

Belastung des Menschen durch die  
Benutzung fliegender Bauten - ins-  
besondere Looping - Achterbahnen  
- im Hinblick auf die medizinische  
Verträglichkeit

**T 2630**

T 2630

Dieser Forschungsbericht wurde mit modernsten Hochleistungskopierern auf Einzelanfrage hergestellt.

Die in dieser Forschungsarbeit enthaltenen Darstellungen und Empfehlungen geben die fachlichen Auffassungen der Verfasser wieder. Diese werden hier unverändert wiedergegeben, sie geben nicht unbedingt die Meinung des Zuwendungsgebers oder des Herausgebers wieder.

Die Originalmanuskripte wurden reprototechnisch, jedoch nicht inhaltlich überarbeitet. Die Druckqualität hängt von der reprototechnischen Eignung des Originalmanuskriptes ab, das uns vom Autor bzw. von der Forschungsstelle zur Verfügung gestellt wurde.

© by Fraunhofer IRB Verlag

Vervielfältigung, auch auszugsweise,  
nur mit ausdrücklicher Zustimmung des Verlages.

**Fraunhofer IRB Verlag**

Fraunhofer-Informationszentrum Raum und Bau

Postfach 80 04 69  
70504 Stuttgart

Nobelstraße 12  
70569 Stuttgart

Telefon (07 11) 9 70 - 25 00  
Telefax (07 11) 9 70 - 25 08

E-Mail [irb@irb.fraunhofer.de](mailto:irb@irb.fraunhofer.de)

[www.baufachinformation.de](http://www.baufachinformation.de)

Zentralabteilung  
Maschinentechnik und Förderanlagen

Essen, 26.01.94  
2.5.4-176/89  
pe-sce

**Forschungsvorhaben  
Belastung des Menschen  
durch die Benutzung  
Fliegender Bauten  
- insbesondere  
Looping-Achterbahnen -  
im Hinblick auf die  
medizinische Verträglichkeit**

Teil 3: Vorschläge für die Bewertung der gesundheitlichen Belastung im Hinblick auf die Angabe von Grenzwerten für die Auslegung von Looping-Achterbahnen

Auftraggeber: Institut für Bautechnik (IfBT)  
Reichpietschufer 74 - 76  
10785 Berlin

Dieser Bericht umfaßt 18 Seiten, 60 Bilder, 1 Tabelle und 1 Anhang mit 10 Bildern

Erstellt:

*Petrungel*

Freigegeben:

26.1. *kol*

### Zusammenfassung

Der Trend zu immer rasanteren Fahrgeschäften erfordert in immer stärkerem Maße, die auf den Fahrgast einwirkenden Beschleunigungen im Hinblick auf mögliche Gesundheitsgefährdungen zu beurteilen.

Die im Rahmen dieses Forschungsvorhabens vom Gesundheitsamt Düsseldorf durchgeführten retrospektiven Untersuchungen ergaben keine konkreten Aussagen zu den Schädigungsmechanismen und den Belastungsgrenzen bei der Benutzung von Looping-Achterbahnen.

Auf der Basis der vorliegenden Beschleunigungsmessungen an Looping-Achterbahnen des TÜV Bayern werden biomechanische Modelle entwickelt, die eine Beurteilung der Wirkung auf den Menschen gestatten.

Die Festlegung der Grenzwerte für die Querschleunigung erfolgt dann nach folgendem Konzept:

- Ausgehend von der Tatsache, daß das Verletzungsrisiko primär durch den Winkel zwischen Kopf und Rumpf beschrieben wird, wird zunächst der maximal zulässige Winkel festgelegt. Dies geschieht durch Ermittlung der Modellantwort auf den in DIN 4112 festgelegten und in der Praxis bewährten Grenzwert einer sprunghaften Beschleunigungsänderung von 2 g.
- Auf der Basis dieses Grenzwinkels werden für verschiedene achterbahntypische Zeitverläufe die wirkungsäquivalenten Beschleunigungsamplituden ermittelt, d.h. die Amplituden, die als Modellantwort gerade den o.g. Grenzwinkel erzeugen. Die zulässigen Beschleunigungen werden in Diagrammform bereitgestellt.
- Für die Vertikalrichtung wird ein Maximalwert von 6 g einschließlich des statischen Anteils von 1 g vorgeschlagen.

Neben konstruktiven Randbedingungen werden Vorschläge für weitergehende Untersuchungen insbesondere im Hinblick auf Rundfahrgeschäfte gemacht.

1

## **Anlaß und Ziele des Forschungsvorhabens**

Das Fahrvergnügen bei der Benutzung Fliegender Bauten besteht für den Fahrgast darin, sich mehr oder weniger stark ändernden Beschleunigungen auszusetzen. Hierbei geht der Trend eindeutig dahin, immer mehr Bewegungsfreiheitsgrade zuzulassen, um so einen maximalen "Thrill" zu erzielen.

Diese Entwicklung stellt besondere Anforderungen an die festigkeitsmäßige Auslegung der Konstruktionen, was sich durch einen erhöhten Nachweisumfang bei der Ermittlung der Lastannahmen und Beanspruchungen und die konstruktive Durchbildung im Hinblick auf die Dauerfestigkeit ausdrückt.

Neben diesen im allgemeinen lösbaren technischen Problemen ist auch die viel schwierigere Frage nach den noch zulässigen Belastungen für den Menschen zu beantworten.

In der Praxis werden die Grenzen durchaus erreicht und teilweise sogar überschritten wie auch 1986 ein schwerwiegender Unfall beim Betrieb eines Vierfach-Loopings auf der Rheinkirmes in Düsseldorf zeigte. Es handelte sich um eine Subluxation der Halswirbelsäule, die einen längeren Krankenhausaufenthalt der Patientin zur Folge hatte.

Dieses Ereignis war auch Anlaß zur Durchführung dieses Forschungsvorhabens, das sich aus drei Teilen zusammensetzt:

- Teil 1:  
Dynamische Messungen an Looping-Achterbahnen durch den TÜV Bayern.
- Teil 2:  
Retrospektive Erhebung und Analyse von Unfällen, die im Jahre 1986 im Zusammenhang mit dem sogenannten Thriller gemeldet wurden, durch das Gesundheitsamt Düsseldorf.

- Teil 3:

Korrelation der Ergebnisse aus den beiden ersten Teilen mit dem Ziel Grenzwerte für die Normung vorzuschlagen.

Die im Rahmen des dritten Teils durch den RWTÜV durchgeführten Untersuchungen sind im folgenden dokumentiert.

2

**Vorgehensweise**

Ausgehend von der Beschreibung des derzeitigen Wissenstandes über die Wirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen und den dabei entwickelten Modellvorstellungen wird eine Methodik zur Auswertung der vorliegenden Meßwerte vorgestellt.

In einem weiteren Schritt werden interessierende Sequenzen, - d.h. Bereiche maximaler Beschleunigungen - aus den Meßdaten digitalisiert und vergleichend grafisch dargestellt.

Soweit möglich werden dann die gemessenen Beschleunigungszeitverläufe in Simulationsrechnungen als Anregungsfunktion für biomechanische Modelle verwendet.

Durch Vergleich der Simulationsergebnisse mit den entsprechenden Meßdaten ist zunächst eine Überprüfung (Validierung) der mathematischen Modelle möglich. In einem weiteren Schritt werden die Simulationsergebnisse mit dem Ziel ausgewertet, Vorschläge für biomechanische Grenzwerte zur Aufnahme in die Richtlinien für Fliegende Bauten zu erarbeiten.

3

**Vorhandene Grenzwerte**

Bei der Messung und Beurteilung der Schwingungseinwirkung auf den Menschen zeigt sich in viel stärkerem Maße als bei technischen Systemen, daß wissenschaftliche Untersuchungsergebnisse wegen der Vielfalt der individuellen Eigenschaften und der sich überlagernden äußeren Einflüsse sehr stark streuen und sich Abhängigkeiten von vermuteten Einflußgrößen häufig nur mühsam erkennen lassen.

Andererseits besteht aber ein starkes Interesse an einer einheitlich, exakt reproduzierbaren, wirkungsgerechten Beurteilung der Einflußgrößen mit dem Ziel, mögliche nachteilige Wirkungen auf den Menschen zu prognostizieren und zu begrenzen.

Um trotz der vorhandenen Unsicherheiten einheitliche Beurteilungsmaßstäbe zur Verfügung zu haben, ist auch hier die Normung gefordert, deren Festlegungen unter der Prämisse stehen: Einheitlichkeit geht über Richtigkeit im Sinne von Wirkungsäquivalenz. Der in manchen Normen zu findende entschuldigende Hinweis, das bestimmte Zusammenhänge noch nicht völlig geklärt seien, drückt letztlich nur eine Illusion aus.

Mit diesen grundsätzlichen Ausführungen zur Festlegung biomechanischer Grenzwerte soll an die erheblichen Streuungen solcher Werte erinnert werden, die trotz allem aber hilfreich und sinnvoll - nicht zuletzt auch im Sinne von Rechtssicherheit - sind.

Für die Festlegung spezieller biomechanischer Grenzwerte im Bereich der Fahrgeschäfte ist es zunächst sinnvoll, bereits vorhandene Regelungen in entsprechenden Bereichen auf ihre Übertragbarkeit hin zu untersuchen. In Abhängigkeit vom Schwingungspegel sind die Belastungen in Fahrgeschäften wie folgt einzuordnen:

Festlegungen  
zu Belastungen  
am Arbeitsplatz

Fahrgeschäfte

Flugmedizin

Crash Belastungen

Die Belastungen bei Fahrgeschäften liegen somit in dem großen Bereich zwischen den zulässigen Schwingungseinwirkungen am Arbeitsplatz - wobei die Einwirkungsdauer in Abhängigkeit vom Schwingungspegel täglich von mehreren Minuten bis zu mehreren Stunden betragen kann - und den Crash-Belastungen bei Verkehrsunfällen, bei denen einmalig im Millisekundenbereich liegende Spitzenbeschleunigungen auftreten.

Die den o.g. Grenzfällen zugrunde liegenden Beurteilungsmaßstäbe beschränken sich mangels vorliegender Daten nur auf die Sonderfälle der stationären oder langsam schwankenden Schwingungspegel bzw. der einmaligen Stöße.

Bei der Beurteilung der Wirkungen stehen zum einen Komfort, Erträglichkeit, Ermüdung oder Belästigung im Vordergrund, während bei den einmaligen Stoßvorgängen die Grenzbelastbarkeit des Menschen - z.T. auch unter Inkaufnahme von Verletzungen - herangezogen wird.

Beim methodischen Ansatz zur Festlegung der Grenzwerte kann zwischen den subjektiven Methoden und den Modellmethoden unterschieden werden.

Bei den subjektiven Methoden werden Versuchspersonen bestimmten Belastungssituationen ausgesetzt, wobei das subjektive Empfinden als "Systemantwort" auszuwerten ist. Die Schwierigkeit liegt hier in der Vielzahl der zu berücksichtigenden Belastungen.

Bei den verstärkt zur Anwendung kommenden biomechanischen Modellen ist eine in sich konsistente Bewertung aller denkbaren Belastungen möglich. Die Schwierigkeit liegt hier in der Modellvielfalt, mit der die komplexen biomechanischen Systemeigenschaften sowie die Erträglichkeits- und Beanspruchungskriterien im einzelnen formuliert werden müssen.

Als Beispiel soll hier kurz auf die Vorgehensweise der VDI Richtlinie 2057 /3/ eingegangen werden, die im wesentlichen die gleichen Beurteilungsmaßstäbe wie der ISO Standard 2631 /4/ enthält. Der Modellcha-

rakter kommt in beiden Standards durch die Formulierung der (dimensionslosen) Wahrnehmungsstärke  $K$  zum Ausdruck.

Hierbei erfolgt die Frequenzbewertung eines Beschleunigungs- oder Geschwindigkeitssignals durch Gewichtsfunktionen (Frequenzgang)  $G(f)$ , die das Übertragungsverhalten des Menschen aufgrund unterschiedlicher Anregungsrichtungen repräsentieren. Das dabei zugrunde gelegte Koordinatensystem, das auch für alle weiteren Ausführungen gilt, zeigt Bild 3.1.

Mechanisch läßt sich diese Vorgehensweise als die Systemantwort einfacher linearer Modelle erster und zweiter Ordnung deuten. Die Linearisierung (Proportionale Frequenzbewertung) reicht von  $K = 0,1$  bis  $K > 100$  also über 3 Zehnerpotenzen.

Bild 3.2 zeigt die maximal zulässigen Spitzenbeschleunigungen auf der Basis der Wahrnehmungsstärke  $K = 112$ , die als Obergrenze für Schwingungen mit einer täglichen Expositionszeit  $< 10$  min ohne Gesundheitsbeeinträchtigung anzusehen ist.

Bei der Darstellung ist zu beachten, daß diese Werte gegenüber der VDI-Richtlinie um den Faktor  $\sqrt{2}$  höher sind entsprechend dem Verhältnis Spitzenwert/Effektivwert.

Aus dem Bereich der Flugmedizin ist bekannt, daß für Jet-Piloten  $z$ -Beschleunigungen bis zu  $10 g$  zugelassen werden. Dabei ist zu berücksichtigen, daß an Piloten hohe gesundheitliche Anforderungen gestellt werden und daß sie für diese Belastungen speziell trainiert werden.

Aus dem Bereich der Unfallmedizin sind verschiedene biomechanische Grenzwerte für die Lateral- und Frontalkollision von Kraftfahrzeugen in der Diskussion /5,6/, s. Bilder 3.3 und 3.4.

Der HIC-Wert (Head-Injury-Criterion) kontrolliert, daß zu keiner Zeit  $(a_{\text{mittel}})^{2,5} \cdot \Delta t_i$  einen vorgegebenen Grenzwert (z.B. 1000) überschreitet. Dem HIC-Wert liegt keine Modellvorstellung zugrunde, sondern er ist ein empirisches Kriterium, abgeleitet aus dem Grenzwertverlauf für ausheilbare Gehirnerschütterungen.

Für den Bereich der Halswirbelsäule (HWS) werden für die ohne Verletzung ertragbaren Bewegungswinkel (zwischen Kopf und oberem Brustwirbel) folgende Werte angegeben /6/

- vorwärts      ~ 60°
- rückwärts    ~ 80°
- seitwärts     ~ 60°

Für die Längsbelastbarkeit der HWS werden Toleranzgrenzen von 12 - 14 g angegeben.

4

#### **Durchgeführte Messungen**

Der Bericht des TÜV Bayern /1/ dokumentiert Beschleunigungsmessungen an vier Looping-Achterbahnen (Shuttle Loop, Dreifach-Looping, Vierfach-Looping = Thriller und Fünfach-Looping), einem Rundfahrgeschäft (Südseewellen), einer Schiffschaukel, Autoskooter und einer Wassersprungbahn. Entsprechend der Aufgabenstellung beziehen sich die folgenden Auswertungen auf die Messungen an den Looping Achterbahnen.

Die übrigen Messungen dienen der Information über die Höhe der Beschleunigungen an ausgeführten und in Betrieb befindlichen Fahrgeschäften und können somit bei der Festlegung der Grenzwerte mit berücksichtigt werden.

Für die Auswertung der an den Looping-Achterbahnen gemessenen Beschleunigungszeitverläufe ist es zunächst erforderlich, ein geeignetes Konzept aufzustellen, um aus der Fülle der analogen Meßschriebe die wesentlichen Informationen übersichtlich darzustellen.

Hierzu werden aus den Meßschrieben die Sequenzen mit wesentlichen Beschleunigungsanteilen digitalisiert.

Da die Beschleunigungsverläufe für die verschiedenen Wagen einen ähnlichen Verlauf zeigen, wird im Sinne einer weiteren Datenreduzierung für jede Achterbahn der Wagen mit den höchsten Beschleunigungen ausgewählt:

- Shuttle: Wagen 7
- Dreifach-Looping: Wagen 6
- Vierfach-Looping: Wagen 6
- Fünffach-Looping: Wagen 7.

Für die digitalisierten Beschleunigungszeitverläufe werden dann folgende Auswertungen durchgeführt:

- Darstellung der einzelnen Beschleunigungskomponenten (y und z Richtung ohne statischen Anteil) unterschiedlicher Meßorte (Boden, Stativ, Helm) für jeweils gleiche Bahnabschnitte (Bilder 4.1 bis 4.24).  
Hierbei ist die Zeitachse für die einzelnen Meßorte so verschoben, daß entsprechende Bahnabschnitte etwa zu gleichen Zeiten durchfahren werden. Durch diese Darstellung ist unmittelbar der Einfluß aus der Lage des Meßortes auf die Beschleunigungshöhe ersichtlich.
- Darstellung der Beschleunigungskomponenten gleicher Meßorte für verschiedene Bahnabschnitte (Bilder 4.15 bis 4.24).  
Hieraus ist der Einfluß der Bahngeometrie auf den Beschleunigungsverlauf (Beschleunigungshöhe, Frequenzinhalt) ersichtlich.  
Ein Vergleich der Maximalwerte der verschiedenen Meßorte zeigt, daß am Stativ (etwa Nackenhöhe) deutlich höhere Werte (Faktor  $2 \div 2.5$ ) auftreten als auf dem Boden. Da das verwendete Stativ als starr angenommen werden kann, bedeutet diese Tatsache, daß die Wagen auch nicht zu vernachlässigende Rotationsbeschleunigungen um die Fahrzeuglängsachse (x-Achse) erfahren.

Als Ursache für diese Schwingungsanregung ist in erster Linie die sich ändernde Schienenquerneigung zu nennen.

Leider ist es aus vorliegenden Aufzeichnungen nicht mit ausreichender Genauigkeit möglich, den zeitlichen Verlauf dieser Rotationsbeschleunigung zu ermitteln, so daß in den folgenden Untersuchungen nur von einer translatorischen Anregung ausgegangen wird.

Die im Hinblick auf die medizinische Verträglichkeit besonders interessierenden Messungen der Kopfbeschleunigungen eines Probanden zeigen für

die untersuchten Achterbahnen dynamische Überhöhungen um den Faktor 2 bis 4, wobei der zeitliche Verlauf (Frequenzinhalt) im wesentlichen dem der Führungsbeschleunigung entspricht.

Hierbei ist zu berücksichtigen, daß die Messungen an Menschen naturgemäß stärkeren Streuungen unterliegen als bei mechanischen Systemen und daß teilweise auch Zusatzeffekte aus der Art der Befestigung der Meßaufnehmer (hier teilweise an einem Motorradhelm mit nicht zu vernachlässigender Masse) resultieren können.

Die Beschleunigungen am Stativ und am Kopf in z-Richtung ( $\hat{=}$  Körperlängsachse) zeigen keine wesentlichen Überhöhungen gegenüber der Führungsbeschleunigung.

Eine Ausnahme bilden die Meßdaten für den Dreifach-Looping, die Maximalbeschleunigungen bis zu 10 g aufweisen.

Gemäß den Angaben in /1/ handelt es sich hierbei um Eigenbewegungen des Probanden, wobei möglicherweise auch Eigenbewegungen des Helms eine Rolle spielen.

## 5

### **Biomechanische Modelle**

Am Beispiel der VDI-Richtlinie 2057 wurde unter Punkt 3 gezeigt, daß die Bewertung der gemessenen Beschleunigungszeitverläufe auf der Basis einfacher mechanischer Ersatzsysteme erfolgt. Diese Vorgehensweise bietet den Vorteil einer in sich konsistenten Bewertung verschiedener Belastungsfunktionen. Im folgenden werden Modelle für den sitzenden Menschen mit lateraler und vertikaler Schwingungsanregung vorgestellt.

#### **Modell für Querbeschleunigungen**

Ausgehend von der Erfahrung, daß die Querbeschleunigungen bei Achterbahnen in erster Linie eine Gefährdung für die Halswirbelsäule darstellen, wird ein biomechanisches Modell gemäß Bild 5.1 vorgeschlagen. Es besteht aus starren Massen (Rumpf, Hals, Kopf) und 3 Gelenken in denen je eine Drehfeder und ein geschwindigkeitsproportionaler Dämpfer wirken. Die Modellparameter wurden von entsprechenden Modellen aus dem

Bereich der Crashsimulation /7/ abgeleitet und den speziellen Anforderungen für Achterbahnen angepaßt.

Mit diesem Modell ist es u.a. möglich, den Beugungswinkel des Kopfes (s. Bild 5.2) und die Kopfbeschleunigung infolge einer in Sitzhöhe eingeleiteten translatorischen Beschleunigung zu ermitteln. Eine Erweiterung des Modells auf rotatorische Anregungen am Sitz ist ohne weiteres möglich, wird hier aber wegen fehlender Meßdaten nicht durchgeführt.

Auch an dieser Stelle sei noch einmal darauf hingewiesen, daß mit einem solch einfachen Modell die Wirklichkeit nur sehr unvollkommen beschrieben werden kann. Der große Vorteil des Modells liegt - wie bereits erwähnt - in der Möglichkeit einer konsistenten Bewertung verschiedener Beschleunigungszeitverläufe.

### **Modell für Vertikalbeschleunigungen**

Für die Untersuchung der Vertikalschwingungen des Menschen wird das biomechanische Modell gemäß Bild 5.3 vorgeschlagen. Es basiert auf Modellvorstellungen wie sie für Schwingungsuntersuchungen zum Verhalten Mensch/Fahrzeugsitz /8/ verwendet werden. Es ist ein Modell mit 5 Freiheitsgraden bestehend aus 5 Massen und je 5 Federn und geschwindigkeitsproportionalen Dämpfern.

Die Anregung erfolgt als vorgegebene vertikale Sitzbeschleunigung. Als Ergebnis können die Bewegungen der einzelnen Körperbereiche gegeneinander und gegenüber dem Sitz dargestellt werden.

## **6 Durchgeführte Simulationen und Vergleich mit den Meßwerten**

Die im Kapitel 4 für den Fahrzeugboden dargestellten gemessenen Beschleunigungszeitverläufe werden als Anregungsfunktion für die biome-

mechanischen Modelle für die Quer- und Vertikalrichtung

(s. Bilder 5.1 und 5.3) verwendet.

Die Berechnungen erfolgen mit einem Starrkörpersimulationsprogramm durch numerische Integration der Bewegungsgleichungen.

Als Ergebnisse werden die Zeitverläufe und Fourierspektren der interessierenden Größen wie

- Kopfbeschleunigung, Winkel Kopf/Rumpf bei Queranregung
- Kopfbeschleunigung und Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle bei Vertikalanregung

angegeben (s. Bilder 6.1 ÷ 6.26).

Für einen Vergleich der Simulationsergebnisse mit den entsprechenden Meßwerten ist folgende Zuordnung der Bilder zu beachten:

Bild-Nr. Meßwerte	Bild-Nr. Simulation	
4.15	6.1	
4.16	6.3	
4.17	6.5	Queranregung
4.20	6.13	
4.21	6.15	
4.22	6.17	
4.23	6.19	Vertikalanregung
4.24	6.21	

Aus dem Vergleich der Simulationsergebnisse mit den Meßwerten lassen sich folgende Schlußfolgerungen ziehen:

- Frequenzinhalt und Maximalamplituden stimmen recht gut überein. Einen Vergleich entsprechender Maximalamplituden zeigt Tabelle 1.
- Größere Abweichungen treten bei der Queranregung auf, sofern die Anregungsfunktion wechselnde Amplituden aufweist. Hierbei treten im Modell Resonanzeffekte auf, die bei der Messung an einem Probanden

so nicht beobachtet wurden. Offensichtlich ist der Mensch in der Lage, sich auf solche Belastungen durch entsprechenden Muskeltonus einzustellen. Dieses Verhalten ist allein durch Einführung einer höheren Dämpfung nicht vollständig zu beschreiben.

- Der nur mit der Simulation ermittelte Winkel zwischen Kopf und Rumpf erreicht Werte bis zu 23°.
- Bei der Vertikalanregung stimmen Führungsbeschleunigung und Kopfbeschleunigung in der Realität und beim Modell weitgehend überein. Auftretende Oberschwingungen werden vom Modell sehr gut wiedergegeben.

Die Ergebnisse zeigen somit, daß die verwendeten biomechanischen Modelle die Verhältnisse bei Achterbahnen ausreichend genau beschreiben. Da als Anregungsgröße die gemessenen Beschleunigungen des Fahrzeugbodens unter Vernachlässigung der rotatorischen Anteile gewählt wurden, ist davon auszugehen, daß das Modell tendenziell mit stärkeren Überhöhungen antwortet als real beobachtet wird.

Die Ergebnisse sind somit im Hinblick auf die Verträglichkeitsbeurteilung konservativ.

## 7 **Empfehlungen für Grenzwerte**

### 7.1 Querbeschleunigungen

Da sowohl aus dem Teil 2 des Forschungsvorhabens /2/ als auch aus den Auswertungen der Meßdaten keine unmittelbare Korrelation zwischen Beanspruchungsniveau und Verletzungsrisiko hergestellt werden kann, wird in folgendem versucht, unter Verwendung der im Rahmen dieses Teils entwickelten biomechanischen Modelle und bereits akzeptierter Grenzwerte ein in sich schlüssiges Beurteilungskonzept zu entwickeln.

Diesem Konzept liegen folgende Grundgedanken zugrunde:

- Maßgebender Parameter für die Beschreibung des Verletzungsrisikos bei Queranregung ist neben der Beschleunigung der Winkel zwischen Kopf und Rumpf.
- Ein in der Praxis bewährter und in DIN 4112 festgelegter Grenzwert ist eine sprunghafte maximale Beschleunigungsänderung (Ruck) von 2 g.
- Auf der Basis dieses Beschleunigungssprungs von 2 g wird der maximale Winkel zwischen Kopf und Rumpf für das entsprechende biomechanische Modell ermittelt. Dieser Wert wird als Zulässigkeitskriterium den weiteren Untersuchungen zugrunde gelegt.
- Für typische Beschleunigungszeitverläufe (Rampe, Impuls) werden als Funktion der Anstiegszeit (Rampe) bzw. Einwirkungsdauer (Impuls) die maximal zulässigen Beschleunigungen ermittelt, d.h. die Beschleunigungen bei denen gerade der zulässige Winkel zwischen Kopf und Rumpf erreicht wird.

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen sind auf den Bildern 7.1 bis 7.3 dargestellt. Bild 7.1 zeigt zunächst das Modellverhalten infolge einer Sitzbeschleunigung von 2 g als Funktion der Anstiegszeit  $\Delta t$  im Bereich  $\Delta t = 0$  bis  $\Delta t = 1$  s.

Danach ergibt sich für  $\Delta t = 0$  ein maximaler Winkel zwischen Kopf und Rumpf von 27 Grad, der im weiteren als zulässiger Wert zugrunde gelegt wird. Der Kopf erfährt hierbei eine Beschleunigung von ca. 4.7 g.

Mit zunehmender Anstiegszeit der Beschleunigungsrampe bei gleichbleibender Maximalamplitude von 2 g fällt die Kopfbeschleunigung zunächst rasch ab (auf ca. 2.5 g bei  $\Delta t = 0.3$  s) um sich langsamer dem quasistatischen Grenzwert von 2 g zu nähern.

Eine entsprechende Darstellung zeigt Bild 7.2 jetzt als maximal ertragbare Sitz- bzw. Kopfbeschleunigung auf der Basis des als maximal zulässig ermittelten Winkels von 27°.

Ein weiterer typischer Beschleunigungszeitverlauf ist der Dreiecksimpuls. Bild 7.3 zeigt ebenfalls die zulässigen Kopf- und Sitzbeschleunigungen als Funktion der Impulsdauer. Weiterhin ist zum Vergleich die Grenzkurve gemäß VDI-Richtlinie 2057 eingezeichnet. Dabei ist zu beachten, daß die Grenzwerte der VDI-Richtlinie für sinusförmige Anregungspegel mit einer täglichen Expositionszeit  $< 10$  min gelten.

Aus Bild 7.3 kann folgendes abgeleitet werden:

- Kurzzeitig ( $\Delta t = 0,1$  s bis  $0,025$  s) sind Spitzenwerte von ca. 3 bis 10 g zulässig.
- Für  $\Delta t > 0,6$  s ist ein Wert von ca. 3,5 g zulässig. Dieser Wert entspricht auch dem quasistatischen Wert auf Bild 7.2.
- Für  $0,1$  s  $< \Delta t < 0,6$  s gelten geringere zulässige Werte, da in diesem Zeitbereich der Kopf mit Resonanzüberhöhungen antwortet.

Der Vergleich mit der VDI-Richtlinie zeigt, daß für die mit dem Modell ermittelten zulässigen Werte eine sehr ähnliche Frequenzabhängigkeit - mit höherem Pegel - besteht.

Ein Vergleich der o.g. Festlegungen mit den Maximalwerten der an den Achterbahnen gemessenen Werte zeigt, daß diese Werte realistisch sind, aber auch, daß sich die bestehenden Anlagen bereits an der oberen zulässigen Grenze orientieren.

## 7.2 Vertikalbeschleunigungen

Die Messungen und die Simulationen zeigen für die Vertikalbeschleunigung keine Überhöhungen der am Kopf gemessenen Beschleunigungen gegenüber der Anregungsbeschleunigung.

Eine biomechanische Kenngröße entsprechend dem Winkel Kopf/Rumpf ist aus den bisherigen Untersuchungen nicht ableitbar. Denkbar wäre hier

ein detaillierteres Modell für die Wirbelsäule. Entsprechende Modelle liegen jedoch zur Zeit nicht vor.

Als Grenzwert wird daher in Anlehnung an die vorliegenden Meßdaten zugelassener Achterbahnen, s. Tab. 1, ein Maximalwert von 6 g vorgeschlagen.

## **8      Schlußfolgerungen**

Aufgrund der durchgeführten Untersuchungen und der daraus abgeleiteten Ergebnisse wird folgende Vorgehensweise für die Bewertung der medizinischen Verträglichkeit der bei Achterbahnen auftretenden Beschleunigungen vorgeschlagen:

- Messung der Fahrzeugbeschleunigungen (Komponenten x, y, z) vorzugsweise in Sitzhöhe.
- Klassifizierung der y-Beschleunigungssignale in Bereichen hoher Pegel nach den Funktionstypen Beschleunigungsrampe oder Beschleunigungsimpuls. Hierbei können Bereiche mit wechselnden Amplituden als aneinander gereihete Beschleunigungsimpulse bewertet werden.
- Bewertung nach Bild 7.2 bzw. 7.3
- Für die Vertikalrichtung (z) ist eine maximale Beschleunigung von 6 g (einschließlich 1 g statisch) zulässig.
- Eine Überlagerung von Vertikal- und Querrichtung ist nicht erforderlich, da die Maximalwerte meist nicht zeitgleich auftreten und zudem unterschiedliche Körperbereiche belasten.

Die o.g. Festlegungen setzen voraus, daß die Fahrzeuge mit geeigneten Sitzen (hinsichtlich Seitenführung, Polsterung, Kopfunterstützung) und Haltesystemen ausgerüstet sind. Darüber hinaus gelten diese Werte nicht

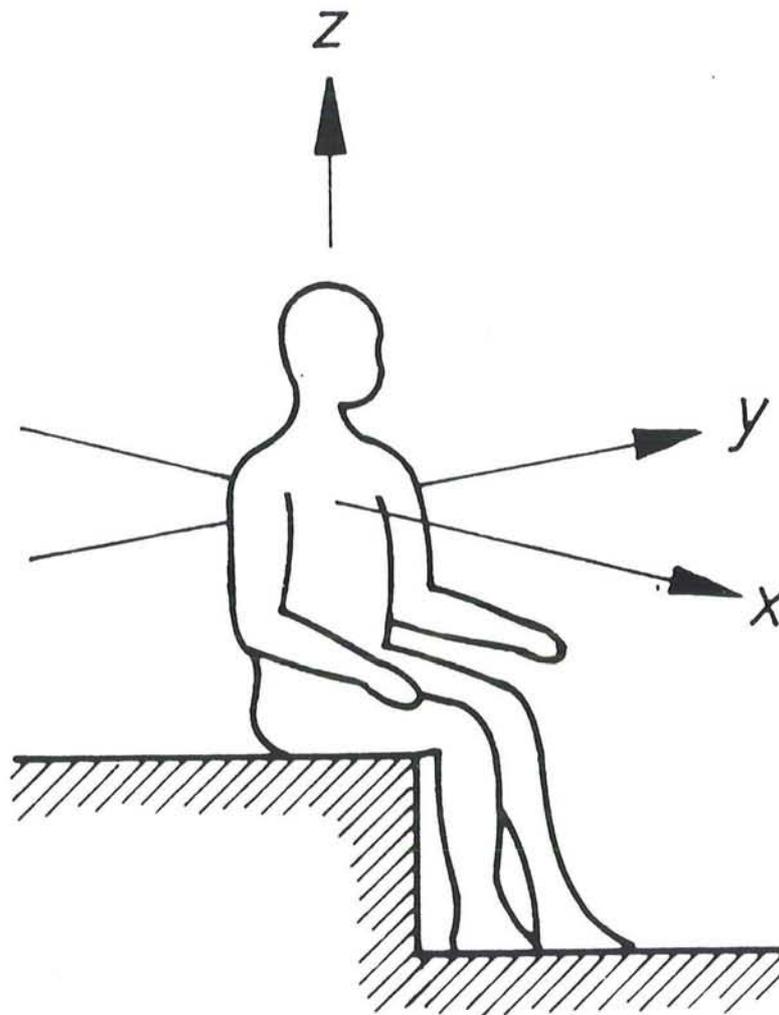
für Risikogruppen wie Schwangere, Personen mit Kreislauf- oder Wirbelsäulenerkrankungen.

Für zukünftige weitergehende Untersuchungen ergeben sich aus den bisherigen Erkenntnissen folgende Themenschwerpunkte:

- Untersuchung des Einflusses der Rotationsbeschleunigungen
  
- Erweiterung der Berechnungsmodelle und Grenzwerte auf andere Fahrgeschäfte. Erste Untersuchungen hierzu sind im Anhang dokumentiert. Dabei zeigt sich, daß die hier vorgeschlagenen Modelle u.U. zu konservative Ergebnisse liefern.
  
- Einbeziehung der biomechanischen Modelle in die strukturdynamischen Simulationen bereits in der Planungsphase.

Literatur

- /1/ TÜV Bayern Zentralabteilung Seilbahnen und Fliegende Bauten  
Bericht zum Forschungsvorhaben  
Belastungen des Menschen bei der Benutzung Fliegender Bauten im  
Hinblick auf die medizinische Verträglichkeit  
Teil I: Durchführung von Messungen zu dynamischen Kennwerten  
von Looping-Achterbahnen und der Belastung der Benutzer
- /2/ Gesundheitsamt Düsseldorf  
Gesundheitliche Belastung des Menschen bei der Benutzung Fliegender  
Bauten
- /3/ VDI 2057 Ausbaube Mai 1987  
Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen
- /4/ ISO 2631  
Evaluation of human exposure to whole-body vibration
- /5/ E. Faerber, Bundesanstalt für Straßenwesen  
Biomechanische Belastungsgrenzen des Menschen  
Tagung Fahrzeugsitze im HdT Essen, 10.06.87
- /6/ Hans-A. Gülich, Bundesanstalt für Straßenwesen  
Biomechanische Belastungsgrenzen  
Aktualisierte Literaturstudie zur Belastbarkeit des Menschen beim Auf-  
prall
- /7/ Florian Kramer, ift Berlin  
Insassen Crashmechanik - Rechenmodell für Frontalkollisionen  
Forschungsbericht Nr. 324/88
- /8/ O. Krettek und M. Nader  
Biomechanische Modelle als Studienobjekt der Reaktionen des menschi-  
chen Körpers und seiner Organe auf Schwingungen  
2. Fahrzeugdynamik - Fachtagung 1988,  
Essen, 21. und 22.03.88



**Bild 3.1 Körperfestes Koordinatensystem**

Zulässige Beschleunigungen für KB=112 nach VDI 2057

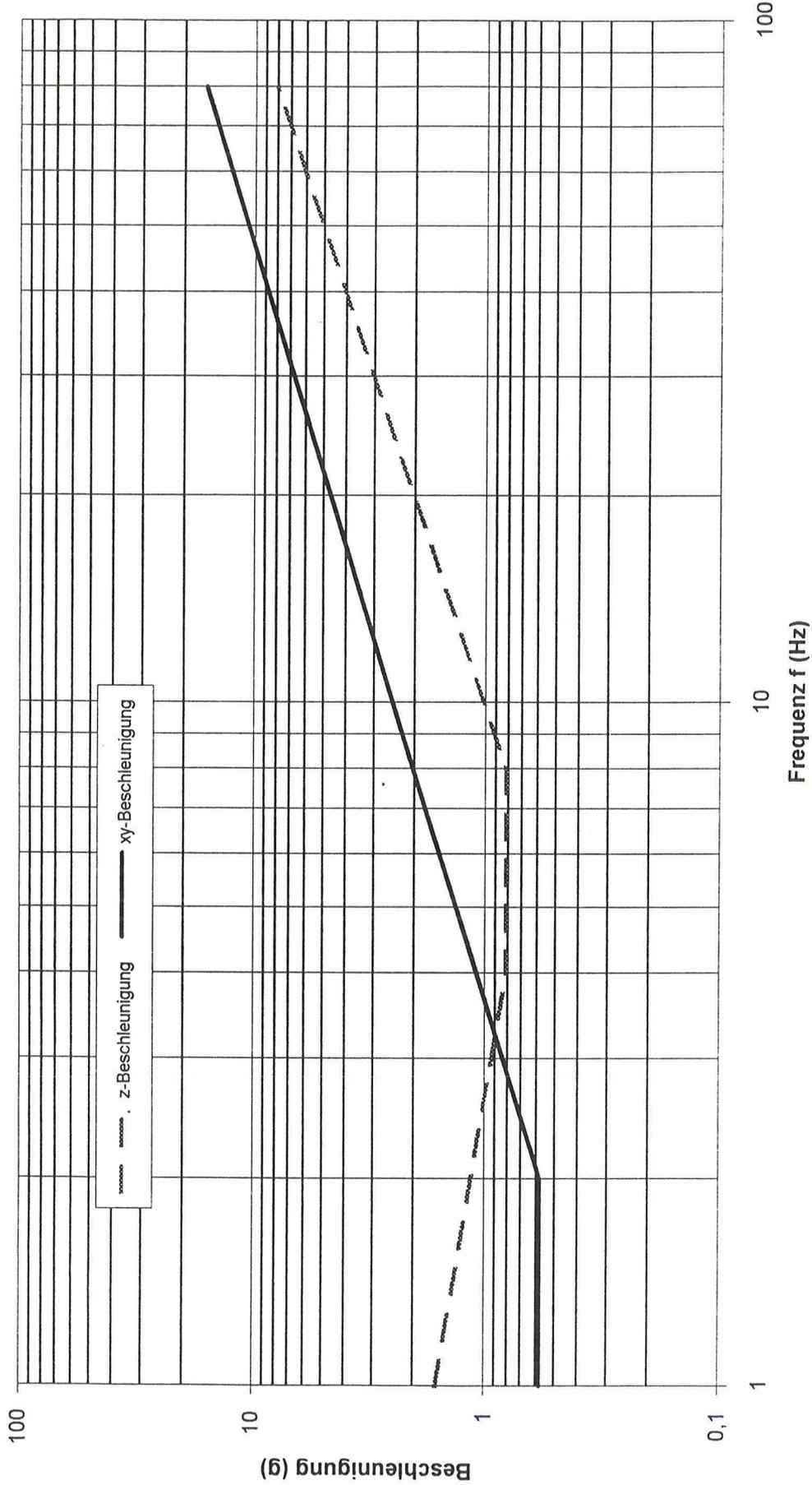


Bild 3.2 Zulässige Beschleunigungen nach VDI 2057 (Expositionszeit < 10 min)

# Lateralkollision

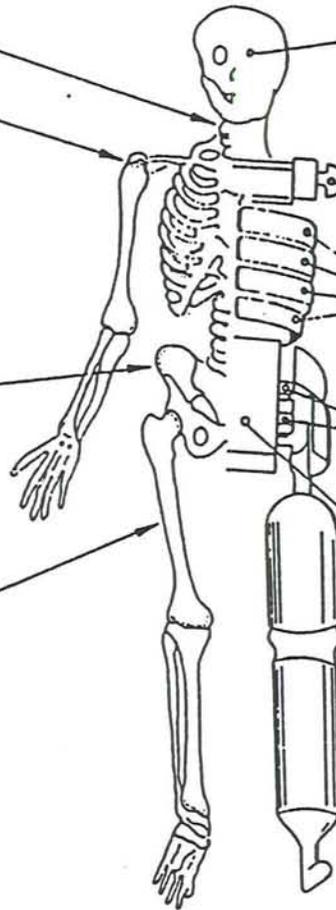
## Biomechanische Toleranzgrenzen

$$\alpha = 60^\circ$$

$$F = 7 \text{ KN}$$

$$80\text{g oder} \\ 5 - 6 \text{ KN}$$

$$2 - 3 \text{ KN oder} \\ 200 - 400 \text{ Nm}$$



## Stand der Diskussion

HIC < 1000 oder 80g/3ms  
bei Kopfkontakt

$$F = 6 \text{ KN}$$

$$\text{je } F = 1 \text{ KN}$$

Hüfte und Becken zusammen  
 $F = 5 \text{ KN}$

Beckengurtposition

$$HIC = \left| \left( \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a_{res} dt \right)^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \right|_{ms}$$

Gegenüberstellung derzeitiger Toleranzgrenzen und Schutzkriterien für den Lateralstoß,

Bild 3.3 Biomechanische Grenzwerte für den Lateralstoß

# Frontalstoß

## Biomechanische Toleranzgrenzen

HIC < 1500 / 3ms

$\alpha_{rot} < 1800 \text{ rad/s}^2$

$\alpha < 80^\circ$

60g / 3ms

6 - 8 KN

45mm

45g / 3ms

7-8 KN

4 - 13 KN

## FMVSS 208

HIC < 1000/3ms

$\alpha_{res} < 60g/3ms$

$F_{axial} < 10KN$

## Schutzkriterien

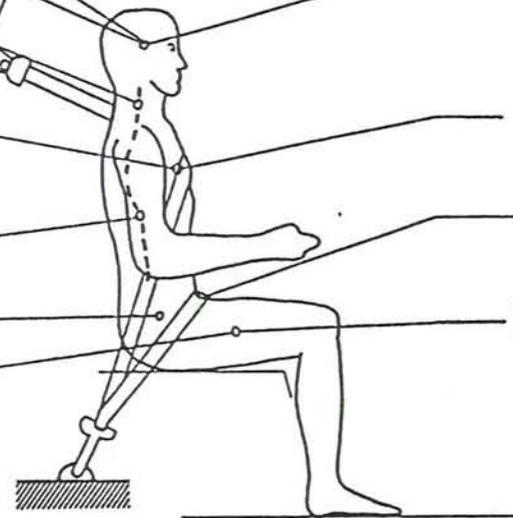
### Stand der Diskussion

HIC < 1500/3ms

$\alpha_{res} < 60g/3ms$

Gurt nicht über  
Beckenhöcker

$F_{axial} < 7,6KN/3ms$



Gegenüberstellung derzeitiger Toleranzgrenzen und Schutzkriterien für den Frontalstoß

Bild 3.4 Biomechanische Grenzwerte für den Frontalstoß

Meßwerte Shuttle ----- Y-Richtung / Wagen 7 / Boden

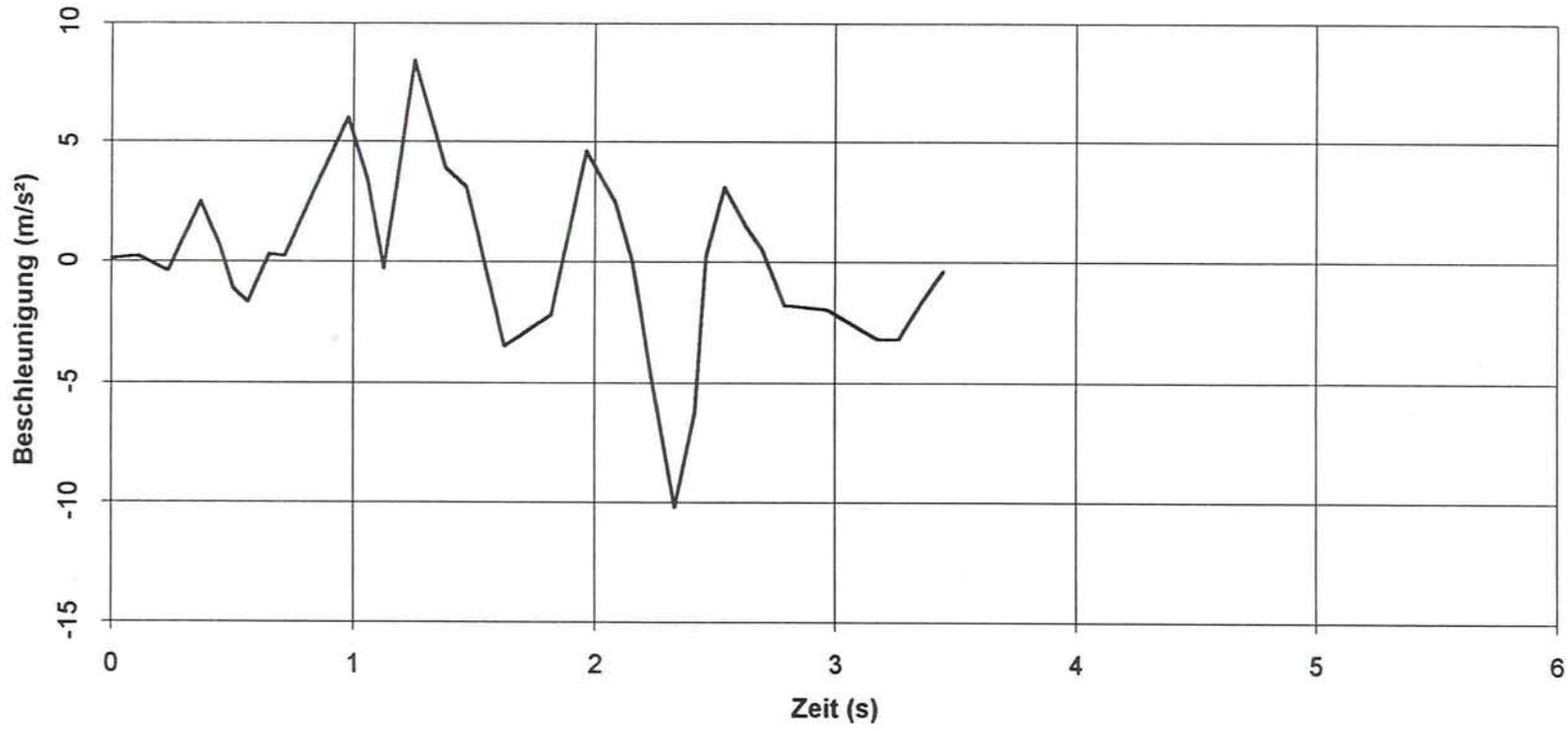


Bild 4.2

Meßwerte Shuttle ----- Y-Richtung / Wagen 7 / Kopf

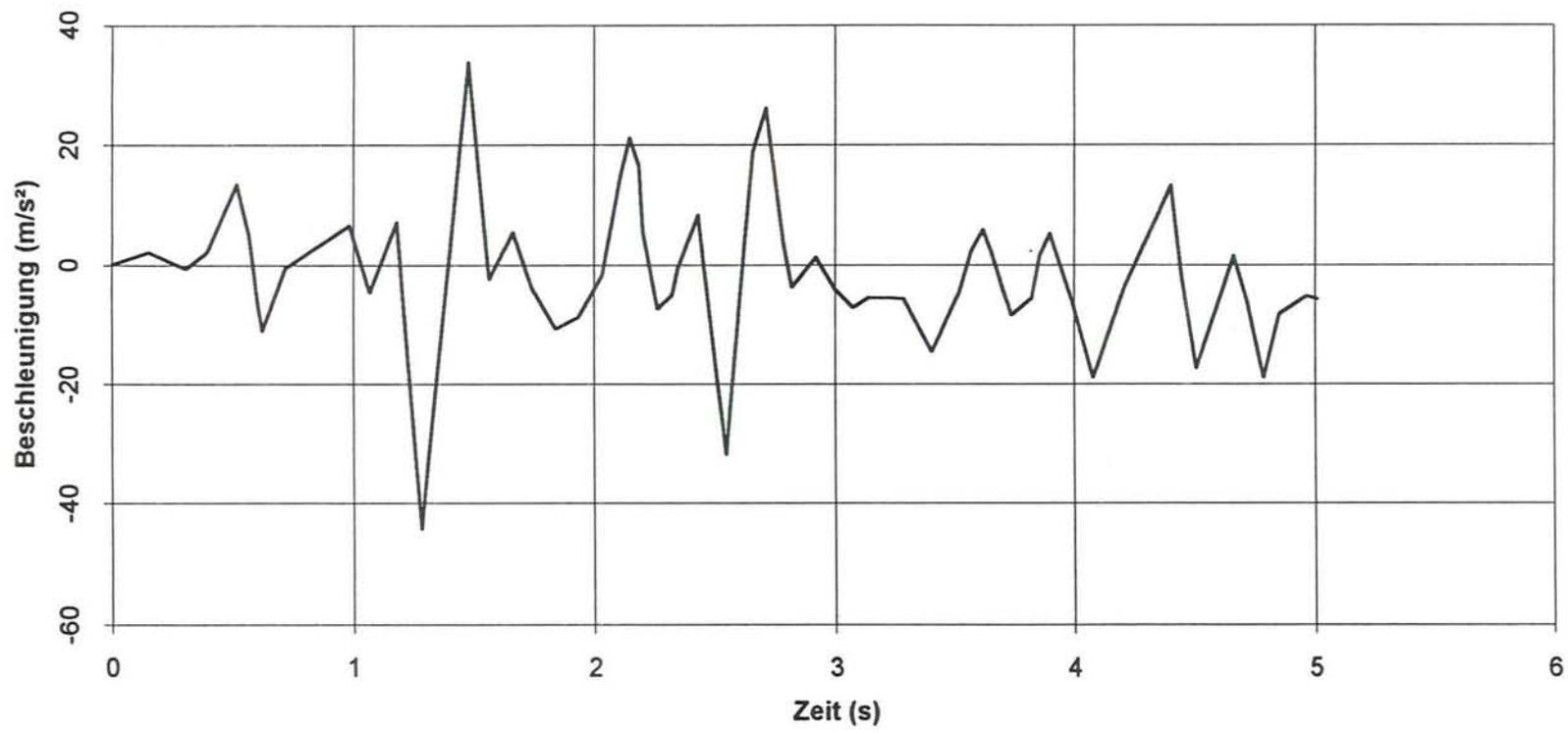
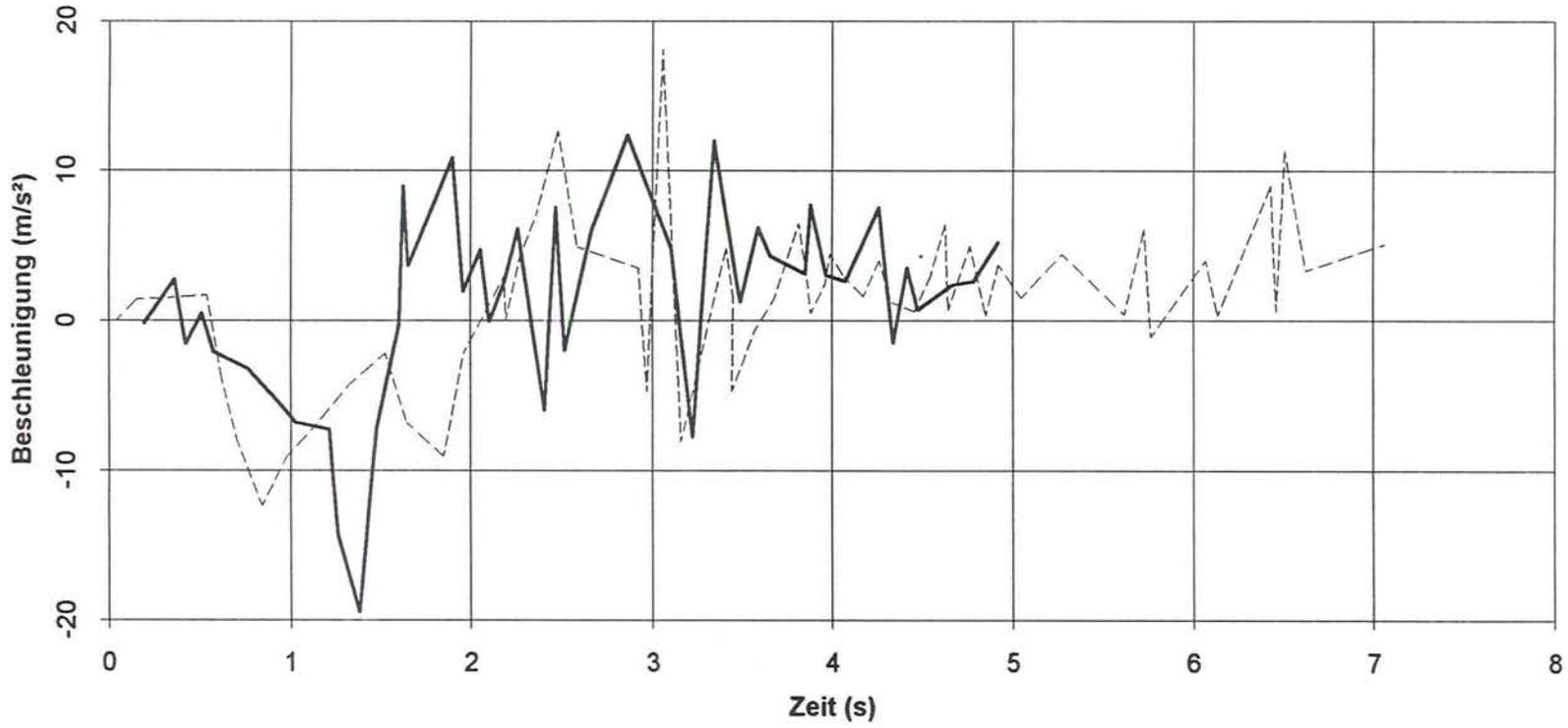
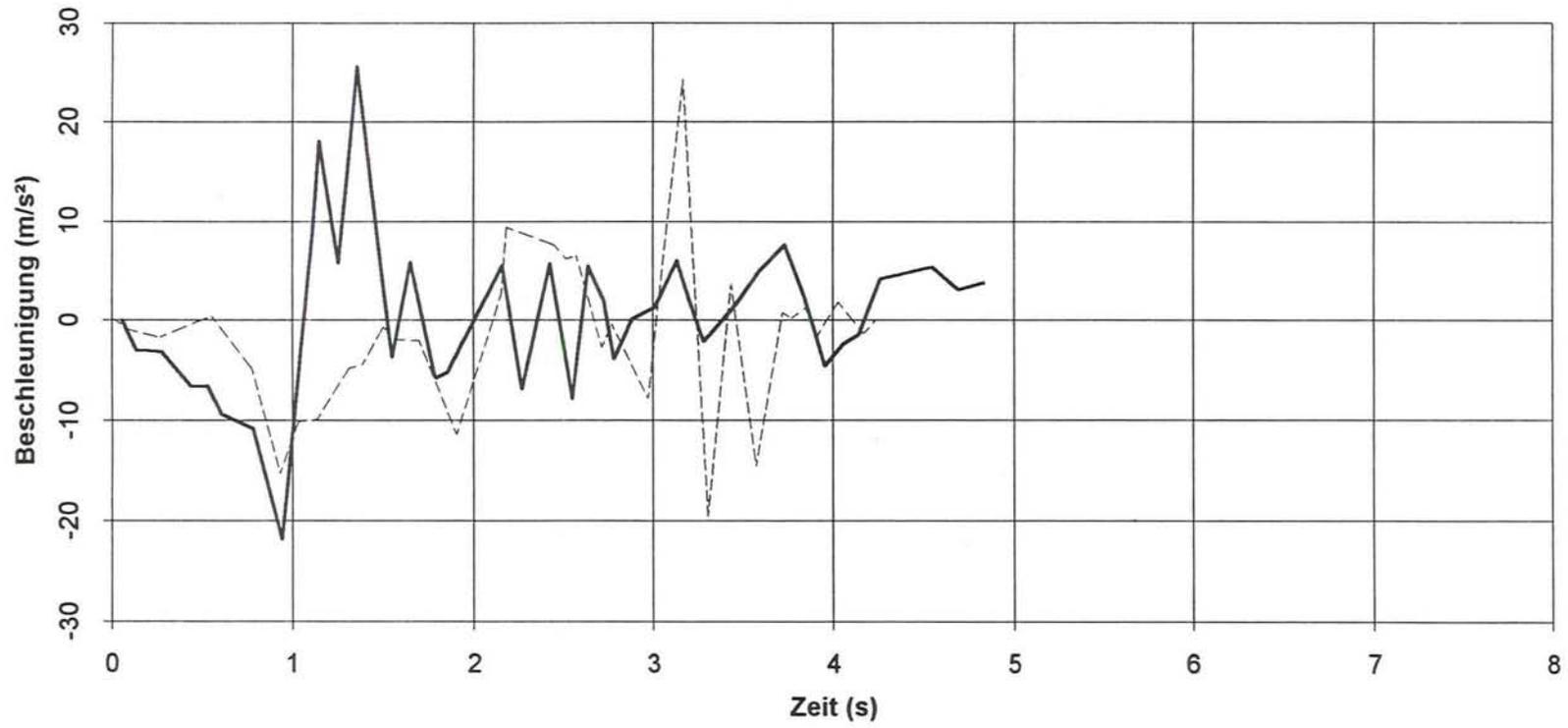


Bild 4.3

Dreifach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 6 / Boden



Meßwerte Dreifach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 6 / Stativ



Meßwerte Dreifach - Looping ----- Y-Richtung / Kopf

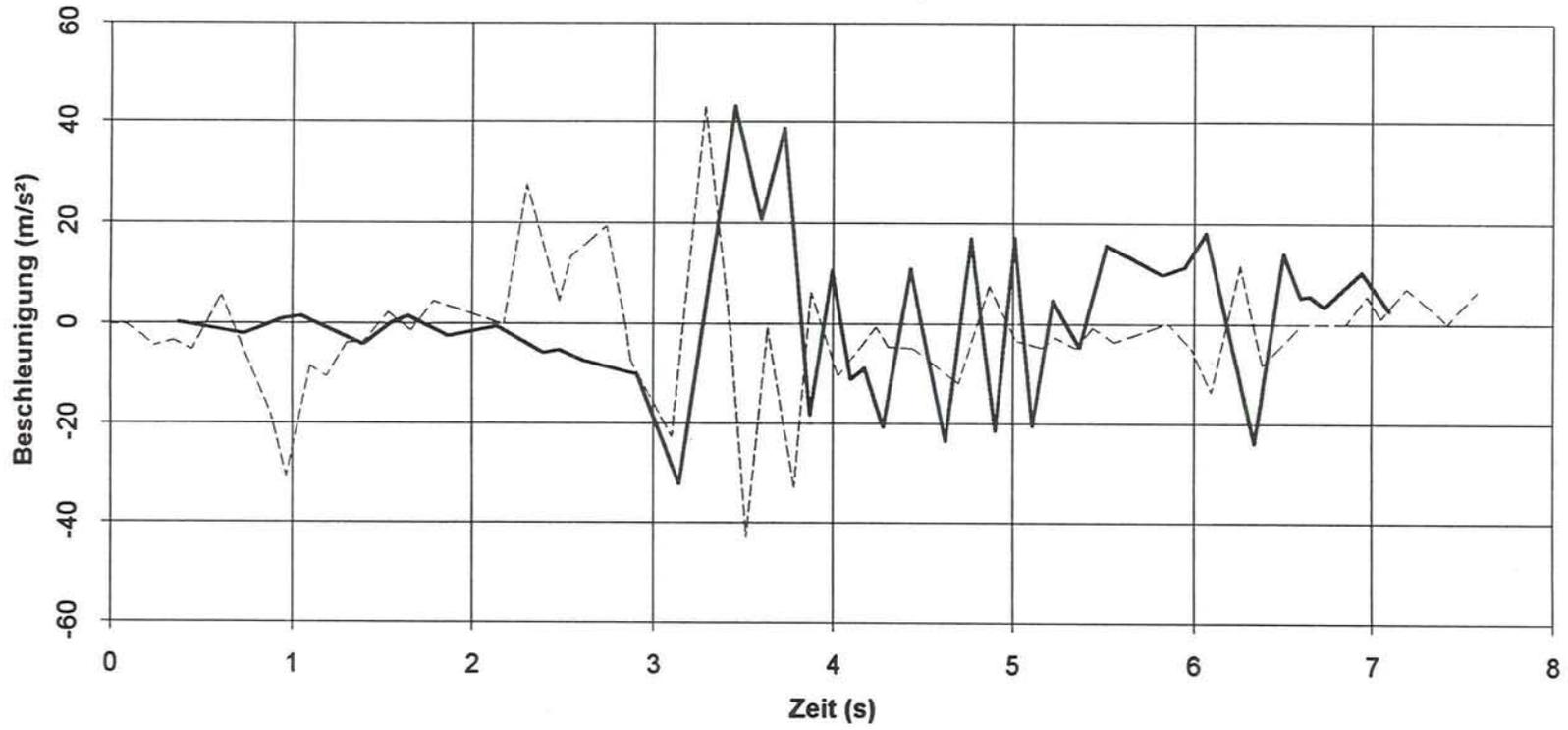
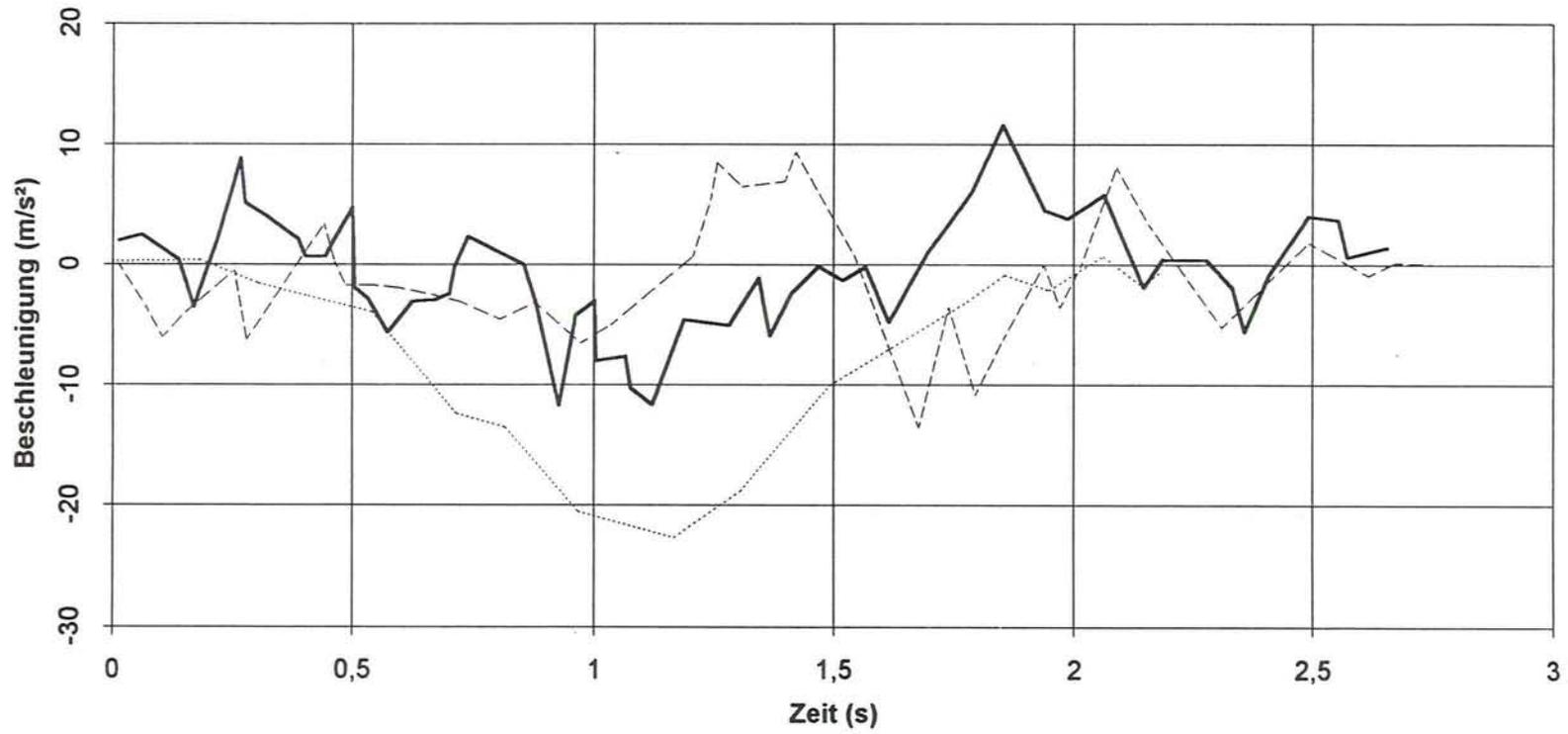
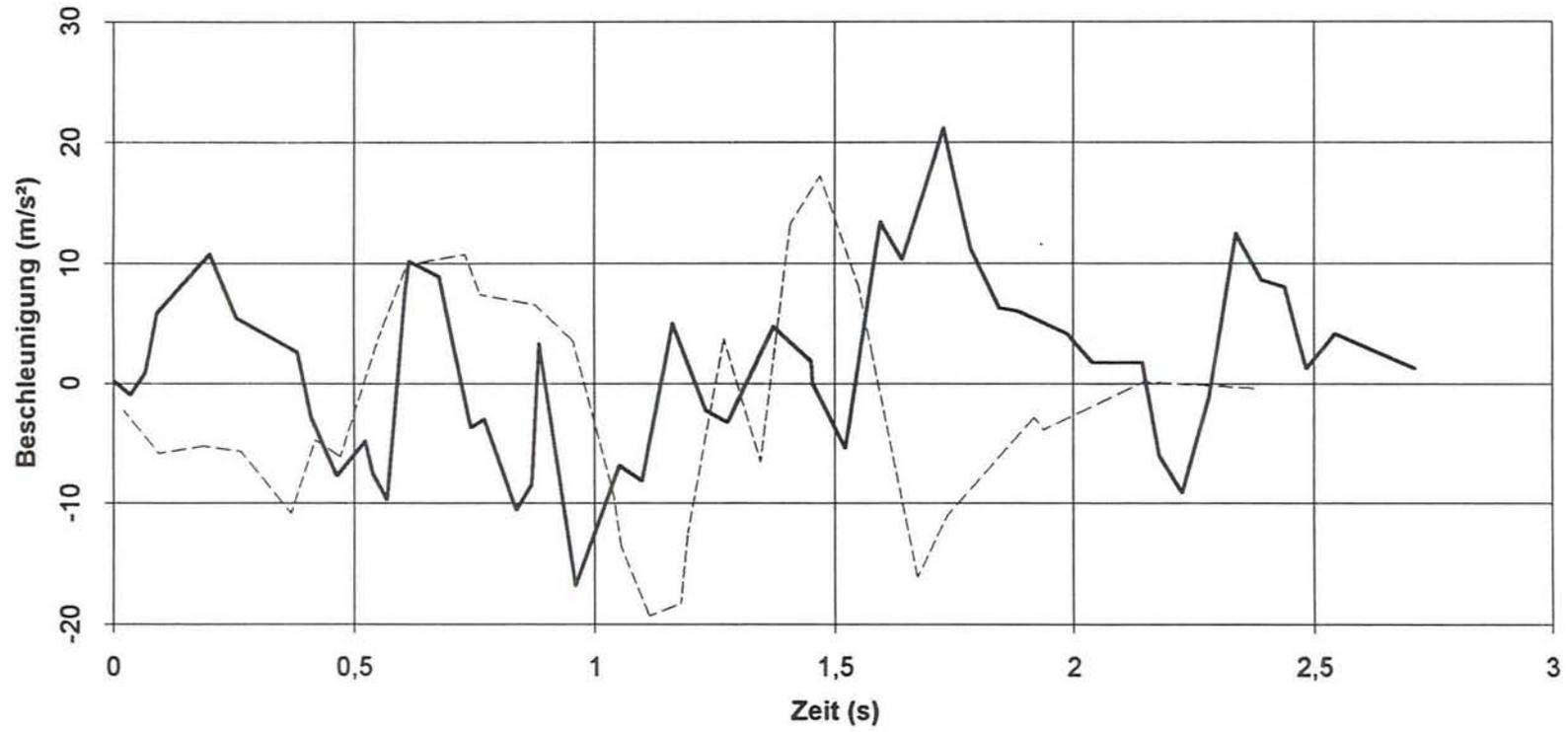


BILD 4.6

Meßwerte Vierfach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 6 / Boden



Meßwerte Vierfach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 6 / Brust



Meßwerte Fünffach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 7 / Boden

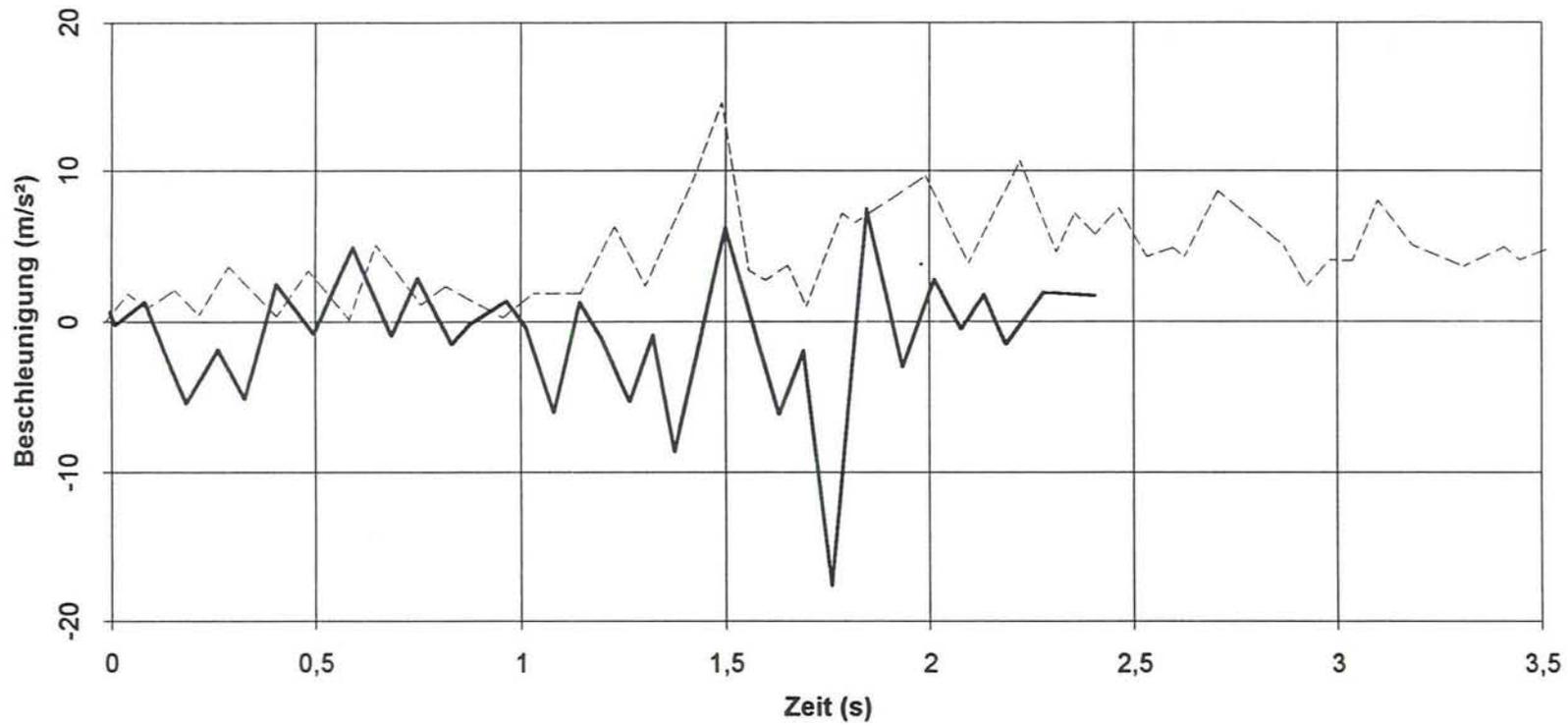
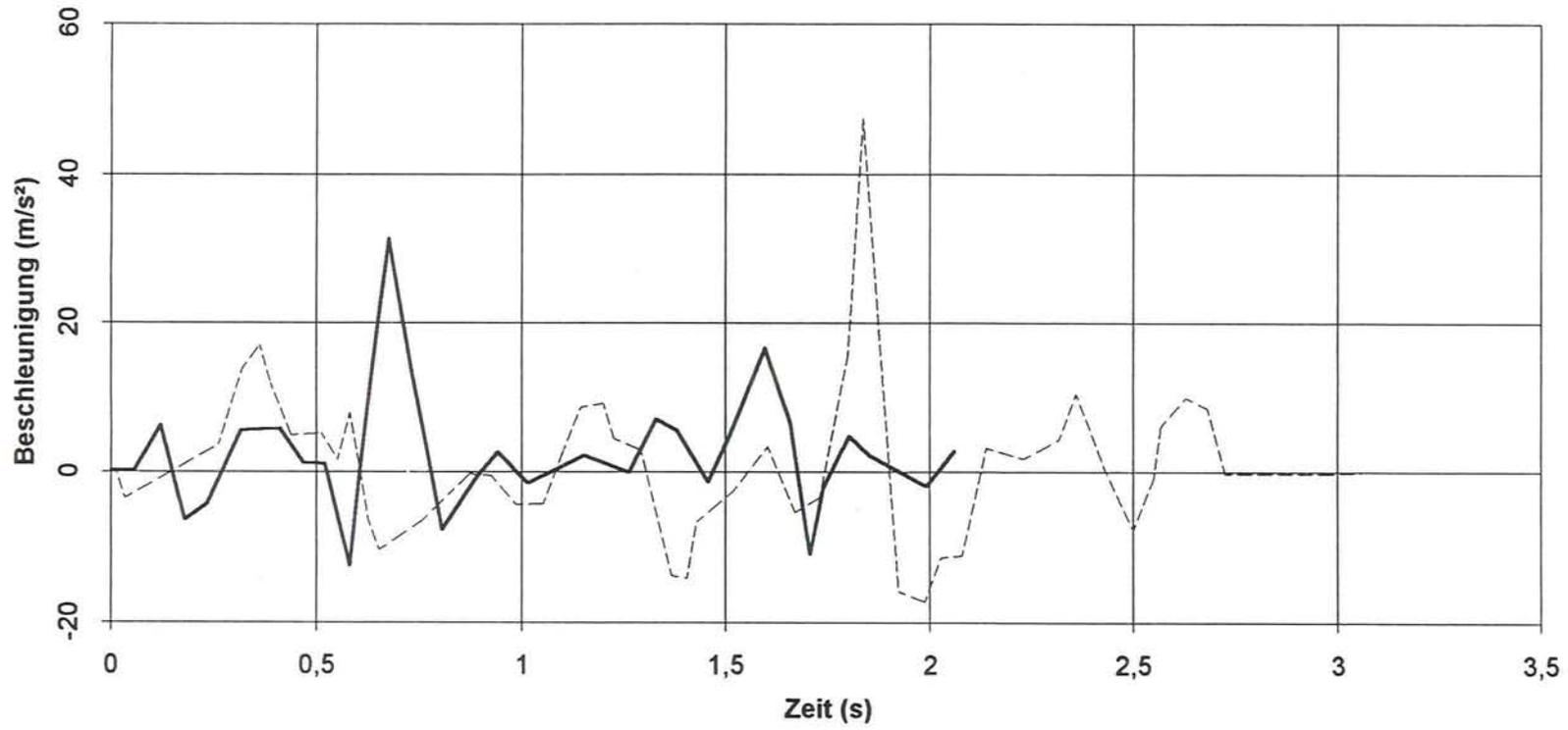
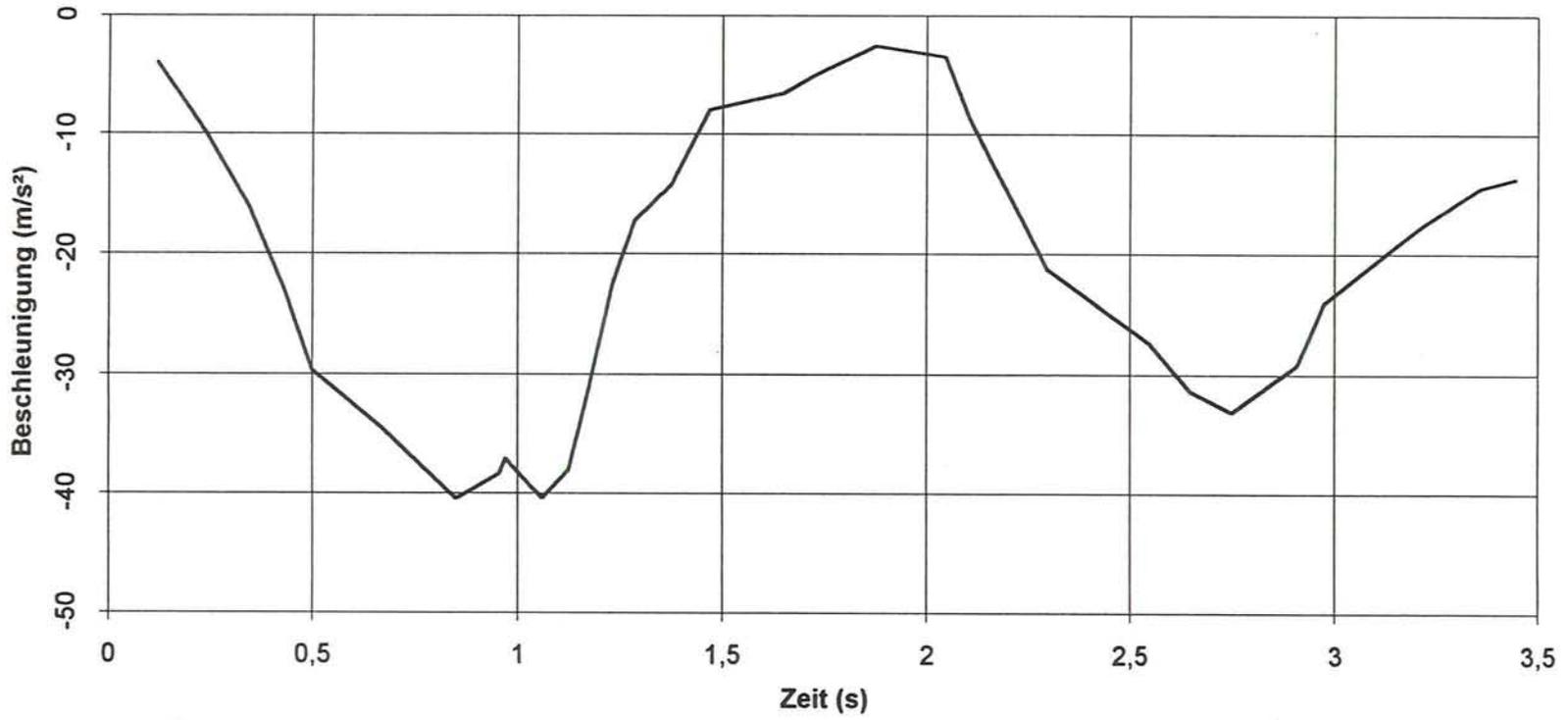


Bild 4.9

Meßwerte Fünffach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 7 / Kopf



Meßwerte Shuttle ----- Z-Richtung / Wagen 7 / Boden



Meßwerte Shuttle ----- Z-Richtung / Wagen 7 / Kopf

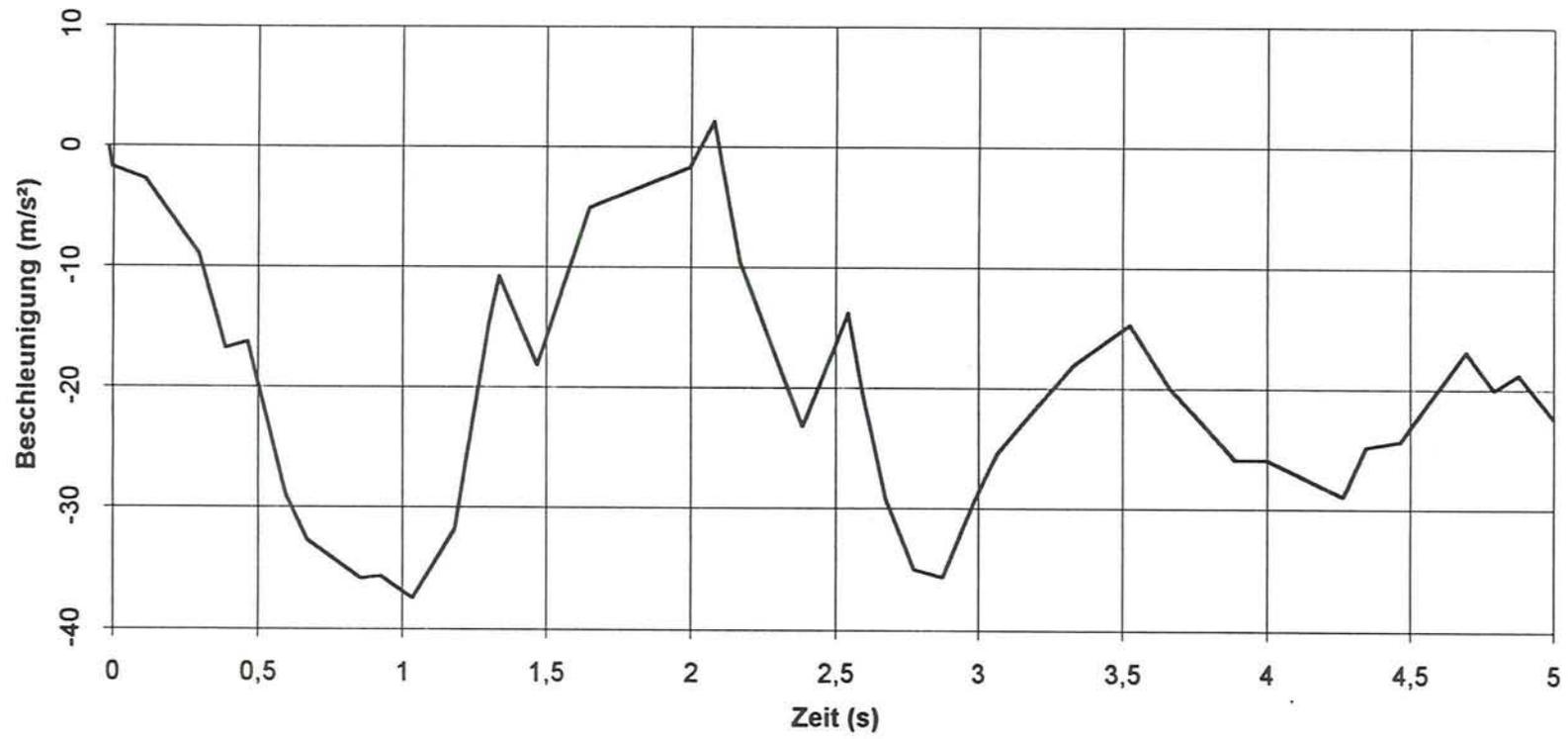


Bild 4.12

Meßwerte Dreifach - Looping ----- Z-Richtung / Wagen 6 / Boden

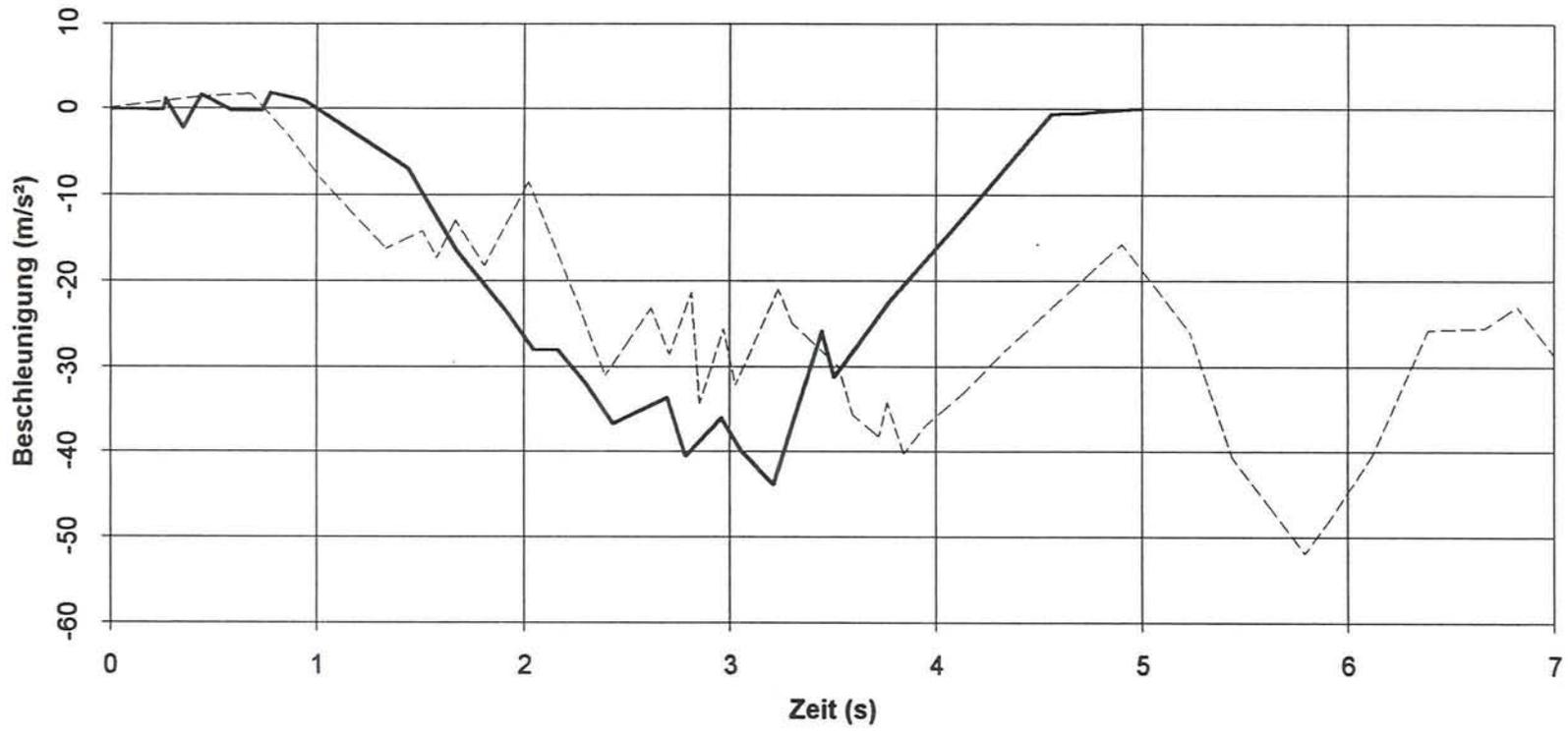
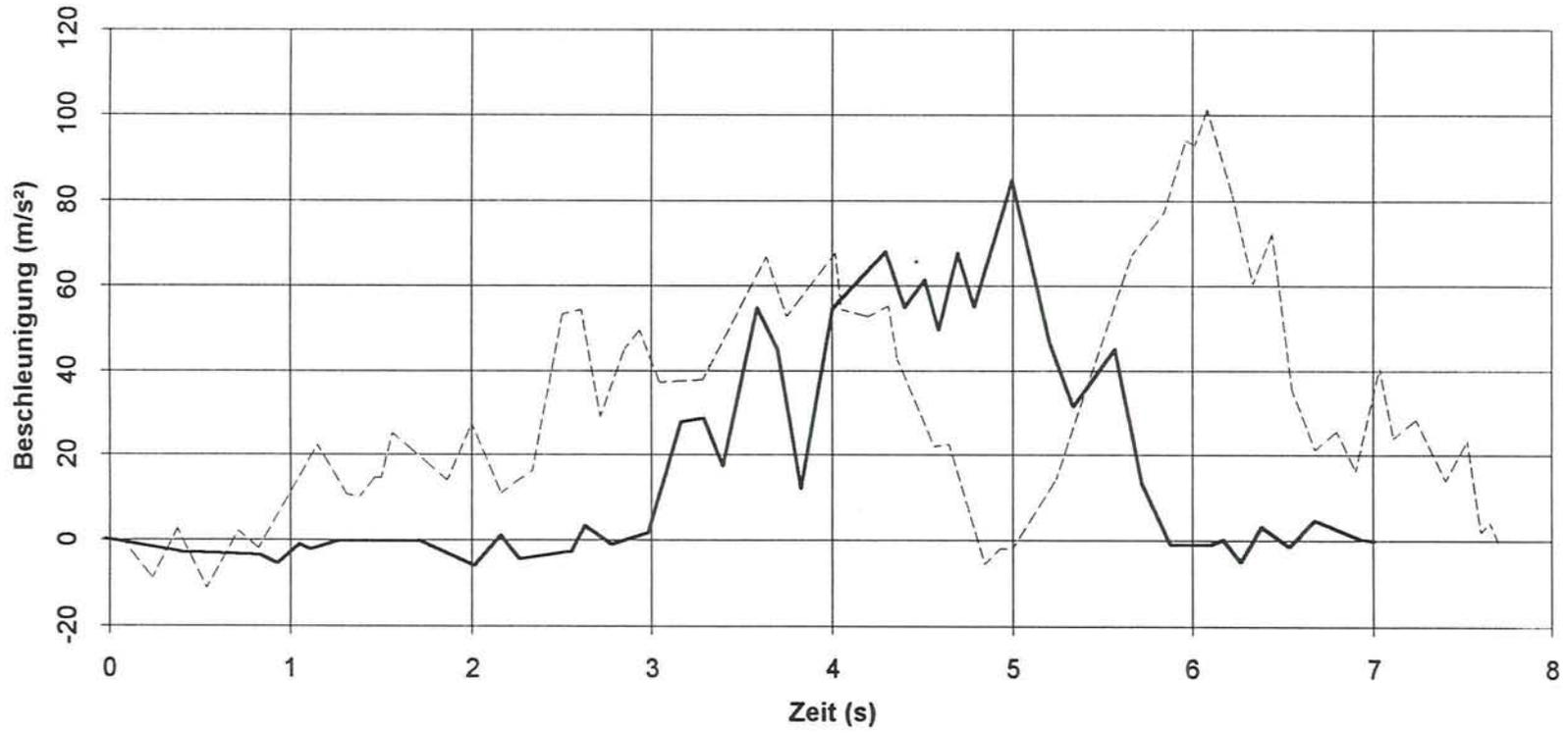
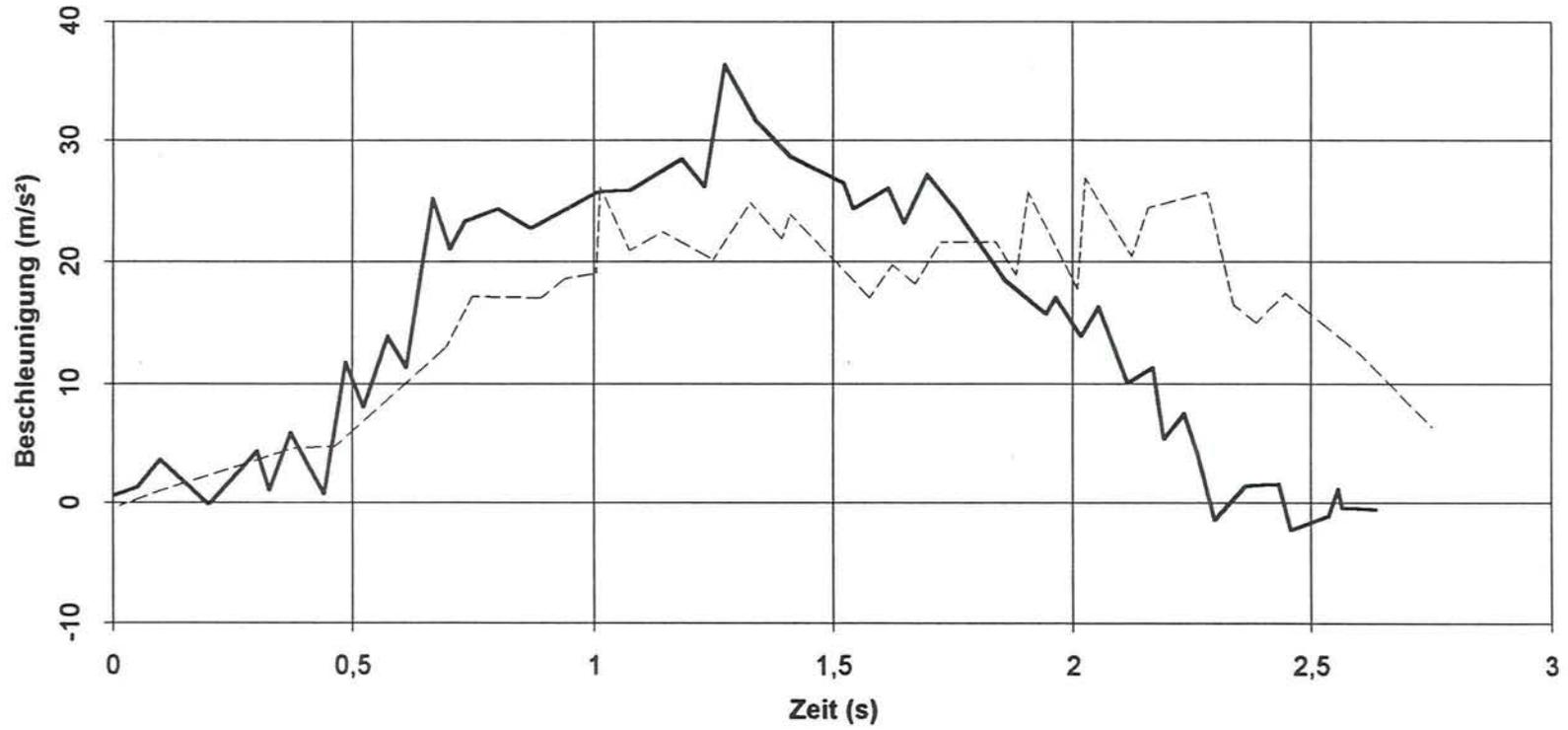


Bild 4.13

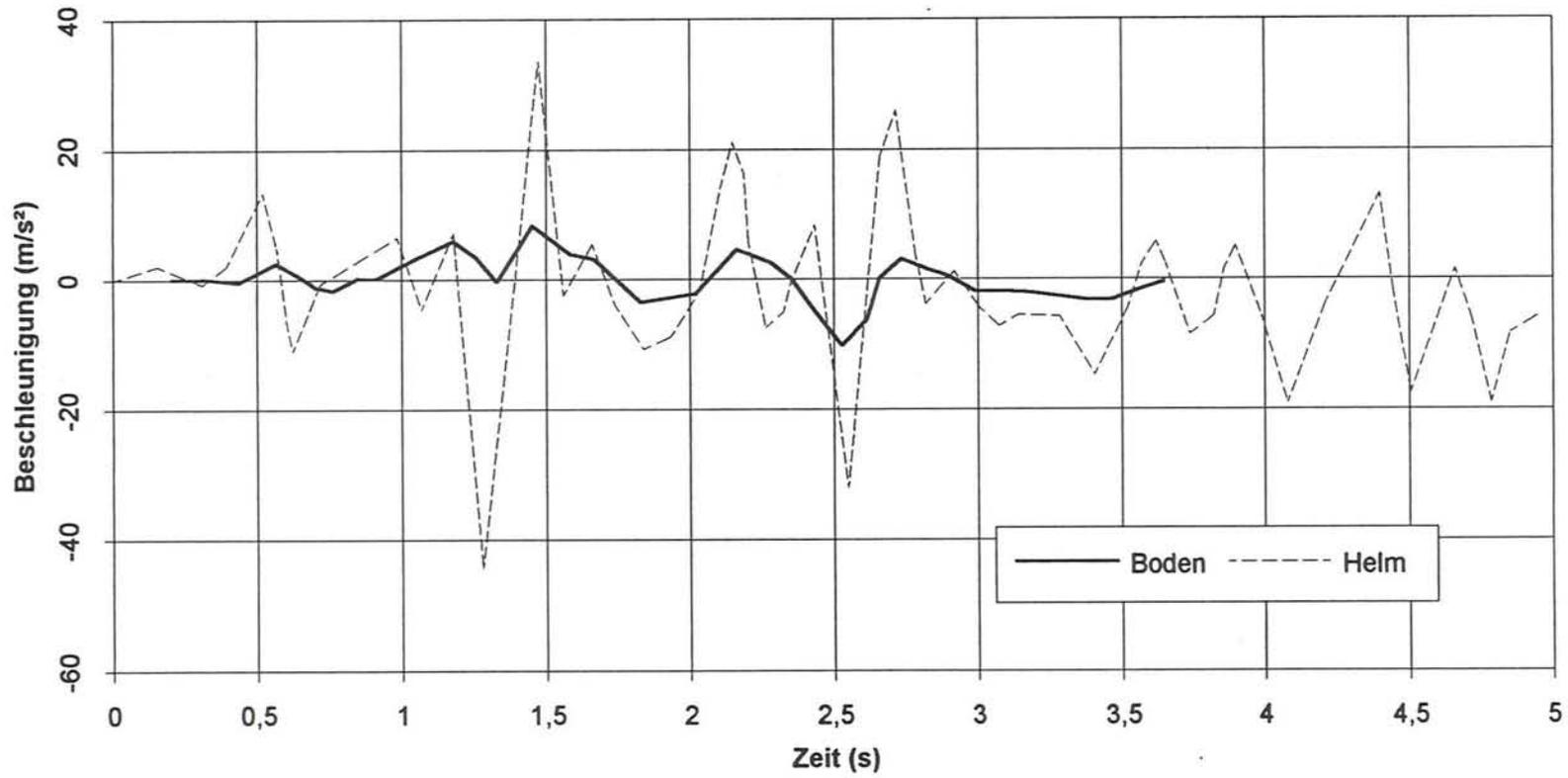
Meßwerte Dreifach - Looping ----- Z-Richtung / Wagen 6 / Kopf



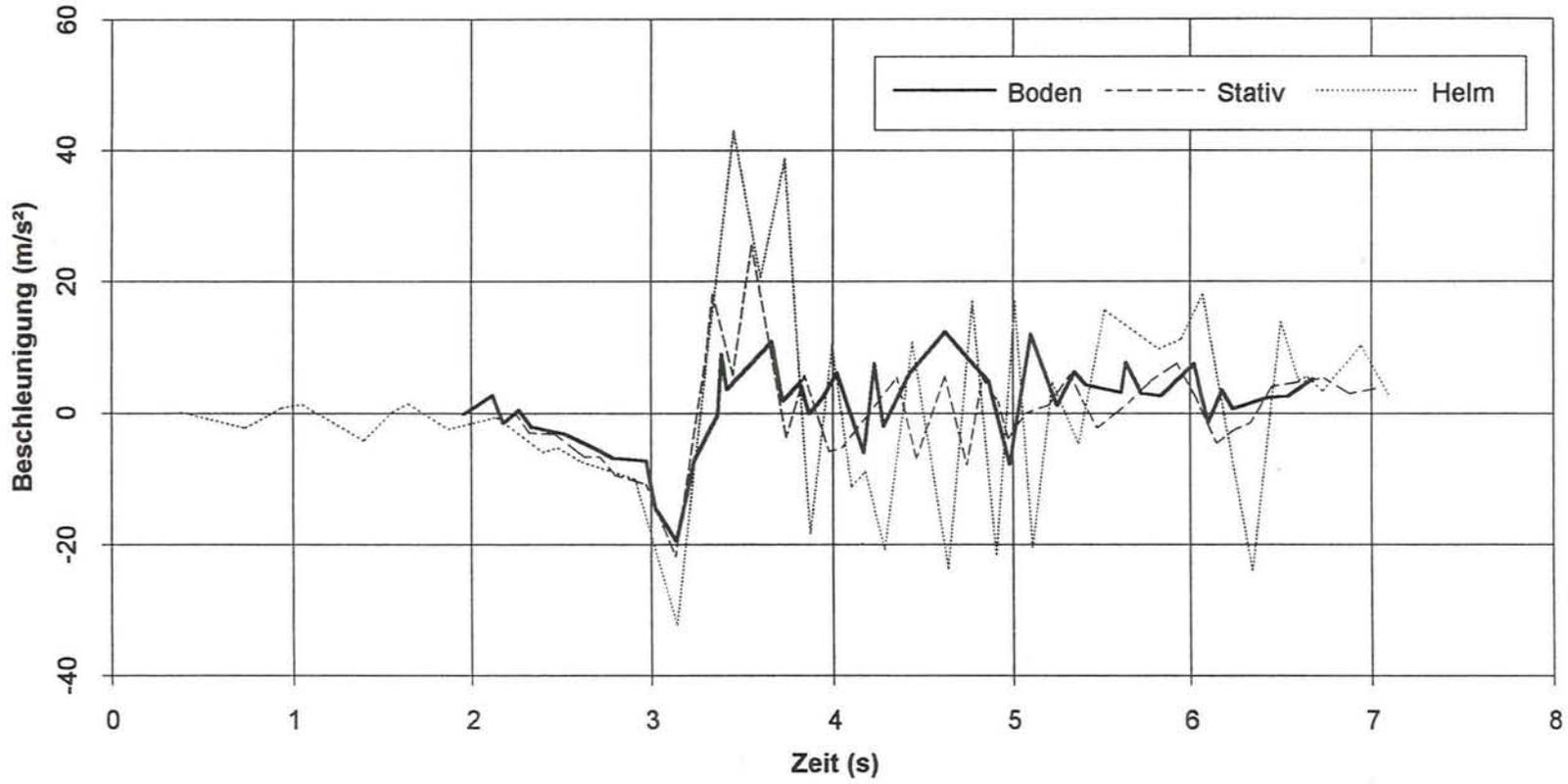
Meßwerte Vierfach - Looping ----- Z-Richtung / Wagen 6 / Boden



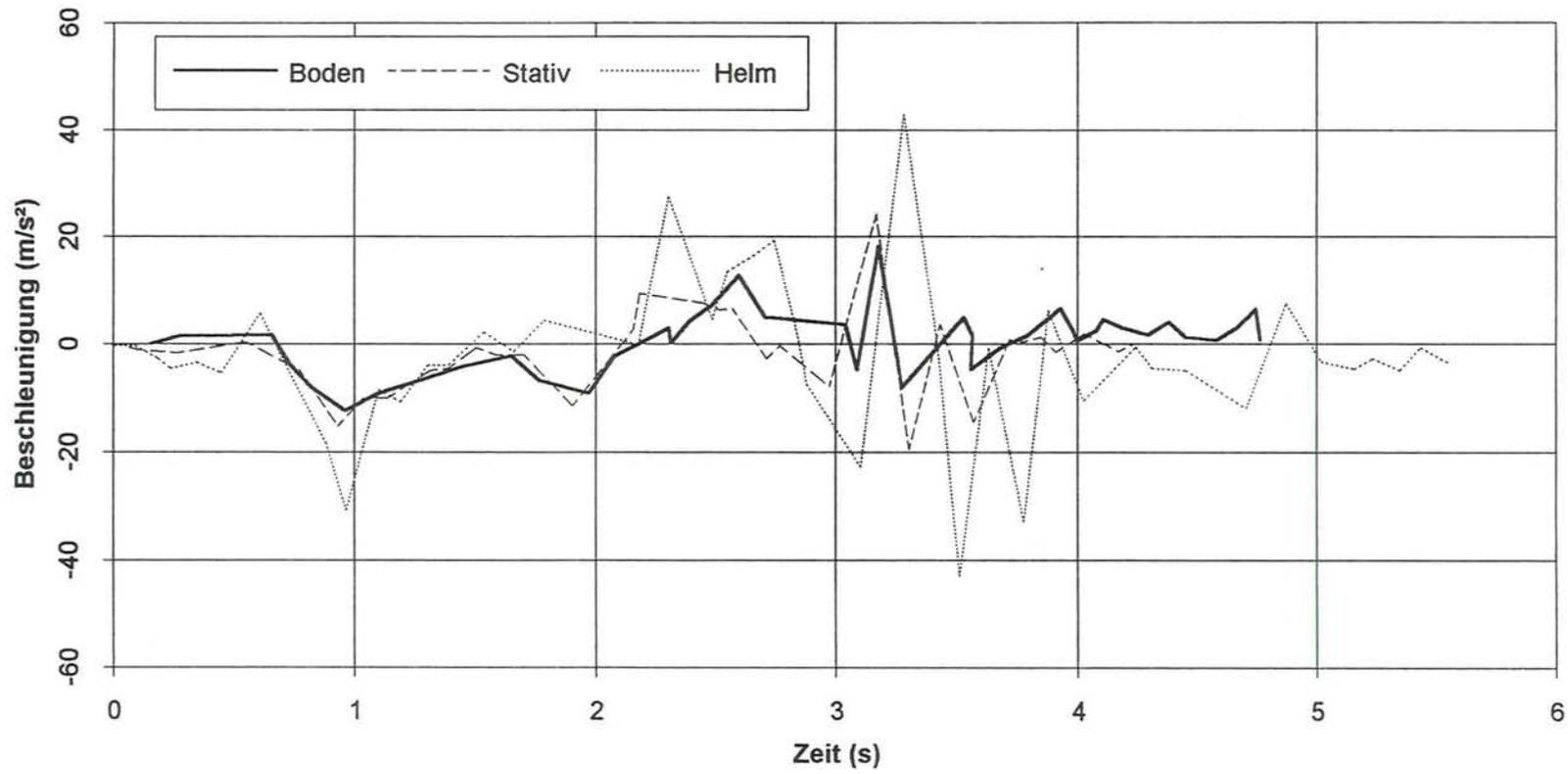
Shuttle ----- Y - Richtung / Wagen 7 / Boden / Helm



Dreifach - Looping ----- Y-Richtung / Wagen 6 / Boden / Stativ / Helm



Dreifach - Looping ----- Y - Richtung / Wagen 6 / Boden / Stativ / Helm



Vierfachlooping ----- Y - Richtung / Wagen 6 / Boden / Brust

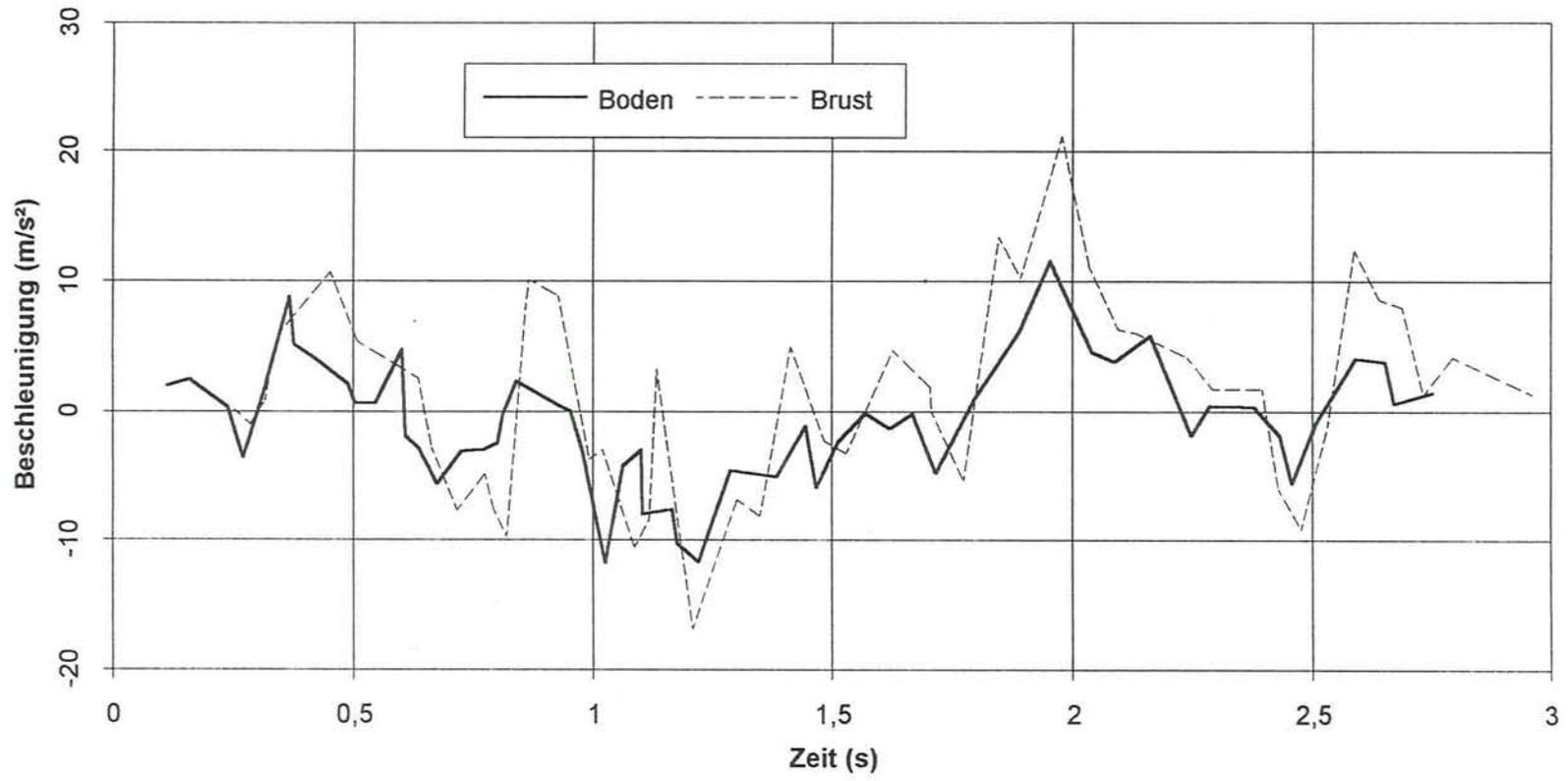
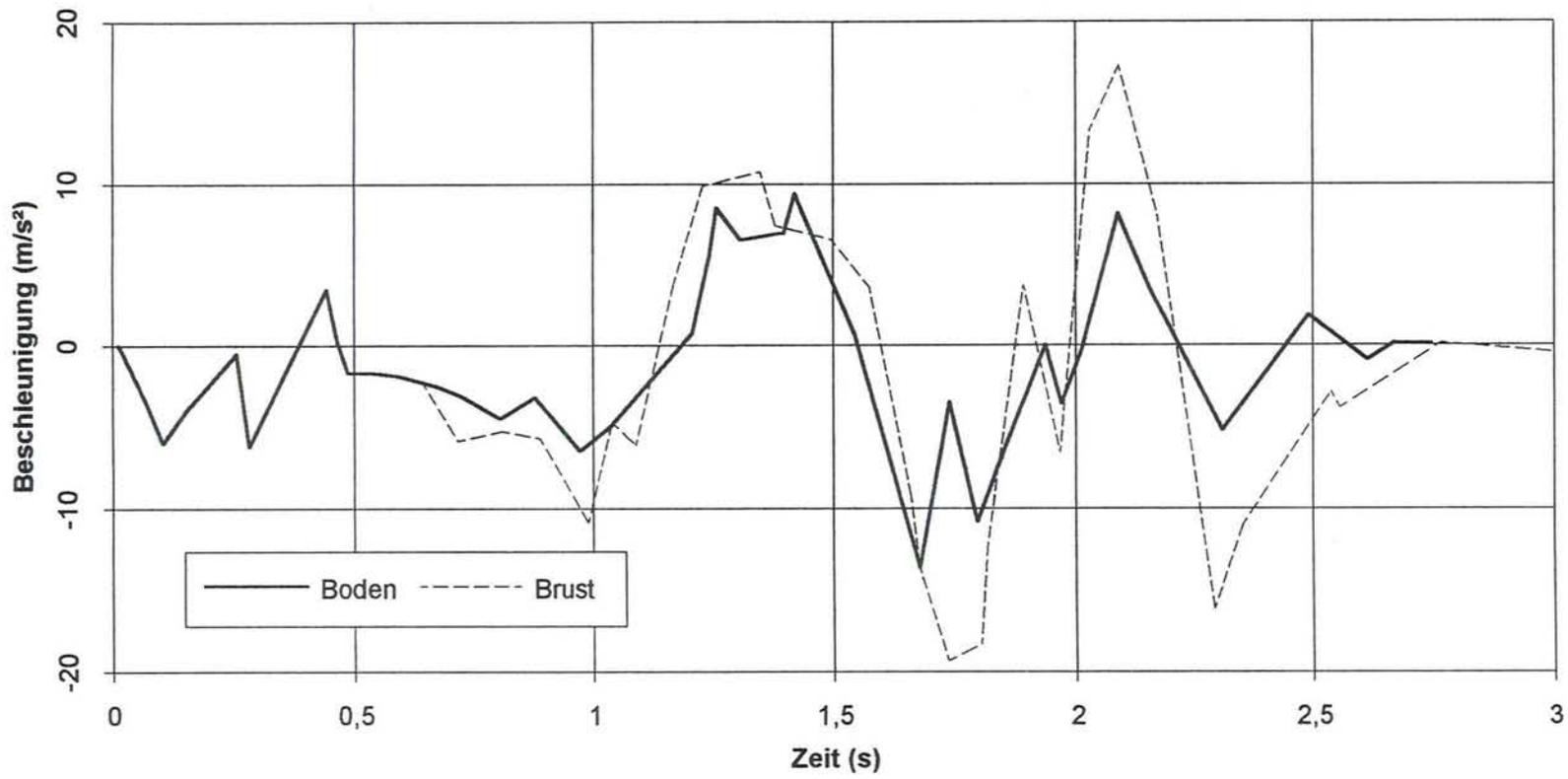
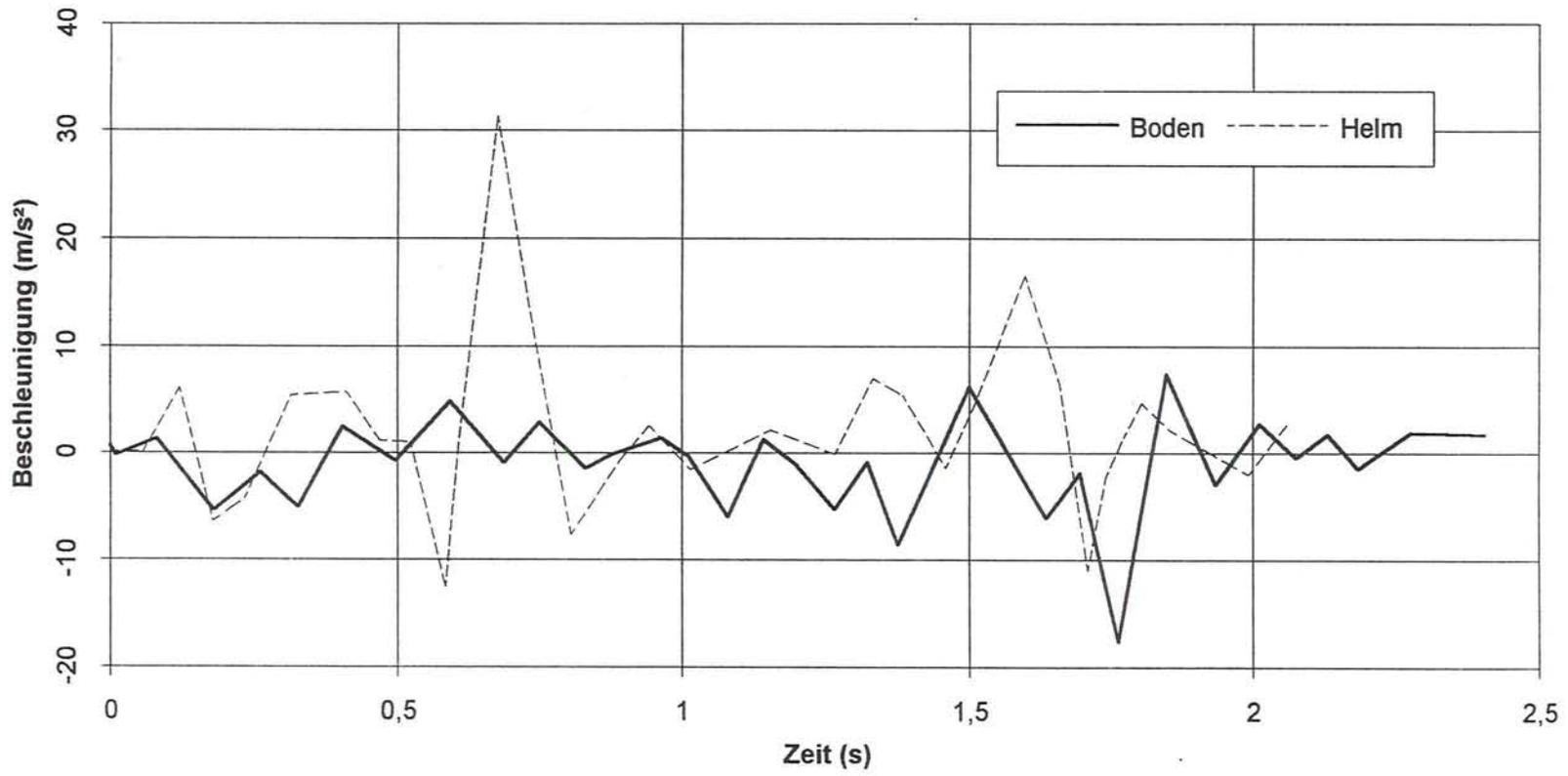


Bild 4.19

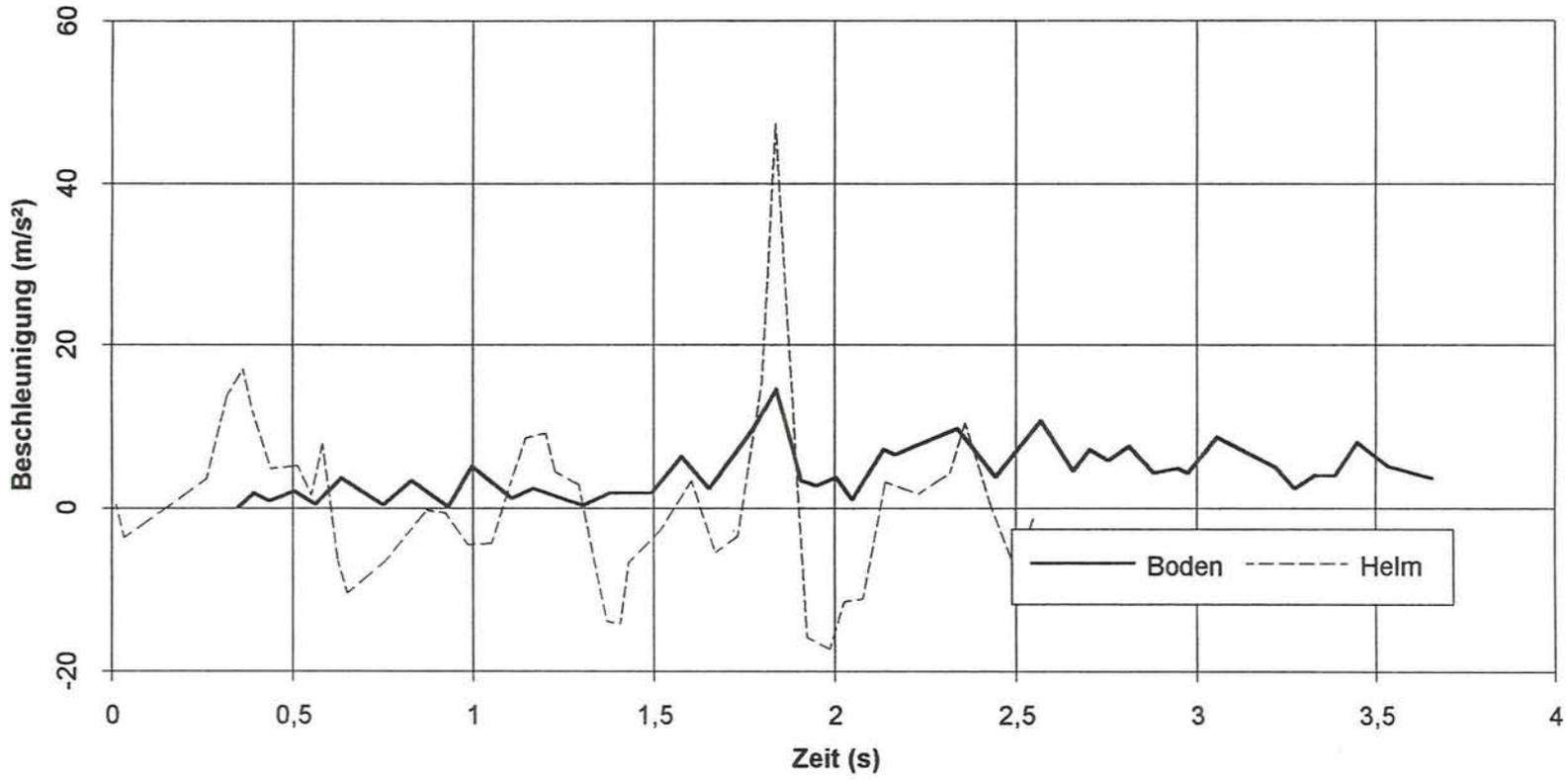
Vierfachlooping ----- Y - Richtung / Wagen 6 / Boden / Brust



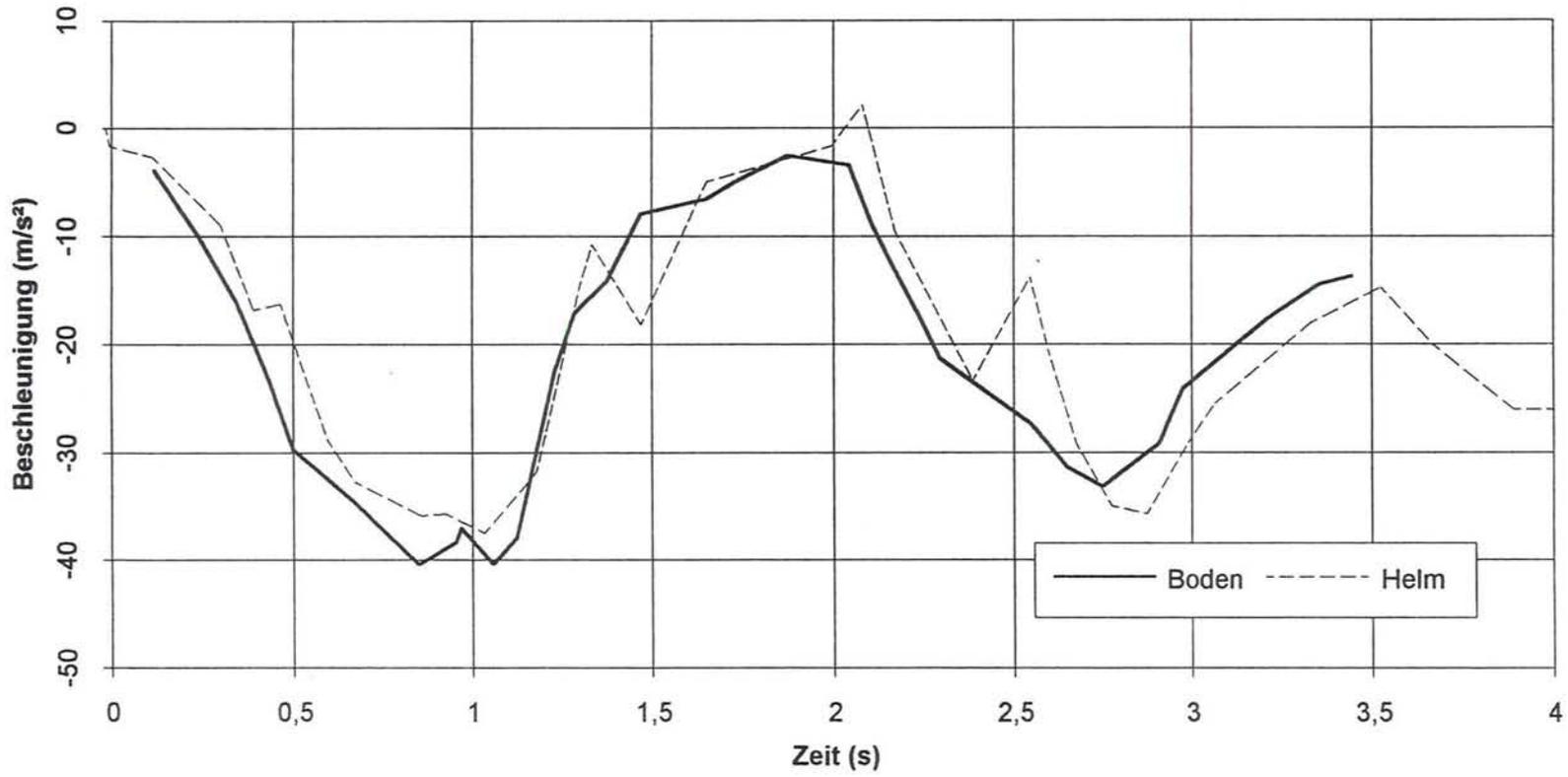
Fünffach - Looping ----- Y - Richtung / Wagen 7 / Boden / Helm



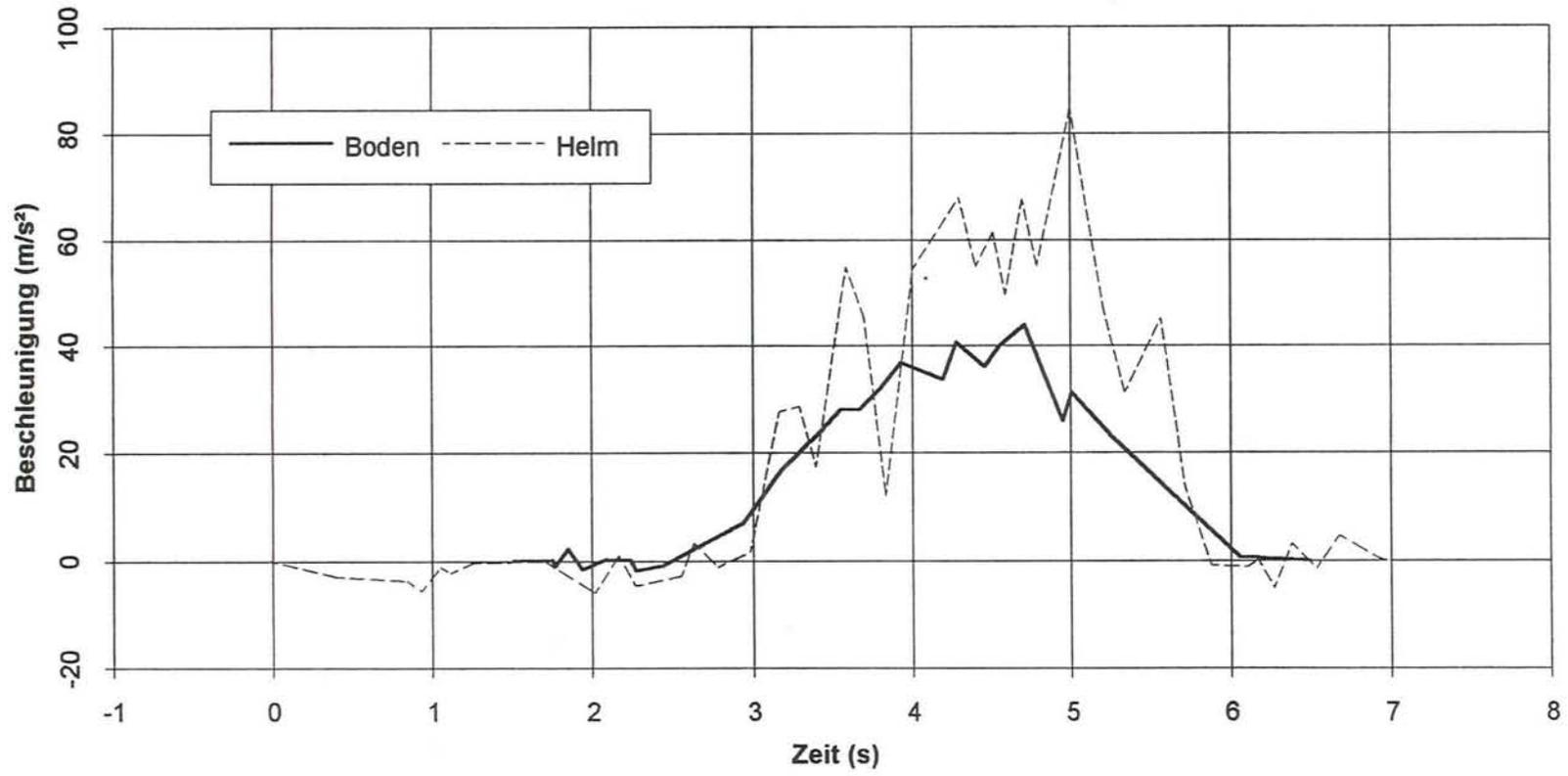
Fünffach - Looping ----- Y - Richtung / Wagen 7 / Boden / Helm



Meßwerte Shuttle ----- Z-Richtung / Wagen 7 / Boden / Helm



Dreifach - Looping ----- Z-Richtung / Wagen 6 / Boden / Helm



Dreifach - Looping ----- Z-Richtung / Wagen 6 / Boden / Helm

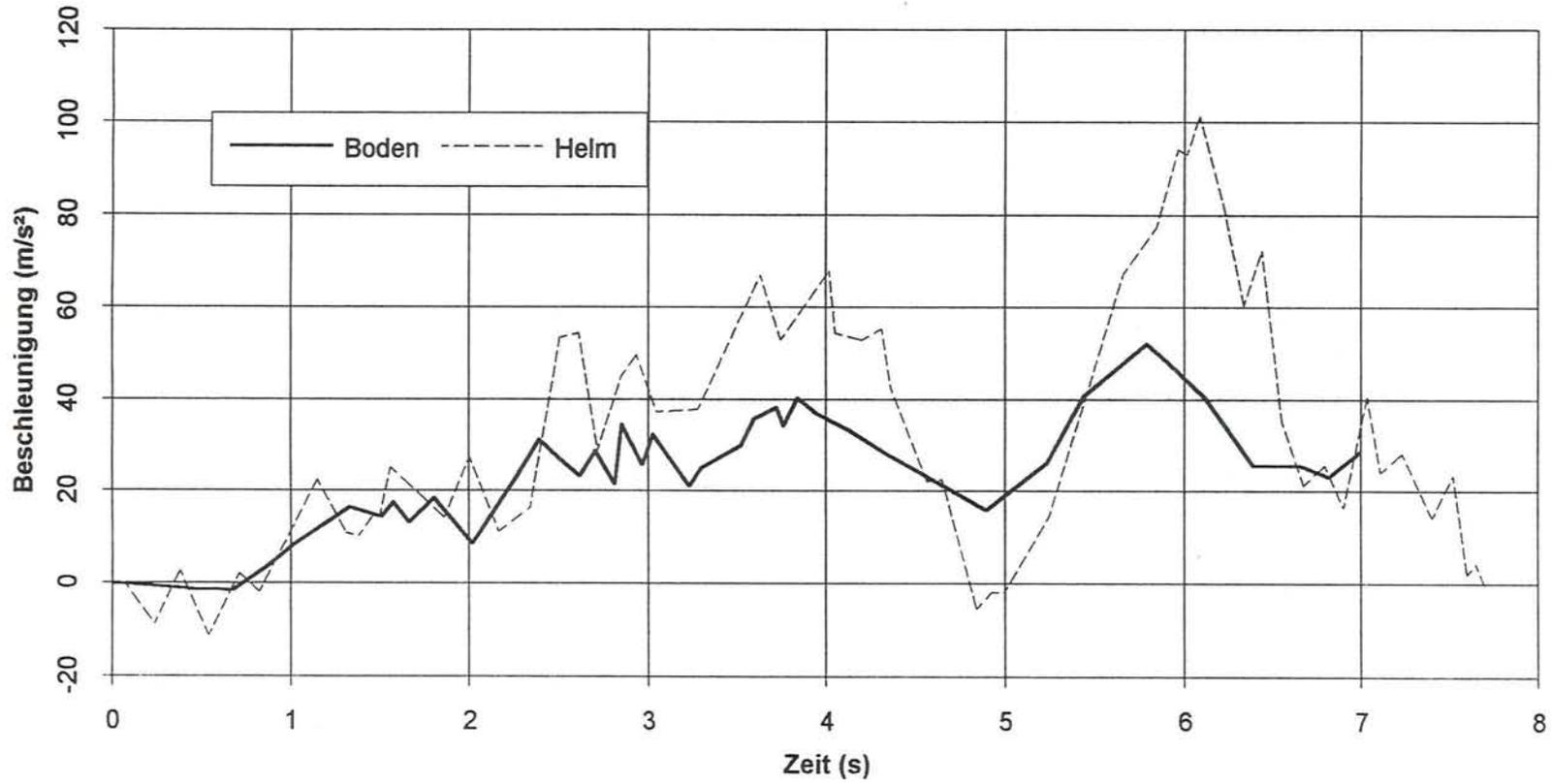
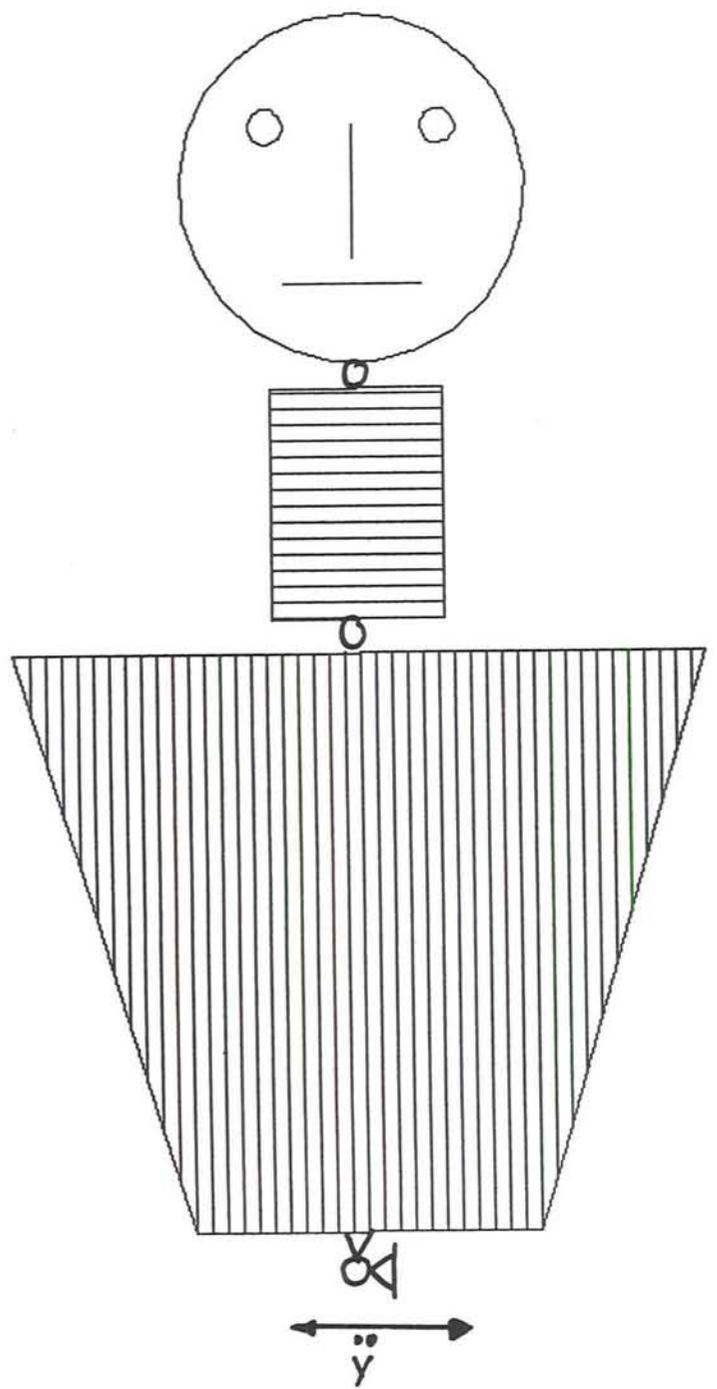
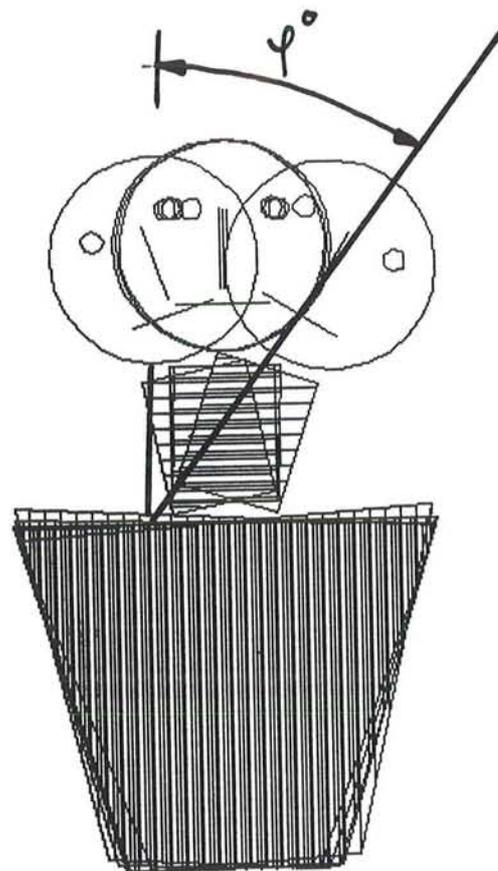


Bild 5.1 Biomechanisches Modell für Querschleunigungen



	Masse (Kg)	Trägheitsmoment (kgm <sup>2</sup> )
Kopf	4,42	0,0248
Hals	0,88	0,01
Torso	21,73	0,2352
	Drehfedersteifigkeit (Nm)	Dämpfungskonstante (Nm/s)
Kopf / Hals	154	0,9
Hals / Torso	154	0,9
Torso / Sitz	317	10



**Bild 5.2** Definition des Verdrehwinkels zwischen Kopf und Rumpf

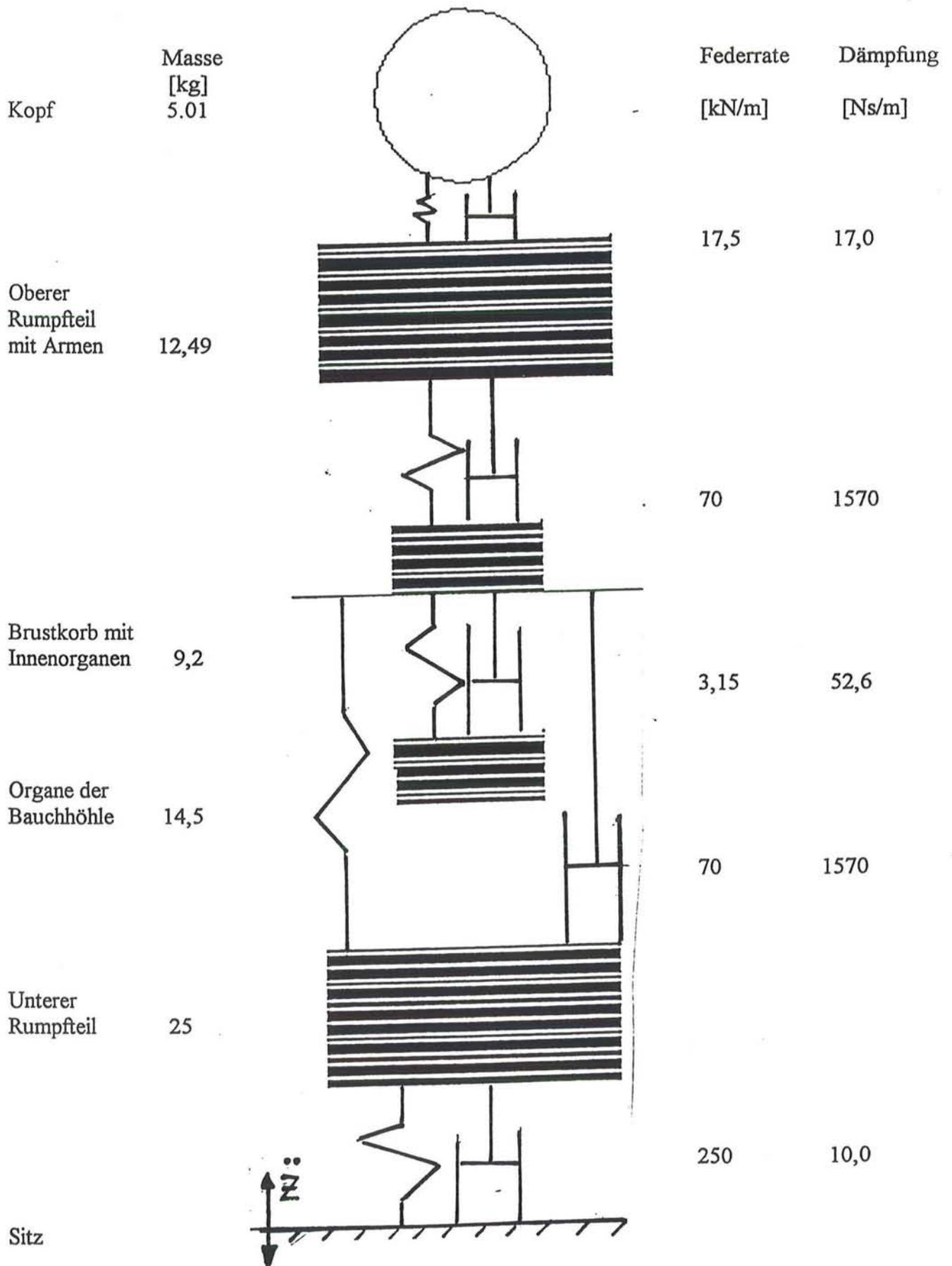
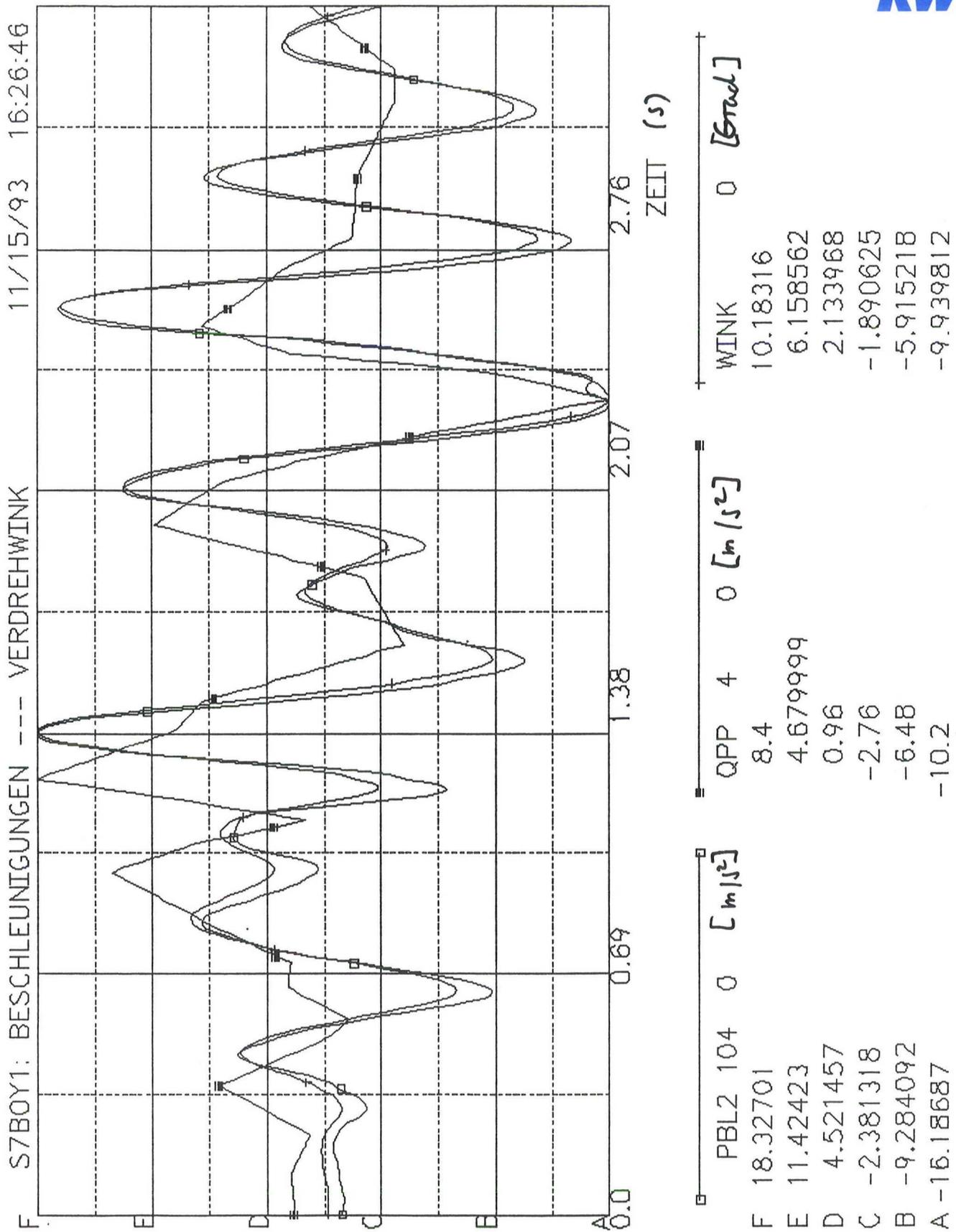
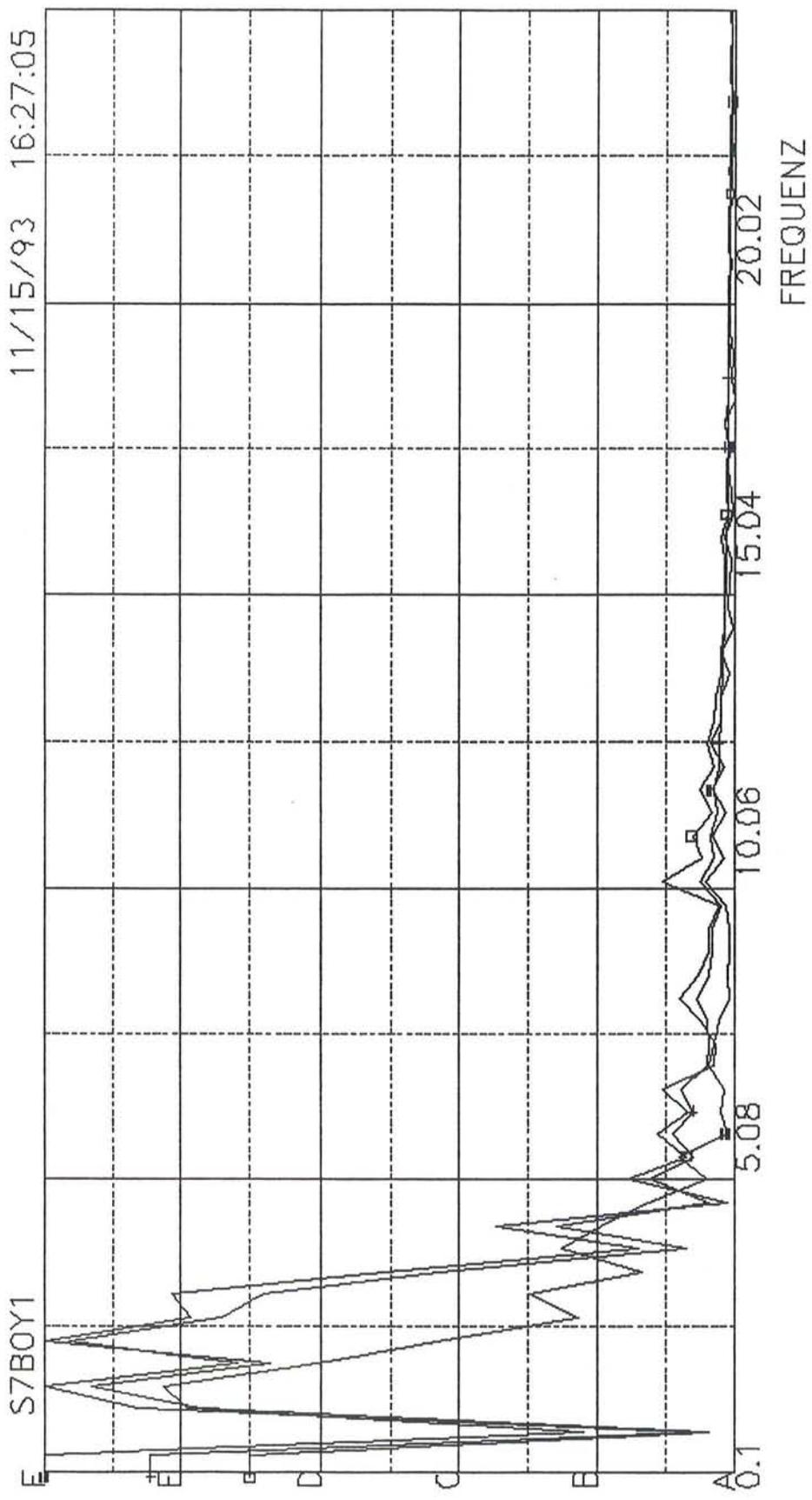


Bild 5.3 Biomechanisches Modell für Vertikalbeschleunigungen



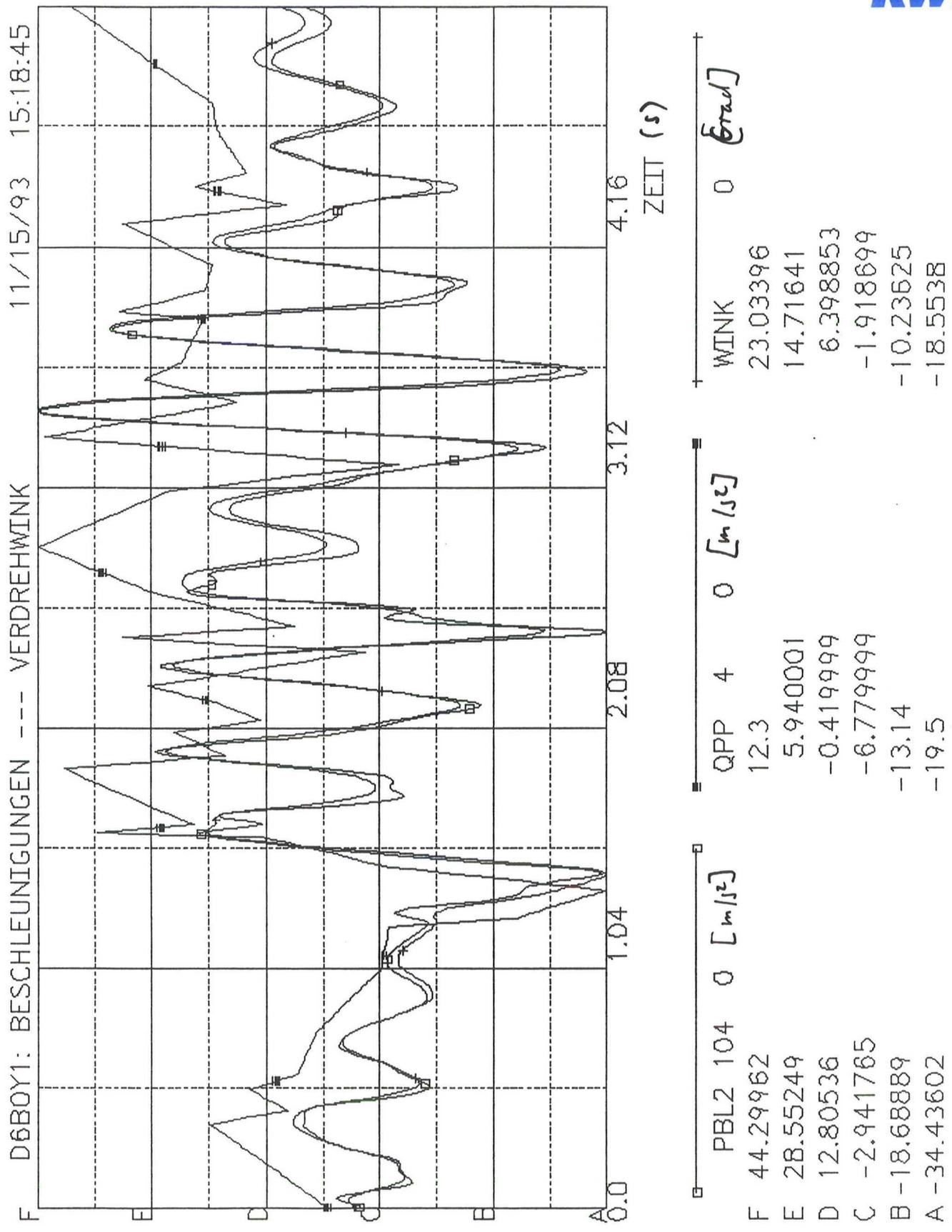
**Bild 6.1** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Shuttle in Y-Richtung  
(PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung  
Wink = Winkel Kopf/Rumpf)

11/15/93 16:27:05

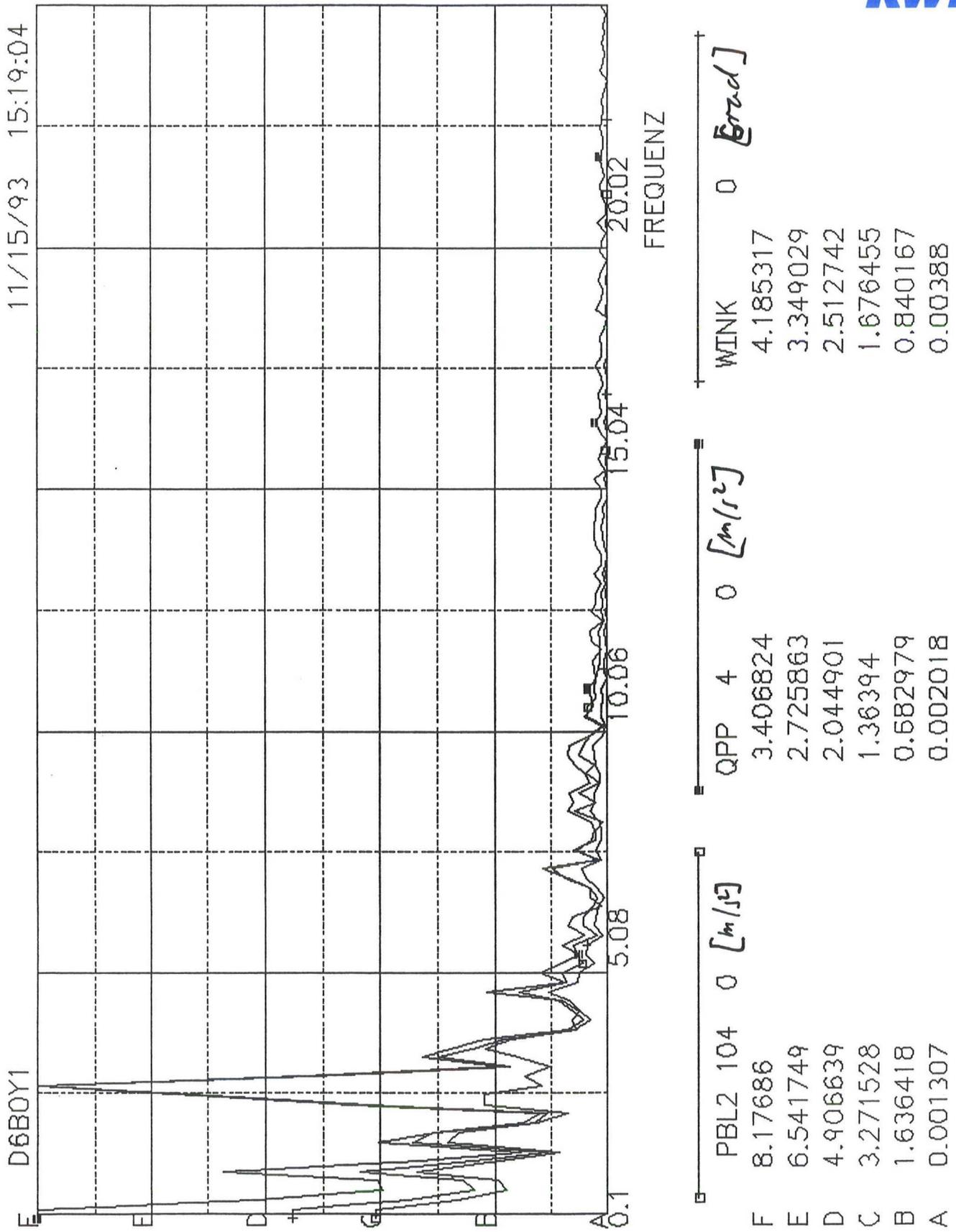


	PBL2	104	0	QPP	4	0	Wink	0
F	3.25554			1.951508			1.836945	
E	2.613203			1.561474			1.473968	
D	1.970866			1.17144			1.110991	
C	1.328529			0.781406			0.748013	
B	0.6886192			0.391372			0.385036	
A	0.043855			0.001338			0.022059	

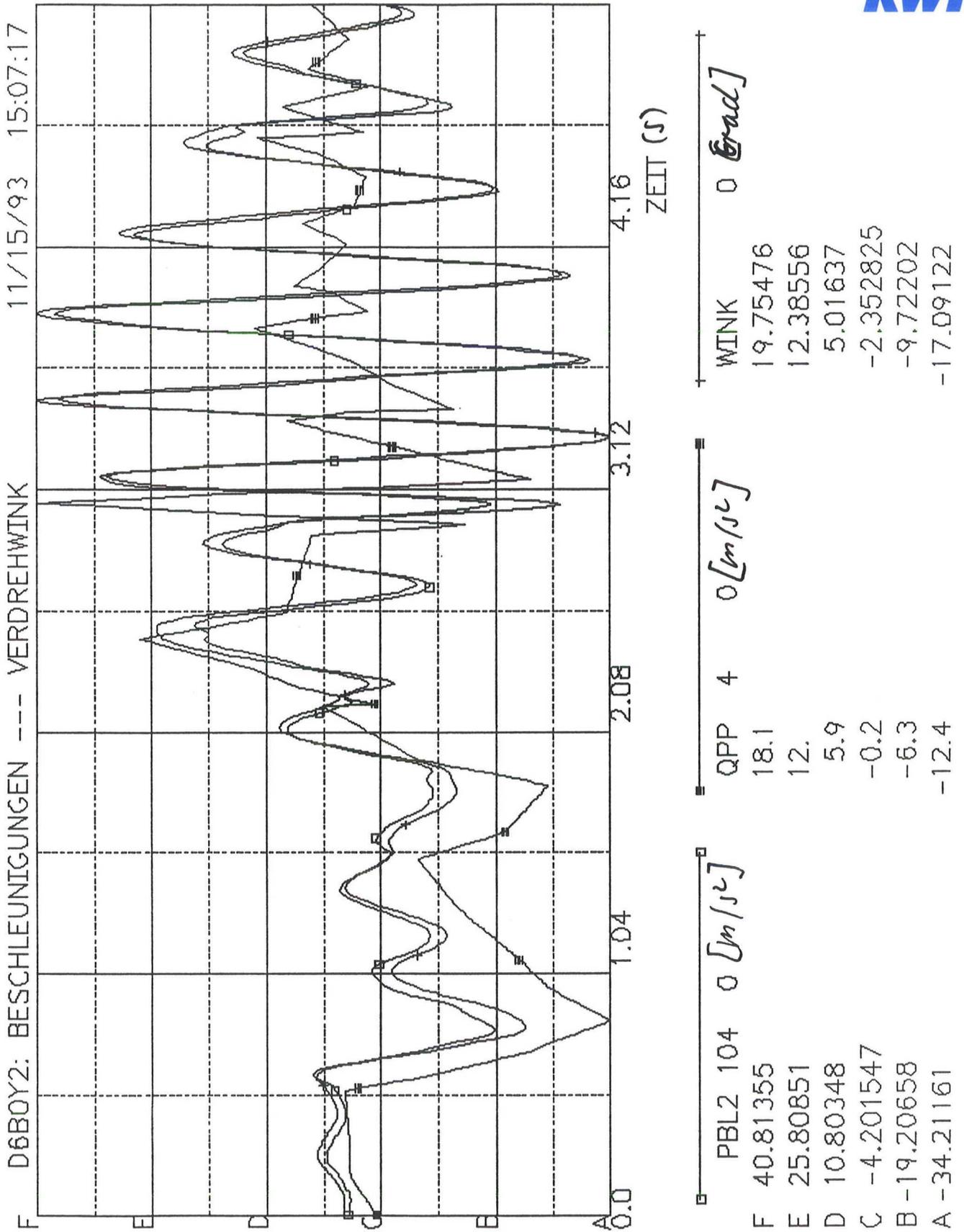
**Bild 6.2 Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Shuttle in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)**



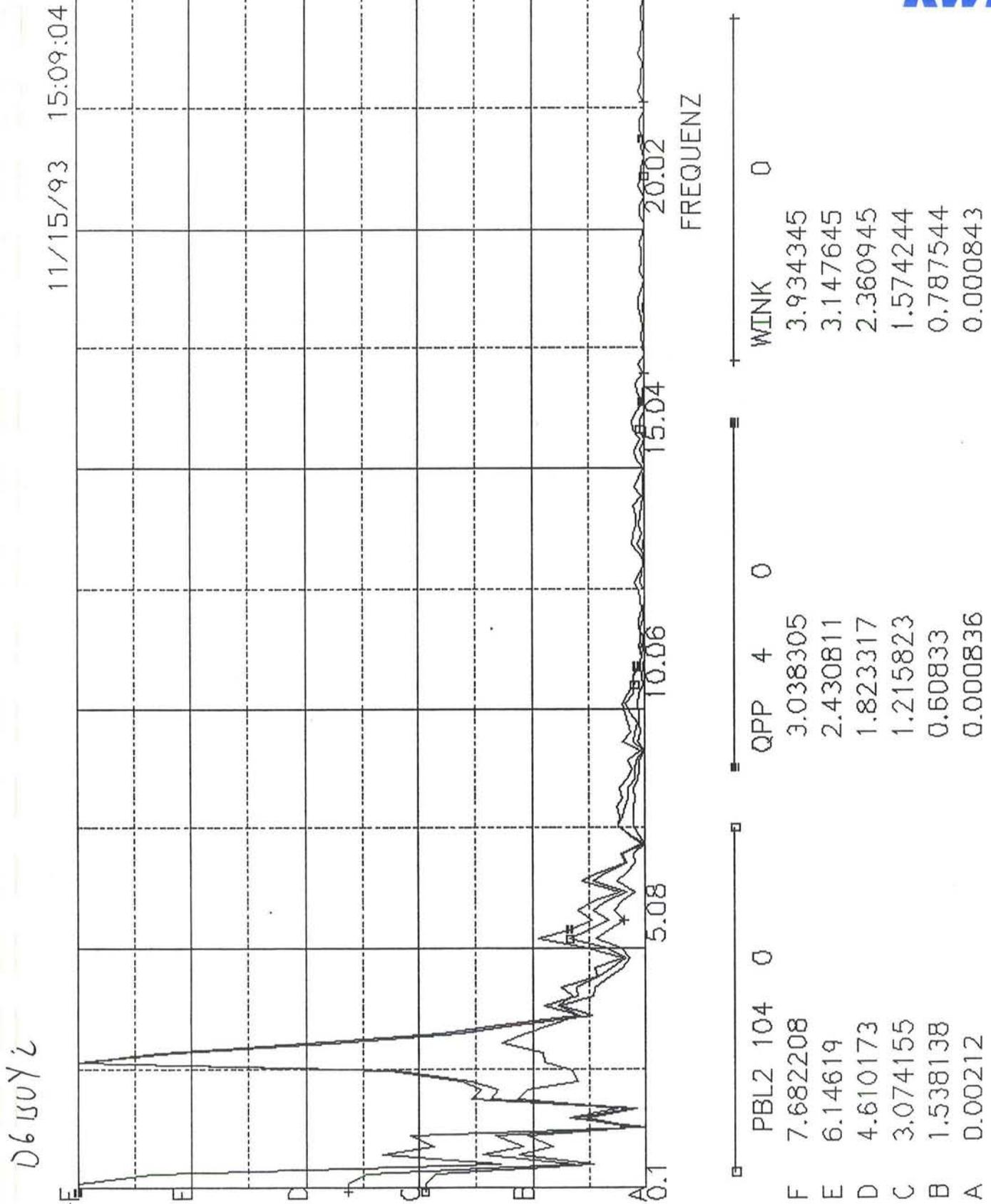
**Bild 6.3** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Dreifach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



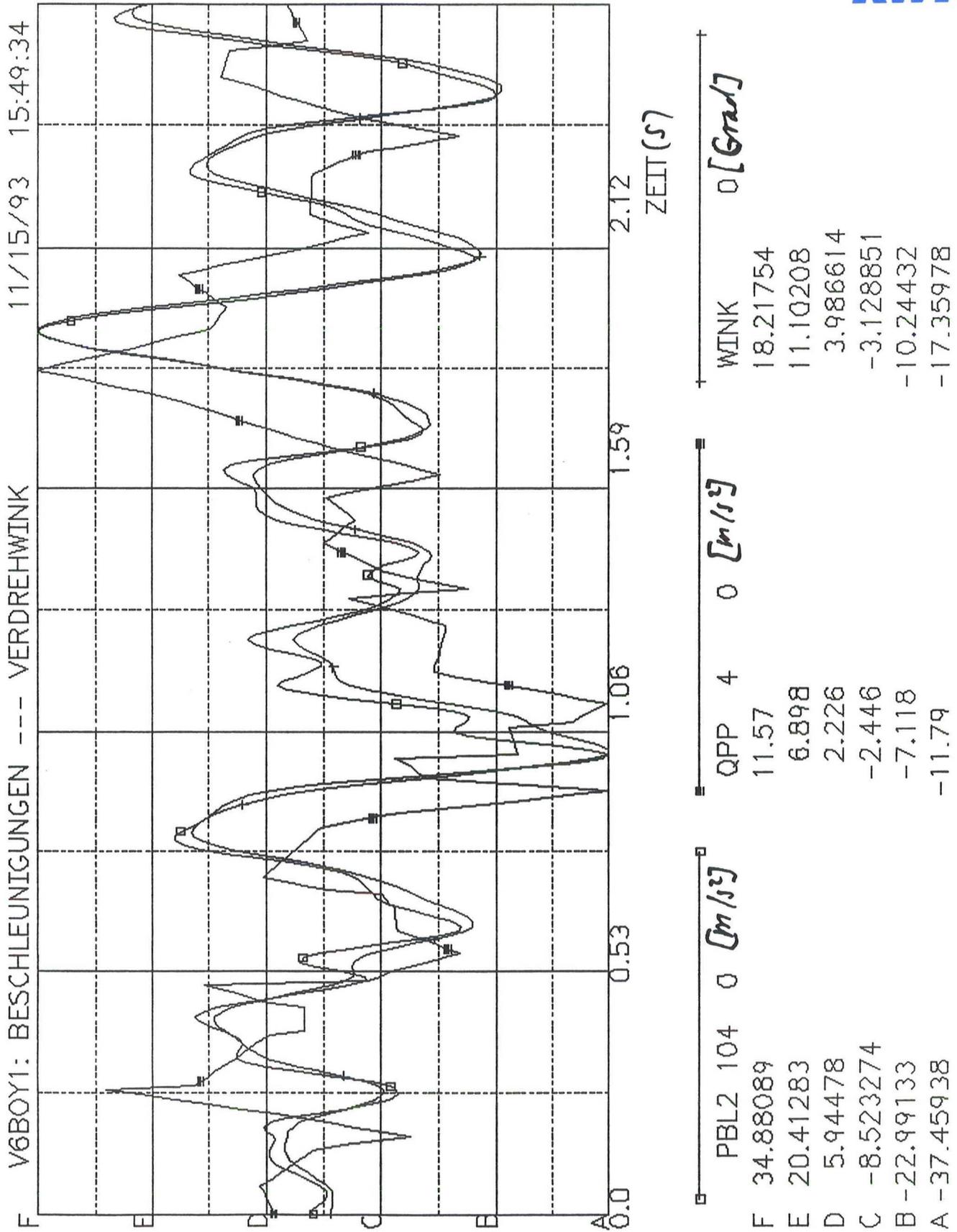
**Bild 6.4** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Dreifach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



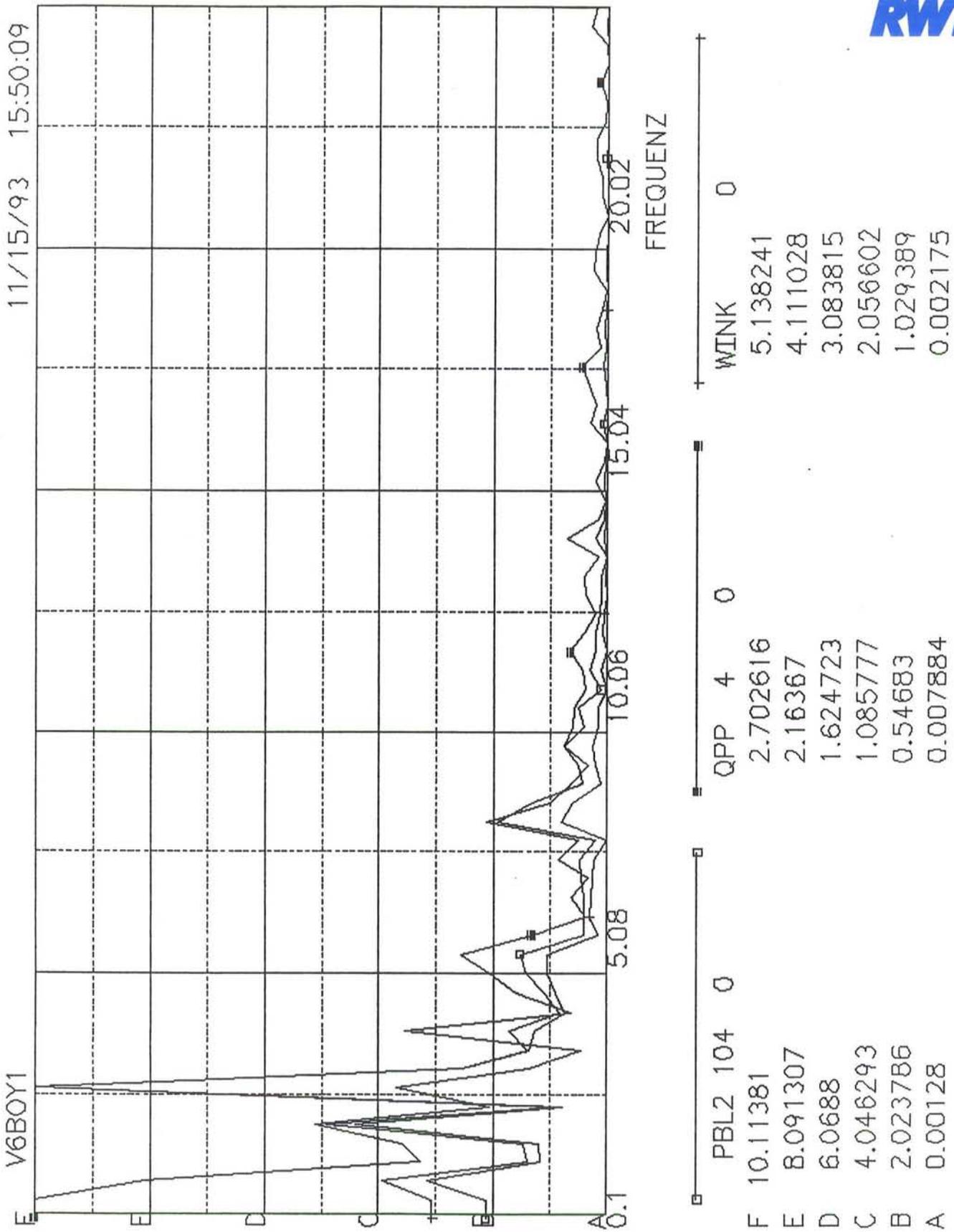
**Bild 6.5** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Dreifach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



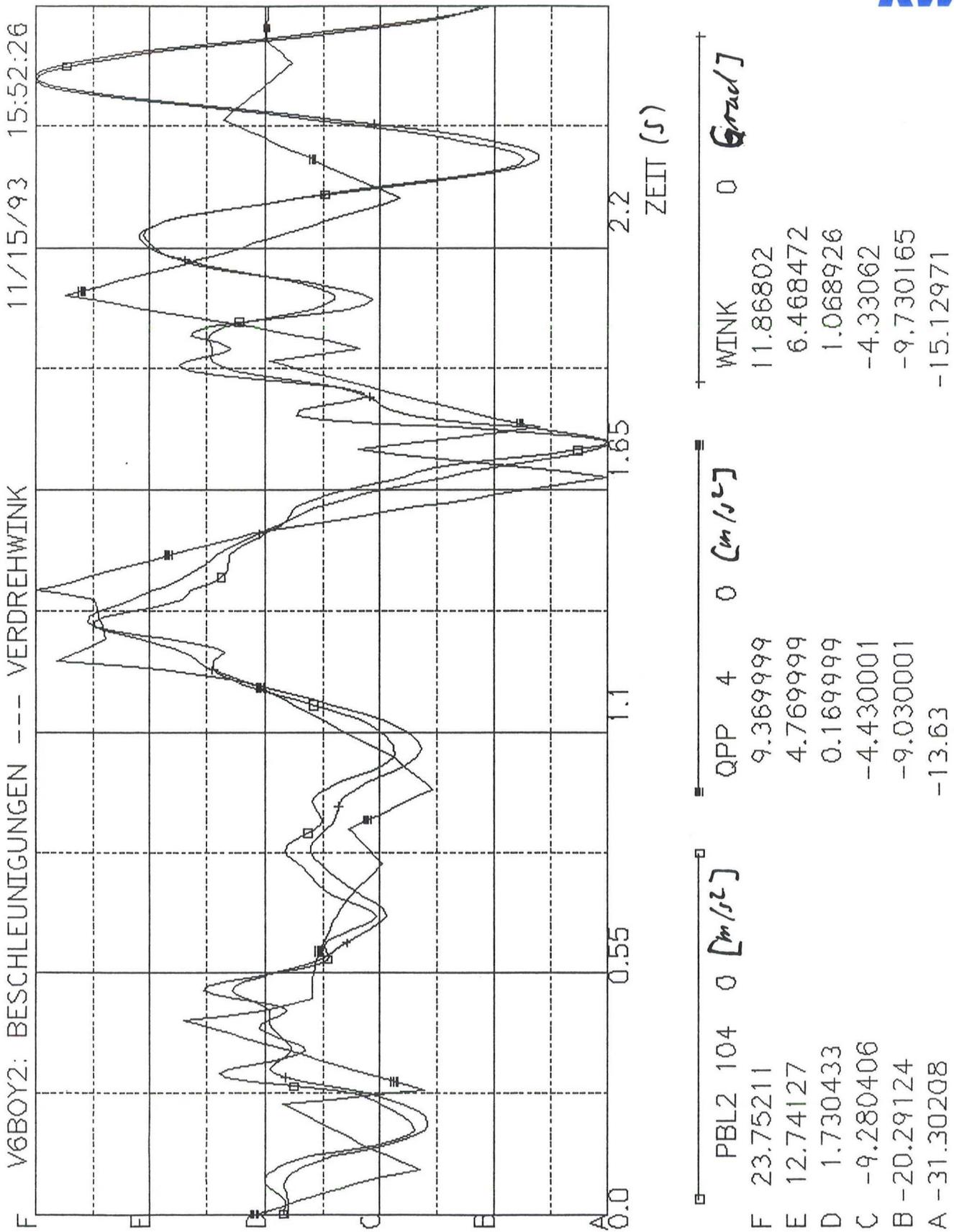
**Bild 6.6** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Dreifach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



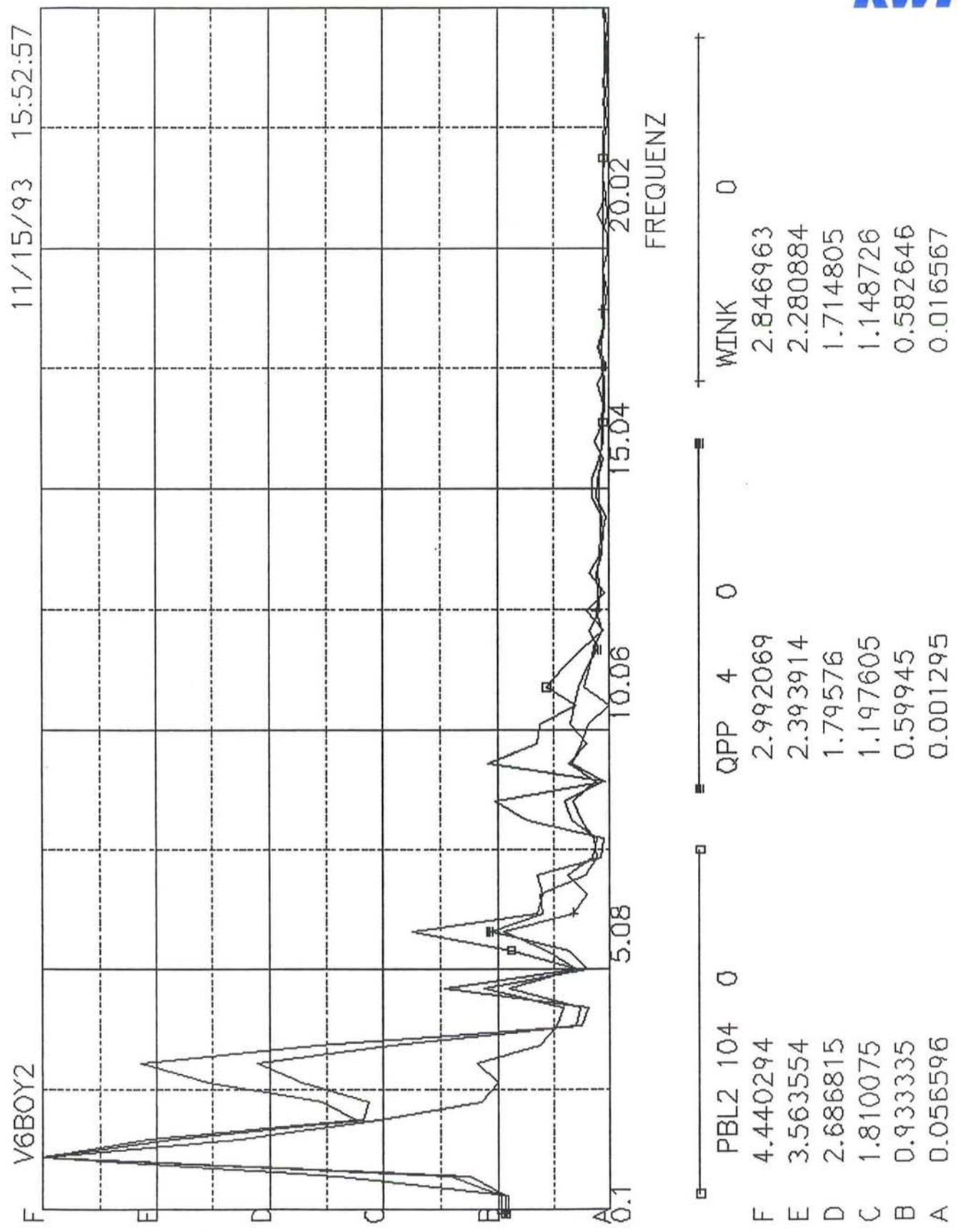
**Bild 6.7** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Vierfach-Looping in Y-Richtung  
(PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung  
Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



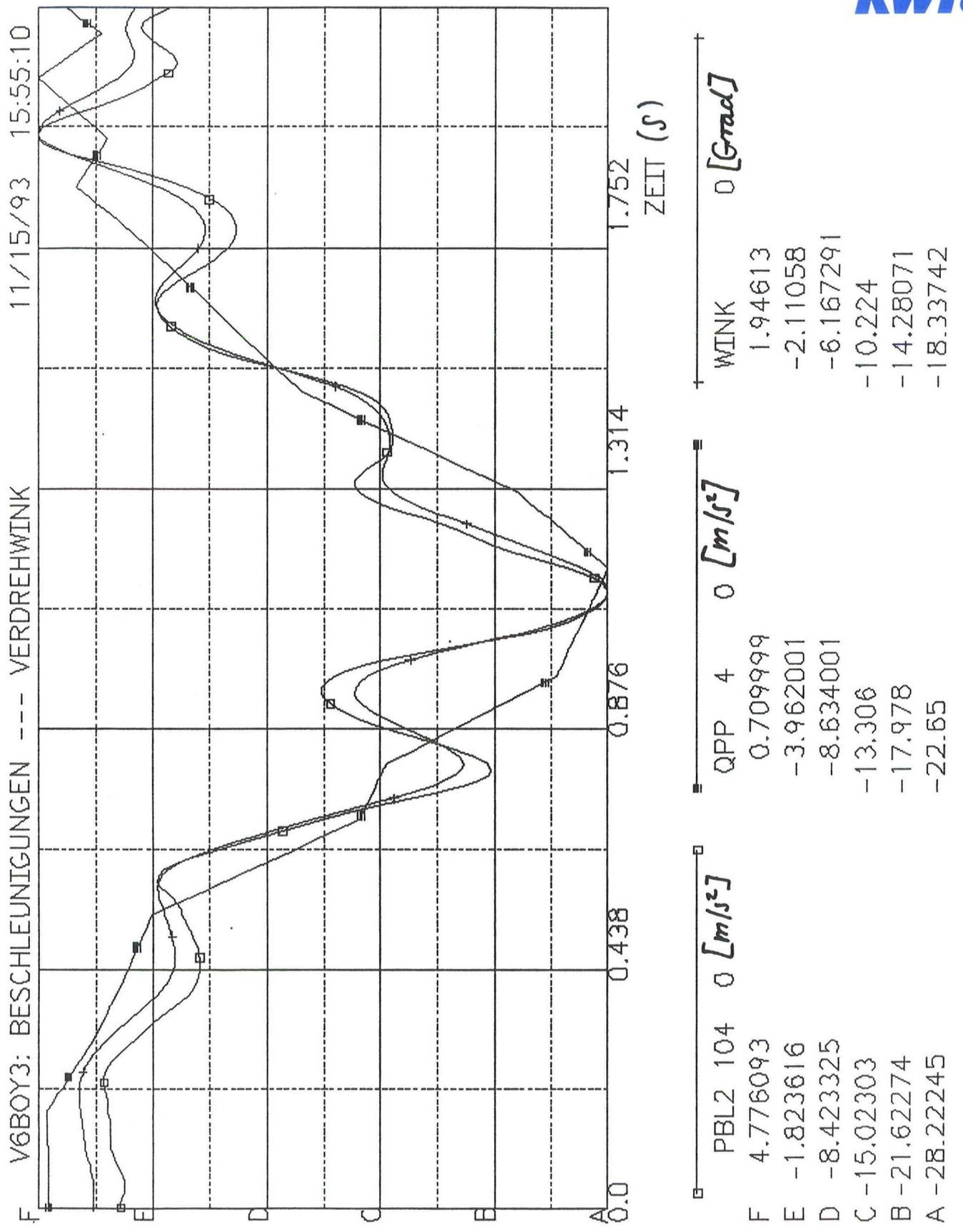
**Bild 6.8** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Vierfach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



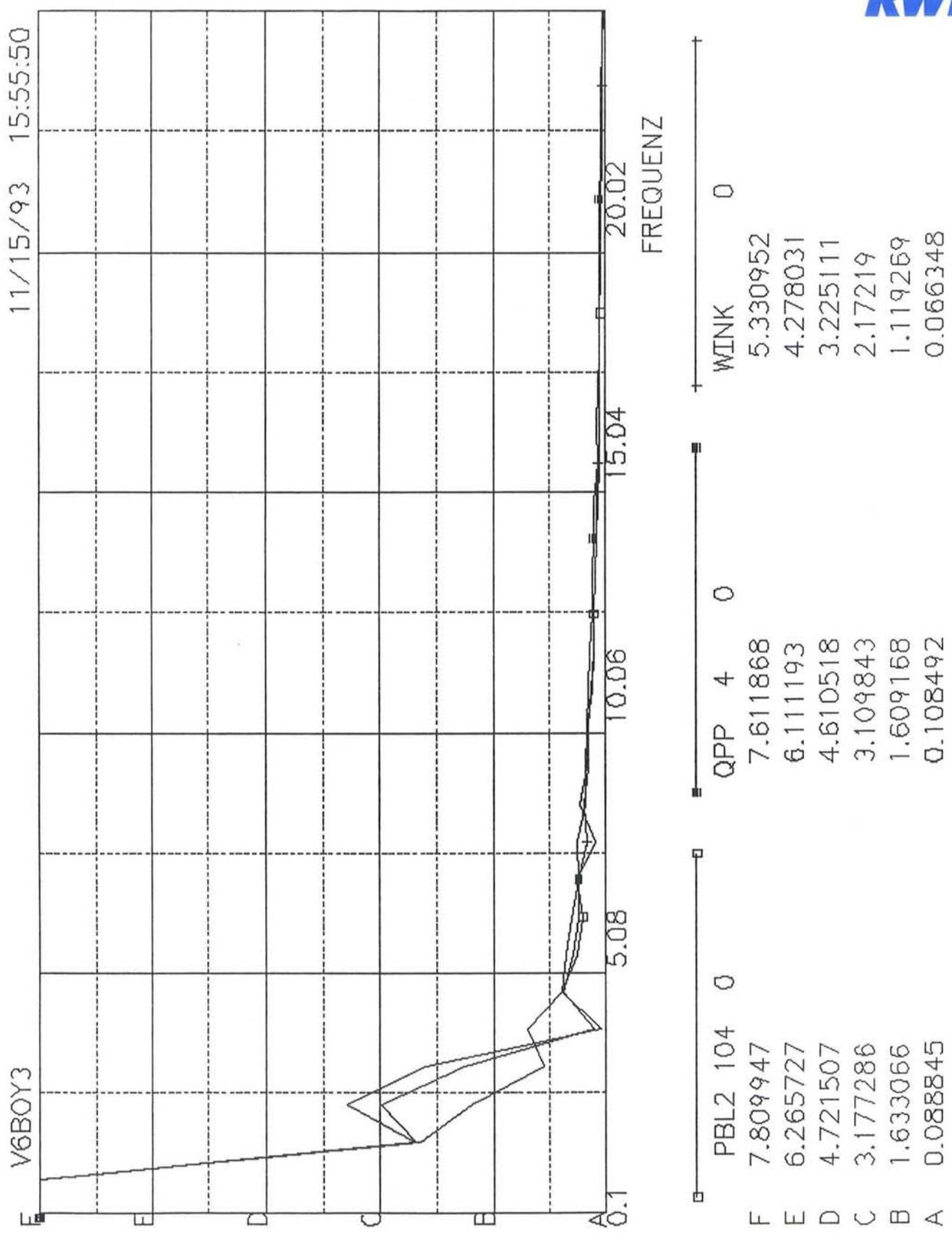
**Bild 6.9** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Vierfach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



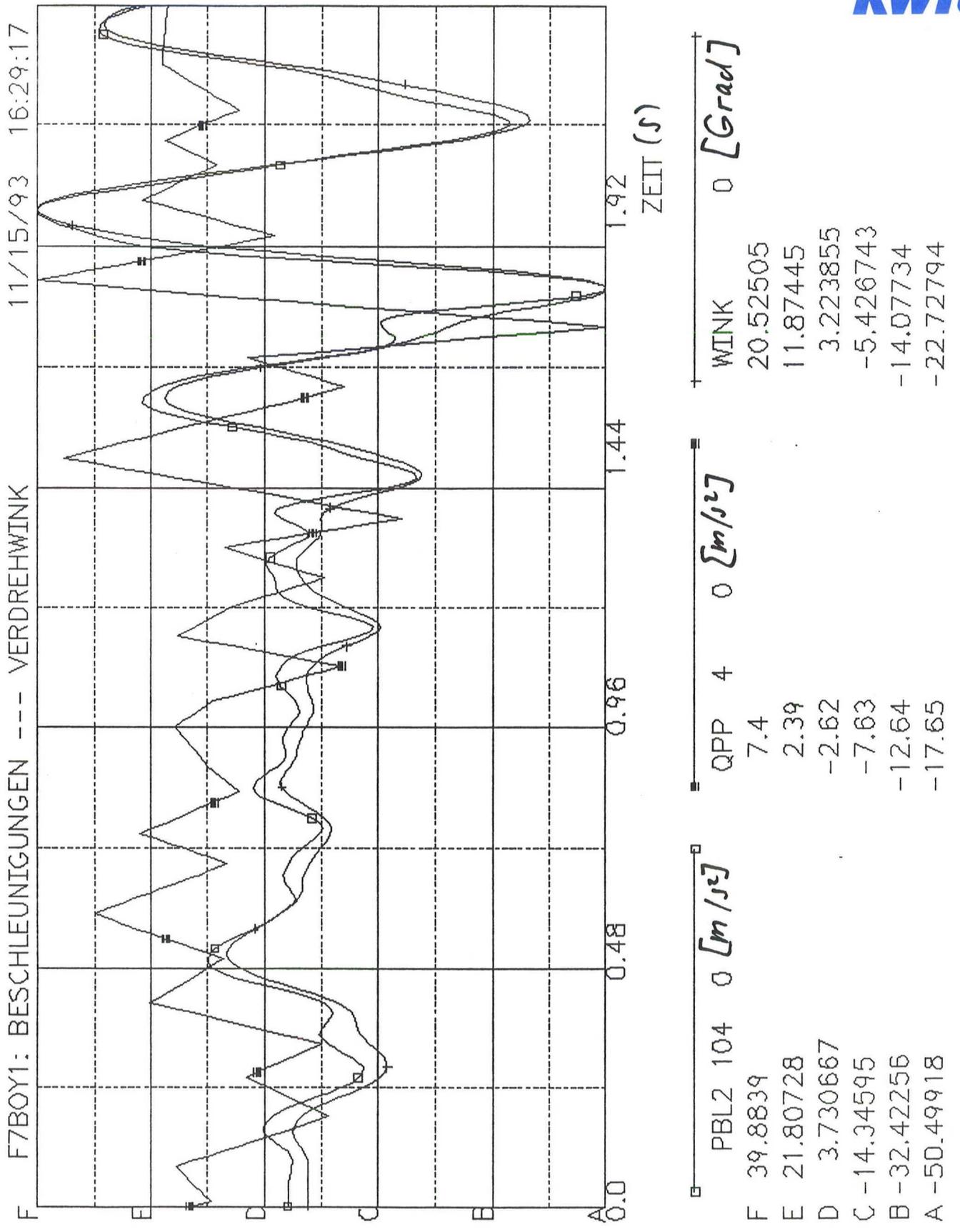
**Bild 6.10** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Vierfach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



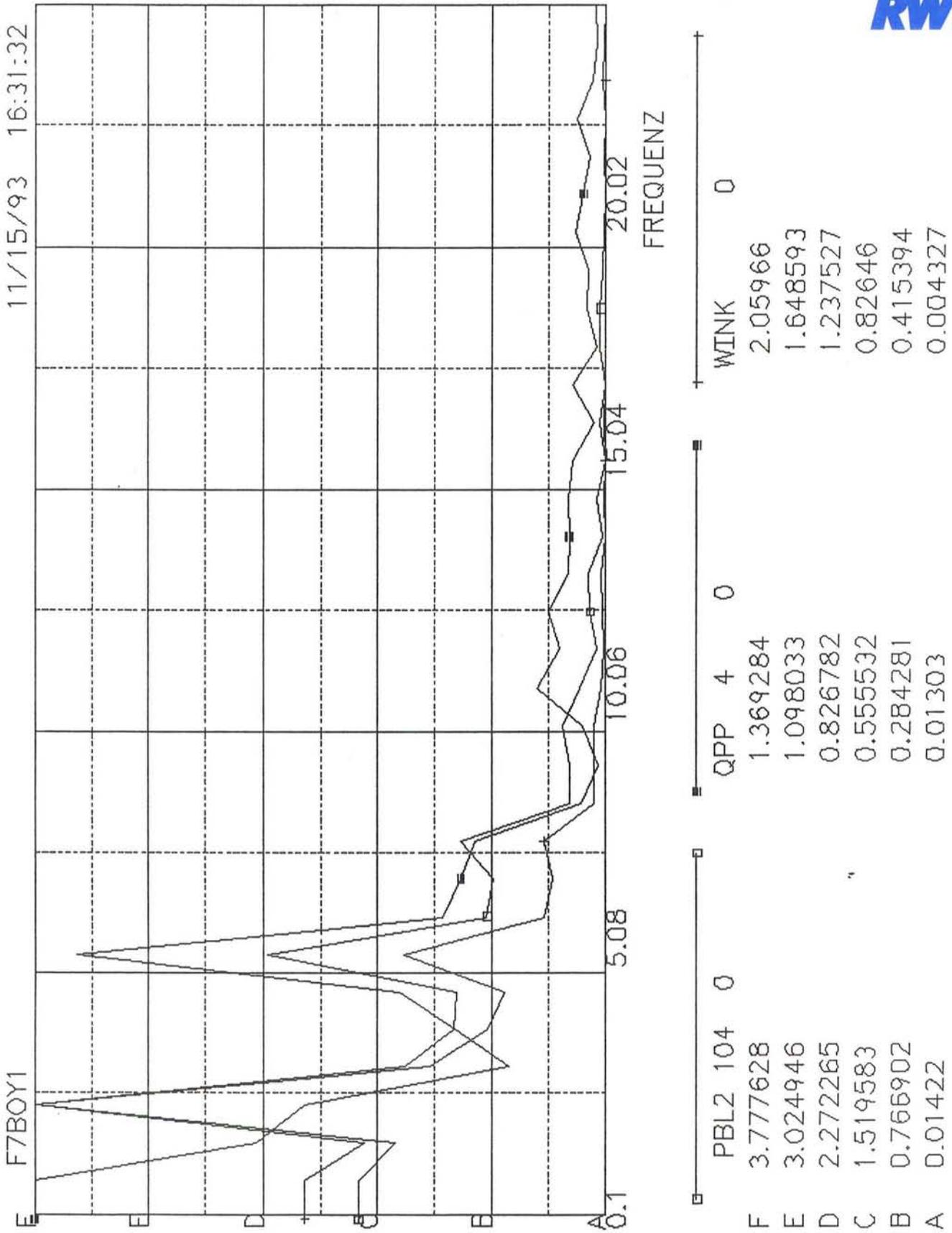
**Bild 6.11** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Vierfach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



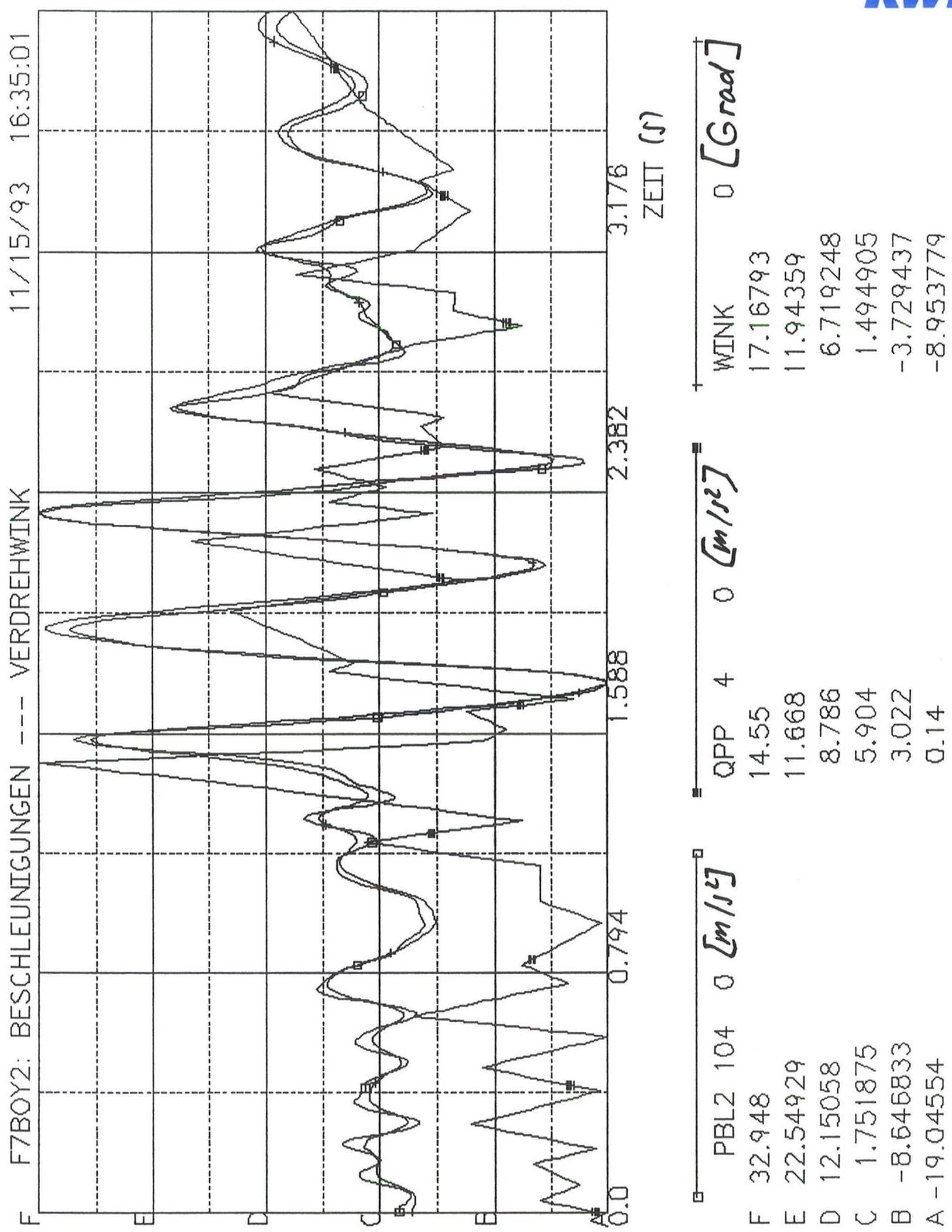
**Bild 6.12** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Vierfach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



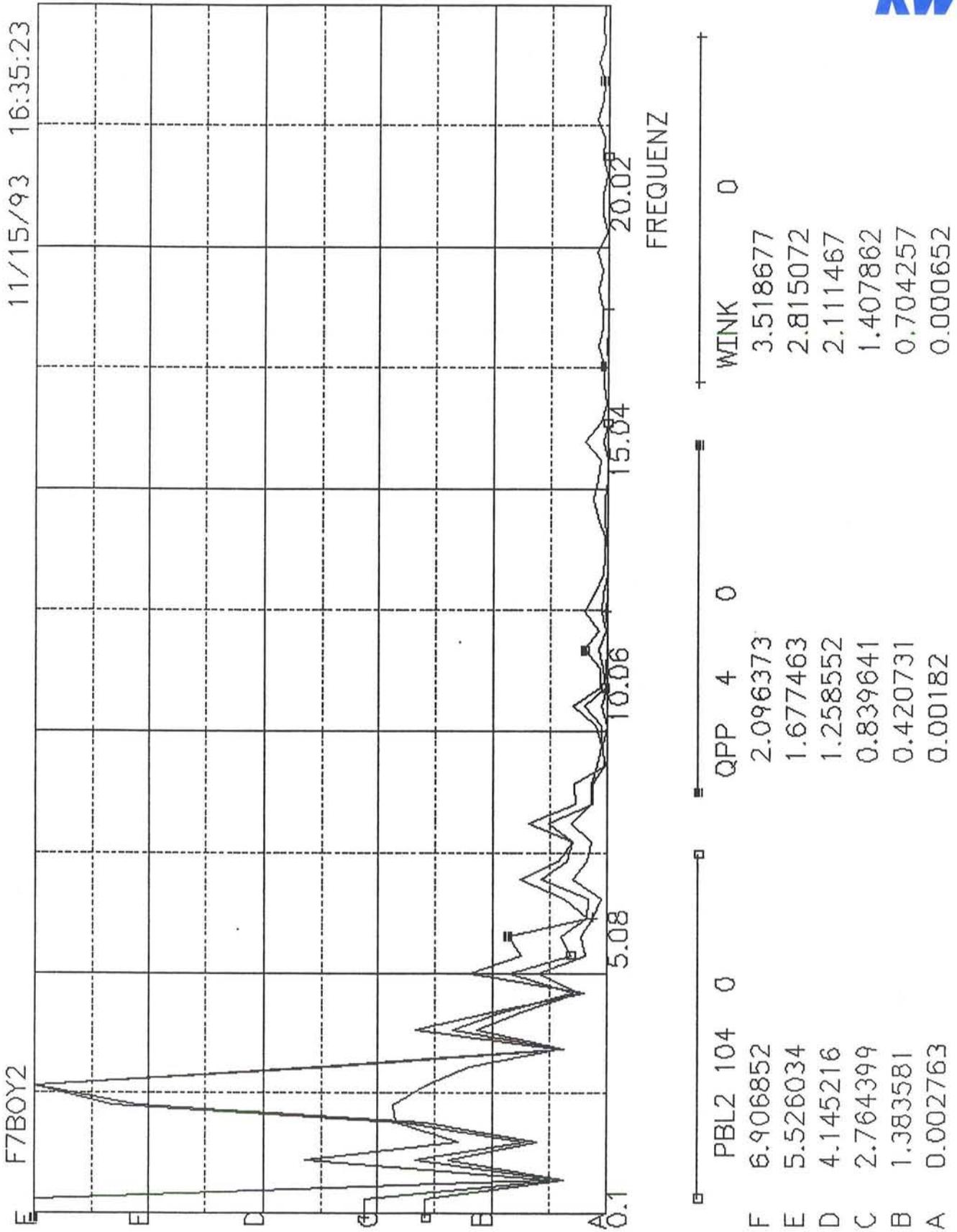
**Bild 6.13** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Fünffach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



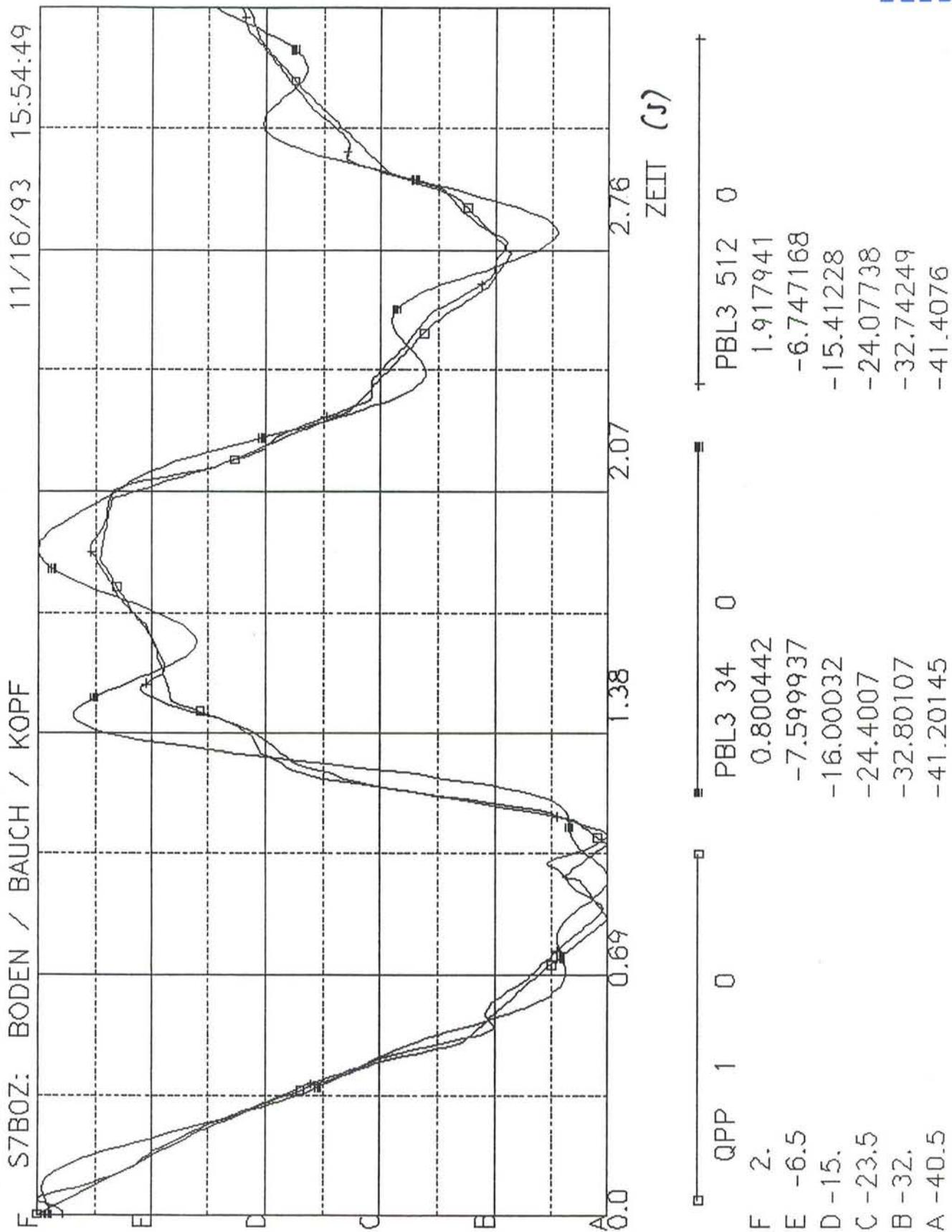
**Bild 6.14** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Fünffach-Looping in Y-Richtung  
(PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung  
Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



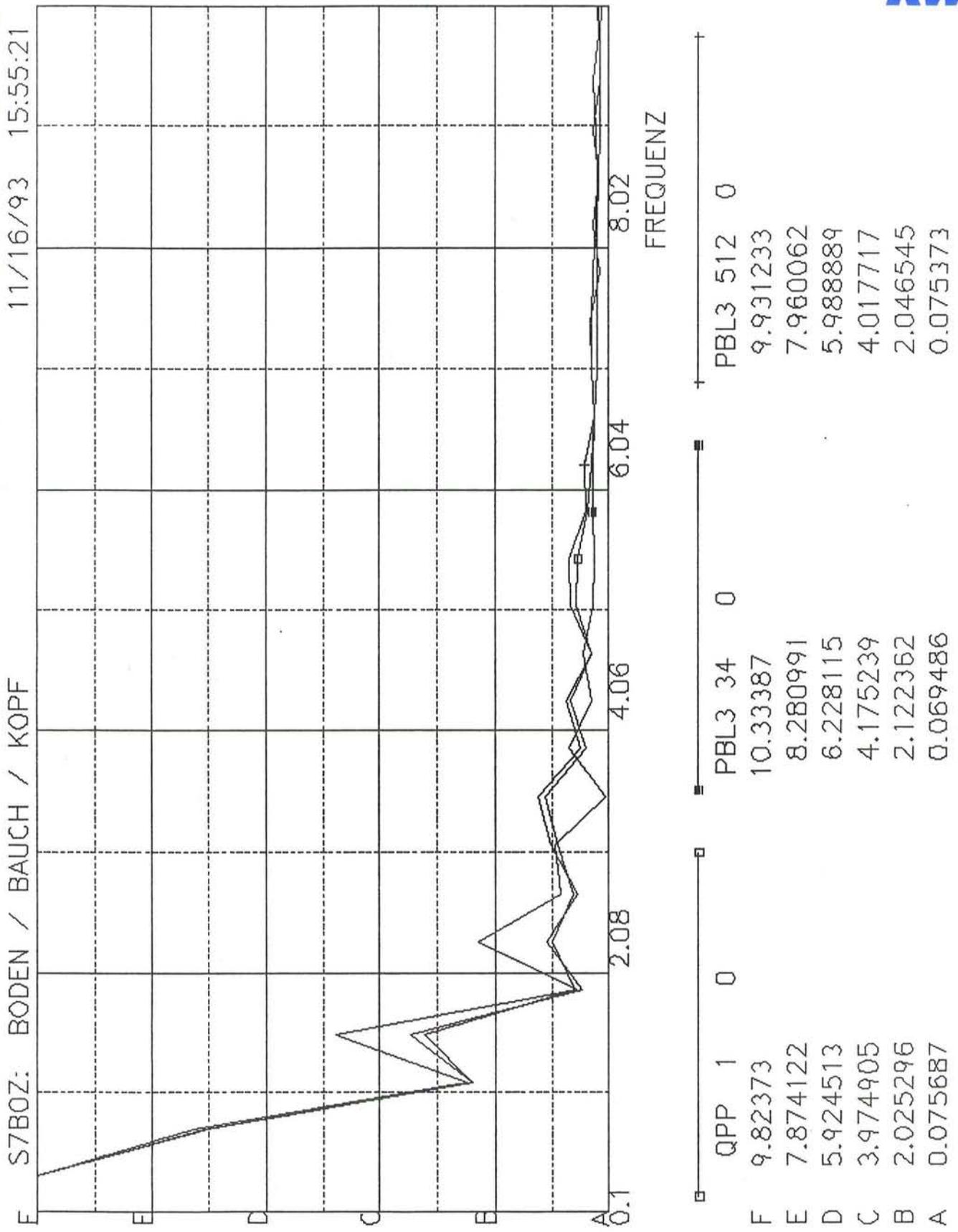
**Bild 6.15** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Fünffach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



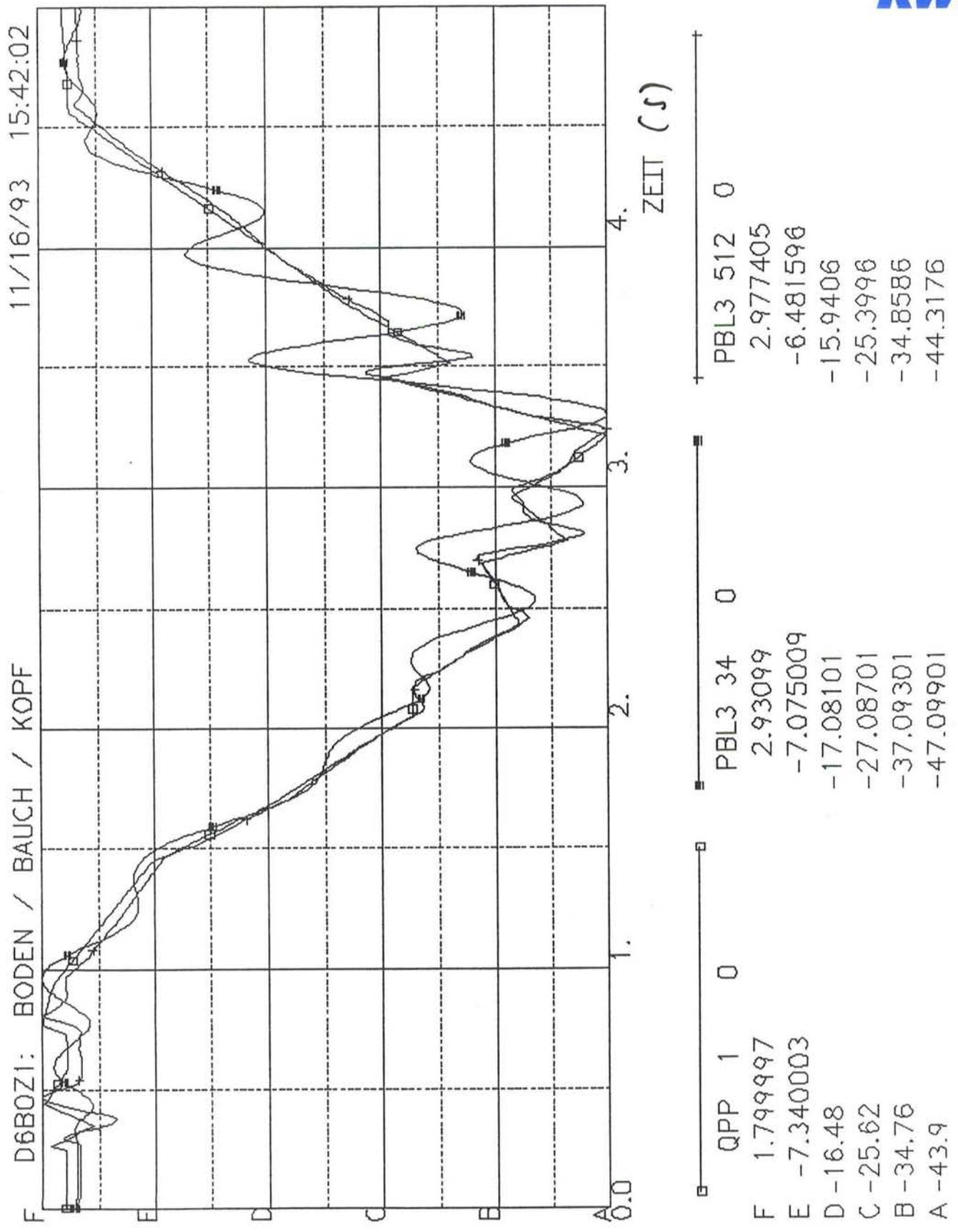
**Bild 6.16** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Fünffach-Looping in Y-Richtung (PBL2 = Kopfbeschleunigung, QPP = Anregungsbeschleunigung Wink = Winkel Kopf/Rumpf)



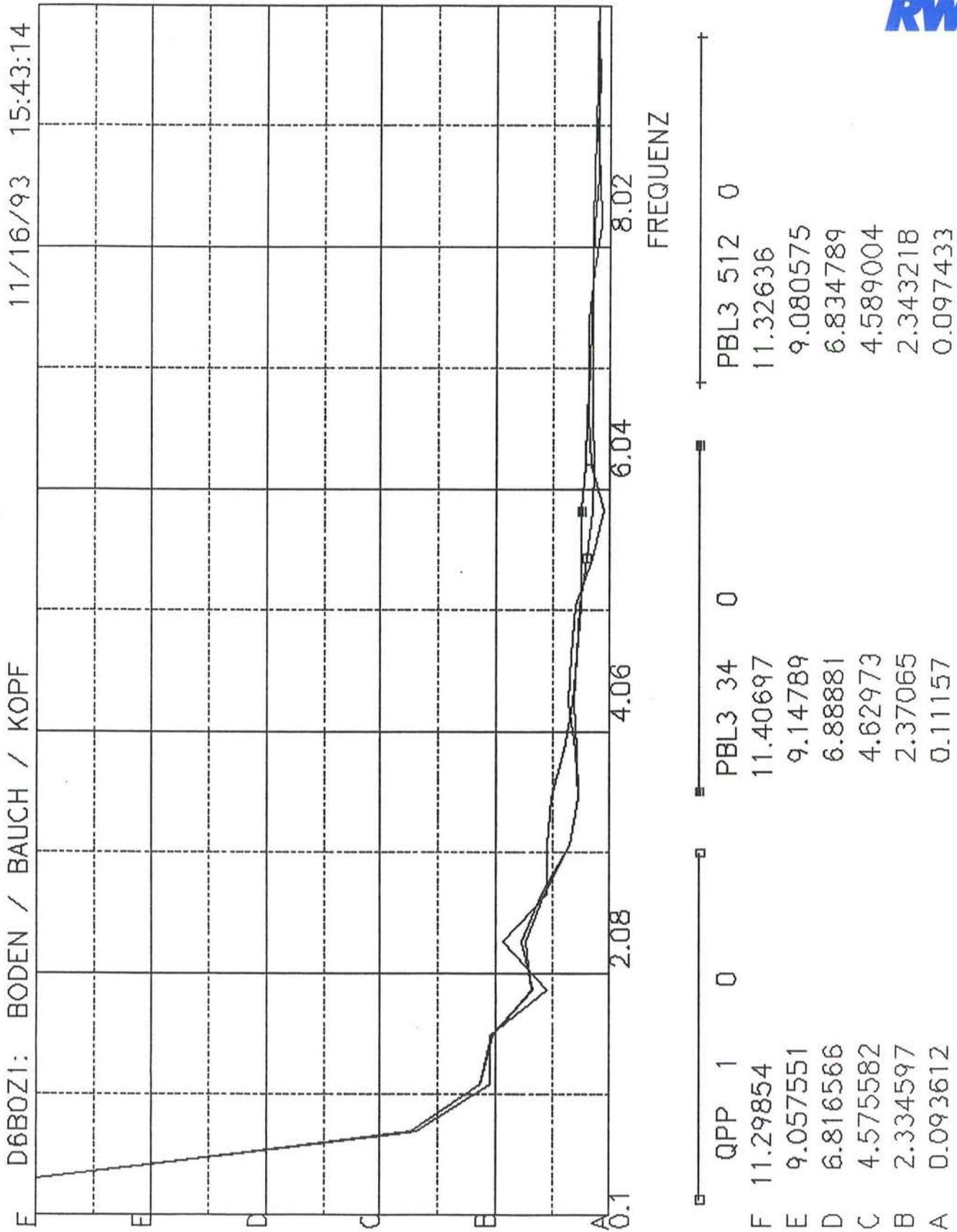
**Bild 6.17** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Shuttle in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



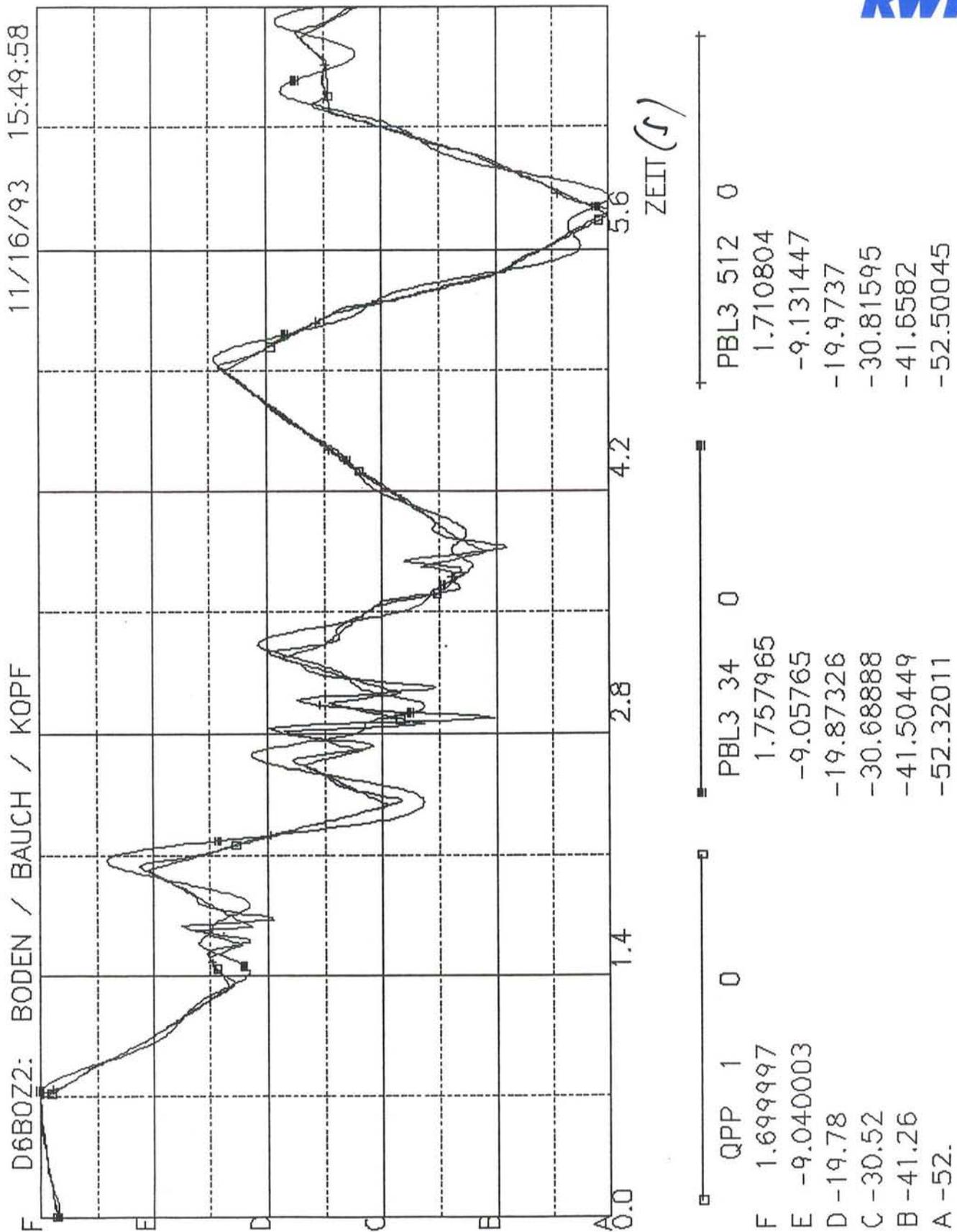
**Bild 6.18** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Shuttle in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



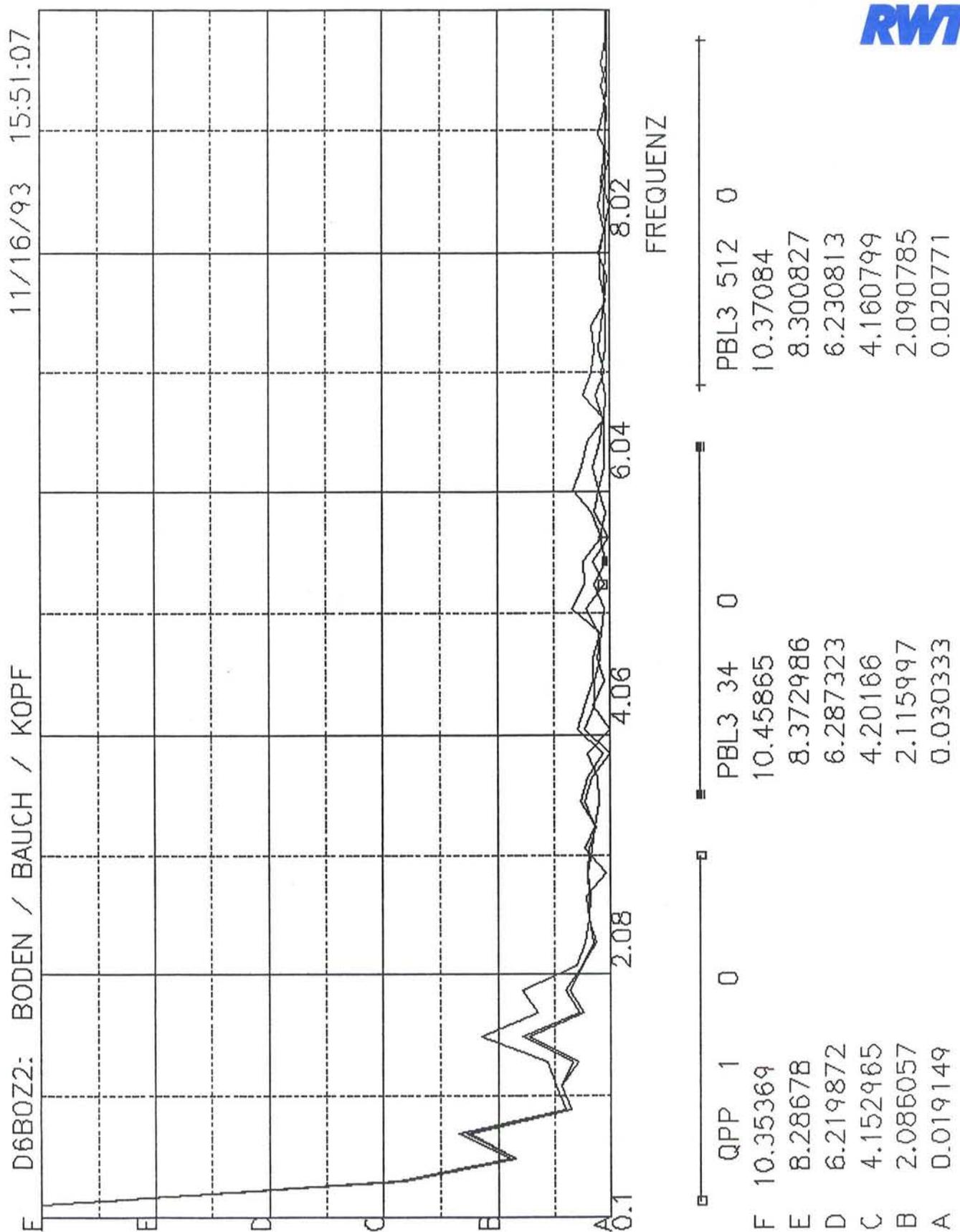
**Bild 6.19** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Dreifach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



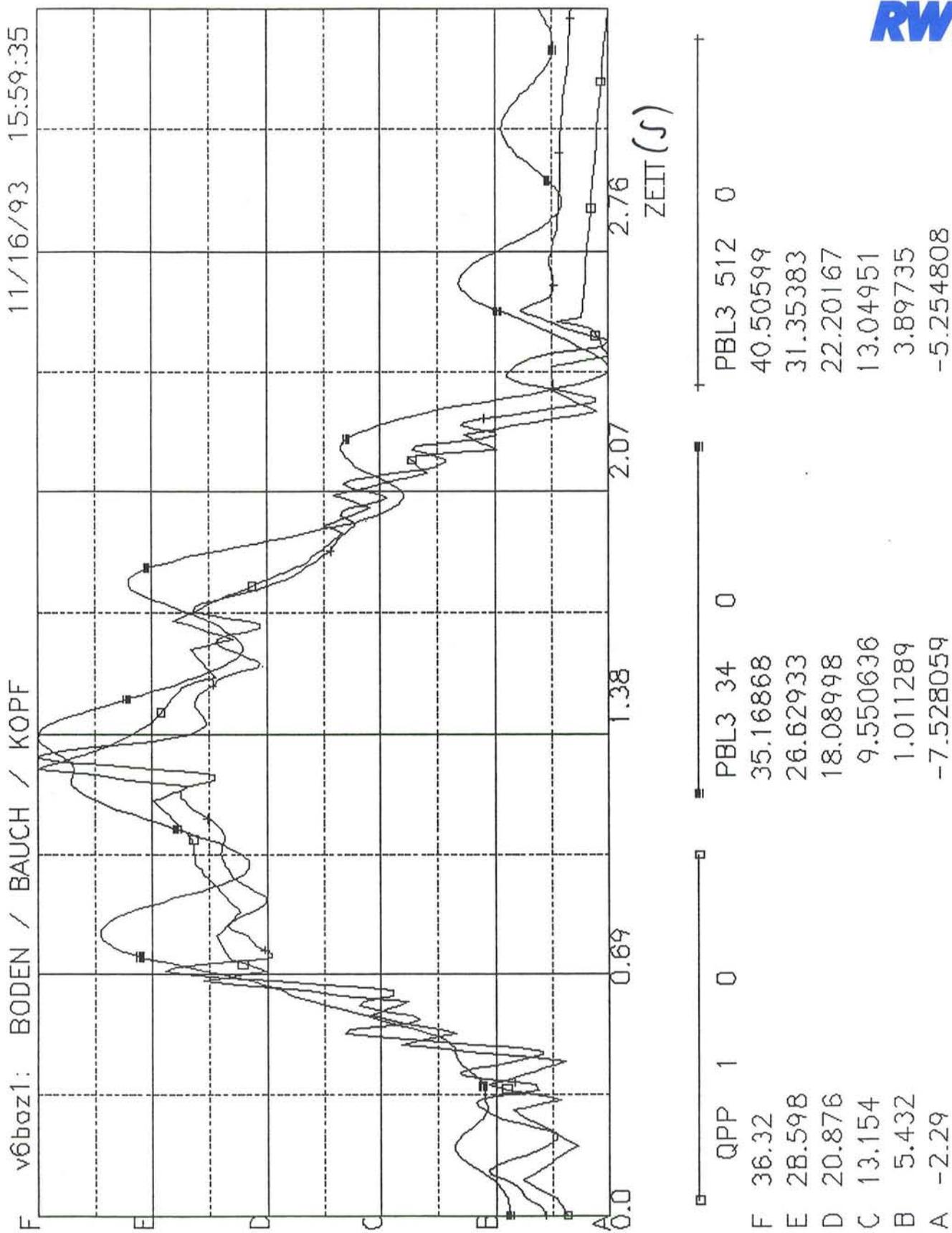
**Bild 6.20** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Dreifach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



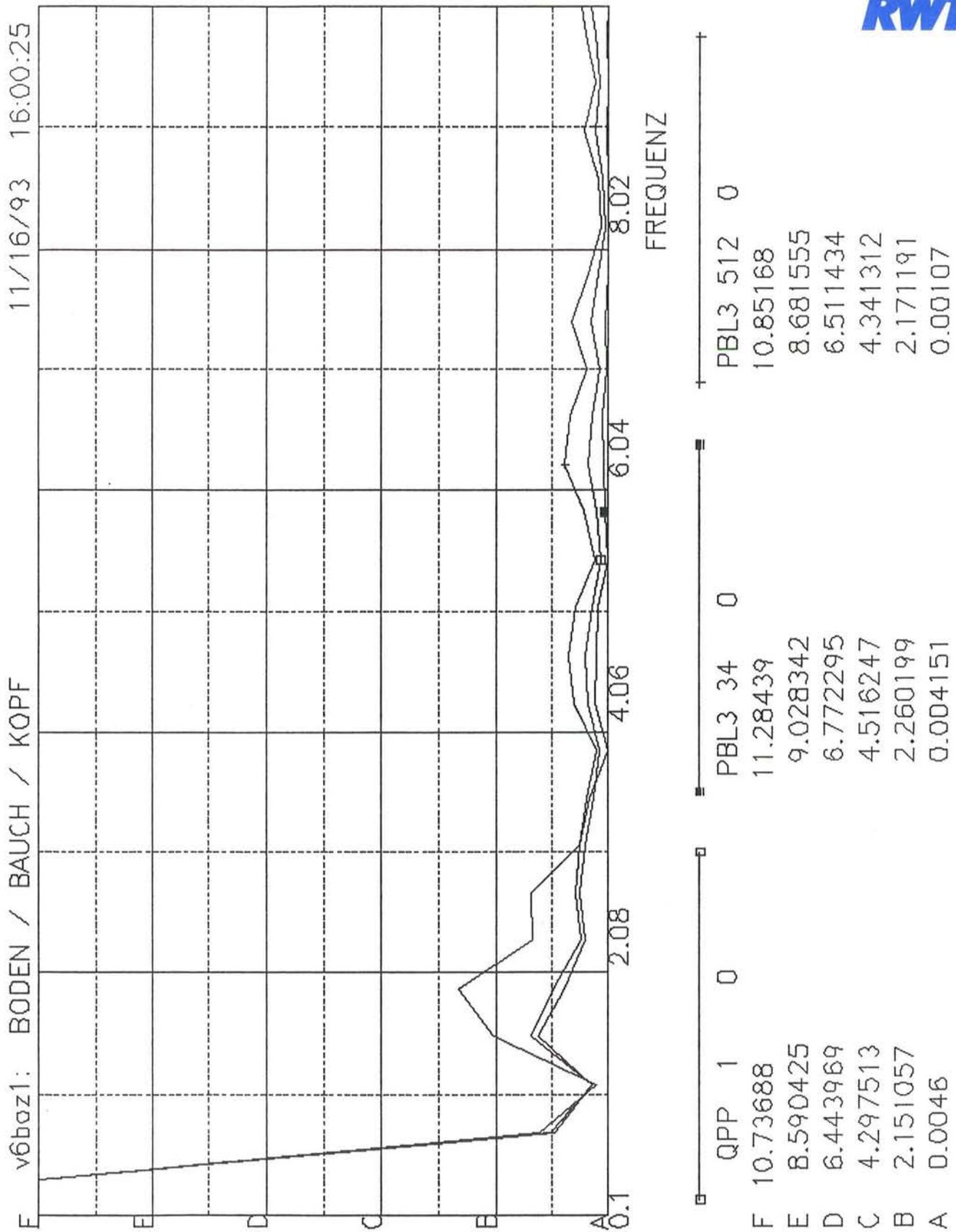
**Bild 6.21** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Dreifach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



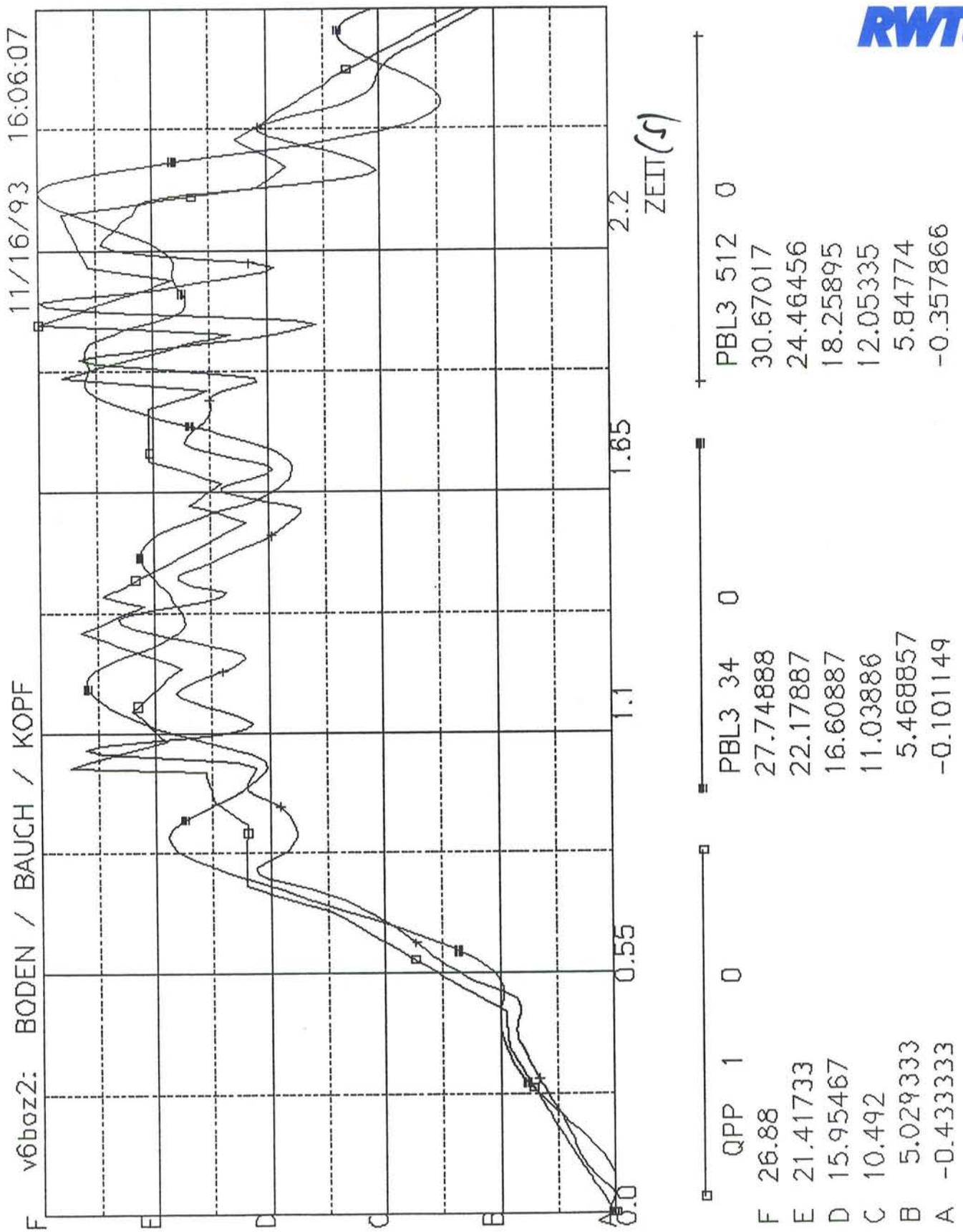
**Bild 6.22** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Dreifach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



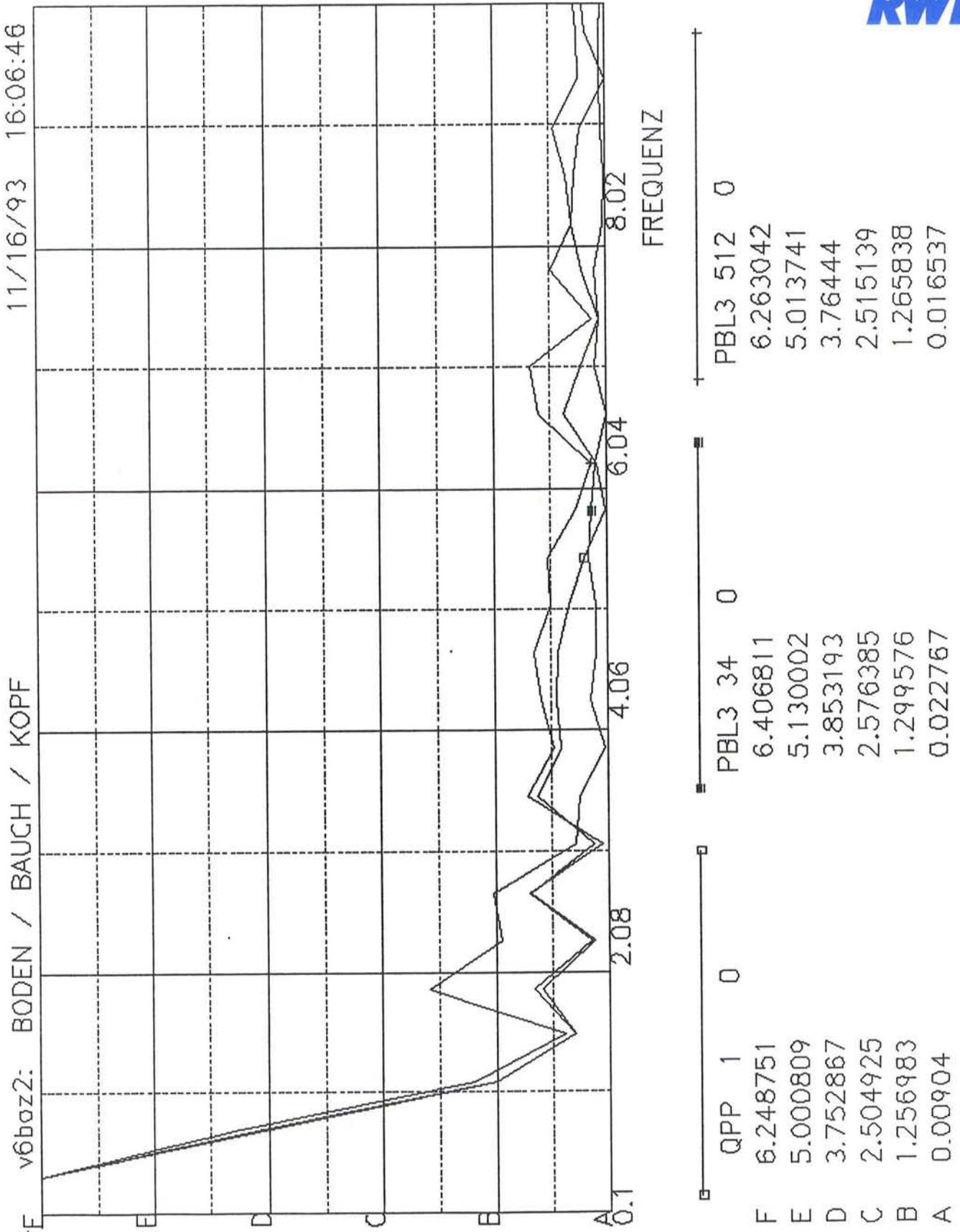
**Bild 6.23** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Vierfach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$



**Bild 6.24** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Vierfach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$

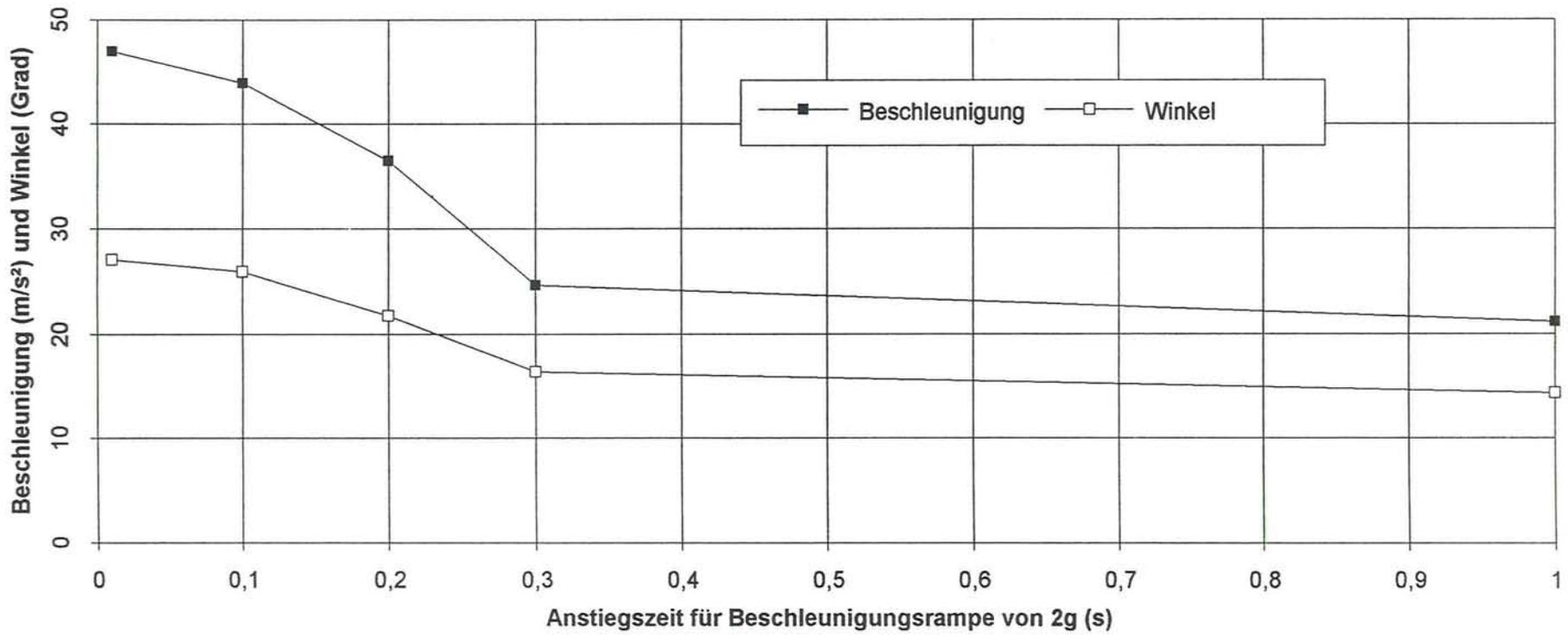


**Bild 6.25** Simulationsergebnisse im Zeitbereich, Vierfach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$

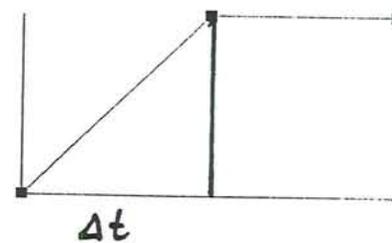
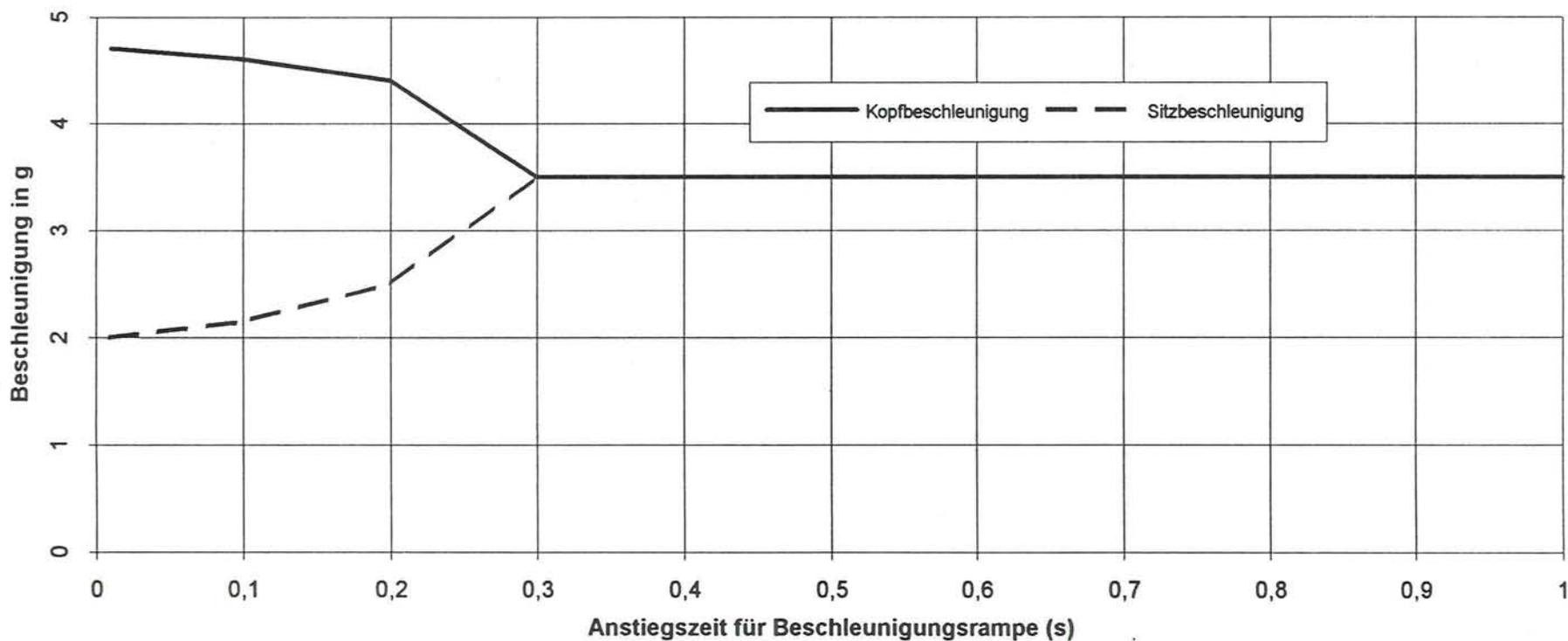


**Bild 6.26** Simulationsergebnisse im Frequenzbereich, Vierfach-Looping in Z-Richtung  
 QPP = Anregungsbeschleunigung in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-34 = Beschleunigung der inneren Organe der Bauchhöhle in  $m/s^2$ ,  
 PBL3-512 = Kopfbeschleunigung in  $m/s^2$

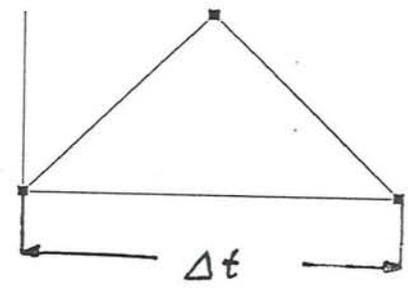
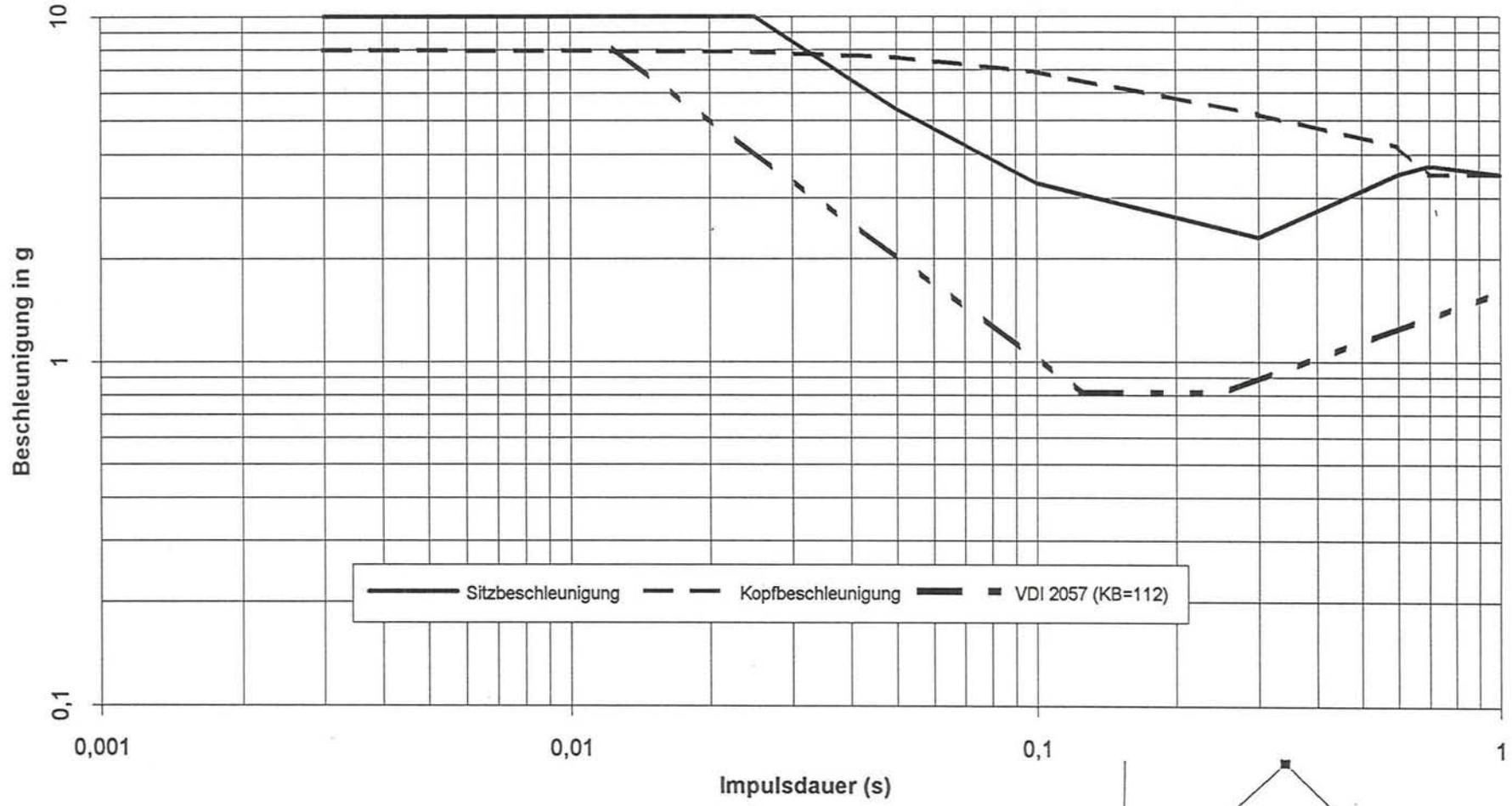
Einfluß der Anstiegszeit einer Beschleunigungsrampe von 2g auf die Kopfbeschleunigung und den Verdrehwinkel



Zulässige Sitz- und Kopfbeschleunigungen in Querrichtung als Funktion der Anstiegszeit



### Zulässige Sitz- und Kopfbeschleunigungen in Querrichtung als Funktion der Impulsdauer



Messung	Messung				Simulation	
	Boden		Kopf		Kopf	
	by (g)	bz (g)	by (g)	bz (g)	by (g)	bz (g)
Shuttle	1	6	4	5	1,8	5,1
Dreifach-Looping	1,5	6	4,5	(10)	4,4	6,2
Vierfach-Looping	2,9	6*	-	-	3,8	5,0
Fünffach-Looping	1,5	5	5	5	5,0	-

\* im Bereich der für die Simulation ausgewählten Sequenz ist  $\max b_z = 4,6 \text{ g}$

Tab 1 Vergleich der maximalen Beschleunigungen aus der Messung und Simulation

**Anhang**

zum Teil 3

des Forschungsvorhabens

Belastung des Menschen bei der Benutzung Fliegender Bauten  
im Hinblick auf die medizinische Verträglichkeit

In diesem Anhang werden ergänzend eigene Messungen und Simulationen des RWTÜV an einem Fahrgeschäft dokumentiert mit dem Ziel, Entwicklungstendenzen für die im Rahmen des Forschungsvorhabens erstellten biomechanischen Modelle aufzuzeigen.

Die Messungen wurden im Dezember 1993 an einem Fahrgeschäft durchgeführt, das im weitesten Sinne als Fahrsimulator bezeichnet werden kann. Der Fahrgast sitzt dabei auf einer Sitzbank, die über einen Gelenkmechanismus und servohydraulische Zylinder zu räumlichen Bewegungen angeregt wird. Das Fahrgefühl wird durch synchron verlaufende audiovisuelle Darbietungen noch verstärkt. Bild A1 zeigt den prinzipiellen Aufbau des Fahrgeschäftes.

Bei den Messungen wurden der vollständige Bewegungsablauf der Sitzbank und die bei einem Fahrgast im Kopf- und Brustbereich auftretenden Beschleunigungen aufgezeichnet. Mit dem am Sitz in Querrichtung gemessenen Beschleunigungen wurden Simulationen mit dem entsprechenden biomechanischen Modell durchgeführt.

Die Zeitverläufe und Frequenzspektren der Messungen und Simulationen zeigen die Bilder A2 bis A10.

Aus dem Vergleich Messung/Simulation lassen sich folgende Ergebnisse ableiten

- Die Sitzbeschleunigungen enthalten hohe Pegel bei ca. 3 Hz (s. Bild A4 und A10). Sequenzen mit dieser Frequenz werden aufgrund von Resonanzüberhöhungen (Eigenfrequenz des Modells) vom Modell überschätzt.
- Außerhalb dieser Resonanzbereiche ist die Übereinstimmung zufriedenstellend.

Im Rahmen weiterer Arbeiten ist geplant, den Einfluß der rotatorischen Anregung zu berücksichtigen. Weiterhin muß eine Modellvorstellung für den "Resonanzfall" entwickelt werden.

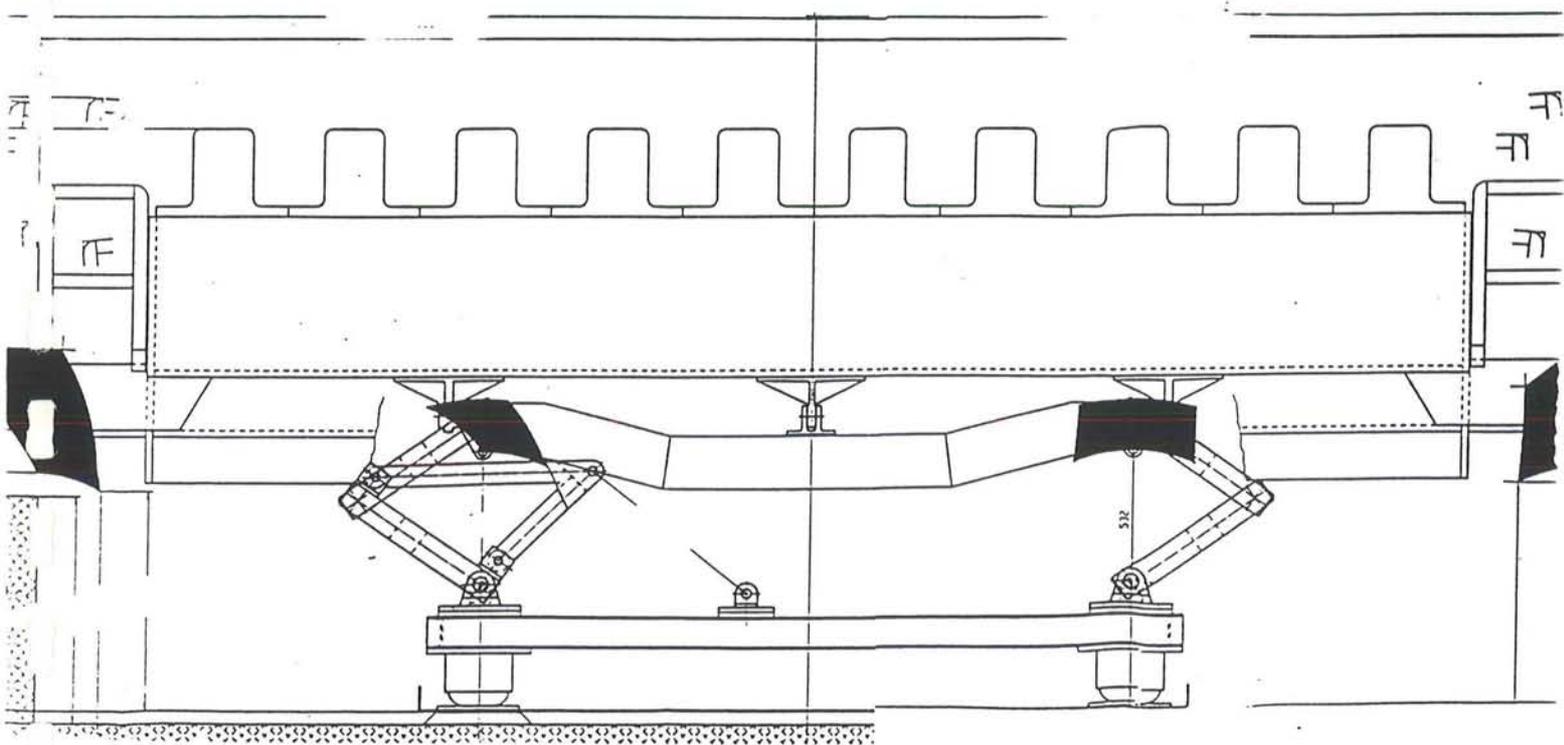
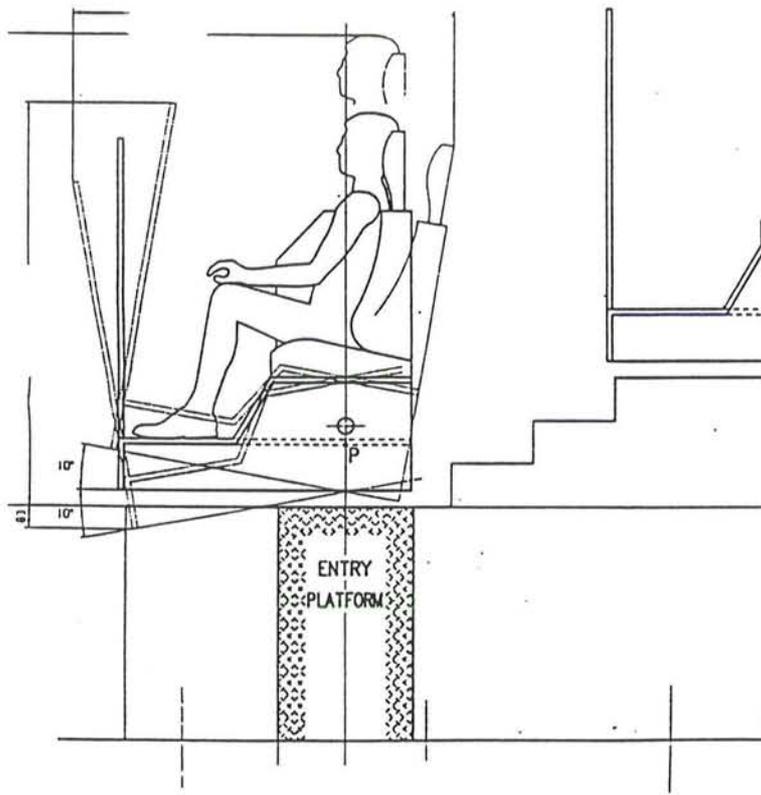


Bild A1 Prinzipskizze des Fahrgeschäftes

### Messung 61: Sitz- und Kopfbeschleunigungen in Querrichtung

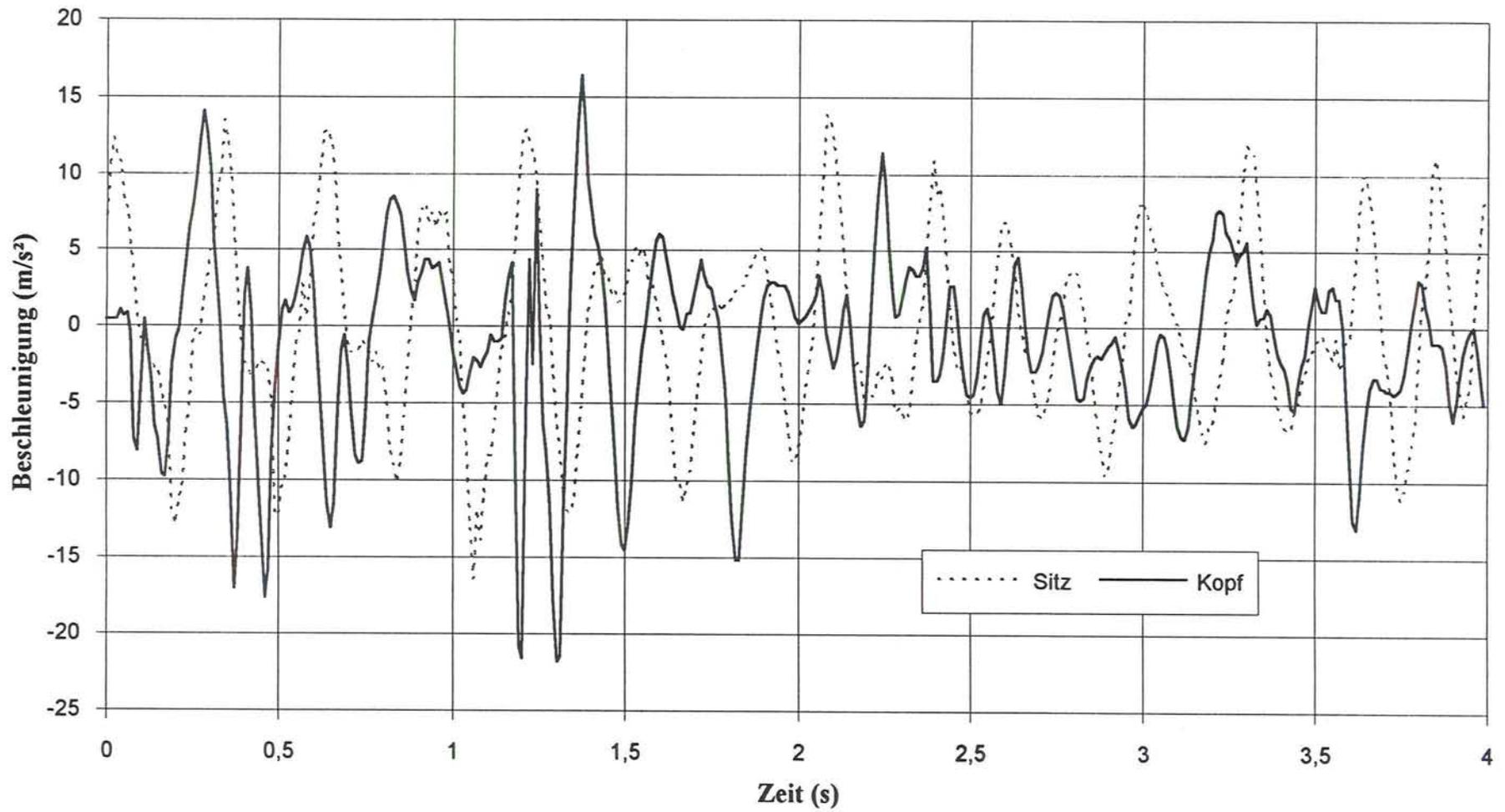
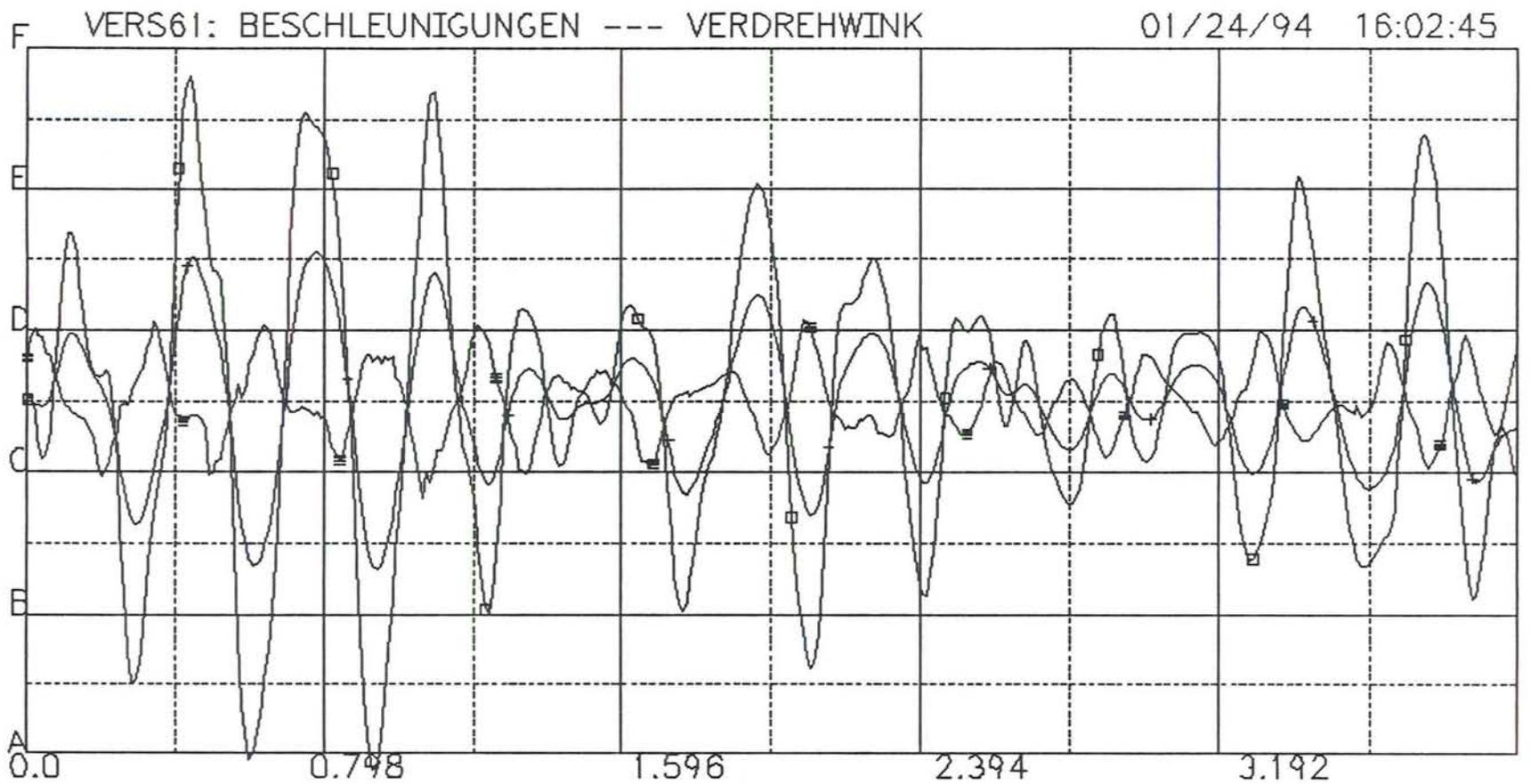


Bild A3 Versuch 61, Simulationsergebnisse im Zeitbereich

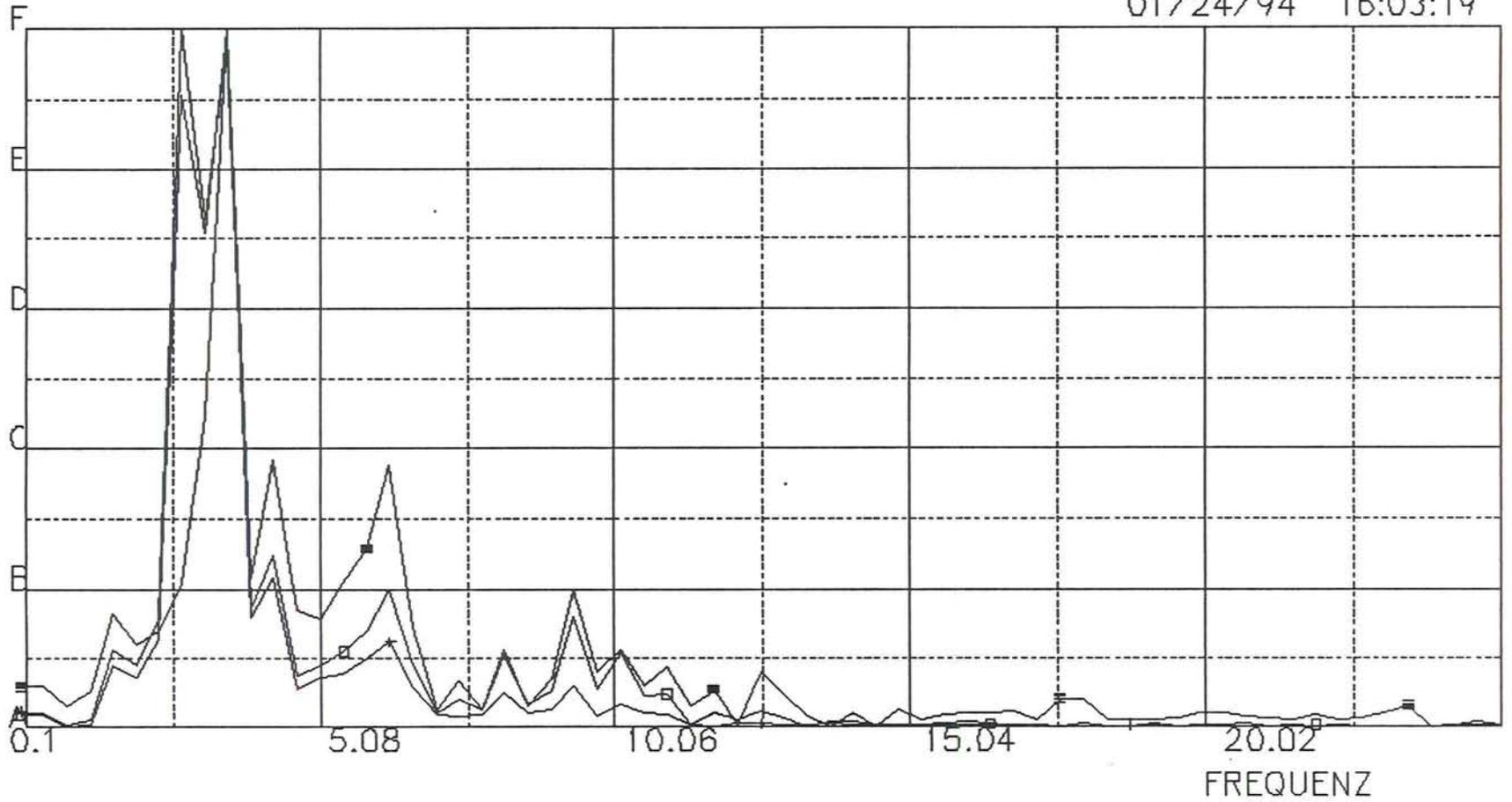


	Kopf		Sitz		Winkel <sup>ZEIT</sup> Kopf / Rumpf	
	PBL2	104 0	QPP	4 0	WINK	0
	F	60. (m/s <sup>2</sup> )	60.	(m/s <sup>2</sup> )	60.	(Grad)
E	36.		36.		36.	
D	12.		12.		12.	
C	-12.		-12.		-12.	
B	-36.		-36.		-36.	
A	-60.		-60.		-60.	

VERS 61

01/24/94 16:03:19

Bild A4 Versuch 61, Simulationsergebnisse im Frequenzbereich



	PBL2 104 0	QPP 4 0	WINK 0
F	16.93666	4.6057	7.793764
E	13.55256	3.685601	6.23713
D	10.16846	2.765501	4.680496
C	6.784356	1.845402	3.123862
B	3.400255	0.925302	1.567228
A	0.016155	0.005203	0.010594

### Messung 62: Sitz- und Kopfbeschleunigungen in Querrichtung

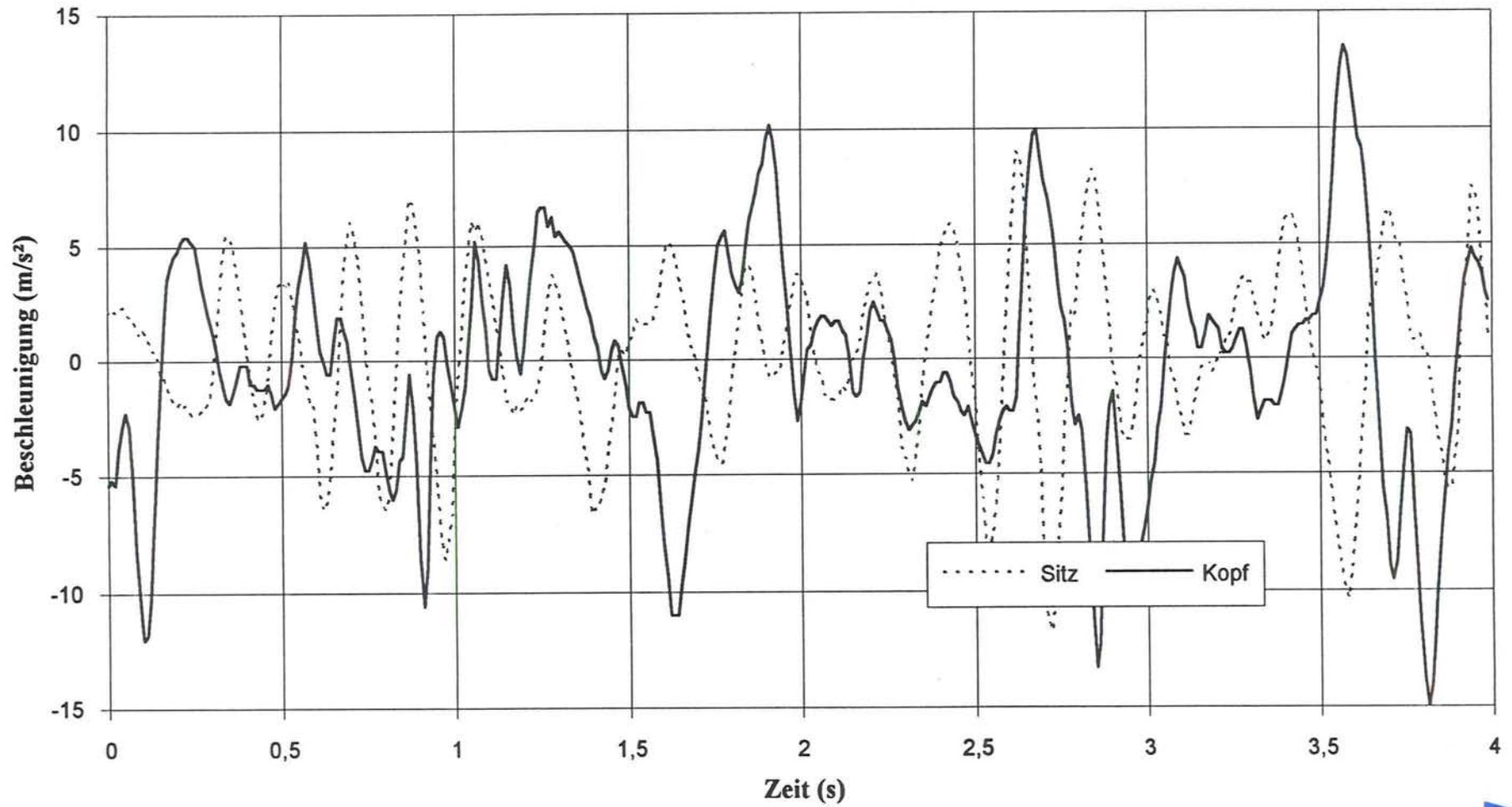
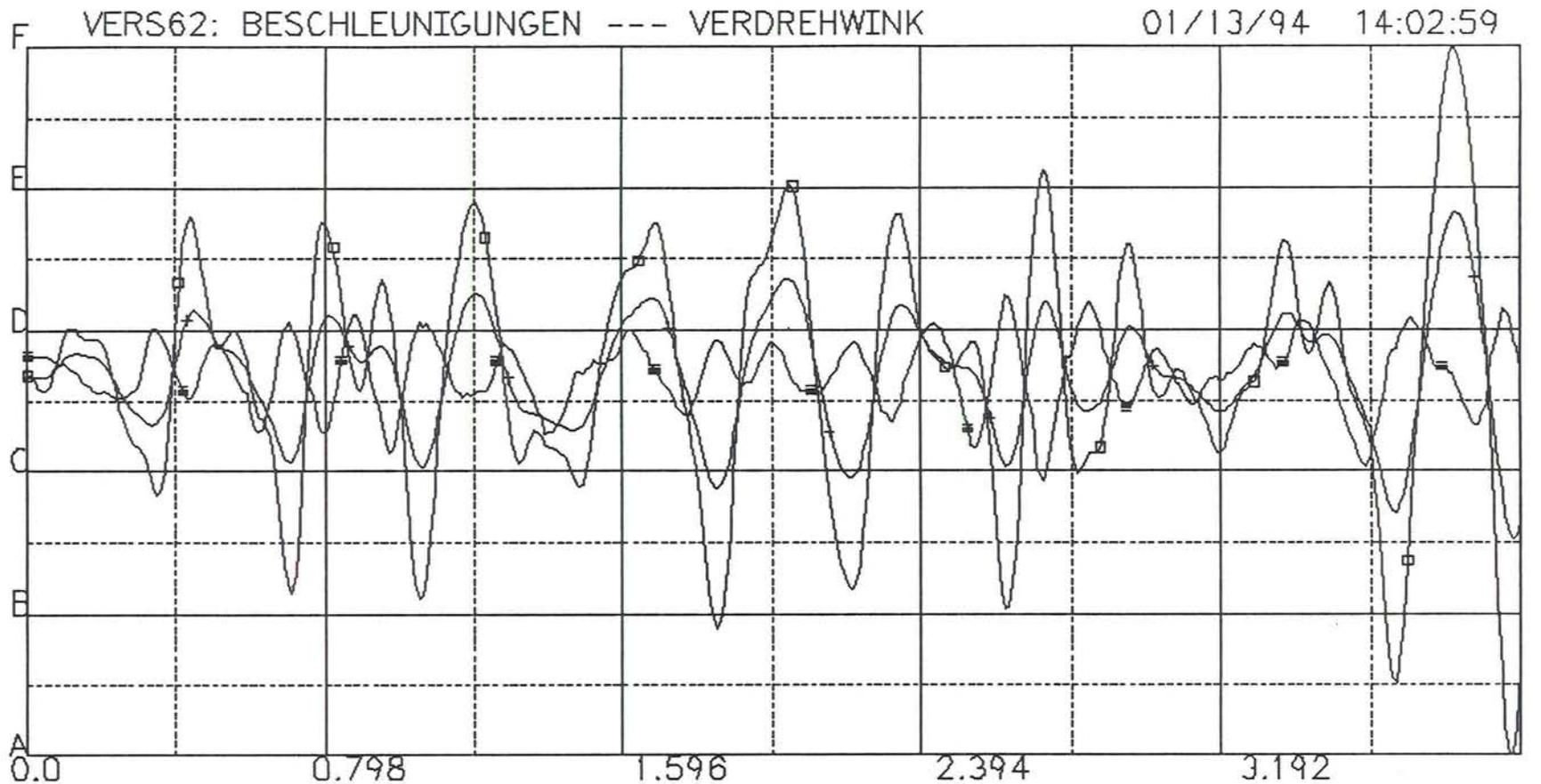
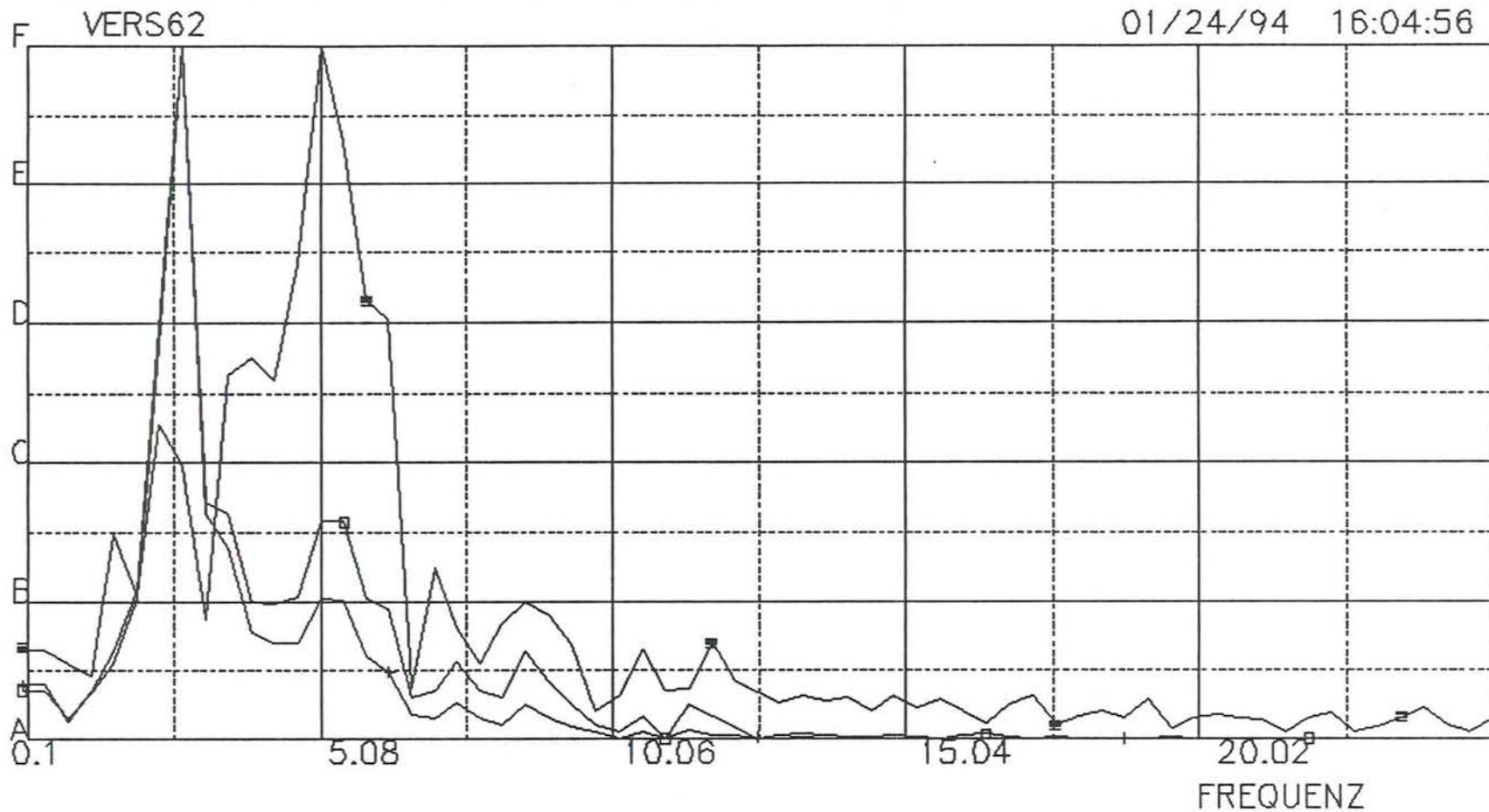


Bild A6 Versuch 62, Simulationsergebnisse im Zeitbereich



	Kopf		Sitz		Winkel <sup>ZEIT</sup> Kopf/Rumpf	
	PBL2	104	QPP	4	WINK	0
F	36.84502	0	36.84502	0	36.84502	0
E	20.98727	(m/s <sup>2</sup> )	20.98727	(m/s <sup>2</sup> )	20.98727	(Grad)
D	5.129519		5.129519		5.129519	
C	-10.72823		-10.72823		-10.72823	
B	-26.58598		-26.58598		-26.58598	
A	-42.44373		-42.44373		-42.44373	

Bild A7 Versuch 62, Simulationsergebnisse im Frequenzbereich



	PBL2 104 0	QPP 4 0	WINK 0
F	8.300529	1.539001	4.291417
E	6.640793	1.232133	3.433707
D	4.981057	0.925265	2.575996
C	3.321321	0.618396	1.718286
B	1.661585	0.311528	0.860576
A	0.001849	0.004659	0.002865

### Messung 63: Sitz- und Kopfbeschleunigungen in Querrichtung

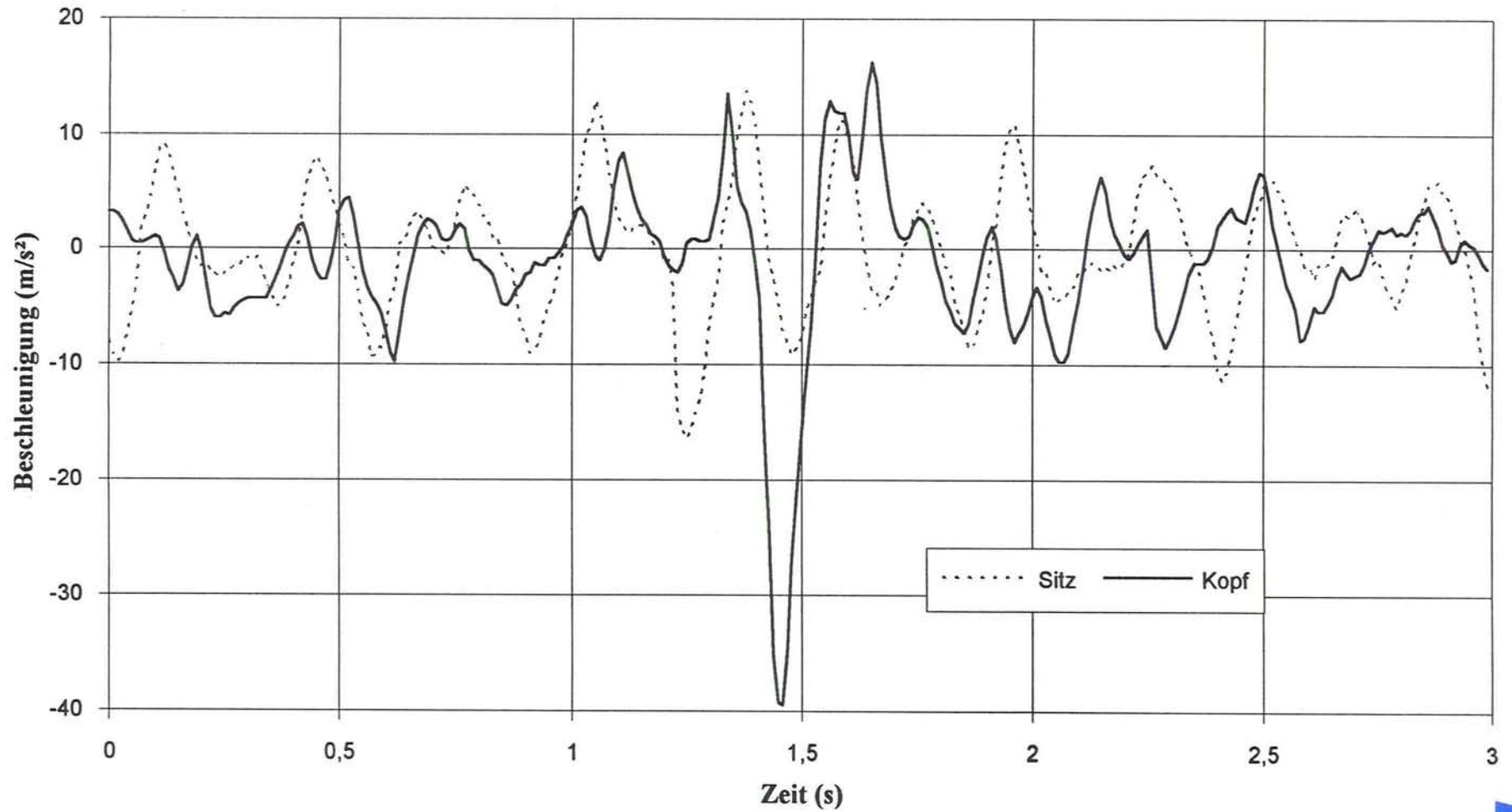


Bild A9 Versuch 63, Simulationsergebnisse im Zeitbereich

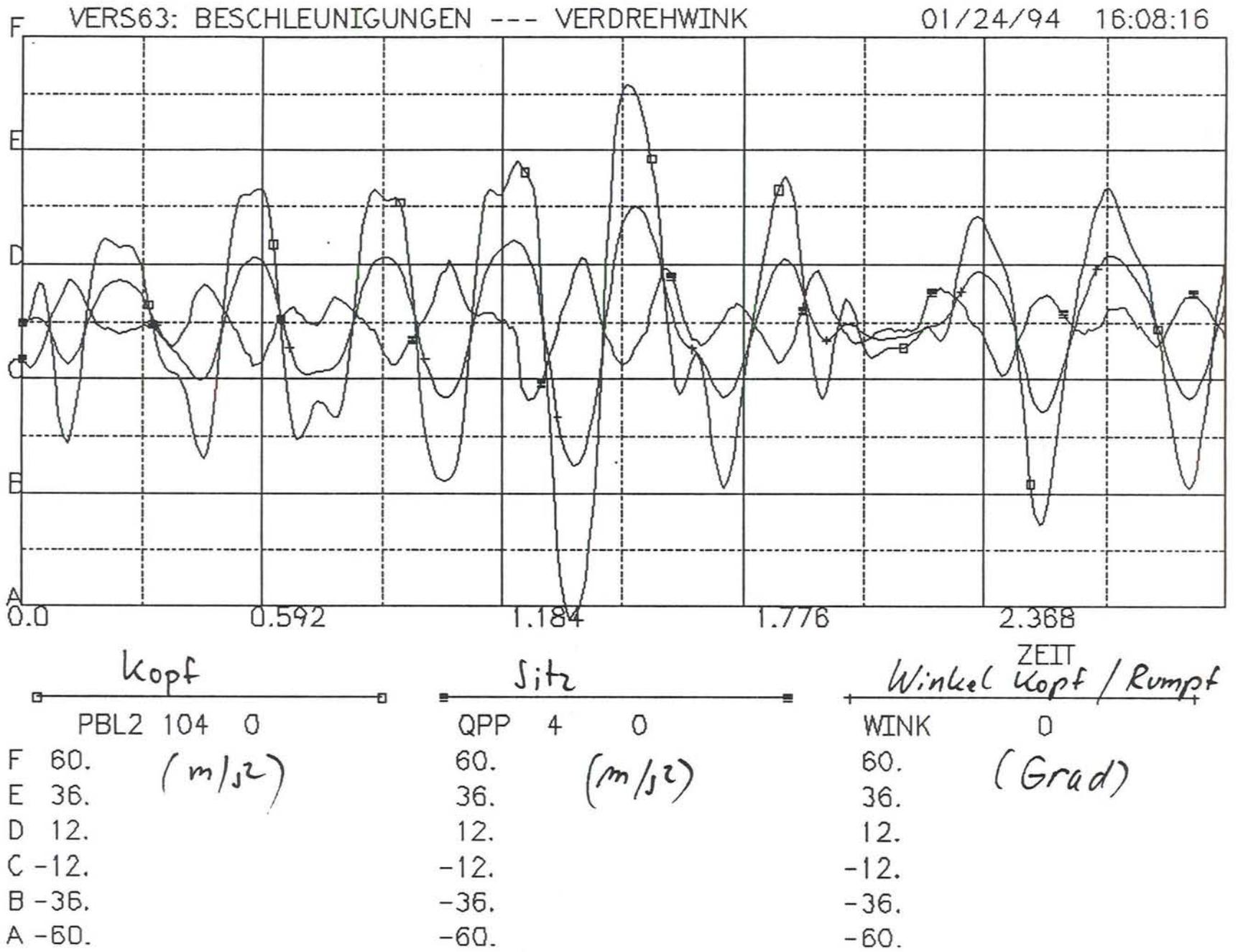
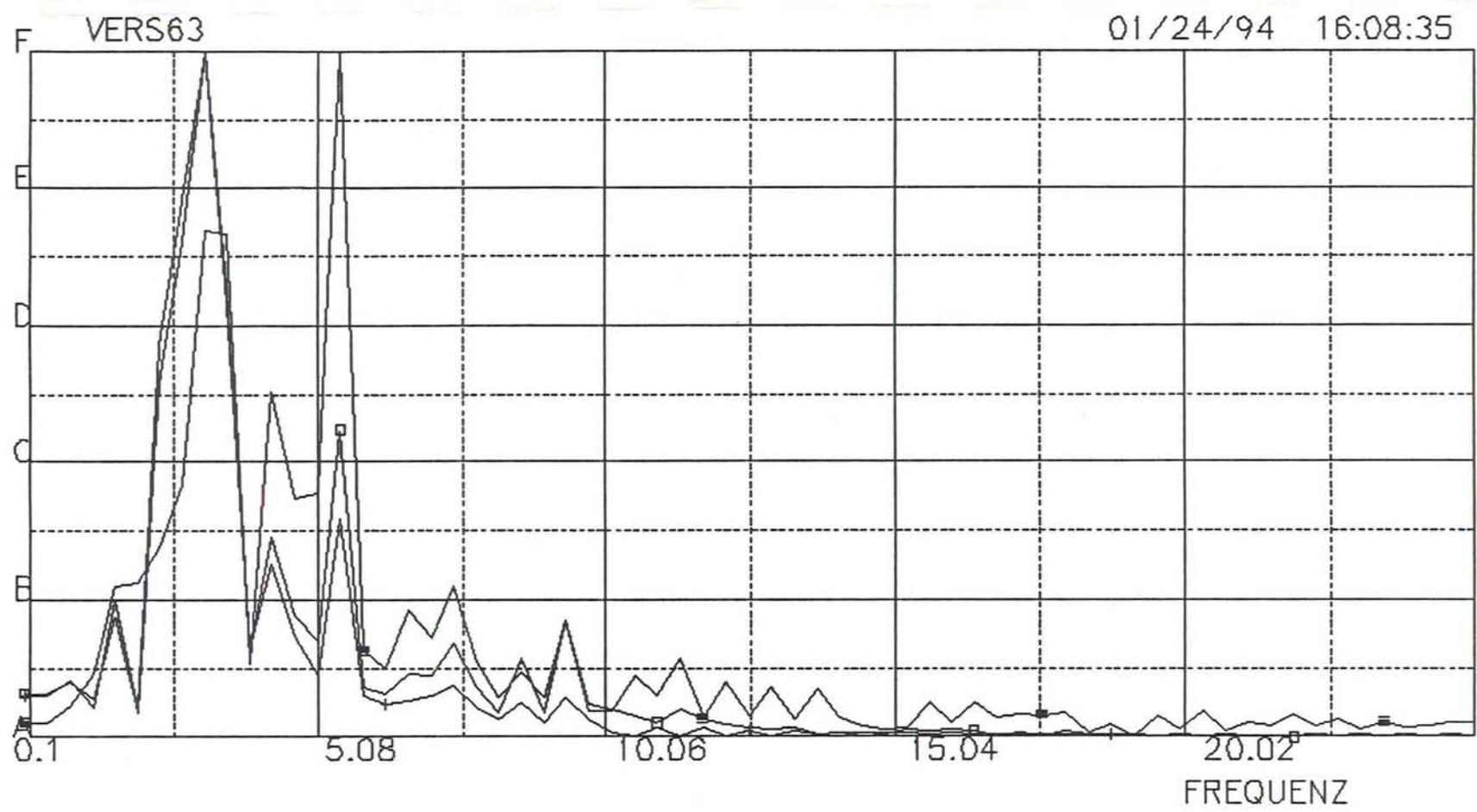


Bild A10 Versuch 63, Simulationsergebnisse im Frequenzbereich



	PBL2 104 0	QPP 4 0	WINK 0
F	14.09098	3.236969	6.667671
E	11.27979	2.58982	5.339985
D	8.468608	1.942671	4.012299
C	5.657424	1.295522	2.684612
B	2.84624	0.648373	1.356926
A	0.035056	0.001224	0.029239

**Projet de recherche**  
**Sollicitation de l'être humain résultant de l'utilisation de constructions**  
**volantes - en particulier de grands huit - au sens de leur compatibilité**  
**médicale**

3<sup>ème</sup> partie: Propositions pour l'évaluation de la sollicitation de la santé eu égard à la mention de valeurs limites pour la conception de grands huit

Commettant: Institut für Bautechnik (IfBT), Reichpietschufer 74 - 76, 10785 Berlin

### Résumé

La tendance à des installations de véhicules de plus en plus rapides fait apparaître de manière croissante la nécessité d'évaluer l'effet des accélérations sur les passagers, au sens d'éventuels dangers pour leur santé.

Les études rétrospectives d'accidents effectuées dans le cadre de ce projet de recherche par le service de la Santé Publique de Düsseldorf n'ont pas donné de résultats concrets sur les mécanismes de nuisance et les limites de sollicitation dans le cas de l'utilisation de grands huit.

Des modèles biomécaniques sont élaborés sur la base des mesures d'accélération effectuées au niveau de grands huit à la disposition du TÜV de Bavière, mesures qui permettent d'en évaluer l'effet sur l'être humain.

Les valeurs limites sont fixées, pour l'accélération transversale, selon le concept suivant:

- Partant du fait que les risques de blessures se situent principalement dans l'angle décrit par la tête et le tronc, on détermine tout d'abord l'angle maximal autorisé, et ce par le calcul d'une réponse modèle à la valeur limite fixée par la DIN 4112, et qui a fait ses preuves dans la pratique, d'une modification subite de l'accélération de 2 g.
- Sur la base de cet angle limite, on calcule les amplitudes d'accélération d'effets équivalents pour des durées typiques des grands huit différentes, c'est-à-dire les amplitudes qui, à titre de réponse modèle, entraînent l'angle limite mentionné ci-dessus. Les accélérations autorisées sont présentées sous forme de diagramme.
- Pour la direction verticale, on conseille une valeur maximale de 6 g, y compris la part statique de 1 g.

Outre des conditions marginales constructives, des propositions d'examen plus approfondis sont faites, en particulier concernant les installations circulaires.

## Research Project

### **The strain placed on people by fairground rides - in particular loop-the-loop roller coasters - with regard to medical impact**

Part 3: Proposals for the assessment of health strain with a view to setting limits for the design of loop-the-loop roller coasters

Customer: Institut für Bautechnik (IfBT), Reichpietschufer 74-76, 18075 Berlin.

#### Summary

The trend towards ever faster fairground rides means increasingly that an assessment has to be conducted of the accelerations acting on the passenger with regard to possible health hazards

The retrospective investigation conducted into accidents within the framework of this research project by the public Health Department in Düsseldorf did not yield any concrete information on damage mechanisms or strain limits with the use of loop-the-loop roller coasters.

On the basis of the available acceleration readings taken by TÜV Bayern on loop-the-loop roller coasters, biomechanical models are developed which permit an assessment of the effects on people.

The limit values for lateral acceleration are then fixed according to the following scheme:

- Starting with the fact that the risk of injury is described primarily by the angle between the head and the body, initially the maximum allowable angle is fixed. This is done by determining the model response to the limit value specified in DIN 4112 and proven in practice, namely a sharp acceleration change of 2g.
- On the basis of this limit angle, the effect-equivalent acceleration amplitudes are determined for various time sequences typical for roller coasters, i.e. the amplitudes which produce, as model response, precisely the above limit angle. The allowable accelerations are provided in chart form.
- In vertical direction, a maximum value of 6g is proposed, including the static portion of 1 g.

In addition to design parameters, proposals are put forward for further investigations concerning, in particular, circular amusement rides.