

**Aus der Kinderklinik Kohlhof,
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. med. O. Schofer**

**„Schwingungsuntersuchungen zur Optimierung
des Transportsystems für vitalbedrohte Früh-
und Neugeborene in Inkubatoren“**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität des Saarlandes

2008

vorgelegt von Udo Speidel

geb. am 17.01.68, in Stuttgart

Inhaltsverzeichnis:

1	ZUSAMMENFASSUNG:	3
2	SUMMARY:	4
3	EINLEITUNG:	5
3.1	<i>EINFÜHRUNG (BESCHREIBUNG DER KINDERKLINIK KOHLHOF UND DES NEUGEBORENENTRANSPORTES)</i>	5
3.2	<i>ZUR GESCHICHTE DES TRANSPORTES VON NEUGEBORENE</i>	5
3.3	<i>NEUGEBORENENTRANSPORT IM HINBLICK AUF DIE ZUKUNFT</i>	5
3.4	<i>STRESSFAKTOREN UND TRANSPORTRISIKO</i>	6
3.4.1	<i>Mechanische Schwingungen und intrazerebrale Blutungen</i>	6
3.4.2	<i>Wirkungen der mechanischen Schwingungen auf den lebenden Organismus</i>	6
3.4.3	<i>Lärmbelastung</i>	7
3.4.4	<i>Temperaturschwankungen und deren Wirkungen</i>	8
3.5	<i>ANLASS DER UNTERSUCHUNGEN</i>	8
4	FRAGESTELLUNG:	9
5	MATERIAL UND METHODIK:	10
5.1	BESCHREIBUNG DER MESSUNGEN:	10
5.1.1	<i>Messreihe 1</i>	10
5.1.2	<i>Messreihe 2</i>	10
5.1.3	<i>Messreihe 3</i>	11
5.1.4	<i>Messreihe 4</i>	11
5.1.5	<i>Messreihe 5</i>	11
5.1.6	<i>Statistische Vergleichbarkeit der Messungen</i>	12
5.2	MATERIAL:	13
5.2.1	<i>1. Messreihe</i>	13
5.2.2	<i>2. Messreihe</i>	16
5.2.3	<i>3. Messreihe</i>	18
5.2.4	<i>4. Messreihe</i>	20
5.2.5	<i>5. Messreihe</i>	21
5.3	METHODIK:	21
5.3.1	<i>Allgemeines zur Schwingungsmessung</i>	21
5.3.2	<i>VDI Richtlinien</i>	21
5.3.3	<i>Der K-Wert und dessen Berücksichtigung der Schwingungswirkungen</i>	22
5.3.4	<i>Die Bewertung der Frequenzen</i>	26
5.3.5	<i>Die Bewertung der K-Werte</i>	26
5.3.6	<i>K-Höchstwerte des Bundesamts für Normung für Krankentransportwagen</i>	27
5.3.7	<i>Das Koordinatensystem</i>	27
5.3.8	<i>Die Bewertung der Schwingungen nach ISO 2631</i>	28
5.3.9	<i>Beschreibung der Anregungssignale</i>	28
6	ERGEBNISSE:	30
6.1	ERGEBNISSE DER 1. MESSREIHE:	31
6.1.1	<i>Schwingungen in X-Richtung</i>	31
6.1.2	<i>Schwingungen in Y-Richtung</i>	31
6.1.3	<i>Die kurzzeitigen Maximalschwingungen in X-Richtung</i>	33
6.1.4	<i>Gesamtschwingungsaufreten in Y-Richtung</i>	34
6.1.5	<i>Die kurzzeitigen Maximalschwingungen in Y-Richtung</i>	34
6.1.6	<i>Die Schwingungen in Z-Richtung</i>	34
6.2	ERGEBNISSE DER 2. MESSREIHE:	35
6.2.1	<i>Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung</i>	35
6.2.2	<i>Schwingungen in horizontaler Fahrt- (Y-) Richtung</i>	35
6.2.3	<i>Schwingungen in seitlicher (Z-) Richtung</i>	36
6.2.4	<i>Gesamtschwingungsaufreten</i>	36
6.2.5	<i>Maximalschwingungen in vertikaler (X-) Richtung</i>	36
6.2.6	<i>Maximalschwingungen in horizontaler (Y-) Richtung</i>	37
6.2.7	<i>Maximalschwingungen in transversaler (Z-) Richtung</i>	37
6.2.8	<i>Schmalbandanalyse am Inkubator und Chassis mit aktiviertem und inaktiviertem Schwingtisch</i>	37
6.3	ERGEBNISSE DER 3. MESSREIHE:	40
6.3.1	<i>Ergebnisse der Messung 3a</i>	40
6.3.2	<i>Die maximalen K-Werte in 3 Achsen</i>	41
6.3.3	<i>Die maximalen K-Spitzenwerte in 3 Achsen</i>	41

2

6.3.4	<i>Ergebnisse der Messung 3b</i>	42
6.4	ERGEBNISSE DER 4. MESSUNG:	45
6.4.1	<i>Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung</i>	45
6.4.2	<i>Beschleunigungswerte in X-Richtung, Y-Richtung und Z-Richtung am Babykopf</i>	46
6.4.3	<i>Die Maximalschwingungen in X-Richtung, Y-Richtung und Z-Richtung</i>	47
6.5	ERGEBNISSE DER 5. MESSUNG	47
7	DISKUSSION:	48
7.1	HAUPTBELASTUNGSFAKTOREN WÄHREND DES NEUGEBORENENTRANSPORTES	48
7.2	AUSWIRKUNGEN VON SCHWINGUNGS- UND LÄRMBELASTUNGEN SOWIE TEMPERATURSCHWANKUNGEN	49
7.2.1	<i>Schwingungsbelastungen</i>	49
7.2.2	<i>Lärmbelastung</i>	52
7.2.3	<i>Temperaturschwankungen</i>	52
7.3	WENIGER BEDEUTSAME STRESSFAKTOREN	53
7.3.1	<i>Der maternale Transport als Stressfaktor</i>	53
7.3.2	<i>Zustand des Frühgeborenen vor dem Transport als entscheidender Faktor für Komplikationen</i>	54
7.4	DISKUSSION DER ERGEBNISSE VON MESSREIHE 1	55
7.5	DISKUSSION DER ERGEBNISSE VON MESSREIHE 2	57
7.6	DISKUSSION DER ERGEBNISSE VON MESSUNG 3A	60
7.7	DISKUSSION DER ERGEBNISSE VON MESSUNG 3B	61
7.8	DISKUSSION DER ERGEBNISSE VON MESSREIHE 4	62
7.9	DISKUSSION DER ERGEBNISSE VON MESSREIHE 5	63
7.10	MÖGLICHKEITEN DER SCHWINGUNGSREDUKTION	63
7.10.1	<i>Änderungen am Inkubator zur Schwingungsreduzierung</i>	63
7.10.2	<i>Änderungen am Fahrzeug zur Schwingungsreduzierung</i>	64
7.10.3	<i>Änderungen zur Lärmreduzierung</i>	64
7.11	WELCHE VORTEILE BESITZT DIE PNEUMATISCHE FEDERUNG?	65
7.12	WELCHE NACHTEILE BESITZT DAS PNEUMATISCHE FEDERUNGSSYSTEM?	65
7.13	WELCHE ALTERNATIVEN FEDERUNGSSYSTEME GIBT ES?	65
8	LITERATURVERZEICHNIS:	67
9	DANKSAGUNG:	76
10	LEBENS LAUF:	77

1 ZUSAMMENFASSUNG:

Schwingungsuntersuchungen zur Optimierung des Transportsystems für vitalbedrohte Früh- und Neugeborene in Inkubatoren

Trotz Zentralisierung von Risikogeburten in perinatologischen Zentren müssen Früh- und Neugeborene auch weiterhin postnatal in Ausnahmefällen von einer geburtshilflichen Abteilung in zum Teil weiter entfernte Kinderkliniken transportiert werden. Zur Qualitätssicherung von Neonataltransporten führten wir Untersuchungen zur Schwingungsbelastung durch.

Die Untersuchungen wurden durchgeführt auf einem VW Typ T4, der mit einem Transportinkubator (Dräger 5400) und einem pneumatisch gefederten Schwingtisch ausgestattet war, sowie an weiteren Baby-Notarztfahrzeugen. Unter normalen Transportbedingungen wurden, mittels im technischen Arbeitsschutz üblichen Messgeräten zur Humanschwingungsmessung, Beschleunigungsmessung (K-Wert) und Frequenzanalysen an verschiedenen Punkten der gesamten Transporteinheit – einmal zusätzlich unter Einsatzbedingungen an einem Säuglingskopf – durchgeführt.

In der Vertikalen reduzierte sich der mittlere K-Wert beim Einsatz des Schwingtisches um ca. 50 % von Chassisboden zu Inkubator. Bei abgesenktem Schwingtisch kam es zu einer deutlichen Erhöhung des K-Wertes um 25 %. Die Frequenzanalysen lassen Eigenresonanzen der Transporteinheit erkennen. Die Messungen am Säuglingskopf zeigen eine etwa gleiche Beschleunigung am Kopf und direkt unter dem Kopf auf der Vakuummatratze. Der Einsatz des Schwingtisches reduziert die effektive Beschleunigung im Inkubator im gesamten Frequenzspektrum auf unter $0,1 \text{ m/sec}^2$.

Der Einsatz eines Schwingtisches zur Reduzierung der Schwingungsbelastung für zu transportierende Neonaten erscheint sinnvoll. Die differenzierten Ergebnisse der unterschiedlichen Messpunkte, aber auch die Vielfalt der auf dem Markt angebotenen Rettungsfahrzeuge und Ausstattungen, zeigen, dass jedes Fahrzeug und dessen System zur Schwingungsdämpfung individuell getestet werden sollte. Aufgrund von Alterungsprozessen der Transporteinheit sollten diese Untersuchungen nicht nur vor Inbetriebnahme, sondern auch später in regelmäßigen Abständen durchgeführt werden. Zum Teil lassen sich weitere Verbesserungen des Systems durch relativ geringfügige Modifikationen (z.B. durch den Austausch ermüdeter Gummipuffer) erreichen.

2 SUMMARY:

Measurements of acceleration forces aimed for the optimization of the incubator-transport system for newborns and preterm infants

Despite increasing efforts to centralize neonatal care of high risk pregnancies to perinatal centers, transportation of newborns and premature infants can not totally be avoided for several obvious reasons. The following investigations were carried out as part of our quality control measures of the established neonatal transportation system, and were aimed on the optimization of a new neonatal transportation equipment resulting in reduction of transportation stress caused by acceleration forces.

The new system investigated consisted of a Volkswagen type T4 equipped with a Dräger incubator type 5400, which was mounted on a pneumatic patient lift. Furthermore, we investigated other ambulance cars used for baby transportations. We measured acceleration forces in three axes (expressed as K-Wert) as well as over a spectrum of frequencies (1-80 Hz). Measurements were taken at different points of the transportation unit during simulated transports driving a predetermined route. After obtaining informed consent of the parents, one actual transport of a newborn was used for an additional point measurement at the newborn's head.

The mean K-Wert was decreased by about 50 % in the vertical axis between the chassis of the car and the incubator by activating the pneumatic patient lift. Without activating the lift the K-Wert increased by about 20 % between the chassis and the incubator. The frequency analysis showed resonance effects between the different components of the system. However, by activating the patient lift, effective accelerations in the incubator were decreased to less than 0.1 m/s^2 across the whole frequency spectrum evaluated. The single measurement at a newborn's head revealed similar acceleration forces at the head of the baby and under its head.

Utilization of a pneumatic patient lift can reduce acceleration forces. However, our results show that each system (car, incubator, and its base) has to be investigated and optimized for this purpose as an unit. Optimization of the complete system is necessary not only before its primary use but also in regular intervals over the years. Sometimes, further improvements can be reached with minor modifications such as the change of worn out rubber buffers.

3 EINLEITUNG:

3.1 Einführung (Beschreibung der Kinderklinik Kohlhof und des Neugeborenentransportes)

Die Kinderklinik Kohlhof besitzt als Krankenhaus der Schwerpunktversorgung eine Mittelstellung zwischen einem hochspezialisierten Universitätsklinikum und einem Krankenhaus der Grund- und Regelversorgung. Neben der stationären Versorgung aller Kinder und Jugendlichen in der Versorgungsregion gehört auch die ambulante Betreuung bestimmter Patienten, die Gesundheitserziehung, Beratung und Aufklärung der Eltern, insbesondere über Krankheiten wie Asthma und Diabetes oder über die richtige Pflege von Neu- und Frühgeborenen zu den Aufgaben der Kinderklinik Kohlhof.

In der Funktion als Lehrkrankenhaus der Universitätsklinik Homburg findet eine Ausbildung von Medizinstudenten im Rahmen von Famulaturen sowie des Wahl-Trimesters Pädiatrie statt. Assistenzärzte können in der Kinderklinik Kohlhof ihre 5-jährige Weiterbildung zum Facharzt für Kinderheilkunde und Jugendmedizin ableisten. Außerdem besteht an der Kinderklinik eine Kinderkrankenpflegeschule mit 3-jährigem Ausbildungslehrgang.

Im Bereich Neonatologie verfügt die Kinderklinik Kohlhof über eine Intensivstation mit 12 Beatmungsplätzen und besitzt damit zum Zeitpunkt der Untersuchung eine wichtige Rolle als zentrale Anlaufstation von 9 Krankenhäusern mit Entbindungsabteilungen in ihrem Umfeld. So werden pro Jahr über „600 Baby-Notarzteinsätze“ in einem geographischen Bereich von Pirmasens bis St. Wendel gefahren, was einem Radius von ca. 50 Kilometern entspricht. Dabei übernimmt das Abholteam, bestehend aus einem Arzt und einer Schwester der Intensivstation, das Früh- oder Neugeborene direkt nach der Geburt in seine Betreuung und Versorgung.

3.2 Zur Geschichte des Transportes von Neugeborenen

Schon seit den 60er Jahren wurden kranke Früh- und Neugeborene aus den Geburtskliniken in die Kinderklinik Kohlhof verlegt, woraus sich dann der Abholdienst entwickelte. Seit Anfang der 70er Jahre kamen spezielle Transportinkubatoren zum Einsatz, die in ihren technischen Ausstattungen mit Beatmungsgerät und EKG-Monitoring kleinen Intensiveinheiten glichen. Im Jahre 1994 wurde ein speziell für den Baby-Transport ausgerüsteter Notarztwagen eingeführt, bei dem der Inkubator auf einem Schwingtisch mit einer pneumatischen Federung gelagert ist, um die Belastung durch Vibrationen während der Fahrt zu senken.

3.3 Neugeborenentransport im Hinblick auf die Zukunft

Nach dem heutigen Stand des Wissens sollten erkannte Risikoschwangerschaften rechtzeitig in perinatalogischen Zentren versorgt werden, um die bestmögliche Behandlung für Mutter und

Kind zu garantieren. Trotzdem muss die Akutversorgung von Früh- und Neugeborenen in geburtshilflichen Abteilungen ohne direkten Anschluss an eine Kinderklinik gewährleistet sein, da viele Komplikationen mit vital bedrohlichen Erkrankungen des Neugeborenen zu jedem Zeitpunkt während und nach der Geburt auftreten können. So wird der Abholdienst auch in der Zukunft seine Berechtigung behalten (24, 40, 41, 60, 79, 87, 98, 105, 116).

3.4 Stressfaktoren und Transportrisiko

Betrachten wir die Stressfaktoren, die bei einem solchen Transport wie oben beschrieben auf das Kind einwirken, so kann man sein Augenmerk vor allem auf die auftretenden mechanischen Schwingungen, den Lärmpegel und die Temperaturschwankungen richten (36, 45, 49, 48, 55, 65, 66, 71, 97).

Über das Transportrisiko liegen in der Literatur verschiedene Untersuchungen mit zum Teil kontroversen Forschungsergebnissen vor (16, 23, 41, 57, 60, 65, 105). Bei allen Autoren, die sich mit den Transportbelastungen befassen, besteht jedoch übereinstimmend die Meinung, dass die Belastungen für die Früh- und Neugeborenen soweit wie möglich reduziert werden sollten (8,11, 12, 15, 20, 37, 49, 48, 55, 66, 97, 106, 114).

3.4.1 Mechanische Schwingungen und intrazerebrale Blutungen

Besonders bei Frühgeborenen ist die Verletzbarkeit der periventrikulären Gefäßkapillaren erhöht und das Auftreten von intrazerebralen Blutungen eine ernsthafte, oft lebensbedrohliche Komplikation. Vibrationen, Schläge und Stöße (gleichbedeutend mit mechanischen Schwingungen) werden von einigen Ärzten und Wissenschaftlern (11, 17, 64, 115) als mögliche Teilursache in Betracht gezogen. Ein kausaler Zusammenhang mit mechanischen Belastungen während des Transportes konnte jedoch bisher nicht nachgewiesen werden (11). Wesentlich erscheinen vielmehr Faktoren wie Unreife des Gefäßbettes, pathologische Durchblutungsreaktion, lokal hämostatische Faktoren und v.a. inflammatorische Zytokinaktivierungen, die z.B. bei vorzeitigem Blasensprung oder Chorionamnitis auftreten können, eine Rolle zu spielen (17, 59, 90, 113, 115).

3.4.2 Wirkungen der mechanischen Schwingungen auf den lebenden Organismus

Messungen ergaben, dass vor allem Schwingungen im unteren langwelligen Frequenzbereich unter 100 Hz schädliche Einflüsse auf den tierischen und menschlichen Organismus besitzen können (7, 15, 47, 49, 66, 81, 82, 84, 107). Dabei treten bei verschiedenen Frequenzen unterschiedliche Wirkungen auf, abhängig davon, welcher Körperteil bzw. welches Körpergewebe durch die Resonanz angeregt wird und besonders sensibel reagiert.

Einige Beispiele für Effekte, die durch mechanische Schwingungen bei Erwachsenen ausgelöst werden können, sind mit ihrer jeweiligen Hauptanregungsfrequenz unten abgebildet:

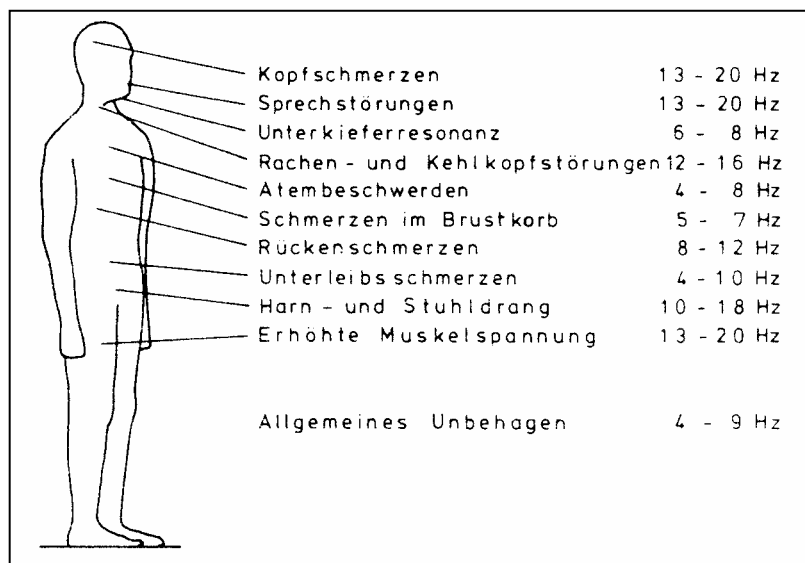


Abbildung 1

Mögliche Effekte der jeweiligen Frequenzen aufgrund von Resonanz (29)

Dabei geht hervor, welcher Frequenzbereich aufgrund seiner Hauptanregungsfrequenz zu welchen Beschwerden führen kann.

Es sind noch viele andere Auswirkungen der mechanischen Schwingungen beschrieben worden, so z.B. auf das kardiovaskuläre System (durch Änderungen des mittleren arteriellen Blutdruckes, Pulsfrequenz, P-R Intervall von EKGs) (29, 80, 85), auf das respiratorische System (durch Induktion eines Lungenödems) (18, 29) und auf das periphere Nervensystem (durch Änderungen der Neuronenübertragungszeit, Myelinscheidendichtenabnahme, der Körpertemperatur, sowie des Elektromyogramms) (29). Inwieweit aber diese Befunde auf Frühgeborene übertragbar sind, die relativ nur eine kurze Zeit unter den Vibrationen leiden, bleibt fraglich. Trotzdem zeigen diese Literaturveröffentlichungen und Untersuchungen einen nicht zu unterschätzenden Einfluss der Schwingungen auf den lebenden Organismus.

3.4.3 Lärmbelastung

Ein weiterer wesentlicher Stressfaktor für das Neugeborene stellt der Lärm während des Transportes dar. Zeitweise kann es zu hohen Geräuschpegeln in der Kabine und dem Inkubator kommen, der auch von den Begleitpersonen häufig als störend und unangenehm wahrgenommen wird. Untersuchungen zeigten, dass es zu einer Verstärkung der Lärmbelastung von niedrigen Frequenzen im Inkubator kommen kann (66). In manchen Studien wurde sogar ein Geräuschpegel von über 99 dB(A) im Inkubator gemessen (8, 66) und auf die Gefahr der Entwicklung eines Gehörschadens hingewiesen (9).

3.4.3.1 Wirkungen der Lärmbelastung auf den lebendigen Organismus

Es überrascht nicht, dass der Lärm einen Einfluss auf den Schlaf und auf die endokrine und kardiovaskuläre Steuerung des tierischen und menschlichen Organismus besitzt (14, 32, 80). So wurde beschrieben, dass schlafende Kinder bei einer kurzzeitigen Lärmbelastung von 70-75 dB(A) in ihrem Schlaf gestört werden und bei einer Lärmexposition mit 75 dB(A) über einen Zeitraum von 12 min aufwachen.

Davon ausgehend, dass Lärm für die Frühgeborenen und intensivpflichtigen Neugeborenen eine zusätzliche Belastung während des Transportes ausübt (15, 48, 66), haben wir die Lärmbelastung des Neugeborenen während des Transports auch in unseren Untersuchungen berücksichtigt.

3.4.4 Temperaturschwankungen und deren Wirkungen

Der Gesichtspunkt schwankender oder zu niedriger Temperaturen als Stressfaktor ist nicht zu vernachlässigen (35, 36, 96). Es ist bekannt, dass Früh- und unreife Neugeborene besonders empfindlich auf Auskühlung reagieren, da ihnen durch die im Vergleich zu ihrem Körpergewicht viel größere Körperoberfläche und gering ausgebildetem Fettgewebe weniger Kompensationsmöglichkeiten gegeben sind als einem reifen Neugeborenen. Es wird beschrieben, dass Kinder, die extremer Kälte oder Überhitzung ausgesetzt waren, irreparable Schäden davontrugen oder gar an den Folgen starben (83). Daher wird versucht, durch einen beheizten Inkubator eine gleich bleibende und ausreichend warme Umgebungstemperatur im abgeschlossenen Inkubator aufrechtzuerhalten. Eventuell sollten die Neonaten zusätzlich in eine thermoisolierende Folie eingehüllt werden, um die Abgabe der Wärme an die Umgebung zu verringern (58).

3.5 *Anlass der Untersuchungen*

Im Rahmen einer Neuanschaffung eines „Baby-Notarztwagens“ durch den Rettungszweckverband-Saarland und dessen Stationierung an der Kinderklinik Kohlhof sowie dessen Planung über die optimale Ausstattung, wurden die nachfolgenden Untersuchungen durchgeführt. Dabei hatte man das Ziel, die Transportbelastung für die Früh- und Neugeborenen angesichts der häufigen Fahrten (600 pro Jahr an der Kinderklinik, bei ca. 20 000 insgesamt in der BRD im Jahre 1984 (12)) gering zu halten und mögliche Verbesserungen zum früheren System durchzuführen. So hat man sich für ein neu entwickeltes, gedämpftes pneumatisches Federungssystem des Transportinkubators entschieden, welches den beträchtlichen Faktor der Schwingungsbelastung im Gegensatz zum vorher eingesetzten ungedämpften Transportinkubators vermindern hilft.

Ob und in welcher Höhe eine Reduktion der Schwingungsbelastung der Säuglinge im Transportinkubator stattfand, sollten die Untersuchungen klären.

4 FRAGESTELLUNG:

Ziel der Untersuchung war es, die Belastung des Neugeborenen während der Fahrten im Transportinkubator darzustellen und Möglichkeiten zur Reduzierung aufzuzeigen.

Dies geschah besonders im Hinblick auf die Bedeutung der Schwingungsbelastung und in geringeren Maßen der Lärmbelastung.

Zur Untersuchung standen zwei verschiedene Transportsysteme, zum einen ein herkömmliches Modell ohne Dämpfung oder Federung, zum anderen ein neues Modell mit pneumatischer Federung. Wir versuchten zu klären:

- Wie groß ist die Schwingungsbelastung im herkömmlichen System?
- Wie groß ist die Schwingungsbelastung im neuen System?
- Welche Schwingungsreduktion ist erreichbar?
- Welche zusätzliche Modifikationen können hilfreich sein?
- Wie hoch liegt die Lärmbelastung?
- Was ist die Ursache?
- Wie kann der Lärm reduziert werden?

5 MATERIAL UND METHODIK:



Abbildung 2

Die Fahrzeuge in Vorbereitung einer Messreihe: Vorne rechts der VW T4; hinten links der Mercedes Typ 250

5.1 Beschreibung der Messungen:

5.1.1 Messreihe 1

Zunächst wurde untersucht, wie sich das Fahrzeug (VW T4) mit Schwingtisch und Transportinkubator bei reproduzierbaren simulierten Fahrten unter Laborbedingungen verhält.

Diese Untersuchungen wurden am Prüfstand des Ingenieurbüros-Fahrzeugtechnik Berlin (IBF) unter der Leitung von Prof. Willumeit, TU Berlin, durchgeführt. Dabei testete man das Schwingungsaufreten im Transportinkubator bei nachgestellten Fahrten auf einer Hydropulsanlage unter zwei Geschwindigkeiten (40 km/h und 85 km/h).

5.1.2 Messreihe 2

Des Weiteren war es wichtig zu erfahren, in welchem Maße das neue pneumatische Federungssystem imstande ist, den Transportinkubator und das darin befindliche Kind im Vergleich zu einem herkömmlichen starren System ohne Federung gegen Erschütterungen zu schützen.

Aus diesem Grunde wurde das Schwingungsaufreten im Inkubator während der Fahrt gemessen, zunächst mit und dann zum Vergleich ohne Federung des Inkubators. Diese

Messungen konnte man an ein und demselben Fahrzeug durchführen, da eine Vorrichtung am pneumatischen Hubtisch es erlaubte, die Funktion des zieharmonika ähnlichen Systems durch Aufpumpen oder Ablassen von Luft an- und abzuschalten.

Durch diese Messungen zum einem mit und zum anderen ohne Federung auf derselben Strecke konnte der unmittelbare Einfluss des Federungssystems deutlich gemacht werden.

5.1.3 Messreihe 3

Zur Verfügung standen auch zwei andere Babynotarzwägen mit starr montierter Plattform für den Inkubator. Die Schwingungsbelastung dieser Systeme sollte im Vergleich zum gefederten System während einer repräsentativen Straßenfahrt untersucht werden: Eines der Vergleichsfahrzeuge war ein Mercedes Benz Typ 250 (Abbildung 2, Seite 10, Fahrzeug hinten links) (=Messreihe **3a**). Das zweite Vergleichsfahrzeug war ebenfalls ein VW-Bus desselben Fahrzeugtyps (T4), allerdings war es in einem anderen Landkreis stationiert und nicht exakt baugleich mit dem Fahrzeug aus Messreihe 1 u. 2, es war *ohne Federungssystem* ausgestattet worden, sowie zusätzlich tiefer gelegt und mit kurzem Radstand versehen (=Messreihe **3b**).

5.1.4 Messreihe 4

Die Messreihen 1, 2 und 3 wurden unter simulierten Fahrbedingungen (nach DIN 75 080) bzw. im Rahmen einer repräsentativen Straßenfahrt, allerdings ohne Patienten im Inkubator durchgeführt. Eine vierte Messung erfolgte nach entsprechender Austestung des Gesamtsystems schließlich unter Alltagsbedingungen mit einem Neugeborenen, das im Transportinkubator zwischen einer Entbindungsklinik und der Kinderklinik Kohlhof transportiert wurde. Die Eltern hatten dem Transport und der Messung am Kind nach ausführlicher Aufklärung zugestimmt.

5.1.5 Messreihe 5

Es wurde die Lärmbelastung durch ein im Fahrzeuginnenraum (auf dem Personensitz in der zweiten Sitzreihe ungefähr auf Höhe des Transportinkubators) installiertes Mikrofon gemessen, um ihre Ursachen zu lokalisieren und nach Möglichkeit auch zu vermeiden.

Es ist anzumerken, dass die einzelnen Messreihen sich beim Versuchsaufbau in zahlreichen Einzelheiten unterscheiden. Ebenso wurden die Messreihen je nach ortsgegebenen technischen Umständen und Möglichkeiten unterschiedlich häufig wiederholt und erscheinen daher streng statistisch nicht vergleichbar. Es wurde darum versucht, dass Gesamtschwingungsauftreten der einzelnen Messreihen anhand einer Variablen miteinander zu vergleichen (siehe Kapitel 5.3).

- | | |
|---|---|
| <p>1. Messreihe:</p> <p>2. Messreihe:</p> <p>3. Messreihe:</p> <p>4. Messreihe:</p> <p>5. Messreihe:</p> | <p><i>Überprüfung der Schwingeeigenschaften des Fahrzeuges, des Schwingtisches und des gefederten Transportinkubators unter Laborverhältnissen auf einer Hydropulsanlage (Prüfstand).</i></p> <p><i>Vergleich der Schwingeeigenschaften des Inkubators bei angeschalteter und ausgeschalteter Funktion der pneumatischen Federung und damit Überprüfung des unmittelbaren Federungseffekts unter normalen Fahr- und Straßenbedingungen (Prüfstrecke).</i></p> <p><i>Vergleich der Schwingeeigenschaften unter normalen Fahr- und Straßenbedingungen (Prüfstrecke):</i></p> <p style="margin-left: 20px;"><i>a) VW T4 mit gefedertem Transportinkubator</i></p> <p style="margin-left: 20px;"><i>b) herkömmlicher Krankentransportwagen mit starrem System ohne Federung</i></p> <p><i>Überprüfung des Schwingverhaltens des VW T4 mit gefedertem Transportinkubator unter Bedingungen des täglichen Einsatzes mit einem Neugeborenen.</i></p> <p><i>Messung der Lärmbelastung im Transportfahrzeug mit kompletter Transporteinheit.</i></p> |
|---|---|

Tabelle 1

Die Messreihen sind zum besseren Überblick zusammengefasst dargestellt

5.1.6 Statistische Vergleichbarkeit der Messungen

Die Messungen erfolgten aufgrund der Umstände und Gegebenheiten unterschiedlich häufig.

So konnte man z.B. das System unter Laborbedingungen und normalen Strassenbedingungen bei Messung 1 und 2 sieben bis zwölf mal wiederholen, während bei Messung 3 aufgrund der schwierigen Situation als benutztes Einsatzfahrzeug nur drei bis vier Messungen stattfanden.

Bei Messung 4 (Fahrt unter Bedingungen des täglichen Einsatzes) erfolgte gar nur eine einzelne Fahrt. Streng genommen sind die Ergebnisse also statistisch nicht vergleichbar. Da aber der benutzte K-Wert eine beschreibende Variable ist, erscheinen die Ergebnisse zum beschreibenden Vergleich völlig ausreichend (siehe auch Kapitel 5.3, „Methodik“).

5.2 Material:

Im folgenden Kapitel sind die eingesetzten Materialien der jeweiligen Messreihen näher beschrieben:

5.2.1 1. Messreihe

(Das pneumatische Federungssystem des Inkubators unter Laborbedingungen auf einer Hydropulsanlage)

5.2.1.1 Fahrzeug

Kfz-Typ:	ein VW-Bus vom Typ 70XOL SO.KFZ Krankenkraftfahrwagen
Ausstattung:	Baby-Notarztwagen
Aufbau des Trägertisches:	Er war ausgestattet von der Fa. Strobel in Aalen mit einer <i>quer</i> zur Fahrzeugrichtung liegenden vertikalen <i>pneumatischen Federung</i> Typ AERO KOMFORT.
Transportinkubator:	Fa. Dräger Typ 5400 (mit Gummifederung), mit außen befestigtem Beatmungsgerät Babylog 2 Typ 8403090, Monitor, Druckluft und O ₂ -Versorgungsflasche
Kennzeichen:	HOM-NA 86
Baujahr:	1994
Kilometerleistung:	Das Fahrzeug war zuvor ohne Einsätze und nur wenige Kilometer gefahren, befand sich damit in fast fabrikneuem Zustand.
Reifen:	Vom Hersteller vormontierte Winterreifen der Marke Michelin
Radstand:	T4 mit langem Radstand (3,32 m)



Abbildung 3
Der untersuchte Babynotarztwagen auf der Hydropulsanlage

5.2.1.2 Fahrstrecke

Diese 1. Messreihe bezieht sich auf Untersuchungen unter Laborbedingungen auf einer 4-Stempel-Hydropulsanlage, wobei die Fahrstrecke vom Computer mit der 4-Stempel-Hydropulsanlage übermittelt wurde und die Referenzstraße (siehe DIN 75 080, Deutsche Norm für Krankenkraftwagen) von der Bundesanstalt für Straßenwesen nach Berücksichtigung des Straßennetzes und der ehemaligen Bundesrepublik Deutschland erstellt wurde.

5.2.1.3 Fahrgeschwindigkeit

Die simulierte Geschwindigkeit lag bei kontinuierlichen 85 km/h und 40 km/h. Die Messung erfolgte über einen Zeitraum von 6 Minuten und 40 Sekunden.

5.2.1.4 Messgeräte

Das Fahrzeug wurde auf eine Hydropulsanlage der Fa. Schuck (Darmstadt) gefahren, wobei jeweils ein Rad mit je 16 kN Kraft und 25 cm Kolbenhub auf einem pneumatischen Zylinder stand. Die Hydropulsanlage wurde durch einen Computer gesteuert. Es ließen sich beliebige Soll-Signale (harmonisch oder regellos) zur Simulation einer Straßenfahrt mit Berücksichtigung der Totzeit der Anregung zwischen vorne und hinten sowie links und rechts einstellen.

Als Messgerät fungierte das Computer-Aided-Test-System (CAT) der Fa. Gen Rad GR 2515, welches über einen Signalverstärker (Piezotronics Modell 433 A) mit den Schwingungsaufnehmern (Piezotronics Modell 330 A, Typ Structel, der Fa PCB Piezotronics Depew, New York) verbunden war. Die Schwingungsaufnehmer hatten selbst ein Gewicht von

1 Gramm; die Empfindlichkeit war auf 5 g eingestellt (1 Volt entsprach 1 Gramm). Der Messbereich belief sich von 1-500 Hz. Die Messergebnisse wurden in Autoleistungsdichten ausgegeben. Dies ist das Maß für die Energieintensität der Schwingungen, wobei die Autoleistungsdichten mit dem Referenzmesspunkt –1 (Radzylinder vorne links) in Beziehung gesetzt wurden, um an den anderen Messpunkten Veränderungen zum Ausgangssignal feststellen zu können (es wurden so genannte Kreuzleistungsdichten gebildet).

5.2.1.5 Messpunkte

Als Messpunkte dienten

1. der Zylinder vorne links als Referenzpunkt
2. der Fahrzeugboden vor dem Schwingtisch
3. der Inkubator-Träger
4. die Metallscheibe auf der evakuierten Vakuummatratze
5. die obere Kante des Inkubators, um die Kippbewegungen zu messen (der Messpunkt war nur ungefähr nach dem Koordinatenkreuz ausgerichtet)

Im Gegensatz zum Messsystem der Saarbergwerke AG wurden beim Messsystem des Ingenieurbüros-Fahrzeugtechnik Berlin die Schwingungen der einzelnen Messpunkte nicht dreiachsig nach dem Koordinatenkreuz des liegenden Menschen, sondern jeweils einachsig nach dem Fahrzeugkoordinatensystem abgeleitet.

Schwingungen von Messpunkt –1 wurden in der Vertikalachse gemessen und über Kanal 1 abgeleitet als ‘X-VL’, als Ist-Weg der Anregung.

Schwingungen von Messpunkt –2 wurden in der Vertikalachse gemessen und über Kanal 2 abgeleitet als ‘FZG-BODEN’.

Schwingungen von Messpunkt –3 wurden in der Fahrzeuglängsachse gemessen und über Kanal 3 abgeleitet als ‘TRÄGER-X’.

Schwingungen von Messpunkt –3 wurden in der Vertikalachse gemessen und über Kanal 4 abgeleitet als ‘TRÄGER-Z’.

Schwingungen von Messpunkt –4 wurden in der Fahrzeuglängsachse gemessen und über Kanal 5 abgeleitet als ‘KOPF-X’.

Schwingungen von Messpunkt –4 wurden in der Vertikalachse gemessen und über Kanal 6 abgeleitet als ‘KOPF-Z’.

16

Schwingungen von Messpunkt –5 wurden in der Fahrzeuglängsachse gemessen und über Kanal 7 abgeleitet als ‘KASTEN-X’.

5.2.2 2. Messreihe

(Vergleich der Schwingungen im Inkubator mit und ohne Funktion des Federungssystems)

5.2.2.1 Fahrzeuge

Als Fahrzeug wurde eingesetzt:

Der VW Typ T4, wie er in Messung 1 verwendet wurde. Siehe Beschreibung von 5.2.1.1

5.2.2.2 Fahrstrecke

Die gefahrene Messstrecke war für alle Untersuchungen der Messung 2 (und 3) dieselbe. Sie hatte eine Länge von insgesamt 7,9 km, davon ein Teilstück von 3,5 km über Autobahn und 4,4 km über Landstraße und Stadtgebiet. Die exakte Strecke: Von der Einfahrt zur Landeskinderklinik durch Kohlhof in Richtung Bayrisch Kohlhof, danach auf die Autobahn A 8 in Richtung Neunkirchen bis zur Ausfahrt Neunkirchen-Oberstadt, dann über Furpach auf der Landstraße L 114 nach Kohlhof zurück zum Ausgangspunkt. Die Strecke enthielt unterschiedliche Teilstücke, wie Autobahn, Landstraßen und innerörtliche Straßen, so dass man von ähnlichen Bedingungen und ähnlichem Schwingungsverhalten bei Notarzteinsatzfahrten in der Umgebung der Kinderklinik ausgehen kann.

5.2.2.3 Fahrgeschwindigkeit

Die Fahrgeschwindigkeit wurde vom Sanitäter bestimmt, der auch üblicherweise die Einsätze fährt. Sie war bei leichter bis mittlerer Verkehrsdichte (trockene Strassen, vormittags) der jeweiligen Straßensituation angepasst. Auf der Autobahn waren es ca. 100-110 km/h, auf der Landstraße 80 km/h und in der Stadt ca. 50 km/h. Die Versuchsfahrten von fast konstant siebenminütiger Dauer waren gut reproduzierbar. Die Fahrten wurden ohne Ton oder Signal durchgeführt, das Sprechfunkgerät wurde ausgeschaltet um störende elektromagnetische Interferenzen zu vermeiden. Der Baby-Notarztwagen war für die Versuchsfahrten folgendermaßen besetzt: Es waren zwei Sanitäter und zwei Techniker anwesend, was ungefähr dem normalen Einsatz (zwei Sanitäter mit einem Arzt und einer Schwester) entspricht. Als zusätzliches Gewicht kam noch das Equipment (Messgeräte) hinzu, welches mit ca. 15 kg zu veranschlagen ist.

5.2.2.4 Messgerät

Als Messgerät diente das handliche Modell der Fa. Larson Daris Laboratories (USA) Typ 3200, welches mit den Schwingungsaufnehmern der Fa. MMF-Radebeul Typ KS71 verbunden war.

Zusätzlich kam ein Humanschwingungsmessgerät der Firma DMT, Typ Vimex DX-301, mit einem Triaxialbeschleunigungsaufnehmer in Form einer normierten elastischen Messscheibe (DIN/ISO 7096) sowie ein Vibrations Calibrator, Typ HVA der Fa AST zum Einsatz.

Von dem verwendeten Messgerät konnte direkt der K-Wert oder alternativ die gemessene Beschleunigung in $[m/s^2]$ ausgegeben werden.

Durchgeführt wurden die Messungen von Ingenieuren des Service-Centers Arbeitsschutz der Saarbergwerke AG, unter der Leitung von Herrn Dipl.-Ing. Fred Homberg und Prof. Dr. Dr.-Ing. Matthias Bauer.

5.2.2.5 Messpunkte

Je ein Schwingungsaufnehmer wurde an folgenden Punkten befestigt:

1. im Transportinkubator bei evakuierter Vakuummatratze in einer genormten elastischen Messscheibe (DIN/ISO 7096) befestigt
2. am Schwingtischrahmen
3. am Fahrzeugboden (am Fuße des Schwingtisches) mit einem Gewicht von ca. 2,5 Kilogramm und mit einem Magneten fixiert.

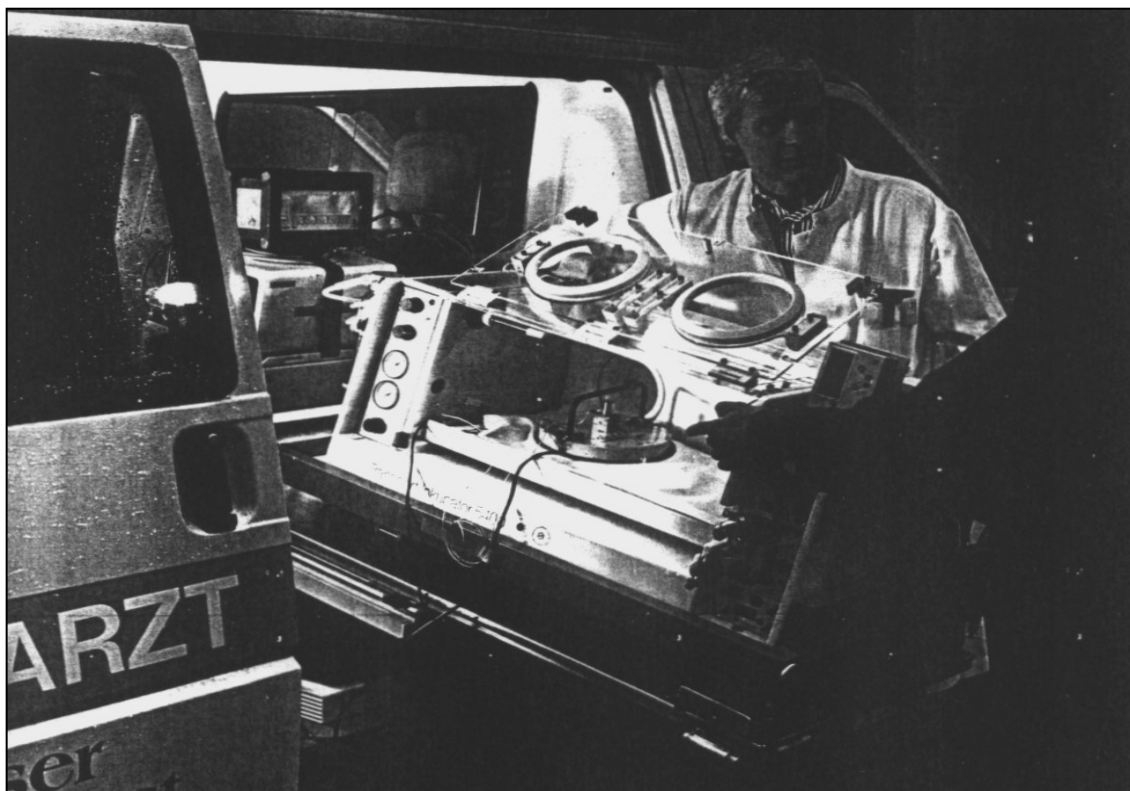


Abbildung 4
Das Messgerät im Transportinkubator während einer Messung

5.2.3 3. Messreihe

Vergleich der Schwingeeigenschaften des gefederten Transportinkubators zu einem herkömmlichen starren System ohne Federung unter normalen Fahr- und Straßenbedingungen (Prüfstrecke).

5.2.3.1 Messung 3a

Kfz-Typ: Mercedes Benz Typ 250

Ausstattung: Baby-Notarztwagen

Aufbau vom Trägertisch

des Inkubators: Starrer Aufbau, längs zur Fahrzeugrichtung eingebaut

Transportinkubator: identisch mit oben beschriebenen Inkubator

Kennzeichen: HOM-M 180



Abbildung 5
Der Babynotarztwagen bei den Untersuchungen

5.2.3.2 Messung 3b

Kfz-Typ: Baby-Notarztwagen, VW Typ T4, Flachdach, niedriger gelegtes Chassis

Aufbau vom Trägertisch

des Inkubators: Starrer Trägertisch mit querem Einbau in Fahrzeugmitte

Transportinkubator: Firma Dräger, Typ 5400, Nr. 3 der Kinderklinik Kohlhof

Fahrzeugident.-Nr.: WV 2 ZZZ 70ZPH 1114870-4

Kennzeichen: SB-RK 539

Erstzulassung: 05. 10. 1993

Reifen: Niederquerschnittsreifen, Felge 8 ½ IX 17H2

5.2.3.3 Fahrstrecke

Die gefahrene Messstrecke entsprach der von Messreihe 2 (siehe 5.2.1.2).

5.2.3.4 Fahrgeschwindigkeit

Ebenso wurde darauf geachtet, die gleiche Fahrgeschwindigkeit wie in Messung 2 einzuhalten (siehe Beschreibung von 5.2.1.3).

5.2.3.5 Messgerät

Als Messgerät diente bei Messung 3a ein Schallpegelmesser mit einer Humanschwingungseinheit der Fa. Brüel & Kjaer vom Typ 2231 mit der Humanschwingungseinheit Typ 2522.

Als Beschleunigungsaufnehmer wurde ein Triaxial-Sitz-Beschleunigungsaufnehmer Typ 4322 der Fa. Brüel & Kjaer, der in einer genormten elastischen Messscheibe eingebaut war, nach DIN/ISO 7096 eingesetzt.

Als Messgerät diente bei Messung 3b ein Echtzeitanalysator vom Typ 3200, der Fa. Larson Davis.

5.2.3.6 Messpunkte:

Je ein Schwingungsaufnehmer wurde an folgenden Punkten befestigt:

1. im Transportinkubator bei evakuierter Vakuummatratze in einer genormten elastischen Messscheibe (DIN/ISO 7096) befestigt (Messung 3a), bzw. mit einem Haftmagneten und Klebeband fixiert (Messung 3b)
2. am Schwingtischrahmen
3. am Fahrzeugchassis (Fahrzeugboden am Fuße des Schwingtisches)

5.2.4 4. Messreihe

(Überprüfung des Schwingverhaltens des gedämpften Transportinkubators unter Bedingungen des täglichen Einsatzes mit einem Neugeborenen)

5.2.4.1 Fahrzeug

Als Fahrzeug diente der von den anderen Versuchen (Messung 1 und 2, siehe 5.2.1.1) bekannte Volkswagen Typ T4. Er hatte den gleichen Aufbau wie in den bisherigen Versuchen.

5.2.4.2 Fahrstrecke

Die Fahrstrecke lag zwischen der Kinderklinik Kohlhof und dem Krankenhaus in St. Ingbert und war ca. 15 km lang, wobei Autobahn und Landstraße sowie Stadtstraße gemischt vertreten waren.

5.2.4.3 Fahrgeschwindigkeit

Die Fahrgeschwindigkeit entsprach der jeweils erlaubten bzw. jener der jeweiligen Verkehrsdichte angepassten Geschwindigkeit, ähnlich wie in der 2. Messung.

5.2.4.4 Messgerät

Es wurden die zur Humanschwingungsmessung übliche Messgeräte verwendet: das Humanschwingungsmessgerät der Firma DMT (Typ Vimex DX-301) mit einem Triaxial-Sitz-Beschleunigungsaufnehmer der Firma DMT in Form einer normierten elastischen Messscheibe, Typ DX-301 (DIN/ISO 7096) sowie zur Frequenzanalyse ein Echtzeitanalysator der Firma Larson Davis, Typ 3200. Der Beschleunigungsaufnehmer war von der Firma Brüel & Kjaer, Typ 4394 (Gewicht: 2,8 g) und wurde in Seitenlage des Kindes parietal am Kopf befestigt. Ein weiterer Beschleunigungsaufnehmer der Firma MMF, Typ KS 71 war in einem Sitzkissen nach DIN/ISO 7096 integriert und wurde unter den Kopf des Kindes gelegt.

5.2.4.5 Messpunkte

1. Am Kopf des Kindes wurde ein Beschleunigungsaufnehmer angebracht (2,8 g schwer).
2. Unter dem Kopf des Kindes mit einem in der elastischen Scheibe integrierten Messfühler, zum Kind abgedeckt mit einer Windel

Bei der Rückfahrt:

3. Auf der Vakuummatratze des Inkubators
4. Am Schwingtischrahmen
5. Am Boden (Chassis) des Fahrzeugs

5.2.5 5.Messreihe

Fahrzeug:	Der VW-Bus Typ T4 von Messung 1 (siehe Beschreibung 5.2.1.1)
Fahrstrecke:	Die in Messung 2 und 3 beschriebene Fahrstrecke (siehe 5.2.2.2)
Messpunkte:	Im Fahrzeuginnenraum auf dem Personensitz unmittelbar hinter und auf Höhe des Transportinkubators, da im Inkubator kein Platz durch die Schwingungsmessapparatur mehr vorhanden war.
Messgeräte:	Mikrofon und Aufzeichnungsgerät der Saarbergwerke AG, Abteilung Service-Center Arbeitsschutz

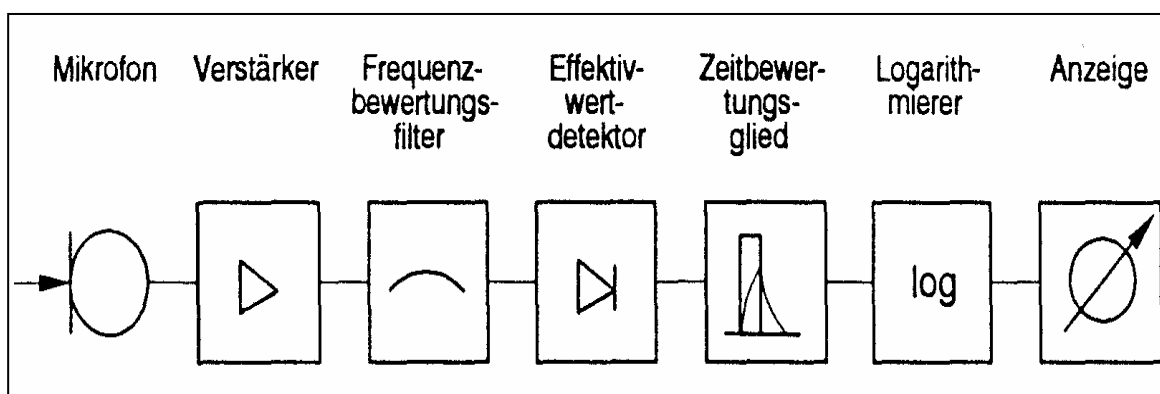


Abbildung 6
Ein Blockschaltbild des Schallpegelmessers, wie er in der Messung zur Anwendung kam (7)

5.3 Methodik:

5.3.1 Allgemeines zur Schwingungsmessung

Im Folgenden werden die theoretischen Grundlagen zur Schwingungsmessung näher erläutert.

5.3.2 VDI Richtlinien

Physikalisch mechanische Schwingungen (=Erschütterungen oder Vibrationen), die auf den menschlichen Körper wirken (in diesem Fall Ganzkörperschwingungen auf das liegende Neugeborene im Transportinkubator), werden im Allgemeinen nach den VDI-Richtlinien 2057 (110, 111) und DIN 45671 (26) bewertet. Sie stimmen inhaltlich weitgehend mit der internationalen Normierung ISO 2631 überein. Darin werden Grundlagen, Gliederung und Begriffe festgelegt, nach denen sich die Messungen und Auswertungen richten sollen. Von großer Bedeutung dabei ist, wie der Körper auf die Erschütterungen reagiert und welchen Einfluss die Vibrationen auf das Gewebe haben. Diese biomechanische Belastung des

menschlichen Körpers versuchte man zu messen und das Ausmaß in einem Wert wiederzugeben, um eine vergleichbare Größe zu haben. So hat man nach umfangreichen Forschungen als Maßzahl die dimensionslose Kenngröße K ermittelt, in die eine subjektive Bewertung der Schwingungsbelastung einfließt.

5.3.3 Der K-Wert und dessen Berücksichtigung der Schwingungswirkungen

Der K -Wert (bewertete Schwingstärke) wird als dimensionslose Kenngröße für die Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen definiert, mit deren Hilfe die Beanspruchung unter Berücksichtigung individueller Gegebenheiten abgeschätzt werden kann. Sie gibt den Zusammenhang zwischen objektiver (messbarer) Schwingungsbelastung einerseits und subjektiver (nicht messbarer) Wahrnehmung, zwischen biomechanischem Schwingungsverhalten und bestimmten physiologischen Veränderungen andererseits wieder (7).

Die Größe K berücksichtigt neben der Einwirkdauer und Stärke der Vibrationen auch die unterschiedlichen Auswirkungen der Schwingungen auf den Körper. Je nach ihrer Frequenz bzw. ihrem Frequenzbereich resultieren unterschiedliche Effekte auf verschiedene Strukturen des menschlichen Gewebes. Dies hängt damit zusammen, dass von außen einwirkende Schwingungen in bestimmten Frequenzbereichen zu Eigenschwingungen bestimmter Gewebsstrukturen führen. Dieser Frequenzbereich wird als Resonanzfrequenzbereich für eine bestimmte Struktur oder ein Gewebe bezeichnet. Demzufolge werden Schwingungen entsprechend ihrer Frequenzen unterschiedliche Wahrnehmungen und Reaktionen in unterschiedlichem Gewebe auslösen.

Aus diesem Grunde empfindet der Mensch Erschütterungen in einem Frequenzbereich von 6-63 Hz bei gleicher Intensität doppelt so unangenehm (weil mehr körpereigenes Gewebe angeregt wird), als Erschütterungen in einem Bereich von < 3 Hz.

Der Bereich um 8 Hz stellte sich bei Untersuchungen mit Erwachsenen als besonders empfindsam und unangenehm heraus (111). Vibrationen mit einer Frequenz > 65 Hz haben nur noch wenig Auswirkungen auf das Wohlbefinden und werden deswegen in vielen Untersuchungen kaum berücksichtigt.

Körperteil	Schwingungsrichtung	Resonanzfrequenzbereich
Fuß	X	16-31 Hz
Knie	X	4-8 Hz
Bauch	X	4-8 Hz
Brustkorb	X	6-12 Hz
Schädelknochen	X	50-70 Hz
Fuß	Y	0,8-3 Hz
Bauch	Y	0,8-4 Hz
Kopf	Y	0,6-4 Hz
Fuß	Z	1-3 Hz
Bauch	Z	1,5-6 Hz
Kopf	Z	1-4 Hz

Tabelle 2

Die Resonanzfrequenzbereiche im Liegen für verschiedene Strukturen des menschlichen Körpers (26)

Der K-Wert ist also eine Maßzahl, aufgebaut als eine Funktion von objektiven (Frequenz, Amplitude, Schwingungsdauer) und subjektiven Belastungsfaktoren (26, 110, 111). So gilt der K-Wert von 0,1 K ungefähr als „Fühlschwelle“, K-Werte von 0,4-1,6 K als „gut spürbar“ und K-Werte von 1,6-6,3 K als „stark spürbar“. Man kann folglich aus den K-Werten die Schwingungsbelastung abschätzen.

K-Werte:	Subjektive Beurteilung:
< 0,1	nicht spürbar
0,1-0,2	Fühlschwelle
0,2-0,4	gerade spürbar
0,4-1,6	gut spürbar
1,6-6,3	stark spürbar
6,3-100	sehr stark spürbar

Tabelle 3

Der K-Wert und dessen Bewertung

Führt man eine Messung nach VDI 2057 durch, so wird die Schwingstärke K aus den *normierten Schwingungssignalen* (aus den Formen von Schwingweg (=Ausschlag, Amplitude), Schwinggeschwindigkeit (=Schnelle) und Schwingbeschleunigungen) im *Bereich von 1-80 Hz frequenzbewertet* gebildet.

Erläuterung:

Die *normierten Schwingungssignale* berücksichtigen die unterschiedliche Bewertung für verschiedene Schwingungsrichtungen, Einleitungsstellen und Körperhaltungen. Die *Frequenzbewertung* bedeutet, dass auf die unterschiedliche Wirkung von z.B. niedrigen oder hohen Frequenzen Rücksicht genommen wurde. Der spezielle *Bereich von 1-80 Hz* wurde wegen der Schwingeneigenschaften menschlicher Gewebsstrukturen gewählt.

Bei der Beschreibung der Schwingstärke gilt, dass der K -Wert (auch als $K_t(t)$ der *momentanen* Belastung (über 125 msec) entspricht. Soll die Dauer der Schwingungsbelastung mit berücksichtigt werden, so wird durch Integrierung der Zeit (nach DIN 45671 sind es für Ganzkörperschwingungen ca. 5 min) der so genannte Energie-Äquivalente Mittelwert K_{eq} gebildet (nach der Formel $K_{eq} = \sqrt{\sum K_i^2}$, wobei K_i die partiell bewertete Schwingstärke des Frequenzbands bei Schmalbandanalysen ist) (28).

Wie bereits erwähnt wurde, gibt es für verschiedene Körperpositionen und Schwingungsrichtungen verschiedene Bewertungen. Im Folgenden sind zwei Schwingstärkekurvenschare dargestellt.

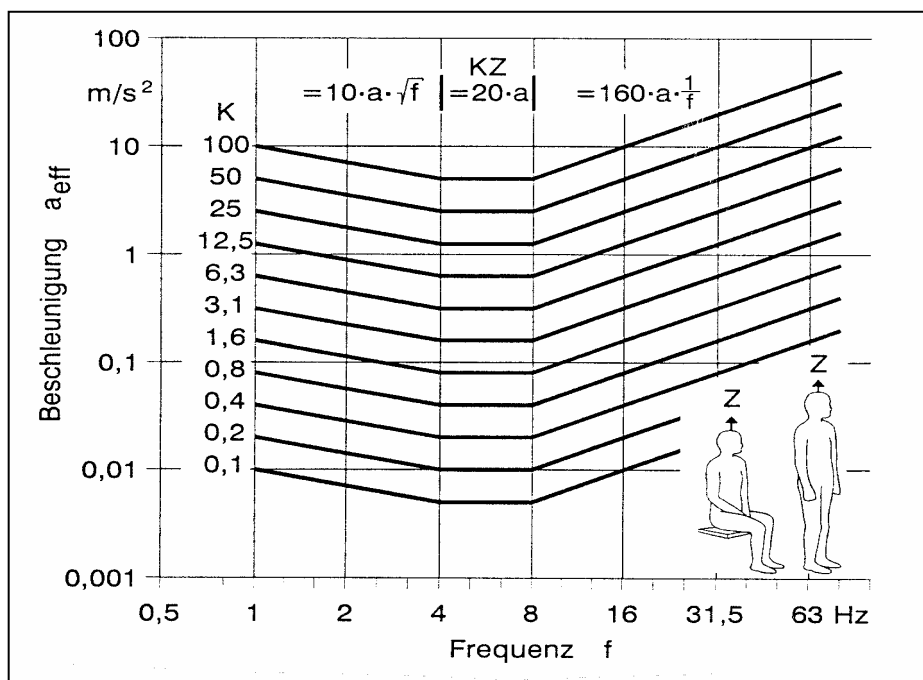


Abbildung 7

Die vertikale Beschleunigungen (in der Z-Achse) mit ihren K-Wert-Kurven über einen Frequenzbereich von 1-63 Hz für den sitzenden oder stehenden Menschen (110)

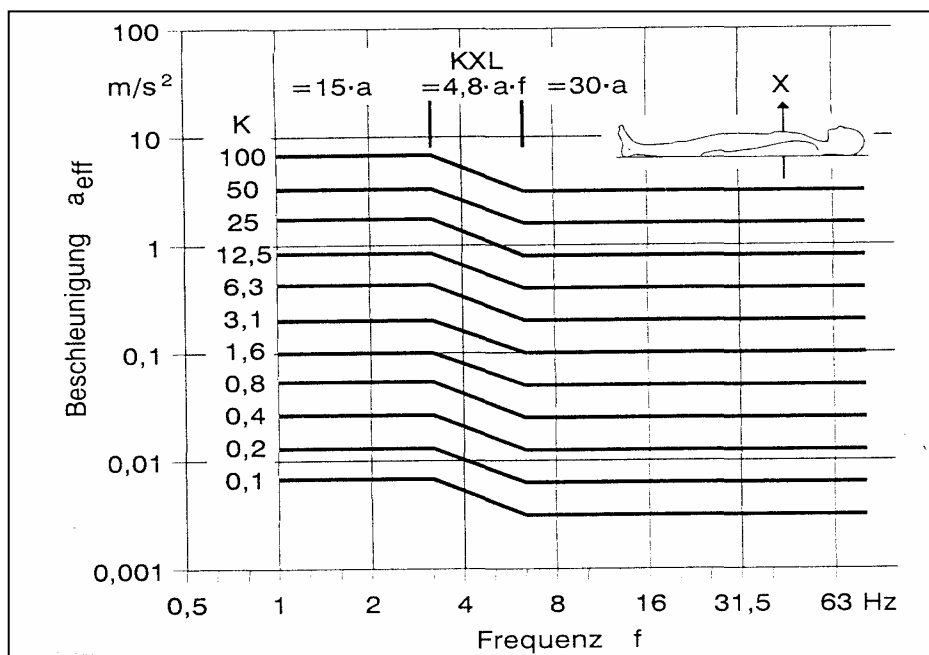


Abbildung 8

Die vertikale Beschleunigung für den liegenden Menschen in einem Frequenzbereich von 1-63 Hz mit ihren K-Wert-Kurven (110)

Für die folgenden Untersuchungen an den Inkubatoren sind die Werte aus der Abbildung 8 relevant (liegende Personen).

Wir erkennen aus der Abbildung 8, dass eine Beschleunigung (Erschütterung) von $0,1 \text{ m/s}^2$ bei liegenden Personen, mit Frequenzen um 3 Hz, einem K-Wert von 1,6 K (= obere Grenze für „gut spürbar“) entspricht. Frequenzen um 12 Hz werden dagegen bei dergleichen Beschleunigung nur noch mit 0,8 K gleichgestellt, aufgrund der unterschiedlichen Wahrnehmungsfähigkeit bei unterschiedlichen Frequenzen.

Die Schwingstärkekurven zeigen auch, dass eine Umrechnung von K-Werten in Beschleunigung (m/s^2) und umgekehrt möglich ist.

Zur Bewertung der Schwingungsbelastung lassen sich im dreidimensionalen Raum die jeweiligen K-Werte für jede Achse errechnen, oder es lässt sich durch energieäquivalente Summierung der K-Werte der drei Richtungen ein so genannter Gesamt K-Wert (=Vektorbetrag) bilden, durch die Formel

$$K_{\text{ges}} = \sqrt{KX^2 + KY^2 + KZ^2} .$$

Streng nach der VDI 2057 Methode wird jedoch die Schwingstärke K_{eq} nur in die Richtung berücksichtigt, in die der größte Ausschlag zu finden ist (110, 111).

5.3.4 Die Bewertung der Frequenzen

Wie bereits erwähnt, erfassen die VDI 2057 Richtlinien und ISO einen Frequenzbereich von 1-80 Hz für die Beurteilung der K-Werte. In diesem Bereich liegen die hauptsächlichsten Eigenfrequenzen des (erwachsenen) Menschen, und er gilt deshalb als besonders einflussreich. Der Mensch reagiert auf Frequenzen unter 1 Hz recht individuell. Der Wissensstand darüber ist noch zu gering, so dass sie unberücksichtigt bleiben (77).

Im Hinblick auf den Transport der Früh- und Neugeborenen in Inkubatoren wird in der Literatur eher der langwellige Frequenzbereich mit hohen Amplituden und langer Einwirkdauer als nachteilig betrachtet (15, 49). Wie die unabhängigen Messungen des Service-Centers Arbeitsschutz der Saarbergwerke AG und des Ingenieurbüros-Fahrzeugtechnik (Berlin) sowie von weiteren Autoren (12, 55, 77) übereinstimmend zeigen, haben die Vibrationen in dem Bereich von ca. 3-20 Hz ein Maximum oder werden deutlich betont und verstärkt im Inkubator wiedergegeben. Auch amerikanische Studien (15, 49, 66) fanden ein besonders intensives Schwingungsaufreten in diesem Bereich, obwohl sie mit anderen Materialien (mit anderen Transportinkubatoren und anderen Ambulanzfahrzeugen) arbeiteten, als in den europäischen Messungen verwendet wurden. Nur ein Autor (99) dehnte den seiner Meinung nach wichtigen Frequenzbereich etwas weiter aus von 1 auf 50 Hz.

Zusammenfassend zeigte sich bei vielen Schwingungsmessungen der Bereich von 1-20 Hz als besonders relevant für den Babytransport in Inkubatoren.

5.3.5 Die Bewertung der K-Werte

Es werden nach VDI 2057 für den erwachsenen Menschen drei Schwellwertkurven angegeben, wobei jeweils 'Gesundheit', 'Leistung' und 'Wohlbefinden' in Abhängigkeit von der K-Wert Höhe und der Einwirkungszeit beeinflusst werden.

Betrachten wir die Schwellwertkurve für Gesundheit, so erkennt man z.B., dass ein K-Wert von 50 K über eine Expositionsdauer von 16 min ohne Gesundheitsschäden toleriert wird.

Die Schwellwertkurve „Leistung“ besagt, dass jedoch der gleiche K-Wert von 50 bei einer Expositionsdauer von 16 min bereits die Leistung des Menschen beeinträchtigt und deutlich oberhalb der Schwelle für Wohlbefinden liegt.

Setzt man für die Frühgeborenen die Schwellwertkurve mit dem Kriterium des Wohlbefindens an, so ist zu berücksichtigen, dass die Neugeborenen ein anderes Schwingungsverhalten als die erwachsenen Menschen aufweisen und dadurch in Wirklichkeit etwas verschobene K-Schwellwertkurven besitzen. Hieraus ergibt sich bei einer Einwirkdauer von 16 min ein K-Höchstwert von 12,5 K!

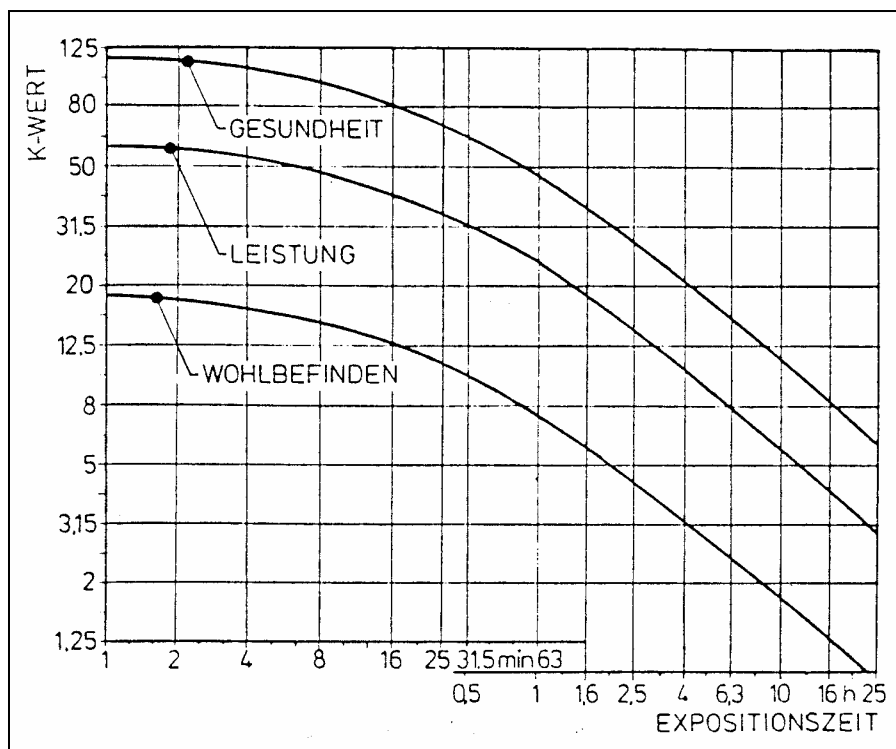


Abbildung 9

Die Schwellwertkurven von Gesundheit, Leistung und Wohlbefinden für die K-Werte in Abhängigkeit der Expositionszeit (110, 111)

5.3.6 K-Höchstwerte des Bundesamts für Normung für Krankenwagen

Ein Entwurf von DIN 75 080 für den Krankenkraftwagen von Januar 1993 Teil 1, Abschnitt 3.3.1 sieht vor, dass die Fahrzeugfederung auf das Fahrwerk so abgestimmt sein muss, dass die maximal auftretenden K-Werte in der Horizontalen oder Vertikalen (genauer, der X-, und Z-Achse) einer sitzenden oder liegenden Person bei einer Geschwindigkeit bis 80 km/h den Wert 25 K nicht übersteigen. Eine Anfrage beim Bundesamt für Normung ergab, dass dieser Grenzwert nicht für Baby-Transportinkubatoren gilt. So kann man ihn nur als Vergleichswert heranziehen (110, 111).

5.3.7 Das Koordinatensystem

Wichtig ist zu wissen, dass nach Messungen der VDI-Norm 2057 die auf den Menschen gerichteten Schwingungseinwirkungen in drei Achsen aufgeteilt werden.

Die Z-Achse ist als Transversalachse, die X-Achse als Sagittalachse, sowie die Y-Achse als Horizontalachse von rechts nach links gehend definiert. Dieses Koordinatenkreuz gilt für Anwendungen an stehenden und sitzenden Personen. Bei liegenden Personen bleibt das Koordinatenkreuz X, Y und Z an der Person erhalten. Die Bewertung von liegenden, sitzenden oder stehenden Personen unterscheidet sich insofern, als die Auflagefläche, an der die Vibrationen auf den Körper einwirken (beim Stehenden die Füße, beim Sitzenden das Gesäß, beim Liegenden hauptsächlich Kopf und Becken), je nach Position eine andere ist. Beim

liegenden Menschen mit seiner mehr knöchernen Einwirkfläche von Kopf, Wirbelsäule, Thorax und Becken als Eintrittspforte der Erschütterungen haben die Vibrationen eine andere Auswirkung auf den Körper als beim stehenden oder sitzenden Menschen, wo die Erschütterungen über die Beine oder das Gesäß auf den Körper einwirken. Hierbei gelangen die Vibrationen wie schon erwähnt durch mehr Weichteilgewebe (Muskeln am Gesäß, Gelenkknorpel und elastische Fußwölbung der Gliederkette) bevor sie auf den Kopf oder Rumpf treffen. Dadurch werden sie besser abgefedert (und eine geringere Stärke wirkt effektiv).

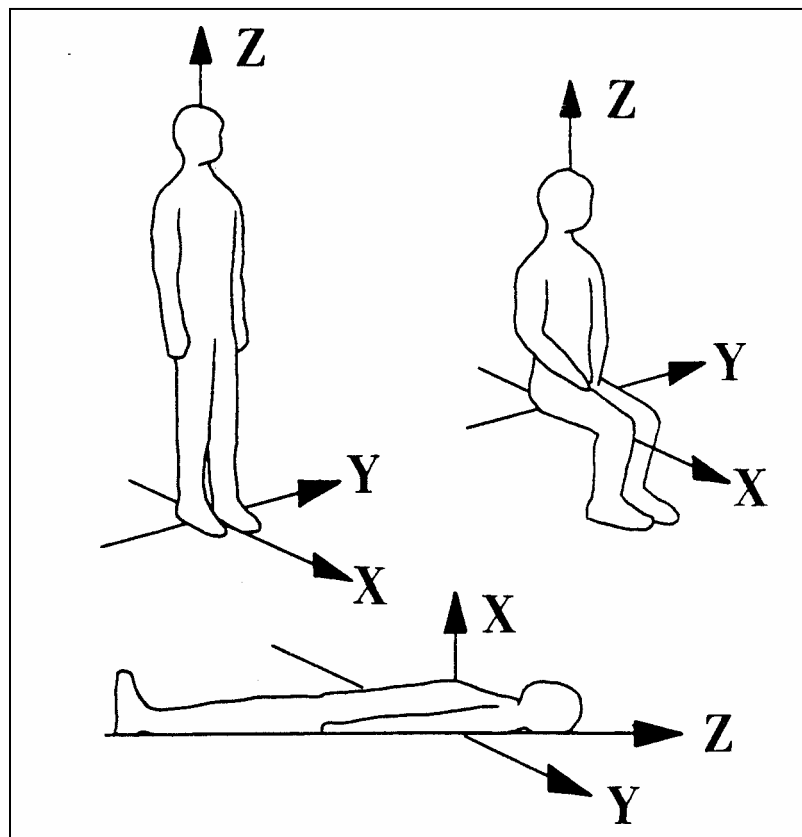


Abbildung 10

Das Koordinatensystem, wie es nach VDI-Norm 2057 auf die verschiedenen Körperpositionen angewendet wird (110)

5.3.8 Die Bewertung der Schwingungen nach ISO 2631

Nach ISO 2631 kann man auch den Beschleunigungsbereich von über $1,5 \text{ m/s}^2$ als „unangenehm“ und über $2,0 \text{ m/s}^2$ als „sehr unangenehm“ bezeichnen (47).

5.3.9 Beschreibung der Anregungssignale

Wie schon beschrieben, gab das Humanschwingungsmessgerät des Service-Centers Arbeitsschutz der Saarbergwerke AG direkt K-Werte oder die bewertete Beschleunigung aus. Das Messgerät des Ingenieurbüros-Fahrzeugtechnik (Berlin) dagegen gab Leistungsdichten aus.

Vom Anregungssignal der Hydropulsanlage (die simulierte Strasse nach DIN-Entwurf 75 080 Jan, 93), welches am Referenzpunkt –1 (Radzylinder vorne links) gemessen wurde, wurden die spektralen Dichten (Energieleistungsdichten der simulierten Straßenunebenheiten) mit den anderen Messpunkten an Auto und Inkubator in Beziehung gesetzt, woraus dann die „Kreuzleistungsdichten“ ermittelt wurden. Ein Rechenprogramm setzte später die Leistungsdichten in K-Werte um.

Die Leistungsdichte ist definiert als der quadratische Mittelwert der Amplitude pro Frequenzbandbreite (die Frequenzbandbreite belief sich auf 0,25 Hz Schritte) einer zeitlich veränderlichen Funktion. Es wird also die **Signalleistung** des jeweiligen Signals im Frequenzbereich aufgezeigt.

6 ERGEBNISSE:

Im Ergebnisteil sind jeweils die Erschütterungen einerseits in K-Wert-Äquivalenten (K_{eq}), dessen Entsprechungen in Erdbeschleunigung ($m/s^2 =$ effektive Beschleunigung) sowie die Maximalwerte (effektiver-Maximalwert und peak-Maximalwert) der Schwingungen angegeben.

Die **K-Wert-Äquivalente** (falls nicht anders bezeichnet, auch als **K-Werte** angegeben) stehen als Maß für die durchschnittliche Schwingungsbelastung. Sie stimmen mit den Beschleunigungen nach Umrechnung überein und sind über die gesamte Versuchsfahrt gemittelte, also die Gesamtbeanspruchung darstellende Werte.

Der **effektive Maximalwert** bedeutet den über 1/8 sec gemessenen und gemittelten Amplitudenausschlag. Er ist ein Bild für die kurzzeitige Maximalbelastung des Neugeborenen und wichtig für die Ermittlung der maximal auftretenden Stärke der Erschütterungen.

Ist der **peak-Maximalwert** angegeben, so wird der absolute Spitzenwert dargestellt.

6.1 Ergebnisse der 1. Messreihe:

- Überprüfung der Schwingeeigenschaften des gedämpften Transportinkubators unter Laborverhältnissen auf einer Hydropulsanlage (Prüfstand).

Es wurden so genannte Autoleistungsdichten der Tisch- und Inkubatorbeschleunigung gebildet und diese auf die Autoleistungsdichten des Fahrzeugbodens bezogen, um ein Maß für die Isolationswirkung des Schwingtisches zu bekommen. Die Berechnungen erfolgten nach der VDI-Richtlinie 2057 (110, 111).

1. Versuch:

Es wurde eine simulierte Fahrt auf einer virtuellen Versuchsstrecke über einen Zeitraum von 6 min und 40 sec mit einer Geschwindigkeit von 85 km/h mit einem auf dem Schwingtisch lose stehenden Inkubator durchgeführt.

Der Versuch erbrachte, dass der lose auf dem Schwingtisch stehende Inkubator auf der Halterung etwas Spiel hatte und während der Vibrationen beim Anschlagen zusätzliche Beschleunigungsspitzen auslöste. Aus diesem Grund wurde der Inkubator mittels einer Zwinde fest an den Schwingtisch arretiert und ein weiterer Versuch durchgeführt. Wie später aus den Ergebnissen sichtbar wurde, sind zwar die Belastungsspitzen vermieden worden, die effektive Schwingungsbelastung jedoch wurde leicht verstärkt auf den Inkubator durchgelassen, da die Dämpfung durch das Gleiten in Fahrzeuginnenachse ausfiel und dadurch verstärkt Nickbewegungen auftraten.

6.1.1 Schwingungen in X-Richtung

Wie aus Tabelle 4 ersichtlich (Seite 33), traten am Fahrzeugboden 46,3 K ($1,76 \text{ m/sec}^2$) im Gegensatz zum gedämpften Inkubator 31,9 K ($1,21 \text{ m/sec}^2$) in vertikaler Richtung auf. An kurzzeitiger Maximalschwingung in vertikaler Richtung (siehe Tabelle 5) kam es zu $0,42 \text{ m/sec}^2$ am Fahrzeugboden und $0,32 \text{ m/sec}^2$ im Inkubator.

6.1.2 Schwingungen in Y-Richtung

In Tabelle 6 ist das Gesamtschwingungsauftreten in Y-Richtung (Fahrzeuginnenachse) an Inkubator und Schwingtisch aufgeführt. Es betrug 28,2 K ($2,05 \text{ m/sec}^2$) am Schwingtisch gegenüber 35,2 K ($2,29 \text{ m/sec}^2$) am Inkubator. An kurzzeitiger Maximalschwingung in Y-Richtung (siehe Tabelle 7, Seite 34) traten am Schwingtisch $0,66 \text{ m/sec}^2$ und am Inkubator $0,86 \text{ m/sec}^2$ auf.

2. Versuch: Simulierte Fahrt auf einer virtuellen Versuchsstrecke mit einer Geschwindigkeit von 85 km/h mit auf dem Schwingtisch fixierten Inkubator (siehe Tabelle 4-Tabelle 7, Spalte des 2.Versuchs)

An Gesamtschwingungen in X-Richtung (siehe Tabelle 4 und Tabelle 5) traten am Fahrzeugboden 48 K ($1,82 \text{ m/sec}^2$) und im Inkubator 27,3 K ($1,07 \text{ m/sec}^2$) auf. An kurzzeitigen Maximalschwingungen in X-Richtung erschienen am Fahrzeugboden $0,43 \text{ m/sec}^2$, zu $0,31 \text{ m/sec}^2$ im Inkubator.

An Gesamtschwingungen in Y-Richtung (siehe Tabelle 6 und Tabelle 7) traten am Schwingtisch 36,6 K ($2,25 \text{ m/sec}^2$) und im Inkubator 45,7 K ($2,39 \text{ m/sec}^2$) auf. An kurzzeitigen Maximalschwingungen in Y-Richtung erschienen am Schwingtisch $1,1 \text{ m/sec}^2$, zu $1,39 \text{ m/sec}^2$ im Inkubator.

3. Versuch: Simulierte Fahrt auf einer virtuellen Versuchsstrecke mit einer Geschwindigkeit von 40 km/h mit auf dem Schwingtisch fixierten Inkubator (siehe Tabelle 4-Tabelle 7, Spalte des 3.Versuchs)

In X-Richtung (siehe Tabelle 4 und Tabelle 5) trat eine Gesamtschwingung am Fahrzeugboden von 31 K ($1,14 \text{ m/sec}^2$ effektive Beschleunigung) und am Inkubator 17,2 K ($0,63 \text{ m/sec}^2$ effektive Beschleunigung) auf. An kurzzeitiger Maximalschwingung erschien in X-Richtung am Fahrzeugboden eine Beschleunigung von $0,2 \text{ m/sec}^2$, im Gegensatz zum Inkubator mit $0,15 \text{ m/sec}^2$.

In Y-Richtung (siehe Tabelle 6 und Tabelle 7) trat eine Gesamtschwingung am Schwingtisch von 28,4 K ($1,61 \text{ m/sec}^2$ effektive Beschleunigung) und am Inkubator 29,4 K ($1,79 \text{ m/sec}^2$ effektive Beschleunigung) auf. An kurzzeitiger Maximalschwingung erschien in Y-Richtung am Schwingtisch eine Beschleunigung von $0,68 \text{ m/sec}^2$, im Gegensatz zum Inkubator mit $0,72 \text{ m/sec}^2$.

Vergleich Fahrzeugboden zu Inkubator	1. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, ohne Fixierung des Inkubators	2. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, mit Fixierung des Inkubators	3. Versuch: Geschwindigkeit = 40 km/h, mit Fixierung des Inkubators
Gesamtschwingungen in vertikaler (X-) Richtung: K-Wert <i>am Fahrzeugboden</i> (Kanal 2)	46,3 K	48 K	31K
Gesamtschwingungen in vertikaler (X-) Richtung: Effektive Beschleunigung <i>am Fahrzeugboden</i> (Kanal 2)	1,76 m/sec ²	1,82 m/sec ²	1,14 m/sec ²
Gesamtschwingungen in vertikaler (X-) Richtung: K-Wert <i>im Inkubator</i> (Kanal 6)	31,9 K	27,3 K	17,2 K
Gesamtschwingungen in vertikaler (X-) Richtung: Effektive Beschleunigung <i>im Inkubator</i> (Kanal 6)	1,21 m/sec ²	1,07 m/sec ²	0,63 m/sec ²

Tabelle 4
Gesamtschwingungsaufreten in vertikaler (X-)Richtung an Fahrzeugboden und Inkubator

6.1.3 Die kurzzeitigen Maximalschwingungen in X-Richtung

Sie sind aus den Maximalbeschleunigungen der Leistungsdichten errechnet und nur in m/sec² angegeben. Sie stellen den über 1/8 sec ermittelten maximalen Amplitudenausschlag dar.

Vergleich Fahrzeugboden zu Inkubator	1. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, ohne Fixierung des Inkubators	2. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, mit Fixierung des Inkubators	3. Versuch: Geschwindigkeit = 40 km/h, mit Fixierung des Inkubators
Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung: Effektive Maximal-Beschleunigung <i>am Fahrzeugboden</i> (Kanal 2)	0,42 m/sec ²	0,43 m/sec ²	0,2 m/sec ²
Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung: Effektive Maximal-Beschleunigung <i>im Inkubator</i> (Kanal 6)	0,32 m/sec ²	0,31 m/sec ²	0,15 m/sec ²

Tabelle 5
Dargestellt sind die kurzzeitigen maximalen Schwingungswerte in vertikaler (X)-Richtung

6.1.4 Gesamtschwingungsaufreten in Y-Richtung

Die Schwingungen in horizontaler Fahrzeuglängsachse (Y-Richtung) sind zwischen Schwingtisch (Inkubatorträger) „Träger-X“, sowie im Inkubator auf einer Höhe, wo im Normalfall der kindlichen Kopf zu liegen kommt „Kopf-X“, gemessen und abgeleitet worden.

Vergleich Schwingtisch zu Inkubator	1. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, ohne Fixierung des Inkubators	2. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, mit Fixierung des Inkubators	3. Versuch: Geschwindigkeit = 40 km/h, mit Fixierung des Inkubators
Gesamtschwingungen in Fahrzeuglängsachse (Y- Richtung): K-Wert <u>am Schwingtisch</u> (Kanal 3)	28,2 K	36,6 K	28,4 K
Gesamtschwingungen in Fahrzeuglängsachse (Y-Richtung): K-Wert <u>am Schwingtisch</u> (Kanal 3)	2,05 m/sec ²	2,25 m/sec ²	1,61 m/sec ²
Gesamtschwingungen in Fahrzeuglängsachse (Y- Richtung): K-Wert <u>im Inkubator</u> (Kanal 5)	35,2 K	45,7 K	29,4 K
Gesamtschwingungen in Fahrzeuglängsachse (Y- Richtung): Effektive Beschleunigung <u>im Inkubator</u> (Kanal 5)	2,29 m/sec ²	2,39 m/sec ²	1,79 m/sec ²

Tabelle 6
Gesamtschwingungsaufreten zwischen Schwingtisch und Inkubator in Fahrzeuglängsachsen (Y)-Richtung

6.1.5 Die kurzzeitigen Maximalschwingungen in Y-Richtung

Vergleich Schwingtisch zu Inkubator	1. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, ohne Fixierung des Inkubators	2. Versuch: Geschwindigkeit = 85 km/h, mit Fixierung des Inkubators	3. Versuch: Geschwindigkeit = 40 km/h, mit Fixierung des Inkubators
Schwingungen in Fahrzeuglängsachse (Y- Richtung): Maximal-Beschleunigung <u>am Schwingtisch</u> (Kanal 3)	0,66 m/sec ²	1,1 m/sec ²	0,68 m/sec ²
Schwingungen in Fahrzeuglängsachse (Y- Richtung): Maximal-Beschleunigung <u>im Inkubator</u> (Kanal 3)	0,86 m/sec ²	1,39 m/sec ²	0,72 m/sec ²

Tabelle 7
Schwingungsvergleich von Inkubator und Schwingtisch der Maximalschwingungen in Fahrzeuglängsachsen (Y)-Richtung bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten

6.1.6 Die Schwingungen in Z-Richtung

Die Schwingungen in die Z-Richtung (Fahrzeugquerachse) sind zu vernachlässigen und so vom Ingenieurbüro für Fahrzeugtechnik IBF Berlin nicht extra aufgeführt worden.

6.2 Ergebnisse der 2. Messreihe:

- Vergleich der Schwingeigenschaften des Inkubators an ein und demselben Fahrzeug bei aktivierter Funktion (Inkubator auf angehobenen und gedämpften Schwingtisch) und nicht aktivierter Funktion (Inkubator auf abgesenktem und arretiertem Schwingtisch) der pneumatischen Federung. Damit wird der unmittelbare Federungseffekts unter normalen Fahr- und Straßenbedingungen (Prüfstrecke) überprüft.

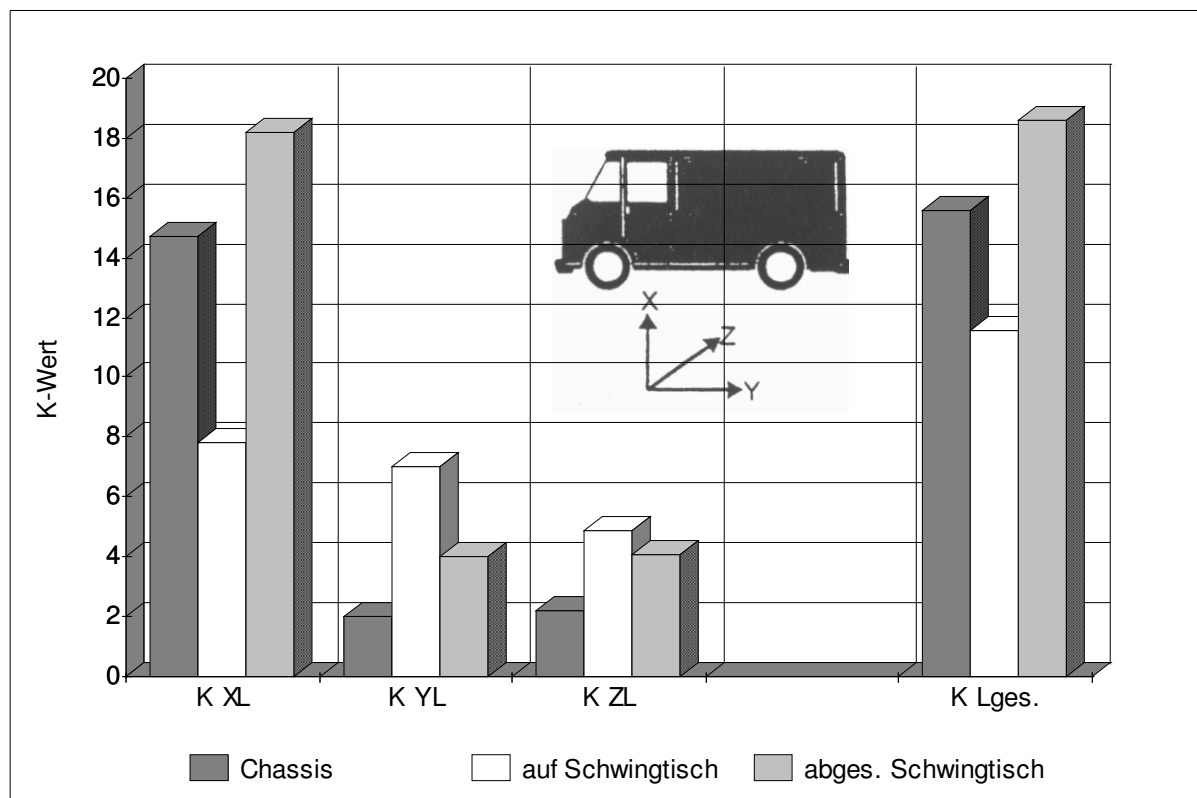


Abbildung 11

Die Schwingungsbelastung in X, Y und Z Richtung am Chassis sowie im Inkubator, als auch die Gesamtschwingungsbelastung einmal mit aktiviertem Schwingtisch und einmal mit abgesenktem Schwingtisch des Babynotarztwagens

6.2.1 Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung

Betrachten wir die K-Werte in vertikaler Richtung (KXL, die erste von links der Säulenschar) in der Abbildung 11, so fällt auf, dass am Chassis K-Werte um 14 K gemessen wurden, im Inkubator mit Schwingtisch ein Wert unter 8 K, sowie im Inkubator auf abgesenktem Schwingtisch, also bei abgestellter Funktion ein Wert von knapp über 18 K.

6.2.2 Schwingungen in horizontaler Fahrt- (Y-) Richtung

Hierbei fällt auf, dass die Bewegung in Y-Richtung (KYL, zweite Säulenschar von links in der Abbildung 11), also die Nickbewegungen des Inkubators mit Schwingtisch ca. 7 K betragen, während bei abgesenktem Schwingtisch 4 K gemessen wurden, etwa doppelt soviel wie am Chassis (2 K).

6.2.3 Schwingungen in seitlicher (Z-) Richtung

Die auftretenden seitlichen Schwingungskräfte sind am geringsten (KZL, siehe Abbildung 11, dritte Säulenschar von links). Sie sind an der Gesamtschwingungsbelastung des Inkubators kaum beteiligt, aus diesem Grunde werden die später folgenden Werte in seitlicher Richtung wenig berücksichtigt.

Am Chassis wurden K-Werte von 2 K, am Inkubator mit ausgefahrenem Schwingtisch 5 K, im Inkubator mit abgesenktem Schwingtisch etwa 4,5 K gemessen.

6.2.4 Gesamtschwingungsauftreten

Aus $K_{I_{ges}}$ (4. Säulenreihe von links in der Abbildung 11) erkennt man das

Gesamtschwingungsauftreten aus der gebildeten Vektorsumme aller drei Achsen. Am Chassis wurden 16 K, am Inkubator mit aktiviertem Schwingtisch 11,6 K und am Inkubator mit inaktiviertem Schwingtisch 18,6 K gemessen.

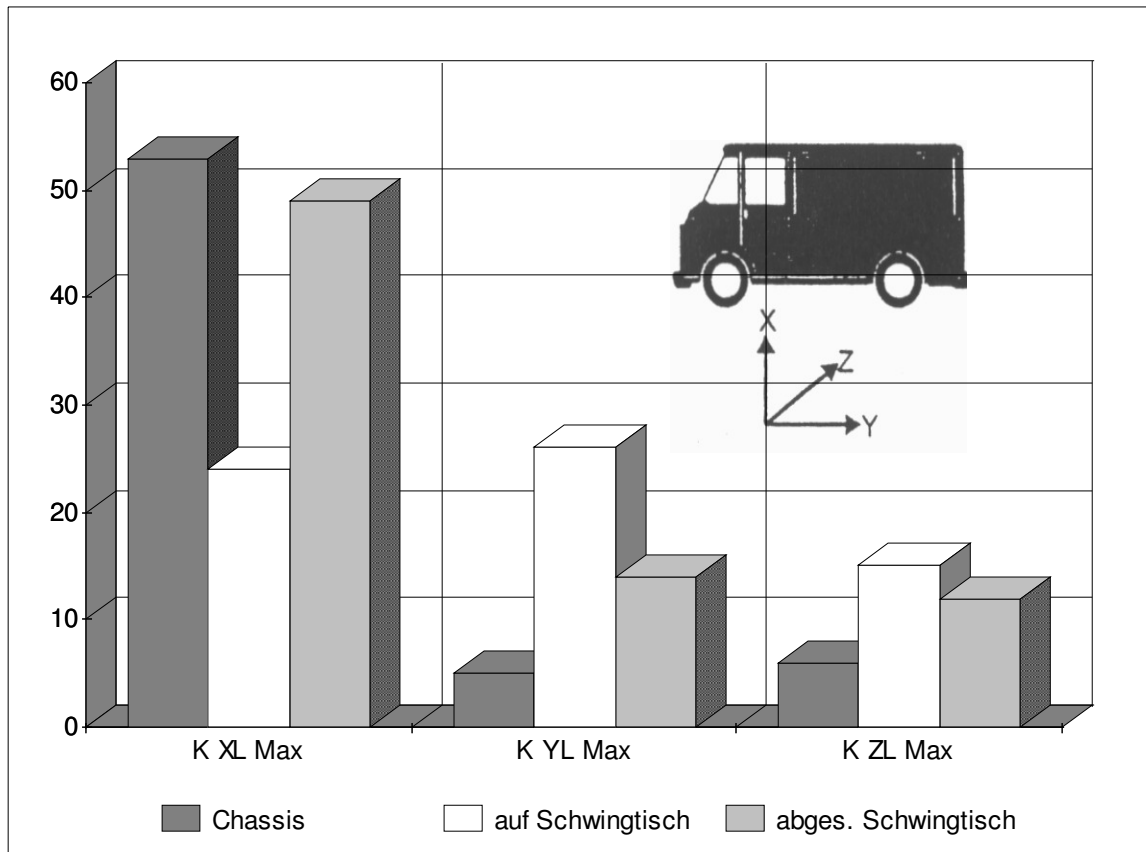


Abbildung 12

Die Maximalwerte der Schwingungsbelastung in X, Y und Z Richtung am Chassis sowie im Inkubator, als auch die Gesamtschwingungsbelastung einmal mit aktiviertem Schwingtisch und einmal mit abgesenktem Schwingtisch des Babynotarztwagens

6.2.5 Maximalschwingungen in vertikaler (X-) Richtung

Bei den Spitzenwerten der X-Richtung (Abbildung 12, erste Säulenschar von links) fällt auf, dass der Inkubator auf dem Schwingtisch K-Werte von nur 24 K erreicht, im Vergleich zu 53 K am Chassis und 49 K im Inkubator ohne Funktion des Schwingtisches.

6.2.6 Maximalschwingungen in horizontaler (Y-) Richtung

Wie aus der Abbildung 12, zweite Säulengruppe von links ersichtlich, lässt der Inkubator mit Schwingtisch Maximalschwingungswerte von 26 K zu, im Gegensatz zum Chassis mit 5 K und dem Inkubator ohne Schwingtisch 14 K.

6.2.7 Maximalschwingungen in transversaler (Z-) Richtung

Schwingungen in die transversale Richtung (Abbildung 12, dritte Säulengruppe von links) sind relativ gering ausgeprägt: am Chassis ca. 6 K, im Inkubator mit Schwingtisch ca. 15 K und im Inkubator ohne Schwingtisch ca. 12 K.

6.2.8 Schmalbandanalyse am Inkubator und Chassis mit aktiviertem und inaktiviertem Schwingtisch

Um darzustellen, in welchen Frequenzbereichen der Inkubator gegenüber dem Chassis des Babynotarztwagens seine Eigenresonanzen hat, wurde auch in Schmalbandanalyse gemessen. Das heißt, es fand eine Frequenzbreitendarstellung mit deren jeweiligen Beschleunigungen statt.

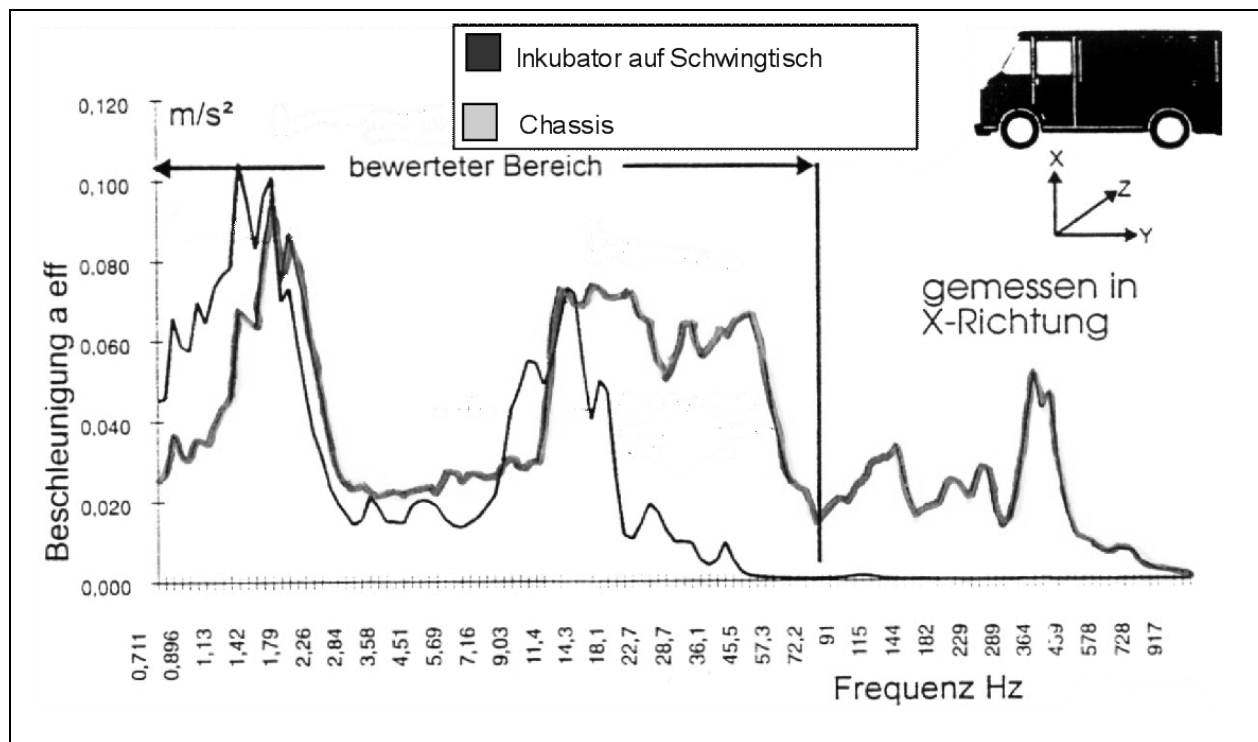


Abbildung 13

Darstellung der Beschleunigungen in den jeweiligen Frequenzbereichen (Schmalbandanalyse) für die X-Richtung an Chassis und Inkubator bei aktiviertem Schwingtisch

Anhand der Abbildung 13 lässt sich die effektive Beschleunigung (angegeben in m/sec^2) in den jeweiligen Frequenzbereichen mit hohen Amplituden in der wichtigen X-Richtung (also der vertikalen Richtung) ablesen. Der Bereich < 2 Hz sowie der Bereich zwischen 10-20 Hz zeigen einen hohen Ausschlag im Inkubator auf dem Schwingtisch von bis zu $0,1 \text{ m/s}^2$.

Dazu im Vergleich die Messungen bei **abgesenktem Schwingtisch** des Inkubators (siehe auch Kapitel 5.1.2):

Wie aus der Abbildung 14 sichtbar ist, werden im Inkubator Beschleunigungen ohne Schwingtisch bis $0,2 \text{ m/s}^2$ in vertikaler (X-) Richtung gemessen, während das Chassis einen ähnlichen Verlauf wie bei der vorigen Messung (mit dem aktiven Schwingtisch) zeigt.

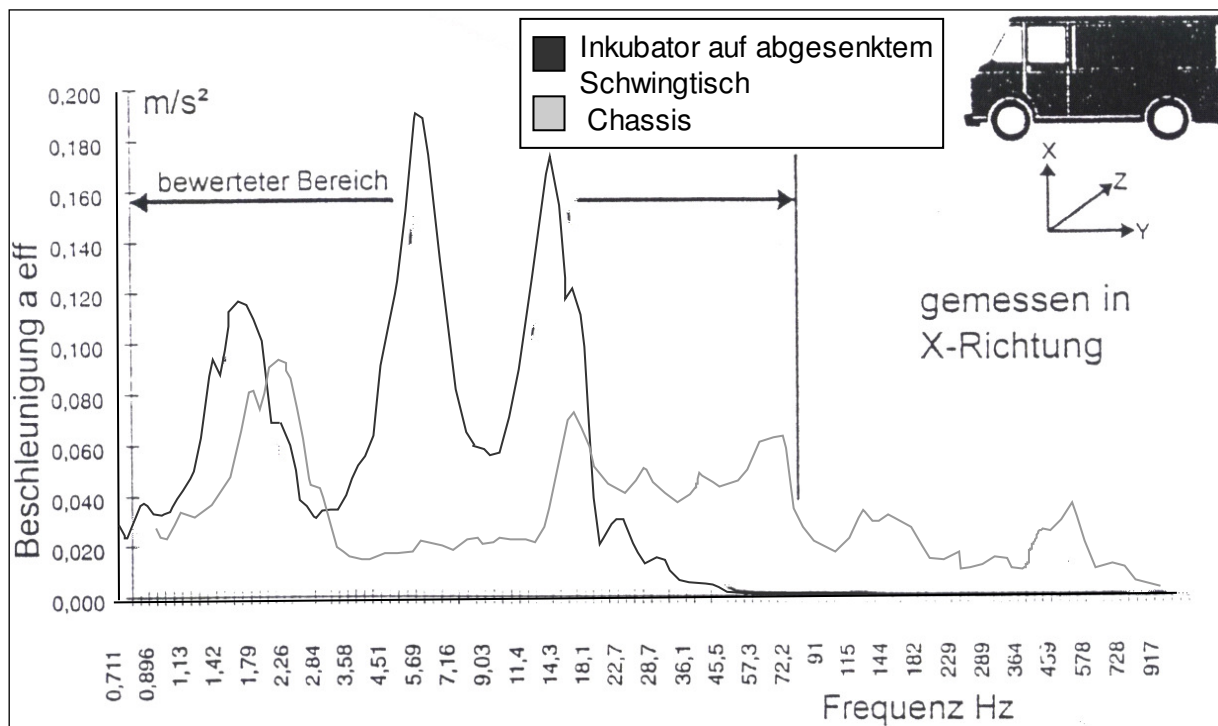


Abbildung 14

Darstellung der Beschleunigungen in den jeweiligen Frequenzbereichen für die X-Richtung an Chassis und Inkubator bei inaktiviertem (abgesenktem) Schwingtisch

Betrachten wir die Schwingungsausschläge in Fahrtrichtung (Y-Richtung):

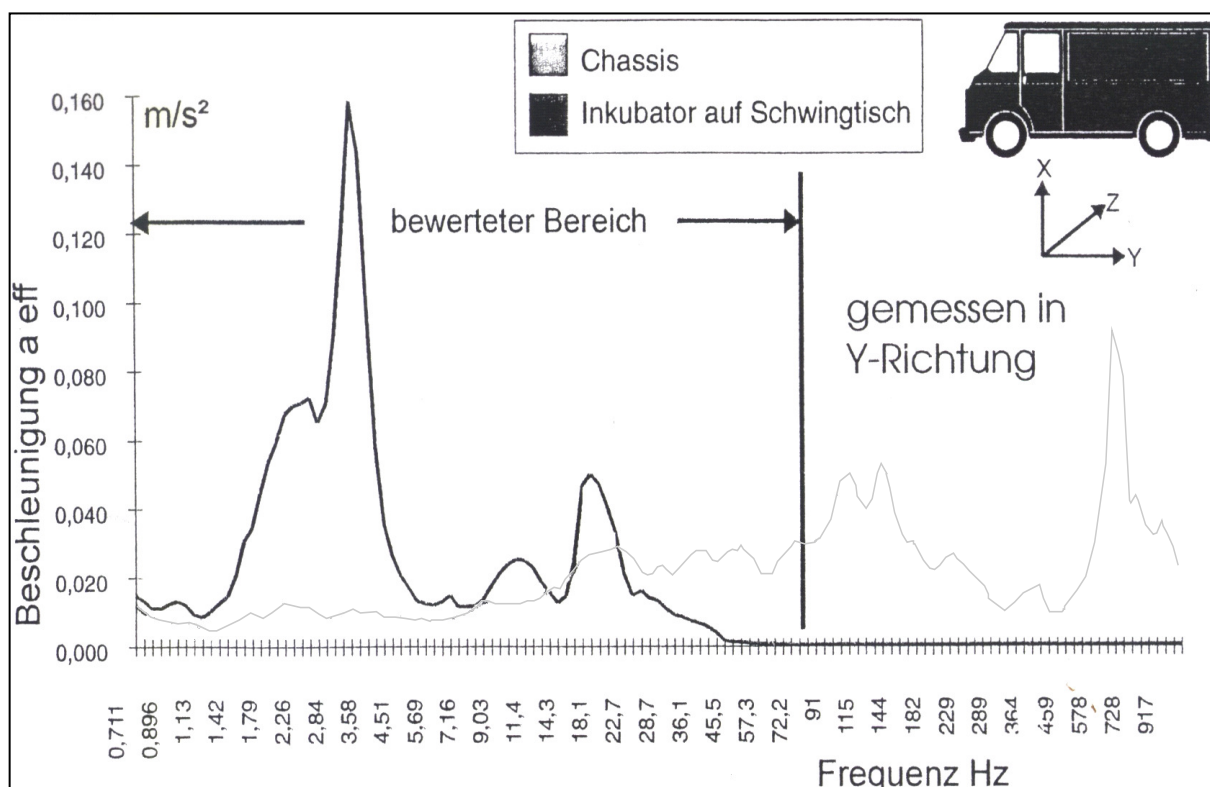


Abbildung 15

Beschleunigungen in den jeweiligen Frequenzbereichen für die Y-Richtung an Chassis und Inkubator bei inaktiviertem (abgesenktem) Schwingtisch

Man erkennt bei ca. 3,5 Hz eine Beschleunigungspitze von $0,16 m/sec^2$ und bei ca. 20 Hz einen weiteren aber um einiges schwächeren Peak mit $0,06 m/sec^2$ Schwingungsbelastung am Inkubator.

Die Werte in Z-Richtung sind zu vernachlässigen und aus diesem Grund nicht extra aufgeführt.

6.3 Ergebnisse der 3. Messreihe:

Vergleich der Schwingeeigenschaften des gefederten Transportinkubators (in einem VW Typ T4) zu zwei anderen Babynotarztfahrzeugen (Mercedes Benz Typ 250 und VW Typ T4) mit einem herkömmlichen starren System ohne Federung unter normalen Fahr- und Straßenbedingungen (Prüfstrecke).

6.3.1 Ergebnisse der Messung 3a

Ergebnisse der Messung der Schwingungen des Inkubators im Mercedes Typ 250T ohne Schwingtisch, im Vergleich zu einem gefederten Inkubator im VW Typ T4 mit Schwingtisch (Messung 3a)

6.3.1.1 Schwingungen in vertikaler (X-)Richtung

In Richtung der vertikalen X-Achse (siehe Abbildung 16, erste Säulengruppe von links, mit KEQ X bezeichnet), erkennt man beim Mercedes Benz Typ 250 am Chassis K-Werte um ca. 8,0 K und im Inkubator 9,5 Keq, beim VW Typ T4 erkennt man am Chassis ca. 6,4 Keq und im gefederten Inkubator 5,5 Keq (siehe auch Seite 30).

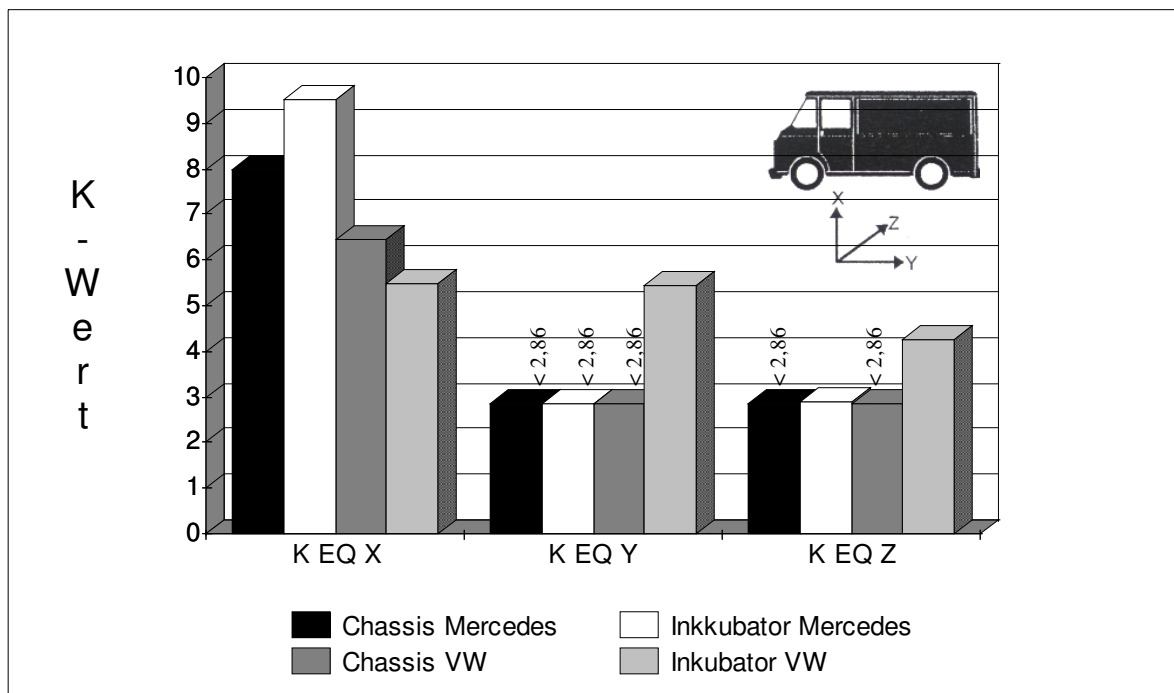


Abbildung 16

Man sieht die über Versuchsfahrten gemittelten K-Werte des Mercedes von Chassis und Inkubator in allen drei Achsen

6.3.1.2 Schwingungen in Fahrtrichtung (Y-) und Querrichtung(Z-)

In Fahrzeugrichtung und in Querrichtung (zweite und dritte Säulengruppe von links mit KEQ Y und KEQ Z auf Abbildung 16 bezeichnet) liegen die K-Werte im Chassisbereich des VWs sowie im Mercedes Benz Typ 250 sowohl am Chassis als auch im Inkubator unter 3 K und bleiben somit unberücksichtigt. Das Messgerät war in seiner Einstellung in dem Bereich "high" eingestellt. Das bedeutet, dass kleinere K-Werte unter 2,86 nicht erfasst werden, sondern als < 2,86 angegeben werden. Für die Bewertungen der Belastung ist dies aber vernachlässigbar, da nur die hohen Belastungswerte von Bedeutung sind). Beim VW Typ T4 wurden im Inkubator in Y-Richtung (Fahrtrichtung) ca. 5,5 K und in Z-Richtung (Achsrichtung) ca. 4,4 K gemessen.

6.3.2 Die maximalen K-Werte in 3 Achsen

6.3.2.1 Die maximalen Schwingungen in X-Achse

Man kann einen K-Wert bei Chassis und im Inkubator beim Mercedes Benz von ca. 44 K und beim VW von ca. 22 K erkennen (siehe Abbildung 17, erstes Säulenpaar von links, MAXL X).

6.3.2.2 Die maximalen Schwingungen in Y-Achse

Die maximalen K-Werte für die Schwingungen in Fahrzeugrichtung beim Mercedes Benz Baby-Notarztwagen vom Typ 250 T liegen für Chassis und Inkubator bei ca. 10 K, beim VW bei ca. 12 K und 21 K (siehe Abbildung 17, zweites Säulenpaar von links MAXL Y).

6.3.2.3 Die maximalen Schwingungen in Z-Achse

Wie aus der Abbildung 17 ersichtlich, erreichen die Schwingungen am Chassis 10 K und im Inkubator Maximalwerte um 20 K beim Mercedes Benz und VW (drittes Säulenpaar von links, MAXL Z).

6.3.3 Die maximalen K-Spitzenwerte in 3 Achsen

Es wurden auch die absoluten Spitzenwerte (Maximumpeaks) der drei Achsen aufgezeichnet (siehe Abbildung 17).

6.3.3.1 Die maximalen K-Spitzenwerte in der X-Achse

Wie aus Abbildung 17 erkennbar (viertes Säulenpaar von links, MAXP X), treten im Inkubator ohne Schwingtisch des Mercedes Benzs maximale Beschleunigungswerte in X-Richtung bis 80 K auf, beim gefederten Inkubator des VWs K-Werte bis 190 K auf.

6.3.3.2 Die maximalen K-Spitzenwerte in der Y-Achse und Z-Achse

In Y- und Z- Richtung (MAXP Y, fünftes Säulenpaar von links und MAXP Z, sechstes Säulenpaar von links in Abbildung 17) treten maximale Spitzenbeschleunigungswerte im

Inkubator vom Mercedes Benz ohne Schwingtisch bis ca. 30 K auf, im Inkubator mit Schwingtisch vom VW K-Werte um 130 K und 70 K.

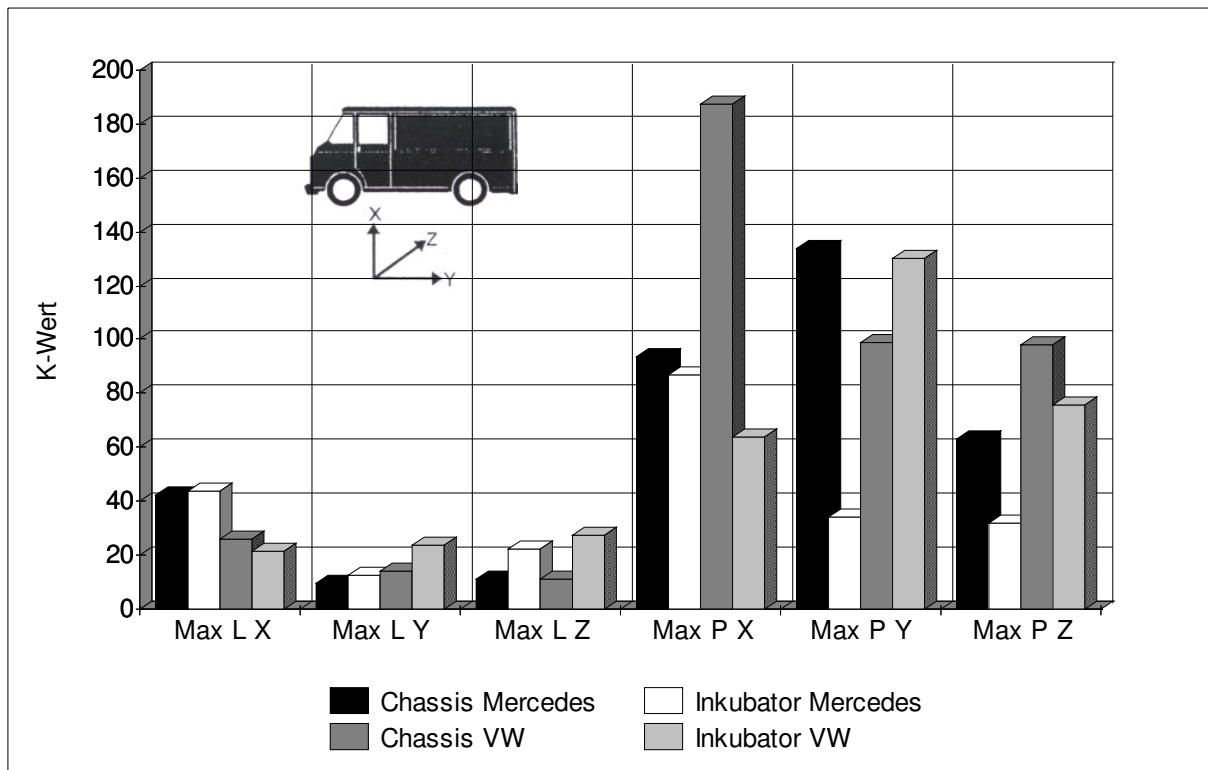


Abbildung 17

Vergleich der maximalen K-Werte (MAXL) und der absoluten Spitzenwerte der KK-Werte (MAXP) in allen drei Achsen zwischen Mercedes ohne Schwingtisch und VW mit aktiviertem Schwingtisch an Chassis und in Inkubator

6.3.4 Ergebnisse der Messung 3b

Ergebnisse der Messung bezüglich der Schwingeneigenschaften des Transportinkubators von VW Typ T4 ohne Schwingtisch im Vergleich zu einem VW Typ T4 mit Schwingtisch.

6.3.4.1 Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung

In Abbildung 18 erkennt man am Chassis des VW mit Schwingtisch (erste Säule von links) ein Schwingungsaufreten von ca. 6,7 K sowie am gedämpften Inkubator (dritte Säule von links) von 3,8 K. Am Chassis des VW's ohne Schwingtisch (zweite Säule von links) trat ein K-Wert von 4,6 K und im ungedämpften Inkubator (vierte Säule von links) ein K-Wert von 7,7 K auf.

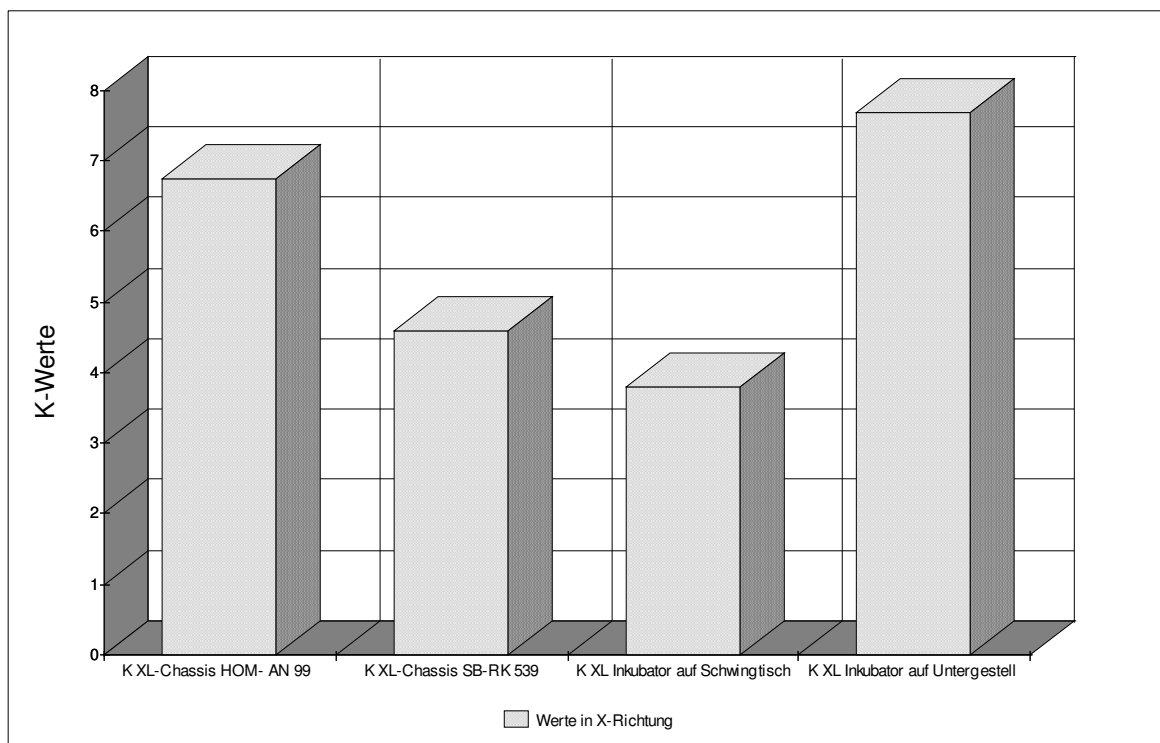


Abbildung 18

Vibrationsmessungen an einem Baby-NAW VW Typ T4 mit Schwingtisch (HOM-AN 99) im Vergleich zu einem VW Typ T4 ohne Schwingtisch (SB-RK 539) mit Darstellung der Beschleunigung in der Vertikalen (X-Achse)

Eine Frequenzanalyse zeigt, in welchen Frequenzbereichen die Schwingungen verstärkt oder nur schwach auftreten.

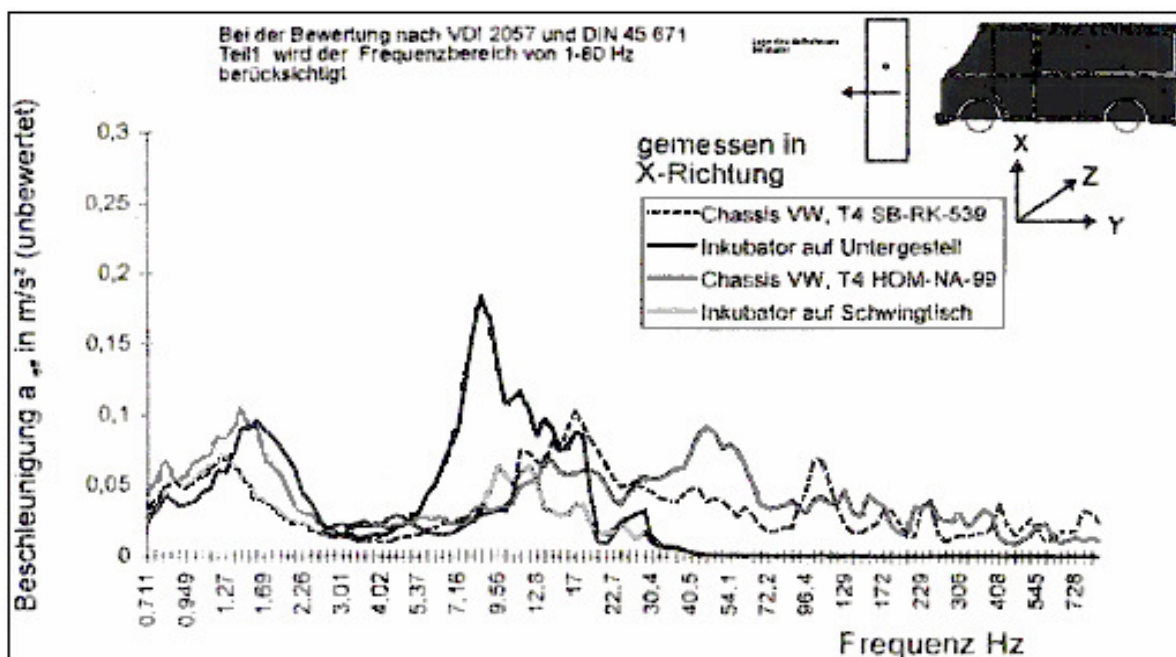


Abbildung 19

Darstellung der Beschleunigung (Schmalbandanalyse) an Chassis und Inkubator in der vertikalen X-Achse an einem Baby-Notarztwagen VW T4 mit (HOM-NA 99) und ohne Schwingtisch (SB-RK 539)

Die Maximalwerte der Beschleunigung der X-Achse, dargestellt an einer Schmalbandanalyse:

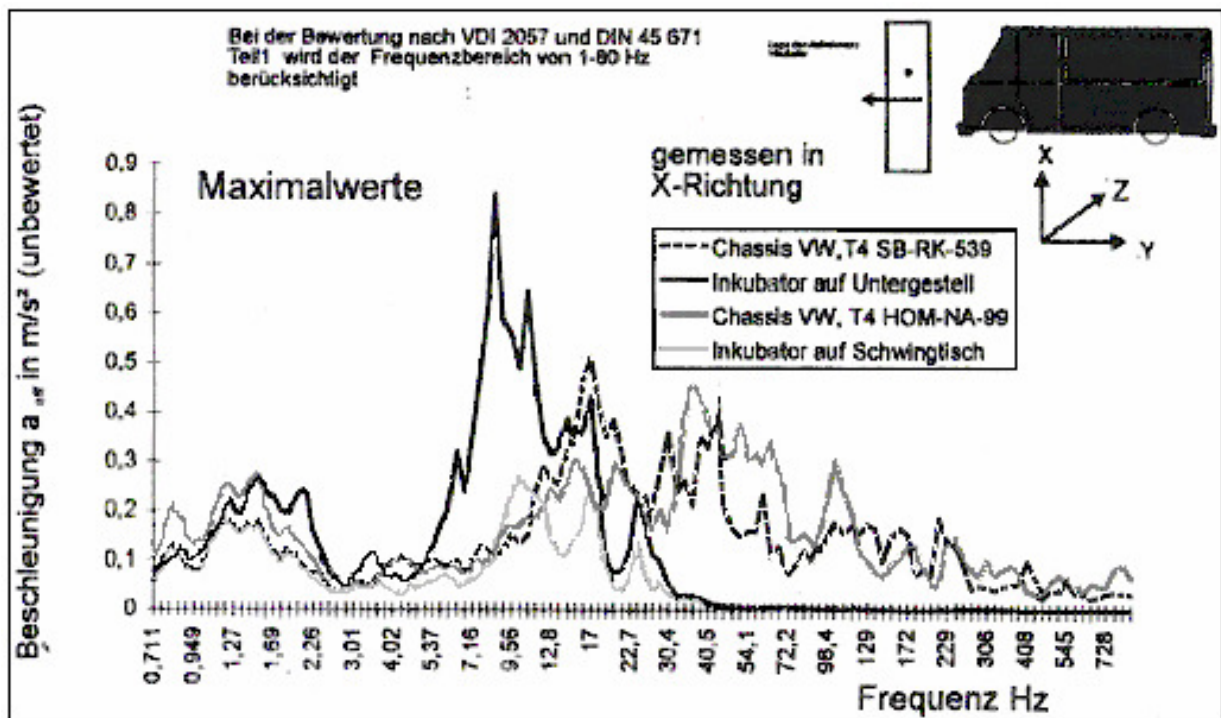


Abbildung 20

Darstellung der maximalen Beschleunigung in der vertikalen X-Achse an einem Baby-Notarztwagen VW T4 mit (HOM-NA 99) und ohne Schwingtisch (SB-RK 539) an Chassis und Inkubator

Für die Schwingungen in horizontaler Fahrtrichtung (Y-) und seitlicher Achsen- (Z-) Richtung lagen keine Daten vor.

6.4 Ergebnisse der 4. Messung:

Überprüfung des Schwingverhaltens des gefederten Transportinkubators unter Bedingungen des täglichen Einsatzes mit einem Neugeborenen, welches von der Entbindungsklinik zu der Kinderklinik Kohlhof transportiert wurde.

6.4.1 Schwingungen in vertikaler (X-) Richtung

Betrachten wir zunächst die wichtigen Frequenzen in der vertikalen **X-Richtung**:

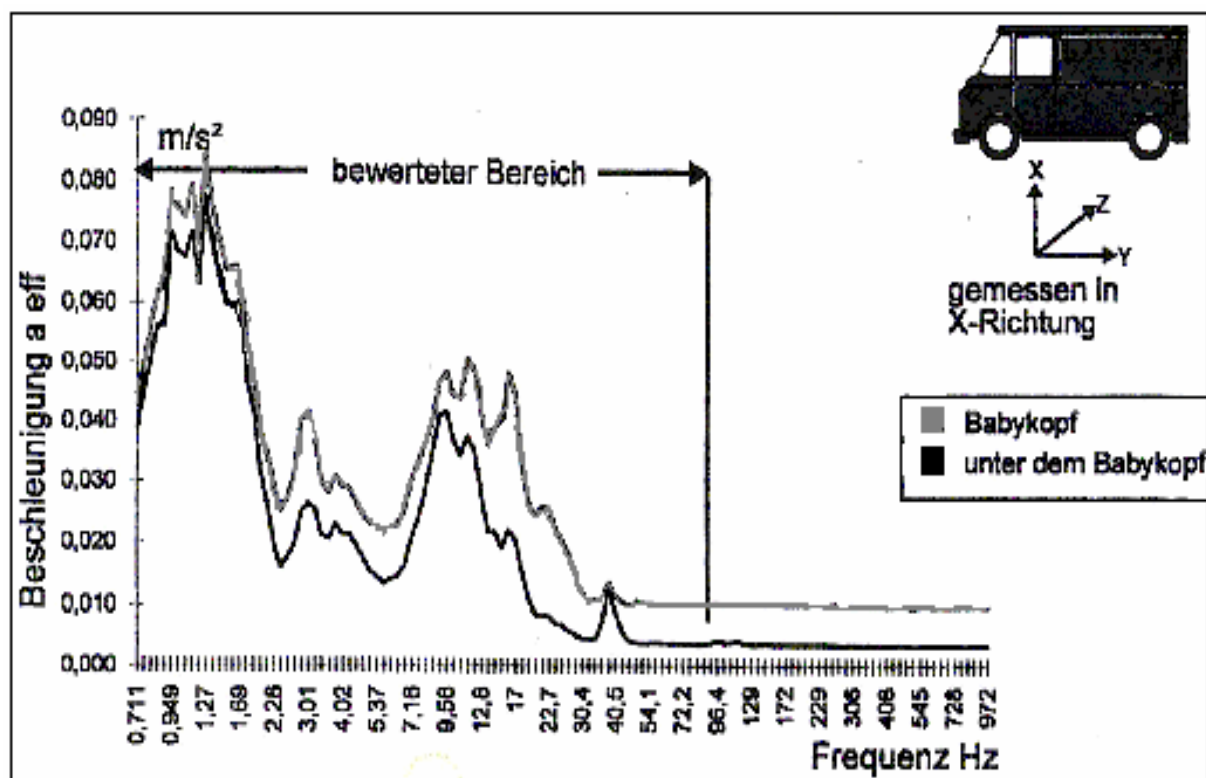


Abbildung 21
Schwingungsaufreten (Schmalbandanalyse) am und unter einem Babykopf während einer Transportfahrt in der vertikalen Richtung

Abbildung 21 zeigt die Schwingungsmessungen während einer Transportfahrt mit dem Baby. Man erkennt, dass die Resonanzfrequenzen am Babykopf ziemlich gleichmäßig um $0,01 m/sec^2$ höher liegen als im Bereich unter dem Babykopf. Die Effektivbeschleunigung am Babykopf liegt mit Schwingtisch unter $0,09 m/sec^2$. Die Maximalwerte erreichen fast $0,35 m/sec^2$, in einem Frequenzbereich zwischen 10-20 Hz, wie aus der Abbildung 22 erkennbar ist.

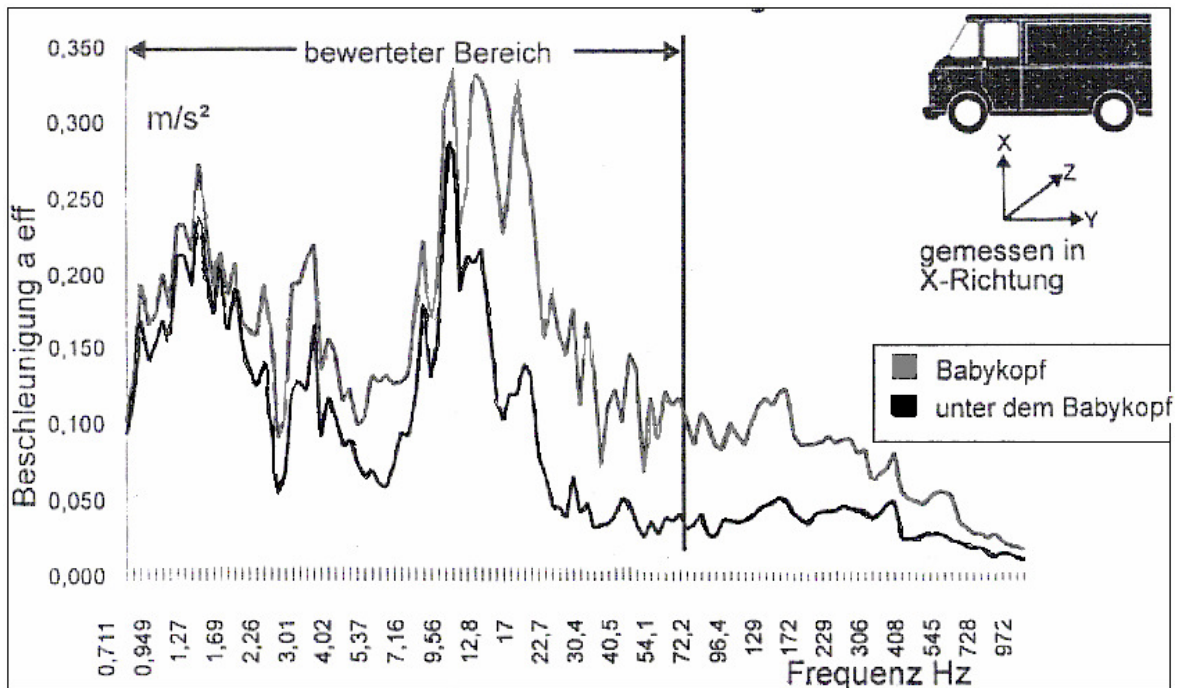


Abbildung 22
Beschleunigungsmaximalwerte am und unter dem Babykopf während einer Transportfahrt in X-Richtung

In der Abbildung 23 ist zu erkennen, dass die Beschleunigungswerte in der Y-Richtung bei $0,04 \text{ m/sec}^2$ (entspricht einem K-Wert von 1,1) und in der Z-Richtung bei $0,05 \text{ m/sec}^2$ (entspricht einem K-Wert von 1,4) liegen und damit ca. halb so groß sind wie jene Werte in X-Richtung ($0,09 \text{ m/sec}^2$, entspricht 2,7 K). Aus diesem Grunde kann man die Y- und Z-Richtung in der Schwingungsbetrachtung zurückstellen.

6.4.2 Beschleunigungswerte in X-Richtung, Y-Richtung und Z-Richtung am Babykopf

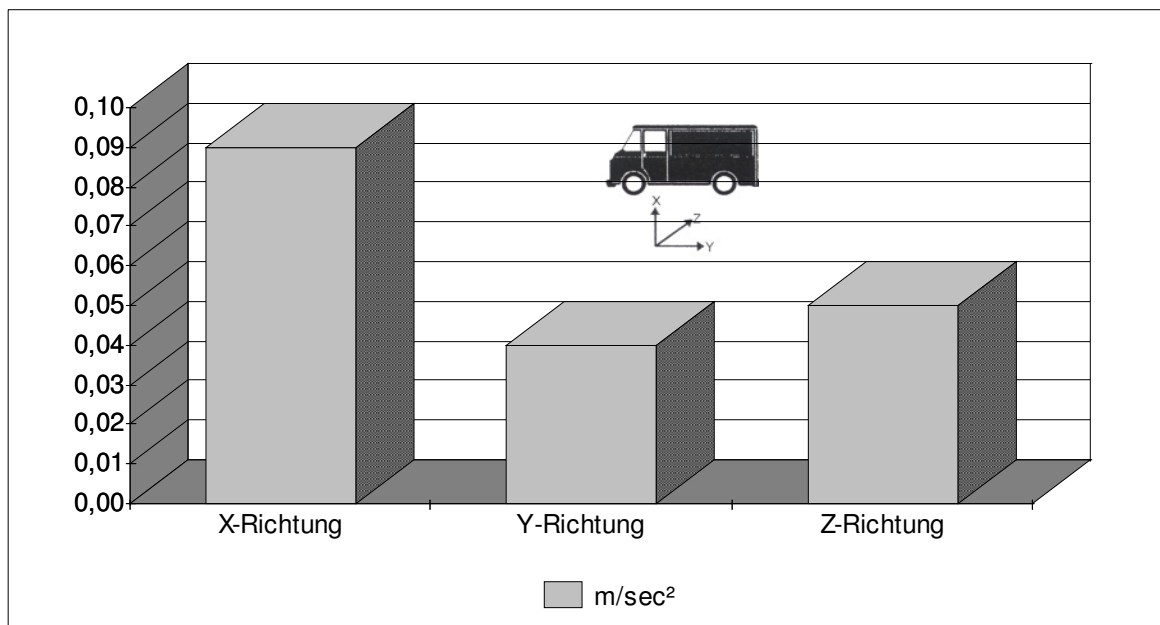


Abbildung 23
Beschleunigungen in vertikaler (X-) Richtung, horizontaler Fahrtrichtung (Y-) und horizontal seitlicher (Z-) Richtung: am Babykopf während einer Transportfahrt

6.4.3 Die Maximalschwingungen in X-Richtung, Y-Richtung und Z-Richtung

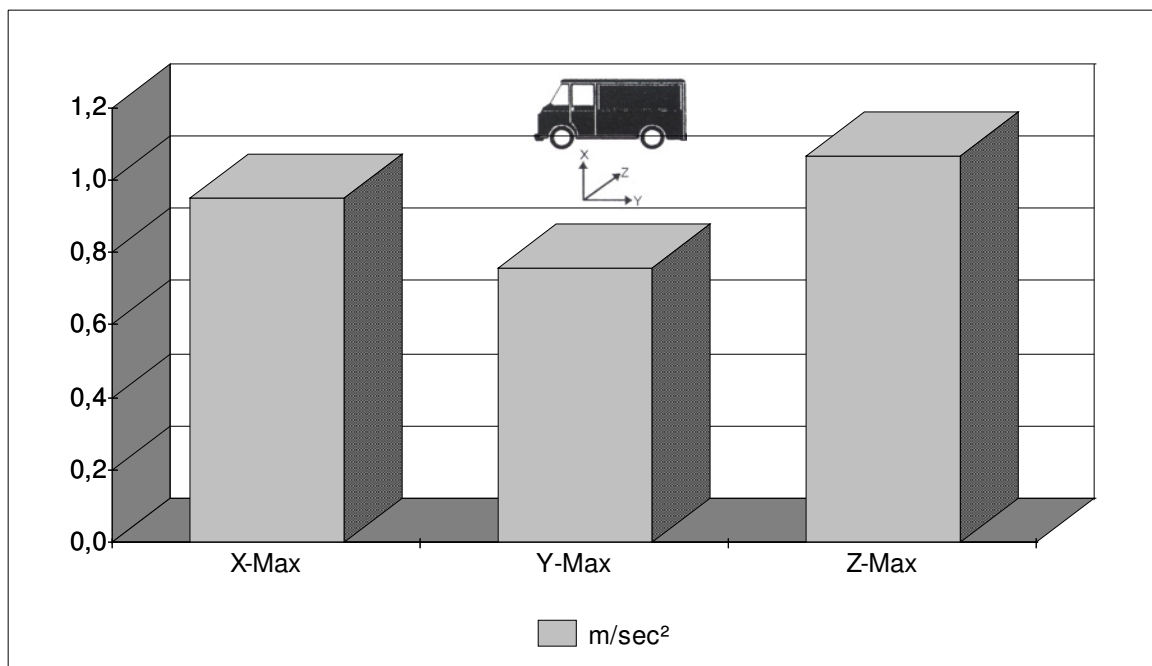


Abbildung 24

Maximalschwingungen in vertikaler (X-) Richtung, horizontaler Fahrtrichtung (Y-) und horizontal seitlicher (Z-) Richtung, am Babykopf während einer Transportfahrt

Die **Maximalschwingungen** sind die über 1/8 sec gemittelten maximalen Amplitudenausschläge. Sie stellen absolute Schwingungsspitzenwerte dar und sind nicht als Vergleich für die gemittelte Schwingungsbelastung zu nehmen. Wie aus der Abbildung 24 erkennbar ist, wurde in X-Richtung ein Maximalwert von $0,95 \text{ m/sec}^2$ ($\approx 28,5 \text{ K}$), in Y-Richtung ein Maximalwert von $0,76 \text{ m/sec}^2$ ($\approx 21,2 \text{ K}$) und in Z-Richtung ein Maximalwert von $1,07 \text{ m/sec}^2$ ($\approx 29,9 \text{ K}$) gemessen.

6.5 Ergebnisse der 5. Messung

Messung der Lärmbelastung im Transportfahrzeug mit kompletter Transporteinheit

Die über das gesamte Frequenzspektrum von 0-20 000 Hz gemessene Schallintensität (in Leistungsdichten-LEQ's angegeben) ist nur in einem für das menschliche Ohr wahrnehmbaren Bereich von 20-20 000 Hz relevant.

Folgende Ergebnisse wurden ermittelt:

Im Bereich von 100 Hz wurden ca. 80 dB(A) gemessen, bei 5000-6000 Hz zeigten sich leicht reduzierte Werte mit 77 dB (A), und bei 10 000 Hz gingen die Messwerte über die 90 dB(A) Marke. Den Spitzenwert von fast 100 dB(A) erreichten die Frequenzen in einem Bereich um 17 000-20 000 Hz.

7 DISKUSSION:

7.1 Hauptbelastungsfaktoren während des Neugeborenentransportes

Wie verschiedene Untersuchungen zeigten (12, 15, 55, 66), sind Früh- und Neugeborene während des Transports im Inkubator unterschiedlichen Belastungen ausgesetzt. Als Hauptbelastungsfaktoren gelten: Mechanische Schwingungen (Erschütterungen), Lärm und wechselnde Umgebungstemperaturen (11, 15, 36, 66).

Obwohl diese Belastungsfaktoren seit 25 Jahren bekannt sind, treten in Transportinkubatoren oft noch zu hohe Vibrations- und Lärmbelastungen auf.

In einer Studie von 1995 stellten die Wissenschaftler fest, dass in den Vereinigten Staaten beim Vergleich zwischen älteren und modernen Inkubatoren kein Unterschied im Lärmauftreten festgestellt werden konnte (66), obwohl Richtlinien bzw. Empfehlungen für das Lärmauftreten seit längerer Zeit bestanden und später noch verschärft wurden. Bei den Messungen in Transportinkubatoren von Ambulanzfahrzeugen ergaben sich Werte zwischen 68 dB(A) und 70 dB(A) im Durchschnitt und 72 dB(A) bis 78 dB(A) maximal. Man bewertete im Hinblick auf den Transport von Frühgeborenen das Lärmauftreten in allen untersuchten Inkubatoren als zu hoch.

Was die Vibrationsbelastung betrifft, so fanden sich bei Forschungen von 1981 Spitzenwerte bis 13 m/sec^2 , also mehr als 1g (mehr als die einfache Erdbeschleunigung von $9,81 \text{ m/sec}^2$). Dies bedeutet, dass der kindliche Kopf entgegen der Erdanziehungskraft von der Unterlage abheben kann. Entsprechende Ergebnisse erzielte man auch 1986, im Rahmen von Schwingungsmessungen in Transportinkubatoren in Ambulanzfahrzeugen, mit Spitzenwerten zwischen 1 g und 2 g (55).

Auch später durchgeführte Analysen (1991 bzw. 1994) ermittelten Schwingungsbelastungen in Transportinkubatoren bis über 1 g.

Man kann folgern, dass die Untersuchungen über Lärm- und Vibrationsauftreten während des Transports von Früh- und Neugeborenen im Inkubator innerhalb der letzten 25 Jahre trotz aussagekräftiger Ergebnisse noch nicht die nötigen Konsequenzen und Verbesserungen in der Praxis nach sich gezogen haben. Viele Autoren vertreten einhellig die Ansicht, dass auf diesem Gebiet mehr geforscht und verbessert werden muss und halten die Forderung nach weiterer Schwingungs- und Lärmreduzierung aufrecht (8, 11, 15, 37, 49, 48, 55, 66, 97). So besteht bei mehreren Autoren die Befürchtung, dass Frühgeborene bei einer Verlegung im Transportinkubator empfindlich auf Stressfaktoren reagieren und Schäden davon tragen

könnten (11, 15, 48, 55, 66, 79).

Im Hinblick auf die thermischen Belastungen des Neugeborenen sind stärkere Temperaturschwankungen, Wärmeverluste oder Überhitzung auszugleichen, um Schäden zu vermeiden. Wie Nachforschungen zeigten, ist dieser Belastungsfaktor während des Transports bei korrekter Ausrüstung weitgehend vermeidbar (35, 83, 96).

7.2 Auswirkungen von Schwingungs- und Lärmbelastungen sowie Temperaturschwankungen

7.2.1 Schwingungsbelastungen

Als Folge von mechanischen Schwingungen erscheinen nicht nur Störungen des Wohlbefindens („vibration sickness“, mit Nausea, Übelkeit und Müdigkeit), auch kardiovaskuläre (EKG-, Blutdruck-, Puls-, Herzzeitvolumenänderungen), pulmonale (Erhöhung der O₂-Aufnahme, der Atmungsfrequenz und des Atemvolumens) sowie neurologische Effekte (Innenohrschäden, Änderungen des neuronalen Erregungsmusters und des Schlafmusters) wurden nachgewiesen. Darüber hinaus haben Vibrationen Auswirkungen auf das metabolisch endokrine System (Glykogenkonzentration in Leber oder Muskel, Cortisolplasmakonzentrationsänderung), das Immunsystem (Leukozytenanzahl, Phagozytosenaktivität) und das skelettomuskuläre System (Knochenstoffwechsel, Schmerzen an der Wirbelsäule, Änderungen des EMG-Musters) (28, 29, 66, 81, 82, 108).

Diese Untersuchungen wurden an erwachsenen Menschen und Tieren durchgeführt, Ergebnisse aus Untersuchungen an Kleinkindern oder Neugeborenen liegen nicht vor.

7.2.1.1 Intrakranielle Blutungen

In den letzten Jahren wurde hinsichtlich des Verstehens der Pathogenese von intra- und periventrikulären Hirnblutungen bei Früh- und Neugeborenen grosse Fortschritte gemacht. Häufig differenziert man aufgrund wesentlicher Unterschiede in der Entstehung, Morphologie und Inzidenz der Hirnblutungen das Auftreten zwischen unreifen Früh- und reifen Neugeborenen.

Während sie bei Neugeborenen nur selten entstehen (meist geburtstraumatisch, durch mechanische Scherwirkungen werden Hirnhäute wie Tentorium und angrenzende Gefässe verletzt), treten sie bei Frühgeborenen unter 1500 g mit einer Häufigkeit von bis zu 50 % auf (51, 100). Da die Fragestellung dieser Arbeit u.a. auf den Zusammenhang zwischen mechanischer Schwingungen und dem Auftreten von zerebralen Hämorrhagien hinzielt, wird im folgenden näher darauf eingegangen.

7.2.1.1.1 Einteilung

Klinische Symptome einer Hirnblutung können sich auf unterschiedliche Art und Weise manifestieren und reichen von Kreislaufveränderungen bis hin zu massiven neurologischen Ausfällen. So wird u.a. über Atemstörungen, Krampfanfälle oder Paresen mit Hämatokritabfall berichtet. Je nach Schweregrad können intraventrikuläre Blutungen mittels zerebralen Ultraschalls in Grad I-IV (nach Papile und Burstein) eingeteilt werden. Während Hämorrhagien von Grad I (subependymale Hämorrhagien) und Grad II (intraventrikuläre Hämorrhagien) meist mit geringen Symptomen verlaufen und häufig nach der Perinatalperiode kaum noch Residuen zeigen, treten bei Blutungen von Grad III (ventrikuläre Dilatation) bis Grad IV (intraparenchymatöse Hämorrhagie) meistens gravierende und persistierende neurologische Störungen auf (34, 51, 63, 73).

7.2.1.1.2 Lokalisation

Zum überwiegenden Anteil entstehen die Blutungen zunächst subventrikulär in der sogenannten germinalen Matrix im Hypothalamus (v.a. N. caudatus). In diesem Bereich werden Glioblasten zwischen der 20. und 36. Schwangerschaftswoche gebildet, die an der Nervengewebsbildung teilnehmen und in Richtung Gehirnoberfläche wandern. Diese germinale Matrix ist durchwoben von Gefässnetzen, sehr zellreich und von gelatinöser Substanz. Die Gefässnetze werden als unreif beschrieben, da eine typische Differenzierungsmöglichkeit in Arteriolen und Venolen fehlt. Sie gelten als sehr fragil und vulnerabel gegenüber pathologische Änderungen, u.a. auch aufgrund ihrer Lage in einem Grenzgebiet der arteriellen Versorgung. Im Verlauf des weiteren Wachstums bildet sich bis zur 36. SSW diese germinale Matrix wieder zurück, d.h. mit fortschreitender Ausreifung des Nervensystems nimmt die Blutungsgefahr in diesem Bereich wieder ab (34, 94, 104).

7.2.1.1.3 Risikofaktoren

In der Literatur werden die Risikofaktoren uneinheitlich hauptsächlich nach prä- bzw. postnatal, nach maternal, plazentär und fetal, oder auch nach intravaskulär, vaskulär und extravaskulär eingeteilt. Dies deutet schon daraufhin, dass eine multifaktorielle Genese anzunehmen ist (4, 43, 112).

Wie bereits erwähnt, handelt es sich noch um *unreifes Gefässgewebe*, mit allgemein hoher Vulnerabilität (6, 34, 76, 94). Desweiteren wird eine eingeschränkter Autoregulation postuliert (76), so dass die Perfusion beeinflussende Umstände (Blutdruckschwankungen, Neigung zu Hypotension, Hypertension, notwendige Volumenexpansion) eine *pathologische Durchblutungsreaktion* hervorrufen und Gefäßrupturen als Folge haben können. Ebenso zeigten sich veränderte Zustände, die direkt oder indirekt Einfluss auf die Sauerstoffversorgung nehmen

(Hypokarbie, erhöhtes intrathorakales Gasvolumen, maschinelle Beatmung, Pneumothorax, RDS, PDA), als Risikofaktoren (10, 12, 16, 36, 50, 52, 62, 76, 105, 113). Auch gestörte *lokal hämostatische Faktoren*, wie eine verminderte Prothrombin Aktivität spielen eine Rolle (31, 91). Zytokininduzierte *inflammatorische Aktivierungen*, die mit einer Erhöhung zelltoxischer Substanzen einhergehen (vorzeitiger Blasensprung, Chorioamnitis, Sepsis, vermehrtes Auftreten von Leukozyten mit toxischer Granulation), und das Auftreten von freien Sauerstoffradikalen wurden ebenso als wesentlicher Risikofaktor ermittelt (2, 5, 22, 39, 42, 62, 67, 68, 86, 101, 102). Diese oxidative Moleküle haben nicht nur eine entscheidende Wirkung bei intrakraniellen Blutungen, sondern auch beim Auftreten anderer typischer frühgeburtlicher Erkrankungen, wie Retinopathie, bronchopulmonäre Dysplasie, so dass der übergreifende Ausdruck „ROS“ für reactive oxygen species, „oxidative stress“ oder auch „oxygen radical disease of prematurity“ entstanden ist (59, 102).

Inwiefern In Vitro Fertilization ein erhöhtes Risiko darstellt, muss noch weiter untersucht werden (62). *Mechanische Alterationen* als Folge des Transportstress, oder Geburtstrauma z.B. infolge rascher Geburt werden wohl häufig überschätzt (12, 16, 64, 79, 112), wobei bei Vaginalgeburten von Frühgeborenen mit einem Gewicht unter 1500 g respektive 751 g ein deutlich erhöhtes Risiko für intraventrikulären Blutungen gefunden wurde (25, 74, 88).

Insgesamt scheint die Schwingungsbelastung als ursächlicher Faktor für die gefürchteten intrakraniellen Blutungen sehr unreifer Frühgeborener gegenüber anderen Faktoren nur eine unbedeutende Rolle zu spielen.

7.2.1.1.4 Risikoreduktion

Sehr wichtig sind ein fortgeschrittenes Alter und Gewicht des Frühgeborenen, um dem Wachstum und Reiferwerden der Gewebe und Strukturen Vorschub zu geben. Desweiteren zeigte sich ein Zusammenhang zwischen Prognose und dem Spezialisierungsgrad der Klinik, so dass es selbstredend erscheint, rasch optimale Bedingungen für den Zustand eines Früh- oder Neugeborenen zu schaffen, bzw. möglichst schnell eine professionelle Behandlung pathologischer Parameter zu erzielen (1, 3, 43, 44, 46, 54, 56, 71, 78, 103).

Als allgemein anerkannt gelten pränatal applizierte Steroide, die die Entzündungsreaktion dämpfen und dadurch u.a. das Risiko von intraventrikulären Hämorrhagien vermindern (53, 62). Antioxidative Substanzen wie Tocopherol oder Antiphlogistika aus der Gruppe der NSAR (z.B. Indomethacin oder Ibuprofen), oder Hämostatika wie Ethamsylat scheinen sich günstig auszuwirken, zeigten jedoch in vielen Studien uneinheitliche Ergebnisse, so dass noch keine allgemeine Empfehlung darüber ausgesprochen wurde (21, 27, 30, 53, 69, 72, 93, 109, 115).

7.2.2 Lärmbelastung

Die Lärmbelastung beeinflusst ebenso wie die Schwingungsbelastung stark das Wohlbefinden. Sie kann zu endokrinen und vegetativen Änderungen führen und auch Entwicklungsstörungen zur Folge haben (15). Bei Lärmwerten von >90 dB(A) hat man Veränderungen in der Perilymphe und Hörschäden festgestellt (92).

Wie eine Untersuchung zeigte, können Geräusche im niedrigen Bereich (100 Hz) während des Transports vom Inkubator verstärkt wiedergegeben werden (66). Eine orientierende Messung, die von uns durchgeführt wurde, erbrachte vergleichbare Ergebnisse (Geräuschverstärkung im unteren Herzbereich bei 100 Hz und im oberen Herzbereich 17 000 Hz), wobei unterschiedliche Inkubatortransportsysteme verwendet wurden.

Die Geräuschpegel erreichen aber nicht nur in Transportinkubatoren sehr hohe Werte, sondern auch in den Inkubatoren auf Intensivstationen. Teilweise ist die Lärmbelastung bedingt durch die Ausstattung (Heizung, Lüftung), teils durch akustische Alarmsysteme von Pulsoxymeter, Herzmonitor, Infusionspumpen und schließlich auch durch medizinisches und nicht medizinisches Personal (8). Die Form der Inkubatoren als abgeschlossene „Resonanz-Hohlraumbox“ führt dazu, dass es schon bei leichten Berührungen zu hohen Lärmwerten innerhalb des Inkubators kommen kann (8). Die Durchschnittswerte, die in den Literaturveröffentlichungen angegeben werden, überschreiten zwar selten die 80 dB SPL Marke (SPL=Sound Pressure Level), Maximalwerte jedoch, die vor allem beim Öffnen oder Schließen der Plexiglasscheibe auftreten, gehen leicht über 110 dB SPL (8). Unter der Voraussetzung, dass man die Erfahrungen mit Erwachsenen und dessen empfohlenen Geräuschpegelgrenzen von 80 dB(A) (15) auf die Früh- und Neugeborenen übertragen kann, äußerten manche Autoren in den Vereinigten Staaten die Befürchtung, dass der Geräuschpegel im Inkubator zu bleibenden Hörschäden führen könne (9, 66). Insbesondere befürchtete man, dass in Kombination mit ototoxischen Medikamenten, wie z.B. Aminoglykosiden, das Hörvermögen zusätzlich beeinträchtigt werden könnte (9). Aber müssen wir nicht sogar von niedrigeren Schwellenwerten für eine Hörstörung des Neugeborenen ausgehen?

Andere Autoren (8) dagegen vertreten die Meinung, dass man aufgrund des noch geringen und keineswegs übereinstimmenden Wissens in Bezug auf die Neugeborenen bis zum Beweis des Gegenteils bei der Lärmbelastung nicht von einem Schädigungsfaktor, sondern nur von einem Stressfaktor ausgehen kann.

7.2.3 Temperaturschwankungen

Man weiß, dass besonders Früh- und Neugeborene gegenüber Temperaturschwankungen empfindlich reagieren. Sehr wichtig ist, die Frühgeborenen wegen ihrer Hypoglykämieeigung

und wegen ihrer geringeren Kompensationsmöglichkeit gegen Auskühlung (führt zu weiterem Glukoseverbrauch) zu schützen, um Komplikationen und Schäden zu vermeiden (17, 36). Die Aufrechterhaltung einer normalen Körperkerntemperatur kann als grundlegende therapeutische Maßnahme während des Transports für das Neugeborene mitunter einen entscheidenden Einfluss auf die spätere Prognose haben (61).

Wie man feststellte, verlieren die Frühgeborene ihre Wärme vor allem durch Abgabe über die Haut an die Umgebung durch Verdunstung, Konvektion und Abstrahlung (83). Den Wärmeverlust kann man während des Transports der Früh- und Neugeborenen weitgehend durch den beheizten Transportinkubator sowie durch Einwickeln des Neugeborenen in Windeln und Wärmefolien ausschalten (58).

Somit bedarf die Einhaltung einer physiologischen Körpertemperatur weiterhin der Beobachtung, scheint aber weitgehend gelöst. Deshalb sollten sich weitere Untersuchungen, wie die vorliegende, auf die Vibrations- und Lärmbelastung des transportierten Neugeborenen konzentrieren.

Andere Erfahrungen bei transportierten Kindern zeigten, dass es wohl aufgrund des **allgemeinen Transportstresses** häufig zu einer unerklärlichen Verschlechterung des Allgemeinzustands bei manchen Kindern am Ende von langen Transportfahrten kam (66). Ein Monitoring verschiedener Parameter der Säuglinge legte dar, dass v.a. der Sauerstoffgehalt und pH-Wert des Blutes, die Temperatur, die Blutglukose und der Blutdruck während der Transportfahrt sich verändern können (66). Die Dokumentation dieser Werte, gemessen am Säugling vor, während und nach der Fahrt, in Kombination mit dem Geburtsgewicht erlaubt es sogar, ein Bewertungscore aufzustellen, der sich als Prognosefaktor für das Überleben benutzen lässt (60, 61). Leider wurde bei dieser Dokumentation nicht näher auf die Transportbedingungen, Infusionen oder Sauerstoffgaben eingegangen (66).

7.3 Weniger bedeutsame Stressfaktoren

7.3.1 Der maternale Transport als Stressfaktor

Noch gänzlich unerforscht sind die Wirkungen von Erschütterungen, die auf schwangere Frauen wirken (41, 66). Inwieweit die Plazenta und deren Durchblutung oder der Fetus affektiert werden, ist noch offen. Es wird postuliert, dass durch den Stress eine Verengung der maternalen Gefäße mit möglicher passagerer Minderdurchblutung plazentär auftreten, und als Folge davon Wachstumsstörungen des Embryos auftreten können. Diesen Effekt fand man bei Mäuseembryonen, v.a. bei wenige Tage alten Embryonen und bei Vibrationen mit hoher Amplitude (13, 81).

Man sollte nicht außer Acht lassen, dass auch der maternale (fetale) Transport eine Belastung des Fetus darstellt, wenn auch nur für relativ kurze Zeit.

7.3.2 Zustand des Frühgeborenen vor dem Transport als entscheidender Faktor für Komplikationen

Um eine erfolgreiche Behandlung während des Transports und auf der Intensivstation zu gewährleisten, soll die optimale Versorgung des Frühgeborenen schon vor dem Transport beginnen. Denn der stabile Zustand des Frühgeborenen vor dem Transport ist entscheidend für den späteren Therapie- und Pflegeerfolg auf der Intensivstation, wie beim statistischen Auswerten eines Prognosescores dargestellt wurde (60, 61). Diese Aussage deckt sich mit weiteren Untersuchungsergebnissen über die intraventrikulären Blutungen und den anderen sauerstoffradikalassozierten Erkrankungen, vorausgesetzt die Versorgung des Neonaten während des Transports ist adäquat (1, 20, 59).

7.4 Diskussion der Ergebnisse von Messreihe 1

Im Voraus ist anzumerken, dass die normierte Versuchsstrasse den subjektiven Eindruck einer sehr holprigen Kopfsteinpflasterstraße machte. Dies lässt sich im *Vergleich der K-Werte* gemessen an Chassis einmal *auf der normalen Straße und auf der Versuchsstraße* erkennen:

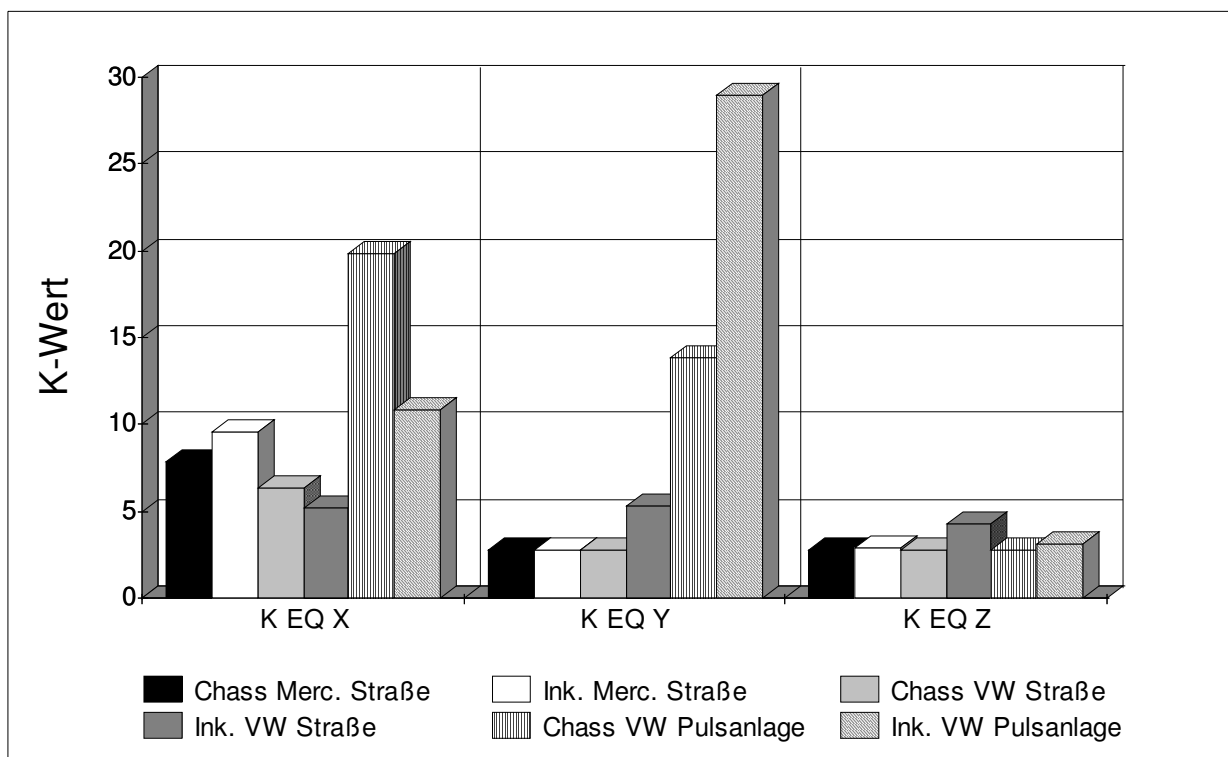


Abbildung 25

Vergleich der Vibrationsmessungen am Babynotarztwagen auf einer Hydropulsanlage und einer „repräsentativen Straße“, siehe S. 14, Kapitel 5.2.1.2

In X-Richtung (Vertikalrichtung) sind die K-Werte auf der Hydropulsanlage dreimal höher als auf der normalen Straße. Auch in Y-Richtung (Fahrzeugrichtung) lässt sich eine drei bis vierfache Verstärkung der K-Werte feststellen. Dagegen ist die Z – Richtung (Querachse) in allen Bereichen auf niedrigem Niveau. Das liegt daran, dass auf der Simulationsstrecke die Fahrzeugachsen gleichzeitig parallel erregt und keine Kurven gefahren wurden. Man programmierte die Versuchsanlage in dieser Weise, um, wie es in dem technischen Bericht der die Untersuchung durchführenden Ingenieure aus Berlin heißt, einerseits eine Vereinfachung zu haben, andererseits aus dem Grund, weil der Inkubator hauptsächlich in die wichtige X-Richtung (=Vertikalrichtung) und Y-Richtung (Fahrzeugrichtung also Nickbewegungen) angeregt wird und daher die Z-Richtung vernachlässigbar ist. Diese Eigenschaft des Schwingtisches mit Inkubator wird auch durch die *Messung 2* (6.2) bestätigt.

Den normalen Straßenverhältnissen entspricht die Versuchsstraße jedoch nicht und die K-Werte lassen sich streng genommen nicht auf die alltägliche Einsatzsituation anwenden. So liegen auch die Maximalwerte im rechnerischen Ergebnis ungewöhnlicherweise unter den Gesamtwerten, während die Gesamtwerte weit höher als bei einer normalen Versuchsfahrt sind. Dies resultiert aus den technischen Gegebenheiten der Versuchsanlage. Die representative Versuchsstrasse wurde aus dem Durchschnitt mehrerer Strassen errechnet und damit erreichen die kurzzeitigen Maximalwerte (z.B. bei „Schlaglöchern“) nicht höhere Werte als bei einer normalen Strasse, wie bei den anderen Messreihen. Der gesamte allgemeine Strassenzustand der errechneten repräsentativen Strasse jedoch erschien bei der Anwendung unverkennbar schlechter, als der einer gefahrenen Versuchstrasse (die kurzzeitigen Maximalwerte traten um ein Vielfaches häufiger auf), so dass das Ergebnis des Gesamtschwingungsauftretens fast um das dreifache nach oben verschoben ist. Ein statistischer Vergleich mit den Messungen auf einer normalen Strasse erscheint so nicht möglich.

Die Funktion des Federungssystems kommt bei einer so hohen Belastung jedoch erst richtig zur Geltung, wie sich an den Ergebnissen deutlich erkennen lässt. Zwischen Chassis und Inkubator werden die Belastungsspitzen, und dadurch auch die Gesamtschwingungsbelastung, hauptsächlich in der vertikalen (X)-Richtung stark reduziert (siehe S. 33, Tabelle 4 und Tabelle 5), sie beträgt insgesamt fast 50 %.

Auffällig jedoch sind die Erhöhungen in der Y-Achse der Fahrzeugrichtung, also die Nickbewegungen des Inkubators (siehe Seite 34, Tabelle 6 und Tabelle 7). Das liegt einerseits an dem Aufbau des Inkubators (hoher Schwerpunkt und langer Hebelarm mit hohem Gewicht 130 kg), andererseits an dem ausserordentlich schlechten Zustand der Simulationsstraße.

7.5 Diskussion der Ergebnisse von Messreihe 2

Anzumerken ist, dass diese Messungen nach ISO 2631 (47) erfolgten, dessen Norm keine Bewertung im Liegen vorsieht. Die Werte gelten also streng genommen nur für sitzende oder stehende Personen, für liegende wie in diesem Fall müssen leicht höhere K-Werte veranschlagt werden (7).

Betrachten wir die gemittelten K-Werte (in Abbildung 11, Seite 35), so erkennen wir, dass in der **Vertikalen (X-Richtung)** die K-Werte im Inkubator durch die Federung im Vergleich zum Chassis von rund 15 K auf 7,8 K, das entspricht knapp 50%, gesenkt werden. Beim abgesenkten Schwingtisch, also ohne Funktion der Federung, findet man gar eine Schwingungsverstärkung im Inkubator im Gegensatz zum Chassis, von rund 15 K auf über 18 K, was eine Zunahme von ca. 24 % entspricht.

In der Horizontalen, der Längsachse des Fahrzeugs (Fahrtrichtung, **Y-Richtung**), finden wir eine leichte Verstärkung der Schwingungen im Vergleich zum Chassis (2 K) sowohl beim gefederten Inkubator (ca. 7 K) als auch im ungefederten Inkubator (4 K). Dies war durch die besondere Bauweise des zieharmonikaähnlichen Hubtisches bedingt. Die Herstellerfirma Strobel reagierte schon darauf und verbesserte ihre Inkubatorfederung mit einer baulichen Änderung.

In der Horizontalen, der Querachse des Fahrzeugs (**Z-Richtung**), treten keine wesentlichen Unterschiede zwischen Chassis und Inkubator bei an- und abgeschalteter Inkubatorfederung auf.

7.5.1.1 Gesamtschwingungsauftreten

Bildet man die Vektorsummen und betrachtet das Gesamtschwingungsauftreten, so finden sich am gefederten Inkubator die geringsten K-Werte mit fast 12 K, am Chassis treten 15 K auf, und im Inkubator auf abgesenktem Schwingtisch 19 K. Das heißt, der Schwingtisch (Inkubatorfederung) bringt für den Inkubator im Vergleich zum Chassis eine Gesamtschwingungsreduzierung um ca. 20 %, gegenüber dem abgesenkten Schwingtisch eine Schwingungsreduzierung um ca. 35 %.

Betrachten wir nun die **Maxima der K-Werte**, (siehe Seite 36, Abbildung 12) so ist das gleiche Schema, jedoch bei deutlich höherem Niveau erkennbar. Wesentlich erscheint hier, dass durch den Schwingtisch auch die Maximalstöße in vertikaler Richtung um rund 50 % reduziert werden.

7.5.1.2 Die auffälligen Frequenzbereiche

Betrachten wir die **Frequenzen** der Ergebnisse (siehe Seite 37, Abbildung 13), so finden wir im Inkubator *mit aktivem Schwingtisch* zwei ausgeprägte Resonanzbereiche in **X-Richtung**: Einmal bei 1,5 Hz und das andere Mal bei 14 Hz. In diesen Frequenzbereichen deckt sich die Fahrzeugeigenresonanz mit der des Schwingtisches des Inkubators.

Aus der Abbildung 14, Seite 38, lassen sich die **Frequenzen** im Inkubator auf *abgesenktem Schwingtisch*, also ohne Funktion der Federung ablesen. Man erkennt die zwei Resonanzspitzen wie bei der Messung mit Schwingtisch bei 1,5 Hz und 14 Hz sowie eine zusätzliche Schwingungsspitze bei 6 Hz. Deutlich sichtbar ist auch die Verstärkung von Chassis auf den Inkubator.

Bei den Frequenzbereichen für die Schwingungen in Fahrzeugrichtung (Y-Richtung) fällt vor allem der Bereich um 3,5 Hz auf (siehe Abbildung 15, Seite 39), der für die Nickbewegungen verantwortlich ist. Für Verbesserungen des Inkubators wäre an diesem Frequenzbereich anzugreifen.

Die durchgeführten Messungen zeigen eine Frequenzanregung des Inkubators bei 13 Hz innerhalb eines breiten Resonanzfelds mit einer Ausdehnung von ca. 8-20 Hz, ganz ähnlich den Ergebnissen anderer Autoren (12, 55, 77). Diese Übereinstimmung mit früheren Untersuchungen ist um so erstaunlicher, da bei Vergleichen verschiedener Messungen aufgrund von Materialeigenschaften, Umwelteinflüssen und messtechnischer Besonderheiten es sehr rasch zu verfälschten Ergebnissen kommen kann (7).

Auch bei Arbeiten von 1985 und 1986 (11,12) fand man eine relativ hohe Resonanzspitze des Transportinkubators (Dräger Modell 5300, ein Vorgängermodell des in dieser Arbeit beschriebenen) bei 12-13 Hz innerhalb eines Bereichs von ca. 10-20 Hz, die sich auf den kindlichen Kopfbereich verstärkend fortsetzte, so dass wie beschrieben die Schwingungen im Inkubator zum Abheben eines Puppenkopfs führten. Nun erreichte man durch Versteifung des Tragegestells eine Erhöhung der Eigenresonanzfrequenz auf 30 Hz und entschärfte mittels handelsüblicher pneumatischer Federn die Spitzenamplituden, so dass der Puppenkopf sich nicht mehr vom Inkubatorboden abhob. Den Effektivwert der Vertikalbeschleunigung konnte man so von ursprünglichen $12,5 \text{ m/s}^2$ auf weniger als die Hälfte senken (bei unseren Ergebnissen wurden in der Vertikalrichtung (X-Richtung) bei aktiviertem Schwingtisch Effektivwerte von $< 0,1 \text{ m/sec}^2$ und bei inaktiviertem Schwingtisch Werte von $< 0,2 \text{ m/sec}^2$ gemessen (siehe Abbildung 13 auf Seite 37 und Abbildung 14 auf Seite 38). Allerdings erfolgten die Messungen bei einem quer zum Fahrzeug eingebauten Transportinkubator).

Der Hersteller des Transportinkubators, die Dräger AG in Lübeck, reagierte auf die Arbeiten von 1986 mit einer anderen Studie (55). Wie aus dieser Veröffentlichung ersichtlich ist, ergab auch sie eine Spitzenresonanz bei 12 Hz in einem Bereich von 8-20 Hz. Man fand, dass die Resonanzfrequenzen des Wagens (genauer der Hinterachse) mit dem Tragegestell des Inkubators und dem Kopf des Kindes (bei 10 Hz) zusammentrafen und deshalb Maximalwerte von über 100 K gemessen wurden. Nach einer Modifikation des Inkubatorträgers durch Versteifung des Tragegestells sowie Einbau einer Federung konnten Verbesserungen der Schwingeeigenschaften erreicht werden. Die Versteifung in Verbindung mit einer Inkubatorfederung führte zur Verschiebung der Anregungsfrequenz des Transportinkubators von 12 Hz auf 7 Hz, wobei dieser Bereich insbesondere vom Fahrzeug selbst wohl nur wenig Anregung bekommt. Dadurch wurden K-Werte von weniger als die Hälfte der Ausgangswerte (30-40 K) erreicht.

Auch eine weitere Studie (77) kam sechs Jahre später zu dem Ergebnis einer Schwingungsverstärkung des Inkubatorgestells bei 12 Hz, wobei nicht hervorgeht, ob ebenso ein Transportinkubator der Fa. Dräger verwendet wurde.

7.6 Diskussion der Ergebnisse von Messung 3a

Vergleicht man den VW mit Inkubatorfederung (aktivierter Schwingtisch) mit dem Mercedes Benz ohne Inkubatorfederung (kein Schwingtisch) in Abbildung 16, Seite 40, so erkennt man an den gemittelten K-Werten zunächst einmal die bessere Schwingungsdämpfung der Fahrzeugfederung des Chassis am VW, dessen K-Werte in der vertikalen X-Richtung schon um 1,5 K niedriger liegen als die Werte vom Chassis des Mercedes. Die Ursache lässt sich wohl in der moderneren Technik bei jüngerem Baujahr und weniger Materialermüdung finden. Bleiben wir in der Vertikalrichtung und nehmen die Werte der Inkubatoren als Vergleich, so sieht man deutlich den durch die Federung schwingungsreduzierten Inkubator des VWs mit einem K-Wert von 5,5 K gegenüber einem um ca. 40 % erhöhten K-Wert des Inkubators im Mercedes mit 9,5 K. Des Weiteren findet man eine Schwingungsverstärkung im Inkubator des Mercedes gegenüber dem Chassis, obwohl der Inkubator ohne Schwingtisch fest auf dem Untergestell arretiert ist (Vertikalrichtung).

Bildet man die **Gesamtvektorsumme** der Achsen, so erreicht man mit dem gefederten Inkubator gegenüber dem ungefederten Inkubator im Mercedes eine Schwingungsreduzierung von ca. 15%. Allerdings ist die Vertikale (X-Richtung) wie bereits erwähnt (Siehe Kapitel 5.3.6 auf Seite 27 sowie Kapitel 5.3.7 auf Seite 27), als Belastungsfaktor stärker zu bewerten als die beiden anderen gemessenen Horizontalrichtungen.

Betrachtet man die Maximalwerte (Siehe Abbildung 17 auf Seite 42), so erkennt man einen noch stärkeren Effekt der Schwingungsdämpfung: Während beim Mercedes ohne Inkubatorschwingtisch Schwingungen knapp über 40 K auftreten (vertikale Richtung), treten beim gedämpften Inkubator Werte knapp über 20 K auf. Auch hier ergibt sich die Hauptreduktion der Belastung in der Vertikalen.

7.7 Diskussion der Ergebnisse von Messung 3b

Beim Vergleich der beiden Fahrzeuge (jeweils ein VW-Bus des Typs T4) tritt der Unterschied von gefedertem zu ungefedertem Inkubator in der Vertikalachse besonders deutlich hervor:

Wie aus der Abbildung 18 auf Seite 43 ersichtlich, sind zunächst einmal die K-Werte in der Vertikalachse (X-Richtung) am Chassis gemessen für das Fahrzeug mit der Bezeichnung SB-RK 539 mit niedergelegtem Chassis (= „Sportausführung“) um ca. 30 % geringer. Dies könnte auf die unterschiedliche Ausstattung oder auf unterschiedliches Verhalten auf der Straße zurückzuführen sein. Entscheidend jedoch für die Stressbelastung eines transportierten Kindes ist das Schwingungsauftreten im Inkubator selbst. Hier zeigt sich, dass die Schwingungen im ungefederten Inkubator des Fahrzeuges SB-RK 539 gegenüber dem eigenen Chassis verstärkt werden (ähnliches Verhalten zeigte sich schon im ungefederten Inkubator des Mercedes, siehe dazu Abbildung 16, Seite 40) und dort um ca. 70% erhöht gemessen werden (4,6 K auf ca. 7,7 K erhöht). Der K-Wert im Fahrzeug ohne Schwingtisch ist umgerechnet mehr als doppelt so hoch wie der K-Wert in dem Fahrzeug mit Schwingtisch (7,8 K zu 3,6 K). Geht man also nur von der wichtigen Vertikalen (X-Achse) aus, zeigt der gefederte Inkubator eine erhebliche Schwingungsreduktion.

Man findet bei einer Aufschlüsselung der Schwingungen in Frequenzbereichen eine ausgeprägte Resonanzspitze bei 8-10 Hz (Abbildung 21, Seite 45) ähnlich den Untersuchungen von Messung 2 (siehe auch Kapitel 6.2.8 auf Seite 37). Diese Resonanzspitze fehlt bei der Schwingungsableitung vom Inkubatorrahmen, so dass man davon ausgehen kann, dass zwischen Inkubatorkasten und Inkubatorrahmen eine Aufschaukelung bei 10 Hz geschieht. Der Inkubatorkasten ist vom Inkubatorrahmen durch eine Gummischicht getrennt, die eine solche Aufschaukelung erlaubt.

Zum Vergleich der Z-Achse (Achsenrichtung der Fahrzeuge) sind keine wesentlichen Unterschiede zu erwarten. Zum Vergleich der Y-Achse (gilt als nicht so wesentlich) lagen keine Daten vor.

7.8 Diskussion der Ergebnisse von Messreihe 4

Betrachten wir die Messergebnisse des Babytransports von der Kinderklinik Kohlhof in ein anderes, ca. 15 Kilometer entferntes Krankenhaus. Wie aus Abbildung 21 und Abbildung 22 auf Seite 45 und 46 hervorgeht, liegt das Hauptaufkommen der Schwingungen am und unter dem Babykopf in einem Bereich von ca. 1-20 Hz. Diese Schwingeigenschaft des Inkubators ist schon auf Seite 58 in Kapitel 7.5.1.2 und in Kapitel 6.2.8 auf Seite 37 beschrieben worden. Allerdings waren die vorhergehenden Messungen ohne Neugeborenen. Wir sehen also, dass die charakteristischen Schwingungen des Inkubators auf den Neugeborenenkopf fortgeleitet werden, da die Resonanzspitzen am Neugeborenen gemessen im gleichen Bereich liegen wie die Ergebnisse bei den Messungen ohne Neugeborenen, die nur im Inkubator gemessen worden waren.

Die durchschnittlichen **Effektivbeschleunigungswerte** in der **Vertikalen X-Richtung** (siehe Abbildung 23 auf Seite 46) liegen mit $0,1 \text{ m/sec}^2$ knapp unter $2,7 \text{ K}$, was dem Wert mit dem in Messung 2 gewonnenen Ergebnis entspricht (siehe „Ergebnisse der Messergebnisse – Messung 2, mit Abbildung 13, auf Seite 37).

Man erkennt trotz unterschiedlich gefahrener Wegstrecken (Teststrecke, im Gegensatz zur Einsatzstrecke), dass in der Betrachtung der gemittelten Werte ein vergleichbarer Wert auftritt, so dass für die Messung ohne Baby als auch für die Messungen mit Baby übereinstimmende Gesamtbelastungswerte ermittelt wurden.

So kann man folgern, dass die gemessene Durchschnittsbeanspruchung ohne Baby aus Messung 2 mit der Durchschnittsbeanspruchung mit Baby aus Messung 4 übereinstimmt und folglich die Ergebnisse mit Einschränkung aufeinander übertragbar sind.

7.9 Diskussion der Ergebnisse von Messreihe 5

Wie die einfache orientierende Messung des Lärmpegels zeigte, war die Schallintensität in sehr hohen Frequenzbereichen stärker als in unteren und mittleren Frequenzbereichen:

In den Frequenzbereichen von 0-10 000 Hz wurden Schallintensitätswerte von 77-90 dB(A) gemessen, darüber hinausgehende Frequenzbereiche gingen mit höheren Schalldruckintensitäten einher, sogar mit bis zu 100 dB(A), im Frequenzbereich von 17 000-20 000 Hz, welches für den Erwachsenen kaum noch wahrnehmbar, aber für ein Kleinkind hörbar ist.

Dabei waren die hohen Werte keine einzelnen Spitzenausschläge, sondern sie zeigten sich über die gesamte Messdauer hinweg mehr oder weniger in so hohen Bereichen.

Diese überraschenden Ergebnisse sollten Anlass für weitere Untersuchungen sein.

7.10 Möglichkeiten der Schwingungsreduktion

Die Fahrweise, Fahrgeschwindigkeit und die Straßenbeschaffenheit beim Rettungstransport besitzen einen zusätzlichen Einfluss auf die Vibrationsbeanspruchung des Säuglings und das Vibrationsauftreten im Inkubator. Deshalb fordern manche Autoren (11, 12) durch langsames Fahren und durch die Wahl der geeigneten Straßen (was die Ebenheit, Kurvigkeit, Kreuzungshäufigkeit, Verkehrsdichte betrifft) einen möglichst sanften Transport durchzuführen, auch wenn dabei Unannehmlichkeiten in Kauf genommen werden müssten.

7.10.1 Änderungen am Inkubator zur Schwingungsreduzierung

Verbesserungen könnte man durchführen, indem man durch Verschieben der Inkubatoreigenfrequenz aus dem Bereich der Fahrzeugresonanzfrequenz die gegenseitige Anregung vermeiden würde. Dies wäre durchführbar z.B. durch Versteifung oder mittels baulicher Veränderungen wie Wechsel der Materialien oder stärkerer Fixation der Zusatzgeräte, oder durch Anbringen eines zwischengeschalteten, im niederen Bereich dämpfenden Materials, so dass nur geringere Eigenschwingungen möglich sind (11). Bei unseren Untersuchungen mit dem Inkubatormodell Typ Dräger 5400 konnte man erkennen, dass ein weiterer nicht unwesentlicher Verstärkungsfaktor für die Resonanzverstärkung bei 14 Hz durch die Lagerung

des Inkubators auf Gummipuffern verursacht wird. Möglicherweise kann eine weitere Verschiebung der Eigenresonanzfrequenz des Inkubators durch Einbau anderer Gummipuffer erreicht werden. Ebenso lässt sich vermuten, dass die Gummipuffer an der Auflagestelle des Inkubators mit der Zeit ermüden und an Funktion einbüßen werden. Es erscheint sinnvoll, nach einer gewissen Zeit Alterungsvorgängen durch Austausch vorzubeugen und das gesamte Fahrzeug mit Equipment in regelmäßigen Abständen erneut zu untersuchen.

Soweit es der Platz im Inkubator zulässt, kann man auch versuchen, das Kind während des Transports auf eine schwingungsdämpfende Matratze zu legen (15), oder eine flüssigkeitsgefüllte Matratze mit einer schwingungsgedämpften Spezialtrage kombinieren, um so eine bessere Isolation zu bekommen (79).

Eine Kombination mit einer Gel-Matratze und zusätzlichen Änderungen am Aufbau des Trägers erbrachten auch deutlich günstigere Ergebnisse (97). Bei diesen Untersuchungen konnte nebenbei gezeigt werden, dass geschäumte Matratzen oder luftgefederte Matratzen weniger gut das Vibrationsauftreten verringerten als eine Gel-Matratze (97).

7.10.2 Änderungen am Fahrzeug zur Schwingungsreduzierung

In der Literatur werden vier Schritte zur Verbesserung der Transportsituation diskutiert (89):

1) Kritische Betrachtung der technischen Ausstattung herkömmlicher Rettungsfahrzeuge und gegebenenfalls deren Änderung.

2) Ausstattung der Fahrzeuge wie folgt: Einzelradaufhängung, Vorderradantrieb, langlebige, flexible Federung, gut beschleunigende Motoren und Getriebe, schall- und schwingungsgedämpfter Aufbau in Leichtbauweise, eingebaut am schwingungsärmsten Bereich am Boden mittig zwischen Vorder- und Hinterachse.

3) Das Fahrzeug soll aus dem PKW-Programm oder neuen Entwicklungen aus dem Nutzfahrzeugsbereich stammen.

4) Entwicklung einer so genannten aktiven Federung für den Schwingtisch, der prozessorgesteuert Last, Fahrzeug und Straße aufeinander abstimmt. Mit einer Bedienungsoption „An/Aus“ sowie für das Wohlbefinden des Personals ergonomisch gestalteten Sitze und Sichtmöglichkeit aus dem Wagen, um Kinetosen zu vermeiden.

7.10.3 Änderungen zur Lärmreduzierung

Es wird berichtet, dass allein durch den Wechsel von Winterreifen auf Allwetterreifen subjektiv eine erhebliche Lärmreduktion zustande kommen kann (66). Des Weiteren wird empfohlen, auf frei vibrierende Teile des Inkubators zu achten und den Transportinkubatorboden zu dämpfen (66).

Wie sich bei unseren Messungen herausstellte, war der Grund für eine erhebliche Lärmquelle

eine lose Sauerstoffflasche und das Klappern offener Schranktüren. Deren leicht durchführbare Fixierung bzw. Arretierung konnte den hohen Lärmpegel auf einfache Art deutlich reduzieren. Aufgrund der zeitlich aufwendigen Apparatur und des kostenintensiven Messverfahrens konnten bei uns jedoch keine weitere Messungen zur Dokumentation der durchgeführten Verbesserungen vorgenommen werden.

Wichtig erscheint wohl auch ein motiviertes und geschultes Pflegepersonal, das vermeidbare Lärmquellen beachtet und verringert (8).

7.11 Welche Vorteile besitzt die pneumatische Federung?

Nach Meinung der Inkubatorfederungsproduzierenden Firmen wird die pneumatische Federung derzeit als das beste Produkt zur Schwingungsreduktion zur Vermeidung von Transportschäden angesehen. Wie unsere Untersuchungen zeigten, reduziert sie in der vertikalen X-Richtung die Stöße bzw. Schwingungen zwischen Fahrzeugchassis und Inkubator um fast 50%. Dadurch werden gefährliche Stöße auf das transportierte Früh- und Neugeborene sicher abgefangen und in ihrer Schwere gemildert. In der Praxis zeigte sich die Möglichkeit der An- und Abschaltung des pneumatischen Hubsystems als vorteilhaft, da sonst beim Auf- und Abnehmen des Inkubators mit erheblichen Schwierigkeiten zu rechnen gewesen wäre. Die Bedienungselemente stellten sich als handlich und leicht verständlich dar.

7.12 Welche Nachteile besitzt das pneumatische Federungssystem?

Der quere Einbau des Inkubators und dessen Position in Arbeitshöhe des Begleitpersonals führten bei seinem hohen Schwerpunkt (mit dem Geräteaufbau) zu auffallenden Nickbewegungen in Fahrzeuginnenachse, v.a. bei Abbrems- und Beschleunigungsmanövern. Diese zusätzlichen Schwingungen in der Y-Achse schränken die hauptsächlich in der vertikalen Richtung sehr gute Dämpfeigenschaften des pneumatischen Federungssystems merklich ein und sollten durch seitliche Stabilisation des Schwingtisches verringert werden.

Des Weiteren unterliegen pneumatische Federungen bei fehlender Wartung einem Altersverschleiß. Da sich im Laufe der Zeit die Eigenfrequenz der Federung geringfügig ändern kann, sollte sie in gewissen Zeitabständen nachjustiert werden, um eine optimale Schwingungsdämpfung zu erhalten.

7.13 Welche alternativen Federungssysteme gibt es?

Die Industrie arbeitet daran, ein elektronisch korrigierendes Federungssystem zur Serienreife zu entwickeln. Dabei werden laufend die auftretenden Vibrationen in ihrer Stärke und Frequenz

66

ermittelt und durch ein Hubsystem (z.B. einen elektronisch gesteuerten Stoßdämpfer)

ausgeglichen. Ein Vorteil wäre die außerordentliche Effektivität, Vibrationen zu vermeiden, ein Nachteil wohl der finanzielle Aufwand.

8 LITERATURVERZEICHNIS:

1. AJAYI O, NZEH DA (2003) Intraventricular haemorrhage and periventricular leukomalacia in Nigerian infants of very low birth weight. *West Afr J Med*, 22: 164-6
2. ANCEL PY, MARRET S, LARROQUE B, ARNAUD C, ZUPAN-SIMUNEK V, VOYER M, ROZE JC, MATIS J, BURGNET A, LEDESERT B, ANDRE M, PIERRAT V, KAMINSKI M (2005) Are maternal hypertension and small-for-gestational age risk factors for severe intraventricular hemorrhage and cystic periventricular leucomalacia? *Am J Obstet Gynecol*, 193: 178-84
3. ARAD I, BARAS M, BAR-OZ B, GOFIN R (2006) Neonatal transport of very low birth weight infants in Jerusalem, revisited. *Isr Med Assoc J*, 8: 477-82
4. BABNIK J, STUCIN-GANTAR I, KORNHAUSER-CERAR L, SINKOVEC J, WRABER B, DERGANIC M (2006) Intrauterine inflammation and the onset of peri-intraventricular hemorrhage in premature infants. *Biol Neonate*, 90: 113-21
5. BACK SA, RIVKEES SA (2004) Emergin concepts in periventricular white matter injury. *Semin Perinatol*, 28: 405-14
6. BAIER RJ (2006) Genetic of perinatal brain injury in the preterm infant. *Front Biosci*, 11: 1371-87
7. BECKER J, 71-78 Lärm und Vibrationen am Arbeitsplatz. *Messtechnisches Taschenbuch für den Betriebspraktiker*, 2. Auflage, Wirtschaftsverlag Bachern, Köln
8. BENINI, MAGNAVITA, LAGO, ARSLAN, PISAN (1996) Evaluation of noise in the neonatal intensive care unit. *American Journal of Perinatology*, 13: 37-41
9. BLENNOW G, SVENNINGSEN N, ALMQUIST B (1974) Noise levels in infant incubators (adverse effects?). *Pediatrics*, 53: 29-32
10. BLOCH JR (2005) Antenatal events causing neonatal brain injury in premature infants. *J Obstet Gynecol Neonatal Nurs*, 34: 358-66
11. BOENISCH ET AL (1985) Mechanische Belastungen Neugeborener bei Inkubatortransporten. *Monatsschrift Kinderheilkunde*, 133: 471-475
12. BOENISCH ET AL (1996) Welchen mechanischen Belastungen sind Neugeborene während Inkubatortransporten ausgesetzt? *Notfallmedizin*, 12: 239-245
13. BRIESE V, FANHANEL J, GASOW H (1984) Effect of pure sound and vibration on the embryonic development of the mouse. *Zentralbl Gynakol* 106: 379-88
14. BURKE M, WALSH J, OEHLER J, GINGRAS J (1995) Music therapy following suctioning: four case studies. *Neonatal-Netw*, 14: 41-49

15. CAMPELL ALASTAIR N, MB, BS, MRCP ET AL (1984) Mechanical vibration and sound levels experienced in neonatal transport. *AJDC*, 138: 967-970
16. CLARK C, LANE B, CLYMAN R, ET AL (1979) Decreased risk of intraventricular haemorrhage (IVH) for infants born in a perinatal centre. *Clinical Research*, 27: 123A
17. CLARK CE, ET AL (1981) Risk factor analysis of intraventricular haemorrhage in low-birth-weight infants. *Pediatrics*, 99: 625-628
18. CLARK JG, WILLIAMS JD, HOODWEB ET AL (1967) Initial cardiovascular response to low frequency whole body vibration in humans and animals. *Medicine* 38: 464
19. COOLS F, OFFRINGA M (2000) Neuromuscular paralysis for newborn infants receiving mechanical ventilation. *Cochrane Database Syst Rev*. CD 002773
20. CRAY SH, HEARD CM (1995) Transport for paediatric intensive care. Measuring the performance of a specialist transport service. *Paediatr-Anaesth*, 5: 287-292
21. DANI C, BERTINI G, PEZZATI M, POGGI C, GUERRINI P, MARTANO C, RUBALTELLI F (2005) Prophylactic Ibuprofen for the Prevention of Intraventricular Hemorrhage Among Preterm Infants: A Multicenter, Randomized Study. *Pediatrics*, 115: 1529-35
22. DANI C, CECCHI A, BERTINI G (2004) Role of oxidative stress as physiopathologic factor in the preterm infant. *Minerva Pediatr*, 56: 381-94
23. DELANEY-BLACK V ET AL (1989) Outcome of very-low-birth-weight infants: Are populations of neonates inherently different after antenatal versus neonatal referral? *American Journal of Obstetrician and Gynaecology*, 160: 545-552
24. DESPOTOVA-TOLEVA L (1999) Neonatal transport –a part of the study “follow-up of some indices in neonates, treated with artificial ventilation during the neonatal period”. *Folia-Med (Plovdiv)*, 41: 82-87
25. DEULOFEUT R, SOLA A, LEE B, BUCHTER S, RAHMAN M, ROGIDO M (2005) The impact of vaginal delivery in premature infants weighing less than 1,251 grams. *Obstet Gynecol*, 105: 525-31
26. DIN 45671 (1990) Messung mechanischer Schwingungen am Arbeitsplatz, Teil 1, 2 und 3, Deutsches Institut für Normung, Beuth Verlag Berlin
27. DOYLE NM, GARDNER MO, WELLS L, QUALLS C, PAPILE LA (2005) Outcome of very low birth weight infants exposed to antenatal indomethacin for tocolysis. *J Perinatol*, 25: 336-40
28. DUPUIS H, SZAMEITAT P (1976) Schwingungsbewertung. *Arbeitsschutz*, 9: 302-304
29. DUPUIS H, ZERLETT G (1984) Forschungsbericht Ganz-Körper-Schwingungen, Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Bonn
30. FELDERHOFF-MUESER U, BUHRER C (2005) Clinical measures to preserve cerebral integrity in preterm infants. *Early Hum Dev*, 81: 237-44

31. FELLMAN V (2005)
Prothrombin and intraventricular haemorrhage.
Acta Paediatr, 94: 777-8
32. GADEKE R, DORING B, KELLER R,
VOGEL A (1969)
The noise level in a children's hospital and the wake-up
threshold in infants. *Acta Paediatr. Scan*, 58: 164-170
33. GAJENDRAGADKAR G, BOYD JA,
POTTER DW, MELLEN BG, HAHN
DG (2000)
Mechanical vibration in neonatal transport: a randomized study
of different mattresses. *J Perinatol*, 20: 307-310
34. GARDNER MR (2005)
Outcomes in children experiencing neurologic insults as
preterm neonates. *Pediatr Nurs*, 31: 448, 451-6
35. GELHAR DK,
MISERENDINO CA,
O'SULLIVAN PL,
VESSEY JA (1994)
Research from the research utilization project: environmental
temperatures. *J-Obstet-Gynecol-Neonatal-Nurs*, 23: 341-344
36. GLEISSNER M, JORCH G,
AVENARIUS S (2000)
Risk factors for intraventricular haemorrhage in a birth cohort
of 3721 premature infants.
J Perinat Med, 28: 104-10
37. GOHRBANDT U ET AL (1984)
Schwingungsuntersuchungen an einem Transportsystem für
Früh- und Neugeborene. *Technische Überwachung*,
25: 111-115
38. HAMON I, FRESSON J, NICOLAS MB,
BUCHWEILLER MC, FRANCK P,
HASCOET JM (2005)
Early inhaled nitric oxide improves oxidative balance in very
preterm infants. *Pediatr Res*, 57: 637-43
39. HANSEN-PUPP I, HARLING S, BERG
AC, CILIO C, HELLSTROM-WESTAS L,
LEY D (2005)
Circulating interferon-gamma and white matter brain damage
in preterm infants. *Pediatr Res*, 58: 946-52
40. HARRIS TR, ISAMAN J,
ET GILES HR (1978)
Improved neonatal survival through maternal transport. *Obstet.
Gynecol*, 52: 294
41. HAUSPY J, JACQUEMYN Y, VAN
REEMPTS P, ET AL (2001)
Intrauterine versus postnatal transport of the preterm infant: a
short-distance experience. *Early Hum Dev*, 63: 1-7
42. HEEP A, BEHRENDT D, NITSCH P,
FIMMERS R, BARTMANN P,
DEMBINSKI J (2003)
Increased serum levels of interleukin 6 are associated with
severe intraventricular haemorrhage in extremely premature
infants. *Arch Dis Child Fetal Neonatal*, 88: 501-4
43. HELJIC S (2003)
Intraventricular hemorrhage in premature neonates:
etiopathogenesis, detection and prevention. *Med Arh*,
57: 179-82, 2003
44. HIRATA T (1979)
Increased handicaps in transported very low birth weight
infants. *Clinical Research*, 27: 125A
45. HOUCANG D, MODANLOU ET
AL (1980)
Perinatal transport to a regional perinatal centre in a
metropolitan area: Maternal versus neonatal transport. *Am J
Obstet Gynecol*, 138: 1157

46. HUMMLER HD, POETS C, VOCHEM M, HENTSCHEL R, LINDERKAMP O (2006) Mortality and morbidity of very premature infants in Baden-Württemberg depending on hospital size. Is the current degree of regionalization adequate? *Z Geburtshilfe Neonatol*, 210: 6-11
47. ISO 2631 (1989) Guide to the evaluation of human exposure to whole body mechanical vibration, Revision of International Standards Organization, Geneva, Switzerland
48. JAYANT P, SHENAI ET AL (1977) Sound levels for neonates in transit. *Journal of Pediatrics*, 90: 811-812
49. JAYANT P, SHENAI ET AL (1981) Mechanical Vibration in Neonatal Transport. *Journal of Pediatrics*, 68: 55-57
50. JIM WT, CHIU NC, CHEN MR, HUNG HY, KAO HA, HSU CH, CHANG JH (2005) Cerebral hemodynamic change and intraventricular hemorrhage in very low birth weight infants with patent ductus arteriosus. *Ultrasound Med Biol*, 31: 197-202
51. KADRI H, MAWLA AA, KAZAH J (2006) The incidence, timing, and predisposing factors of germinal matrix and intraventricular hemorrhage (GMH/IVH) in preterm neonates. *Childs Nerv Syst*, 22: 1086-90
52. KAISER JR, GAUSS CH, PONT MM, WILLIAMS DK (2006) Hypercapnia during the first 3 days of life is associated with severe intraventricular hemorrhage in very low birth weight infants. *J Perinatol*, 26: 279-85
53. KENT A, LOMAS F, HURRION E, DAHLSTROM JE (2005) Antenatal steroids may reduce adverse neurological outcome following chorioamnionitis: neurodevelopmental outcome and chorioamnionitis in premature infants. *J Paediatr Child Health*, 41: 186-90
54. KLUCKOW M (2005) Low systemic blood flow and pathophysiology of the preterm transitional circulation. *Early Hum Dev*, 81: 429-37
55. KOCH, DRÄGERWERK AG, LÜBECK (1986) Transport-Trauma: Schwingungsbelastung von Früh- und Neugeborenen in Transportinkubatoren und Krankenwagen. *Notfallmedizin*, 12: 146-155
56. KOKSAL N, BAYTAN B, BAYRAM Y, NACARKUCUK E (2002) Risk factors for intraventricular haemorrhage in very low birth weight infants. *Indian J Pediatr*, 69: 561-4
57. KOLLÉE, VERLOOVE-VANHORICK, VERWEY, BRAND, RUYS (1988) Maternal and Neonatal transport: Results of a National Collaborative Survey of Preterm and Very Low Birth Weight Infants in the Netherlands. *Obstet Gynecol*, 72: 729
58. L'HERAULT J, PETROFF L, JEFFREY J (2001) The effectiveness of a thermal mattress in stabilizing and maintaining body temperature during the transport of very low-birth weight newborns. *Appl-Nurs-Res*, 14: 210-219
59. LACKMANN GM ET AL (1996) Reduced Iron-associated antioxidants in Premature newborns suffering intracerebral Haemorrhage. *Free Radical Biology & Medicine*, 20: 407-409

60. LEE SK, ZUPANCIC JA, SALE J, PENDRAY M ET AL (2002)
Cost-effectiveness and choice of infant transport systems. *Med Care*, 40: 705-716
61. LESLIE AJ ET AL (1994)
Audit of neonatal intensive care transport. *Archives of Disease in Childhood*, 71: 61-66
62. LINDER N, HASKIN O, LEVIT O, KLINGER G, PRINCE T, NAOR N, TURNER P, KARMAZYN B, SIROTA L (2003)
Risk factors for intraventricular hemorrhage in very low birth weight premature infants: a retrospective case-control study. *Pediatrics*, 111: 590-5
63. LOONEY CB, SMITH JK, MERCK LH, WOLFE HM, CHESHEIRE NC, HAMER RM, GILMORE JH (2007)
Intracranial hemorrhage in asymptomatic neonates: prevalence on MR images and relationship to obstetric and neonatal risk factors. *Radiology*, 242: 535-41
64. LÖWENICH V, HALBERSTADT E (1988)
Prevention of Intraventricular Haemorrhage: Role of Atraumatic Birth and Sedation. In: Kubli F, Patel N, Schmidt W, Linderkamp O (Eds) *Perinatal Events and Brain Damage in Surviving Children*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 228-234
65. LUCEY JF (1989)
Maternal in utero versus neonatal transport. Which is better? An unanswerable question! In: Duc G, Huch R (Eds.) *The Very Low Birthweight Infant*. Thieme, Stuttgart New York, 139-146
66. MACNAB A ET AL (1995)
Vibration and noise in paediatric emergency transport vehicles: A potential cause of morbidity? *Aviat Space Environ Med*, 66: 212-219
67. MAHIEU LM, DE DOOY JJ, IEVEN MM, BRIDTS CH, STEVENS WJ (2005)
Increased levels of tumor necrosis factor-alpha and decreased levels of interleukin-12 p 70 in tracheal aspirates, within 2 hrs after birth, are associated with mortality among ventilated preterm infants. *Pediatr Crit Care Med*, 6: 682-9
68. MEHTA R, NANJUNDASWAMY S, SHEN-SCHWARZ S, PETROVA A (2006)
Neonatal morbidity and placental pathology. *Indian J Pediatr* 73: 25-8
69. MENT LR, VOHR BR, MAKUCH RW ET AL (2004)
Prevention of intraventricular hemorrhage by indomethacin in male preterm infants. *J Pediatr*, 145: 723-4
70. MESTAN KK, MARKS JD, HECOX K, HUO D, SCHREIBER MD (2005)
Neurodevelopmental outcomes of premature infants treated with inhaled nitric oxide. *N Engl J Med*, 353: 23-32
71. MILLER C ET AL (1980)
Control of oxygenation during the transport of sick neonates. *Pediatrics*, 66: 117-119
72. MILLER SP, MAYER EE, CLYMAN RI, GLIDDEN DV, HAMRICK SE, BARKOVICH AJ (2006)
Prolonged indomethacin exposure is associated with decreased white matter injury detected with magnetic resonance imaging in premature newborns at 24 to 28 weeks gestation at birth. *Pediatrics*, 117: 1626-31

73. MORIOKA T, HASHIGUSCHI K, NAGATA S, MIYAGI Y, MIHARA F, HIKINO S, TSUKIMORI K, SASAKI T (2006) Fetal germinal matrix and intraventricular hemorrhage. *Pediatr Neurosurg*, 42: 354-61
74. MUNZ W, SEUFERT R, STOPFKUCHEN H, SCHMIDT W, POLLOW K (2005) Perinatal outcome of premature infants weighing less than 1500 g. *Geburtshilfe Neonatol*, 209: 29-33
75. OTHMANN MO, AL-NASHASH H, QASSEM W (2001) Effect of vibrations with various duration exposure on the P-R interval of ECG. *Biomed Mater Eng*, 11: 233-40
76. OWENS R (2005) Intraventricular hemorrhage in the premature neonate. *Neonatal Netw*, 24: 55-71
77. PABSCH H (1992) Schwingungsverhalten moderner Rettungsmittel. *Ergo Med*, 3: 64-69
78. PALMER KG, KRONSBURG SS, BARTON BA, HOBBS CA, HALL RW, ANAN KJ (2005) Effect of inborn versus outborn delivery on clinical outcomes in ventilated preterm neonates: secondary results from the NEOPAIN trial. *J Perinatol*, 25: 270-5
79. PARGAC, BÖHME, KINNE, KIRCHBERG, GMYREK (1991) Zur Traumatisierung des Neugeborenen-Intensivtransports (eine Analyse der auftretenden Schwingungsbelastungen). *Zeitschrift für klinische Medizin*, 46: 1193-1196
80. PELEG D, ORVIETO R, SIROTA L, BEN RAFAEL Z (1999) Neonatal atrial flutter following fetal exposure to vibroacoustic stimulation. *Eur-J-Obstet-Gynecol-Reprod-Bio*, 82: 1-3
81. PELMEAR PL (1990) Low frequency noise and vibration: Role of government in occupational disease. *Seminars in Perinatology*, 14: 322-328, 1990
82. PENKOKV A, TZVEKTOV D (1999) Effect of vibrations on male reproductive system and function. *Cent Eur J Public Health*, 7: 149-154
83. PERLSTEIN PH (1995) Thermoregulation. *Pediatr-Ann*, 24: 531-537
84. PERREMANS S, RANDALL JM, ALLEGEART L, STILES MA, ROMBOUTS G, GEERS R (1998) Influence of vertical vibration on heart rate of pigs. *Journal of animal science*, 76: 416-420
85. PICHARD E, POISVERT M, HURTAUD JP, IVANOFF F, CARA M (1970) Les accelerations et les vibrations dans la pathologie liée au transport sanitaire. *Revue de corps de santé*, 11: 611-635
86. POLAM S, KOONS A, ANWAR M, SHEN-SCHWARZ S, HEGYI T (2005) Effect of chorioamnionitis on neurodevelopmental outcome in preterm infants. *Arch Pediatr Adolesc Med*, 159: 1032-5
87. RESPONDEK LIBERSKA M, SYSA A, GADZINOWSKI J (2004) The cost of newborns transportation to the referral centers in comparison to the cost of the transport in-utero. *Ginekol Pol*, 75: 326-31

88. RIVAS RUIZ R, GUZMAN CABANAS JM, PARRAGA QUILES MJ, RUIZ GONZALEZ MD, HUERTAS MUNOZ MD, ALVAREZ MARCOS R, ZAPATERO MARTINEZ M (2007) Utility of the clinical risk index for babies (CRIB) as a predictor of hospital death and intraventricular hemorrhage in very low birth weight and extremely low birth weight neonates. *An Pediatr (Barc)*, 66: 140-5
89. RÖHLKE H (1992) Babyrettung, ein Sektor des Rettungsdienstes für Spezialentwicklungen. *ErgoMed*, 16: 62-63
90. SALAFIA CM ET AL (1995) Maternal, placental and neonatal associations with early germinal matrix/intraventricular hemorrhage in infants born before 32 weeks gestation. *American Journal of Perinatology*, 12: 429-436
91. SALONVAARA M, RIIKONEN P, KEKOMAKI R, VAHTERA E, MAHLAMAKI E, KIEKARA O, HEINONEN K (2005) Intraventricular haemorrhage in very-low-birthweight preterm infants: association with lower prothrombin activity at birth. *Acta Paediatr*, 94: 777-8
92. SCHNIEDER ET AL (1974) A contribution to the physiology of the perilymph part III: On the origin of noise induced hearing loss. *Ann Otol.*, 83: 406-411
93. SCHULTE J, OSBORN J, BENSON JW ET AL (2005) Developmental outcome of the use of etamsylate for prevention of periventricular haemorrhage in a randomised controlled trial. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, 90: 31-5
94. SCOTT DE, BERGEVIN M (2005) Fine structural correlates of the choroid plexus of the lateral cerebral ventricle of the human fetal brain. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 282: 8-12
95. SEFRIN PH (1980) Erstbetreuung und Transport von Risikoneugeborenen. *Notfallmedizin*, 6: 899-904
96. SEGUIN JH ET AL (1996) Thermal stability of premature infants during routine care under radiant warmers. *Arch-Dis-Child-Fetal-Neonatal-Ed*, 74: 137-138
97. SHERWOOD HB ET AL (1994) Mechanical vibration in ambulance transport. *J-Obstet-Gynecol-Neonatal-Nurs*, 23: 457-463
98. SHLOSSMAN PA, MANLEY JS, SCISCIONE AC, COLMORGEN GH (1997) An analysis of neonatal morbidity and mortality in maternal (in utero) and neonatal transports at 24-34 weeks of gestation. *Am J Perinatol*, 14: 449-456
99. SILBERGLEIT R ET AL (1991) Forces acting during air and ground transport on patients stabilized by standard immobilization techniques. *Annals of Emergency Medicine*, 20: 875-877
100. SITZMANN CF (2002) (ED) Pädiatrie. 2., vollst. überarb. Aufl. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York
101. SPEER C, GAHR M (EDS) (2005) Pädiatrie. 2., vollst. Neu bearb. Aufl. Springer, New York Heidelberg Berlin

102. STRZALKOWSKI A, ANTOSZEWSKI Z (2005) The role of free radicals, *Pol Merkuriusz Lek.* 18: 321-2
103. SYNNES AR, MACNAB YC, QIU Z, OHLSSON A, GUSTAFSON P, DEAN CB, LEE SK, THE CADADIAN NEONATAL NETWORK (2006) Neonatal intensive care unit characteristics affect the incidence of severe intraventricular hemorrhage. *Med Care*, 44: 754-9
104. THOMPSON DK, WARFIELD SK, CARLIN JB, PAVLOVIC M, WANG HX, BEAR M, KEAN MJ, DOYLE LW, EGAN GF, INDER TE (2007) Perinatal risk factors altering regional brain structure in the preterm infant. *Brain*, 130: 667-77
105. THORP JA, JONES PG, CLARK RH, KNOX E, PEABODY JL (2001) Perinatal factors associated with severe intracranial hemorrhage. *Am J Obstet Gynecol*, 185: 859-62
106. TOWERS CV, BONEBRAKE R, PADILLA G, RUMNEY P (2000) The effect of transport on the rate of severe intraventricular hemorrhage in very low birth weight infants. *Obstet-Gynecol*, 95: 291-295
107. TURNER M, GRIFFIN MJ (1999) Motion sickness in public road transport: the effect of driver, route and vehicle. *Ergonomics*, 42: 1646-1664
108. VAN DE WATER G, HEYLEN T, SWINNEN K, GEERS R (2003) The impact of vertical vibrations on the welfare of calves. *Dtsch Tierarztl Wochenschr*, 110: 111-4
109. VAN OVERMEIRE B, ALLEGAERT K, CASAER A, DEBAUCHE C ET AL (2004) Prophylactic ibuprofen in premature infants. *Lancet*, 364: 1945-9
110. VDI-RICHTLINIEN (1987) VDI, Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen. Blatt 1 - Grundlagen, Gliederung, Begriffe, Blatt 2 - Bewertung, Beuth Verlag Berlin
111. VDI-RICHTLINIEN (1987) VDI, Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen. Blatt 3 – Beurteilung, Blatt 4 - Beurteilung, Beuth Verlag Berlin
112. VELISAVLJEV-FILIPOVIC G (2007) Mode of delivery and neurosonographic findings in premature infants. *Med Pregl*, 60: 7-11
113. VOHR B ET AL (1996) Intraventricular hemorrhage in the preterm infant. *Early-Hum-Dev*, 44: 1-16
114. WALLEN E, VENKATARAMAN ST, GROSSO MJ, KEINE K, ORR RA (1995) Intrahospital transport of critically ill pediatric patients. *Critical care medicine*, 23: 1588-1595
115. WELLS JT ET AL (1995) Prevention of intraventricular hemorrhage in preterm infants. *Early-Hum-Dev*, 42: 209-33
116. WHEELER DS (2002) Prehospital evaluation and care of the special needs and technology-dependent child. *Emerg Med Serv*, 31: 45-50, 52, 54

117. WHITELAW A (2000)

Postnatal phenobarbitone for the prevention of intraventricular hemorrhage in preterm infants.

Cochrane Database Syst Rev. CD001691

9 Danksagung:

Besonderen Dank möchte ich aussprechen an meinen Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. O. Schofer, der mit einem unermüdlichen Einsatz, viel Geduld, Durchhaltevermögen, Menschlichkeit und Ratschlägen die Arbeit ermöglichte; an alle Mitarbeiter der Kinderklinik Kohlhof, an die Techniker der Saarbergwerke AG, an die Techniker der IBF-Berlin; an die Sanitäter sowie an alle anderen, die direkt oder indirekt am Gelingen der Arbeit beteiligt gewesen sind.

10 Lebenslauf:

Persönliche Daten:

Name:	Speidel
Vorname:	Udo
Geburtsdatum:	17. Januar 1968
Geburtsort:	Stuttgart
Familienstand:	ledig
Anschrift:	Weinstr. 44 CH- 8280 Kreuzlingen

Schulbildung:

09/1974 - 08/1987	Freie Waldorfschule, Stuttgart Abschluss: Allgemeine Hochschulreife
-------------------	--

Zivildienst:

01/1988 - 08/1989	20 Monate in einer Wohngemeinschaft für geistig behinderte Menschen bei der Lebenshilfe e.V., Stuttgart
-------------------	---

Hochschulbildung:

09/1989	Aufnahme des Medizinstudiums an der Universität des Saarlandes, Homburg
08/1991	Ärztliche Vorprüfung
08/1993	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
08/1995	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
10/1996	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

...

Auslandsstudien:

1992 - 1993	Erasmus-Austauschprogramm, für zwei Semester in Perugia, Italien
1995 - 1996	Erasmus-Austauschprogramm, PJ-Drittel in St. Cruz de Tenerifé, Spanien

Arzt im Praktikum:

04/1997 - 09/1998	Kreiskrankenhaus Lindau, Innere Abteilung bei Chefarzt Dr. Berg
-------------------	---

Weiterbildung Allgemeinmedizin:

12/1998 – 12/1999	Kreiskrankenhaus Füssen, Chirurgische Abteilung bei Chefarzt Dr. Kroczek
01/2000 – 07/2001	Gemeinschaftspraxis für Allgemeinmedizin, Dres. Karg, in Halblech-Buching
07/2001	Prüfung zum Facharzt für Allgemeinmedizin
03/2002	Allgemeinmedizinische Praxis in Konstanz
08/2006	Humaineklinik Zihlschlacht, Schweiz, bei Chefarzt Dr. Gutknecht