folgende Kriterien können als Anhaltspunkte für eine hohe Netzqualität herangezogen werden.

Tabelle 3-1: Kriterien für eine hohe Netzqualität

Abbildung	Beschreibung	Grenzwerte
 <p>$\frac{b}{a} = \text{aspect ratio}$</p>	<p>Zellenverhältnis (aspect ratio) wird über das Seitenverhältnis der Zelle definiert. Optimal sind Werte um 1.</p>	<p>aspect ratio < 10</p>
 <p>$\alpha = \text{angle of non orthogonality}$</p>	<p>Angle of non-orthogonality wird als der Winkel zwischen zwei Oberflächenvektoren und dem Abstandsvektor zwischen zwei sich berührenden Zellen genannt. Ein Winkel nahe 0° ist wünschenswert.</p>	<p>angle of non-orthogonality < 50°</p>
 <p>$\alpha = \text{warp angle}$</p>	<p>Warp angle wird gemessen über den Winkel zwischen den beiden Zelloberflächen. Das Optimum des Winkels ist Null.</p>	<p>warp angle < 50°</p>
 <p>$\frac{b}{a} = \text{expansion ratio}$</p>	<p>Expansion ratio ist definiert als das Verhältnis der Größen zweier benachbarter Zellen.</p>	<p>expansion ratio < 2</p>
 <p>$\alpha = \text{main convection angle}$</p>	<p>Ausrichtung zur Hauptkonvektionsrichtung</p>	<p>main convection angle < 45</p>

3.2 ICEM-CFD

Die Festlegung von Grenzwerten für die oben stehenden Kriterien ist schwierig, da der Effekt einer Kombination verschiedener Abweichungen schlecht vorherzusehen ist. Daher sind diese Werte eher als Anhaltspunkt zu verstehen und jeder Anwender wird versuchen, diese Grenzwerte deutlich zu unterschreiten.

3.2.4 Geometriebeispiel

Das untenstehende Geometriebeispiel einschließlich der Messergebnisse und Auswertungen wurde der Internetseite der Firma *Cyclone Fluid Dynamics* [14] entnommen und mit ergänzenden Anmerkungen versehen. Um den Einfluss der Netzauflösung und Netzqualität deutlich zu machen, wurde die Geometrie eines Krümmers, Abbildung 3-3 mit unterschiedlichen Netzgeometrien und -auflösungen untersucht.

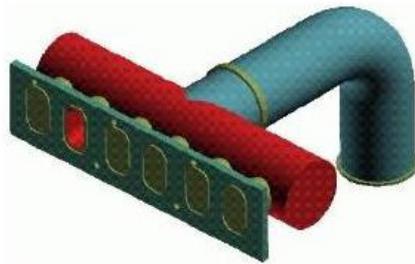


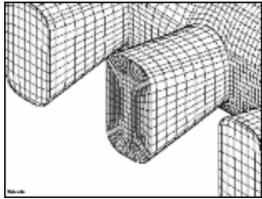
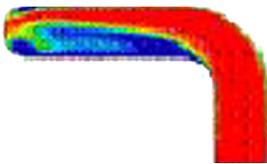
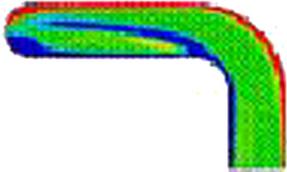
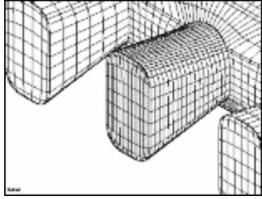
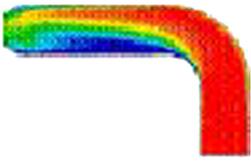
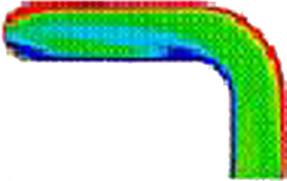
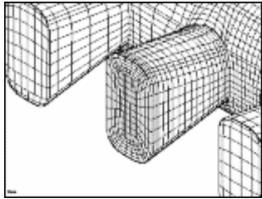
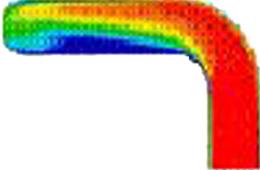
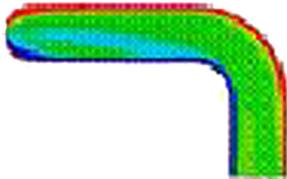
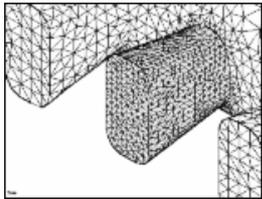
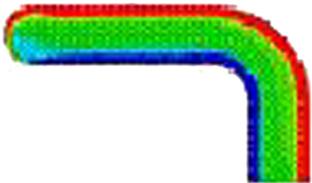
Abbildung 3-3: Krümmer [14]

Als Referenz-Modell wurde ein fein aufgelöstes Hexaedernetz mit einer O-Grid-Struktur (**Modell A**) gewählt. Die weiteren Modelle sind

- **Modell B** als H-Netz bezeichnet,
- **Modell C** als grobes Hexaedernetz,
- **Modell D** als reines Tetraedernetz,
- **Modell E** als Hybridnetz und
- **Modell F** als grobes kartesisches Netz.

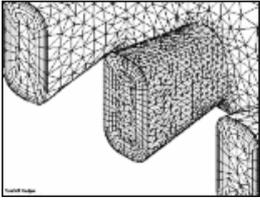
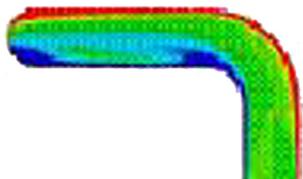
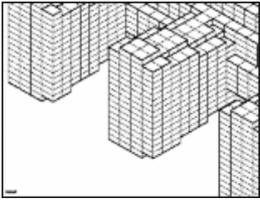
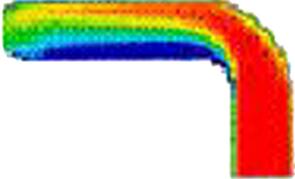
Die Ergebnisse der numerischen Strömungssimulation sind in der Tabelle 3-2 dargestellt. In der ersten Spalte ist der Netzaufbau, in der nächsten Spalte das Ablösungsverhalten und in der dritten Spalte die Scherschicht in Wandnähe und am Rande des Ablösungsgebietes zu sehen.

Tabelle 3-2: Übersicht der Messergebnisse [14]

Feines Hexaedernetz mit O-Grid als Referenzmodell			
A		 Ablöseverhalten	 Scherschicht
Reines H-Netz			
B		 Ablöseverhalten	 Scherschicht
Grobes Hexaedernetz mit O-Grid			
C		 Ablöseverhalten	 Scherschicht
Reines Tetraedernetz			
D		 Ablöseverhalten	 Scherschicht

3.2 ICEM-CFD

Fortsetzung der Tabelle 3-2: Übersicht der Messergebnisse [14]

Hybridnetz mit Tetraedern und wandnahen Prismenschichten			
E		 Ablöseverhalten	 Scherschicht
Grobes kartesisches Netz			
F		 Ablöseverhalten	 Scherschicht

In Tabelle 3-3 sind die Messergebnisse dargestellt. Die in der Tabelle bezeichnete Spalte *Faktor* ist ein Maß für den Druckverlust im untersuchten Bauteil. Dieser Druckverlust wird allein durch die Netzgeometrie und/oder Zellenanzahl verursacht. In der Spalte *Fehler* sind die prozentualen Abweichungen der Größe *Faktor* vom Referenzwert von Modell A berechnet.

Tabelle 3-3: Messergebnisse und Fehlergrößen [14]

Netz	Modell Typ	# Zellen	Faktor	Fehler
Referenz	A	147.232	2,38	0 %
Hexaeder	C	78.700	2,46	3 %
Hybrid	E	75.388	2,73	15 %
H-Netz	B	33.276	2,91	22 %
Tetraeder	D	67.051	3,31	39 %
Kartesisch	F	30.872	3,46	45 %

3 SOFTWARE

Für die untersuchte Struktur des Krümmers erreicht das gröbere Hexaedernetz nahezu die gleichen Ergebnisse wie das Referenz-Modell mit dem feinen Hexaedernetz. Aus dem Blickwinkel einer Ressourcenrestriktion ist ein Vergleich zwischen grobem Hexaedernetz, Hybrid-Netz und dem Tetraedernetz interessant. Trotz nahezu gleicher Zellenanzahl der drei Netze ist die Fehlergröße beim Hybrid-Netz als groß (15 %) und beim Tetraedernetz als zu groß (39 %) zu bezeichnen. Zusammenfassend kann man festhalten, wenn bei der Erstellung einer komplexen Geometrie Restriktionen bezüglich der Zellenanzahl zu beachten sind, sollte besser ein gröberes Hexaedernetz verwendet werden.

Auf Basis eigener Erfahrungswerte und der oben stehenden Untersuchungsergebnisse wurde für den Inkubator ein lokal verfeinertes Hexaedernetz verwendet.

3.3 STAR-CD

Neben der bereits vorgestellten Software ICEM-CFD wird der kommerzielle CFD-Code STAR-CD in dieser Arbeit verwendet. Die Software wird seit 1987 von der Firma Computational Dynamics Limited entwickelt und vertrieben.

3.3.1 Diskretisierung

Die in Kapitel 2.3 dargestellten Erhaltungsgleichungen werden in STAR-CD mit der Finite-Volumen-Methode räumlich diskretisiert. Dazu wird das Rechengebiet zunächst in Kontrollvolumen unterteilt. Die Erhaltungsgleichungen werden über die einzelnen Zellen bzw. deren Oberflächen integriert. Abschließend wird eine Approximation der abhängigen Variablen im Mittelpunkt der Zellen (cell-centered) vorgenommen.

Die Erhaltungsgleichungen werden in allgemeiner vektorieller Schreibweise als

$$(38) \quad \frac{\partial}{\partial t}(\rho\Phi) + \nabla(\rho\vec{u}_r\Phi - \Gamma_\Phi\nabla\Phi) = S_\Phi$$

geschrieben, wobei Φ für eine der abhängigen Variablen u , v , w , k , ε , T , und \vec{u}_r für die Relativgeschwindigkeit der Strömung zu einer lokalen Netzgeschwindigkeit steht. Γ_Φ sind die entsprechenden Diffusionskoeffizienten und S_Φ , die Quellterme in den Ausgangsgleichungen. Eine Integration der Gleichung (38) liefert

$$(39) \quad \frac{\partial}{\partial t} \oint_V (\rho\Phi) dV + \oint_S (\rho\vec{u}_r\Phi - \Gamma_\Phi\nabla\Phi) \cdot d\vec{S} = \oint_V S_\Phi dV$$

mit dem Oberflächenvektor \vec{S} des Kontrollvolumens V .

3 SOFTWARE

Für eine Zelle des Rechnernetzes mit dem Volumen V_p und den Seitenflächen S_j mit $j = 1, \dots, n$ kann (39) auch in folgender Form geschrieben werden

$$(40) \quad \underbrace{\frac{\partial}{\partial t} \oint_{V_p} (\rho\Phi) dV}_{T1} + \underbrace{\sum_j \oint_{S_j} (\rho \vec{u}_r \Phi - \Gamma_\Phi \nabla \Phi) d\vec{S}}_{T2} = \underbrace{\oint_{V_p} S_\Phi dV}_{T3}.$$

Die Terme der vorangegangenen Gleichung werden nun separat approximiert. Der instationäre Term $T1$ wird zu

$$(41) \quad T1 \approx \frac{(\rho\Phi V)_p^n - (\rho\Phi V)_p^{n-1}}{\Delta t}.$$

Die Indizes n und $n-1$ stehen für den neuen und den alten Zeitschritt mit der Differenz Δt . Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Berechnungen wurden mit einer voll impliziten Zeitdiskretisierung durchgeführt. Dabei werden alle Werte der Flüsse über ein Zeitintervall aus den Werten des neuen Zeitschritts berechnet. Das dazugehörige Molekül der Zeitdiskretisierung im eindimensionalen Fall ist in nachfolgender Abbildung 3-4 dargestellt.

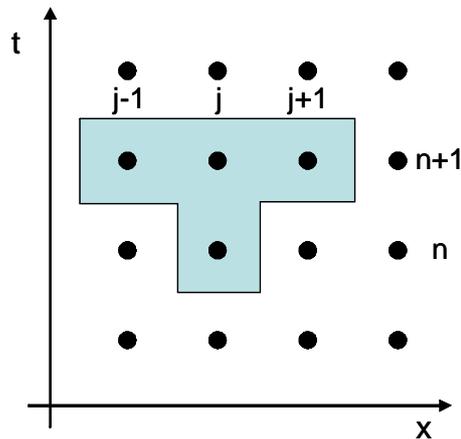


Abbildung 3-4: Molekül der Zeitdiskretisierung

Der Term $T2$ wird in die konvektiven Flüsse K_j und die dissipativen Flüsse D_j getrennt, die als Mittelwerte auf den Zellflächen S_j bestimmt werden.

3.3 STAR-CD

Formal ergibt sich T2 zu

$$(42) \quad T2 \approx \sum_j (\rho \bar{u}_r \Phi \cdot \vec{S}) - \sum_j (\Gamma_\Phi \nabla \Phi \cdot \vec{S}) \equiv \sum_j K_j - \sum_j D_j.$$

Die dissipativen Terme D_j werden mit flächenzentrierten Ausdrücken approximiert

$$(43) \quad D_j \approx \Gamma_{\Phi,j} \cdot \left\{ f_j^l (\Phi_N - \Phi_P) \left[\nabla \Phi \vec{S} - f_j^l \nabla \Phi \vec{d}_{PN} \right] \right\}.$$

Darin sind f_j^l geometrische Faktoren, \vec{d}_{PN} der Abstandsvektor benachbarter Zellmittelpunkte, siehe auch Abbildung 3-5, und $\Gamma_{\Phi,j}$ der auf die Fläche S_j interpolierte Diffusionskoeffizient.

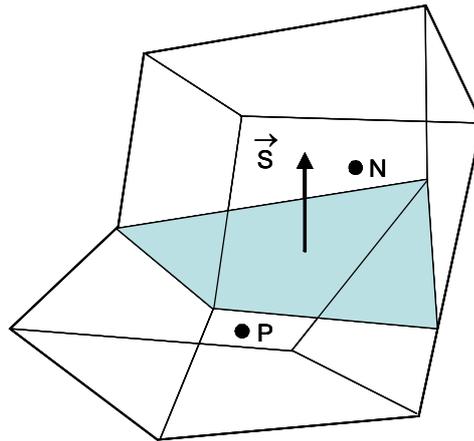


Abbildung 3-5: Benachbarte Zellen mit Zellzentren P und N

Die Diskretisierung der konvektiven Flüsse ist aufgrund ihrer Nichtlinearität kritischer und erfordert einen höheren numerischen Aufwand. STAR-CD bietet eine Reihe von Diskretisierungsschemata vom upwind-Verfahren 1. Ordnung über zentrale Differenzen bis zu Verfahren 3. Ordnung (Gamma, QUICK). In dieser Arbeit wurde das MARS-Verfahren, ein Verfahren zweiter Ordnung, zur Diskretisierung verwendet.

3 SOFTWARE

Das MARS-Verfahren (Monotone Advection Reconstruction Scheme) durchläuft zwei Schritte:

Reconstruction Mithilfe eines so genannten Total Variation Diminishing Schemas wird ein Feld monotoner Gradienten berechnet, das zusammen mit den Zellwerten eine räumliche Diskretisierung zweiter Ordnung gewährleistet.

Advection Die Flüsse über die Zelloberflächen werden für alle advektiv transportierten Größen anhand eines monotonen und beschränkten Advection Schemas aus denen im ersten Schritt berechneten Größen rekonstruiert.

Die verwendeten Diskretisierungsverfahren produzieren wenig numerische Diffusion, können jedoch dispersiv wirken.

Der Term T_3 der Gleichung (40) stellt im allgemeinen Quellen oder Senken der transportierten Größe dar. Zusätzliche Flüsse werden ebenfalls über diesen Term implementiert. Die Formulierung des Terms ist von der Art der Quellterms abhängig. In Flüssen und anderen Gradienten enthaltene Terme werden ähnlich wie die Terme K_j und D_j approximiert, während Größen ohne Gradienten aus den zellzentrierten Größen berechnet werden. Allgemein kann das Ergebnis in quasi-linearer Form wie nachfolgend formuliert werden, als

$$(44) \quad T_3 = s_1 - s_2 \Phi_p .$$

Diese Gleichungen werden nun in die Gleichung (40) eingesetzt. Zusammen mit der Kontinuitätsgleichung ergibt sich dies dann zu

$$(45) \quad \frac{(\rho V)^n + (\rho V)^0}{\Delta t} + \sum F_j^{n+1} = 0 .$$

Dies ist die endgültige Form der diskreten Finite-Volumen-Gleichungen.

In einer vereinfachten Schreibweise ergibt dies

$$(46) \quad A_p \Phi_p^n = \sum_m A_m \Phi_m^n + s_1 + B_p \Phi_p^0.$$

Der Term A_m stellt die konvektiven und/oder dissipativen Effekte dar. Die Summation beinhaltet alle Nachbarzellen entsprechend der zuvor beschriebenen Raumdiskretisierung mit

$$(47) \quad B_p = \frac{(\rho V)}{\Delta t} \quad \text{und} \quad A_p = \sum_m A_m + s - 2 + B_p.$$

Für jede Zelle wird eine Gleichung (46) formuliert und entsprechend den Anforderungen, z. B. durch Implementierung der Randbedingungen, modifiziert. Dieser Satz an Gleichungen wird für jede der Variablen formuliert, so dass *Anzahl von Zellen multipliziert mit der Anzahl der Variablen* zu lösen ist.

Es gibt eine Vielzahl von Zeitschrittverfahren, das Explizite und das Implizite Euler Verfahren, das Adams-Bashforth Verfahren, Runge-Nicholson Verfahren, Runge-Kutta Verfahren und das Prädiktor-Korrekturverfahren. Zu allen Verfahren ermöglicht Oertel/Laurin [23] einen guten Überblick.

3.3.2 Lösungsalgorithmus

Aus den Grundgleichungen folgt für $\rho = konst$ die Entkoppelung der Kontinuitätsgleichung und der Navier-Stokes-Gleichungen (Impulserhaltung). Deshalb ist es notwendig eine weitere Gleichung zur Berechnung des Druckfeldes einzuführen. Der hierfür geeignete PISO-Algorithmus ist ein nicht-iteratives Verfahren zur Berechnung implizit-diskretisierter, instationärer Strömungen. Vergleiche des PISO-Algorithmus mit iterativen Methoden sind im Einzelnen in [6] beschrieben.

3 SOFTWARE

Die Impulsgleichung wird aus der Transportgleichung (46) extrahiert und formuliert als

$$(48) \quad A_p u_{i,p}^n = H(u_{i,m}^n) + B_p^0 u_{i,p}^0 + s_1 + D_p (p_{N^+}^n - p_{N^-}^n)$$

und

$$(49) \quad H(u_{i,m}) = \sum_m A_m u_{i,m}$$

Der letzte Term in (48) ist die Finite-Volumen-Approximation des Druckgradienten $\partial p / \partial x_i$. D_p ist ein geometrischer Koeffizient.

Die Kontinuitätsgleichung wird formuliert als

$$(50) \quad B_p^n - B_p^0 + \sum_j (\rho^n u_j^n S_j) = 0,$$

wobei u_j die Geschwindigkeiten normal zu den Zelloberflächen und S_j die zugehörigen Oberflächen darstellen. Die Bezeichnung der Zellen ist in Abbildung 3-6 dargestellt.

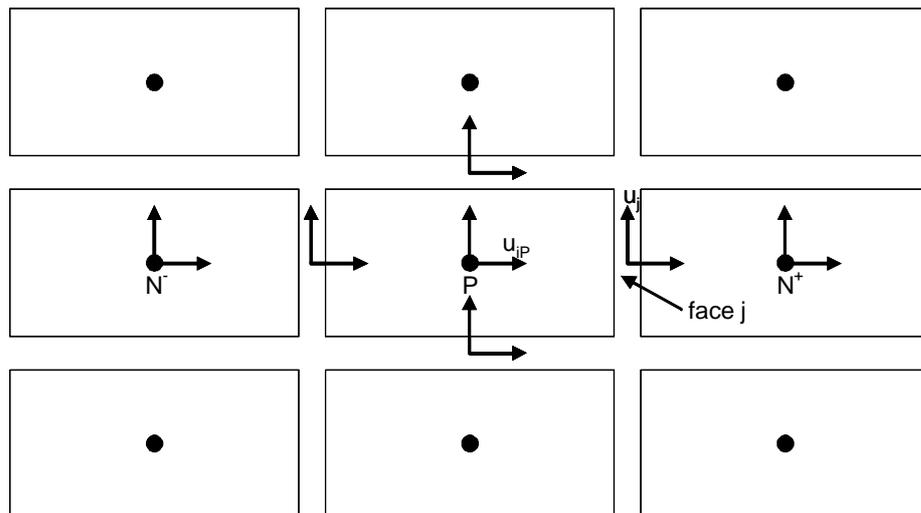


Abbildung 3-6: PISO-Implementierung auf einem kartesischen Netz

3.3 STAR-CD

Die Geschwindigkeiten der Oberflächen werden durch die Knotengeschwindigkeiten und durch die benachbarten Drücke beschrieben. Die Erhaltung der Masse wird durch die Geschwindigkeiten der Oberflächen u_j^n gewährleistet, sie werden aus diesem Grund auch als Masse erhaltende Geschwindigkeiten bezeichnet. Eine Impulsgleichung für die Zelloberflächen wird formuliert als

$$(51) \quad \overline{A_p} u_j^n = \overline{H(u_{i,m}^n)} + \overline{B_p^0} u_{i,p}^0 + \overline{s_1} + \overline{D_p} (p_p^n - p_{N+}^n),$$

wobei die überstrichenen Größen eine Mittelung über den Koeffizienten der Knotenwerte in den diskretisierten Impulsgleichungen darstellen.

Diese Formulierung führt nach Einsetzen der Gleichung (51) in die Kontinuitätsgleichung zu der zuvor beschriebenen Druckgleichung.

$$(52) \quad A_p p_p^n = \sum A_m p_m^n + s_1.$$

Der Quellterm s_i ist unter anderem eine Funktion der Knotengeschwindigkeiten u_i^n .

Ausgehend von den Initialisierungsgrößen Φ^0 wird mittels des PISO-Algorithmus die Lösung für einen Zeitschritt Δt in folgender Reihenfolge errechnet:

1. Schritt: Prädiktor

Die Gleichungen (48) werden für alle Zellen und Variablen formuliert und in nachstehender Form für das vorläufige Geschwindigkeitsfeld der Knoten $u_i^{(1)}$ berechnet

$$(53) \quad A_p u_{i,p}^{(1)} = H(u_{i,m}^{(1)}) + B_p^0 u_p^0 + s_1 + D_p (p_N^{(0)} - p_N^{(0)}),$$

$p^{(0)}$ entspricht dem Druckfeld zum Beginn des Zeitschritts. Nach iterativer Lösung dieser Gleichung werden die vorläufigen Oberflächengeschwindigkeiten $u_j^{(1)}$ aus Gleichung (51) berechnet, wobei u_i^n und p^n durch $u_i^{(1)}$ bzw. $p^{(0)}$ ersetzt wird.

2. Schritt: Erste Korrektur

Die Impulsgleichungen (48) werden formuliert als

$$(54) \quad A_p u_{i,p}^{(2)} = H(u_{i,m}^{(1)}) + B_p^0 u_p^0 + s_1 + D_p (p_N^{(1)} - p_N^{(1)}).$$

Durch Ersetzen der Größen u_i^n und p^n durch $u_i^{(2)}$ bzw. $p^{(1)}$ in Gleichung (51) ergibt sich die Gleichung der Impulserhaltung für die Zelloberflächen. Hieraus ergibt sich die Druckgleichung zu

$$(55) \quad A_p p_p^{(1)} = \sum_m A_m p_m^{(1)} + s_1,$$

wobei der Quellterm s_1 eine Funktion der Knotengeschwindigkeiten $u_i^{(1)}$ und u_i^0 ist. Die iterative Berechnung des Druckes $p^{(1)}$ aus der Gleichung (55) erfolgt nach Berechnung der Größen $u_i^{(2)}$ aus Gleichungen (54) und (51) der wie beschrieben modifizierten Impulsgleichung für die Zelloberflächen.

3. Schritt: Zusätzliche Korrektur

Die zusätzlichen Korrekturschritte werden äquivalent zum ersten Korrekturschritt durchgeführt, unter Verwendung folgender Gleichungen

$$(56) \quad A_p u_{i,p}^{(q+1)} = H(u_{i,m}^{(q)}) + B_p^0 u_p^0 + s_1 + D_p (p_N^{(q)} - p_N^{(q)}) \text{ und}$$

$$(57) \quad A_p p_p^{(q)} = \sum_m A_m p_m^{(q)} + s_1.$$

Die Indizes $q = 1, 2, 3, \dots$ stellen die Korrekturschritte dar. Die Koeffizienten A_p bleiben über die Korrekturschritte konstant. Die Genauigkeit der Approximation der Lösungsgrößen u^n und p^n der ursprünglichen Gleichungen durch die Größen $u^{(q+1)}$ und $u^{(q+1)}$ wird durch eine Erhöhung der Anzahl der Korrekturschritte verbessert.

Nach Beendigung der notwendigen Korrekturschritte, welche sich aus dem Abbruchkriterium ergeben, wird die Lösung als Startlösung für den nächsten Zeitschritt verwendet, und die Lösungssequenz beginnt wieder bei Schritt 1.

3.3.3 Abbruchkriterien

Für stationäre Rechnungen verwendet STAR-CD das Residuum r_Φ^k der Finite-Volumen-Gleichungen zu Überwachungs- und Kontrollzwecken. Das Residuum stellt das Restglied dar, welches entsteht, wenn die Näherungslösung Φ^k in die diskretisierte Transportgleichung eingesetzt wird zu

$$(58) \quad r_\Phi^k \equiv A_p \Phi_p^k - \sum_m A_m \Phi_m^k - s_1.$$

Die tatsächlich verwendeten Residuen werden normiert zu

$$(59) \quad R_\Phi^k \equiv \frac{\sum |r_\Phi^k|}{M_\Phi},$$

wobei die Normierungsfaktoren M_Φ von der betrachteten Gleichung abhängig sind. Die Summation erfolgt jeweils über das gesamte Rechengebiet. Die Normierungsfaktoren M_Φ ergeben sich aus

$$(60) \quad M_\Phi = \sum_P A_P \Phi_P^k,$$

wobei in den Impulsgleichungen Φ_P der Geschwindigkeitsbetrag in der Zelle P ist. Für die Kontinuitätsgleichung wird das größte r_Φ^k der ersten zehn Iterationen als Normierungsfaktor gewählt. Die Iterationen werden abgebrochen, wenn das Residuum den Wert von $\max(R_\Phi^k) < 10^{-3}$ unterschritten hat.

Im untersuchten Fall kann das obige Konvergenzkriterium nicht verwendet werden, da es sich um ein instationäres Problem handelt. Stattdessen wird anhand einer internen Fehlerschätzung die Zahl der Korrekturschritte beschränkt. Der *Splitting Error* des PISO-Algorithmus ist von der Ordnung $(\Delta t)^2$ und damit eine Größenordnung kleiner als der Fehler durch die Zeitdiskretisierung.

In der ursprünglichen Variante des PISO-Algorithmus sind nur zwei Korrekturschritte vorgesehen. Die Implementierung in STAR-CD ist zur Erhöhung der Genauigkeit des Algorithmus mit einer variablen Anzahl von Korrekturschritten realisiert. Die Anzahl der benötigten Schritte wird mittels einer internen Abschätzung des *Splitting Errors* bestimmt.

Die dem Benutzer zur Beurteilung des Konvergenzverhaltens zur Verfügung gestellte Information ist die *Global Rate of Change* C_Φ^k , die wie folgt definiert ist

$$(61) \quad C_\Phi^k = \sum \left(|B_p^n \Phi_p^n| - |B_p^0 \Phi_p^0| \right),$$

k stellt die Anzahl der berechneten Zeitschritte dar, die Summation wird über alle Zellen durchgeführt. Dargestellt werden die Änderungen der Masse, des Impulses und der Energie. Im Falle der Darstellung des Verlaufs der Massenerhaltung wird C_Φ^k aus der Summe über $\left(|B_p^n| - |B_p^0| \right)$ berechnet.

3.3.4 Randbedingungen

STAR-CD bietet eine Reihe von implementierten Randbedingungen zur Behandlung einer Vielzahl strömungsmechanischer Fragestellungen. An dieser Stelle werden nur die im Rahmen des Projektes eingesetzten Randbedingungen vorgestellt. Diese sind im Einzelnen die *Einlass-, die Auslass- und die Wandrandbedingungen*.

Die gebräuchlichsten Varianten bei der Festlegung von Randbedingungen sind die Dirichlet-Bedingung (Werte von Strömungsgrößen sind am Rand vorgegeben) und die Neumann-Bedingung (Gradient von Strömungsgrößen senkrecht zum Rand ist vorgegeben).

Bei bekanntem Massenstrom wird für die *Einlass-Randbedingung* je nach Art der Strömung entweder eine konstante oder eine zeitabhängige Geschwindigkeitsverteilung vorgegeben. Mit diesen Größen wird dann auch der Einlassmassenstrom festgelegt. Für ein inkompressibles Medium ist der Einlass damit vollständig beschrieben, solange die Strömung keinen abweichenden Druckgradienten aufweist.

3.3 STAR-CD

Die *Auslass-Randbedingung* findet an Stellen Anwendung, an denen die Strömungsrichtung aus dem Rechengebiet zeigt, ansonsten aber keine Information über die Strömung vorliegt. Die Berechnung der Randbedingung erfolgt in zwei Schritten.

Im **ersten Schritt** wird die Verteilung der Variablen am Auslass aus den Werten stromauf extrapoliert. Hierbei ist anzumerken, dass die Randbedingungen an einer Stelle anzubringen sind, an der die Annahme eines konstanten Gradienten gerechtfertigt ist. Sie sollten daher in möglichst großer Entfernung zu Vorgängen, welche hohe Gradienten produzieren, angebracht werden.

Dann erfolgt im **zweiten Schritt** die Berechnung der Beträge der Geschwindigkeiten am Auslass aus der Kontinuitätsgleichung. Im Falle des Inkubators konnten die Auslass-Randbedingungen eindeutig beschrieben werden, denn die beiden Auslassbereiche liegen auf Geometrieoberflächen.

Die *Wandrandbedingungen* betreffen alle Geometrieoberflächen. An allen Oberflächen gilt die Haftbedingung mit $\vec{v} = 0$. Das heißt, die Geschwindigkeit des Fluids an der Wand ist gleich der Geschwindigkeit der Wand selbst (Dirichlet-Bedingung). Für die Geometrieoberflächen gilt darüber hinaus die Temperatur-Randbedingung der isothermen Wand mit $T = T_{Wand}$ und im Falle der Matratzenoberfläche die Temperatur-Randbedingung der adiabaten Wand $\partial T^* / \partial n^* = 0$ mit der dimensionslosen Koordinate n^* in Wandnormalrichtung. Neben den Geometrieoberflächen gibt es noch den Fernfeldrand, welcher das Rechengebiet nach außen hin begrenzt. Da der Nachlauf das Integrationsgebiet verlassen würde, kann für diesen Bereich keine genaue mathematische Randbedingung formuliert werden. Für diesen Fall behilft man sich mit der Extrapolation von Strömungsgrößen im Strömungsfeld auf den Rand (Neumann-Randbedingung). Der Lösungsvektor zum Zeitpunkt $t = t_0 = 0$ wird durch die Anfangsbedingung $U^*(x_i^*, 0) = U_0^*(x_i^*)$ festgelegt.

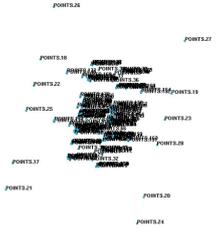
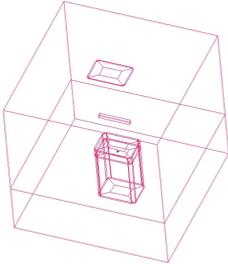
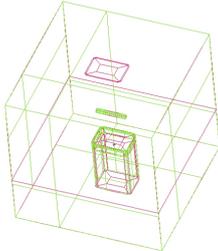
4 Strömungsmechanische Vorauslegung

In diesem Kapitel wird beschrieben, wie der neue Inkubator mithilfe der Softwarepakete ICEM-CFD und STAR-CD vorausgelegt wird.

4.1 Grundlagen

Wie bereits beschrieben, gibt es moderne Inkubatoren wie den Chapple-Inkubator seit mehr als 50 Jahren. Die Außenabmessungen, Größe der Liegefläche und die Anordnung der Systemsteuerung wurden in diesem Zeitraum weitgehend optimiert. Neu bei dem vorgestellten Inkubator-konzept ist es auf eine physische Abdeckung zu verzichten. Auf Basis dieser und anderer Anforderungen, welche im Lastenheft festgelegt sind, wurde der Inkubator im Rechengbiet von Grund auf neu erstellt (Bottom-up-Strategie). Die Tabelle 4-1 gibt einen Überblick über das Vorgehen bei der 3D-Geometrieerstellung.

Tabelle 4-1: Entwicklung der 3D-Geometrie

<p>1. Schritt</p>		<p>Größen und Anforderungen der Liegefläche, Herausfallschutz (Wand), Absaugung und Arbeitshöhe bestimmen die grundlegende Geometrie. Die Grundlage bilden die einzelnen <i>Punkte</i> im dreidimensionalen Raum.</p>
<p>2. Schritt</p>		<p>Die einzelnen Geometriepunkte werden nun mittels <i>Linien</i> und <i>Kurven</i> verbunden. Die Geometrie des Inkubators ist im Rechenraum bereits zu erkennen.</p>
<p>3. Schritt</p>		<p>Bevor die Geometrie vernetzt werden kann, werden durch die Funktion <i>Oberflächen</i> die Geometrieoberflächen gekennzeichnet. Erkennbar ist die O-Grid-Geometrie eines zukünftigen Blockes senkrecht zur Liegefläche.</p>

4.1 GRUNDLAGEN

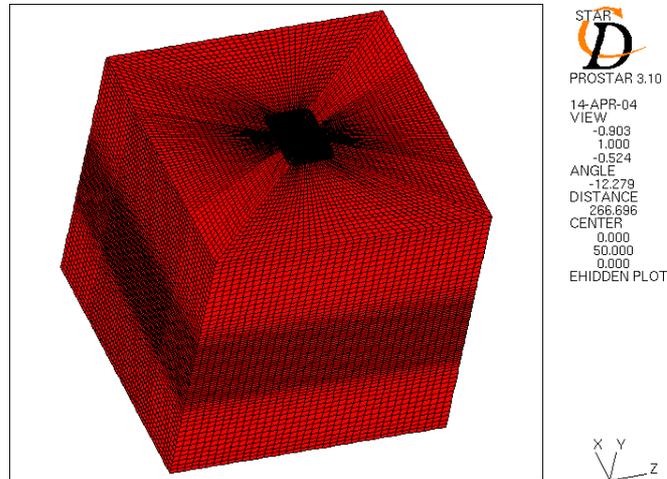


Abbildung 4-1: Gesamtrechenraum mit 820.000 Hexaederzellen und feinen Netzsequenzen im Bereich der Liegefläche

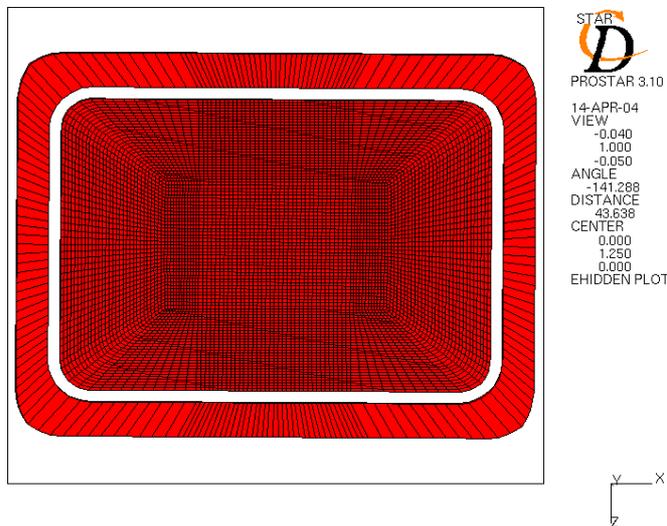


Abbildung 4-2: Bereich der Liegefläche mit erkennbarer doppelter O-Grid-Struktur. Der weiße Bereich zwischen den Netzbereichen ist ein Teil der Funktionswand.

In den Abbildungen 4-1 und 4-2 sind der Gesamtrechenraum sowie ein Netzausschnitt oberhalb der Liegefläche nach der Übergabe an STAR-CD zu sehen.

4 STRÖMUNGSMECHANISCHE VORAUSLEGUNG

Der Gesamtrechenraum hat eine Kantenlänge von 3x3x3m und ist damit ausreichend groß, so dass Feldrandeffekte auf das Rechengebiet vernachlässigbar klein sind. Die Gesamtgeometrie besteht aus einem Hexaeder-netz mit mehr als 820.000 Zellen und feinen Netzsequenzen im Bereich der Liegefläche sowie gröberen Netzsequenzen in Richtung Rand des Gesamtrechengebietes.

Die Randbedingungen werden entsprechend dem Funktionsprinzip des Inkubators gewählt. Es gibt spezielle Einlass-Randbedingungen für die

- kalte Scherschicht,
 - warme Scherschicht und den
 - direkt auf die Liegefläche gerichteten Freistrah,
- welche alle durch die Seitenwand eingebracht werden.

Die Auslass-Randbedingungen umfassen die Absaugungen oberhalb der Liegefläche als eigene Einheit und Absaugbereiche in der Liegefläche. In den Abbildungen 4-3 und 4-4 sind die Einlass- und Auslass-Randbedingungen entsprechend gekennzeichnet.

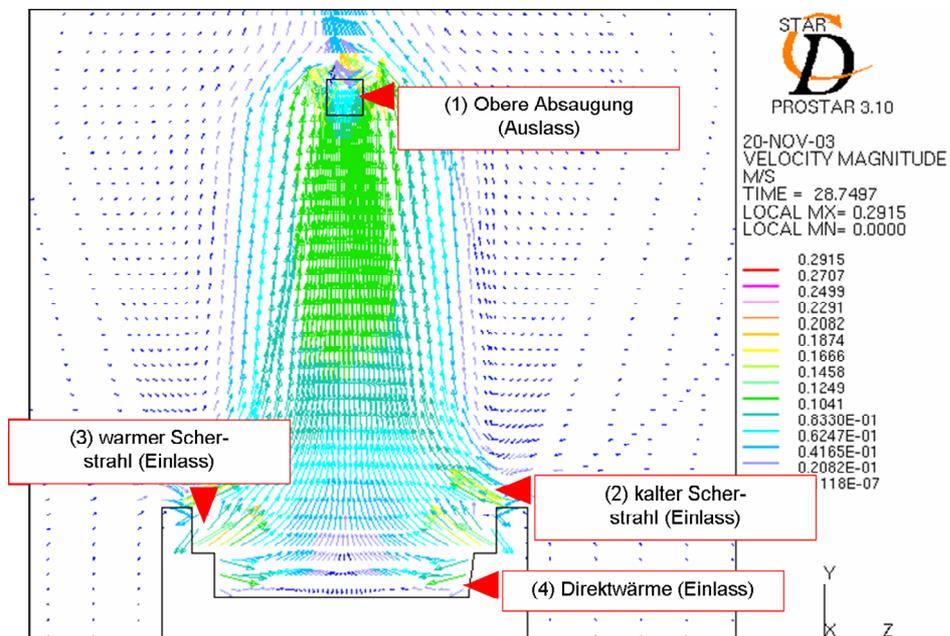


Abbildung 4-3: 3D-Strömungssimulation mit den Strömungsgeschwindigkeiten in Vorderansicht sowie den Bezeichnungen der Einlass- und Auslass-Randbedingungen

4.1 GRUNDLAGEN

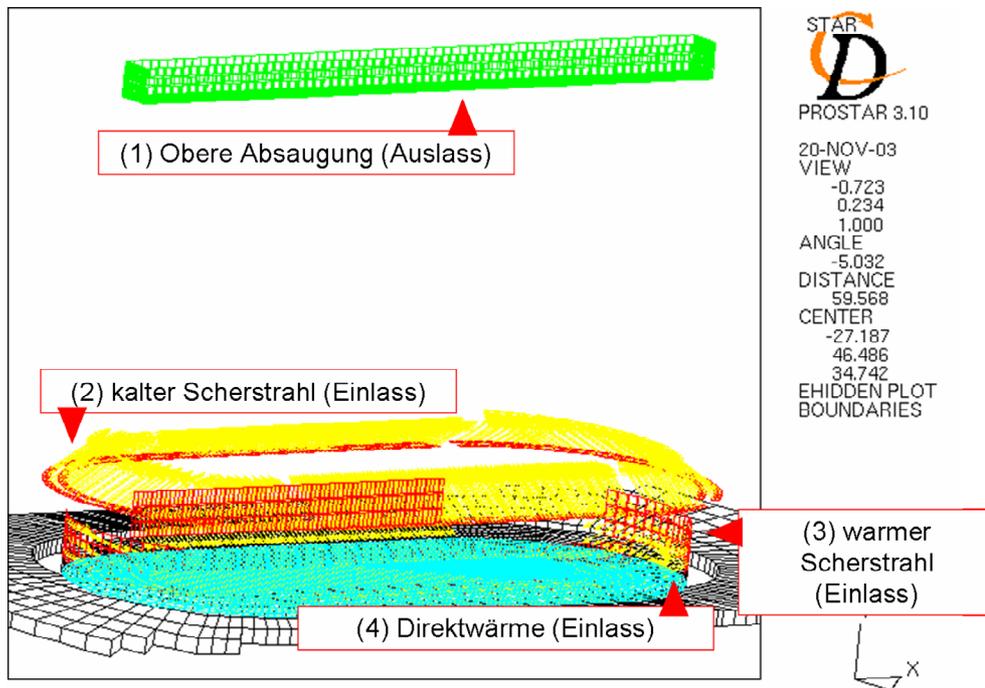


Abbildung 4-4: Bezeichnung der Einlass- und Auslass-Randbedingungen in 3D-Seitenansicht

Wichtig für die weitere Betrachtung ist die Beantwortung der Frage, ob eine laminare oder turbulente Strömung vorliegt. Eine turbulente Strömung ist grundsätzlich abzulehnen, da in diesem Fall kein stabiles Mikroklima erzeugt werden kann. Eine entsprechende Beurteilung ist für das neue Inkubator-konzept nicht trivial. Zum besseren Verständnis ist in Abbildung 4-5 ein Geschwindigkeitsprofil oberhalb der Liegefläche dargestellt, wie es später auch experimentell beim Labormodell in Kapitel 5.1 nachgewiesen wird. Die größten absoluten Geschwindigkeiten werden durch den Einfluss der kalten Scherschichten hervorgerufen. Im Austrittskanal der kalten Scherschicht weist die Reynoldszahl von etwa $Re_{0,01} = 250$ auf eine laminare Kanalströmung hin. Im Bereich der Wendepunkte kommt es zu einem lokalen turbulenten Queraustausch. Über die Breite dieses turbulenten Austauschbereiches kann keine Aussage getroffen werden. Bei einer globalen Betrachtung allerdings dominieren die Konvektionsströmung und die langsame laminare Außenströmung.

4 STRÖMUNGSMECHANISCHE VORAUSLEGUNG

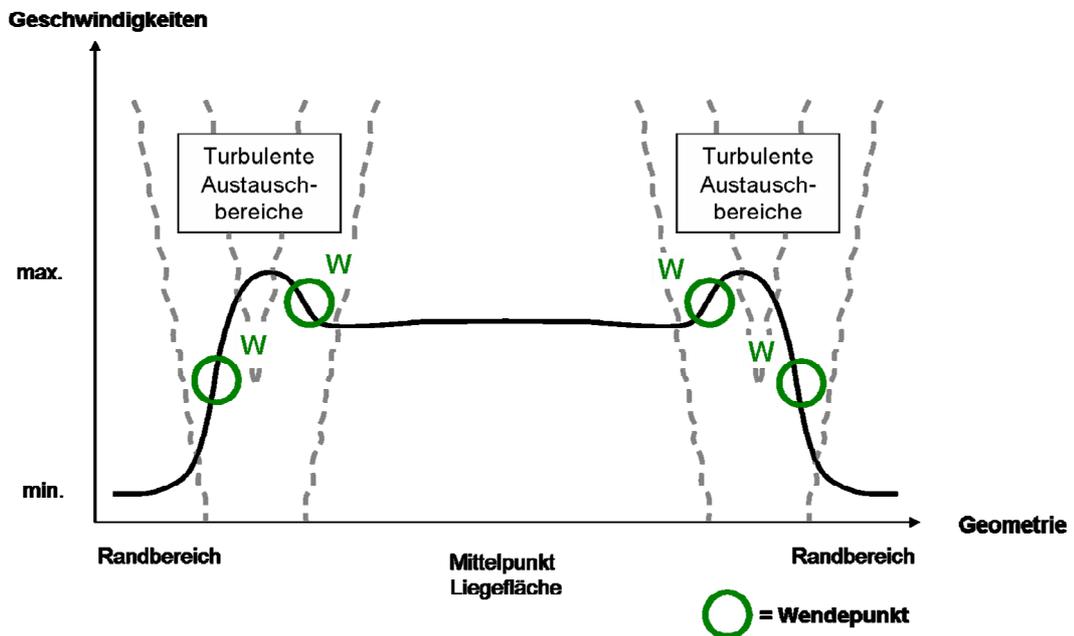


Abbildung 4-5: Geschwindigkeitsprofil oberhalb der Liegefläche. In den Wendepunkten der Geschwindigkeitsverteilung kommt es zu einem turbulenten Queraustausch zwischen Bereichen unterschiedlicher Geschwindigkeit.

Zusammenfassend kann im Vorgriff auf die später vorgestellten numerischen und experimentellen Ergebnisse festgehalten werden, dass bei einer globalen Betrachtung für das Gesamtsystem eine größtenteils laminare Strömung unterstellt wird. Der lokale turbulente Queraustausch im Bereich der Wendepunkte bleibt numerisch und experimentell ohne nachweisbaren Einfluss.

Zur Vertiefung dieses Themas werden die Arbeiten von Drazin/Reid [8] und Chandrasekhar [7] empfohlen.

Nach Abschluss dieser Vorarbeiten sind alle Randbedingungen bekannt und finden Eingang in die nachfolgenden numerischen Strömungssimulationen, welche im nachfolgenden Kapitel ausführlich vorgestellt werden.

4.2 2D-Strömungssimulation

Bevor das komplexe 3D-Netz erstellt wurde, wurde ein 2D-Modell der Inkubatorgeometrie mit wenigen zehntausend Zellen verwendet. Hierbei konnten die relevanten Parameter einfach bestimmt werden, welche danach direkt auf die 3D-Geometrie übertragen wurden.

In der Abbildung 4-6 ist die Vorderansicht auf den zukünftigen Inkubator dargestellt. Auf dem linken Bild ist die Temperaturverteilung nach zehn Sekunden und auf dem rechten Bild nach 550 Sekunden dargestellt. Nach zehn Sekunden hat sich die voreingestellte Temperaturverteilung eingestellt. Nach 550 Sekunden hat sich die Temperatur im gesamten Rechengebiet erhöht, und die erwärmte Luft sammelt sich unter der oberen Wand des Rechengebietes. Insgesamt ist eine symmetrische und stabile Konfiguration erkennbar.

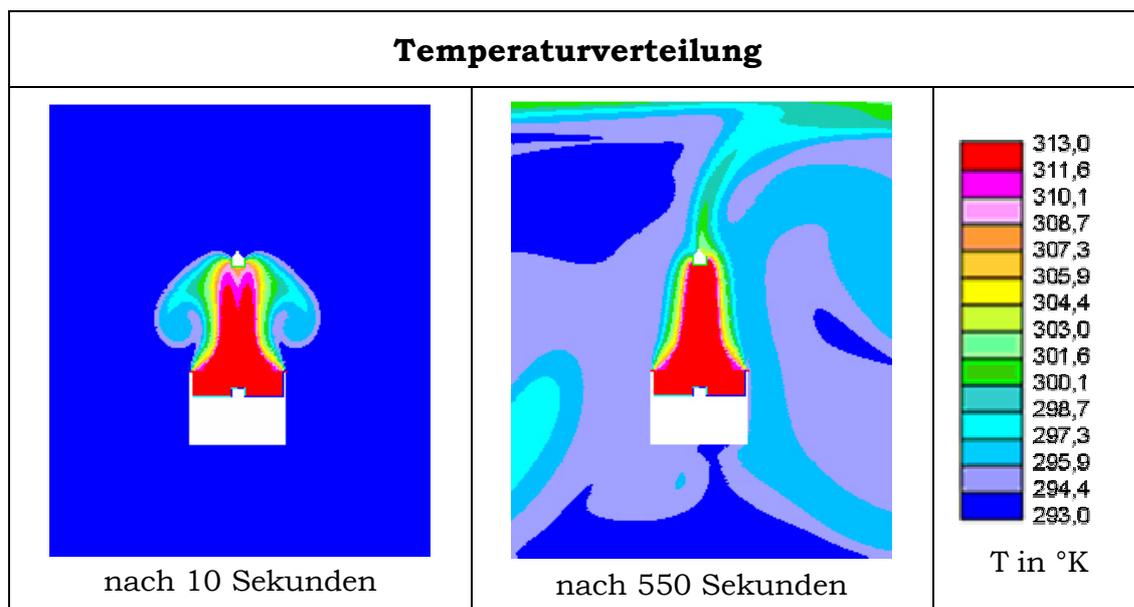


Abbildung 4-6: Dargestellt ist die 2D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung in Vorderansicht nach 10 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima (links) und nach 550 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand (rechts).

4 STRÖMUNGSMECHANISCHE VORAUSLEGUNG

In Abbildung 4-7 ist die Geschwindigkeitsverteilung nach zehn Sekunden (links) und nach 550 Sekunden (rechts) abgebildet. Auf beiden Bildern ist der kalte Scherstrahl, welcher aus der Funktionswand austritt, gut zu erkennen. Nach 550 Sekunden liegt der kalte Scherstrahl an der oberen Absaugeinheit an. Der kalte Scherstrahl hat verschiedene Schutzfunktionen. Zum einen verhindert er das Eindringen von Keimen in das Mikroklima, da diese mit der Scherschicht fortgespült und über die obere Absaugeinheit abgeführt werden. Darüber hinaus reduziert die Scherschicht eine Durchmischung der kälteren Umgebungsluft mit dem warmen Mikroklima.

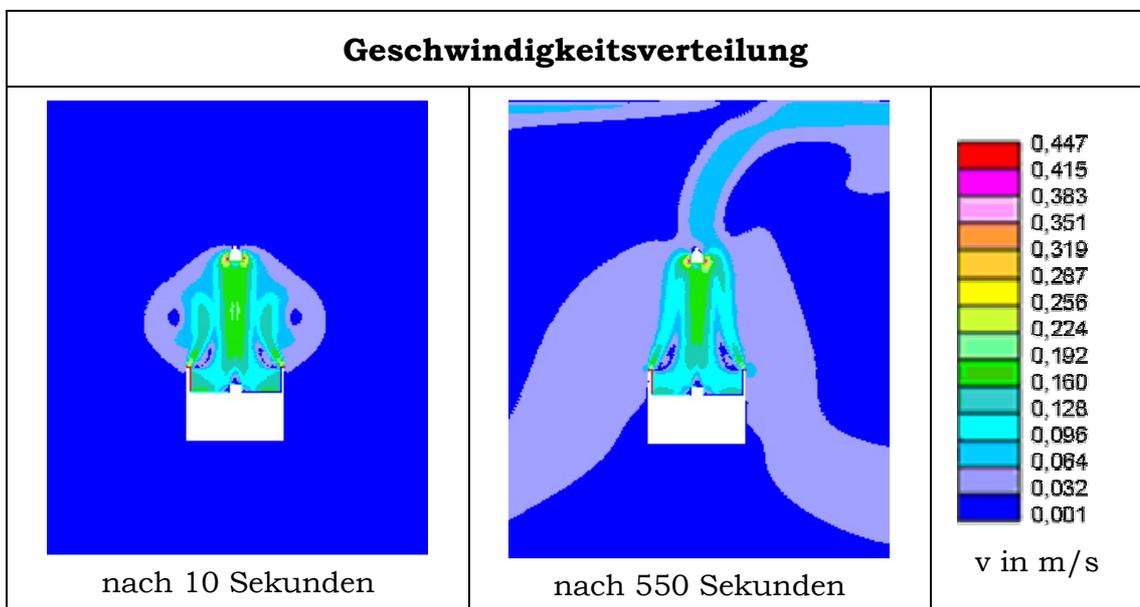


Abbildung 4-7: Dargestellt ist die 2D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung in Vorderansicht nach 10 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima (links) und nach 550 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand (rechts).

Bei diesen numerischen Strömungssimulationen wurde im Zentrum der Liegefläche ein Körper platziert, der hinsichtlich seiner Größe und Temperatur etwa einem Frühgeborenen entspricht. Gut erkennbar ist die geringe Geschwindigkeit in der direkten Umgebung des Körpers. Die Erklärung hierfür liegt in der Form der Einbringung der Direktwärme, welche als Freistrahle ausgehend von der Funktionswand direkt in Richtung Körper eingebracht wird.

4.3 3D-STRÖMUNGSSIMULATION

Trifft der Strahl, der phänomenologisch als Prallstrahl bezeichnet wird, auf einen Körper, bilden sich Staupunkte mit einer Geschwindigkeit von $\vec{v} = 0$ aus. Dieses Verhalten ermöglicht keine bis geringe Geschwindigkeiten in der direkten Umgebung des Kindes.

Weiter erkennbar ist ein breiter Mischungsbereich mit geringer Strömungsgeschwindigkeit und leichter Temperaturerhöhung. Dieser wird durch den schnellen Scherstrahl erzeugt, der einzelne Luftmoleküle der aus der direkten Umgebung mitreißt.

Auf Basis dieser und vergleichbarer Ergebnisse wurden die Parameter der stabilsten Konfiguration auf eine komplexere 3D-Geometrie übertragen. Die ersten Simulationen orientieren sich hierbei noch sehr eng an den bekannten Geometrien der heutigen Standardinkubatoren.

4.3 3D-Strömungssimulation

In diesem Kapitel wird ein Auszug einer 3D-Strömungssimulation vorgestellt. Die vollständigen Sequenzen sind im Anhang auf den Seiten 140 bis 143 zu finden.

Es handelt sich um drei Zeitschritte, nach

- fünf Sekunden, das Mikroklima beginnt sich auszubilden,
- 20 Sekunden, das Mikroklima ist voll ausgebildet und
- 310 Sekunden, als stabile Konfiguration.

Erster dokumentierter Zeitschritt nach fünf Sekunden.

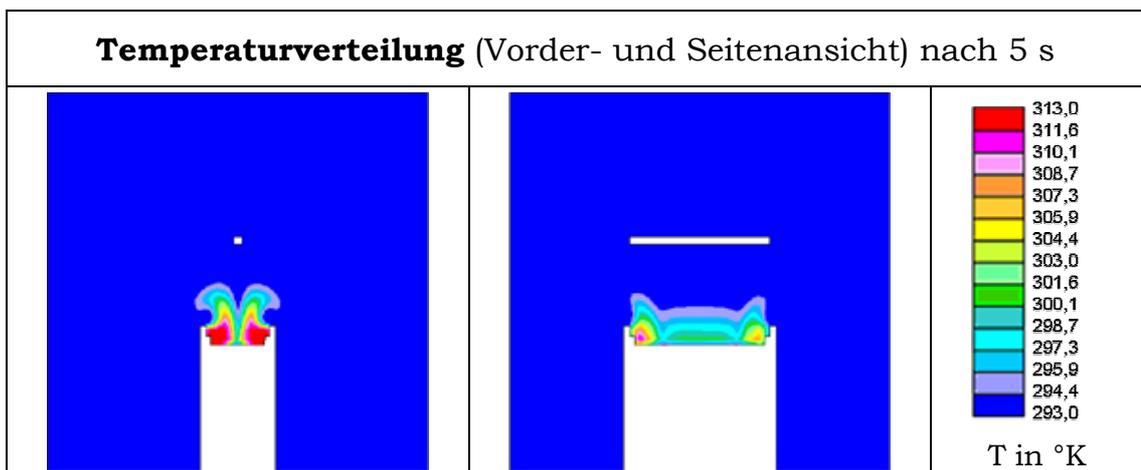


Abbildung 4-8: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung nach fünf Sekunden mit sich ausbildendem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.

In der Abbildung 4-8 ist die Wirkung der Funktionswände sehr gut zu erkennen. Der Wärmeeintrag erfolgt hauptsächlich über den Bereich der Direktwärme und - in geringerem Umfang - auch über die warme Scherschicht. Gut erkennbar ist dabei die Form eines warmen Freistrahls.

4.3 3D-STRÖMUNGSSIMULATION

Gleich zu Beginn der Simulation ist eine höhere Geschwindigkeitsverteilung im Bereich der Funktionswand zu sehen, siehe Abbildung 4-9. Wie bei der Temperaturverteilung ist die Form des Freistrahls ausgehend von der Funktionswand sehr gut sichtbar.

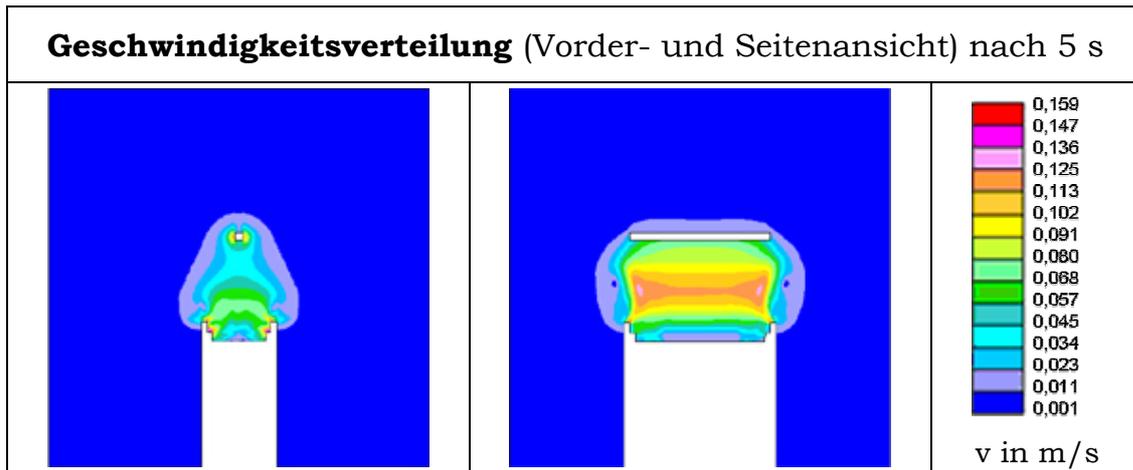


Abbildung 4-9: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung nach fünf Sekunden mit sich ausbildendem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.

Zweiter dokumentierter Zeitschritt nach 20 Sekunden.

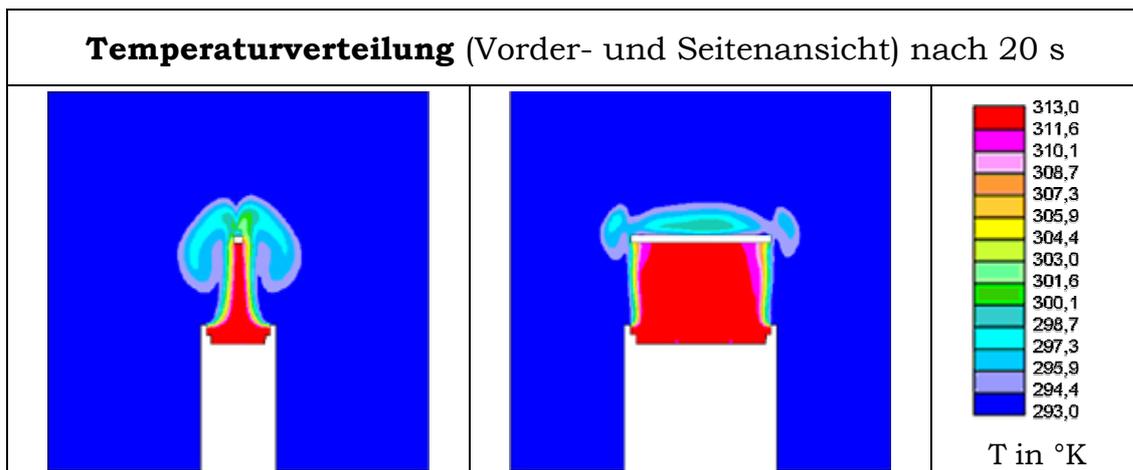


Abbildung 4-10: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung nach 20 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.

4 STRÖMUNGSMECHANISCHE VORAUSLEGUNG

Nach 20 Sekunden ist die gewünschte Temperaturverteilung erreicht. Zusätzlich zu den hohen Geschwindigkeiten im Bereich der Funktionswand sind hohe Geschwindigkeiten an der oberen Absaugung sichtbar. Dieses Phänomen ist zu erwarten, da rund 90 % des Gesamtvolumenstroms durch die obere Absaugung abgeführt werden.

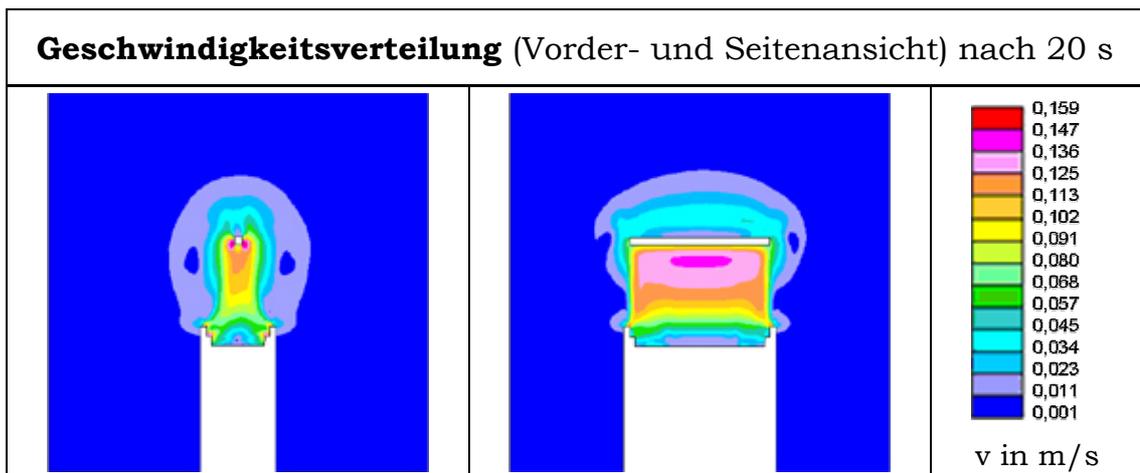


Abbildung 4-11: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung nach 20 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.

Dritter dokumentierter Zeitschritt nach 310 Sekunden.

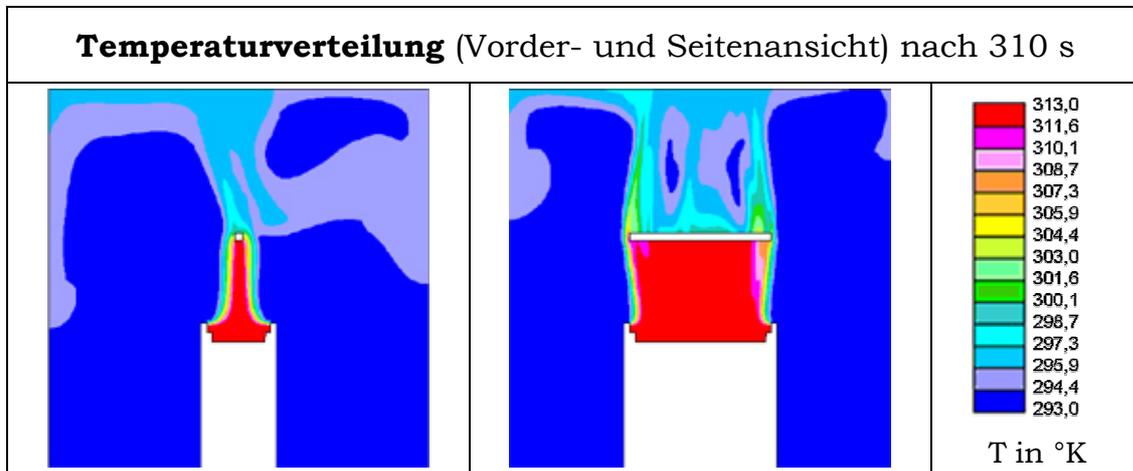


Abbildung 4-12: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung nach 310 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.

Die obere Absaugeinheit begrenzt den Bereich der homogenen Temperaturverteilung und den darüber liegenden Bereich einer eher unregelmäßigen Temperaturverteilung.

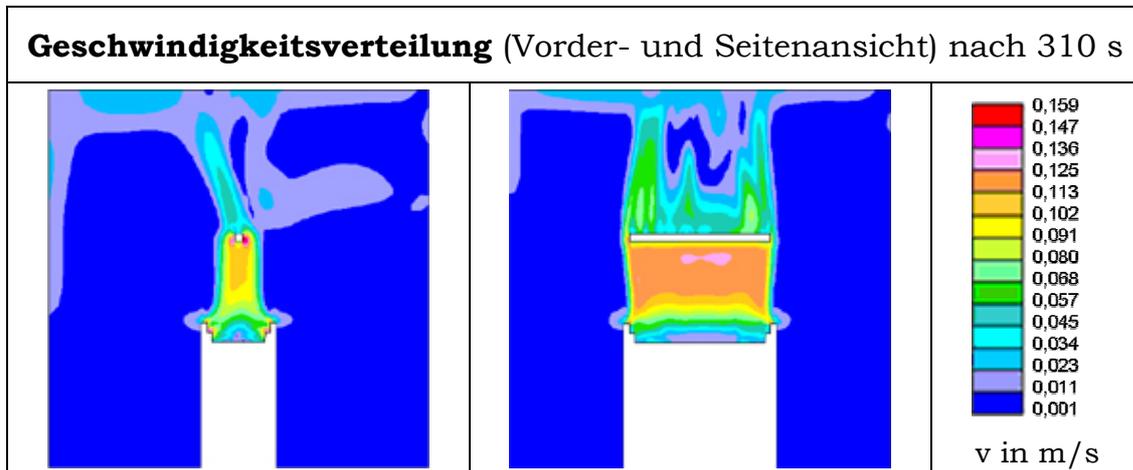


Abbildung 4-13: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung nach 310 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.

4 STRÖMUNGSMECHANISCHE VORAUSLEGUNG

Wie auch bei der Temperaturverteilung bildet die obere Absaugung eine Trennung zwischen einer homogenen Geschwindigkeitsverteilung unterhalb und einer eher inhomogenen Verteilung oberhalb der Absaugeinheit. Allein im Rahmen der 3D-Strömungssimulation wurden etwa 80 verschiedene Varianten gerechnet.

Die Schwerpunkte bei der Parametervariation waren die Größenordnung des Volumenstroms, verschiedene Verhältnisse von kaltem und warmem Volumenstrom, Temperatur(gradienten), der Einblaswinkel und die Entfernung der oberen Absaugeinheit von der Liegefläche.

Im Rahmen dieser Untersuchungen konnte eine besonders *stabile Konfiguration* bestimmt werden. Anschließend wurden weitere Strömungssimulationen durchgeführt, um den Grenzbereich dieser Konfiguration zu untersuchen. Es wurden verschiedene Störungsversuche durchgeführt. Hierbei wurde untersucht, ob die Konfiguration auch nach Einbringung externer Störungen stabil bleibt.

4.4 Verhalten bei Störungsversuchen

Im Rahmen der numerischen Überprüfung wurden drei Störungen untersucht. Der erste Fall korrespondiert mit dem Störungsversuch der DIN EN 60601-2-19 [36], bei dem die Liegefläche um 15° fußseitig abgesenkt wird. Die zweite Störungssimulation untersucht den Fall einer Querströmung (Durchzug). Hierbei wird gezeigt, wie sich die Öffnung eines ein Quadratmeter großen Fensters sowie einer gleich großen Öffnung auf der gegenüberliegenden Raumseite auswirkt. Die dritte Störungssimulation beschreibt die Teilabdeckung des kalten Scherstrahls auf einer Geometrieseite.

4.4.1 Neigen der Liegefläche

Muss der kleine Patient intubiert werden, wird er vom Arzt mit dem Kopf in Richtung Fußende gedreht und die Liegefläche fußseitig um 15° abgesenkt. Dies gehört zu dem Standardprocedere auf der Intensivstation für Frühgeborene. Daher ist die Stabilitätsüberprüfung auch Bestandteil der DIN EN 60601-2-19 [36]. Die Schrägstellung der Liegefläche wurde numerisch über die Anpassung des Gravitationsvektors vorgenommen.

4.4 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

Die Schrägstellung erfolgt fußseitig und besteht über die gesamte Simulationsdauer.

In der Abbildung 4-14 sind der Geschwindigkeits- und Temperaturverlauf für die Störung *Schrägstellen der Liegefläche* zu sehen.

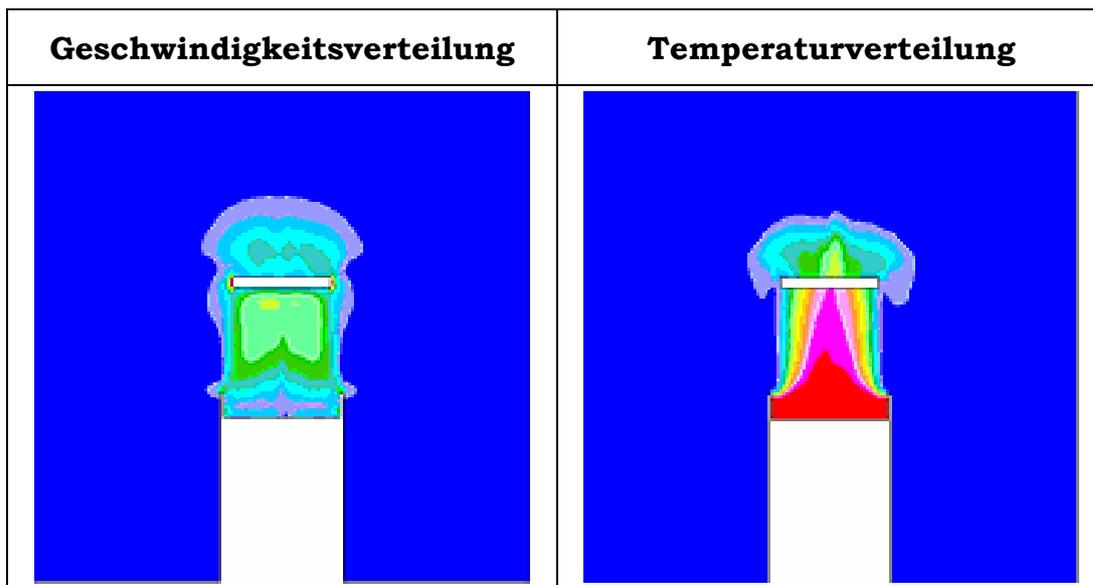


Abbildung 4-14: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Schrägstellung* in Seitenansicht, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

Das Mikroklima ist wie in der Normalstellung innerhalb von 20 Sekunden ausgebildet, eine Verschiebung des Mikroklimas ist nicht sichtbar. Im Gegensatz zu den Ergebnissen des vorangegangenen Kapitels ist der homogene Bereich unterhalb der oberen Absaugeinheit deutlich schmaler. Neben der Schrägstellung der Liegefläche ist hierfür eine Reduktion des warmen Volumenstroms verantwortlich.

4.4.2 Querströmung

Auch wenn es im Bereich einer Säuglingsintensivstation eher die Ausnahme sein sollte, wird der Fall einer *Querströmung (Durchzug)* numerisch überprüft. Die Störung beginnt nach etwa 50 Sekunden - das Mikroklima ist voll ausgebildet - und dauert zwei Sekunden. Siehe hierzu die Abbildungen 4-15 bis 4-18.

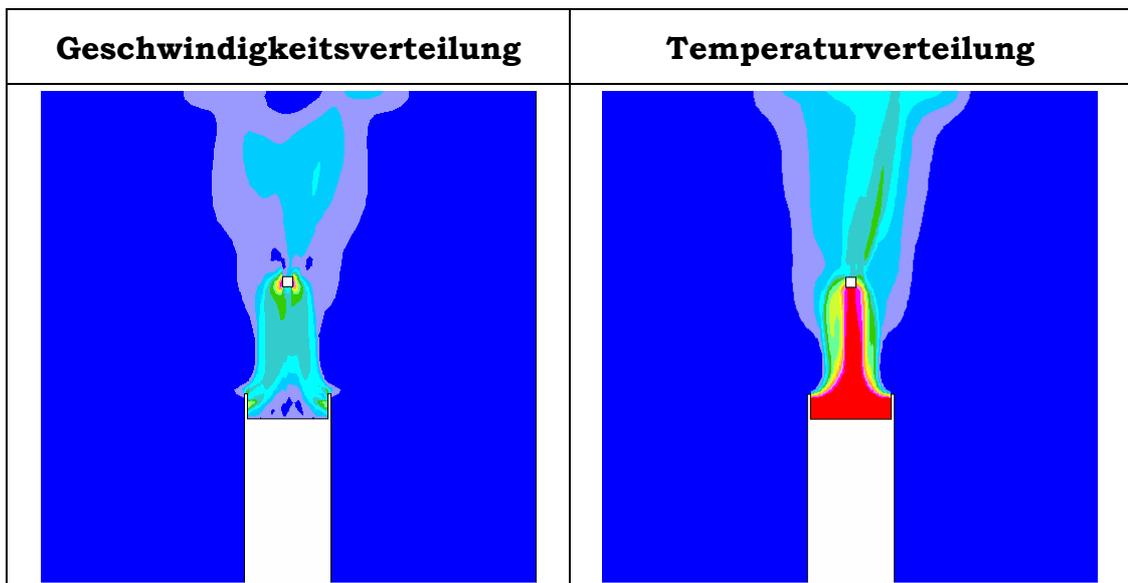


Abbildung 4-15: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Querströmung* in Vorderansicht, vor Beginn der Störung, voll ausgebildetes Mikroklima, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

Für die Simulation der Störung wird auf dem rechten Rand des Rechengebietes, etwa in Höhe der Liegefläche ein virtuelles Fenster von einem Quadratmeter Fläche geöffnet. Die Querströmungsgeschwindigkeit beträgt 0,3 m/s in Richtung des Inkubators und wird am gegenüberliegenden Rand des Rechengebietes wieder abgesaugt. Nach zwei Sekunden wird das virtuelle Fenster wieder geschlossen. Nach Beendigung der Störung wandert das Strömungsfeld in Richtung Inkubator und wird über die obere Absaugung eingesaugt. Das zuvor verformte Mikroklima richtet sich 20 Sekunden nach Beendigung der Störung wieder vollständig auf.

4.4 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

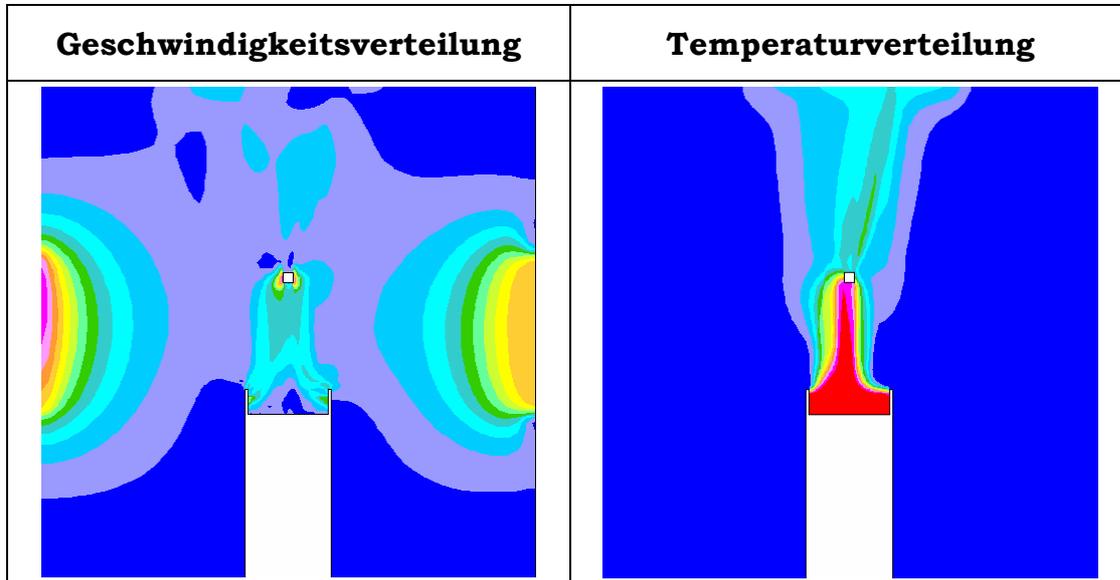


Abbildung 4-16: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Querströmung* in Vorderansicht, Beginn der Störung, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

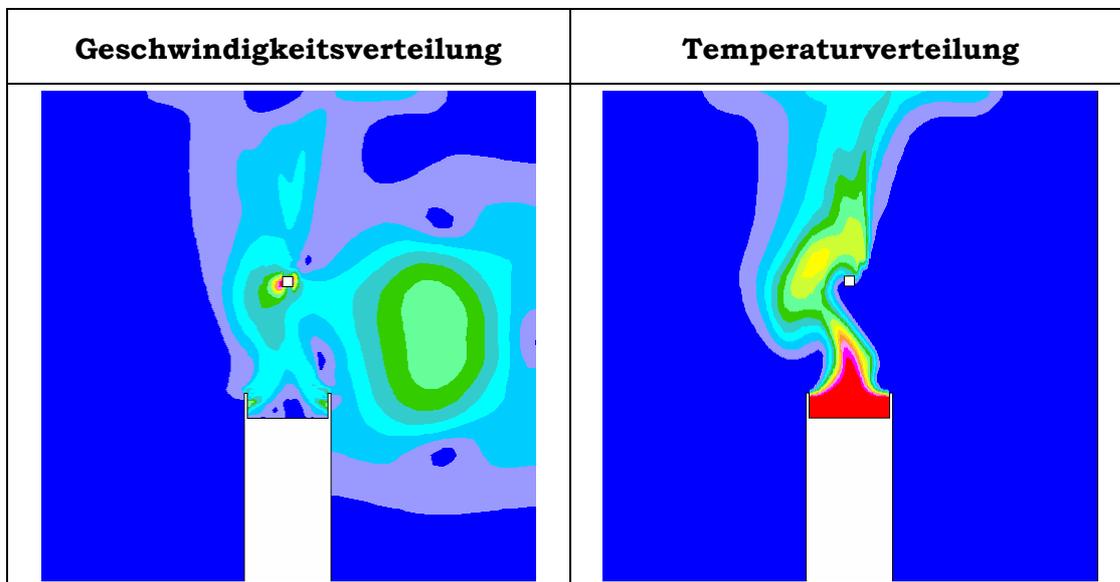


Abbildung 4-17: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Querströmung* in Vorderansicht, Absaugen des zusätzlichen Volumenstroms über die obere Absaugung, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

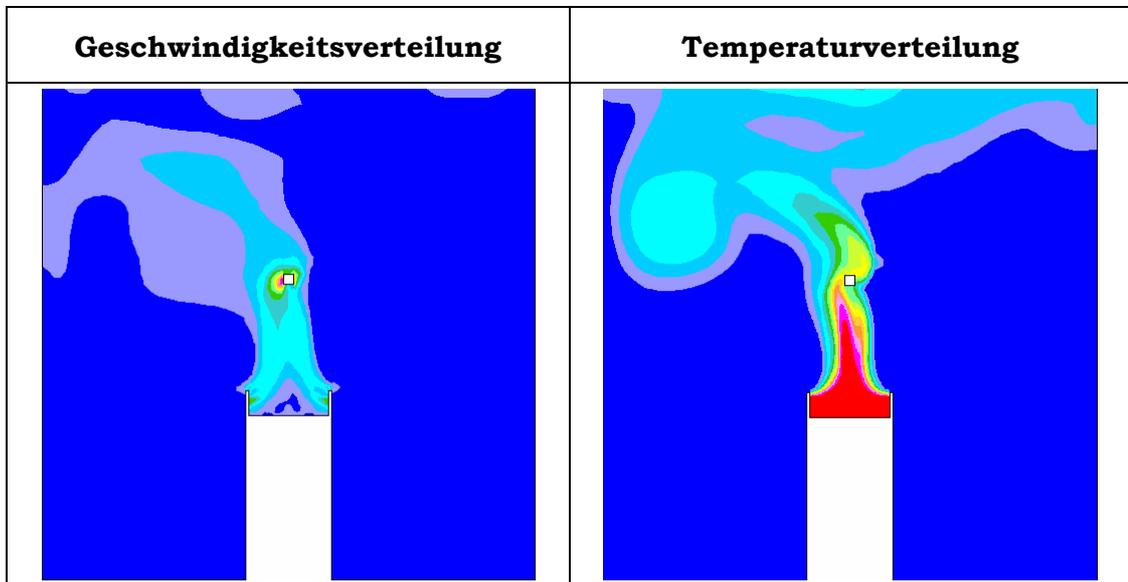


Abbildung 4-18: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Querströmung* in Vorderansicht, Aufrichten des Mikroklimas nach Beendigung der Störung, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

Hierbei ist zu beachten, dass in dieser Strömungssimulation neben den üblichen Randbedingungen weitere Randbedingungen vorgegeben werden. Das Öffnen des Fensters ist eine zusätzliche Einlass-Randbedingung und die Öffnung auf der gegenüberliegenden Seite eine zusätzliche Auslass-Randbedingung. Ist die Störung nun beendet, existieren beide Randbedingungen nicht mehr. Der noch im Rechengebiet vorhandene zusätzliche Volumenstrom muss nun über die noch verbleibenden Auslass-Bereiche abgesaugt werden. Diese Beobachtung wird im späteren Experiment nicht sichtbar sein.

Abgesehen von der zuvor beschriebenen Einschränkung ist zu erkennen, dass das Mikroklima oberhalb der Schutzwand deutlich verformt wird. Dies ist aber für die Funktionsfähigkeit des Systems unerheblich. Selbst für den Fall, dass die Scherschicht an der oberen Entsorgungseinheit vollständig abreißt, wäre durch die Versorgung von unten, jederzeit der relevante Bereich des Mikroklimas vorhanden.

Die vollständige Sequenz für diese Störungssimulation ist im Anhang auf den Seiten 144 und 145 abgebildet.

4.4.3 Abdecken der Scherschicht

Die Wände des Inkubators haben neben der Funktion das Kind vor dem Herausfallen zu schützen auch eine andere wichtige Aufgabe. Durch verschiedene Kanäle in diesen Wänden werden die unterschiedlich temperierten Scherschichten und die Direktwärme eingebracht. Diese bilden zum einen das Mikroklima aus und schützen es zum anderen gegen die kalte Umgebung.

In dieser nachfolgenden Störungssimulation wird der Fall untersucht, dass die *kalte Scherschicht* der linken Seitenwand durch ein Objekt, z. B. ein Tuch, *abgedeckt* wird.

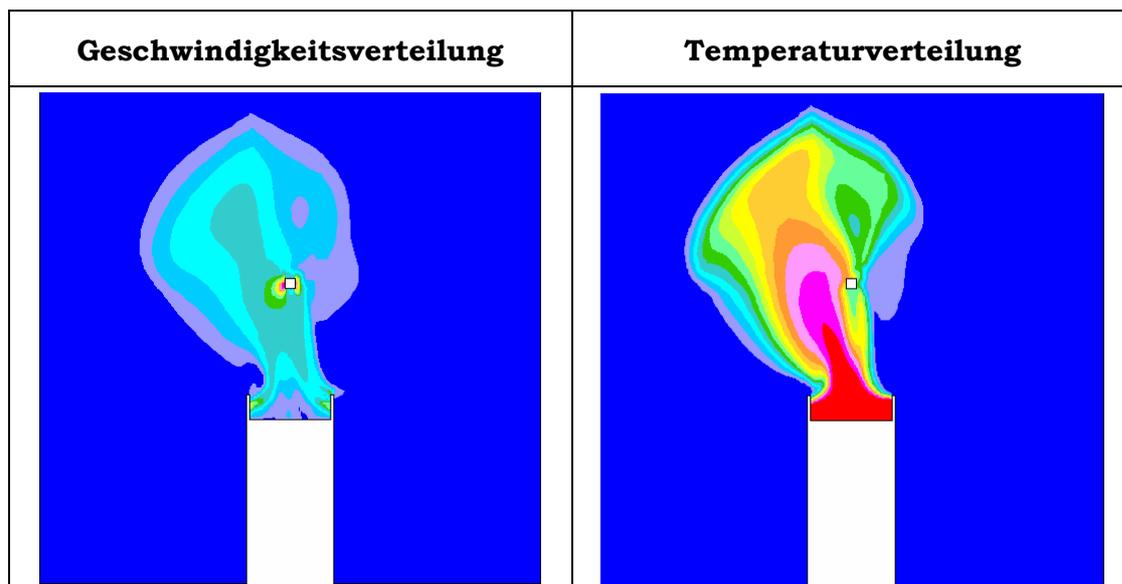


Abbildung 4-19: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Abdecken der Scherschicht* in Vorderansicht; das Mikroklima ist in Richtung der fehlenden Scherschicht verformt; linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

In der Geschwindigkeitsverteilung in Abbildung 4-19 ist der Einfluss der abgedeckten linken kalten Scherschicht deutlich zu erkennen. Auf der rechten Seite ist die Geschwindigkeitsverteilung unverändert.

4 STRÖMUNGSMECHANISCHE VORAUSLEGUNG

Bei der Temperaturbetrachtung ist eine deutliche Verformung des Mikroklimas sichtbar. Durch das Fehlen der kalten Scherschicht auf der linken Seite neigt sich der obere Teil des Mikroklimas nach links.

In der späteren experimentellen Überprüfung wird gezeigt, dass sich die ursprüngliche Beharrungstemperatur nur eine Minute nach Beendigung der Störung wieder eingestellt hat.

Bei einer reinen Temperaturbetrachtung ist dieser Fall unkritisch, da der relevante Bereich des Mikroklimas ausreichend groß ist. Kritisch ist jedoch die fehlende Schutzwirkung durch die kalte Scherschicht, denn möglicherweise könnten Keime aus der Umgebungsluft das Mikroklima kontaminieren.

In der Seitenansicht, siehe Abbildung 4-20, ist kein Einfluss der fehlenden Scherschicht auf die Geschwindigkeits- und Temperaturverteilung zu erkennen.

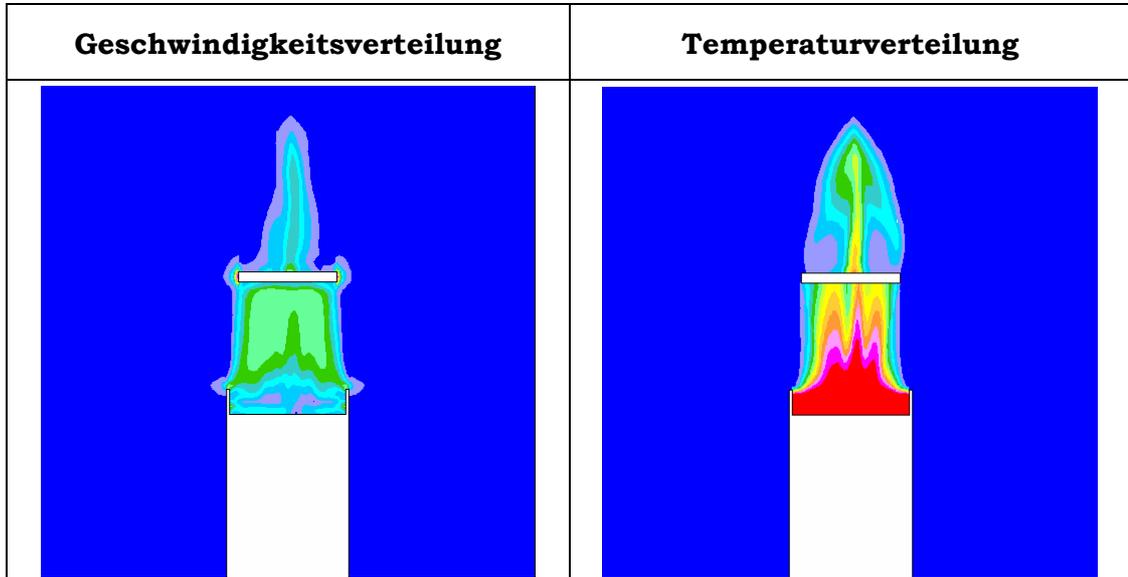


Abbildung 4-20: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung *Abdecken der Scherschicht* in Seitenansicht; das Mikroklima ist im Gegensatz zur Vorderansicht nicht verformt; linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.

4.4 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

In den vorangegangenen numerischen Störungssimulationen wurde deutlich, dass die gewählte Konfiguration des neuen Inkubators extrem stabil gegen alle untersuchten Störungen ist. Der relevante Bereich des Mikroklimas ist immer in ausreichender Größe vorhanden. Weiter kann angenommen werden, dass durch den Einsatz einer entsprechend ausgelegten Mess- und Regelungstechnik die untersuchte Konfiguration weiter optimiert werden kann.

Aufgrund der Anforderungen des Lastenheftes, ergänzt um die Ergebnisse der Störungssimulationen, wurde in der Versuchswerkstatt des Institutes ein Labormodell im Maßstab 1:1 erstellt.

5 Experimentelle Überprüfung

5.1 Labormodell

Das Labormodell wurde im Maßstab 1:1 aus Holz erstellt und mit Bootslack gegen Feuchtigkeit versiegelt. Die nachfolgenden Überprüfungen am Labormodell erfolgen mit verschiedenen Einschränkungen. Es wurde, bis auf eine Ausnahme, nur die Temperaturverteilung überprüft. Weitergehende Untersuchungen zum Verhalten bei einer erhöhten relativen Luftfeuchte und ggf. Sauerstoffanreicherung werden nicht im Rahmen dieser Arbeit untersucht. Diese Untersuchungen sollen später an einem dafür besser geeigneten Modell durchgeführt werden. Die Auslegung und Optimierung des Labormodells richtet sich ausschließlich auf das Strömungsverhalten *oberhalb der Liegefläche*. Die Auslegung und Optimierung *unterhalb der Liegefläche* erfolgt ebenfalls zu einem späteren Zeitpunkt. In den untenstehenden Abbildungen sind die technischen Zeichnungen der relevanten Funktionswände aus zwei Ansichten dargestellt.

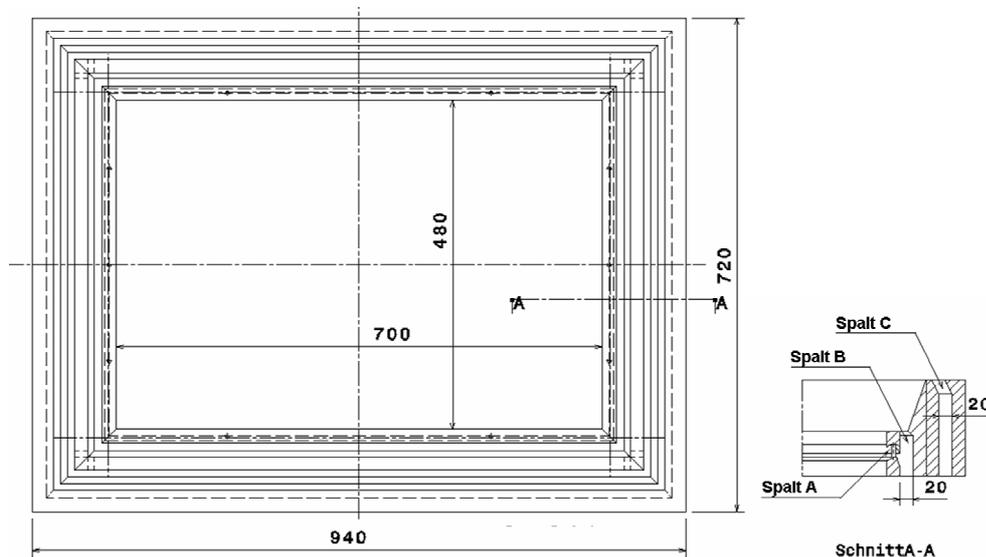


Abbildung 5-1: Dargestellt ist die Liegefläche des Labormodells in der Draufsicht. Rechts daneben ist der Schnitt durch die Funktionswand mit den Zuführungsbereichen zu sehen. Spalt A ist der Zuführungsbereich für die Direktwärme, der Spalt B für die warme Scherschicht und Spalt C für die kalte Scherschicht.

5.1 LABORMODELL

Die Bemaßung bezieht sich auf das Labormodell. Die nächste Entwicklungsstufe des neuen Inkubators wird mit einer deutlich geringeren Wandstärke ausgelegt, da dann noch besser geeignete Materialien verwendet werden.

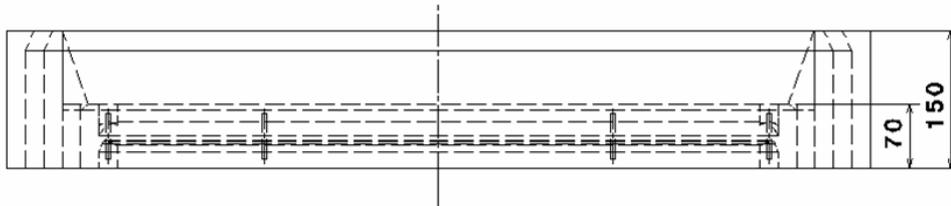


Abbildung 5-2: Dargestellt ist die Liegefläche des Labormodells in Seitenansicht mit einer Bemaßung der Funktionswand.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

Zur besseren Übersicht ist in Abbildung 5-3 die Funktionsskizze des Labormodells mit der externen Ver- und Entsorgung dargestellt.

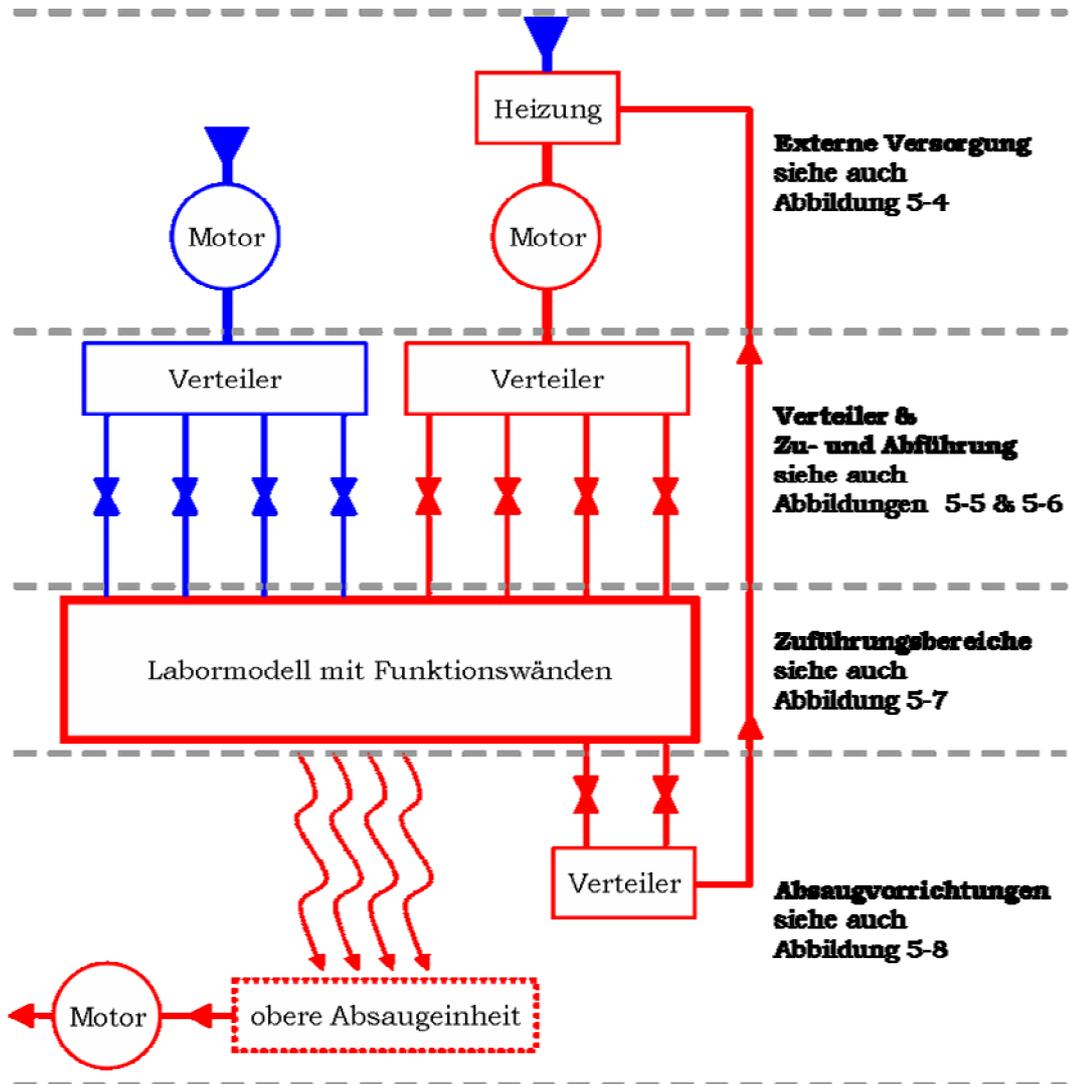


Abbildung 5-3: Funktionsskizze des Labormodells

Der kalte und der warme Volumenstrom werden von zwei Motoren (Verdichtern) erzeugt und zu den Verteilern geführt. Über die Verteiler gelangen die unterschiedlich temperierten Volumenströme über jeweils vier Zuführungen zum eigentlichen Labormodell. Der kalte und der warme Volumenstrom strömen über die Zuführungsbereiche aus und erzeugen das konditionierte Klima.

5.1 LABORMODELL

Ein Teil des Mikroklimas wird auf der Liegefläche abgesaugt und in den warmen Kreislauf zurückgeführt. Über die obere Absaugereinheit wird ein Großteil des Klimas entzogen, im späteren Prototyp wird auch dieser abgesaugte Volumenstrom dem warmen Kreislauf wieder zugeführt. In den nachfolgenden Abbildungen werden die einzelnen Bauteile und Funktionen ausführlich erläutert.

In Abbildung 5-4 ist die externe Versorgung des Labormodells zu sehen.

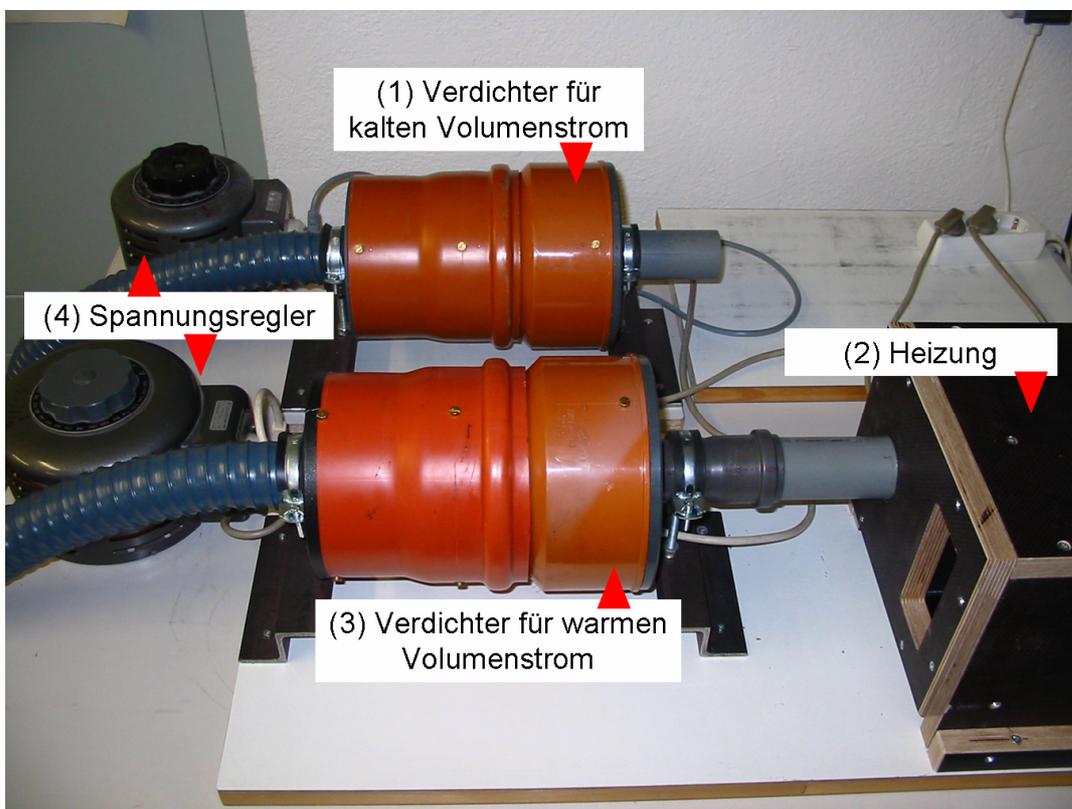


Abbildung 5-4: Externe Versorgung des Labormodells mit zwei Verdichtern (1 und 3), der Heizung (2) und den beiden Spannungsreglern (4)

Die beiden Motoren (Verdichter 1 und 3) liefern jeweils einen Volumenstrom von bis zu 2000 l/min bei einer maximalen Leistungsaufnahme von je 1000 Watt. Die Regelung der Verdichter erfolgt über die mit (4) gekennzeichneten Spannungsregler. Dem Verdichter für die Warmversorgung ist eine externe Heizung (2) vorgeschaltet,

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

die mit zwei separat zu schaltenden Heizelementen und einer Gesamtwärmeleistung von 800 Watt ausgestattet sind.

Der von den Verdichtern gelieferte Volumenstrom wird zu zwei Verteilern geführt. Es gibt einen Verteiler für den kalten Volumenstrom (2) und einen Verteiler für den warmen Volumenstrom (3). In Abbildung 5-5 sind die Verteiler entsprechend gekennzeichnet.

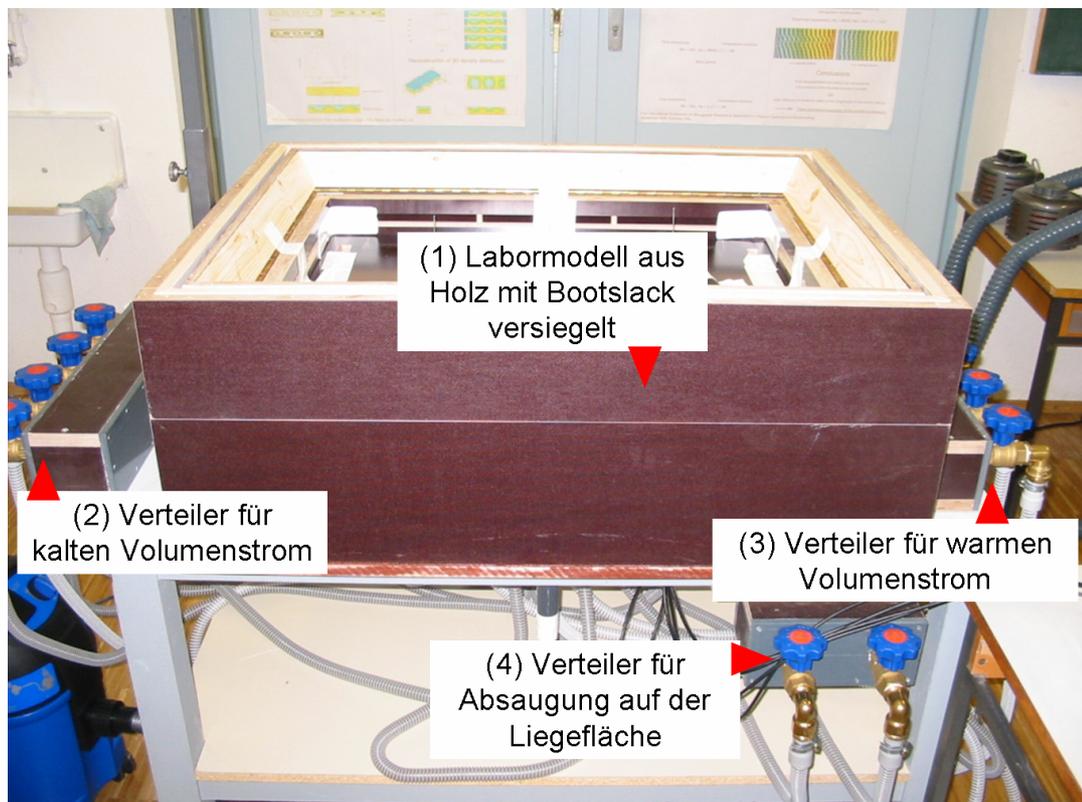


Abbildung 5-5: Labormodell aus Holz (1) mit dem Verteiler für den kalten Volumenstrom (2), dem Verteiler für den warmen Volumenstrom (3) sowie der Rückführung für den abgesaugten Volumenstrom auf der Liegefläche (4)

Alle vier Seiten der kalten Scherschichten werden von dem Verteiler für den kalten Volumenstrom versorgt. Der Verteiler für den warmen Volumenstrom versorgt alle vier Seiten der warmen Scherschichten sowie alle Bereiche der Direktwärme. Das Verhältnis zwischen warmer Scherschicht und Direktwärme wird ausschließlich über die geometrische Gestaltung der Ausblasbereiche erreicht.

5.1 LABORMODELL

Am Verteiler für den warmen Volumenstrom besteht eine Anschlussmöglichkeit für einen Verdampfer, um den warmen Volumenstrom mit einer erhöhten relativen Feuchte zu beaufschlagen.

Für jede der vier Seitenwände können sowohl der kalte als auch der warme Volumenstrom über entsprechende Regler an den beiden Verteilern reguliert werden. In Abbildung 5-6 sind die Zuführungsschläuche zu den einzelnen Kreisläufen abgebildet und näher bezeichnet.

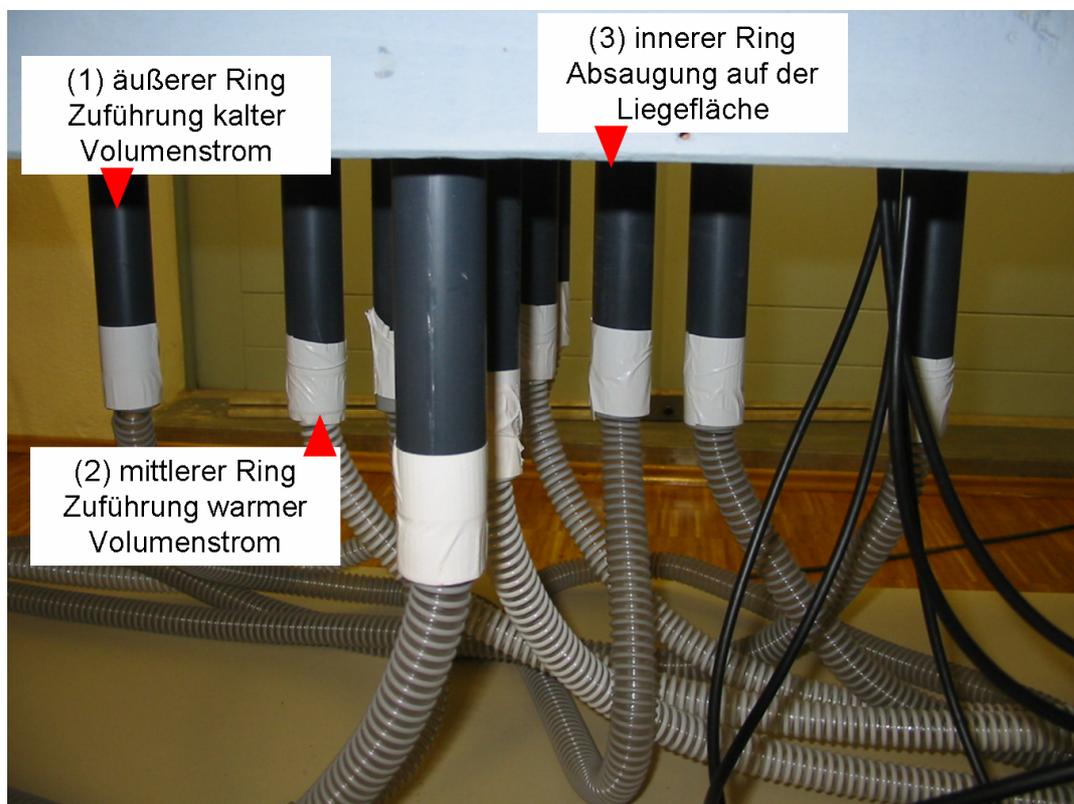


Abbildung 5-6: Zu- und Abführung an der Unterseite des Labormodells; es gibt vier Zuführungen für den warmen Volumenstrom, weitere vier Zuführungen für den kalten Volumenstrom und zwei Abführungen für den abgesaugten Volumenstrom.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

Die größte Bedeutung für den neuen Inkubator hat die Gestaltung der Zuführungsbereiche in der Funktionswand. In Abbildung 5-7 sind einige Details dargestellt.

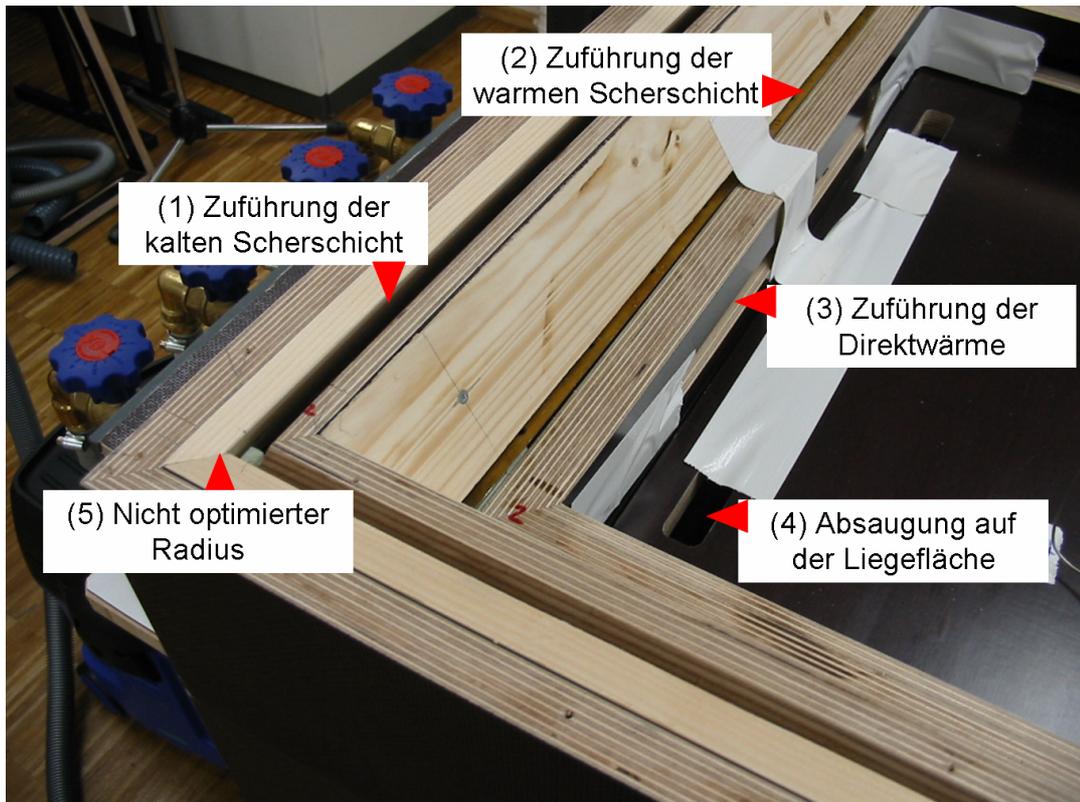


Abbildung 5-7: Funktionswand der Zuführung der kalten Scherschicht (1), der Zuführung der warmen Scherschicht (2), der Zuführung der Direktwärme (3) und der noch nicht strömungsoptimierten Radien des Labormodells (5)

5.2 PRÜFGRUNDLAGEN

In Abbildung 5-8 sind sowohl obere Absaugeinheit als auch der Verteiler für die Absaugung auf der Liegefläche zu erkennen. Die auf der Liegefläche abgesaugte konditionierte Luft wird direkt in den warmen Kreislauf zurückgeführt. Die konditionierte Luft oberhalb der Liegefläche wird über die obere Absaugeinheit dem Kreislauf entnommen und an die Umgebung abgeführt. Die Rückgewinnungsquote der konditionierten Luft beträgt zurzeit etwa 5 bis 10 % am Gesamtvolumenstrom. Die Rückgewinnungsquote wird in der nächsten Ausbaustufe des Inkubators deutlich höher liegen.

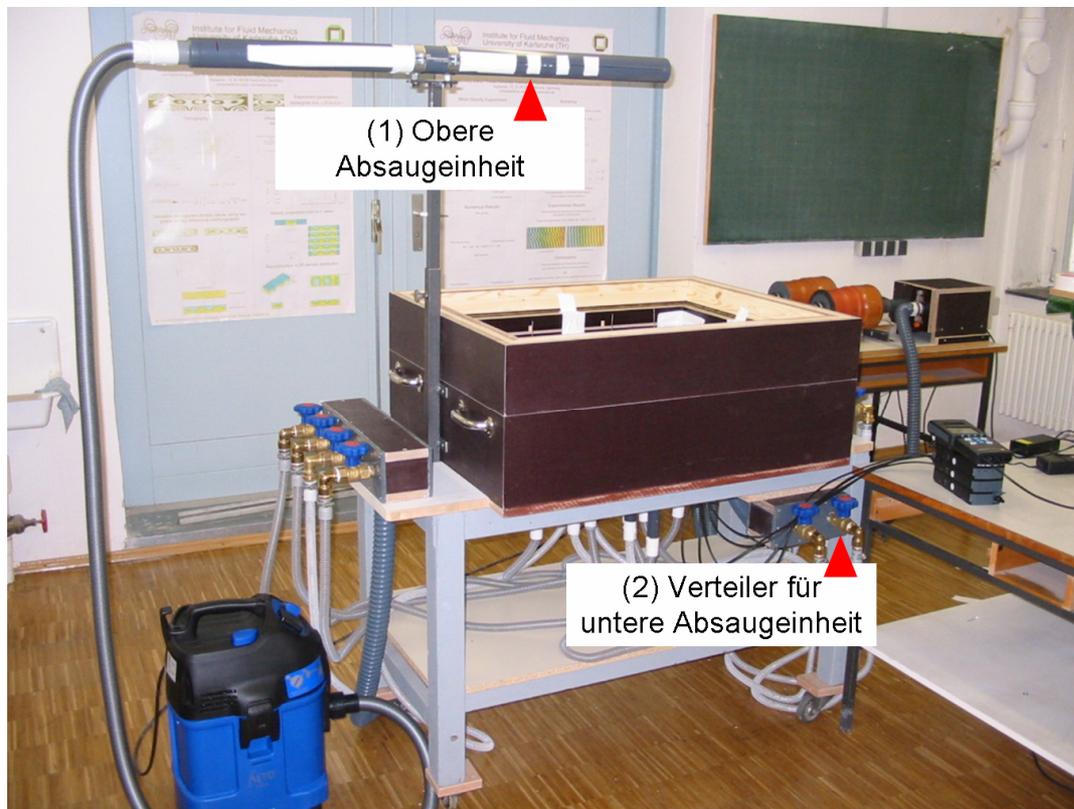


Abbildung 5-8: Obere Absaugeinheit zum Anlegen und Absaugen der Scherstrahlen (1) sowie der Verteiler für die Rückführung des Mikroklimas auf der Liegefläche (2)

Im nächsten Kapitel werden die Prüfgrundlagen für den späteren Leistungsvergleich der ausgewählten Standardsysteme vorgestellt.

5.2 Prüfgrundlagen

Im Kapitel 2.2.3 wurde bereits die Norm DIN EN 60601-2-19 [36] vorgestellt. Das Labormodell wird ausschließlich auf die Einhaltung der Temperaturanforderungen der Norm getestet. Darüber hinaus werden die experimentellen Ergebnisse mit den Untersuchungsergebnissen von Frankenberger [10] verglichen, der Standardinkubatoren verschiedener Hersteller vermessen hat. Wichtig ist der Hinweis, dass das Labormodell noch auf jegliche automatisierte Regelungstechnik verzichtet und die Nachregelung und Feinjustierung aufgrund bereits durchgeführter Vormessungen erfolgt.

Das nachfolgende Kapitel untersucht und vergleicht das

- Aufwärmverhalten,
- Übergangsverhalten,
- Verhalten im Beharrungszustand

folgender ausgewählter Systeme

- Air-Shields C-100,
- Ameda Amecare,
- Dräger 8000

mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Labormodell auf Basis des neuen Inkubator-konzeptes. Die Datenblätter der Standardsysteme sind im Anhang dargestellt.

Neben den Anforderungen der DIN EN 60601-2-19 [36], wird das Verhalten aller vorgestellten Systeme auf verschiedene Störungen untersucht und verglichen.

Frankenberger [10] hat zur Messung und Registrierung folgende Geräte eingesetzt:

Temperatur:	Ahlborn Platin-Messwiderstände Pt-100
Luftfeuchte:	Testoterm Sekundenhygrometer 6010
Sauerstoffkonzentration:	Dräger Oxydig
Registrierung:	Mehrkanalschreiber Siemens Mutireg C1730 und C 1732

5.3 VERIFIKATION

Im Rahmen dieser Vergleichsmessung wurden folgende Geräte und Systeme eingesetzt:

Temperatur:	testo Temperatur Tauchfühler TE Typ K Messbereich: - 200...600 °C Genauigkeit: ± 1,5 °C
Luftfeuchte:	testo Standard-Raumklimafühler Messbereich: 0...100 %rF Genauigkeit: ± 0,4 %rF
Sauerstoff:	Greisinger Luftsauerstoffsensor GGO369 mit Handmessgerät GMH 3690 GL Messbereich: 0,0...100 % O ₂ Genauigkeit: ± 0,1 % O ₂
Strömungsgeschwindigkeit:	Staurohr, Edelstahl, Länge 360 mm zur Messung der Strömungsgeschwindigkeit inklusive Temperaturmessung Messbereich: - 40...600 °C und Drucksonde, 100 hPa, zur Messung von Differenzdruck und Strömungsgeschwindig- keiten testo Anemometer-Sonde, Hitzkugel NTC Messbereich: 0...10 m/s Genauigkeit: ± 0,03 m/s ± 5 % v.Mw. testo Anemometer-Sonde, Hitzdraht NTC Messbereich: 0...10 m/s Genauigkeit: ± 0,03 m/s ± 4 % v.Mw.
Registrierung:	zwei testo Logger mit je 4 Kanälen und eine Control-Unit Typ testo 454 und Software ComSoft 3 für die Messdatenverwaltung via Computer

5.3 Verifikation

Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass alle in STAR-CD implementierten numerischen Methoden hinsichtlich ihrer Zuverlässigkeit ausreichend validiert sind. Daher kann man von einer grundsätzlichen mathematischen Korrektheit der numerischen Strömungssimulationen ausgehen. Um diesen Nachweis auch für diese Arbeit zu erbringen, wurde das grundsätzliche Funktionsprinzip des neuen Inkubators, der Freistrahls, mit experimentellen Ergebnissen von Schlichting und Gersten [26] verglichen. Darüber hinaus erfolgt im Kapitel 5.3.2 die Verifikation der numerischen Simulationsergebnisse des gesamten Konzeptes durch experimentelle Überprüfung am Labormodell.

5.3.1 Freistrahls

Das erste Verifikationsbeispiel ist die Untersuchung eines Freistrahls. Die numerisch gewonnenen Ergebnisse werden mit den experimentellen Ergebnissen von Schlichting und Gersten [26] verglichen. In Abbildung 5-9 ist die Prinzipskizze des Freistrahls mit den Geometrieinformationen dargestellt. Weitere bekannte Größen sind der Rohrdurchmesser von 70 mm, der Volumenstrom von $700 \text{ m}^3/\text{h}$ und die Reynoldszahl von $Re = 2,6 \cdot 10^5$. Die ermittelte Reynoldszahl liegt damit deutlich über der kritischen Reynoldszahl von $Re_{kritisch} \approx 40$ für einen runden Freistrahls.[19] Daher handelt es sich um eine turbulente Strömung.

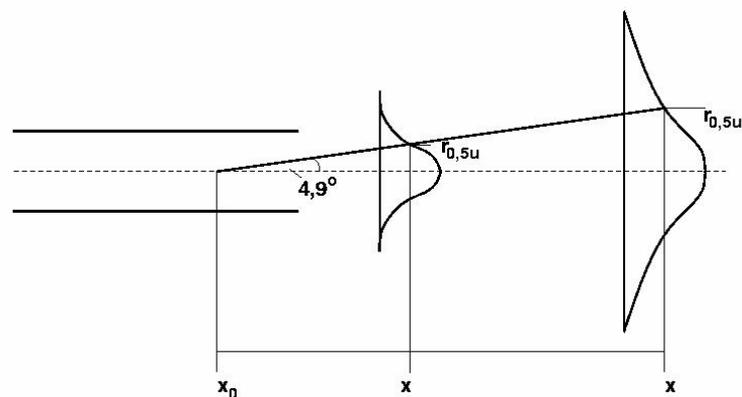


Abbildung 5-9: Prinzipskizze des Freistrahls

5.3 VERIFIKATION

Zur numerischen Strömungssimulation wird der Austritt eines strömenden Mediums aus einem Rohr nach einer definierten Einlaufstrecke in das gleiche, aber ruhende Medium berechnet. Aus Gründen der Rotationssymmetrie genügen ein 2D-Netzaufbau sowie eine Netzhalbierung. Es wird ein Hexaedernetz mit 39.000 Zellen mit ICEM-CFD erstellt. Das mit ICEM-CFD erstellte Hexaedernetz wird anschließend in den Preprozessor von STAR-CD exportiert und entsprechend weiterverarbeitet. Folgende zusätzliche Parameter wurden in STAR-CD eingestellt

- 2D, turbulent, stationär, inkompressibel,
- Turbulenzmodell $k-\varepsilon$ -high Re number,
- SIMPLE-Lösungsalgorithmus und
- upwind-Diskretisierungsschema.

Die Initialisierung des Feldes erfolgt mit einem gemittelten Volumenstrom für die Rohrströmung und einem Druck von 1 bar für das restliche Feld.

Zur Verifikation dient das Verhältnis von Schlichting und Gersten [26] für den gleichen Fall mit

$$(62) \quad \frac{r_{0,5u}}{x - x_0} = \alpha = 0,086(4,9^\circ)$$

mit $\alpha/2$ Ausbreitungswinkel und halber Maximalgeschwindigkeit.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

In der Abbildung 5-10 sind die Isolinien der Geschwindigkeit als Ergebnis der numerischen Strömungssimulation dargestellt.

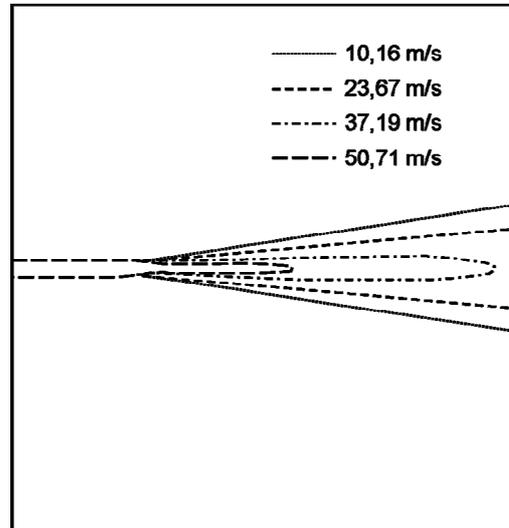


Abbildung 5-10: Isolinien der Geschwindigkeit

In der Tabelle 5-1 sind die Ergebnisse von Schlichting und Gersten [26] und der oben stehenden numerischen Strömungssimulation und die entsprechende relative Abweichung dazu dargestellt.

Tabelle 5-1: Ergebnisvergleich

Ergebnis von Gersten und Schlichting	Ergebnis der Simulation	rel. Abweichung in %
0,086 (= 4,9)	0,084 (= 4,79)	2,3

Bei einem direkten Vergleich der Simulationsergebnisse zu den experimentellen Ergebnissen von Schlichting und Gersten [26] zeigt sich mit einer Abweichung von etwa 2 % eine ausreichend hohe Übereinstimmung.

5.3.2 Labormodell

Gegenüber der numerischen Vorauslegung wurden am Labormodell zusätzliche Änderungen vorgenommen, welche in der ursprünglichen numerischen Berechnung nicht berücksichtigt wurden. Das Labormodell verfügt noch nicht über die strömungsoptimierten Radien, und die Wandstärke beträgt 12 cm statt etwa 6 cm im Vergleich zum numerischen Modell. Zur Verifikation der numerischen Ergebnisse wurden diese mit den experimentellen Messergebnissen des Labormodells verglichen. Hierfür wurden vom numerischen Modell mittels der Funktion Sensorpunkte jeweils in Richtung der Längs- und Querachse, mit der Kreuzung im Liegeflächenmittelpunkt und 35 cm oberhalb der Liegefläche, die Werte für die Temperatur- und die Geschwindigkeitsverteilung extrahiert. Zum direkten Vergleich wurde in den gleichen Dimensionen eine Messvorrichtung am Labormodell angebracht. In den Abbildungen 5-11 und 5-12 ist die Prüfvorrichtung zu sehen. Die Auswertung erfolgte über ein Hitzdraht-Anemometer mit gleichzeitiger Messung von Temperatur und Geschwindigkeit.

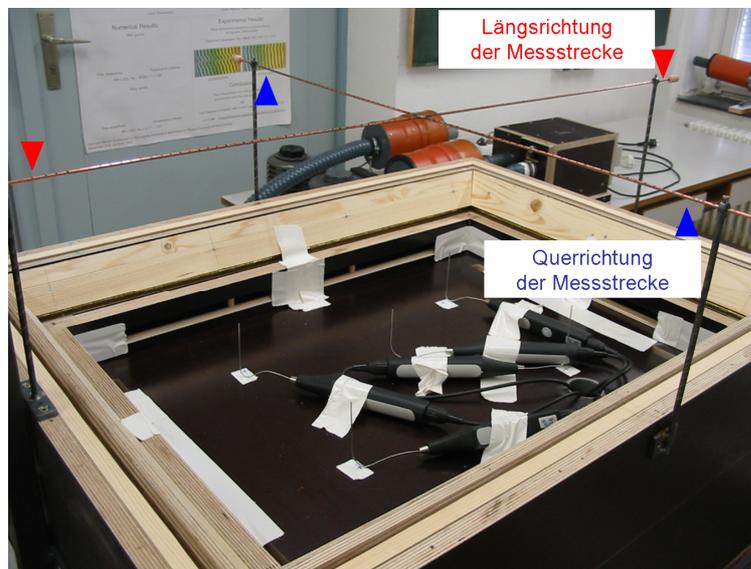


Abbildung 5-11: Labormodell mit Prüfvorrichtung, die Querrichtung der Messstrecke ist blau und die Längsrichtung rot gekennzeichnet.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

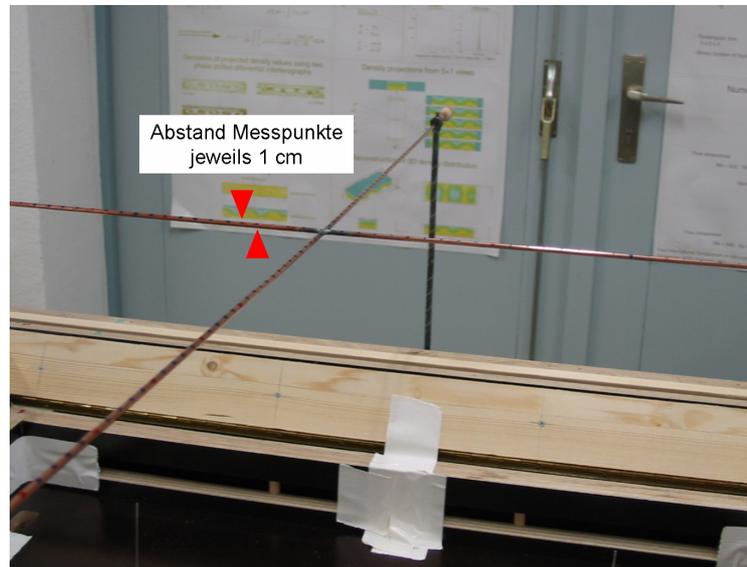


Abbildung 5-12: Auf der Prüfvorrichtung sind Messpunkte im Abstand von jeweils einem Zentimeter angebracht.

In den Abbildungen 5-13 und 5-14 sind die Ergebnisse der Temperaturmessungen dargestellt. Im Rahmen der numerischen Strömungssimulation wurden zwei Fälle unterstellt und ausgewertet. Der erste Fall unterstellt eine laminare Strömung und der zweite eine turbulente Strömung. Für die Berechnung der turbulenten Strömung wurde das einfache $k-\varepsilon$ -Turbulenzmodell verwendet. Für alle Ergebnisse liegt eine deutliche Symmetrie der Temperaturverteilung vor. Beide numerischen Ergebnisse zeigen hierbei eine hohe Übereinstimmung. Wie bereits erläutert, ist die Austrittsströmung (Kanalströmung) des kalten Scherstrahls mit $Re_{0,01} \approx 250$ laminar. Lokal kommt es in den Wendepunkten der Geschwindigkeitsverteilung zu einem schwach turbulenten Queraustausch. Über die Breite dieses Bereiches gibt es keine Aussagen. Global dominieren die laminare Konvektionsströmung und die langsame (laminare) Außenströmung. Der Einfluss der lokalen Phänomene ist sowohl in den numerischen als auch in den experimentellen Ergebnissen nicht erkennbar und kann daher vernachlässigt werden. Bei der Betrachtung der folgenden Abbildungen ist weiter fest zu stellen, dass die Numerik die experimentell bestimmten Temperaturen im Randbereich unterschätzt. Der Grund liegt in der problematischen experimentellen Berechnung des Volumenstroms für jede Seite des Labormodells.

5.3 VERIFIKATION

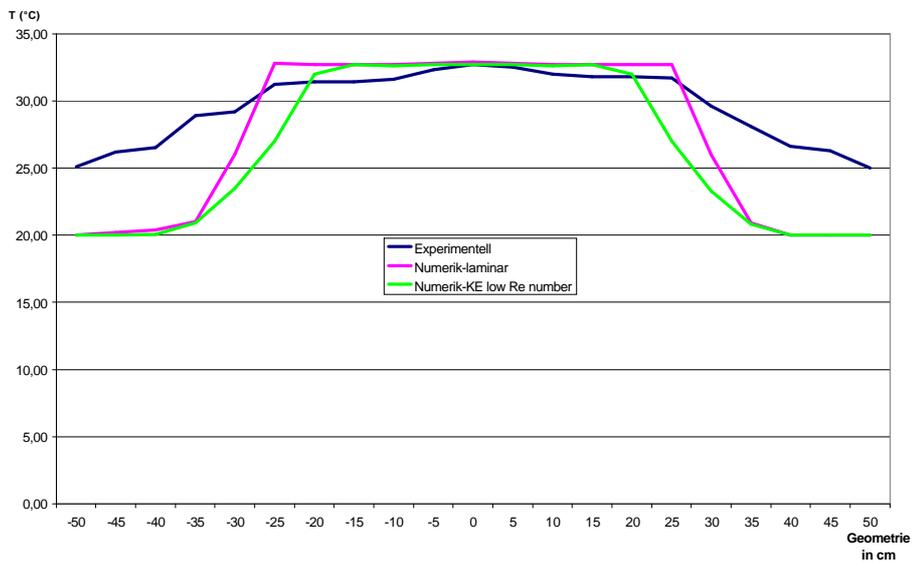


Abbildung 5-13: Temperaturverteilung (längs), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Temperaturen, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.

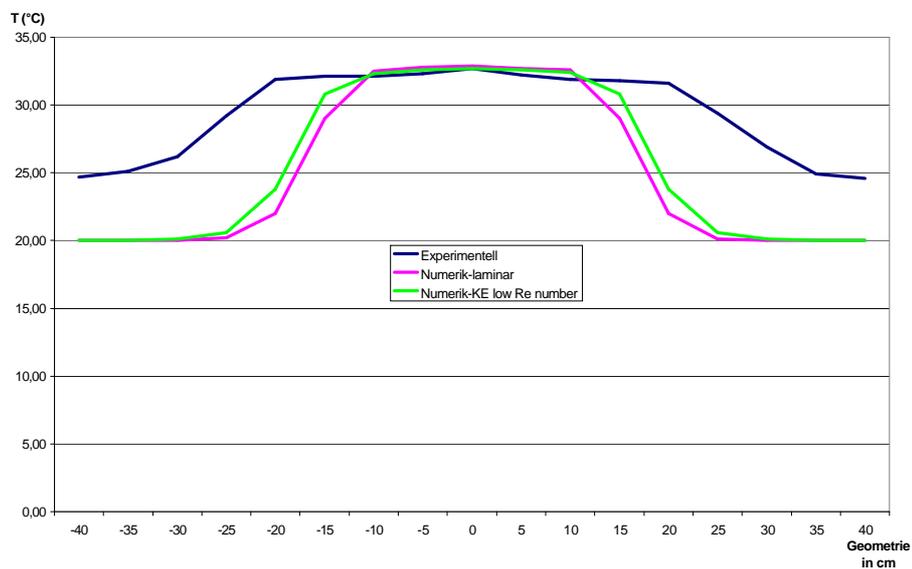


Abbildung 5-14: Temperaturverteilung (quer), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Temperaturen, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

Für die Betrachtung der Temperaturverteilung quer zur Liegefläche gelten die gleichen Anmerkungen wie bei der Temperaturverteilung längs der Liegefläche. Neben der Temperaturverteilung wurde die Geschwindigkeitsverteilung untersucht. Siehe hierzu auch die Abbildungen 5-15 und 5-16. Auch hier zeigen die beiden numerischen Ergebnisse im Zentrum der Liegefläche eine hohe Übereinstimmung mit den experimentellen Ergebnissen. Beide numerischen Verfahren unterschätzen allerdings die Strömungsgeschwindigkeiten, welche durch die kalte Scherschicht hervorgerufen werden. Phänomenologisch ist die Scherschicht ein Freistrahler, die numerischen Simulationsergebnisse gehen von einem frühzeitigen Auffächern des Strahls aus, der aber im Experiment über einen längeren Zeitraum geschlossen bleibt. Diese Unterschätzung der Geschwindigkeiten kann als Vorteil angesehen werden, da scheinbar höhere Strömungsgeschwindigkeiten möglich sind ohne die Stabilität des Gesamtsystems zu gefährden. Wie bei der Temperaturmessung werden die experimentellen Ergebnisse in den Randbereichen unterschätzt. Auch hier gilt der Hinweis auf die problematische Zuordnung der tatsächlichen Teilvolumenströme für jede der Funktionswände. Die genauen Volumenströme sind erst mit einem verbesserten Modell genau zu bestimmen. Ein solches Modell wird auf Basis der Untersuchungsergebnisse der vorliegenden Arbeit erstellt.

5.3 VERIFIKATION

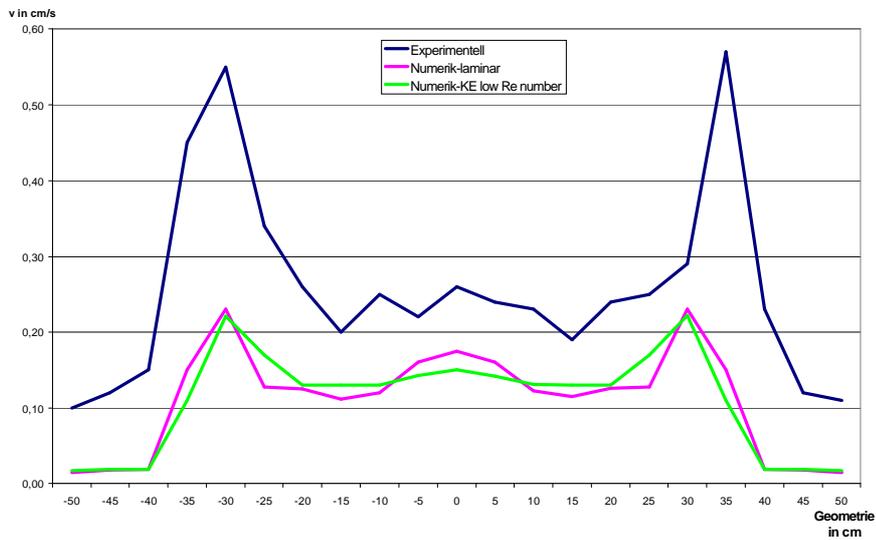


Abbildung 5-15: Geschwindigkeitsverteilung (längs), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Geschwindigkeiten, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.

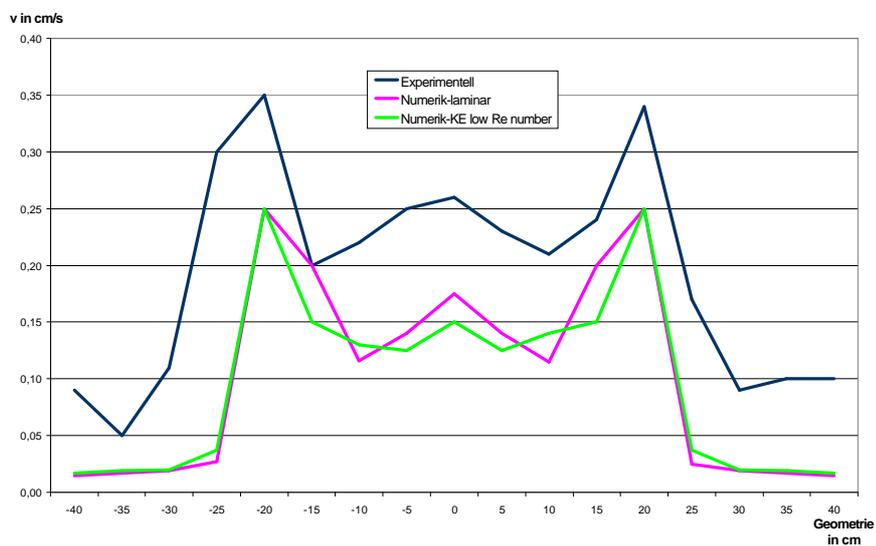


Abbildung 5-16: Geschwindigkeitsverteilung (quer), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Geschwindigkeiten, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

Auch bei der Betrachtung der Geschwindigkeitsverteilung quer zur Liegefläche gelten die oben stehenden Aussagen bezüglich einer hohen Übereinstimmung der numerischen Ergebnisse im Zentrum der Liegefläche und einer Unterschätzung der Bereiche mit Einfluss der kalten Scherschicht. Erwartungsgemäß liefert das Modell für eine laminare Strömung auch hier die besseren numerischen Ergebnisse.

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse kann man davon ausgehen, dass zumindest im Bereich 25x25x35 cm das numerisch ermittelte Mikroklima auch im Labormodell vorhanden ist. Darüber hinaus scheint im Labormodell auch über diesen Bereich hinaus eine Art von verändertem Klima vorhanden zu sein, welche im numerischen Modell nicht erkennbar ist.

5.4 Aufwärmverhalten

Bei dieser Untersuchung wird das Aufwärmverhalten der drei Standardinkubatoren mit dem Labormodell verglichen. Als Aufwärmzeit gilt die Zeitspanne, welche notwendig ist, die Inkubator Temperatur von Umgebungstemperatur (20 °C bis 24 °C) um 11 °C zu erwärmen. In der Abbildung 5-17 ist das Aufwärmverhalten der Standardinkubatoren und in Abbildung 5-18 das des Labormodells dargestellt. Nach Untersuchungen von Frankenberger [10] beträgt die Aufwärmzeit des Inkubators Ameda Amecare etwa 90 Minuten, die des Inkubators Dräger 8000 38 Minuten und die der Air-Shields Isolette C-100 etwa 54 Minuten. Das Labormodell benötigt für diesen Vorgang etwa 20 Minuten.

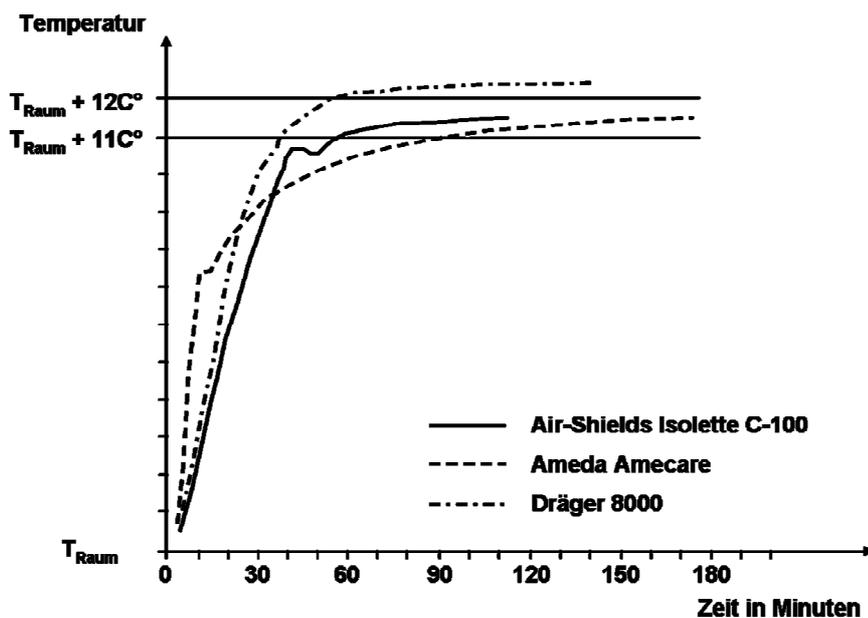


Abbildung 5-17: Aufwärmverhalten der Standardinkubatoren [10]

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

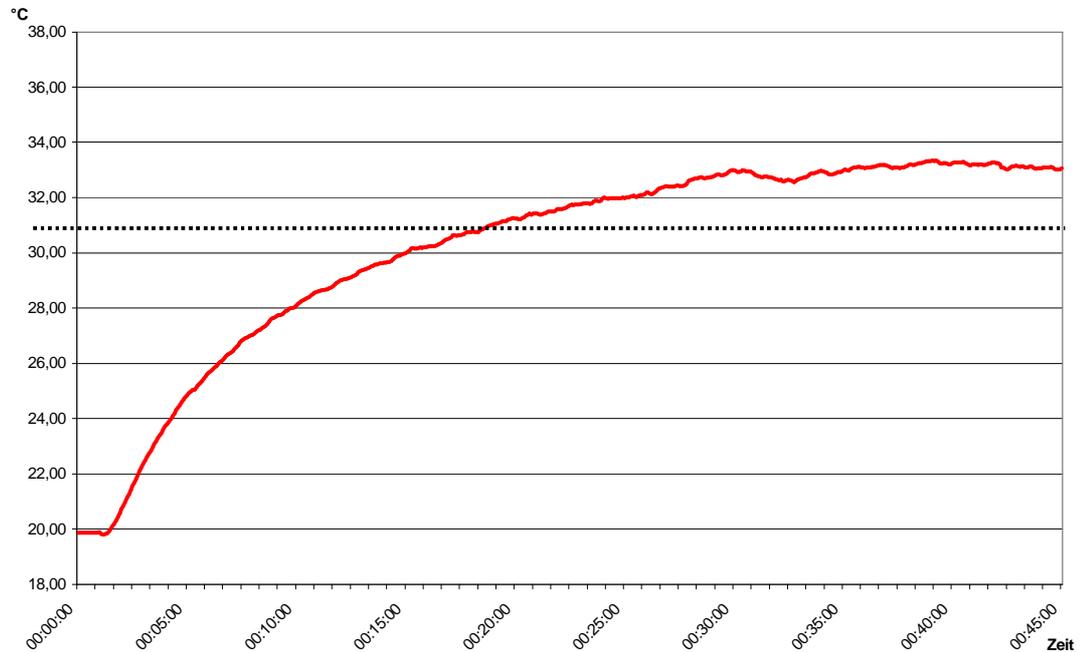


Abbildung 5-18: Aufwärmverhalten Labormodell

Wichtig ist allerdings der Hinweis, dass abweichend von den Anforderungen der DIN EN 60601-2-19 [36] und den Untersuchungen von Frankenberger [10] beim Labormodell nur die Temperatur erhöht wird und nicht die relative Luftfeuchte. Auch wenn erst in der nächsten Ausbaustufe des neuen Inkubators die Einbringung und Regelung der relativen Luftfeuchte vorgesehen ist, wurden einige Messungen mit erhöhter relativer Luftfeuchte am Labormodell durchgeführt. Hierfür wurde ein Verdampfer an die Warmluftversorgung angeschlossen. In Abbildung 5-19 ist das Aufwärmverhalten mit einer relativen Luftfeuchte von etwa 50 % rF (rote Kurve) und mit einer erhöhten relativen Luftfeuchte von etwa 90 % rF (blaue Kurve) dargestellt.

5.5 ÜBERGANGSVERHALTEN

Der anfängliche Anstieg der blauen Kurve ist stärker, was durch die zusätzliche Wärmeenergie des heißen Wasserdampfes zu erklären ist.

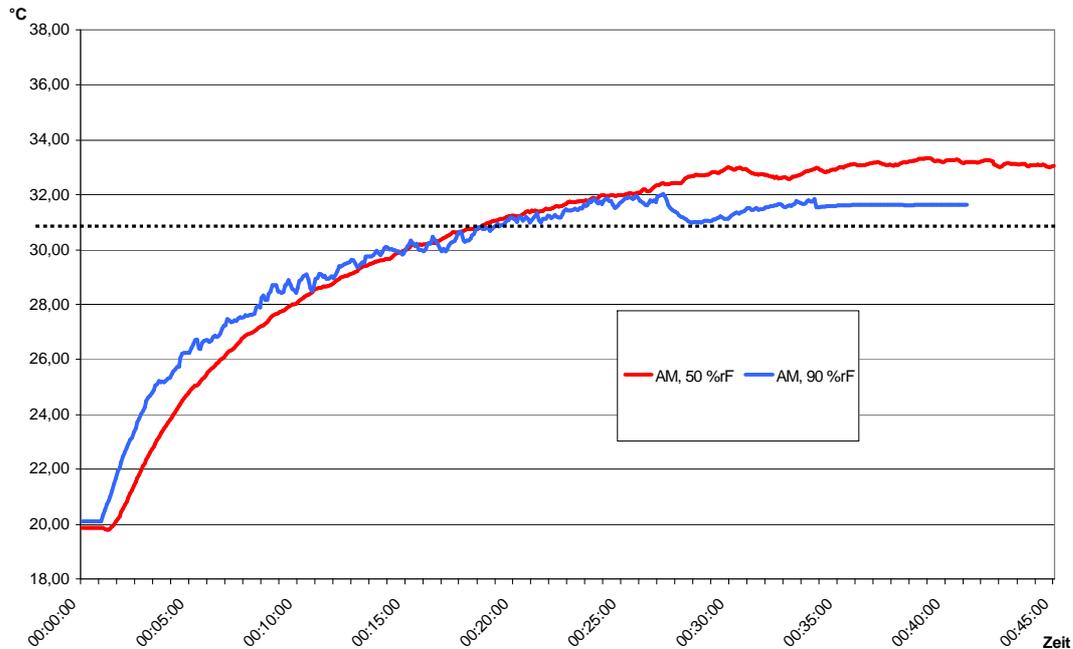


Abbildung 5-19: Aufwärmverhalten des Labormodells mit normaler relativer Luftfeuchte (rote Kurve) und erhöhter relativer Luftfeuchte (blaue Kurve)

Aufgrund der ersten experimentellen Untersuchung unter Einbeziehung einer erhöhten relativen Luftfeuchte ist davon auszugehen, dass die bereits vorliegenden Ergebnisse einer reinen Temperaturbetrachtung direkt auf eine kombinierte Betrachtung von Temperatur und relativer Luftfeuchte übertragen werden können.

5.5 Übergangsverhalten

In diesem Kapitel wird das Übergangsverhalten von einer erhöhten Temperatur (32 °C bis 34 °C) auf 30 °C und der anschließenden Erhöhung auf 34 °C und weiter auf 36 °C verglichen. In Abbildung 5-20 ist der Registrierstreifen für das Übergangsverhalten des Labormodells und in den Abbildungen 5-21 bis 5-23 das Übergangsverhalten der Standardinkubatoren dargestellt. Zur Vereinfachung und besseren Vergleichbarkeit wurde aus den Messwerten von Frankenberger [10] jeweils ein Mittelwert gebildet. Zwischen den Zeitpunkten der Temperaturänderung werden die Systeme für längere Zeit im Beharrungszustand betrieben. Alle Systeme benötigen für die Temperaturreduktion mehr Zeit als für die Temperaturerhöhung. Der Zeitbedarf für die Temperaturreduktion ist jedoch beim Labormodell deutlich geringer, da im Gegensatz zu den Standardinkubatoren die Abkühlphase kein passiver, sondern über die Variation von Heiztemperatur und Volumenstrom ein aktiver Vorgang ist.

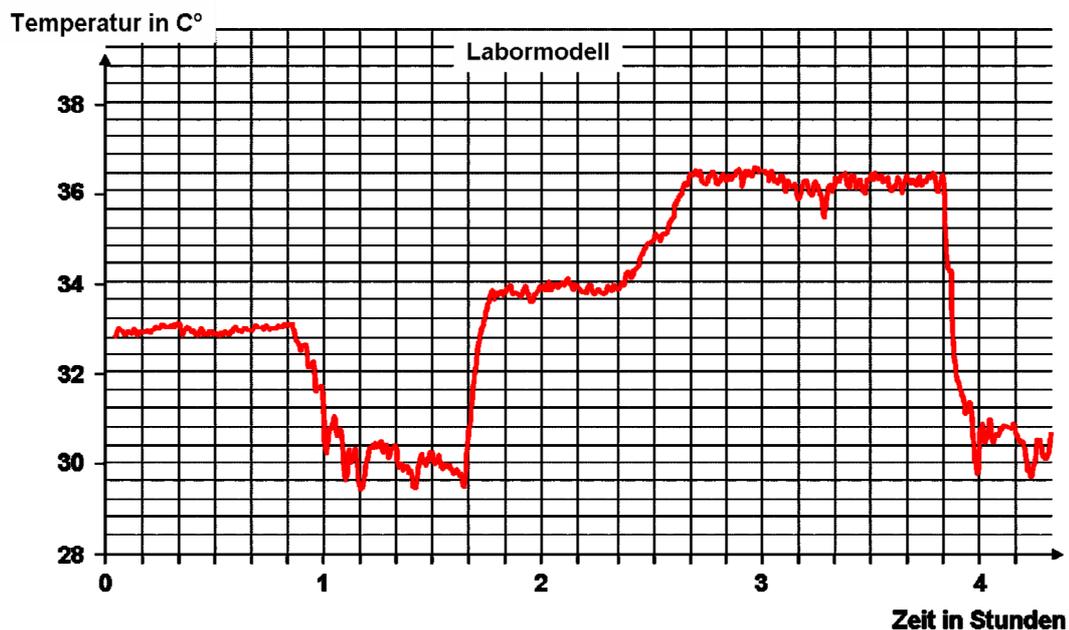


Abbildung 5-20: Übergangsverhalten des Labormodells, aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C und wieder absenken auf 30 °C

5.5 ÜBERGANGSVERHALTEN

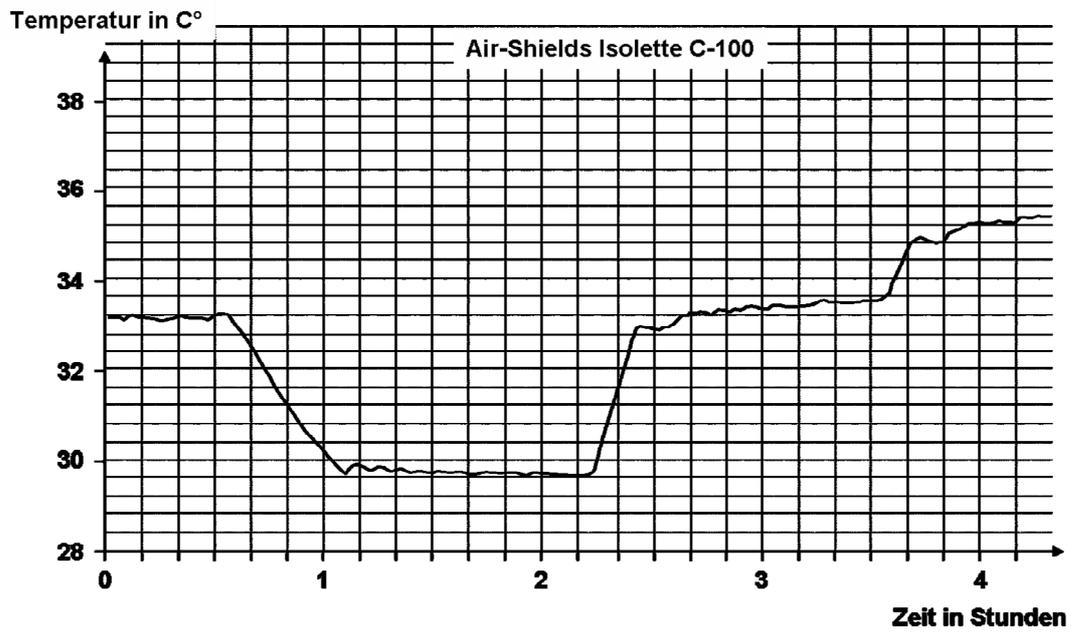


Abbildung 5-21: Übergangsverhalten Air-Shields Isolette C-100 [10] aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C

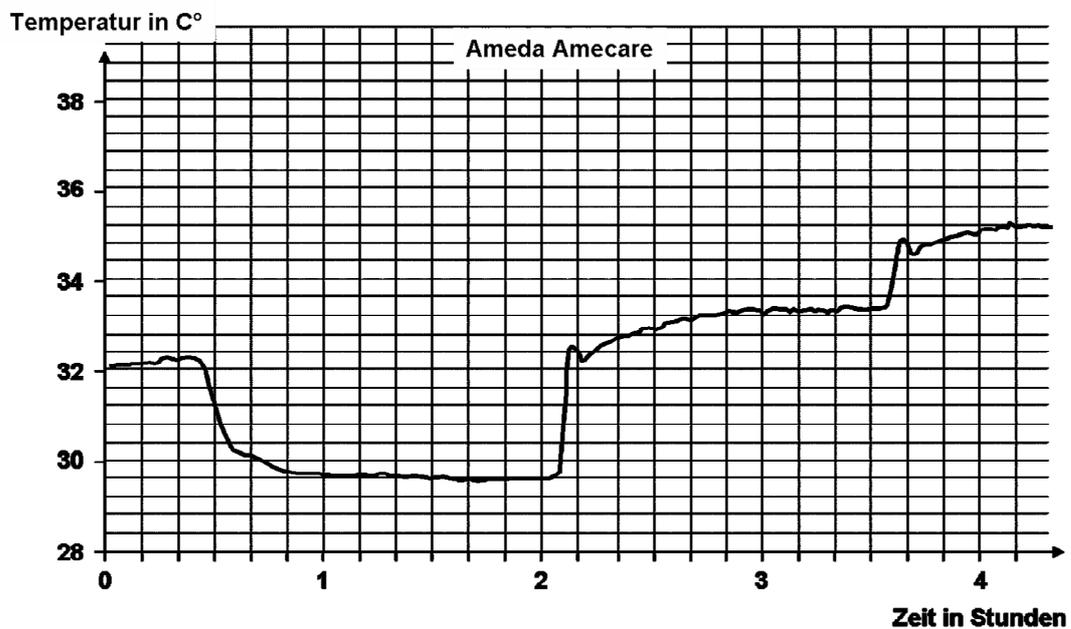


Abbildung 5-22: Übergangsverhalten Ameda Amecare [10] aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

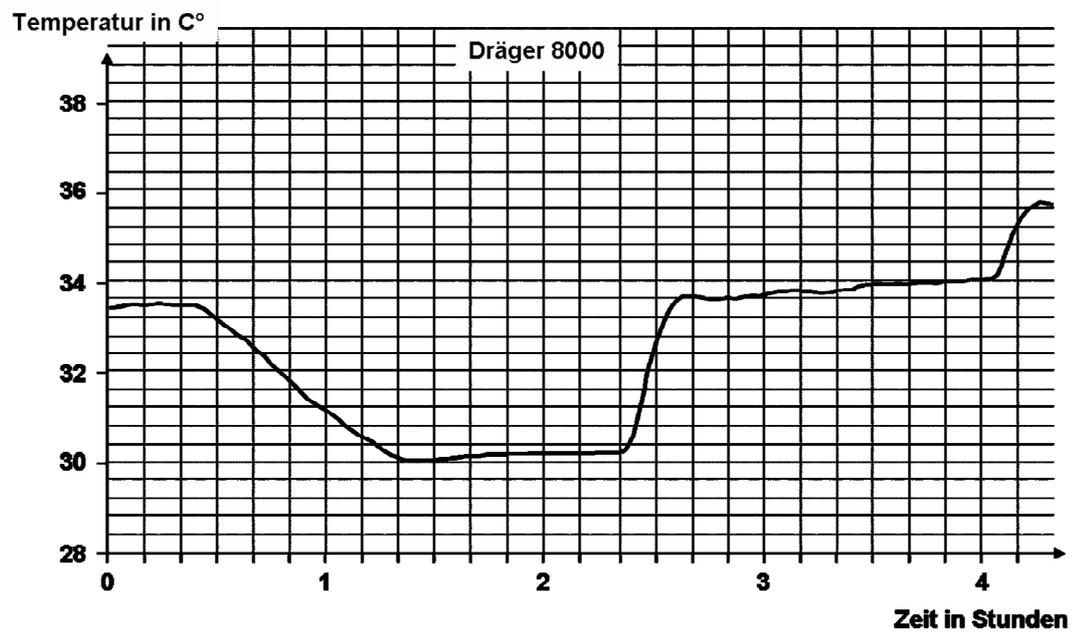


Abbildung 5-23: Übergangsverhalten Dräger 8000 [10] aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C

5.6 Beharrungszustand

Das Labormodell wurde auf verschiedenen Temperaturniveaus im Beharrungszustand betrieben, siehe auch Abbildung 5-20. Ein Vergleich mit den Standardinkubatoren erfolgt nur im Temperaturbereich von 36 °C. Abweichend von den Untersuchungen von Frankenberger [10] wurde beim Labormodell die relative Luftfeuchte nicht erhöht. Die Temperaturverteilung der Standardinkubatoren, siehe hierzu Abbildung 5-24, schwankt deutlich um 36 °C, da Frankenberger [10] in seinen Untersuchungen die *Einstelltemperatur* am Inkubator mit der *Ist-Inkubatortemperatur* vergleicht. Beim Labormodell gibt es keine automatisierte Regelungstechnik, daher handelt es sich um eine *hand-geregelte Ist-Inkubatortemperatur*. Festzuhalten ist, dass alle Inkubatoren, auch das Labormodell, die Anforderungen der DIN EN 60601-2-19 [36] erfüllen würden.

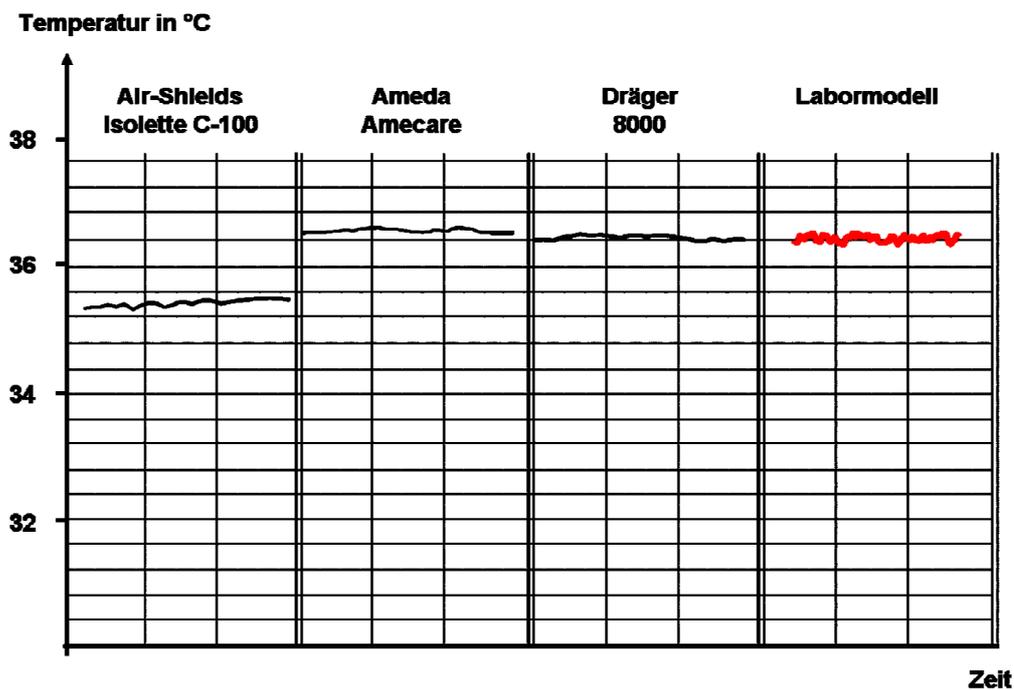


Abbildung 5-24: Beharrungszustand [10] bei 36 °C, Vergleich der Standardinkubatoren in der 1. bis zur 3. Spalte mit dem Labormodell in der 4. Spalte

5.7 Verhalten bei Störungsversuchen

5.7.1 Zugriff

Alle Standardinkubatoren haben zum Schutz des Mikroklimas eine physische Abdeckung. Neben dem Kritikpunkt eines begrenzten Zugriffs, gibt es einen weiteren damit verbundenen kritischen Aspekt. Selbst bei den modernsten Inkubatoren führt das Öffnen der Zugriffsklappen zu einem Temperatureinbruch und einem Rückgang der relativen Luftfeuchte. Frankenberger [10] beschreibt die Ergebnisse einer Studie, in der die Zahl der Interaktionen zwischen Pflegepersonal und Patient gezählt und der Art der Tätigkeit zugeordnet wurden. Im Beobachtungszeitraum von knapp 41 Stunden erfolgten insgesamt 250 Interaktionen, jede dieser Interaktionen ist mit dem Öffnen einer Zugriffsklappe verbunden. In Abbildung 5-25 ist ein Auszug der Tätigkeiten und deren mittlere zeitliche Dauer aufgelistet. Frankenberger [10] kam zu dem Ergebnis, dass bezogen auf einen 24 Stunden Zeitraum der Inkubator 3,5 Stunden geöffnet war. Die Anzahl und die Zugriffsdauer werden auch durch eine Untersuchung von Prince [25] bestätigt.

<i>Tätigkeit</i>	<i>durchschnittliche Dauer</i>	<i>Häufigkeit pro 24 Stunden</i>	<i>Klappe</i>
Nahrungs- und Flüssigkeitszufuhr	2 min	10	1·2 (·4·5)
Magenrest-Bestimmung	1,5 min	4	1·2
Injektion	2 min	8	1·2 (4·5)
Absaugen	2,5 min	6	1·2 (·4·5)
Beatmungs-schlauchsystem	2,5 min	4	1·2
Blutdruckmessung	1,5 min	8	1·2
Blutgasanalyse	1 min	4	1·2
Inkubator säubern	2,5 min	3	3

Abbildung 5-25: Beschreibung der Routinezugriffe auf den Patienten (Auszug) [10]

5.7 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

In Abbildung 5-26 ist der Prüfaufbau von Frankenberger [10] abgebildet.

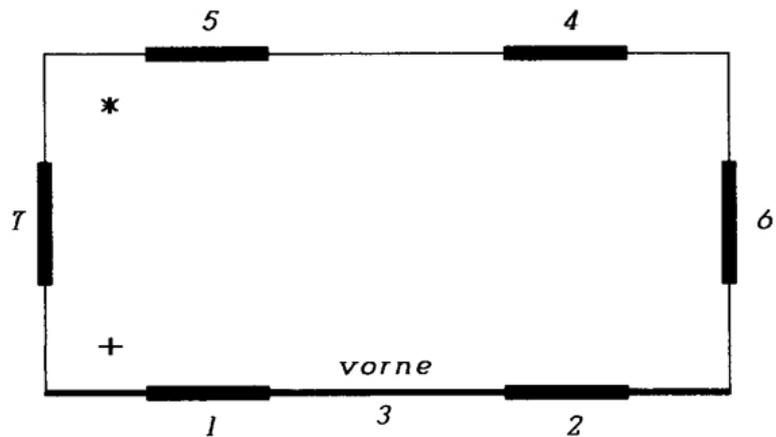


Abbildung 5-26: Prüfaufbau von Frankenberger mit Bezeichnung der Durchgriffsöffnungen sowie den Positionen der Sauerstoff- und Feuchte-Sensoren

Die Frontklappe ist mit 3 und die Durchgriffsöffnungen mit 1, 2, 4, 5, 6 und 7 gekennzeichnet. An der Stelle (*) befindet sich der Temperatur- und Feuchte-Sensor und an der Stelle (+) der Sauerstoff-Sensor.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

Werden für eine Interaktion beide vorderen Durchgriffsöffnungen für zwei Minuten geöffnet, sinkt die Temperatur um 0,5 °C und die relative Luftfeuchte von 80 % auf 74 %. Die eingestellten Parameter werden nach 7 Minuten wieder erreicht. Abbildung 5-27 zeigt einen Ausschnitt aus dem Registrierstreifen.

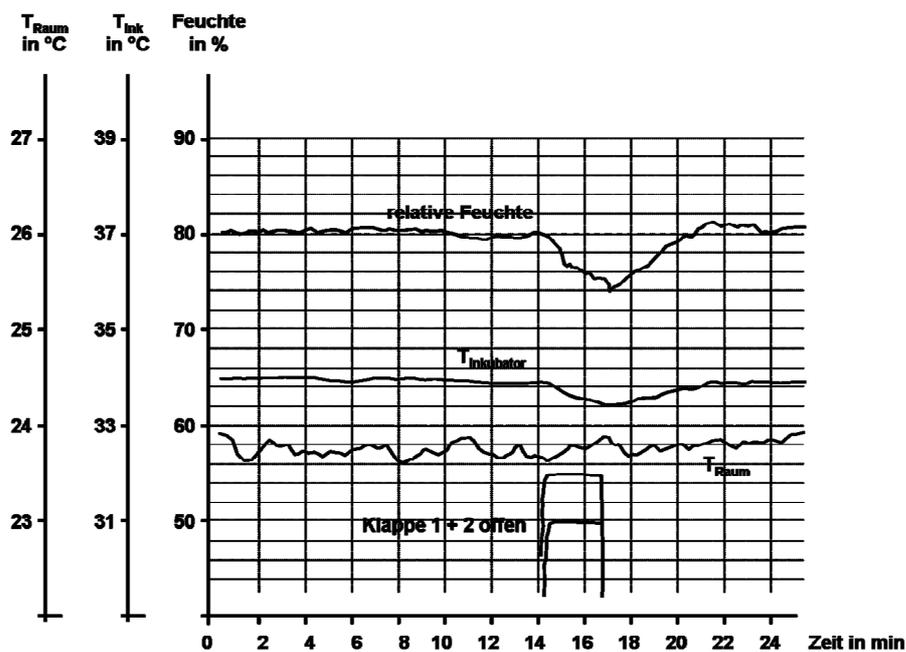


Abbildung 5-27: Registrierstreifen mit einer Interaktion (Störung) [10], die Frontklappen 1 und 2 werden für zwei Minuten geöffnet.

Werden zwei Interaktionen (Störungen) in kurzem zeitlichen Abstand hintereinander durchgeführt, bevor sich das Mikroklima wieder einstellen kann, überlagern sich die Störungen. Die sich einstellende Temperatur und Feuchte liegen um Größenordnungen von dem entfernt, was man als Wohlfühlklima bezeichnen könnte. Der entsprechende Registrierstreifen ist in Abbildung 5-28 dargestellt.

5.7 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

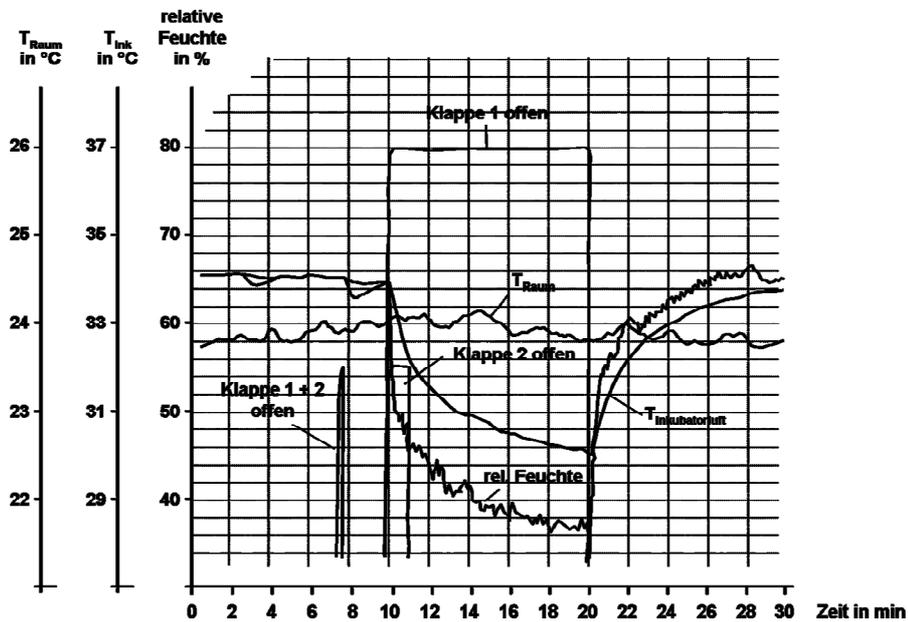


Abbildung 5-28: Zwei Interaktionen (Störungen) hintereinander [10], die Frontklappen 1 und 2 werden kurz geöffnet und wieder geschlossen und danach nochmals geöffnet und geschlossen. Die Temperatur als auch die relative Feuchte fallen deutlich sichtbar.

Im Vergleich zu den Untersuchungen von Frankenberger [10] wird am Labormodell nur das Temperaturverhalten untersucht. Da beim neuen Konzept auf die Abdeckung verzichtet wird, können folglich auch keine Durchgriffsöffnungen betätigt werden.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

In Abbildung 5-29 ist der Registrierstreifen während des Zugriffs über einen Zeitraum von fünf Minuten abgebildet. Der Zugriff erfolgte beidhändig in Richtung Zentrum der Liegefläche. Die Temperaturschwankungen bewegen sich in der gleichen Größenordnung wie im ungestörten Beharrungszustand. Damit sind zwei der Hauptforderungen des Lastenheftes erfüllt, der freie Zugriff auf das Kind bei gleichzeitiger Temperaturstabilität des Klimas.

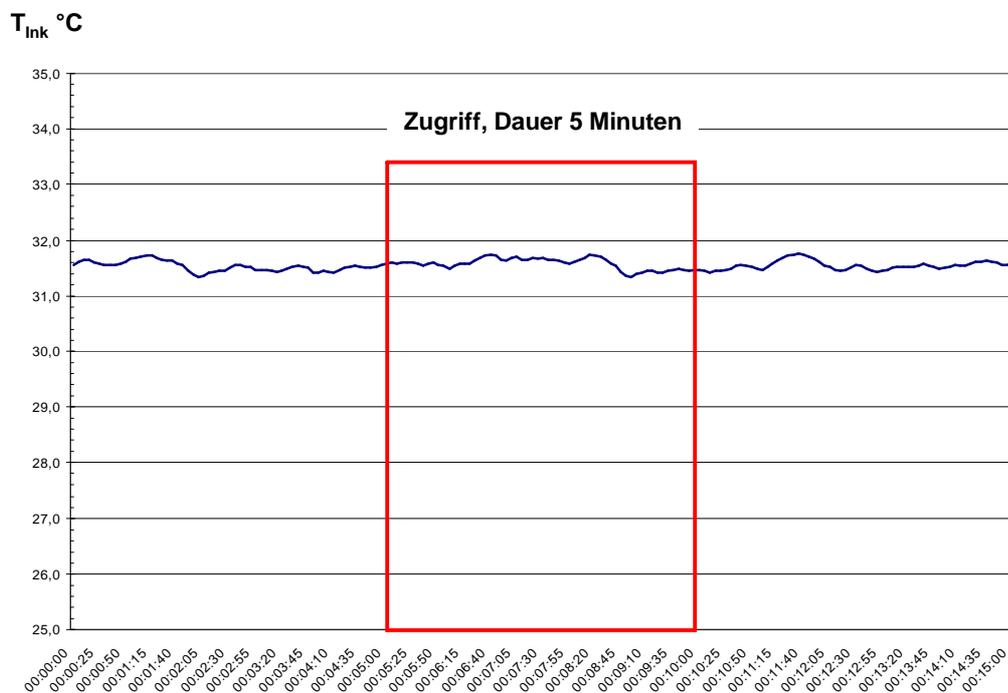


Abbildung 5-29: Registrierstreifen über einen Patientenzugriff für die Dauer von fünf Minuten (Interaktion innerhalb des rot markierten Bereiches), es ist keine Temperaturänderung sichtbar.

5.7.2 Neigen der Liegefläche

In der Abbildung 5-30 ist der Registrierstreifen für die Schrägstellung der Liegefläche, fußseitig etwa 15 Grad abgesenkt, dargestellt. Die Temperaturschwankungen bewegen sich innerhalb der üblichen Schwankungsbreite während des Beharrungszustandes. Der leichte Temperaturrückgang während der Schrägstellung ist durch einen manuellen Eingriff verursacht, um die mittlere Inkubator­temperatur wieder auf den Zielwert von 31,5 °C zu bringen.

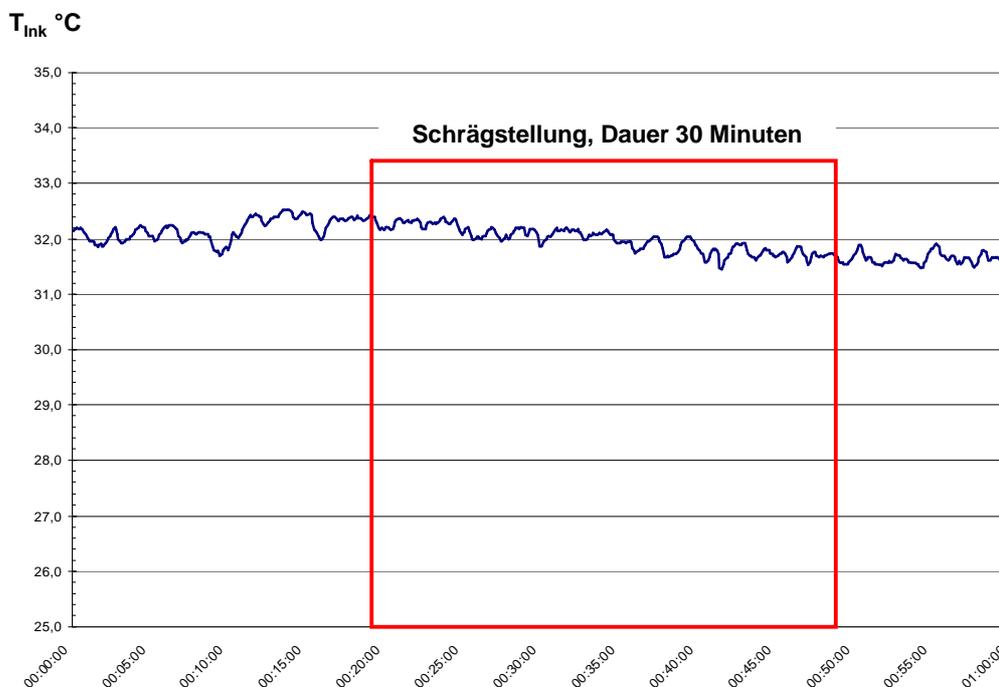


Abbildung 5-30: Neigung der Liegefläche für die Dauer von 30 Minuten, es ist keine Temperaturänderung sichtbar

5.7.3 Querströmung

Die Querströmung wurde durch einen Ventilator senkrecht zur Längsseite des Labormodells erzeugt und dauerte zwei Minuten. Die DIN EN 60601-2-19 [36] fordert bei einer solchen Untersuchung eine maximale Strömungsgeschwindigkeit von 0,3 m/s. Aus praktischen Gründen wurde allerdings eine Geschwindigkeit der Strömung von 0,4 m/s untersucht. In Abbildung 5-31 ist der Registrierstreifen für die Störungsuntersuchung dargestellt. Die Durchschnittstemperatur fällt um knapp 1 °C. Ist die Störung beendet, geht die Durchschnittstemperatur innerhalb einer Minute wieder auf die ursprüngliche Inkubator Temperatur zurück.

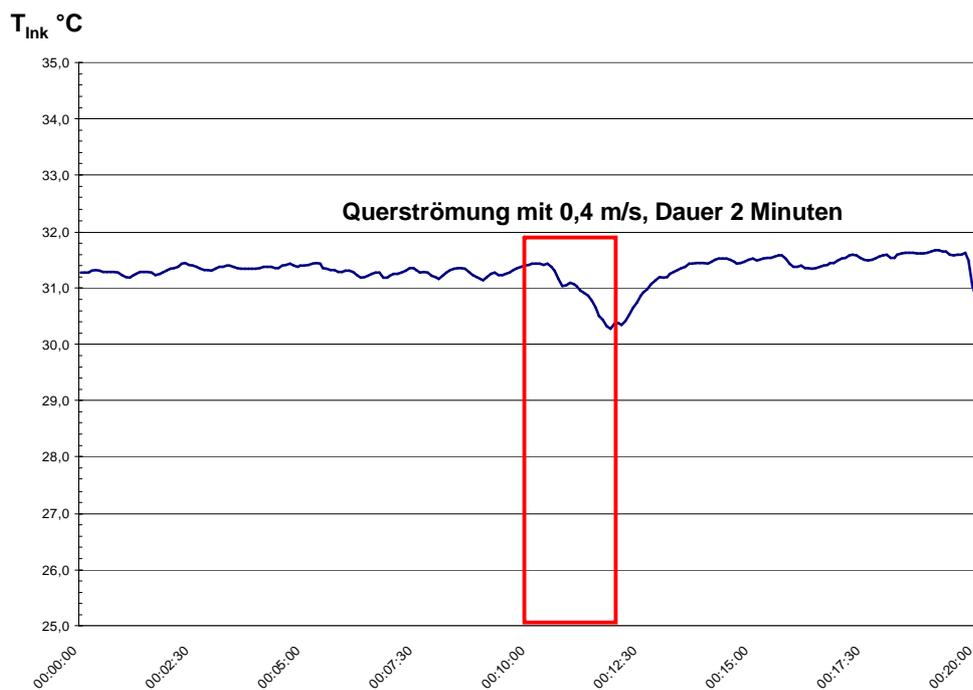


Abbildung 5-31: Registrierstreifen für eine Querströmung von zwei Minuten Dauer, nach Beendigung der Störung geht die Inkubator Temperatur innerhalb von einer Minute wieder auf die ursprüngliche Beharrungstemperatur zurück.

5.7.4 Abdecken der Scherschicht

In Abbildung 5-32 ist der Fall dargestellt, dass etwa 20 cm des Spaltes zur Zuführung der kalten Scherschicht für fünf Minuten verdeckt sind. Dies entspricht knapp 30 % des Ausströmbereichs. Der Temperatureinbruch fällt mit nahezu 2 °C sehr deutlich aus. Ist die Störung beendet, kehrt die Durchschnittstemperatur sehr schnell wieder auf das ursprüngliche Niveau der Beharrungstemperatur zurück.

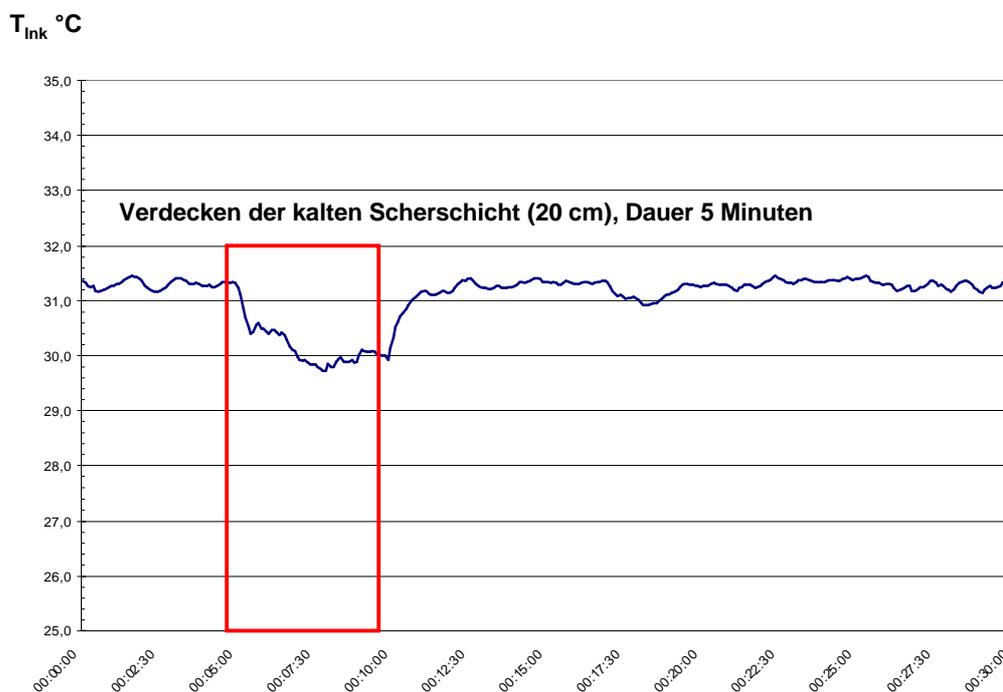


Abbildung 5-32: Teilabdeckung der Scherschicht als Störungsexperiment über einen Zeitraum von fünf Minuten, der Temperaturrückgang ist mit 2 °C deutlich, geht aber unverzüglich nach Beendigung der Störung wieder auf die Beharrungstemperatur zurück.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

In der vorangegangenen Abbildung wurde die Durchschnittstemperatur aller fünf Messsensoren dargestellt. Betrachtet man nun die Temperaturschwankungen einzelner Sensoren fällt diese noch deutlicher aus. Zur besseren Orientierung sind in Abbildung 5-33 die einzelnen Temperatursensoren und der Störbereich gekennzeichnet.

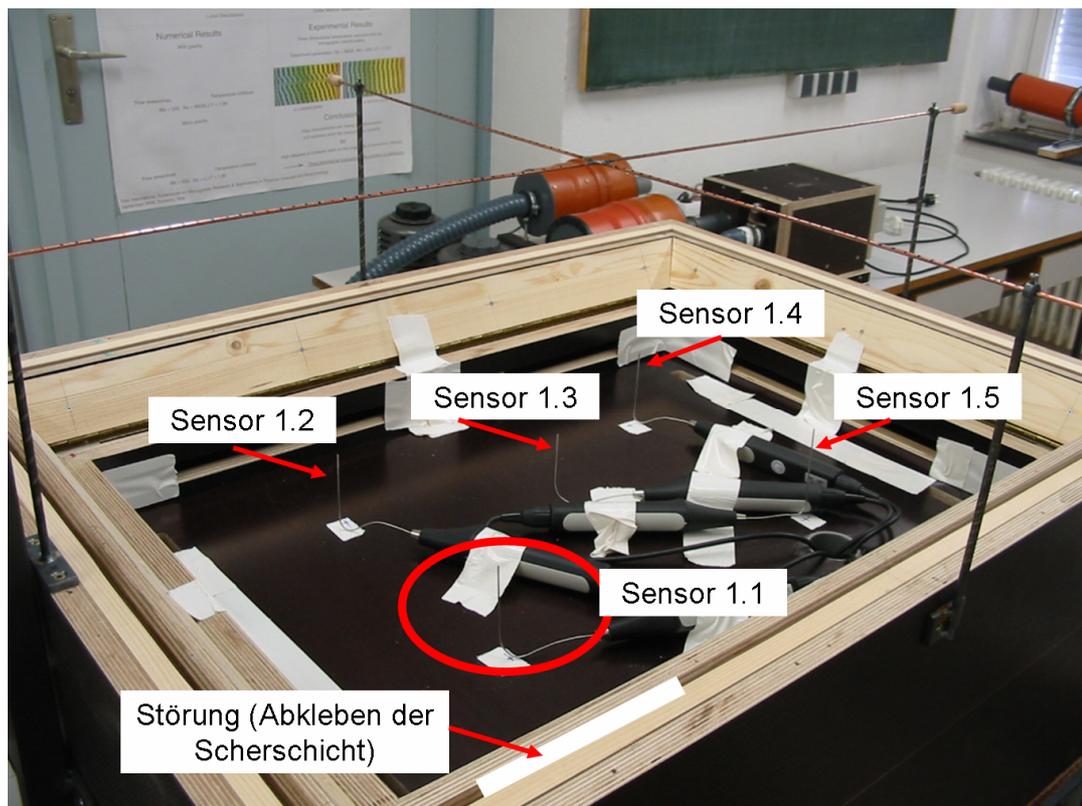


Abbildung 5-33: Bezeichnung der Temperatursensoren, im Vordergrund ist die abgedeckte kalte Scherschicht zu erkennen, der Temperatureinbruch wird bei Sensor 1.1 am deutlichsten ausfallen.

5.7 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

In Abbildung 5-34 ist der zur Abbildung 5-32 korrespondierende Temperaturverlauf auf Basis der einzelnen Temperatursensoren zu sehen.

Besonders der **Sensor 1.1**, der dem abgedeckten Bereich der Scherschicht am nächsten liegt, zeigt einen deutlichen Temperatureinbruch. Der Einfluss der Störung war zu erwarten und kann durch differenzierte Regeltechnik gezielt nachgeregelt und korrigiert werden.

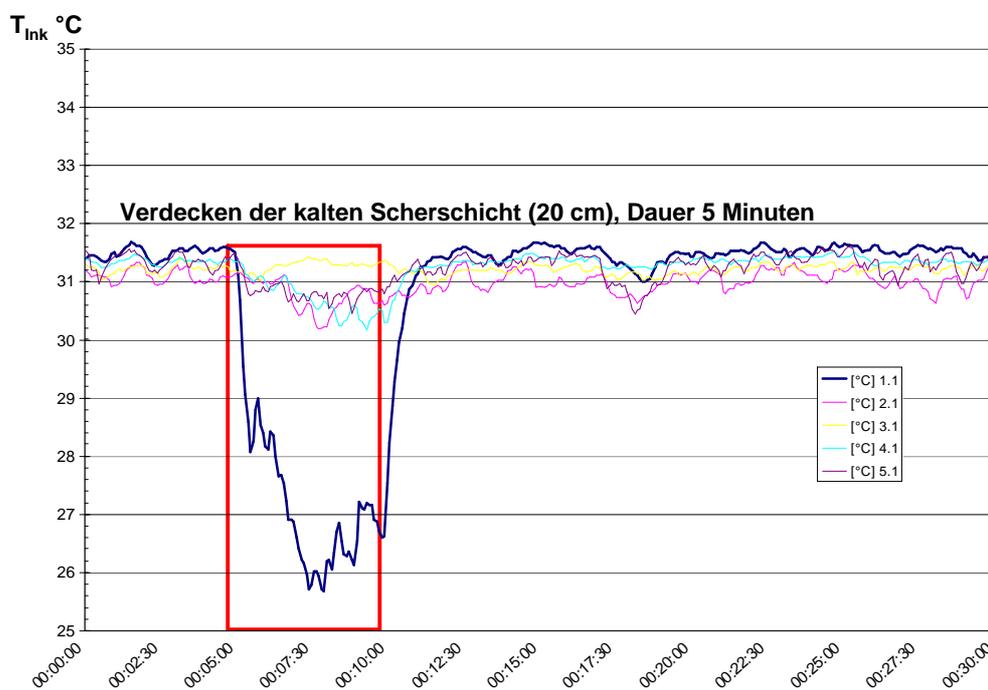


Abbildung 5-34: Abdecken der Scherschicht – Einzelwerte aller fünf Messsensoren, sehr deutlich ist der Temperaturrückgang bei Sensor 1.1.

5 EXPERIMENTELLE ÜBERPRÜFUNG

Der letzte untersuchte Fall sind zwei kurz aufeinander folgende Störungen. Über einen Zeitraum von jeweils zwei Minuten wurde auf der Längsseite im linken Bereich ein 20 cm langes Teilstück der kalten Scherschicht abgedeckt und wieder entfernt. Direkt daran anschließend wurde ein ebenfalls 20 cm langes Teilstück im rechten Bereich verdeckt. Der Temperatureinbruch beträgt mehr als 2 °C, die Inkubator Temperatur kehrt aber in sehr kurzer Zeit nach Beendigung der Störungen auf die ursprüngliche Beharrungstemperatur zurück.

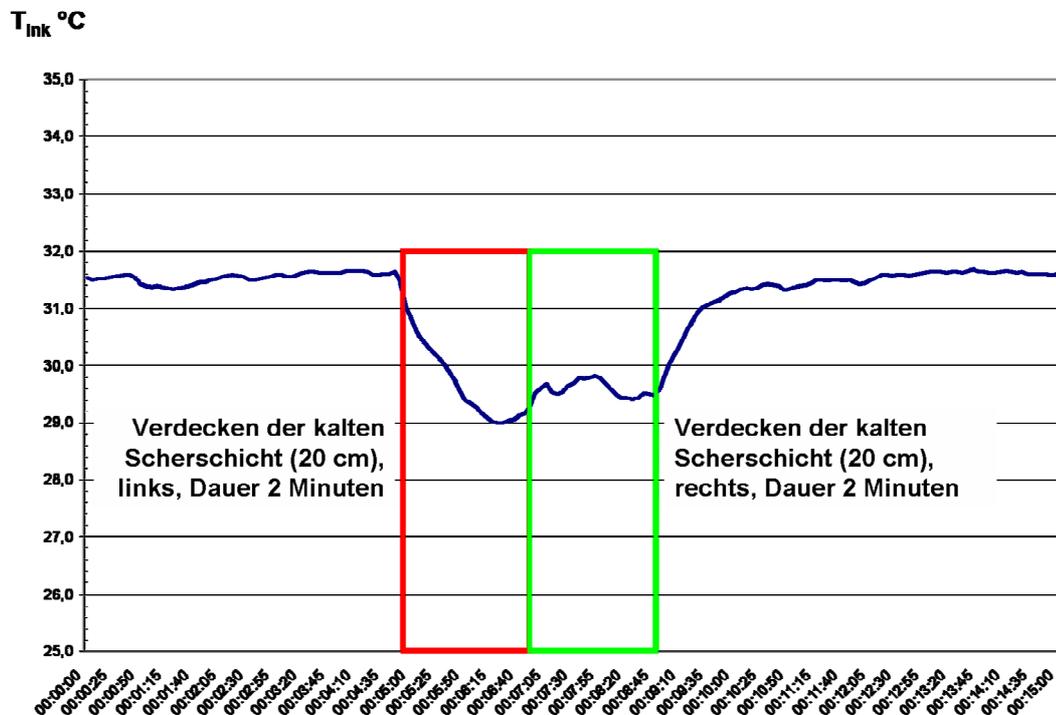


Abbildung 5-35: Zwei Störungen kurz hintereinander, die erste Störung wird für zwei Minuten eingebracht (rote Markierung) und direkt anschließend die zweite Störung wiederum für zwei Minuten (grüne Markierung).

Wie im Fall der zuvor untersuchten Einzelstörung ist der Temperatureinbruch bei dem der Abdeckung am nächsten gelegenen Temperatursensor noch deutlicher, als es der in Abbildung 5-35 dargestellte Mittelwert anzeigt.

5.7 VERHALTEN BEI STÖRUNGSVERSUCHEN

Auch dieser Effekt kann durch eine entsprechend eingreifende Regelung und Steuerung im Endprodukt gezielt minimiert werden.

Zusammenfassend kann festhalten werden, dass das untersuchte Konzept des neuen Inkubators im Falle eines Routinezugriffs auf den Patienten nach DIN EN 60601-2-19 [36] *keine messbar relevanten* Temperaturschwankungen aufweist. Bei den Fällen Schrägstellung und Querströmung verhält sich das neue Konzept wie ein moderner Standardinkubator. Für das Auftreten einer Störung durch großflächige Abdeckung der kalten Scherschicht muss im Endprodukt eine entsprechende Regelungstechnik installiert werden, welche den auftretenden Effekten gezielt entgegensteuert und diese so minimiert.

Die mess- und regelungstechnischen Anforderungen werden im Rahmen einer weiteren Arbeit zu diesem Thema untersucht, da sie den Rahmen der vorliegenden Arbeit gesprengt hätten.

6 Zusammenfassung der Ergebnisse und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde dokumentiert, dass ein definiertes Mikroklima erzeugt und sichergestellt werden kann, auch wenn auf die physische Abdeckung wie bei heutigen Standardinkubatoren üblich, verzichtet wird. Der Verzicht auf eine physische Abdeckung führt zu einem neuen Typ von Inkubator. Dieser ermöglicht einen freien Zugriff auf den Patienten bei gleichzeitiger Stabilität des Mikroklimas.

Die relevante Gruppe von Nutznießern dieser Systeme wird in Zukunft weiter ansteigen. Die Zahl von Frühgeborenen wird allein durch die steigende Anzahl an reproduktionsmedizinischen Eingriffen weiter anwachsen. Durch die gängige Praxis bei Methoden wie ICSI und IVF besteht ein erhöhtes Risiko für Mehrlingsschwangerschaften, und daraus resultiert fast zwangsläufig eine erhöhte Zahl von Frühgeborenen.

Im Bereich der Inkubatorentwicklung liegt seit mehr als 50 Jahren der Schwerpunkt auf der Optimierung des Standardinkubators. Die Produktverbesserungen konzentrieren sich auf eine schnellere und genauere Regulierung des Mikroklimas und eine Optimierung der Benutzeroberfläche mit verbesserter Alarmstrategie. Selbst die neuen Hybridsysteme kombinieren nur den traditionellen Ansatz des Standardinkubators mit dem Wärmebett. Die Anforderungen eines besseren Zugriffs auf den Patienten bei gleichzeitiger Stabilität des Mikroklimas sowie die Diskussion um eine erhöhte Lärmbelastung werden nur von wenigen Experten geführt und spiegeln sich in keinem der aktuellen Produkte wider.

ICEM-CFD wurde für die Geometrie- und die Netzerstellung eingesetzt, welche dann an STAR-CD zur weiteren Bearbeitung übergeben wurden. Das erste Labormodell wurde erst zu dem Zeitpunkt erstellt, als alle strömungsmechanischen Phänomene verstanden und beherrscht wurden. Dadurch war eine deutliche Reduktion der Entwicklungszeit für den neuen Inkubator möglich.

6 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE UND AUSBLICK

In Ergänzung zur Verifikation des Teilaspektes Freistrahler wurde das vollständige numerische Modell des neuen Inkubators an einem maßstabsgerechten Labormodell experimentell verifiziert.

Wie schon die numerischen Strömungssimulationen vermuten ließen, bestätigten die experimentellen Ergebnisse die grundsätzliche Funktionsfähigkeit des neuen Inkubators. Eine der wichtigsten Anforderungen des Lastenheftes - der freie Zugriff auf den Patienten bei gleichzeitiger Stabilität des Mikroklimas - wird eindrucksvoll erfüllt. Während des Zugriffs ist keine Änderung des definierten Klimas festzustellen.

Es wurde ein Leistungsvergleich zwischen verschiedenen Standardinkubatoren und dem Labormodell durchgeführt. Hierbei wurde festgestellt, dass selbst das unregulierte Labormodell die thermischen Anforderungen der spezifischen Norm für Inkubatoren erfüllt. Beim Prüfkriterium *Anfahrverhalten* ist der neue Inkubator selbst modernen Inkubatoren ebenbürtig. Bei den Anforderungen zum *Übergangverhalten* ist der neue Inkubator beim Teilaspekt Temperaturerhöhung direkt mit den Standardinkubatoren vergleichbar, bei einer Temperaturreduzierung ist er durch die aktive Variation von Volumenstrom und Heizleistung sogar deutlich überlegen. Die Anforderungen der Norm bezüglich des *Beharrungsvermögens* werden von allen verglichenen Systemen erfüllt.

Zusätzlich zu diesem Leistungsvergleich wurden verschiedene typische Störungen numerisch und experimentell untersucht. Auch hierbei kann festgehalten werden, dass der neue Inkubator durch die Kombination von direkt zugeführter Wärme und der Schutzwirkung der Scherschichten stabil gegen alle untersuchten Störungen ist. Nach Beendigung jeder Störung stellt sich augenblicklich wieder die ursprünglich eingestellte Inkubatortemperatur ein. Die *Neigung der Liegefläche* hat keinerlei Einfluss auf das eingestellte Klima. Eine *Querströmung* führt zu einem geringen Rückgang der Inkubatortemperatur. Nach Ende der Querströmung ist die ursprüngliche Inkubatortemperatur aber in wenigen Augenblicken wieder erreicht. Die kritischste Störung wird mit *Abdecken der Scherschicht* erzeugt. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig, um eine geeignete Mess- und Regelungstechnik zu entwickeln, die den beobachteten Effekten entgegen wirkt.

6 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE UND AUSBLICK

Das Ziel dieser Arbeit einen funktionsfähigen Inkubator ohne Abdeckhaube zu entwickeln, wurde erreicht. Dieses System wurde *oberhalb der Liegefläche*, einschließlich der Zuführungsbereiche der unterschiedlich temperierten Scherschichten und der Direktwärme ausgelegt und optimiert.

Die nächsten Schritte - außerhalb dieser Arbeit - sind die Auslegung und Optimierung *unterhalb der Liegefläche*, einschließlich der Integration der Versorgungseinheit (Laufräder) in ein autonomes Gesamtsystem. Dieses prototypennahe Modell wird hinsichtlich der Verbrauchswertoptimierung unter Einbeziehung aller Größen des Mikroklimas weiter untersucht. Dies gilt auch für die weiteren Anforderungen des Lastenheftes inklusive der Grundlagen für die spätere Programmierung der Regeltechnik. Nach Abschluss dieser Arbeiten werden einige Prototypen gebaut und von den zukünftigen Anwendern im Klinikumfeld getestet.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Wärmetransportmechanismen im Überblick	6
Abbildung 2-2: Wärmegewinnung und Wärmeabgabe [18]	9
Abbildung 2-3: Die Figur A zeigt die Temperaturverteilung bei kalter Umgebungstemperatur und die Figur B die Temperaturverteilung bei warmer Umgebungstemperatur [1].....	10
Abbildung 2-4: Dargestellt sind die Haut- und Körpertemperaturen in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur [16]	11
Abbildung 2-5: Darstellung des normothermen Bereichs, mit der Kurve für die Wärmebildung (m), Kurven der Wärmeabgabe durch Vasomotorik (k) und (d) und der evaporativen Wärmeabgabe (c) und der Kurve der metabolischen Rate (m) [1]	12
Abbildung 2-6: Negative Wärmebilanz eines unbedeckten Neugeborenen bei T_{Raum} [1]	14
Abbildung 2-7: Wasserverlust und Entwicklungsreife in Abhängigkeit von Gestationsalter und Lebensalter [18].....	15
Abbildung 2-8: Pinguin mit Nachwuchs	17
Abbildung 2-9: Ruehl'sche Wiege.....	17
Abbildung 2-10: Tarnier-Martin-Couveuse	18
Abbildung 2-11: Chapple-Inkubator mit durchsichtiger Abdeckhaube und Durchgriffsöffnungen	19
Abbildung 2-12: Forcierte Luftführung im Chapple-Inkubator	19
Abbildung 2-13: Modifizierte Luftführung im Chapple-Inkubator von 1962	20
Abbildung 2-14: Dräger Transportinkubator als autonome Einheit	21
Abbildung 2-15: Isolette C2000 von Air-Shields.....	21
Abbildung 2-16: Detaillösungen eines Inkubators	22
Abbildung 2-17: Hybrid Omnibed von Datex Ohmeda.....	23
Abbildung 2-18: Hybrid Omnibed, links als Wärmebett und rechts als Standardinkubator	23
Abbildung 2-19: Die fünf Messpunkte zur Temperaturüberprüfung nach DIN [36]	24
Abbildung 2-20: Prüfkriterien Aufwärmzeit und stabiler Temperaturzustand (Beharrungszustand) nach DIN [36]	25

Abbildung 2-21: Die Prinzipskizze des neuen Inkubators. Dargestellt sind die Seitenwände mit den Zuführungsbereichen für die Direktwärme, die warme und die kalte Scherschicht. Oberhalb der Liegefläche ist die obere Absaugeinheit zu erkennen.	28
Abbildung 2-22: Aufbau der Seitenwand (Teilschnitt), mit Austritt für die Direktwärme (rot) in Richtung Liegefläche, der warmen Scherschicht (rot) etwa 60 ° nach oben gerichtet und der kalten Scherschicht als blauem Strahl	29
Abbildung 2-23: Dargestellt ist die Illustration des neuen Inkubators in der linken Abbildung als Seitenansicht und in der rechten Abbildung als Vorderansicht mit anliegenden Scherschichten an der oberen Absaugeinheit.....	31
Abbildung 3-1: Ausgehend von einfachen strukturierten Netzen geht ein Trend in Richtung unstrukturierten Netzen, wie zum Beispiel Tetraedernetzen [14]	45
Abbildung 3-2: Zellverfeinerung von gleichmäßiger bis beliebiger Verfeinerung [14].....	46
Abbildung 3-3: Krümmer [14]	48
Abbildung 3-4: Molekül der Zeitdiskretisierung	53
Abbildung 3-5: Benachbarte Zellen mit Zellzentren P und N.....	54
Abbildung 3-6: PISO-Implementierung auf einem kartesischen Netz.....	57
Abbildung 4-1: Gesamtrechnenraum mit 820.000 Hexaederzellen und feinen Netzsequenzen im Bereich der Liegefläche	64
Abbildung 4-2: Bereich der Liegefläche mit erkennbarer doppelter O-Grid-Struktur. Der weiße Bereich zwischen den Netzbereichen ist ein Teil der Funktionswand.	64
Abbildung 4-3: 3D-Strömungssimulation mit den Strömungsgeschwindigkeiten in Vorderansicht sowie den Bezeichnungen der Einlass- und Auslass-Randbedingungen	65
Abbildung 4-4: Bezeichnung der Einlass- und Auslass-Randbedingungen in 3D-Seitenansicht.....	66
Abbildung 4-5: Geschwindigkeitsprofil oberhalb der Liegefläche. In den Wendepunkten der Geschwindigkeitsverteilung kommt es zu einem turbulenten Queraustausch zwischen Bereichen unterschiedlicher Geschwindigkeit.	67

Abbildung 4-6: Dargestellt ist die 2D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung in Vorderansicht nach 10 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima (links) und nach 550 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand (rechts).....	68
Abbildung 4-7: Dargestellt ist die 2D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung in Vorderansicht nach 10 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima (links) und nach 550 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand (rechts).	69
Abbildung 4-8: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung nach fünf Sekunden mit sich ausbildendem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.....	71
Abbildung 4-9: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung nach fünf Sekunden mit sich ausbildendem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.....	72
Abbildung 4-10: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung nach 20 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.	72
Abbildung 4-11: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung nach 20 Sekunden mit ausgebildetem Mikroklima in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.....	73
Abbildung 4-12: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Temperaturverteilung nach 310 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.....	74
Abbildung 4-13: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation mit der Geschwindigkeitsverteilung nach 310 Sekunden mit Mikroklima im Beharrungszustand in Vorderansicht, links und Abbildung rechts in Seitenansicht.....	74
Abbildung 4-14: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Schrägstellung</i> in Seitenansicht, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.	76
Abbildung 4-15: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Querströmung</i> in Vorderansicht, vor Beginn der Störung, voll ausgebildetes Mikroklima, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.....	77

Abbildung 4-16: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Querströmung</i> in Vorderansicht, Beginn der Störung, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.	78
Abbildung 4-17: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Querströmung</i> in Vorderansicht, Absaugen des zusätzlichen Volumenstroms über die obere Absaugung, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.	78
Abbildung 4-18: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Querströmung</i> in Vorderansicht, Aufrichten des Mikroklimas nach Beendigung der Störung, linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.	79
Abbildung 4-19: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Abdecken der Scherschicht</i> in Vorderansicht; das Mikroklima ist in Richtung der fehlenden Scherschicht verformt; linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.	80
Abbildung 4-20: Dargestellt ist die 3D-Strömungssimulation der Störung <i>Abdecken der Scherschicht</i> in Seitenansicht; das Mikroklima ist im Gegensatz zur Vorderansicht nicht verformt; linke Abbildung die Geschwindigkeitsverteilung und rechte Abbildung die Temperaturverteilung.	81
Abbildung 5-1: Dargestellt ist die Liegefläche des Labormodells in der Draufsicht. Rechts daneben ist der Schnitt durch die Funktionswand mit den Zuführungsbereichen zu sehen. Spalt A ist der Zuführungsbereich für die Direktwärme, der Spalt B für die warme Scherschicht und Spalt C für die kalte Scherschicht.	83
Abbildung 5-2: Dargestellt ist die Liegefläche des Labormodells in Seitenansicht mit einer Bemaßung der Funktionswand.	84
Abbildung 5-3: Funktionsskizze des Labormodells.....	85
Abbildung 5-4: Externe Versorgung des Labormodells mit zwei Verdichtern (1 und 3), der Heizung (2) und den beiden Spannungsreglern (4).....	86

Abbildung 5-5: Labormodell aus Holz (1) mit dem Verteiler für den kalten Volumenstrom (2), dem Verteiler für den warmen Volumenstrom (3) sowie der Rückführung für den abgesaugten Volumenstrom auf der Liegefläche (4)	87
Abbildung 5-6: Zu- und Abführung an der Unterseite des Labormodells; es gibt vier Zuführungen für den warmen Volumenstrom, weitere vier Zuführungen für den kalten Volumenstrom und zwei Abführungen für den abgesaugten Volumenstrom.....	88
Abbildung 5-7: Funktionswand der Zuführung der kalten Scherschicht (1), der Zuführung der warmen Scherschicht (2), der Zuführung der Direktwärme (3) und der noch nicht strömungsoptimierten Radien des Labormodells (5)	89
Abbildung 5-8: Obere Absaugeinheit zum Anlegen und Absaugen der Scherstrahlen (1) sowie der Verteiler für die Rückführung des Mikroklimas auf der Liegefläche (2)	90
Abbildung 5-9: Prinzipskizze des Freistrahls	93
Abbildung 5-10: Isolinien der Geschwindigkeit.....	95
Abbildung 5-11: Labormodell mit Prüfvorrichtung, die Querrichtung der Messstrecke ist blau und die Längsrichtung rot gekennzeichnet.	96
Abbildung 5-12: Auf der Prüfvorrichtung sind Messpunkte im Abstand von jeweils einem Zentimeter angebracht.	97
Abbildung 5-13: Temperaturverteilung (längs), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Temperaturen, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.	98
Abbildung 5-14: Temperaturverteilung (quer), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Temperaturen, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.	98
Abbildung 5-15: Geschwindigkeitsverteilung (längs), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Geschwindigkeiten, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.	100
Abbildung 5-16: Geschwindigkeitsverteilung (quer), die schwarze Kurve steht für die experimentell ermittelten Geschwindigkeiten, die violette Kurve für die numerischen Ergebnisse mit laminarer Strömung und die hellgrüne Kurve für eine unterstellte turbulente Strömung.	100

Abbildung 5-17: Aufwärmverhalten der Standardinkubatoren [10]	102
Abbildung 5-18: Aufwärmverhalten Labormodell	103
Abbildung 5-19: Aufwärmverhalten des Labormodells mit normaler relativer Luftfeuchte (rote Kurve) und erhöhter relativer Luftfeuchte (blaue Kurve).....	104
Abbildung 5-20: Übergangsverhalten des Labormodells, aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C und wieder absenken auf 30 °C	105
Abbildung 5-21: Übergangsverhalten Air-Shields Isolette C-100 [10] aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C	106
Abbildung 5-22: Übergangsverhalten Ameda Amecare [10] aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C	106
Abbildung 5-23: Übergangsverhalten Dräger 8000 [10] aus dem Beharrungszustand von 33 °C absenken auf 30 °C, erhöhen auf 34°C, weiter erhöhen auf 36 °C	107
Abbildung 5-24: Beharrungszustand [10] bei 36 °C, Vergleich der Standardinkubatoren in der 1. bis zur 3. Spalte mit dem Labormodell in der 4. Spalte	108
Abbildung 5-25: Beschreibung der Routinezugriffe auf den Patienten (Auszug) [10]	109
Abbildung 5-26: Prüfaufbau von Frankenberger mit Bezeichnung der Durchgriffsöffnungen sowie den Positionen der Sauerstoff- und Feuchte- Sensoren.....	110
Abbildung 5-27: Registrierstreifen mit einer Interaktion (Störung) [10], die Frontklappen 1 und 2 werden für zwei Minuten geöffnet.....	111
Abbildung 5-28: Zwei Interaktionen (Störungen) hintereinander [10], die Frontklappen 1 und 2 werden kurz geöffnet und wieder geschlossen und danach nochmals geöffnet und geschlossen. Die Temperatur als auch die relative Feuchte fallen deutlich sichtbar.	112
Abbildung 5-29: Registrierstreifen über einen Patientenzugriff für die Dauer von fünf Minuten (Interaktion innerhalb des rot markierten Bereiches), es ist keine Temperaturänderung sichtbar.	113
Abbildung 5-30: Neigung der Liegefläche für die Dauer von 30 Minuten, es ist keine Temperaturänderung sichtbar.....	114

Abbildung 5-31: Registrierstreifen für eine Querströmung von zwei Minuten Dauer, nach Beendigung der Störung geht die Inkubatortemperatur innerhalb von einer Minute wieder auf die ursprüngliche Beharrungstemperatur zurück.	115
Abbildung 5-32: Teilabdeckung der Scherschicht als Störungsexperiment über einen Zeitraum von fünf Minuten, der Temperaturrückgang ist mit 2 °C deutlich, geht aber unverzüglich nach Beendigung der Störung wieder auf die Beharrungstemperatur zurück.	116
Abbildung 5-33: Bezeichnung der Temperatursensoren, im Vordergrund ist die abgedeckte kalte Scherschicht zu erkennen, der Temperatureinbruch wird bei Sensor 1.1 am deutlichsten ausfallen.....	117
Abbildung 5-34: Abdecken der Scherschicht – Einzelwerte aller fünf Messsensoren, sehr deutlich ist der Temperaturrückgang bei Sensor 1.1.....	118
Abbildung 5-35: Zwei Störungen kurz hintereinander, die erste Störung wird für zwei Minuten eingebracht (rote Markierung) und direkt anschließend die zweite Störung wiederum für zwei Minuten (grüne Markierung).....	119

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Kriterien für eine hohe Netzqualität	47
Tabelle 3-2: Übersicht der Messergebnisse [14].....	49
Tabelle 3-3: Messergebnisse und Fehlergrößen [14]	50
Tabelle 4-1: Entwicklung der 3D-Geometrie.....	63
Tabelle 5-1: Ergebnisvergleich.....	95

Literaturverzeichnis

- [1] Bauer, K.; Groneck, P.; Speer, C.P.: Neonatologie, in: Speer, C.P.; Gahr, M.: Pädiatrie. Springer-Verlag: Berlin u. a., 2001, S. 153-239
- [2] Blachfan, K.D.; Yaglou, C.P.: The prenatue infant. In: Am J Dis Child, 46, S. 1175-1236, 1933
- [3] Brück, K.: Wärmehaushalt und Temperaturregelung. In: Schmidt, R.; Tewes, G.: Physiologie des Menschen, Springer-Verlag: Berlin u. a., 1990, S. 660-682
- [4] Budin, P.: Le nourisson, alimentationet hygiene des enfants débiles – enfants nés à terme. Octave Dion: Paris, 1900
- [5] Budin, P.: The Nursling: The feeding and hygiene of premature & full-term infants. The Caxton Publishing Company: London, 1907
- [6] Bußmann, O.: Modell der Thermoregulation des Früh- und Neugeborenen unter Einbeziehung der thermischen Reife. Dissertation Medizinische Hochschule Lübeck, Shaker Verlag: Aachen, 2000
- [7] Chandrasekhar, S.: Hydrodynamic and hydromagnetic stability. Oxford University Press, Oxford, 1961
- [8] Drazin, P.G.; Reid, W.H.: Hydrodynamic stability. Cambridge monographs on mechanics and applied mathematics. Cambridge University Press, Cambridge, 1993
- [9] Dudenhausen, J.W.; Kirschner, R.: Psychosoziale Belastungen als Risikofaktoren der Frühgeburt – Erste Befunde der Daten des BabyCare-Projekts. In: Zentralbl Gynakol, Nr. 125, Thieme Verlag: Stuttgart, New York, 2003, S. 112-122
- [10] Frankenberger, H.; Güthe, A.: Inkubatoren. Verlag TÜV Rheinland: Köln, 1991
- [11] Hammarlund, K.: Evaporation of water from the skin of infants on their first day of life. Doctoral thesis, Uppsala University, 1979
- [12] Hammarlund, K.; Sedin, G.: Transepidermal water loss in newborn infants. In: Acta Paediatr Scand, 1979
- [13] Kammerer, T.: Betreuung von Frühgeborenen. In: intensiv, Heft 8, S. 42-57, Thieme Verlag: Stuttgart, New York, 2000

- [14] Krüs, H.: Erfahrungsbericht. Stuttgart, 1997 [online], erhältlich im Internet unter <http://www.cyclone.nl/praxis/praxis.htm>
- [15] Leschziner, M.A.; Launder, B.E. (Ed.): 2nd ERCOFTAC-IAHR Workshop on Refined Flow Modelling, Round Normally Impinging Turbulent Jet & Turbulent Flow through Tube Bank Sub-Channel, Manchester, 15.-16.06.1993 erhältlich im Internet unter <http://cfd.me.umist.ac.uk/ercoftac/classif.html>
- [16] Marx, F.; Silverman, W.: Die Entwicklung der Säuglingsinkubator-en. Herausgegeben von Hellbrügge, T., Hansisches Verlagskontor: Lübeck, 1986
- [17] Meichsner, I.: Krach auf der Intensivstation. Hamburger Abendblatt, Ausgabe vom 06.04.2002
- [18] Obladen, M.: Neugeborenenintensivpflege: Grundlagen und Richtlinien. 4. Auflage, Springer-Verlag: Berlin u. a., 1989
- [19] Private Communication: Prof. H. Oertel, 2004
- [20] Oertel, H., Jr.: Prandtl – Führer durch die Strömungslehre. 11. Auflage, Vieweg Verlag: Braunschweig/Wiesbaden, 2002
- [21] Oertel, H., Jr.: Strömungsmechanik. 3. Auflage, Vieweg Verlag: Braunschweig/Wiesbaden, 2004
- [22] Oertel, H. Jr.; Delfs, J.: Strömungsmechanische Instabilitäten. Springer-Verlag: Berlin u. a., 1996
- [23] Oertel, H., Jr.; Laurin, E.: Numerische Strömungsmechanik. . 2. Auflage, Springer-Verlag: Berlin u. a., 2003
- [24] Okken, A.: The concept of thermoregulation. In: Okken, A.; Koch, J.: Thermoregulation of sick and low birth weight infants, Springer-Verlag: Berlin u. a., 1995, S. 3-8
- [25] Prince, J.; Firley, M.; Harvey, D.: Contact between babies in incubators and their caretakers. In: Separation in special-care units, edited by Brimblecombe and Richards, William Heinmann Medical Books: London, 1978
- [26] Schlichting, H.; Gersten, K.: Grenzschicht-Theorie. Springer-Verlag: Berlin u. a., 1997
- [27] Schrader, D.; Schrader, N.: Lärm auf Intensivstationen und dessen Auswirkungen auf Patienten und Personal. In: intensiv, Heft 9, 96-106 und 142-150, Thieme Verlag: Stuttgart, New York, 2001

- [28] Sedin, G.: Physics of Neonatal Heat Transfer, Routes of Heat Loss and Head Gain. In: Okken, A.; Koch, J.: Thermoregulation of sick and low birth weight infants, Springer-Verlag: Berlin u. a., 1995, S. 21-36
- [29] Silverman, B.; Blanc, W.A.: The effect of humidity on the survival of newly born infants. In: Pediatrics 20, S. 477-486, 1957
- [30] Singer, G.: Überleben im Kältestress: Biologische Regelmechanismen der Körpertemperatur. In: Turner, E.; Kaudasch, G.: Unterkühlung im Rettungsdienst, Pabst Science Publisher: Lengerich, 2000, S. 49-53
- [31] Werner, J.: Control aspects of human temperature regulation. In: Automatica 17, 1981, S. 351-362
- [32] Zierep, J.; Oertel, H., Jr.: Convective transport and instability phenomena. Braun Verlag: Karlsruhe, 1982
- [33] Zimmermann, U.: CPAP in der Neonatologie, Kantonsspital Winterthur, erhältlich im Internet unter <http://www.ksw.ch/mederklneonatologie.htm>
- [34] Gesetz zum Schutz von Embryonen (Embryonenschutzgesetz EschG), BGBl. I 1990, S. 2746
- [35] Deutsches IVF Register, Ärztekammer Schleswig Holstein, Bad Segeberg, 2002
- [36] DIN EN 60601-2-19: Medizinische elektrische Geräte, Teil 2: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Säuglingsinkubatoren. VDE-Verlag: Berlin, 1996

Anhang

Zeittafel der Inkubatorentwicklung (Historisch) [16]

Zeit	Ort	Mediziner	Medizintechniker	Entwicklung
v. Chr.	Alexandria	-	-	Brutofen
1577	Rapallo	Licetus	-	Brutofen
1835	St. Petersburg	J. G. von Ruehl	unbekannt	Erste Warmewanne, "Ruehl'sche Wiege"
1857	Bordeyux	Denucé	Gendron	Berceau incubateur
1864	Leipzig	C. Credé	unbekannt	Warmewanne
1874	London	Cl. Godson	Hearson	Thermostatic Nurse (automatische Regulierung der Lufttemperatur)
1878	Paris	St. Tamier	O. Martin	Couveuse pour enfants nouveaunés
1882	Dresden	F. Winckel	Ad. Schultze	Permanentes Wasserbad (Intra-uterin Inkubator)
1883	Paris	A. Auvard	Galante	Couveuse pour la clientèle privée
1884	Paris	Pajot	unbekannt	Riesencouveusen
1884	Lille	G. Eustache	unbekannt	Incubateur Champion
1886	St. Petersburg	Graebner	unbekannt	Verbesserung an Konstruktion und Heizung der Ruehl'schen Warmewanne
1887	Leipzig	L. Fürst	unbekannt	Ziegel-Wärmekiste
1890	Paris	P. Budin	unbekannt	konstante autom. Temperatur-Regulierung - Überhitzungsalarm
1910	Berlin	Univ.-Kinderklinik	unbekannt	Klimaraum
1931	Philadelphia	Ch. C. Chapple	Farnsworth Radio + TV Comp.	Chapple-Bed
1947	Philadelphia	Ch. C. Chapple	S. Y. Gibbon + J. Lewis	Isolette-Chapple-Type-Incubator (erster geschlossener Inkubator)
1951	Hannover	-	G. Bartsch	Sauglings-Wärmebett Thermolectus
1952	Liverpool	P. P. Rickham	Oxygenaire Ltd.	Chirurgie-Inkubator
1953	Hatboro	H. S. Lee	Air-Shields, Inc.	Isolette-Rocker (Schaukelbett-Inkubator)
1960	New York	F. J. Agate u. W. A. Silverman	Air-Shields, Inc.	Infant-Servo-Control-System
1960	Homburg/Saar	W. Burmeister	J. A. Raftopoulos	Klima-Rauminkubator
1964	Hatboro	W. A. Silverman et al.	Air-Shields, Inc.	Incubator-Respirator (Kombination von Inkubator und Tankbeatmer)
1964	Groningen	J. H. P. Jonxis	unbekannt	Offenes Wärmebett
1964	Edmonton	J. C. Callaghan	unbekannt	künstliche Plazenta
1965	Palo Alto	R. Goodlin	unbekannt	Intra-uterin Inkubator
1966	Lübeck	-	Drägerwerk	Transportinkubator
1967	Hatboro	-	Air-Shields, Inc.	Apnea-Monitor
1967	Hatboro	-	Air-Shields, Inc.	Infant-Wärmer

Übersicht der untersuchten Standardinkubatoren

	Air-Shields C-100	Air-Shields C2000	Ameda Amecare	Dräger 8000
Haubenabmessung (L*B*H) in cm	85*41*45	79*41*43	78*46*45	82*45*46
Haubenvolumen oberhalb der Liegefläche in dm ³	123	136	130	125
Abmessungen der Frontklappe (L*H) in cm	85*31		78*32	82*36
Größe der Frontklappe in cm ²	2635		2496	2952
Größe der Durchgriffsöffnungen in cm ²	130		175	185
Anzahl der Durchgriffsöffnungen	6	6	6	6
Schrägstellung der Liegefläche	ca. + 10 ° eine Stufe	stufenlos maximal +/- 12 °	stufenlos maximal +/- 8 °	stufenlos maximal +/- 10 °
Doppelwand	nein	Bestandteil der Haube	nein	Bestandteil der Haube
Einstellbereich der Lufttemperatur	20° C bis 38.5 °C	20° C bis 39 °C	28° C bis 38 °C	28° C bis 39 °C
Einstellbereich der Hauttemperatur	nein	34° C bis 38 °C	34° C bis 37 °C	35° C bis 37 °C
Aufwärmzeit in min	< 45	<35	45	35
Verwendetes Anfeuchtungsprinzip	Wasserbecken Feuchte fest	Verkochen von destilliertem Wasser, Regelung der Feuchte	Wasserschublade Feuchte fest	Verkochen von destilliertem Wasser, Regelung der Feuchte
Relative Feuchte	50% bis 60%	30% bis 95%	30% bis 75%	35% bis 85%
Frischlufzufuhr in l/min	35		25	30
Einstellung der O ₂ -Konzentration	Sauerstoff- einlassventil	Regelung der Sauerstoff- konzentration	Sauerstoff- anschluss	Regelung der Sauerstoff- konzentration

Technische Spezifikationen Air-Shields Isolette C2000

Technische Spezifikationen

Abmessungen

Isolette®-Inkubator (höhenverstellbares Fahrgestell)

Breite: 99 cm
Tiefe: 59,7 cm
Höhe: 133,4 bis 152,4 cm
Gewicht: 90 kg

Isolette®-Inkubator (Fahrgestell mit fester Höhe)

Breite: 99 cm
Tiefe: 59,7 cm
Höhe: 142 cm
Gewicht: 79,5 kg

Haubenabmessungen

Liegedeck: 40,6 x 78,7 cm
Lichte Höhe (Matratze-Haube): 43,2 cm
Höhe Zugangstür: 28,0 cm

Lieferumfang Standardhaube

6 Zugangstüren, Frontklappe, 3 linke und 3 rechte Schlauchdichtungen-Front
Matratzenneigungsverstellung: ±12° (±1°)
Leistung Luftansaugmikrofilter: 99,9 %
Gefilterte Teilchengröße: 0,3 mikron
Einstellbereich Luftbetriebsmodus: 20-39,0°C
Temperaturumgehungsmodus: > 37,0°C
Luftströmungsgeschw. a. d. Matr.: > 10 cm/sek
Einstellbereich
Hautbetriebsmodus: 34,0 - 38,0°C
Temperaturumgehungsmodus: >37,0°C
Aufheizzeit
(bei 22°C Raumtemperatur): <35 Minuten
CO₂-Konzentration: <0,8 % bei Zufuhr
..... von 750 ml/min 10 cm
..... über der Matratze
Betriebsschallpegel u. d. Haube: ≤47dBA
Ø Laufrollen
(4,1 m. Richtungsführung): 12,7 cm
RS-232 Anschluss
Elektrolumineszenz-Anzeige
Doppelüberwachung Hauttemperatur
6 V AC (Netz)-Steckdose
Tastenblocksperr
24-Std.-Verlaufsanzeigen:
■ Lufttemperatur
■ Hauttemperatur (1 und 2)
■ Relative Luftfeuchte
■ Sauerstoffkonzentration
■ Heizleistung

Einsatzbedingungen

Betriebsraumtemperatur: 20°C bis 30°C
Lageraumtemperatur: -25°C bis 60°C
Betriebsraumluftfeuchte: 5 % bis 99 %
Lageraumfeuchte: 0 % bis 99 %
..... rel. kondenswasserfrei
Temp.-Spanne
Luftfeuchteregeung: 20°C - 41 °C
Temp.-Spanne
Sauerstoffreglung: 20°C bis 41°C
Kalibrierdruck
O₂-Messfühler: 600 - 900 mm Hg

Alarmmeldungen

Temperatur (Auslösegrenze): 38,0°C b.
..... Solltemp. <37°C
..... 40,0°C b.
..... Solltemp. >37°C
Hautt.-Einstellung: ±1,0°C (oder ±0,5°C)
Lufttemp.-Einstellung: + 1,5 °C/-2,5°C

- Hohe/niedrige Hauttemperatur
- Hohe/niedrige Lufttemperatur
- Hochtemperaturschaltung
- Fehler Hautsensor
- Fehler Luftsensord/Luftsensordiskonn.
- Luftzirkulation unzureichend
- Niedrige Feuchtigkeit (Luftfeuchteregeung)
- Sauerstoff % niedrig/hoch (±3 %)
(Sauerstoffreglung)
- Kalibrierung erforderlich (Sauerstoffreglung)
- O₂ Zell-Unterschied (Sauerstoffreglung)
- Fehler Elektromagnet Sauerstoff
(Sauerstoffreglung)
- Waage getrennt (Wiegen)
- Zu viel Gewicht

Systemtechnische Alarmmeldungen

- Steuergerätfehler
- Sensormodulfehler
- Sensor ausser Position
- Motorfehler
- Netzausfall
- Heizelementfehler
- Sensor diskonn.
- Tastenblock gesperrt

Betriebsmodus Luftfeuchteregeung

Tankfassungsvermögen: 1000 ml
Nachfüll-Häufigkeit: >24 Std. @ 85 %
..... rel. Luftfeuchte
Einstellbereich: 30-95 %
Anzeigegegnauigkeit: ±6 % rel. Luftfeuchte

Betriebsmodus Sauerstoffreglung

Genauigkeit: 100 %-Kal.: ±3 %
Genauigkeit: 21 %-Kal.: ±5 %
Einstellbereich: 21-65 %
Kleinste Einstellgröße: 1 %

Betriebsmodus Wiegen

Messbereich: 0-7 kg
Kleinste Einheit d. Gewichtsanzeige: 1 g
Wiegegenauigkeit: 2 g ±0,5 bis 2 kg
..... 5 g ±0,5 ab 2 kg
Verlaufsanzeige Gewichtszu-/abnahme über 7 Tage

Weitere Zusatzausstattungen

Infusionsständer (max. Last): 4,72 kg
Monitorträger (max. Last): 11,4 kg
Rückseitige Klappe: mit 2 Zugangstüren
..... + 4 zusätzlichen Dichtungen
..... (2 rechte, 2 linke)

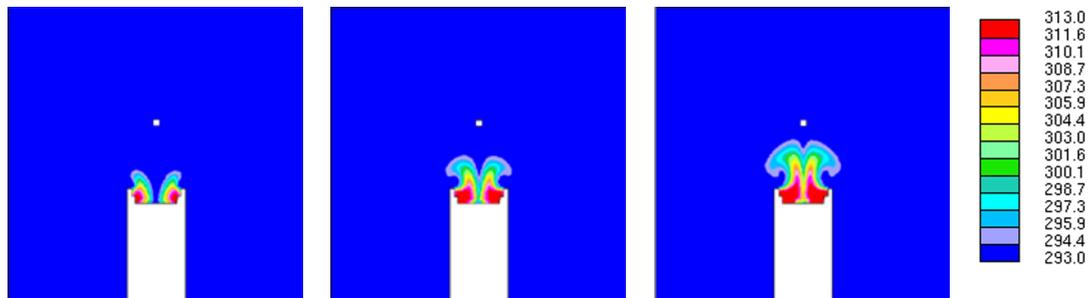
Halter für Beatmungsschläuche
Halterung für Sauerstoffbehälter

Schubfächer

- Großes schwenkbares Schubfach
- Kleines schwenkbares Doppelschubfach

CE 0344
Medizinprodukt Klasse 2 b Medizinproduktegesetz.
Entspricht Richtlinie 93/42/EWG Anforderungen und
IEC 601-1 (1989) und Änderungen 1 (1991) & 2 (1993)
IEC 601-2 IEC 601-2 (1990)
IEC 601-1-2 (1993)

3D-Vorderansicht Temperaturverlauf

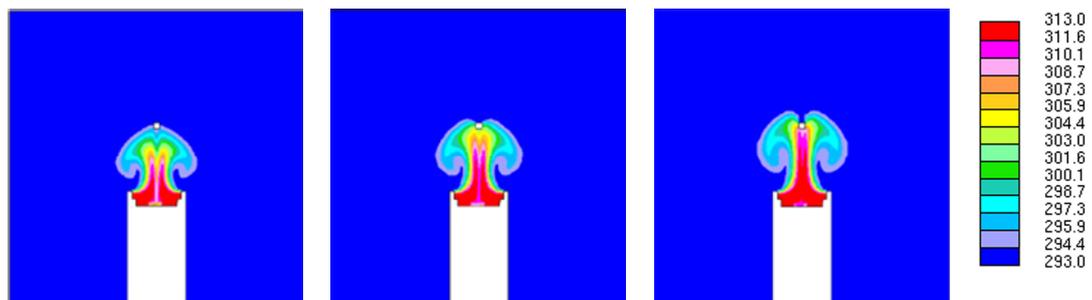


t = 2,5 s

t = 5,0 s

t = 7,5 s

T in °K

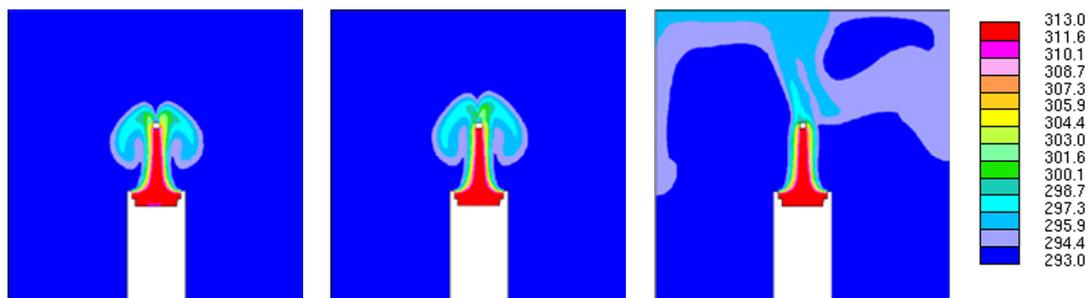


t = 10,0 s

t = 12,5 s

t = 15,0 s

T in °K



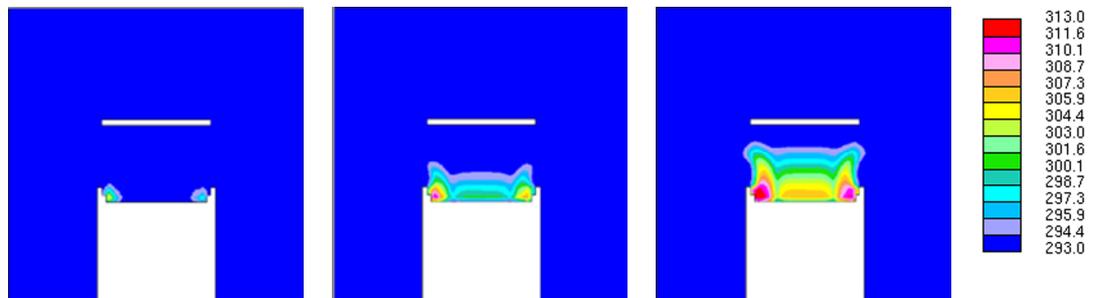
t = 17,5 s

t = 20,0 s

t = 310,0 s

T in °K

3D-Seitenansicht Temperaturverlauf

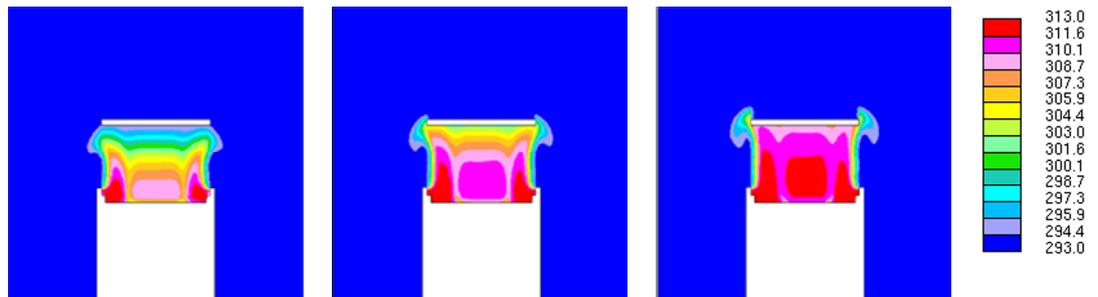


t = 2,5 s

T = 5,0 s

t = 7,5 s

T in °K

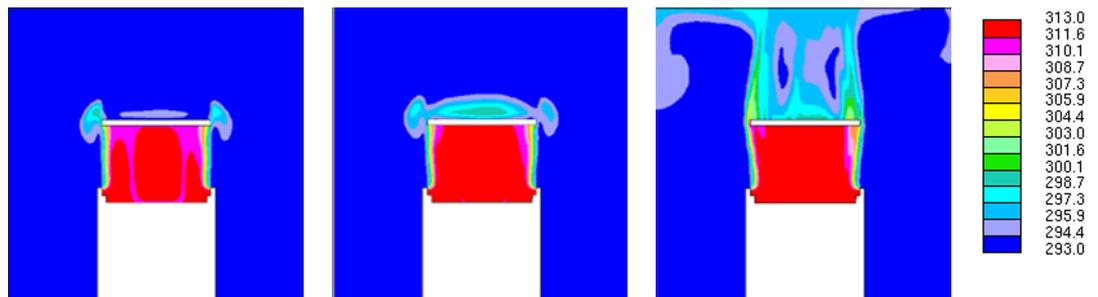


t = 10,0 s

T = 12,5 s

t = 15,0 s

T in °K



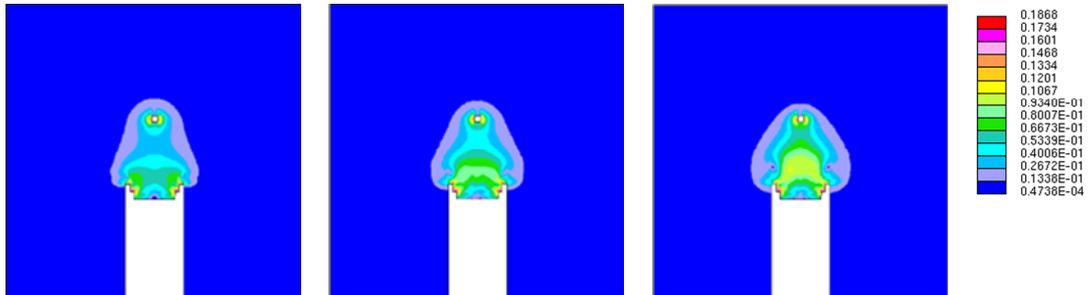
t = 17,5 s

T = 20,0 s

t = 310,0 s

T in °K

3D-Vorderansicht Geschwindigkeitsverteilung

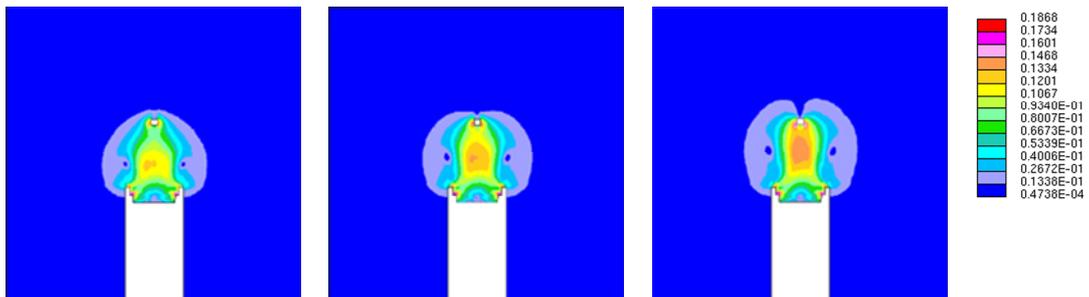


t = 2,5 s

t = 5,0 s

t = 7,5 s

cm/s

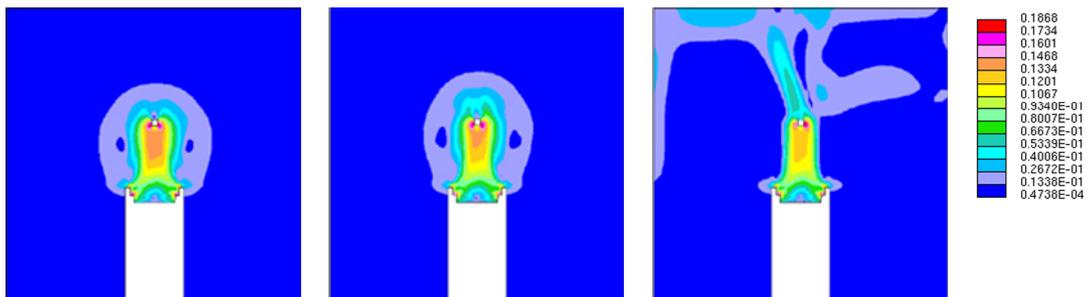


t = 10,0 s

t = 12,5 s

t = 15,0 s

cm/s



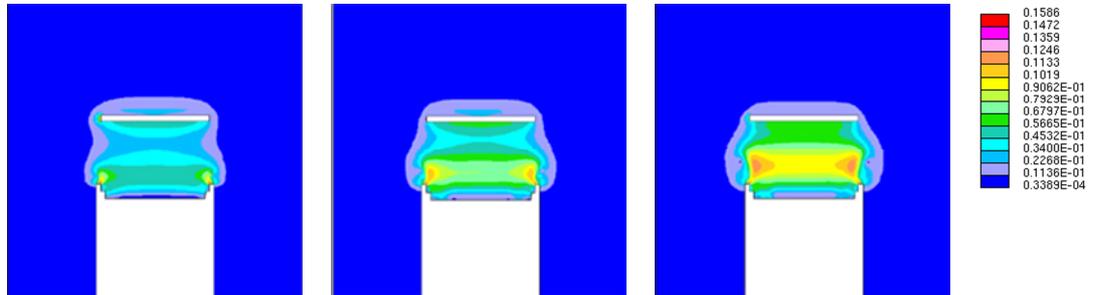
t = 17,5 s

t = 20,0 s

t = 310,0 s

cm/s

3D-Seitenansicht Geschwindigkeitsverteilung

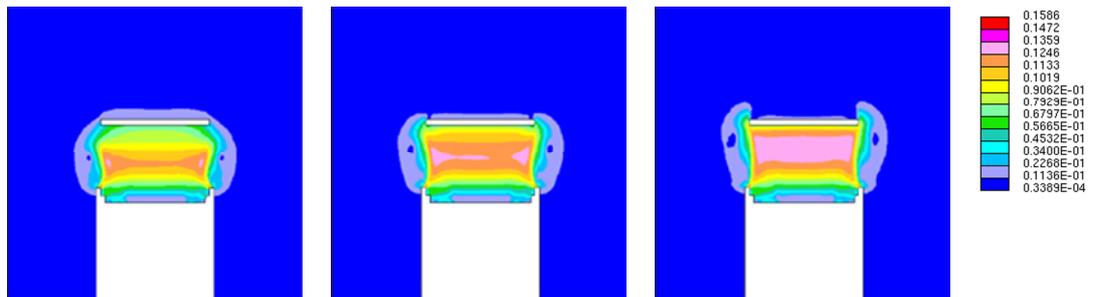


t = 2,5 s

t = 5,0 s

t = 7,5 s

cm/s

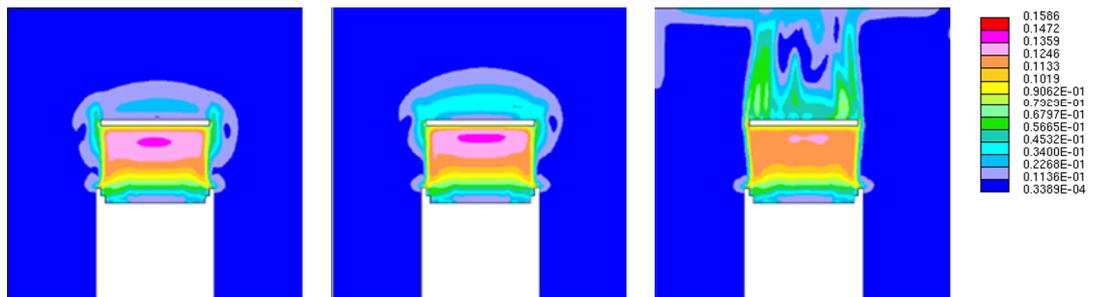


t = 10,0 s

t = 12,5 s

t = 15,0 s

cm/s



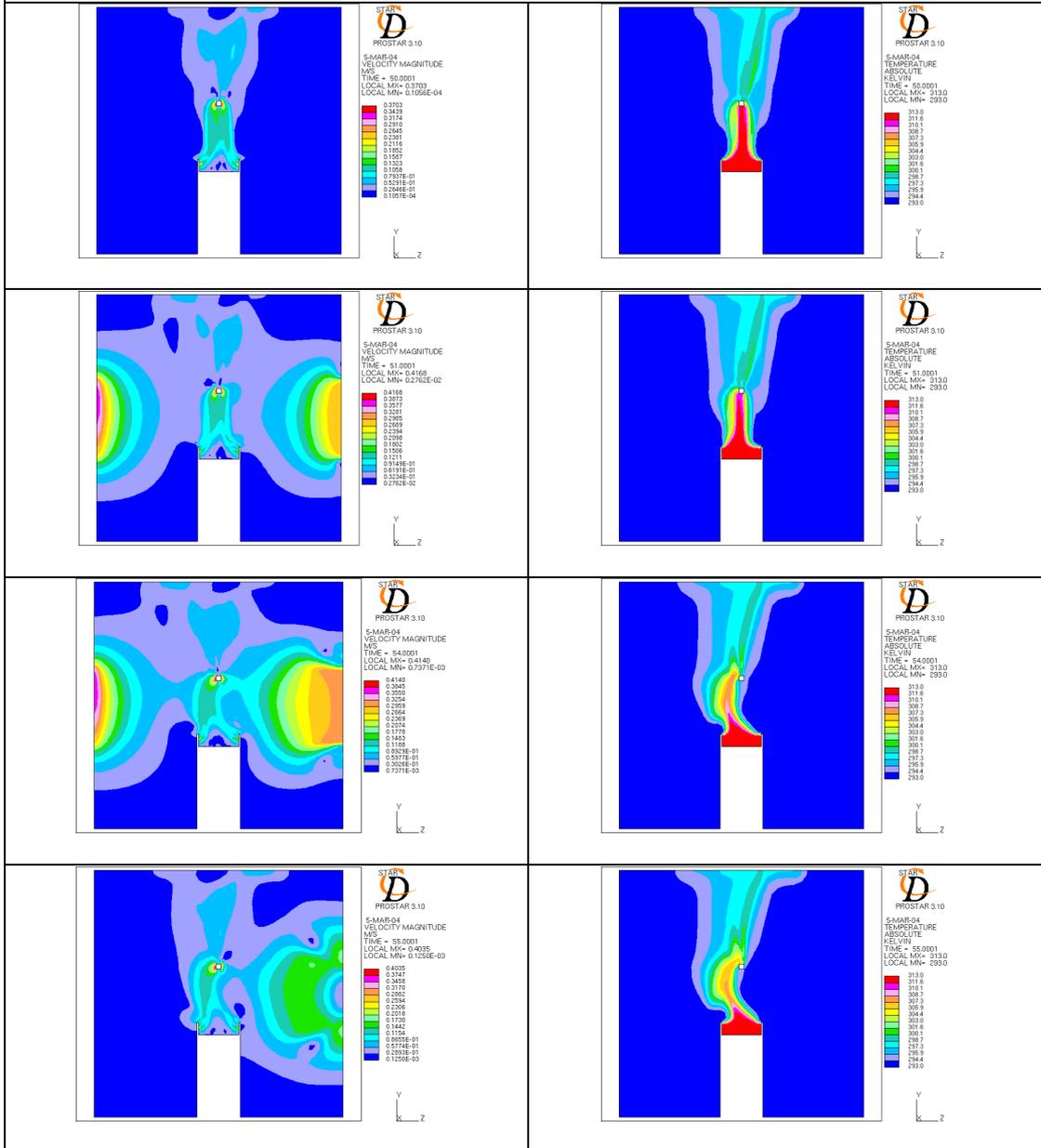
t = 17,5 s

t = 20,0 s

t = 310,0 s

cm/s

Querströmung Teil 1



Querströmung Teil 2

