Modellierung des mechanischen Bewegungsablaufs in einem Arm bei Anlegen von Vibrationen sowie experimentelle Anpassung der Modellparameter

Diplomarbeit
vorgelegt von
Joachim Kleinau

Lehr- und Forschungsbereich
Theoretische Astrophysik
an der
Universität Tübingen

Mai 1993

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

1 Aufgabenstellung

Die zu dieser Arbeit gestellte Aufgabe umfaßte, ein rechnergestütztes Simulationsmodell eines Hand-Arm-Systems zu entwerfen. Dieses sollte durch Vibrationen zu Schwingungen angeregt werden. Die Implementierung sollte mit Hilfe eines bereits vorhandenen Mehrkörpersimulations-Softwarepaketes erfolgen, das in seinem Funktionsumfang entsprechend anzupassen war.

Einem solchen Simulationsmodell eines biomechanischen Systems sind natürlich von vornherein gewisse Einschränkungen auferlegt. Diese beruhen zum einen auf der Notwendigkeit, einen bestimmten Aspekt der Wirklichkeit mit Hilfe eines Modells zunächst einfach und trotzdem treffend darzustellen, zum anderen ergeben sich Einschränkungen aus dem bisher noch geringen Kenntnisstand bei der Modellierung menschlicher Gliedmaßen. Der Aufwand, der beispielsweise für die wirklichkeits- und detailgetreue Simulation einer Hand mit ihren vielen, durch Sehnen und Muskeln verbundenen Knochen oder eines Gelenkes mit seinen durch Formgebung und Muskelapparat eingeschränkten Bewegungsfreiheiten nötig wäre, würde sehr schnell den Rahmen einer solchen Arbeit sprengen. Die Arbeit von [Tsotsis] beschreitet diesen Pfad der möglichst detailgetreuen, anatomischen Nachbildung des Hand-Arm-Systems. In dem dieser Arbeit zugrundeliegenden Modell ergibt sich die Bewegungsfreiheit aus den vom Hand-Arm-System aufzubringenden Momenten, die einer Regelung unterworfen werden.

In dieser Arbeit wird, wie bereits schon erfolgreich in den Arbeiten von [Gruber], [Widmayer] und [Hospach] angewendet, das biomechanische Hand-Arm-System durch ein physikalisches Schwabbelmassen-Modell simuliert. Dieses Modell, bei dem bewegliche Massen durch an Federn aufgehängte Starrkörper repräsentiert sind, bleibt dadurch einfach handhabbar, darüber hinaus können gut Vergleiche mit der Wirklichkeit gezogen werden.

Die Aufgabenstellung sieht eine Simulationssituation durch Belastung des Hand-Arm-Systems mit von außen angelegten Vibrationen vor. Dafür wurden im Rahmen dieser Arbeit Experimente durchgeführt, in denen einerseits Eingabedaten für die Simulation, andererseits Vergleichsdaten zur Optimierung der eingeführten Modellparameter und damit der Erreichung einer Modellwirklichkeit gewonnen werden konnten. Es wurden die Vibrationsquellen „Bohrhammer“ und „Shaker“ eingesetzt.

Die im folgenden vorgestellte Simulation läuft in zwei Dimensionen ab. Für die Regelung des simulierten Hand-Arm-Systems wurde ein einfacher Regelmechanismus eingesetzt, der trotz seiner Einfachheit gute Ergebnisse liefert. Ein geeignet modellierter Muskelapparat würde sicherlich eine realistischere Darstellung liefern. Dieser befindet sich jedoch am Institut erst in der Entwicklungsphase, sodaß er im Rahmen der vorliegenden Arbeit noch nicht zum Einsatz kommen konnte.

2 Biomechanische Mehrkörpersysteme

Der Begriff *Biomechanische Mehrkörpersysteme* beinhaltet eine Ambivalenz zwischen real existierenden, biologischen Systemen, die die Biosphäre unserer Erde bevölkern, als auch Systemen, die ausschließlich zu Simulationszwecken die Festplatten von Forschungsinstituten füllen.

Zwischen diesen beiden Welten gibt es freilich Unterschiede. Diese gründen zum einen darauf, daß die Biomechanik ein relativ junges Wissenschaftsgebiet darstellt – der Wissensstand über die genauen Abläufe befindet sich erst in der Aufbauphase. Dieser Aufbau wird zusätzlich dadurch erschwert, daß viele Experimente *in vivo* und daher zerstörungsfrei durchgeführt werden müssen. Zum anderen gründen die Unterschiede auf dem Aufwand, der, selbst bei bereits vorhandener Kenntnis über die biomechanischen Vorgänge in einem System, für die Nachbildung und Simulation von lebenden Organismen ungeheuer hoch ist.

Die Physik hält dazu im einfachsten Fall die Newtonsche und Lagrangesche Mechanik mit Massenpunkten, Hebeln, Federn, Kräften und Momenten bereit. In Verfeinerungen von Modellen können elastische Eigenschaften auch mit Hilfe der Kontinuumsmechanik durch Vernetzung von Massenpunkten als Finite Elemente ausgedrückt werden.

Diese Hilfsmittel beinhalten noch keine Möglichkeit einer Regelung von Bewegungsabläufen, jedoch können bei geeigneter Kombination bereits stabile Simulationen von biomechanischen Systemen durchgeführt werden. Da sich die Biomechanik als eine interdisziplinäre Wissenschaft versteht, die mit artverwandten anderen Wissenschaften wie Sportmedizin, Anatomie und Ingenieurswissenschaften im Dialog steht, macht sie sich deren Werkzeuge zunutze.

2.1 Starrkörper und Schwabbelmassen

Ausgangspunkt für ein möglichst einfaches biomechanisches Simulationsmodell ist eine kinematische Kette bestehend aus Starrkörpern. Jeder dieser Starrkörper ist aus vom Schwerpunkt ausgehenden, masselosen Hebeln aufgebaut, die seine räumliche Ausdehnung definieren. Die Körpermasse ist im Schwerpunkt als Massenpunkt vereinigt. Dies trifft für den Skelettaufbau in guter Näherung zu. Allerdings möchte man im seltensten Falle ausschließlich ein Skelett modellieren. Eine einfache aber gute Modellierungsmöglichkeit für das am Skelett verschiebbar anliegende Gewebsmaterial liefert der Einsatz des Schwabbelmassen-Modells. Im Rahmen dieses Modells werden Schwabbelmassen zwar ebenfalls als Starrkörper mit im Schwerpunkt vereinigter Masse modelliert, diese werden nun aber über Federn gekoppelt am Skelett verschiebbar angebracht.

2.2 Beschreibung durch Bewegungsgleichungen

Die einfachste Beschreibung der Kraft $\boldsymbol{F}$ als Summe aller Kräfte $\boldsymbol{F}_i$, die auf einen Körper mit im Schwerpunkt vereinigter Masse m und Trägheitsmoment Θ wirken, liefert die Newtonsche Grundgleichung

$$\boldsymbol{F} = m\frac{d^2}{dt^2}\boldsymbol{x}(t) \tag{1}$$

Der Vektor $\boldsymbol{x}(t)$ drückt den zeitlichen Verlauf des vom Schwerpunkt zurückgelegten Weges in körperfesten Koordinaten aus.

Greifen nun Kräfte $\boldsymbol{F}_i$ nicht im Schwerpunkt selbst, sondern über mit dem Schwerpunkt verbundene, körpereigene Hebel $\boldsymbol{r}_i$ an diesem an, wirken auf den Körper Momente $\boldsymbol{M}_i = \boldsymbol{r}_i \times \boldsymbol{F}_i$. Das von diesen Kräften herrührende, resultierende Moment $\boldsymbol{M}_F$ ist dann

$$\boldsymbol{M}_F = \sum_i \boldsymbol{r}_i \times \boldsymbol{F}_i \tag{2}$$

Ein solches Moment verändert den Drehimpuls des Körpers. Er rotiert im körperfesten Koordinatensystem mit der Winkelgeschwindigkeit ω.

$$\boldsymbol{M}_F = \Theta\frac{d}{dt}\boldsymbol{\omega} \tag{3}$$

Ein zusätzliches, äußeres Moment $\boldsymbol{M}_A$ wirkt durch die Drehbeschleunigung $\dot{\boldsymbol{\omega}}$, also durch den Übergang vom unbeschleunigten, raumfesten Inertialkoordinatensystem zum bewegten körperfesten Koordinatensystem.

$$\boldsymbol{M}_A = \boldsymbol{\omega} \times \Theta\boldsymbol{\omega} \tag{4}$$

Das resultierende Gesamtmoment $\boldsymbol{M}$ setzt sich aus den beiden Momentanteilen $\boldsymbol{M}_F$ und $\boldsymbol{M}_A$ zu $\boldsymbol{M} = \boldsymbol{M}_F + \boldsymbol{M}_A$ zusammen. Man erhält so die *Eulersche Gleichung*

$$\boldsymbol{M} = \Theta\frac{d}{dt}\boldsymbol{\omega} + \boldsymbol{\omega} \times \Theta\boldsymbol{\omega} \tag{5}$$

Das weitere Vorgehen wird dadurch bestimmt, daß aus den nun in körperfesten Koordinaten angegebenen Vektorgleichungen für die Kraft und das Moment die 6 Gleichungen der einzelnen Komponenten aufgestellt werden. Dazu bedarf es jedoch einer Umrechnung von körperfesten in raumfeste Koordinaten. Bevor das Differentialgleichungssystem gelöst werden kann, muß noch die Einschränkung der Freiheitsgrade durch die Zwangsbedingungen untersucht werden.

2.3 Koordinatensysteme

Zur exakten Beschreibung eines Körpers im Dreidimensionalen werden drei cartesische Ortskoordinaten und drei Winkelkoordinaten benötigt. Die drei Ortskoordinaten geben die Lage des Schwerpunktes in bezug auf den raumfesten Koordinatenursprung, die drei Winkelkoordinaten die Orientierung relativ zu diesem wieder.

Die Winkel können theoretisch beliebig gewählt werden, sofern sie voneinander unabhängig sind und jede Orientierung eines cartesischen Koordinatensystems $\{x, y, z\}$ bezüglich eines beliebigen anderen cartesischen Koordinatensystems zu beschreiben vermögen.

Häufig nimmt man dafür der guten Anschaulichkeit wegen die drei *Eulerschen Winkel* ϕ, θ und ψ. Jede Drehoperation um einen dieser Winkel läßt sich zu einer orthogonalen Drehmatrix zusammenfassen, die, angewendet auf eine der Vektorgleichungen (1) und (5) das zugrundegliegende Koordinatensystem in das Zielkoordinatensystem überführt. Gedreht wird jeweils im mathematisch positiven Drehsinn, also gegen den Uhrzeigersinn.

Die Ausführungsreihenfolge der Drehungen und damit die Anwendung der zu der Beschreibung mit den Eulerschen Winkeln gehörenden Drehmatrizen ist fest vorgegeben, da diese nicht kommutativ sind. Aufgrund der Orthogonalität ist zu jeder Transformation auch die Rücktransformation mit der inversen Drehmatrix definiert, die – durch die Orthogonalität bedingt – gleich der transponierten Drehmatrix ist.

Der Winkel ϕ dreht das Ausgangskoordinatensystem um dessen z-Achse. Die zugehörige Drehmatrix A überführt dieses Koordinatensystem $\{x, y, z\}$ in ein neues Koordinatensystem $\{x', y', z\}$. A hat die Form

$$A = \begin{pmatrix} \cos\phi & \sin\phi & 0 \\ -\sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{6}$$

Die nachfolgende Drehung um die neue x'-Achse um den Winkel θ überführt das Koordinatensystem $\{x', y', z\}$ in ein neues Koordinatensystem $\{x', y'', z'\}$. Faßt man diese Transformation in der Drehmatrix B zusammen, so hat diese die Form

$$B = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \tag{7}$$

Eine letzte Drehung um die z'-Achse um den Winkel ψ überführt das Koordinatensystem $\{x', y'', z'\}$ in das Zielkoordinatensystem $\{x'', y''', z'\}$.

Als Drehmatrix ergibt sich für diese Operation

$$C = \begin{pmatrix} \cos\psi & \sin\psi & 0 \\ -\sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{8}$$

Diese drei einzelnen Drehoperationen können auch zu einer einzigen zusammengefaßt werden. Diese ist dann das Matrizenprodukt der drei beschriebenen Drehmatrizen $D = CBA$. Die Matrix D hat dann die Gestalt

$$D = \begin{pmatrix} \cos\psi\cos\phi - \cos\theta\sin\phi\sin\psi & \cos\psi\sin\phi + \cos\theta\cos\phi\sin\psi & \sin\psi\sin\theta \\ -\sin\psi\cos\phi - \cos\theta\sin\phi\cos\psi & -\sin\psi\sin\phi + \cos\theta\cos\phi\cos\psi & \cos\psi\sin\theta \\ \sin\theta\sin\phi & -\sin\theta\cos\phi & \cos\theta \end{pmatrix} \tag{9}$$

Die Transformationsmatrix D ist, wie die in ihr enthaltenen Matrizen A, B und C, orthogonal. Wurde sie ausgehend vom raumfesten Koordinatensystem errechnet, so vermag sie, einen im raumfesten Koordinatensystem gegebenen Vektor in das körperfeste Koordinatensystem zu transformieren. Die Rücktransformation vom körperfesten Koordinatensystem in das raumfeste wird durch die zu D transponierte Matrix D^T bewerkstelligt.

Von der in Gleichung (5) angegebenen Winkelgeschwindigkeit $\boldsymbol{\omega}$ kennt man vorerst nur die ϕ-Komponente im raumfesten Koordinatensystem, die θ-Komponente im Koordinatensystem $\{x', y', z\}$ und die ψ-Komponente im Koordinatensystem $\{x', y'', z'\}$. Da für die Lösung des Differentialgleichungssystems aber $\boldsymbol{\omega}$ bzw. $\dot{\boldsymbol{\omega}}$ im körperfesten Koordinatensystem benötigt wird, müssen diese Komponenten noch in dieses Zielkoordinatensystem transformiert werden.

$$\boldsymbol{\omega}_\phi = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\phi} \end{pmatrix} \quad \text{im Koordinatensystem } \{x, y, z\} \tag{10}$$

$$\boldsymbol{\omega}_\theta = \begin{pmatrix} \dot{\theta} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \text{im Koordinatensystem } \{x', y', z\} \tag{11}$$

$$\boldsymbol{\omega}_\psi = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\psi} \end{pmatrix} \quad \text{im Koordinatensystem } \{x', y'', z'\} \tag{12}$$

Ausgehend davon erhält man die körperfesten Komponenten $\boldsymbol{\omega}_\phi$, $\boldsymbol{\omega}_\theta$ und $\boldsymbol{\omega}_\psi$ durch Drehtransformationen mit den entsprechenden Matrizen B und C. Entscheidend ist, daß um die richtige Achse gedreht wird. Um eine Unterscheidung von *körperfesten* und *raumfesten* Vektoren zu ermöglichen, werden die Indizes $_{kf}$ und $_{rf}$ eingeführt.

$$\boldsymbol{\omega}_{\phi_{kf}} = CB\boldsymbol{\omega}_{\phi_{rf}} \tag{13}$$

$$= \begin{pmatrix} \cos\psi & \sin\psi & 0 \\ -\sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot\phi \end{pmatrix} \tag{14}$$

sowie

$$\boldsymbol{\omega}_{\theta_{kf}} = C\boldsymbol{\omega}_{\theta_{rf}} \tag{15}$$

$$= \begin{pmatrix} \cos\psi & \sin\psi & 0 \\ -\sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot\theta \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{16}$$

und

$$\boldsymbol{\omega}_{\psi_{kf}} = \boldsymbol{\omega}_{\psi_{rf}} \tag{17}$$

Die Winkelgeschwindigkeit $\boldsymbol{\omega}$ setzt sich aus den einzelnen Anteilen zusammen

$$\boldsymbol{\omega} = \boldsymbol{\omega}_{\phi_{kf}} + \boldsymbol{\omega}_{\theta_{kf}} + \boldsymbol{\omega}_{\psi_{kf}} \tag{18}$$

Rechnet man diesen Ausdruck aus, so ergibt sich

$$\boldsymbol{\omega} = \begin{pmatrix} \dot\phi\sin\theta\sin\psi + \dot\theta\cos\psi \\ \dot\phi\sin\theta\cos\psi - \dot\theta\sin\psi \\ \dot\phi\cos\theta + \dot\psi \end{pmatrix} \tag{19}$$

Um nun die Momentengleichung (5) aufstellen zu können, benötigt man noch die Ableitung $\dot{\boldsymbol{\omega}}$ und den Term $\boldsymbol{\omega} \times \Theta\boldsymbol{\omega}$.

$$\dot{\boldsymbol{\omega}} = \begin{pmatrix} \ddot\phi\sin\theta\sin\psi + \dot\phi\dot\theta\cos\theta\sin\psi + \dot\phi\dot\psi\sin\theta\cos\psi + \ddot\theta\cos\psi - \dot\theta\dot\psi\sin\psi \\ \ddot\phi\sin\theta\cos\psi + \dot\phi\dot\theta\cos\theta\cos\psi - \dot\phi\dot\psi\sin\theta\sin\psi - \ddot\theta\sin\psi - \dot\theta\dot\psi\cos\psi \\ \ddot\phi\cos\theta - \dot\phi\sin\theta + \ddot\psi \end{pmatrix} \tag{20}$$

Günstigerweise richtet man das körperfeste Koordinatensystem nach den Hauptträgheitsachsen des Trägheitstensors aus. Dieses nimmt dabei Diagonalform an.

$$\Theta = \begin{pmatrix} \Theta_x & 0 & 0 \\ 0 & \Theta_y & 0 \\ 0 & 0 & \Theta_z \end{pmatrix} \tag{21}$$

Für diesen Fall ergibt der Term $\boldsymbol{\omega} \times \Theta\omega$

$$\boldsymbol{\omega} \times \Theta\boldsymbol{\omega} = \begin{pmatrix} \omega_y\omega_z\left(\Theta_z - \Theta_y\right) \\ \omega_x\omega_z\left(\Theta_z - \Theta_x\right) \\ \omega_x\omega_y\left(\Theta_y - \Theta_y\right) \end{pmatrix} \tag{22}$$

Damit läßt sich die Momentengleichung (5) ausschreiben

$$\boldsymbol{M} = \begin{pmatrix} \Theta_x & 0 & 0 \\ 0 & \Theta_y & 0 \\ 0 & 0 & \Theta_z \end{pmatrix} \dot{\boldsymbol{\omega}} + \begin{pmatrix} \omega_y\omega_z\left(\Theta_z - \Theta_y\right) \\ \omega_x\omega_z\left(\Theta_z - \Theta_x\right) \\ \omega_x\omega_y\left(\Theta_y - \Theta_y\right) \end{pmatrix} \tag{23}$$

Für jeden der N Körper des Mehrkörpersystems existieren 6 Differentialgleichungen mit den 6 Koordinaten $\{x,\, y,\, z,\, \phi,\, \theta,\, \psi\}$. Für den i-ten in das Mehrkörpersystem eingebundenen Körper sieht das Differentialgleichungssystem folgendermaßen aus:

$$\begin{pmatrix} \vdots \\ F_{x_i} \\ F_{y_i} \\ F_{z_i} \\ M_{\phi_i} \\ M_{\theta_i} \\ M_{\psi_i} \\ \vdots \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \ddots & & & & & & & \\ & m_i & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \\ & 0 & m_i & 0 & 0 & 0 & 0 & \\ & 0 & 0 & m_i & 0 & 0 & 0 & \\ & 0 & 0 & 0 & \Theta_{x_i}\sin\psi_i\sin\theta_i & \cos\psi_i & 0 & \\ & 0 & 0 & 0 & \cos\psi_i\sin\theta_i & -\Theta_{y_i}\sin\psi_i & 0 & \\ & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \Theta_{z_i} & \\ & & & & & & & \ddots \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \vdots \\ \ddot{x}_i \\ \ddot{y}_i \\ \ddot{z}_i \\ \ddot{\phi}_i \\ \ddot{\theta}_i \\ \ddot{\psi}_i \\ \vdots \end{pmatrix} + \boldsymbol{b} \tag{24}$$

mit

$$\boldsymbol{b} = \begin{pmatrix} \vdots \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \dot{\phi}_i\dot{\psi}_i\cos\psi_i\sin\theta_i - \dot{\theta}_i\dot{\psi}_i\sin\psi_i + \dot{\phi}_i\dot{\theta}_i\sin\psi_i\cos\theta_i \\ \dot{\phi}_i\dot{\theta}_i\cos\psi_i\cos\theta_i - \dot{\theta}_i\dot{\psi}_i\cos\psi_i - \dot{\phi}_i\dot{\psi}_i\sin\psi_i\sin\theta_i \\ -\dot{\phi}_i\dot{\theta}_i\sin\theta_i \\ \vdots \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \vdots \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \omega_{yi}\omega_{zi}(\Theta_{zi} - \Theta_{yi}) \\ \omega_{xi}\omega_{zi}(\Theta_{xi} - \Theta_{zi}) \\ \omega_{xi}\omega_{yi}(\Theta_{yi} - \Theta_{xi}) \\ \vdots \end{pmatrix} \tag{25}$$

Bevor das Differentalgleichungssystem mit seinen $6N$ Gleichungen in $6N$ Koordinaten gelöst werden kann, muß noch eine Betrachtung der Freiheitsgrade und Zwangsbedingungen folgen.

2.4 Zwangsbedingungen

Da die einzelnen Körper eines biomechanischen Mehrkörpersystems untereinander gekoppelt sind, unterliegen sie Zwangsbedingungen f_l, die die Freiheitsgrade des gekoppelten Systems gegenüber denen freier Körper einschränken. Die Kopplungen werden bei biomechanischen Systemen durch Gelenke bereitgestellt. Läßt man den Aspekt der Reibung in den Gelenken außer Acht, sind die Zwangsbedingungen *holonom* und *skleronom*. *Holonom* (griech: *holos* = ganz; *nomos* = Gesetz, Zahl) bedeutet, daß die Zwangsbedingungen f durch ein vollständiges Differential $\frac{df_l}{dx_m}$ darstellbar sind. *Skleronom* (griech: *skleros* = hart) bedeutet, daß sie nicht explizit von der Zeit abhängen, also gilt $\frac{\partial f}{\partial t} = 0$.

Ein Starrkörper hat im Dreidimensionalen 6 Freiheitsgrade, 3 der Translation und 3 der Rotation. Koppelt man zwei Starrkörper per Kugelgelenk aneinander, gehen 3 Freiheitsgrade verloren. Eine Beschreibung wäre dann beispielsweise durch die 3 Schwerpunktskoordinaten und 3 Eulerschen Winkel eines Körpers zusammen mit den 3 Eulerschen Winkeln des zweiten Körpers eindeutig. Bei Ankopplung mit einem Scharniergelenk gehen weitere 2 Freiheitsgrade verloren. Der an den mit 6 Koordinaten vollständig beschriebenen ersten Körper angekoppelte zweite Körper kann, so die Kopplung aus einem Scharniergelenk besteht, nur noch in der Ebene des ersten Körpers um den festen Gelenkpunkt rotieren.

Durch die Kopplungen bedingt lassen sich also Zwangsbedingungen f formulieren. Diese sollen so festgelegt werden, daß sie von allen Koordinaten zu allen Zeitpunkten erfüllt werden. Ihre Anzahl k entspricht der Anzahl an Freiheitsgraden, die dem Mehrkörpersystem durch Kopplungen verlorengehen.

$$
\begin{aligned}
f_1(x_1, y_1, z_i, \ldots, x_i, y_i, z_i, \phi_i, \theta_i, \psi_i, \ldots, \phi_N, \theta_N, \psi_N) &= 0 \\
\vdots \qquad\qquad\qquad\qquad &= \vdots \\
f_l(x_l, y_l, z_l, \ldots, x_i, y_i, z_i, \phi_i, \theta_i, \psi_i, \ldots, \phi_N, \theta_N, \psi_N) &= 0 \\
\vdots \qquad\qquad\qquad\qquad &= \vdots \\
f_k(x_1, y_1, z_i, \ldots, x_i, y_i, z_i, \phi_i, \theta_i, \psi_i, \ldots, \phi_N, \theta_N, \psi_N) &= 0
\end{aligned}
\tag{26}
$$

Die Physik hält nun zwei Methoden bereit, um die Zwangsbedingungen im Lösungsweg zu berücksichtigen:

- Erstens den Übergang zu reduzierten Koordinaten q_r, d. h. es werden überhaupt nur solche Koordinaten zugelassen, welche eine Konfiguration in einem $(3N-k)$-dimensionalen Konfigurationsraum beschreiben und die das System aufgrund seiner Zwangs- und Nebenbedingungen einnehmen darf. Die $(3N-k)$ reduzierten Koordinaten q_r sind dann *per definitionem* voneinander linear unabhängig.

- Zweitens existiert die Methode der Lagrangeschen Multiplikatoren. Bei Anwendung dieser Methode werden die k Zwangsbedingungen in das bereits aus $6N$ Gleichungen in $6N$ Koordinaten bestehende Gleichungssystem integriert. Dies geschieht durch die Einführung von $3N$ Zwangskräften Z_i und $3N$ Zwangsmomenten D_i.

Für die Kräfte gilt dann

$$\begin{aligned} \boldsymbol{F}_i - m\ddot{\boldsymbol{r}}_i &= \boldsymbol{Z}_i \qquad \text{und damit} \\ \boldsymbol{F}_i - \boldsymbol{Z}_i &= m\ddot{\boldsymbol{r}}_i \end{aligned} \tag{27}$$

Für die Momente gilt dann

$$\begin{aligned} \boldsymbol{M}_i - \Theta\frac{d}{dt}\boldsymbol{\omega} + \boldsymbol{\omega} \times \Theta\boldsymbol{\omega} &= \boldsymbol{D}_i \qquad \text{und damit} \\ \boldsymbol{M}_i - \boldsymbol{D}_i &= \Theta\frac{d}{dt}\boldsymbol{\omega} + \boldsymbol{\omega} \times \Theta\boldsymbol{\omega} \end{aligned} \tag{28}$$

Die $3N$ Zwangskräfte $\boldsymbol{Z}_i$ und $3N$ Zwangsmomente $\boldsymbol{D}_i$ können mit Hilfe der k Lagrangeschen Multiplikatoren λ_l und der k Zwangsbedingungen f_l ausgedrückt werden. Für den i-ten Körper gilt dann:

$$\begin{aligned} \cdots &= \\ Z_{x_i} &= \lambda_1\tfrac{\partial f_1}{\partial x_i} + \ldots + \lambda_1\tfrac{\partial f_l}{\partial x_i} + \ldots + \lambda_k\tfrac{\partial f_k}{\partial x_i} \\ Z_{y_i} &= \lambda_1\tfrac{\partial f_1}{\partial y_i} + \ldots + \lambda_l\tfrac{\partial f_l}{\partial y_i} + \ldots + \lambda_k\tfrac{\partial f_k}{\partial y_i} \\ Z_{z_i} &= \lambda_1\tfrac{\partial f_1}{\partial z_i} + \ldots + \lambda_l\tfrac{\partial f_l}{\partial z_i} + \ldots + \lambda_k\tfrac{\partial f_k}{\partial z_i} \\ D_{\phi_i} &= \lambda_1\tfrac{\partial f_1}{\partial \phi_i} + \ldots + \lambda_l\tfrac{\partial f_l}{\partial \phi_i} + \ldots + \lambda_k\tfrac{\partial f_k}{\partial \phi_i} \\ D_{\theta_i} &= \lambda_1\tfrac{\partial f_1}{\partial \theta_i} + \ldots + \lambda_l\tfrac{\partial f_l}{\partial \theta_i} + \ldots + \lambda_k\tfrac{\partial f_k}{\partial \theta_i} \\ D_{\psi_i} &= \lambda_1\tfrac{\partial f_1}{\partial \psi_i} + \ldots + \lambda_l\tfrac{\partial f_l}{\partial \psi_i} + \ldots + \lambda_k\tfrac{\partial f_k}{\partial \psi_i} \\ \cdots &= \end{aligned} \tag{29}$$

Mit dieser Lösungsmethode bleibt der Konfigurationsraum $3N$-dimensional, da die zusätzlich eingeführten Zwangskräfte Z_i und Zwangsmomente D_i nicht voneinander linear unabhängig sind und die in Gleichung (29) gezeigten Abhängigkeiten bestehen.

2.5 Reibung

In natürlichen, biomechanischen Systemen treten Reibungseffekte auf. Manchmal können diese sogar sehr schmerzhaft sein, wenn beispielsweise die Schmierung in den Gelenken nicht mehr richtig funktioniert.

Eine Berücksichtigung der Reibung in einem Simulationsmodell setzt eine genaue Kenntnis dieses Phänomens sowie die Möglichkeit einer exakten Modellierung der betrachteten Gelenke voraus. Beides ist nicht gegeben. Die Messung der Reibung in Experimenten ist aufgrund der Unzugänglichkeit von Gelenken und Muskeln *in vivo* praktisch nicht durchführbar.

Darüber hinaus scheitert der Entwurf exakter Gelenkmodelle bisher vor allem an der Parametrisierung der im Gelenk reibenden Kontaktflächen, ohne die die Kontaktbedingungen nicht überprüft werden können.

Aus diesen Gründen wurde die Reibung in den Bewegungsgleichungen nicht explizit berücksichtigt. Im Simulationsmodell kann man sich dadurch behelfen, daß man zwei Hebelenden, die durch ein Gelenk aneinandergekoppelt sind, zusätzlich mit einer Feder verbindet. Die Federfunktion $F(x)$ ist frei wählbar, in ihr kann auch ein Dissipationsterm enthalten sein.

2.6 Lösung des Differentialgleichungssystems

Die Lösung des durch die Zwangskräfte und Zwangsmomente der Gleichungen (27) und (28) modifizierten Differentialgleichungssystems (24) erfolgt nach Errechnen der Zwangskräfte und -momente mit der Methode der Lagrangeschen Multiplikatoren (29) durch Faktorisierung und Integration. Beide Schritte werden von Software-Programmroutinen ausgeführt.

Das zu diesem Zweck eingesetzte Mehrkörper-Simulationsprogramm *simsys* errechnet für jeden Zeitschritt die Zwangskräfte und -momente, Hebelkoordinaten, -geschwindigkeiten und -beschleunigungen, Kräfte, Momente und Winkelstellungen. Mit Hilfe eines Anzeigeprogramms kann der Verlauf nach erfolgter Simulation am Bildschirm verfolgt werden.

3 Vorbereitung von Experimenten

Um das Simulationsmodell so realistisch wie möglich zu gestalten, wurden vor dessen Erstellung Experimente durchgeführt. Diese beinhalteten die Messung der in den Arm eingeleiteten Kraft sowie der an Griff, Handgelenk, Ellenbogen und Schulter auftretenden Beschleunigungen bei anliegenden Vibrationen. Angeregt wurde mit zwei unterschiedlichen Vibrationsquellen: Mit einem handelsüblichen Bohrhammer sowie mit einem Shaker (deutsch: *Schütteltisch*), mit dessen Hilfe das Verhalten des Hand-Arm-Systems bei sinusförmiger Erregung untersucht wurde. Wie sich bei der Modellierung gezeigt hat, müssen zur Anpassung des Modells bei unterschiedlichen Anregungsarten auch unterschiedliche Modellparameter gewählt werden, um Übereinstimmung von Modell und Messung zu gewährleisten.

Die Experimente hatten verschiedene Motivationen:

- Messung der durch die Vibrationsquelle erzeugten Kraft. Diese wird durch den an der Vibrationsquelle befestigten Griff in den Unterarm via Handpolster eingeleitet, und soll zur Verifikation des Simulationsmodells mit der simulierten Kraft verglichen werden.

- Messung des Zusammenhangs zwischen der in den Unterarm eingeleiteten Kraft F durch die Vibrationsquelle und der Deformation des Handpolsters im statischen und dynamischen Fall. Dieser Zusammenhang $F(x, \dot{x})$ wird benötigt, um Vibrationen, ausgedrückt durch Deformationen x und Deformationsgeschwindigkeiten $\dot{x}$ in den Unterarm einzuleiten. Dies ist unter anderem deshalb notwendig, da kein biomechanisches Mehrkörper-Simulationsmodell einer Hand vorliegt.

- Messung der am Griff, Handgelenk, Ellenbogen und Schulter anliegenden Beschleunigungen bei Anregung. Diese Beschleunigungen sollen mit den in der Simulation erzeugten verglichen werden.

Die Experimente wurden unter Verwendung handelsüblicher Gerätschaften und unter der Maßgabe der Reproduzierbarkeit durchgeführt.

Die Messungen, deren Durchführung mehrerer Monate Zeitaufwandes bedurfte, mußten entsprechend geplant und vorbereitet werden. Dies umfaßte die Konstruktion einer speziellen Vorrichtung am Griff des Bohrhammers zur Anbringung der Kraftaufnehmer, Konstruktion einer Triggervorrichtung für den zeitgleichen Start der Aktionen des Probanden und der Aufzeichnung der Meßwerte, Entwicklung einer Anbringungsmöglichkeit für die Beschleunigungsaufnehmer am Probanden sowie Austesten der eingerichteten Meßkette.

3.1 Vereinbarung eines Koordinatensystems

Zuallererst muß ein Koordinatensystem vereinbart werden, in dem die Meßwerte gemessen und ausgegeben wurden.

- z-Richtung: Bohrrichtung vom Handgelenk ausgehend zum Ellenbogengelenk.
- y-Richtung: Bei aufrechter Handhaltung (Daumen oben) entlang des Handgelenks von unten nach oben.
- x-Richtung: Verläuft senkrecht zu den z/y-Richtungen durch das Handgelenk hindurch und bildet mit diesen ein Rechtssystem.

Die Beschleunigungsaufnehmer nahmen aufgrund ihrer Ausrichtung bei der Messung Werte in $-y$- und $-z$-Richtung des hier vereinbarten Koordinatensystems auf. Alle in den Schaubildern dargestellten Meßreihen wurden original abgebildet, also in $-y$-/$-z$-Richtung. Zur Beschriftung der Schaubilder wurde dennoch y und z gewählt. Auch alle simulierten Ergebnisse werden in diesem 'inversen' Koordinatensystem dargestellt, um die direkte Vergleichbarkeit der Resultate zu ermöglichen.

3.2 Anbringung der Kraftaufnehmer am Bohrhammer

Die wichtigste Eingangsgröße, die bei allen Experimenten aufgezeichnet wurde, ist der Kraftverlauf, der über den Bohrhammergriff in das Hand-Arm-System des Bohrenden eingeleitet wird.

Wie in Abbildung 1 gezeigt, wurde dazu der Griff vom Motorgehäuse entfernt und auf einer Metallplatte befestigt, die ihrerseits vermittelst einer Führung verschiebbar mit einer am Motorgehäuse befestigten Metallplatte verbunden wurde. In die motorseitige Metallplatte wurden die monoaxialen Kraftaufnehmer, welche mit der Dehnungsmeßstreifentechnologie (DMS) die Kraft messen, eingeschraubt.

Die Führung hatte die Aufgabe, die Einleitung von Querkräften in die Kraftaufnehmer zu verhindern. Wie sich in Vorversuchen gezeigt hatte, verfälschen diese das Meßergebnis beträchtlich. Die griffseitige Metallplatte wurde auf Paßstiften auf den Kraftaufnehmern gelagert. Die zwischen Metallplatte und Paßstiften auftretende Reibung wurde durch Schmiermittel minimiert.

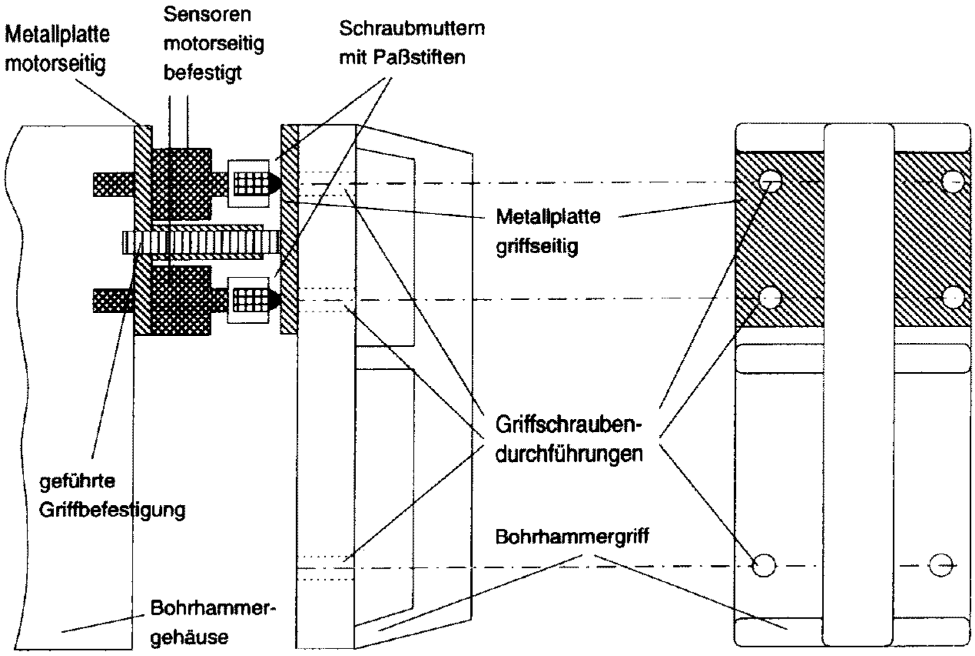

Abbildung 1: Modifizierter Griff des Bohrhammers

3.3 Anbringung der Beschleunigungsaufnehmer am Hand-Arm-System

Entsprechend einer in der Arbeit von [Dändliker] veröffentlichten Untersuchung zur Anbringung von Beschleunigungsaufnehmern an Probanden wurden die Beschleunigungsaufnehmer auf Balsaprofilhölzern angebracht. Diese wurden mit Klebeband in die Gelenkspalten an Handgelenk, Ellenbogengelenk und Schultergelenk straff befestigt, um bestmöglichen Kontakt mit dem Skelett herzustellen.

Die gewählten Befestigungsstellen zeichnen sich auch dadurch aus, daß sich zwischen Haut und Knochen annähernd keine weiteren Gewebsschichten mehr befinden. Die Bewegungsfreiheit des Handgelenks war durch die straffe Befestigung weitestgehend eingeschränkt. Eine Skizze der Befestigung des Balsaprofilholzes am Handgelenk befindet sich in Abbildung 2.

Auf den Schwabbelmassen wurden versuchshalber auch Beschleunigungsaufnehmer auf Balsaholzplättchen angebracht, welche ihrerseits mit normalem Klebstoff auf die Haut aufgeklebt waren. Im Experiment erwies sich allerdings, daß dabei die Veränderung der lokalen Eigenschaften – Masse der Beschleunigungsaufnehmer, Steifheit der Kabelzuführungen – einen größeren Einfluß auf die Meßergebnisse hat, als die Gesamtschwingung der Schwabbelmasse selbst. Dies zeigte sich besonders deutlich in der Analyse der Videoaufnahmen bei den Messungen am Shaker. Die

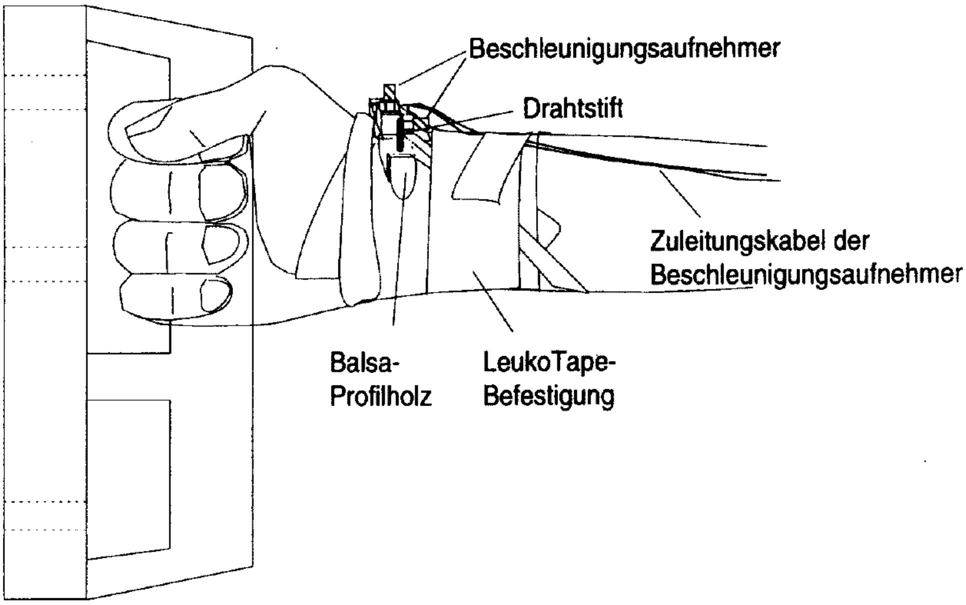

Abbildung 2: Handgelenk des Probanden in Versuchsstellung

elastische Deformation der Schwabbelmasse erfolgt unterhalb der Hautoberfläche, da diese Gewebeschichten sich besonders leicht gegeneinander verschieben lassen. Somit ist, beim heutigen Stand der Technik, eine Beschleunigungsmessung auch prinzipiell nicht möglich. Daher wurden diese Meßergebnisse bei der Auswertung unberücksichtigt gelassen.

Die Positionen der in den Messungen angebrachten Beschleunigungsaufnehmer sind in Abbildung 3 ersichtlich. Auf die Numerierung wird bei der Darstellung der Meßergebnisse zurückgegriffen.

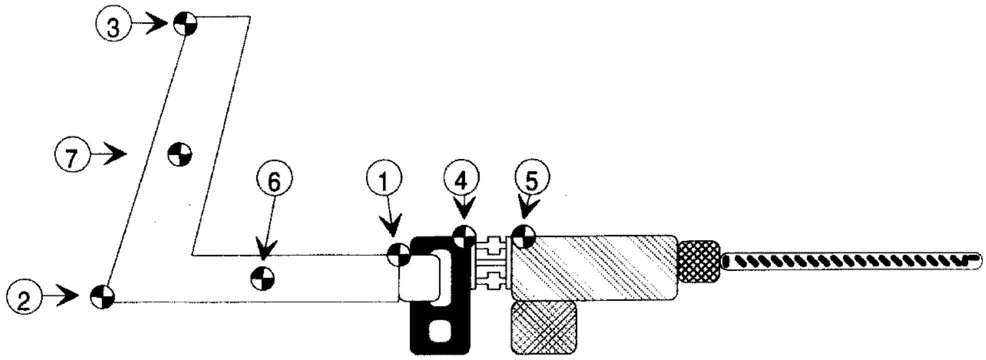

Abbildung 3: Befestigungspositionen der Beschleunigungsaufnehmer

- 1: Befestigung auf dem Balsaprofilholz am Handgelenk.
- 2: Befestigung auf dem Balsaprofilholz am Ellenbogengelenk.

- 3: Befestigung auf dem Balsaprofilholz an der Schulter.
- 4: Befestigung auf der Oberseite des Bohrhammergriffs.

3.4 Triggerung der Messungen

Die Triggerung der Messungen – das bedeutet sowohl die Festlegung des Startzeitpunktes der Messungen als auch die Synchronisation optischer und elektrischer Signale – wurde durch ein handelsübliches Photoblitzgerät bewerkstelligt. Das Blitzlicht wurde über einen Synchroblitzadapter in ein elektrisches Signal umgewandelt, mit welchem die Meßwertaufzeichnung der Transientenrecorder gestartet wurde. Das optische Blitzsignal ist sowohl für den Probanden als auch in der alle Messungen begleitenden Videoaufnahme sichtbar. Dies ist eine gängige Methode zur Synchronisation biomechanischer Messungen.

4 Vermessung des Handpolsters

Die Deformationsmessungen wurden sowohl quasistatisch (langsame Erhöhung bzw. Erniedrigung der Andruckkraft auf den Griff) als auch dynamisch (ruckartiges Erhöhen bzw. Erniedrigen der Andruckkraft auf den Griff) durchgeführt. Das Handpolster ist ein System mit bezüglich Deformationen nichtlinearen Eigenschaften. Dies liegt zum einen an der komplexen anatomischen Struktur des Mittelhand- und Handgelenkbereichs und zum anderen an den bei großen Deformationen der weichen Gewebe auftretenden Randeffekten. Da bei der dynamischen Deformation auch Energie, aufgrund von Dämpfung, dissipiert wird, unterscheiden sich die Meßergebnisse erwartungsgemäß von denen der quasistatischen Messung. Die quasistatische Deformation stellt dabei den Grenzfall einer dynamischen Deformation mit der Deformationsgeschwindigkeit null dar. Daher wird sie im folgenden als *statische Deformation* bezeichnet. Sie liefert einen Zusammenhang zwischen der Andruckkraft F und dem Deformationsweg x. Die dynamische Deformationsmessung ergibt einen Zusammenhang zwischen der Kraft F, dem Deformationsweg x und der Deformationsgeschwindigkeit $\dot{x}$.

Hier muß auf einen, bei den Kraft-Deformationsmessungen des Handpolsters unberücksichtigten Aspekt hingewiesen werden, den der Greifkraft. Auf eine Greifkraftmessung wurde hauptsächlich verzichtet, weil kein entsprechend präparierter Griff zur Verfügung stand, und die Entwicklung eines solchen den finanziellen und zeitlichen Rahmen dieser Arbeit überschritten hätte. Darüber hinaus würde auch der Aufwand zur Generierung reproduzierbarer Meßreihen bei konstant zu haltender Greifkraft stark ansteigen. Eine solche Meßvorrichtung ist dann sinnvoll, wenn entweder viele Vibrationsquellen, respektive viele Probanden vergleichend vermessen werden sollen oder beispielsweise die Simulation eines vollständigen Muskelmodells des Unterarms erforderlich wäre.

4.1 Statische Deformation

Die statische Deformation liefert einen Zusammenhang $F(x)$ zwischen der Kraft F und der Deformation x des Handpolsters bei verschwindender Deformationsgeschwindigkeit $\dot{x}$. Anhand des parallel zur Messung aufgenommenen Videofilms kann die Qualität jeder Messung beurteilt werden, vor allem, ob die Lage des Handgelenks durch Ausweichbewegungen in y- und x-Richtung während der Messung verändert wurde. Die optische Auswertung der statischen Handpolsterdeformation mit Hilfe eines Maßstabes ergibt eine gute Übereinstimmung mit den elektronisch aufgenommenen Meßwerten. Die Abbildungen 4 und 5 vermitteln einen Eindruck von dem Experiment.

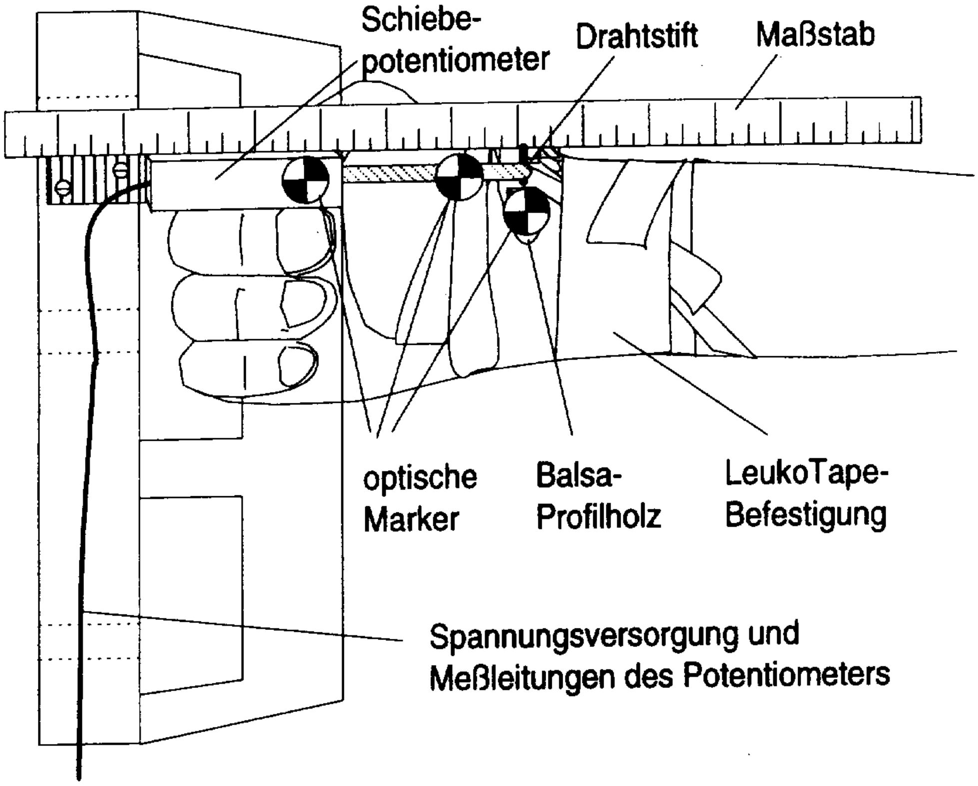

Abbildung 4: Meßanordnung zur statischen Vermessung des Handpolsters

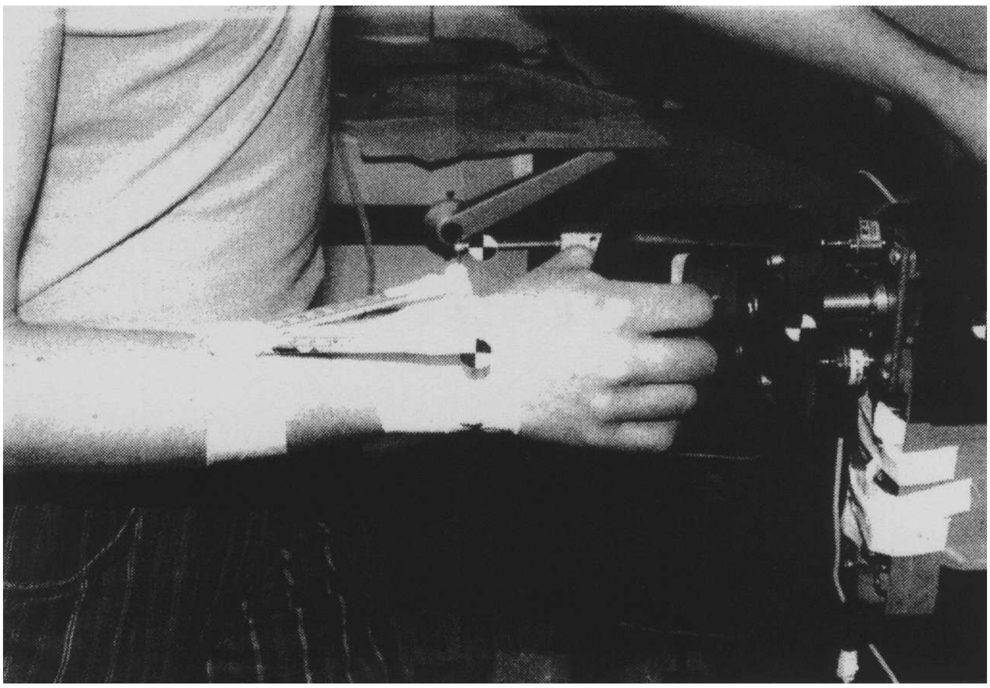

Abbildung 5: Proband bei der statischen Handpolstervermessung

4.1.1 Erzeugte Meßwerte

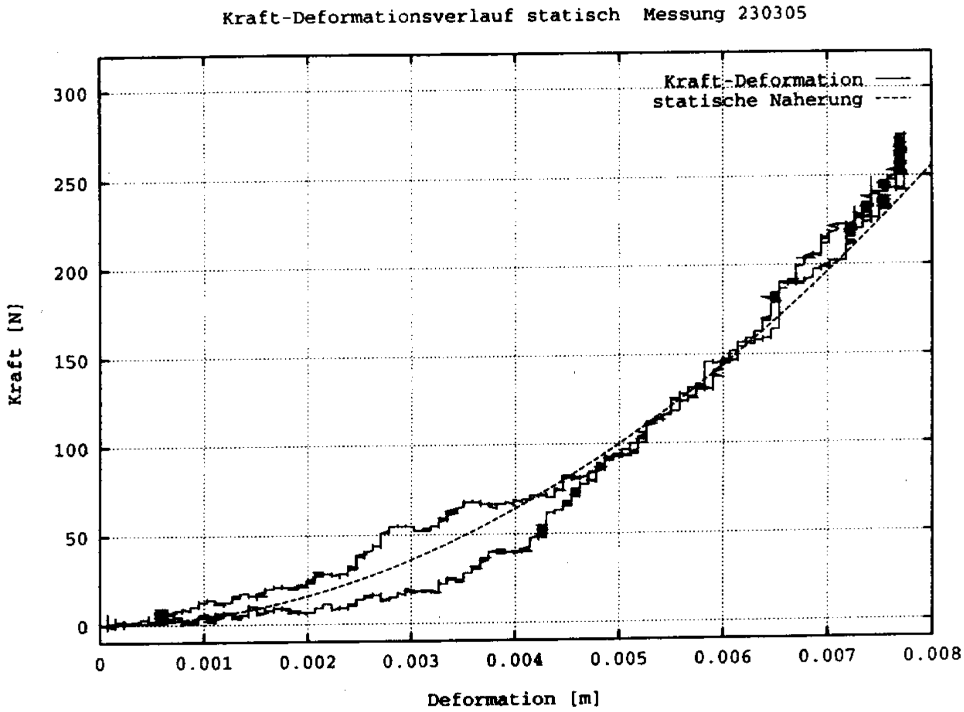

Abbildung 6: Statische Handpolsterdeformation mit Näherungskurve

Aus den Meßwerten wurde nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate eine analytische Näherungskurve unter Einsatz verschiedener Funktionsansätze errechnet. Eine gute Übereinstimmung von Meßwerten und Näherungskurve lieferte bereits ein einfacher Potenzansatz $F(x) = ax^b$ mit der Kraft F, der Deformation x und den zu bestimmenden Parametern a und b.

Zur Bestimmung der Parameter wurden die Meßwerte von drei repräsentativen Meßkurven mit einem in [Numerical] beschriebenen Verfahren geglättet und von einem ebenda angegebenen Polynomfitalgorithmus bewertet. Für den Term x^b ergab eine quadratische Abhängigkeit x^2 (also $b = 2$) die geringsten Abweichungen der Näherungskurve von den Meßkurven. Für den Parameter a ergab sich ein Wert von $4,4 \cdot 10^6$. Die gemessenen Werte einer für diese Meßung typischen Kurve sind zusammen mit der Näherungskurve in Abbildung 6 dargestellt.

4.1.2 Interpretation der Ergebnisse

Die errechnete Näherungskurve reproduziert das Verhalten des Handpolsters ausreichend gut. Selbstverständlich sind auch andere Funktionsansätze für die Näherungskurve möglich. Beim Abwägen zwischen verschiedenen, analytischen Näherungsansätzen sollte man sich bei der Implementation in die Simulationsumgebung für denjenigen entscheiden, der mit der Näherungskurve für die dynamische Handpolsterdeformation am besten übereinstimmt (denn die statische Deformation ist ja eine dynamische Deformation mit verschwindender Deformationsgeschwindigkeit), und der mit dem geringsten Rechenaufwand implementiert werden kann. Zum Vergleich mit anderen Arbeiten auf diesem Gebiet sollte die Arbeit von [Gruber] angeführt werden, in der für Deformationsmessungen am Fersenpolster als Näherungskurve ein einfacher Potenzansatz $F(x) = ax^{3,5}$ gewählt wurde.

Die optimalen Parameter zur Anpassung der Näherungskurve an die Meßkurve schwanken naturgemäß zwischen den einzelnen Messungen, da es unmöglich ist, bei verschiedenen Meßreihen die Handhaltung und die Vorspannung des Handpolsters durch die Greifkraft absolut konstant zu halten. Auch die Unterschiedlichkeit der Handpolster bei verschiedenen Probanden sollte in diese Überlegung mit einfließen.

Als Kraft-Deformationszusammenhang im statischen Fall wurde für die Kraft F in [N] und die Deformation x in [m] der Potenzansatz

$$F(x) = 4,0 \cdot 10^6 x^2$$

gewählt.

4.2 Dynamische Deformation

Zur Vermessung der dynamischen Handpolsterdeformation wurde zusätzlich zu Kraftaufnehmern und Schiebepotentiometer ein Beschleunigungsaufnehmer auf dem am Handgelenk angebrachten Balsaprofilholz befestigt. Dessen Meßwerte wurden zusammen mit denen der Kraftaufnehmer und des Schiebepotentiometers aufgezeichnet.

Bei der dynamischen Deformationsmessung wird aufgrund von Dämpfung für Anstieg und Abfall der Andruckkraft eine unterschiedlich starke Deformation des Handpolsters erwartet, was bedeutet, daß das Handpolster für schnell erfolgende Deformationen eine Hystereseschleife in Form einer Banane zeigt.

Zur Bestimmung einer Näherungskurve für eine solche Banane muß ein geschwindigkeitsabhängiger Term in den Ansatz miteinbezogen werden. Die Geschwindigkeit wurde jedoch nicht direkt gemessen, sondern durch Integration der Beschleunigung beziehungsweise durch Differentiation des Deformationsweges errechnet.

4.2.1 Erzeugte Meßwerte

Exemplarisch ist in der Abbildung 7 die Hystereseschleife der dynamischen Handpolsterdeformation zusammen mit der analytischen Näherungskurve dargestellt.

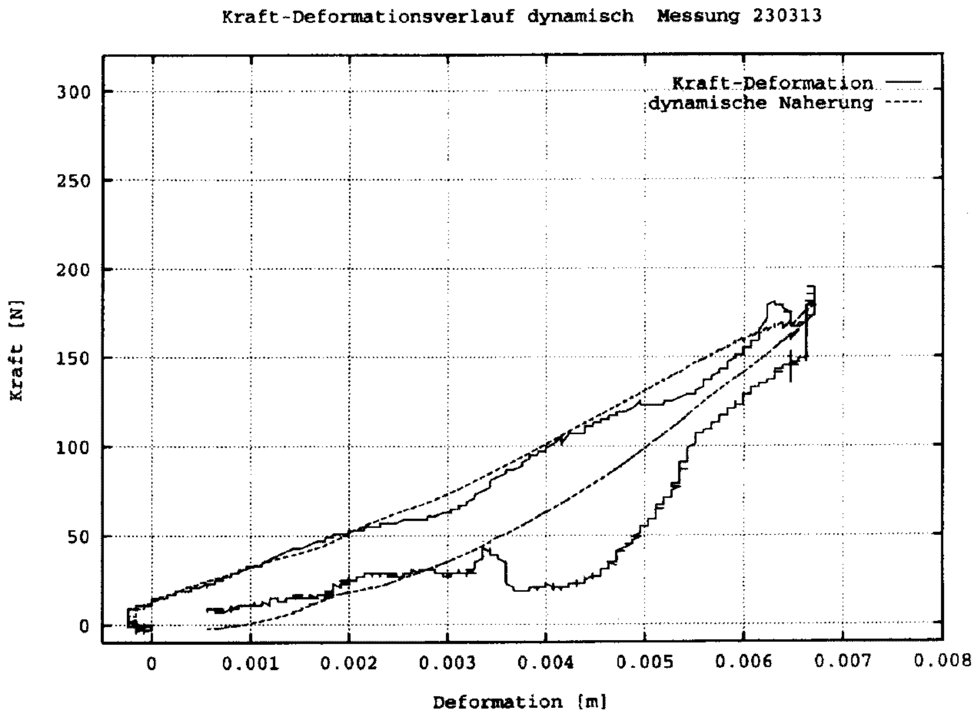

Abbildung 7: Dynamische Handpolsterdeformation mit Näherungskurve

Aufgrund der ruckartigen Deformation des Handpolsters und dazu vergleichsweise langsamer Entspannung verläuft der untere Ast der Hystereseschleife der Näherungskurve annähernd gleich wie die Näherungskurve für die statische Deformation.

4.2.2 Interpretation der Ergebnisse

Bei dynamischer Deformation kommt in der Formel für die Näherungskurve noch ein von der Deformationsgeschwindigkeit abhängiger Term hinzu. Es wurde eine lineare Abhängigkeit der Kraft von der Deformationsgeschwindigkeit angenommen. Dieser lieferte eine hervorragende Übereinstimmung von Meßwerten und Näherungskurve, vor allem im Bereich hoher Deformationsgeschwindigkeiten und damit hoher Dämpfung. Der Zusammenhang lautet mit der Deformationsgeschwindigkeit $\dot{x}$ für diesen Fall

$$F(x, \dot{x}) = 4,0 \cdot 10^6 x^2 + 1,9 \cdot 10^2 \dot{x}$$

Die Parameter zur Anpassung der Näherungskurve an die Meßwerte wurden, ebenso wie im statischen Fall, nach Glättung der Meßwerte mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate bestimmt. Der Ansatz für die Näherungskurve im Falle statischer Deformation bekommt keinen eigenen Parameter mehr zugeordnet.

Die in Abbildung 7 gezeigte Näherungskurve schmiegt sich im Bereich kleiner ansteigender Kräfte und Deformationen sehr schön an die Meßkurve an. Bei größeren Kräften fanden während aller Meßreihen Ausweichbewegungen des Handgelenks statt, was sich im Schaubild als Überschneidung von aufsteigendem und absteigendem Ast der Hystereseschleife bemerkbar macht. Die Näherungskurve für die statische Handpolsterdeformation (s. Abbildung 6) verläuft fast deckungsgleich mit dem unteren Ast der errechneten Hysterese, da beim langsamen Entspannen des Handpolsters die Deformationsgeschwindigkeit $\dot{x}$ annähernd null ist. Die starke Ausbuchtung im unteren Hystereseast ist eine Folge von seitlicher Handgelenksbewegung während der Messung.

Zur Verdeutlichung der guten Übereinstimmung von gemessener und errechneter Andruckkraft sind diese zusammen in Abbildung 8 als Zeitreihen dargestellt.

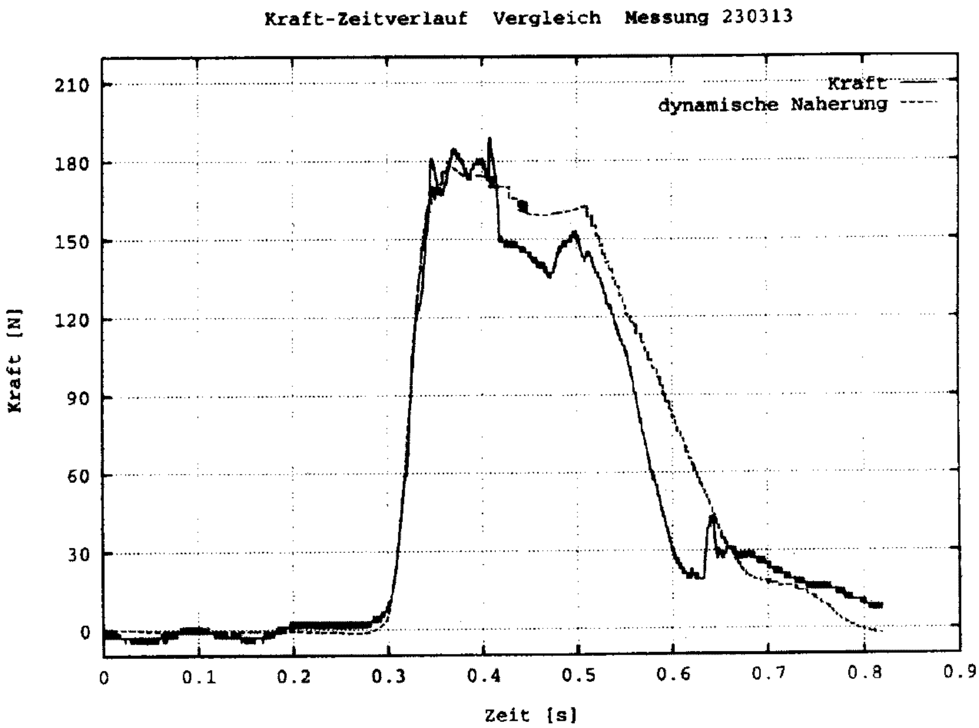

Abbildung 8: Gemessener und mit Näherungsformel errechneter Kraft-Zeit-Verlauf

5 Verhalten des Hand-Arm-Systems in Bohrhammerexperimenten

5.1 Messung von Kräften am Bohrhammer

Der in Abbildung 9 gezeigte Zeitausschnitt eines Amplitudenverlaufes der am Bohrhammergriff gemessenen Kraft in z-Richtung zeigt deutlich eine sinusförmige Grundschwingung mit aufmodulierten, hochfrequenten Schwingungen. Bei jedem erfolgenden Hammerimpuls tritt eine Amplitudenspitze in Erscheinung. Die Impulsfrequenz beträgt 53,5 Hz, was in der Zeitdomäne einer Dauer von 18,7 ms zwischen zwei Impulsen entspricht.

Die Signale der zwei zwischen Motorgehäuse und Griff angebrachten Kraftaufnehmer wurden zu einem Summensignal zusammengesetzt. Von einer Betrachtung der in der Grifführung vorhandenen Reibung, die die Umleitung von in Bohrrichtung wirkenden Kräften in Kräfte senkrecht dazu zur Folge hat, muß abgesehen werden, da die Kräfte senkrecht zur Bohrrichtung nicht durch die in Bohrrichtung angebrachten, monoaxialen Kraftaufnehmer gemessen werden konnten. Da zusätzliche, senkrecht zur Bohrrichtung messende Kraftaufnehmer nicht zur Verfügung standen, konnte die Kraft in dieser Richtung nicht gemessen werden.

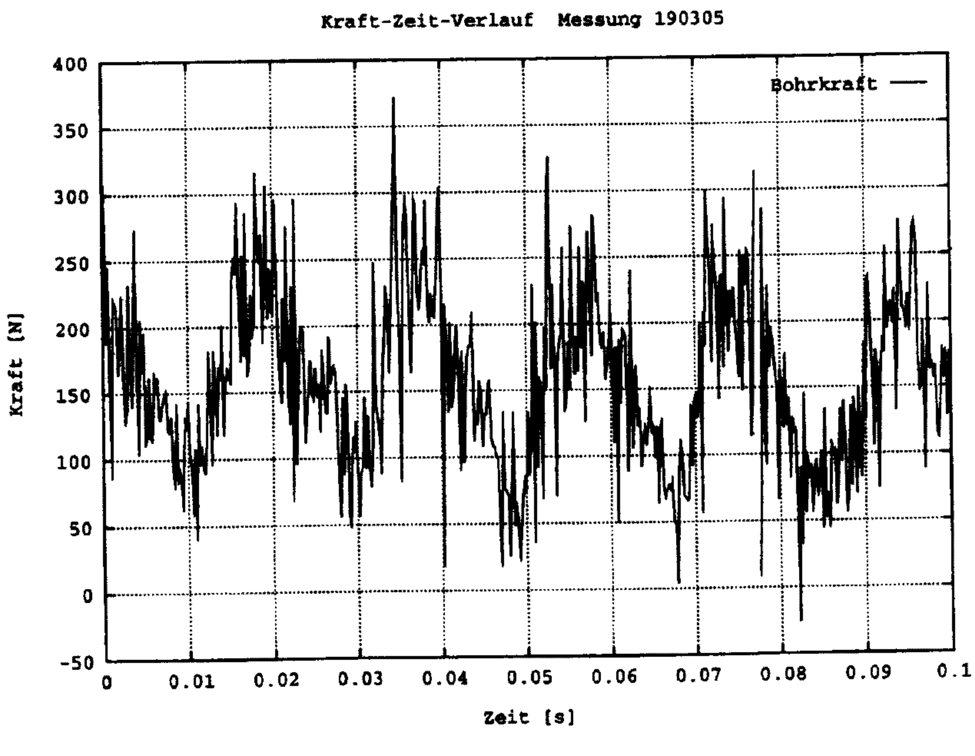

Abbildung 9: Kraftverlauf zwischen Motorgehäuse und Griff des Bohrhammers

Über die „Gleichspannungskomponente $K(\nu = 0)$“ des fouriertransformierten Kraft-Zeit-Verlaufes $K(\nu)$ kann die mittlere Andruckkraft, die einer Meßreihe zugrundeliegt, ermittelt werden.

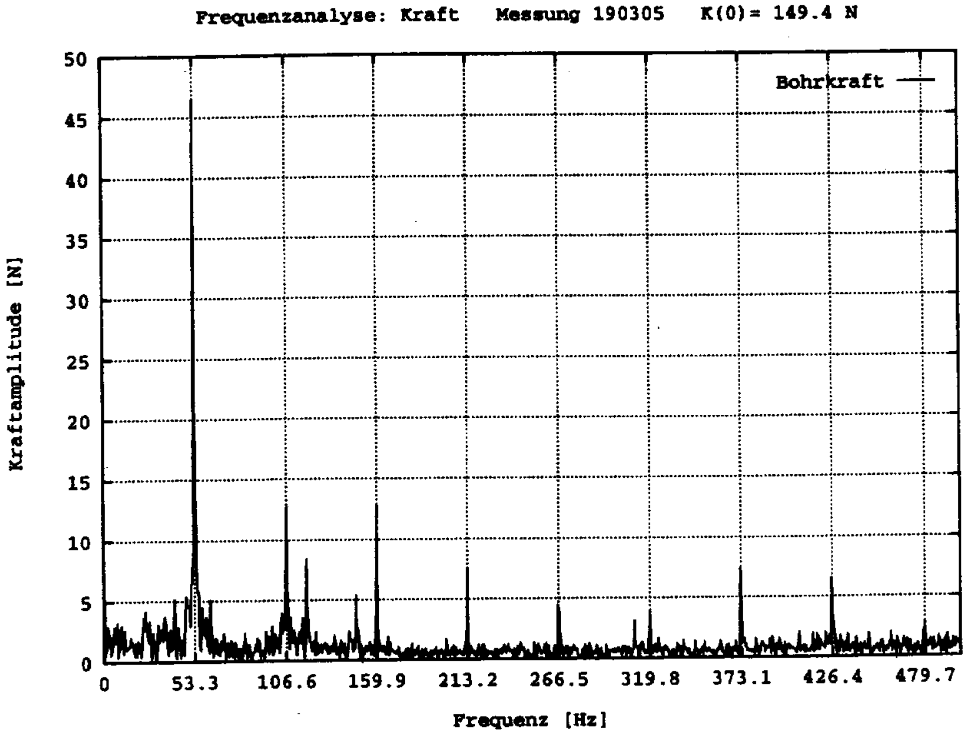

Abbildung 10: Frequenzanalyse des Kraftverlaufes zwischen Motorgehäuse und Griff des Bohrhammers

Im sogenannten „Leistungsspektrum“ in Abbildung 10 erkennt man den größten Frequenzanteil bei der Impulsfrequenz des Bohrhammers. Weitere deutliche Spitzen finden sich bei den Harmonischen der Grundfrequenz wieder. Die starke Ausprägung ganzzahliger Harmonischer der Grundfrequenz läßt sich darauf zurückführen, daß der Bohrhammerimpuls Ähnlichkeit mit einem Rechteckpuls bzw. mit einem Diracschen δ-Puls hat. Da die Messung an einem System mit Dämpfung durchgeführt wird, nimmt die Frequenzamplitude der Harmonischen in der abgebildeten Weise stark ab. Zwischen diesen Spitzen bilden nichtresonante Frequenzkomponenten einen Untergrund. Der interessanteste Teil des Frequenzspektrums befindet sich bei Frequenzen zwischen 0 Hz und 500 Hz. Höhere Frequenzen treten wegen Dämpfung deutlich vermindert auf.

5.2 Beschleunigungen am Bohrhammergriff

Von den am Motorgehäuse des Bohrhammers gemessenen Beschleunigungen sind für die spätere Verwendung in der Simulation nur die am

Griff aufgezeichneten von Bedeutung, da sie in Geschwindigkeits- bzw. Ortskoordinaten umgerechnet wurden. Die Zeitverläufe zeigen in z- und y-Richtung einen schwebungsartigen Verlauf, der mit der Impulsfrequenz des Bohrhammers periodisch ist.

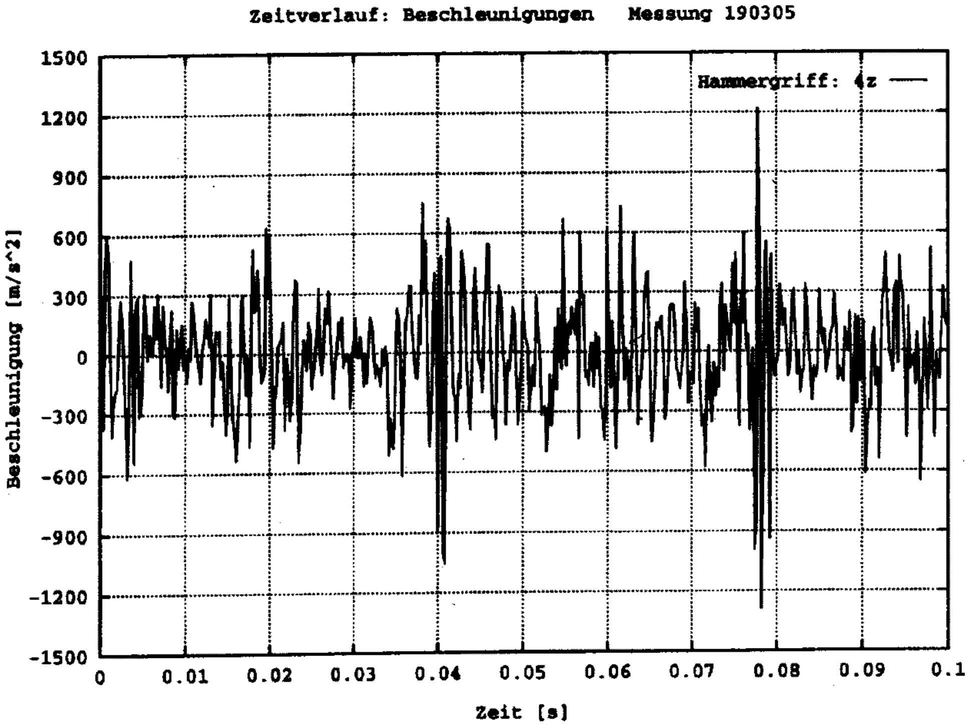

Abbildung 11: Beschleunigung z-Richtung gemessen auf dem Bohrhammergriff

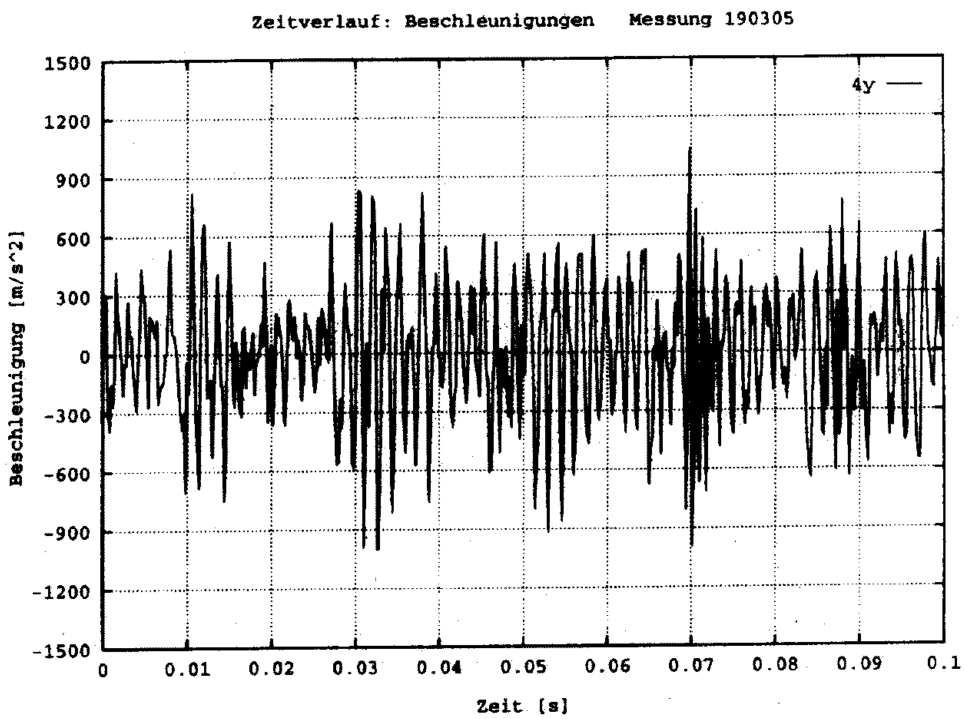

Abbildung 12: Beschleunigung in y-Richtung gemessen auf dem Bohrhammergriff

5.3 Beschleunigungen am Hand-Arm-System

Die Zeitverläufe der Beschleunigungen zeigen einheitlich ein periodisches Verhalten mit der im Kraftverlauf zwischen Motor und Griff erkennbaren Impulsfrequenz des Bohrhammers. Die Amplituden sind abhängig von der Befestigungsposition. Da das menschliche Hand-Arm-System physikalisch einem nichtlinearen Federn-Massen-System entspricht, bei dem Dämpfungen und Resonanzen auftreten, werden an den Meßstellen die Eingangssignale mit dem Eigenverhalten der Gliedmaßen gefaltet gemessen. So findet man zum Beispiel an der Schulter um den Faktor zehn kleinere Beschleunigungsamplituden als am Handgelenk vor.

Eine Frequenzanalyse von an verschiedenen Befestigungspositionen ermittelten Beschleunigungs-Amplitudengängen zeigt dominante Frequenzanteile von Impulsfrequenz und Harmonischen jedoch bei abnehmender Frequenzamplitude der Grundfrequenz im Vergleich zu den unmittelbar benachbarten Harmonischen. Dies ist ein direkter Hinweis auf auftretende Dämpfung und auf das Eigenverhalten der einzelnen Gliedmaßen. Hochfrequente Harmonische werden ab 500 Hz aufwärts praktisch vollständig abgedämpft.

5.3.1 Beschleunigungen in Bohrrichtung

Die Amplitudenverläufe der Beschleunigungen in z-Richtung werden aufgrund der Dämpfung glatter, je weiter die Meßstelle von der Erregung entfernt ist. Die Amplituden der Beschleunigung am Handgelenk und am Ellenbogen sind annähernd gleich, was aufgrund der Befestigung der Beschleunigungsaufnehmer auch zu erwarten war. Die Beschleunigung in z-Richtung erfährt hingegen eine starke Dämpfung, die sich aus der Funktionsweise des Schultergelenks erklären läßt. Dieses weist eine mehr oder weniger große Beweglichkeit in alle Richtungen der z/y-Ebene auf und kann dadurch einer Störung optimal ausweichen.

Die nun folgenden Abbildungen der Amplitudenverläufe in z-Richtung an den verschiedenen Meßstellen werden in derselben Skalierung dargestellt, um dem Leser den Vergleich zwischen den verschiedenen Meßpunkten zu vereinfachen.

An der Schulter kann man, trotz Anregung des Hand-Arm-Systems mit einem „verrauscht“ periodischen Signal, eine annähernd glatte, sinusartige Schwingung erkennen. Dies ist ein Hinweis darauf, daß der Rumpf durch die am Handpolster eingeleiteten Vibrationen fast nicht mehr zu Schwingungen angeregt wird, weshalb eine Modellierung des Rumpfes im Simulationsmodell nicht zwingend erforderlich ist.

In Abbildung 16 sind zur Möglichkeit des besseren Vergleiches alle am

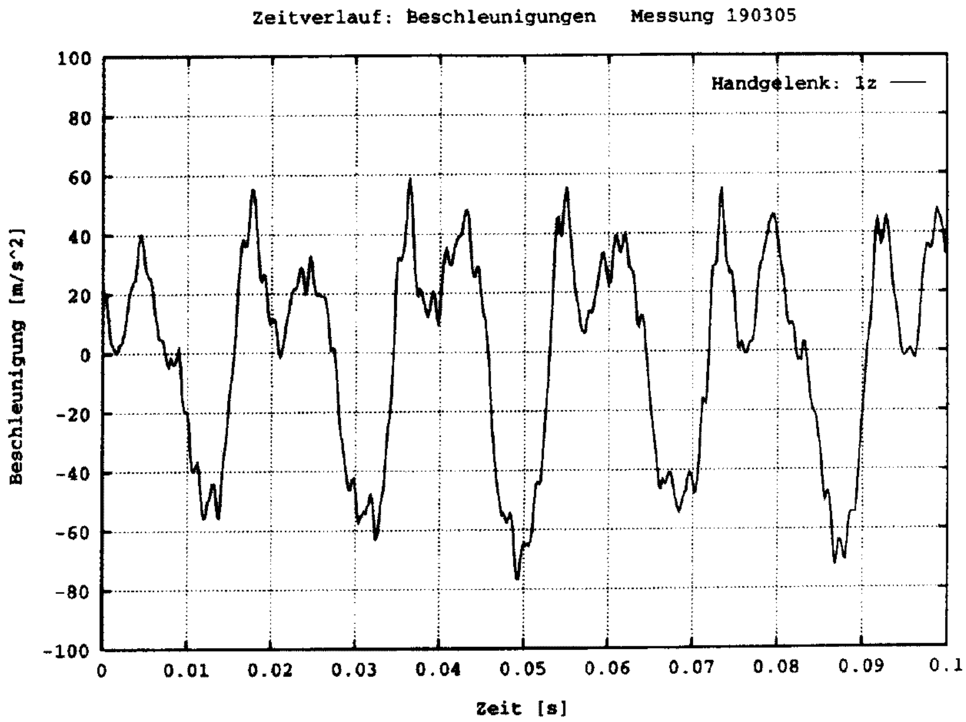

Abbildung 13: Beschleunigung am Handgelenk in z-Richtung

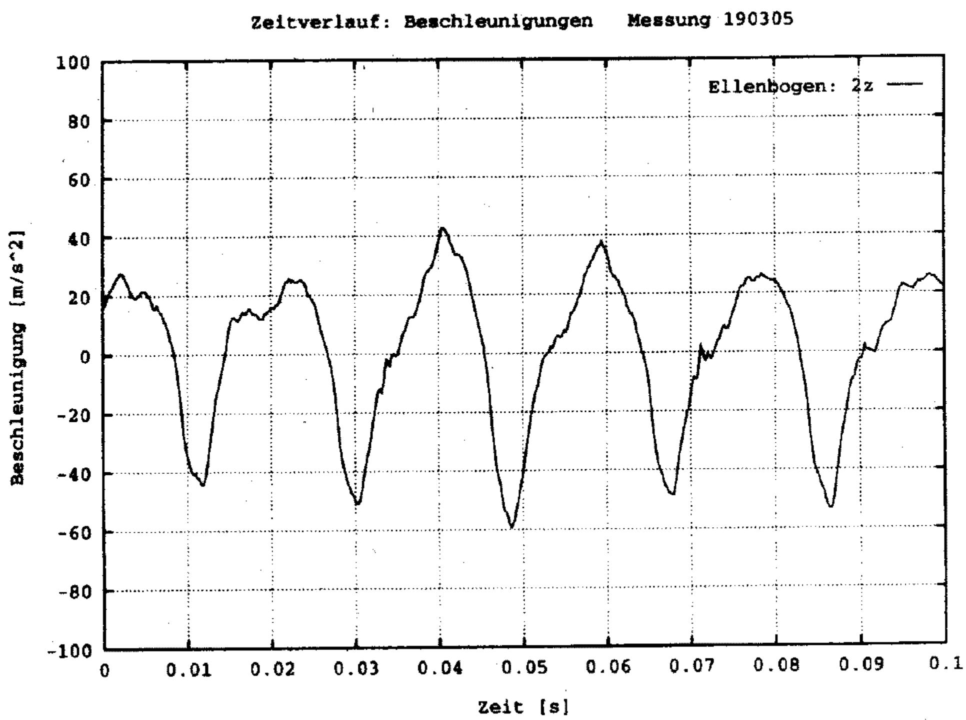

Abbildung 14: Beschleunigung am Ellenbogen in z-Richtung

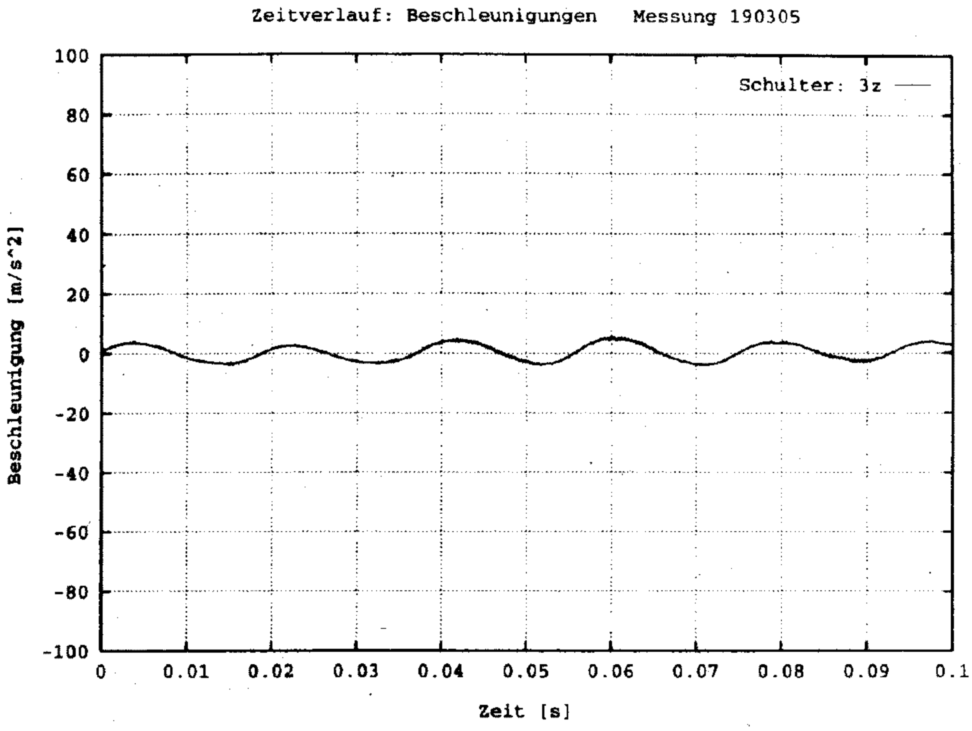

Abbildung 15: Beschleunigung an der Schulter in z-Richtung

Hand-Arm-System gemessenen Beschleunigungen in z-Richtung dargestellt.

Die Frequenzspektren der in den Abbildungen 13 bis 15 gezeigten Beschleunigungen befinden sich im Appendix als Abbildungen 47 bis 49.

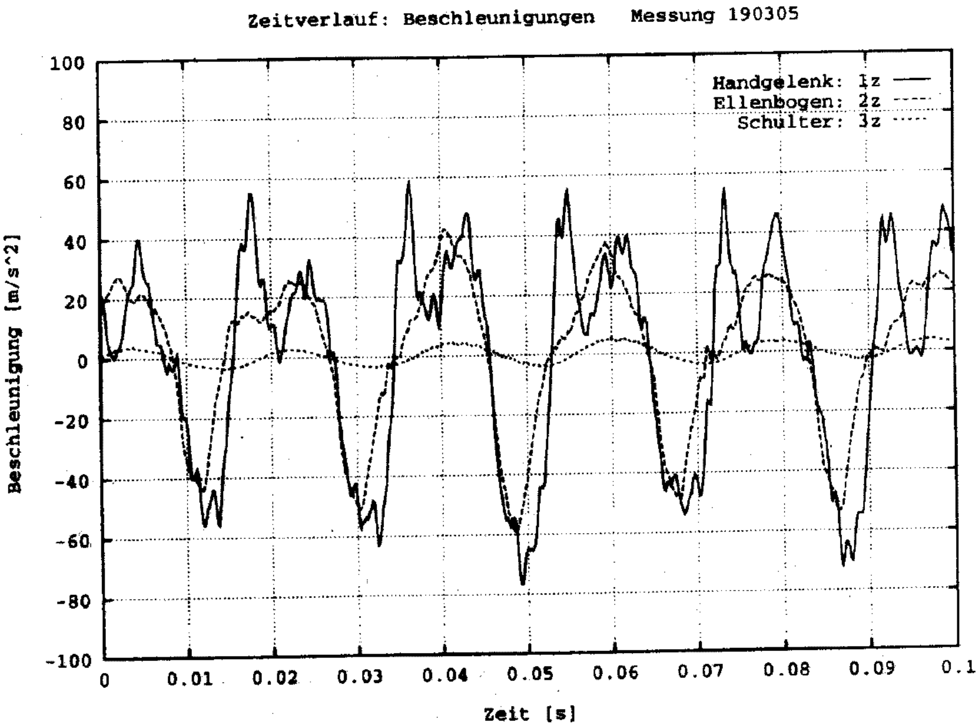

Abbildung 16: Zusammenfassung der Beschleunigungen an den Befestigungspositionen 1-3 in z-Richtung

5.3.2 Beschleunigungen senkrecht zur Bohrrichtung

Am Hand-Arm-System wurden zusätzlich zu den Beschleunigungen in z-Richtung nur noch die in y-Richtung gemessen, auch wenn für diese kein durch den Griff eingeleiteter Kraftverlauf gemessen werden konnte. Auf solche in x-Richtung wurde gänzlich verzichtet, sie hätten wegen der zweidimensionalen Modellierung auch keinen Einfluß auf die Simulation gehabt.

Die gemessenen Beschleunigungen in y-Richtung ähneln denen in z-Richtung auffällig. Im Falle der Beschleunigung in y-Richtung am Handgelenk gilt anzumerken, daß ein Übersprechen der Beschleunigung in z-Richtung aufgrund der sehr straffen Befestigung des Balsaprofilholzes nicht ausgeschlossen werden kann. Dieses konnte fast ausschließlich nur noch in y-Richtung bewegt werden.

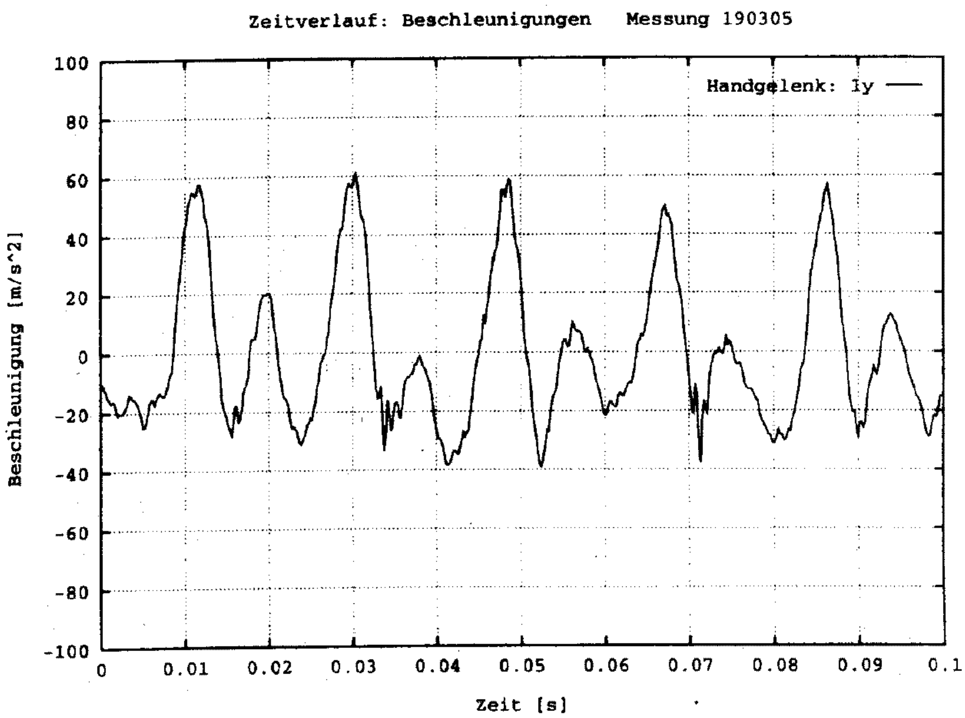

Abbildung 17: Beschleunigung am Handgelenk in y-Richtung

Auch die Beschleunigungen in y-Richtung sollen zum Vergleich in Abbildung 20 zusammengefaßt werden.

Die Frequenzanalysen der Amplitudenverläufe in y-Richtung an den Meßstellen Handgelenk, Ellenbogen und Schulter befinden sich in den Abbildungen 50 bis 52 im Appendix.

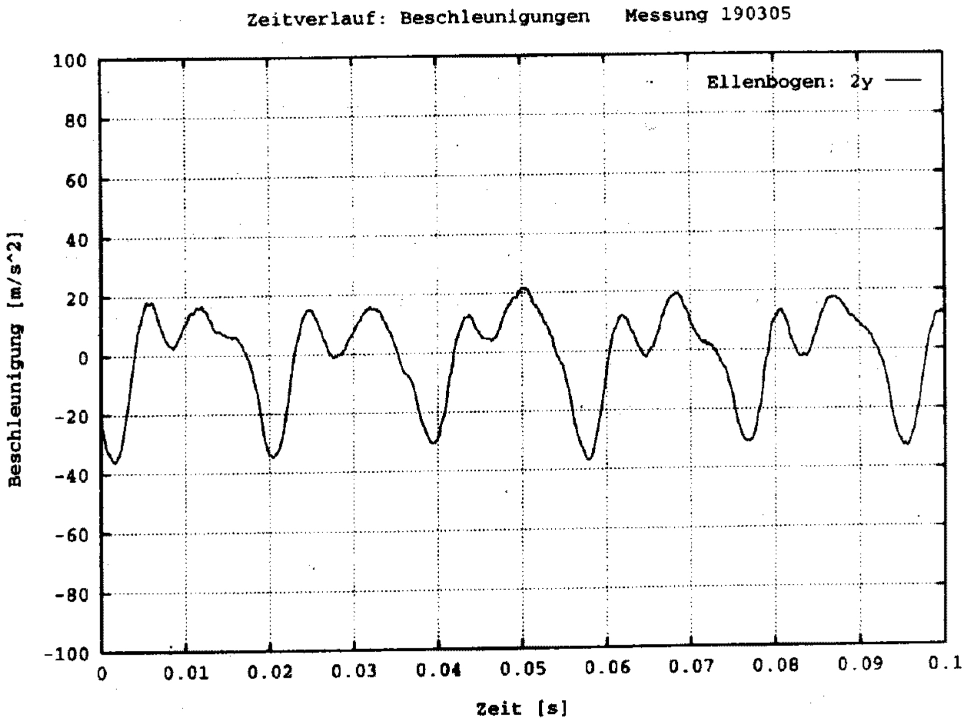

Abbildung 18: Beschleunigung am Ellenbogen in y-Richtung

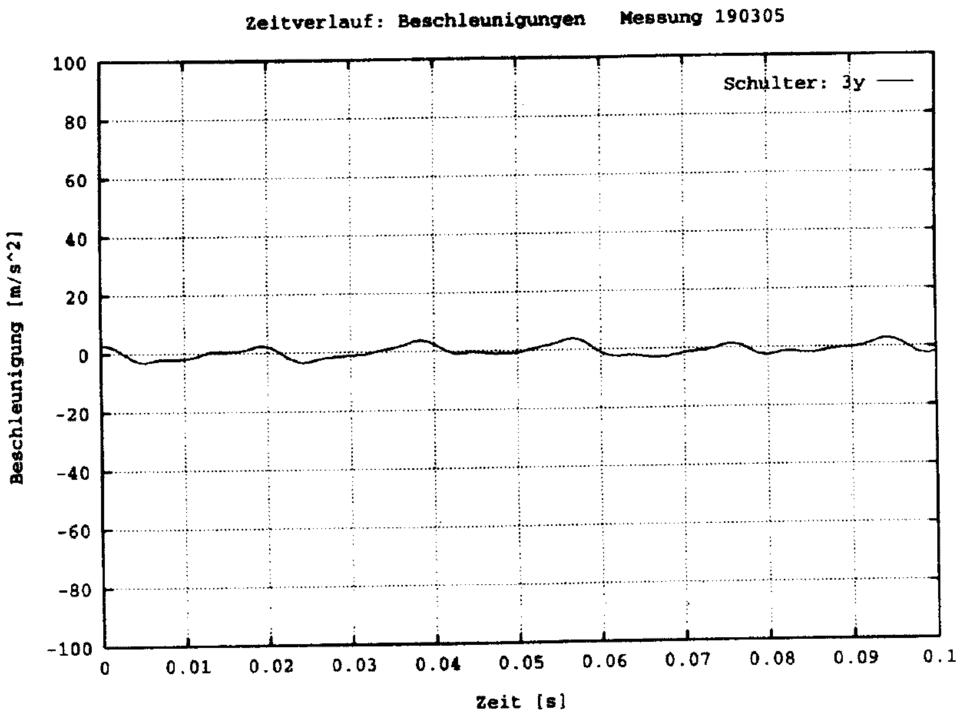

Abbildung 19: Beschleunigung an der Schulter in y-Richtung

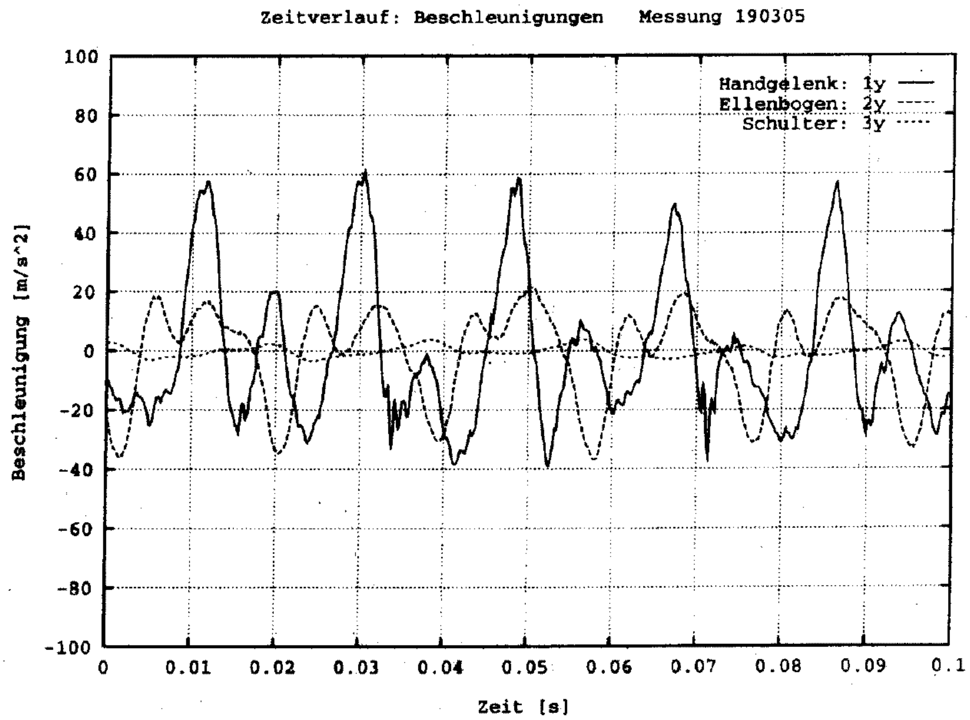

Abbildung 20: Zusammenfassung der Beschleunigungen an den Befestigungspositionen 1-3 in y-Richtung

5.4 Filmaufnahmen der Schwabbelmassen

Um dem Problem der Aufklärung der Schwabbelmassen-Bewegung Herr zu werden, wurde mit einer Hochgeschwindigkeitskamera bei einer Bildfolge von 5000 Bildern/s die Bewegung der auf der Schwabbelmasse aufgeklebten Marker gegenüber raumfesten Punkten aufgezeichnet. Die Aufnahmen wurden während des Bohrvorgangs angefertigt. Aufgrund von Justierproblemen und einem zu geringen Bildausschnitt führten sie jedoch nicht zu dem gewünschten Ergebnis. Die Abbildung 21 zeigt den Versuchsaufbau für dieses Experiment.

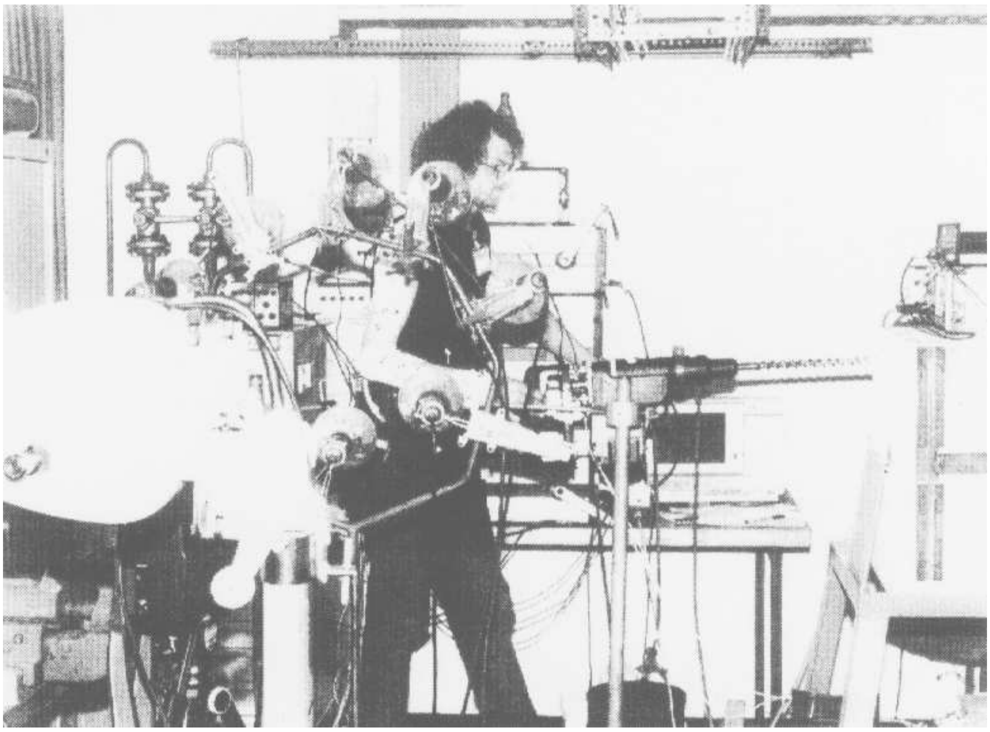

Abbildung 21: Versuchsaufbau zur Messung der Schwabbelmassen-Bewegung mit einer Hochgeschwindigkeitskamera

6 Verhalten des Hand-Arm-Systems in Shakerexperimenten

Zusätzlich zur Anregung des Hand-Arm-Systems mit durch einen Bohrhammer erzeugten Vibrationen wurde das Verhalten bei Anregung mit monofrequenten, sinusförmigen Schwingungen untersucht. Dazu stand ein Shaker zur Verfügung. Die Frequenz der Sinusschwingung wurde gleich der Impulsfrequenz des Bohrhammers gewählt, um eine Vergleichsmöglichkeit zwischen Bohrhammer- und Shakerexperimenten zu erhalten. Die durch den Shaker erzeugte Beschleunigung wurde wahlweise auf $2g$, $4g$ oder $6g$ ($1g = 9{,}81\frac{\mathrm{m}}{\mathrm{s}^2}$) während der Messung konstant vorgewählt. Die in diesem Abschnitt in den Abbildungen gezeigten Kraft- und Beschleunigungsverläufe wurden bei einer vom Shaker konstant vorgegebenen Beschleunigung von $4g$ aufgezeichnet. Durch einen Defekt gingen zwei Meßkanäle ($3z$ und $4y$) verloren. Sie sind deshalb nicht dargestellt.

6.1 Messung von Kräften am Shaker

Die Abbildung 22 zeigt den im Griff des Bohrhammers aufgezeichneten Kraftverlauf. In Abbildung 23 wird dieser mit dem Kraftverlauf des Bohrhammers verglichen.

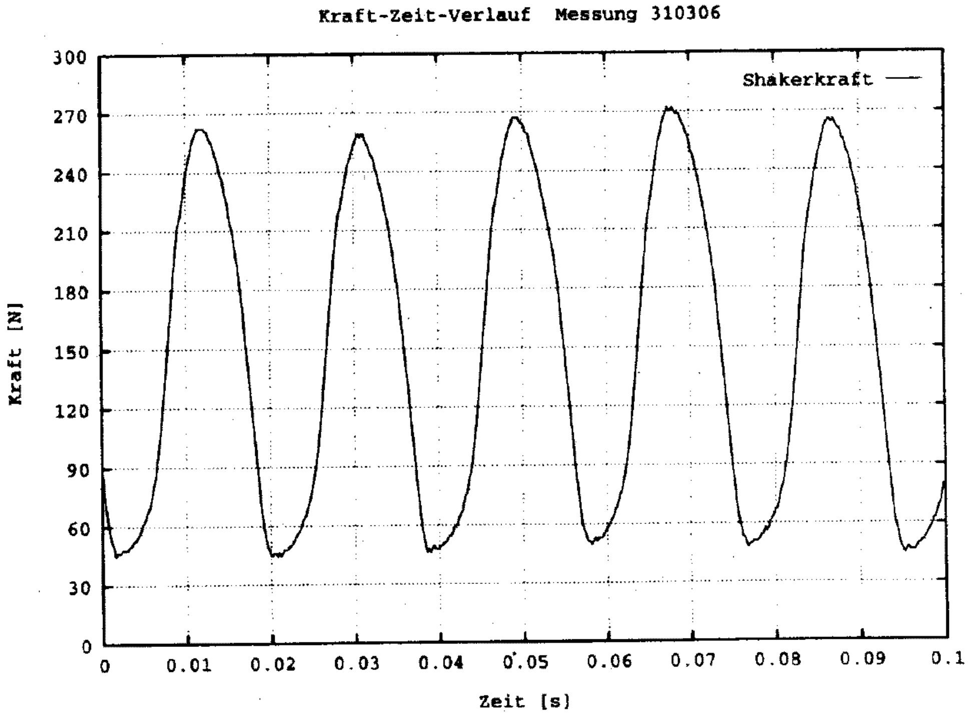

Abbildung 22: Kraftverlauf im Bohrhammergriff bei Messungen am Shaker

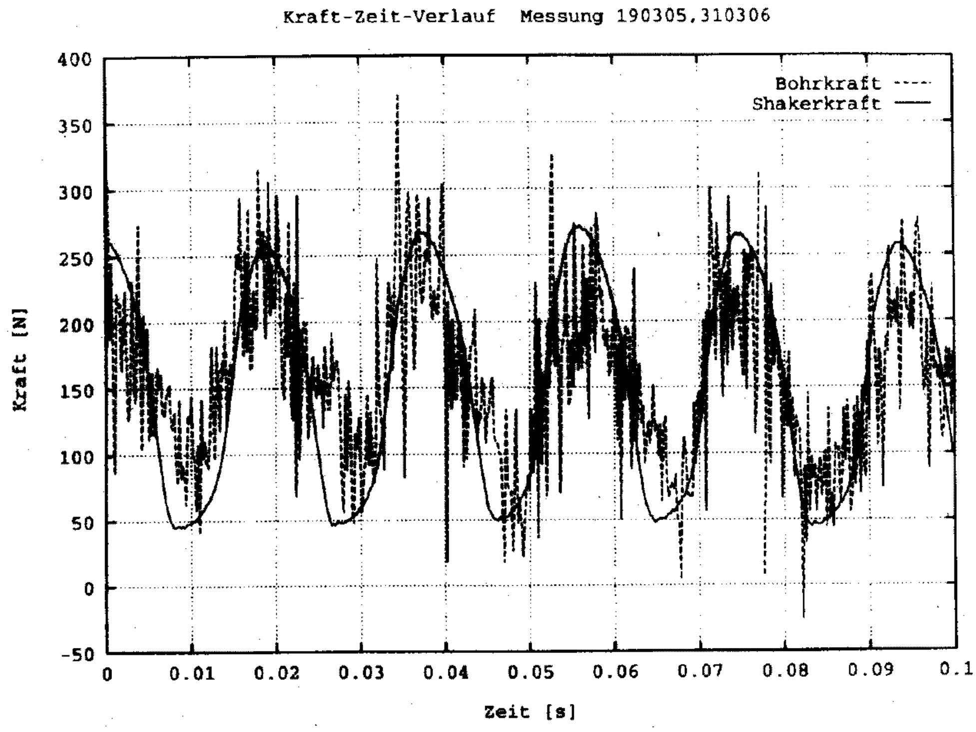

Abbildung 23: Vergleich des Kraftverlaufs von Shaker und Bohrhammer

6.2 Messung von Beschleunigungen am Hand-Arm-System

Die am Hand-Arm-System gemessenen Beschleunigungen sind aus den Abbildungen 24 bis 28 ersichtlich. Die vom Shaker vorgegebene Sinusschwingung wird von Hand-Arm-System weitgehend nachvollzogen, jedoch werden dem Kurvenverlauf leichte Verformungen aufgeprägt. Die Beschleunigungsamplitude in y-Richtung am Handgelenk ist größer als die in z-Richtung ebenda, was vermutlich eine Folge der sehr straffen Befestigung des Balsaprofilholzes mit dabei einhergehendem Übersprechen des Signals in z-Richtung ist.

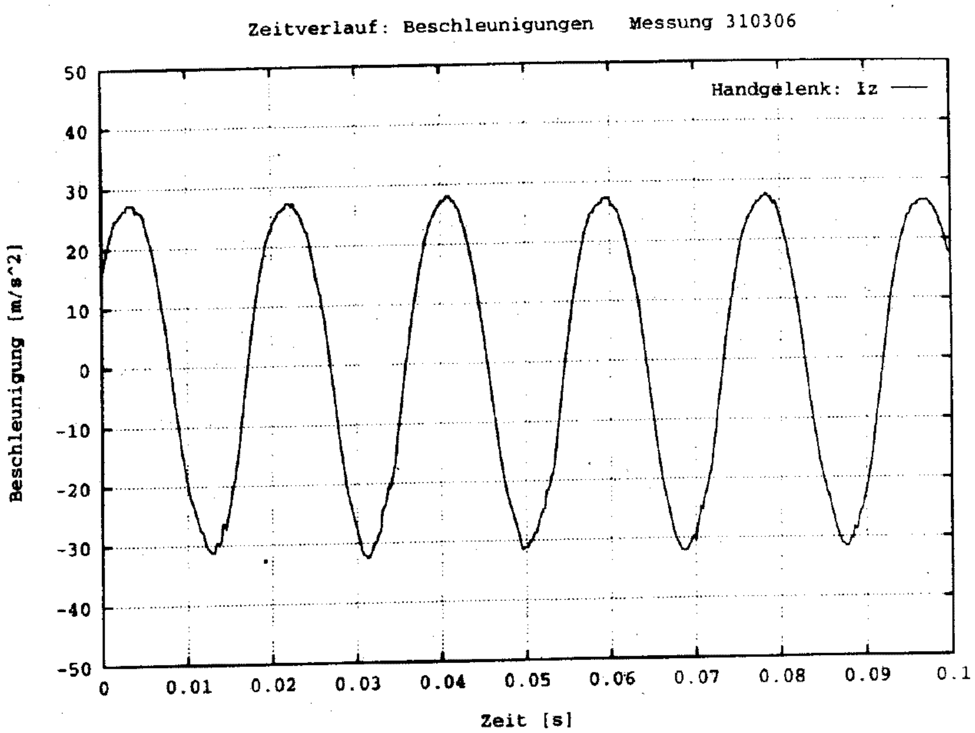

Abbildung 24: Beschleunigung am Handgelenk in z-Richtung bei Messung am Shaker

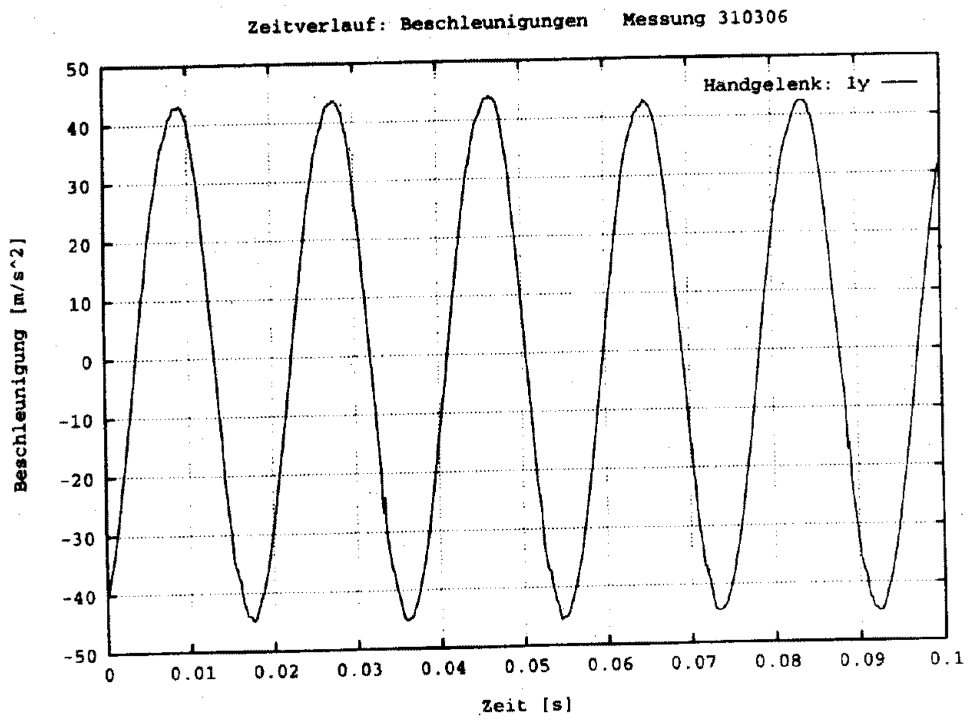

Abbildung 25: Beschleunigung am Handgelenk in y-Richtung bei Messung am Shaker

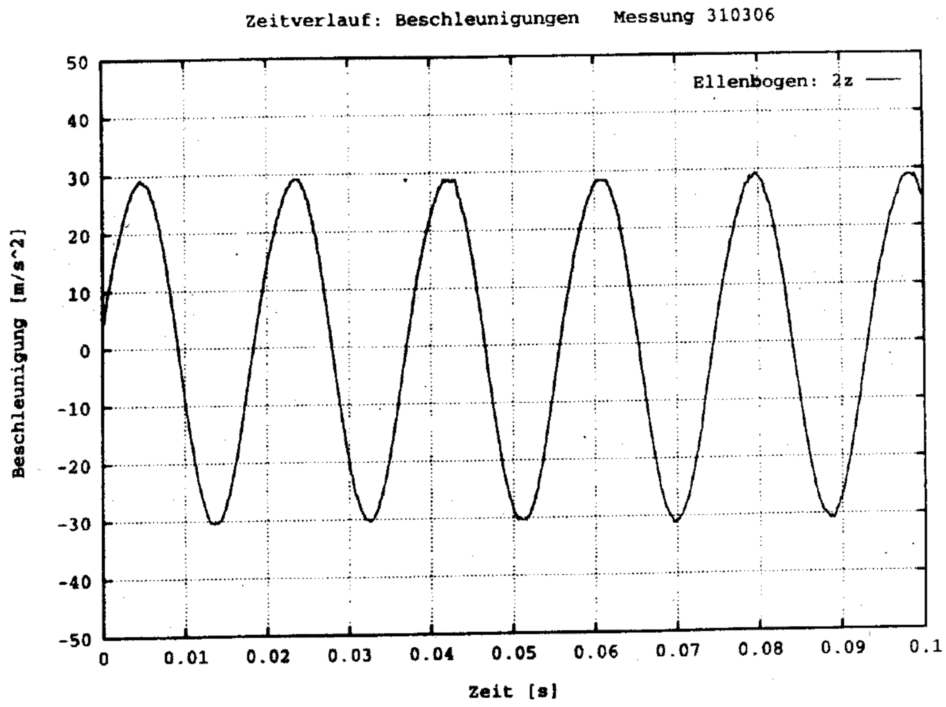

Abbildung 26: Beschleunigung am Ellenbogen in z-Richtung bei Messung am Shaker

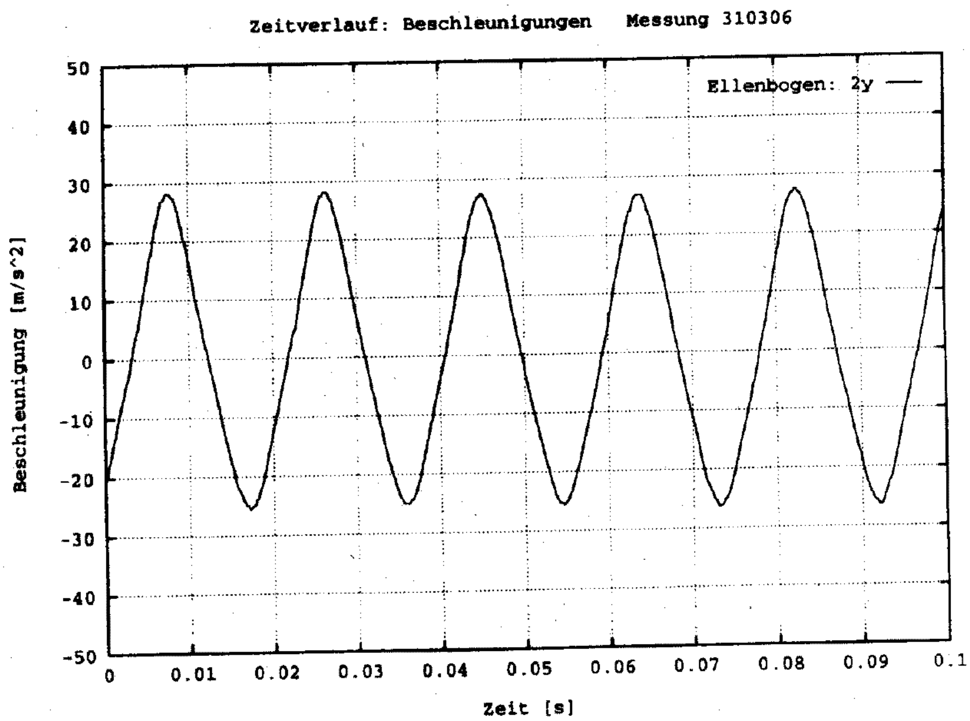

Abbildung 27: Beschleunigung am Ellenbogen in y-Richtung bei Messung am Shaker

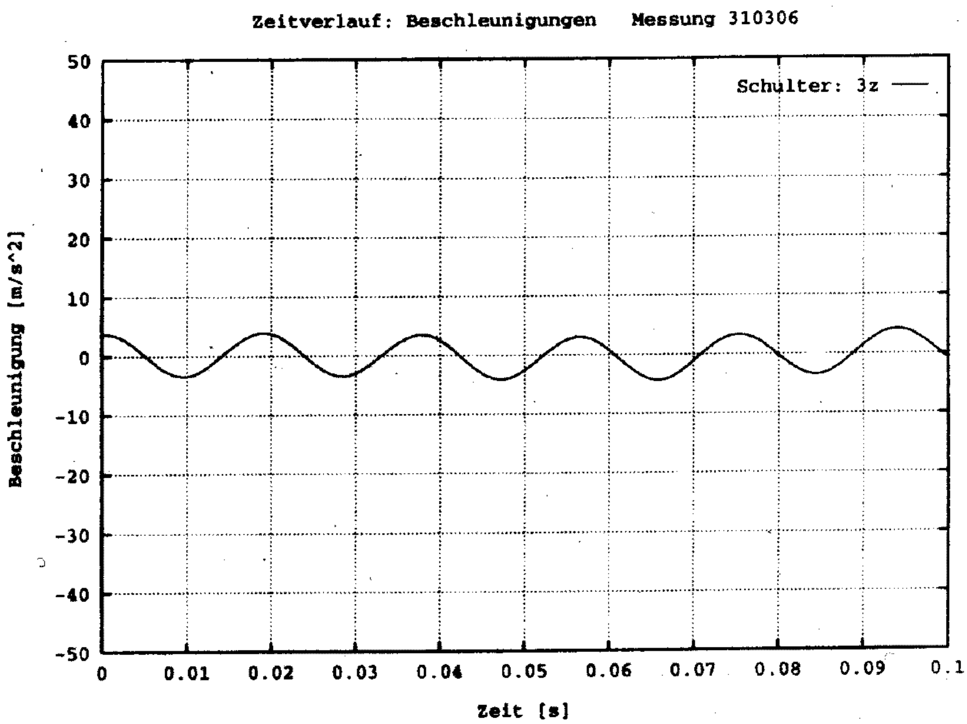

Abbildung 28: Beschleunigung an der Schulter in z-Richtung bei Messung am Shaker

6.3 Messung von Frequenzgängen am Hand-Arm-System

Es wurden Frequenzgänge bei sinusförmiger Erregung mit $4g$ des Hand-Arm-Systems in einem Frequenzbereich zwischen 25 Hz und 200 Hz bei einer Andruckkraft von 150 N aufgezeichnet. Die Simulationen, die in diese Arbeit Eingang fanden, wurden jedoch nur mit der fest vorgegebenen Impulsfrequenz der Vibrationsquelle „Bohrhammer" durchgeführt, um einen Vergleich mit der Simulation der Vibrationsquelle „Shaker" zu ermöglichen. Diese Messungen der Frequenzgänge schließen die Untersuchung des Hand-Arm-Systems bei anliegenden Vibrationen ab. Die hierbei entstandenen Graphen können unter den Abbildungsnummern 53 bis 55 im Appendix nachgeschlagen werden. Ähnliche Untersuchungen, jedoch ohne die für die Bedienung des Bohrhammers typische Andruckkraft von 150 N, die auch der Messung der Frequenzgänge zugrundelag, wurden bereits von Arbeitsgruppen mit den Schwerpunkten „Biomechanik" und „Arbeitsmedizin" durchgeführt.

6.4 Videoaufnahmen der Schwabbelmassenbewegung

Es wurde ein Versuch unternommen, die Schwabbelmassen-Bewegung optisch aufzuklären. Nachdem die Hochgeschwindigkeits-Aufnahmen im Bohrhammerexperiment aufgrund von Justierproblemen und einer zu geringen räumlichen Auflösung bei dem benötigten Bildausschnitt nur rein qualitative Ergebnisse lieferten, wurde im Shakerexperiment der Versuch unternommen, diese zu präzisieren. Zu diesem Behufe wurde das Hand-Arm-System mit einer Stroboskopblitzlampe, die auf die Anregungsfrequenz des Shakers zuzüglich einer geringen Verstimmung eingestellt war, bei laufender Videokamera und ohne die Installation von raumfesten Punkten beleuchtet.

Hauptsächlich findet dabei eine Bewegung unterhalb der obersten Hautschicht der Schwabbelmasse, also der Muskeln, statt. Aufgrund der starken Dämpfung der Anregungen findet man die größten Auslenkungen in der Nähe des Handgelenks. Im Oberarm treten sehr stark geschwächte Transversalschwingungen auf. Longitudinalschwingungen, also solche, bei denen sich die Schwabbelmasse entlang des Knochens verschiebt, konnten fast nicht beobachtet werden. Diese treten auch nur sehr schwach auf, da sie durch die starke Spannung in den einzelnen Muskelgruppen, die ja weitestgehend parallel zum Knochen verlaufen, Eigenfrequenzen in einem Frequenzbereich haben, der bereits sehr stark abgedämpft wird. Die nichtlinearen Eigenschaften von Schwabbelmassen verleihen dem Hand-Arm-Systems Tiefpaßeigenschaften.

7 Das zugrundeliegende Simulationsmodell

In diesem Abschnitt wird das Simulationsmodell vorgestellt und erklärt. Die in den zugehörigen Tabellen angegebenen Parameter bilden eine Konfiguration, die eine gute Übereinstimmung von gemessenen und simulierten, auf die tatsächlichen Meßstellen projizierten Beschleunigungen liefern.

7.1 Beschreibung des Modells

Jeder der drei in Abbildung 29 dargestellten Starrkörper besteht aus zwei Hebeln, die die Kraftangriffspunkte wiedergeben. Die Hebel jedes Starrkörpers werden von dessen Schwerpunkt aus im *körperfesten* z/y-Koordinatensystem angegeben. Die Masse der Körper ist im Schwerpunkt vereinigt.

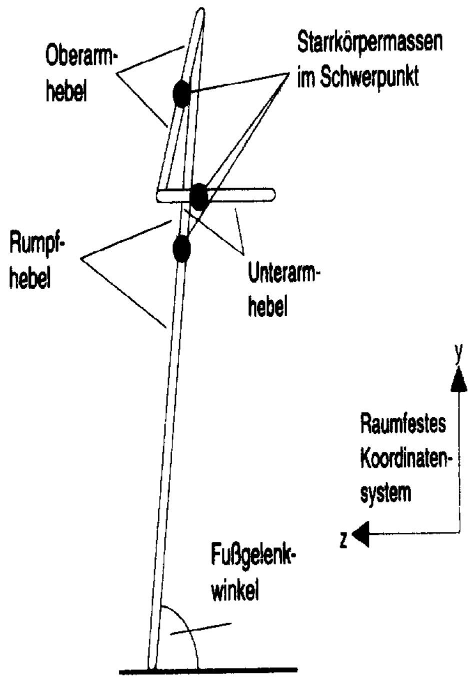

Abbildung 29: Hebel und Massen des Skeletts

Für Massen, Trägheitsmomente und Hebellängen wurden die in Tabelle 1 gezeigten Werte verwendet. Auf die Gliedmaßen Unterarm, Oberarm und Rumpf wird in den folgenden Tabellen über die Abkürzungen *UA*, *OA* und *R* referenziert. Für Schwabbelmassen wird die Abkürzung *SM*, für Hebel die Abkürzung *HBL*, für Trägheitsmomente der Buchstabe Θ und für Massen der Buchstabe m eingeführt. Die Angabe der Hebelkoordinaten erfolgt im raumfesten Koordinatensystem (z,y).

Körper	m in [kg]	Θ in [kgm^2]	1. HBL in [m]	2. HBL in [m]
UA	0,200	0,00119	(0.0, 0.113)	(0.0, -0.162)
OA	0,250	0,00154	(0.0, 0.161)	(0.0, -0.149)
R	64,500	9,98100	(0.0, 0.470)	(0.0, -1.050)

Tabelle 1: Massen, Trägheitsmomente und Hebel des Skeletts

Der zweite Rumpfhebel stellt den Kontakt zwischen Modellfigur und Boden her. Die Anfangskoordinate des dem Hebelschwerpunkt des Rumpfes fernen Hebel-Endes ist der Koordinatenursprung des *raumfesten* Koordinatensystems.

Die Längenangaben wurden über Regressionsgleichungen aus [Anthropo] errechnet. In diesem Tabellenwerk befinden sich auch Berechnungsformeln für die Gesamtmassen menschlicher Körpergliedmaßen. Um die Massen der *realiter* als Knochen repräsentierten Skeletthebel im Verhältnis zu den Gewebsmassen zu erhalten, wurden Präparate der Osteologischen Sammlung der Universität Tübingen gewogen. Da es sich dabei um Trockenpräparate handelte, wurde geschätztermaßen ein Flüssigkeitsverlust von 50% durch die Präparierung angenommen und die durch Wägung ermittelten Werte verdoppelt, um das Lebendgewicht zu erhalten.

Die Trägheitsmomente beziehen sich auf eine Drehung der Körper um ihren Schwerpunkt in der Papierebene. Eine Drehung um die zwei verbleibenden körpereigenen Trägheitsachsen im Dreidimensionalen entfällt aufgrund der zweidimensionalen Modellierung. Masse und Trägheitsmoment der Hand ist nicht in der Unterarmmasse respektive dem Unterarm-Trägheitsmoment enthalten, sie müssen dem Bohrhammergriff zugeschlagen werden, da die gemessenen Kräfte direkt in den Unterarm eingeleitet werden.

Mit Abbildung 30 soll die Modellierung der Schwabbelmassen verdeutlicht werden. Deren in der Simulation eingesetzte Parameter sind in Tabelle 2 zusammengestellt.

Schwabbelmassen werden genauso wie Starrkörper modelliert. Sie bestehen aus zwei vom Schwerpunkt der Schwabbelmasse ausgehenden Hebeln und im Schwerpunkt vereinigter Masse. Durch Aufhängung ihrer Hebel-Enden mit den in den Tabellen 3 und 4 aufgelisteten Federn an den Hebel-Enden der Skeletthebel wird die Kopplung mit dem Skelett hergestellt. Der Bezugspunkt der Schwabbelmassen-Schwerpunkte ist der

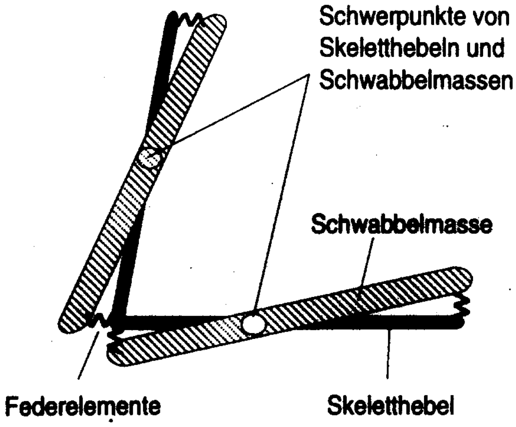

Abbildung 30: Schwabbelmassen und deren Ankopplung

SM	m in [kg]	Θ in [kgm^2]	1. HBL in [m]	2. HBL in [m]
UA	0,95	0,00563	(0.0, 0.103)	(0.0, -0.14)
OA	1,64	0,01016	(0.0, 0.161)	(0.0, -0.149)

Tabelle 2: Massen, Trägheitsmomente und Hebel der Schwabbelmassen

Schwerpunkt des zugeordneten Skeletthebels. Sie sind bei Simulationsbeginn nicht ausgelenkt und befinden sich in Ruhe. Für den Rumpf, auf den die in das Hand-Arm-System eingeleiteten Vibrationen praktisch keinen Einfluß mehr haben, wird keine Schwabbelmasse angenommen. Im folgenden werden für die Begriffe Koeffizient und Exponent die Abkürzungen *Koeff* und *Exp* vereinbart. Die Ruhelänge der Feder wird durch den Buchstaben l_0, die aktuelle Länge durch den Buchstaben l symbolisiert.

Körper	Körper-HBL	Bezugs-HBL	Koeff a	l_0 in [m]	Exp b	Koeff c	Exp d
SM UA	HBL 1	UA HBL 1	30000	0.0099	1	200	1
dito	HBL 2	UA HBL 2	30000	0.0219	1	200	1
SM OA	HBL 1	OA HBL 1	10000	0	1	300	1
dito	HBL 2	OA HBL 2	10000	0	1	300	1

Tabelle 3: Kopplungselemente der Schwabbelmassen bei Simulation des Shakerexperiments

Der Kraft-Deformationszusammenhang der Federn wird nach der Formel

$$F(l,\dot{l}) = a\,(l-l_0)^b + c\,\dot{l}^{\,d}$$

errechnet. $\dot{l}$ ist die Zeitableitung der aktuellen Federlänge l und gibt die

Körper	Körper-HBL	Bezugs-HBL	Koeff a	l_0 in [m]	Exp b	Koeff c	Exp d
SM UA	HBL 1	UA HBL 1	20000	0.0099	1	500	1
dito	HBL 2	UA HBL 2	20000	0.0219	1	500	1
SM OA	HBL 1	OA HBL 1	10000	0	1	500	1
dito	HBL 2	OA HBL 2	10000	0	1	500	1

Tabelle 4: Kopplungselemente der Schwabbelmassen bei Simulation des Bohrhammerexperiments

Dämpfung an.

Die Modellfigur ist mit zwei linearen Federn der Ruhelänge 0 am Boden verankert. Die Modellierung erfolgte so, daß sich der Fußpunkt bei Simulationsbeginn im Koordinatenursprung befindet. Dies erleichtert die Beschreibung der Federkräfte wesentlich. Bezeichnet man die z-Komponente des Fußpunktes mit $\tilde{z}$ und die Geschwindigkeit in dieser Richtung mit $\dot{\tilde{z}}$, so gilt:

$$\text{Federkraft}(z) \;= -2 \cdot 10^5 \tilde{z} + 2,0 \cdot 10^1 \dot{\tilde{z}}$$

In y-Richtung wirkt nur dann eine Kraft, wenn die y-Komponente des Fußpunktes sich auf oder unterhalb des Bodens befindet. Oberhalb des Bodens wirkt keine Federkraft und die Figur fällt bedingt durch die Schwerkraft wieder auf den Boden zurück. Bezeichnet man die y-Komponente des Fußpunktes mit $\tilde{y}$ und die Geschwindigkeit in dieser Richtung mit $\dot{\tilde{y}}$, gilt für die Federkraft in y-Richtung:

$$\text{Federkraft}(y) \;= \begin{cases} 0 & ; \quad \tilde{y} > 0 \\ 2 \cdot 10^6 \tilde{y} + 2 \cdot 10^1 \dot{\tilde{y}} & ; \quad \tilde{y} \leq 0 \end{cases}$$

Die Grundhaltung der Modellfigur aus Abbildung 29 wird durch die Anfangswinkel der Tabelle 5 vorgegeben. Diese stellen eine Verdrehung der körperfesten Koordinatensysteme gegen das des Bezugskörpers dar. Der Drehsinn gegen den Uhrzeigersinn ist positiv. Bezüge auf das raumfeste Koordinatensystem werden mit *R.K.* abgekürzt. Die Winkelstellung des Hand-Arm-Systems wurde den während der Experimente angefertigten Videoaufnahmen entnommen.

Die Gliedmaßen verändern ihre Stellung zueinander während des Bohrvorgangs fast nicht, die Amplituden der Schwabbelmassenbewegungen liegen im Millimeterbereich. Eine Angabe von Gelenkwinkel-Anschlagsbereichen und -anschlagsmomenten ist daher für die mit diesem Modell simulierte

Körper	Winkel in [°]	Bezugskörper
UA	90	R.K.
OA	73	Unterarm
R	-14	R.K.
SM UA	0	Unterarm
SM OA	0	Oberarm

Tabelle 5: Anfangswinkel und Bezugskörper

Bohrsituation nicht vonnöten. Jedoch wurden die im körperfesten Koordinatensystem berechneten, simulierten Beschleunigungen in das raumfeste Koordinatensystem transformiert, um die Abhängigkeit der Ergebnisse von der Winkelstellung der Gliedmaßen zueinander zu eliminieren.

7.2 Freiheitsgrade des Modells

Jeder Starrkörper besitzt im Zweidimensionalen 2 Freiheitsgrade der Translation und einen Freiheitsgrad der Rotation. Jede Zwangsbedingung reduziert die Anzahl der Freiheitsgrade um eins. Das vorgestellte Simulationsmodell ist ein Mehrkörpersystem bestehend aus 5 Starrkörpern, die durch Gelenke und Federn zu einer kinematischen Kette verbunden sind.

Das Skelett wird aus 3 Starrkörpern gebildet, die untereinander durch Gelenke verbunden sind. Im Zweidimensionalen sind diese nur als Scharniergelenke modellierbar. Ein solches Scharniergelenk reduziert die Anzahl der Freiheitsgrade um 2. Der Aufpunkt dieser das Skelett repräsentierenden kinematischen Kette am „Fußgelenk“ wurde durch 2 Federn, die jeweils in Richtung des raumfesten Koordinatensystems wirken, gebildet. Ein solcher Ansatz gibt den Umstand, daß der menschliche Fuß durch das Fersenpolster abgefedert auf dem Boden steht und zusätzlich der Boden noch eine elastische Verformung erfährt, wirklichkeitsgetreu wieder. Diese Federn stellen keine Zwangsbedingung dar, da sich die Figur weiterhin in Richtung beider Koordinatenachsen bewegen kann.

Die Befestigung der Schwabbelmassen am Skelett erfolgt ebenso wie die Verankerung der Modellfigur am Boden mit Federn. Jede Schwabbelmasse besitzt dadurch weiterhin alle 3 Freiheitsgrade. In Tabelle 6 befindet sich eine Bilanz aller Freiheitsgrade. Für den Begriff „Freiheitsgrad“ wird die Abkürzung *FHG* eingeführt.

Körper	verbliebene FHGs	Art der FHGs	Einschränkung durch
UA	1	Rotation	Ellenbogengelenk
OA	1	Rotation	Schultergelenk
R	3	2 Trans. + 1 Rot.	–
SM UA	3	2 Trans. + 1 Rot.	–
SM OA	3	2 Trans. + 1 Rot.	–
Summe	11	6 Trans. + 5 Rot.	

Tabelle 6: Freiheitsgrade der Modellfigur

8 Simulation des Modells

8.1 Interpolation und Bereitstellung der Meßwerte

Die in den Experimenten aufgezeichneten Meßwerte sollten in die Simulation eingespeist werden. Da die Integration des Bewegungs-Differentialgleichungssystems zu diskreten Zeitpunkten durchgeführt wird, mußten die Meßwerte zu den Integrationszeitpunkten interpoliert werden. Diese Aufgabe wurde einem hermiteschen, kubischen Spline-Interpolationsalgorithmus aus [Späth], in dem die Tangentensteigungen nach dem Schmidtschen Verfahren errechnet werden, übertragen.

Da kein Simulationsmodell eines Bohrhammers – und damit keine Koordinaten und keine Geschwindigkeiten desselben – zur Verfügung standen, existierten mehrere Möglichkeiten, die Meßreihen für die Simulation zugänglich zu machen.

- Die direkte Einleitung der gemessenen Kraft setzt die Kenntnis des Kraft-Deformations-Zusammenhangs des Handpolsters $(x(F),\dot{x}(F))$ als bekannt voraus. Bekannt ist jedoch nur der experimentell ermittelte Zusammenhang $F(x, \dot{x})$. Leitet man die Kraftmeßreihen direkt, also ohne die erforderliche Handpolsterfunktion und damit ungedämpft ein, wird das Hand-Arm-System sehr schnell instabil. Die vom Handpolster ausgehende Dämpfung kann nicht durch Erhöhen der Dämpfungen von Schwabbelmassen-Aufhängungen oder Gelenkmomenten ersetzt werden.

  Die Anfangsbedingungen, also Anfangsauslenkungen und Anfangsgeschwindigkeiten von Schwabbelmassen und Hebeln, müssen sehr genau bekannt sein. Falsche Auslenkungen führen meist auf exorbitante Beschleunigungen an Handgelenk, Ellenbogen und Schulter, da die Dämpfungen für ein Einschwingverhalten zu gering sind. Die durch den Bohrhammer oder Shaker eingeleitete Energie dissipiert nicht, sondern wird ständig erhöht und überführt das System in instabile Zustände.

  Die y-Komponente der Bohrkraft oder Shakerkraft ist unbekannt und muß entweder durch Annahmen ersetzt oder aber vernachlässigt werden.

- Eine weitere Möglichkeit ist die Rekonstruktion von Orten (z,y) und Geschwindigkeiten $(\dot{z},\dot{y})$ des Bohrhammers oder Shakers aus den gemessenen Beschleunigungen $4z$ und $4y$. Dazu werden die Beschleunigungen einfach bzw. zweifach nach der Zeit aufintegriert, was ganz erhebliche Probleme bereitet, da die großen Beschleunigungsamplituden aufgrund der Diskretisierung als 8 Bit-Zahlen bei der Messung eine sehr geringe Auflösung von 15 $\frac{\mathrm{m}}{\mathrm{s}^2}$/bit besitzen.

Dies führt bereits bei einfacher Integration zu großer Drift. Hier ist wieder numerisches Geschick erforderlich, das Drift und Offsets berücksichtigt und so auch die zweifache Integration erlaubt. Das Ergebnis dieser Operation kann im Appendix in den Abbildungen 56 bis 59 begutachtet werden.

- Die an Shaker und Bohrhammer gemessenen Kraftverläufe werden über eine *effektive Hand-Arm-Masse* in Beschleunigungsverläufe umgerechnet, aus denen die Geschwindigkeits- und Wegverläufe durch Integration errechnet werden können. Die so errechneten Geschwindigkeits- und Wegverläufe zeigten erwartungsgemäß dasselbe Driftverhalten wie die aus den Griffbeschleunigungen errechneten. Die effektive Hand-Arm-Masse hat den Betrag, der nötig ist, um bei der der Meßreihe zugrundeliegenden, mittleren Andruckkraft F_a eine Beschleunigung mit der durch Messung ermittelten Amplitude a_0 (siehe beispielsweise Abbildung 24) hervorzurufen. Vom Kraftverlauf muß dazu die von der mittels FFT-Analyse errechnete, mittlere Andruckkraft abgezogen werden.

  Für die effektive Masse des Hand-Arm-Systems des Probanden wurde $m_{eff} \equiv \frac{F_a}{a_0} = 2,7\,\mathrm{kg}$ errechnet. Diese enthält nicht nur die Masse von Ober- und Unterarm, sondern auch die der Hand und des Bohrhammergriffs mit der griffseitig befestigten Halterung der Kraftaufnehmer. Aufgrund des Fehlens von Kraftmeßwerten für die y-Richtung konnten sowohl die effektive Masse als auch ein integrierbarer Beschleunigungsverlauf nur für die z-Richtung errechnet werden. Die starke Drift macht eine Einbringung in die Simulation ausschließlich bei genauer Kenntnis der Anfangsbedingungen und Modellparameter möglich.

- Die vom Shaker vorgegebene Sinusschwingung mit 53 Hz bei einer Beschleunigung von $4g$ wurde durch Programmcode nachgebildet und als Ortskurve bei bekannten Geschwindigkeiten eingespeist. Aus der Anfangs- und der aktuellen Position des Shakers wurde zusammen mit der Anfangs- und der aktuellen Position des Unterarmhebels die Handpolsterdeformation errechnet und über den bekannten Kraft-Deformations-Zusammenhang in den Unterarm eingeleitet. Zu der errechneten Deformation muß noch die aus der Greifkraft resultierende Greifdeformation des Handpolsters hinzuaddiert werden.

  Die so simulierten Beschleunigungen am Hand-Arm-System wurden mit den gemessenen Beschleunigungen verglichen. Die in den Tabellen dieses Abschnitts angegebenen Modellparameter wurden auf diese Weise angepaßt.

8.2 Bestimmung von Modellparametern

8.2.1 Gelenkmomente

Die bisher vorgestellte Modellfigur ist nur bei nichtvorhandener Schwerkraft des Stehens mächtig. Wird die Erdbeschleunigung $g = 9,81\,\frac{\mathrm{m}}{\mathrm{s}^2}$ mitberücksichtigt, fällt sie in sich zusammen. Daher wurden die von Ellenbogen- und Schultergelenk aufzubringenden statischen Momente errechnet, die ein Stehen ermöglichen, und die gleichzeitig eine Andruckkraft von $F_a = 150\,\mathrm{N}$ wie in den Experimenten erzeugen. Die Gelenke hatten die in den Tabellen 7 und 8 dargelegten Spezifikationen.

Gelenk	Sollmoment in [Nm]	Sollwinkel in [°]	Koeff a	Koeff b
Ellenbogen	1,3	73	5	0
Schulter	-43,5	177	1	100
Fuß	0	-14	10	10

Tabelle 7: Durch die Gelenke aufzubringende Momente bei Simulation des Shakerexperiments

Gelenk	Sollmoment in [Nm]	Sollwinkel in [°]	Koeff a	Koeff b
Ellenbogen	1,3	73	1	0
Schulter	-43,5	177	1	20
Fuß	0	-14	5	8

Tabelle 8: Durch die Gelenke aufzubringende Momente bei Simulation des Bohrhammerexperiments

Das Moment im Fußgelenk kommt durch die auf den Rumpf wirkende Schwerkraft zustande und wird nicht durch ein Sollmoment geregelt. Damit sich die Modellfigur nicht durch den Aufbau des Schultermomentes, das zusammen mit dem Rumpfmoment im Fußgelenk zur Aufbringung der Andruckkraft benötigt wird, nach hinten wegdrückt, muß das Fußgelenkmoment ebenso wie die Momente der anderen Gelenke geregelt werden. Die Koeffizienten a und b sind für die untig dargestellte Regelung relevant.

8.2.2 Handpolster

Der in 4.2.2 gefundenen Kraft-Deformations-Zusammenhang für die dynamische Deformation, der durch einmalige, ruckartige Deformation ermittelt wurde, mußte für die Simulation der periodischen Deformation beim Bohrvorgang angepaßt werden.

Ganz offensichtlich ist beim Bohrvorgang das Handpolster sehr stark vordeformiert, und hat nicht, wie bei einmaliger Deformation, zwischen den Impulsen genügend Zeit sich zu entspannen, was zusätzlich durch die während des Bohrvorgangs gegenüber dem Deformationsexperiment höhere Greifkraft verhindert wird. Um dem starken Einfluß der Deformationsgeschwindigkeit Rechnung zu tragen wurden die Koeffizienten geeignet angepaßt. In den Simulationen von Shakerexperiment und Bohrhammerexperiment wurden in z-Richtung die folgenden Kraft-Deformations-Geschwindigkeits-Zusammenhänge verwendet.

$$\begin{aligned} F(z,\dot{z})_{Shaker} &= sign(z)\,4,0\cdot 10^6 z^2 + 2,9\cdot 10^3 \dot{z} \\ &\text{und} \\ F(z,\dot{z})_{Bohrhammer} &= sign(z)\,1,0\cdot 10^7 z^2 + 1.0\cdot 10^1 \dot{z} \end{aligned}$$

Die Greifkraft wurde im Shakerexperiment auf 0 N und im Bohrhammerexperiment auf 50 N festgelegt, in eine Vordeformation umgerechnet und zur Handpolsterdeformation dazugezählt. Dies entspricht einer reinen Verschiebung des Arbeitspunktes. Zusätzlich verändert die Greifkraft die Eigenschaften der Schwabbelmasse am Unterarm ganz beträchtlich, weshalb diese in die Federhärte und Federdämpfung dieser Schwabbelmasse miteinbezogen werden müßte. Dieser Zusammenhang zwischen dem Betrag der Greifkraft und der Steifigkeit des Hand-Arm-Systems müßte für weitere Arbeiten zu diesem Thema eingehend untersucht werden.

Für die y-Richtung wurde der lineare Kraft-Deformations-Geschwindigkeits-Zusammenhang

$$\begin{aligned} F(y,\dot{y})_{Shaker} &= 1,0\cdot 10^3 y + 1,9\cdot 10^1 \dot{y} \\ &\text{und} \\ F(y,\dot{y})_{Bohrhammer} &= 1,0\cdot 10^3 y + 0,5\cdot 10^1 \dot{y} \end{aligned}$$

angenommen. Eine Greifkraft in y-Richtung wurde nicht angenommen.

8.3 Regelung des Simulationsmodells

Die in den Tabellen 7 und 8 angegebenen Sollwinkel beschreiben die Ausgangsstellung der Modellfigur. Um diese unter dem Einfluß der Störgröße so konstant wie möglich zu halten, werden in den Gelenken Regelmomente durch einen Proportional-Differential-Regler aufgebaut. Dieser arbeitet nach der Methode:

$$\begin{aligned} \text{Gelenkmoment} &= \text{Sollmoment} + a\,(\text{Gelenkwinkel} - \text{Sollwinkel}) \\ &\quad + b\ \text{Gelenkwinkelgeschwindigkeit} \end{aligned}$$

Dieser Ansatz entspricht einer gedämpften Drehfeder und damit einer „passiven“ Regelung. Die Gelenkwinkel müssen während der Simulation zu jedem Zeitpunkt neu aus den Hebelstellungen berechnet werden. Die Sollgrößen sowie die Parameter a und b der Simulation wurden wie in den Tabellen 7 und 8 gezeigt, verwendet. Die Regelung für Winkel und Winkelgeschwindigkeiten des Modells zeigt gute Ergebnisse, obwohl jedes Gelenk lokal, d. h. unabhängig von den anderen Gelenken, geregelt wird. Dies beruht unter anderem auf der Anregung mit einer periodischen Störung.

Zur Implementierung einer globalen Regelung würde sich ein Muskelmodell anbieten, das jedoch momentan noch nicht verfügbar ist.

8.4 Simulationsergebnisse

In diesem Abschnitt folgt eine Gegenüberstellung von simulierten Kräften respektive Beschleunigungen und den zugehörigen Originalen. Die Schaubilder enthalten (sofern vorhanden) jeweils die z- und y-Komponenten der einzelnen Meßstellen.

Von den obig diskutierten Möglichkeiten, Meßwerte in die Simulation einzuspeisen, wurde die der Integration der am Griff gemessenen Beschleunigungen gewählt. Die durch die numerische Integration bedingten Driftprobleme schränkten den für die Simulation brauchbaren Zeitausschnitt von Ort- und Geschwindigkeitsverläufen des Griffs auf 0,4 s ein.

Die durch die Simulationen erhaltenen Kurven sind durchweg etwas glatter als die originalen Kräfte und Beschleunigungen. Dies hat seine Ursache vor allem in der Einspeisung der durch einfache bzw. zweifache Integration aus den Beschleunigung erhaltenen Geschwindigkeiten respektive Wege. Die Integration glättet die Kurvenverläufe.

Eine Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigungen zeigt die erwartete Übereinstimmung mit den durch Messung ermittelten, analysierten Beschleunigungen. Allerdings standen aufgrund der eingeschränkten Simulationsdauer nur 2048 Punkte für die FFT-Analyse zur Verfügung, weshalb die Frequenzauflösung gegenüber den Frequenzanalysen der Messungen um den Faktor 4 schlechter ist. Die Abbildungen 60 - 65 im Appendix zeigen die Frequenzanalysen der simulierten Beschleunigungen an Handgelenk, Ellenbogen und Schulter in z- und y-Richtung.

Die Phasenbeziehungen zwischen den simulierten Beschleunigungen des Shakerexperiments entsprechen nicht exakt denen der Originale. Dazu wäre anzumerken, daß die Körperhaltung im Shakerexperiment nicht mit der des Bohrhammerexperiments übereinstimmte. Das Shakerexperiment mußte im Knien durchgeführt werden, wohingegen das Bohrhammerexperiment im Stehen durchgeführt wurde. Als Folge der knienden Körperhaltung mußte die Andruckkraft fast vollständig aus der Schulter aufgebracht werden, beim Bohrhammerexperiment konnte ein Teil der Andruckkraft durch Körpervorlage erzeugt werden.

Die der simulierten Bohrkraft zugrundeliegenden Weg- und Geschwindigkeitsverläufe sind zusammen mit dem entsprechenden Zeitausschnitt des originalen Kraftverlaufes in den Abbildungen 56 bis 59 im Appendix ersichtlich.

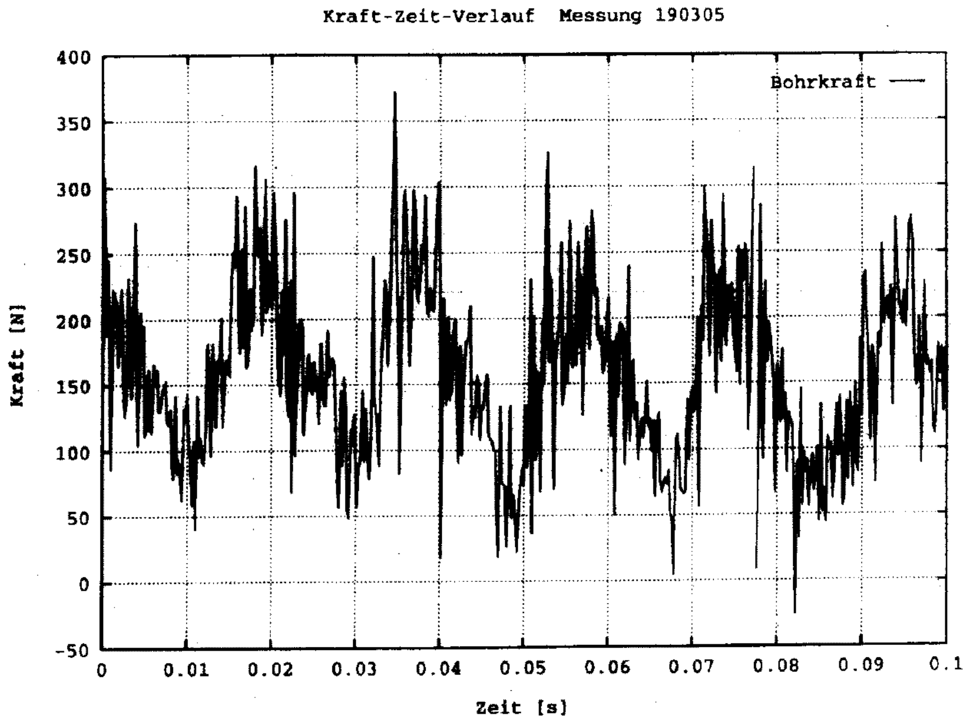

Abbildung 31: Kraftverlauf zwischen Motorgehäuse und Griff des Bohrhammers

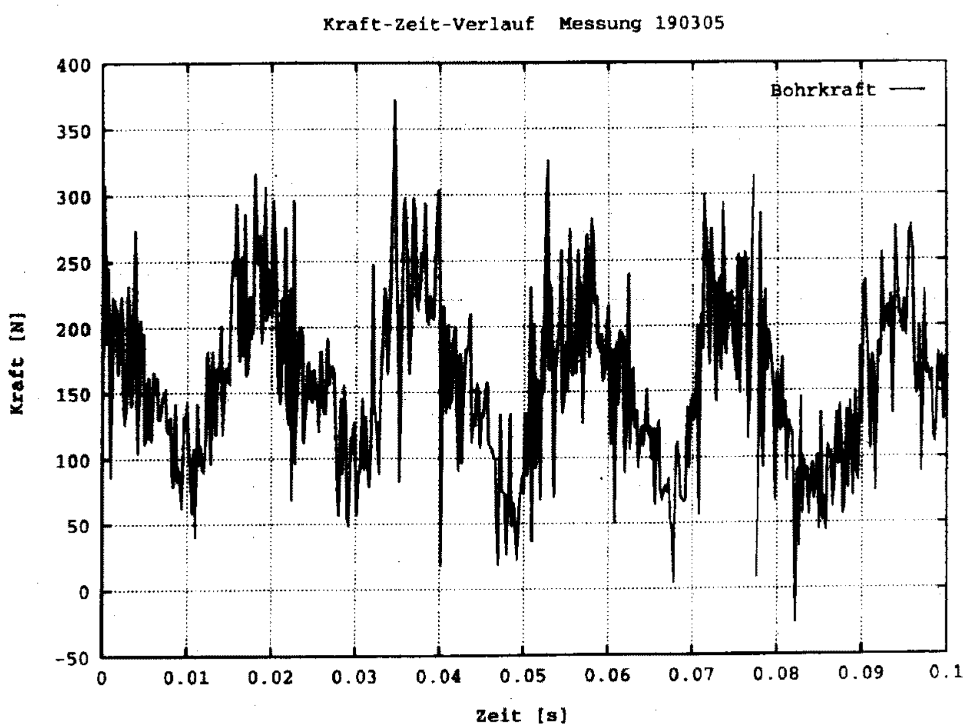

Abbildung 32: Simulierter Kraftverlauf zwischen Motorgehäuse und Griff des Bohrhammers

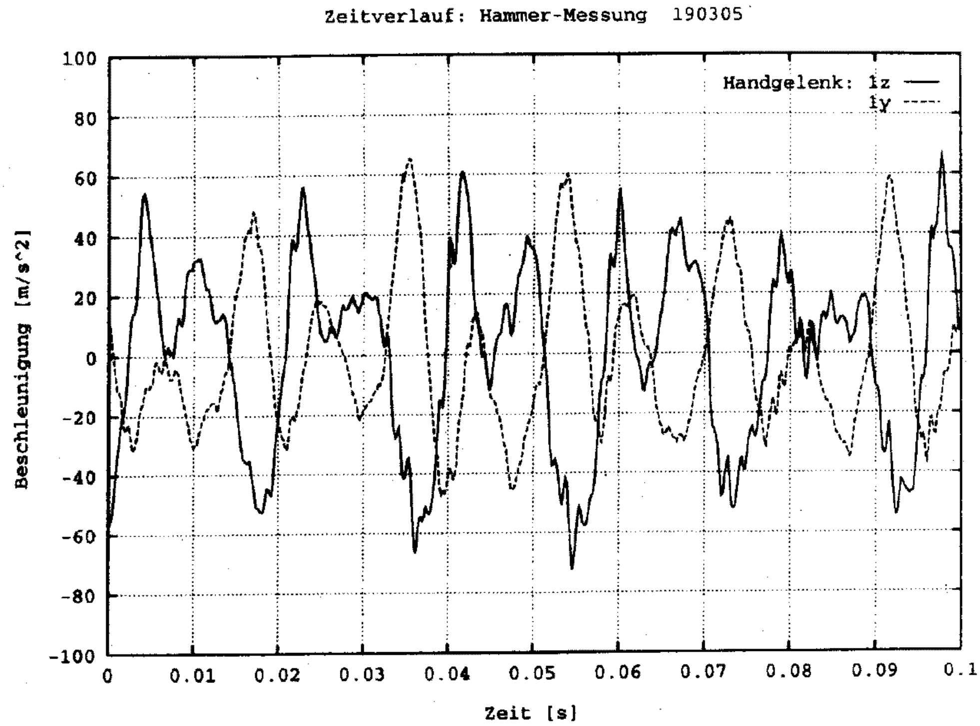

Abbildung 33: Bohrbeschleunigungen am Handgelenk in z- und y-Richtung

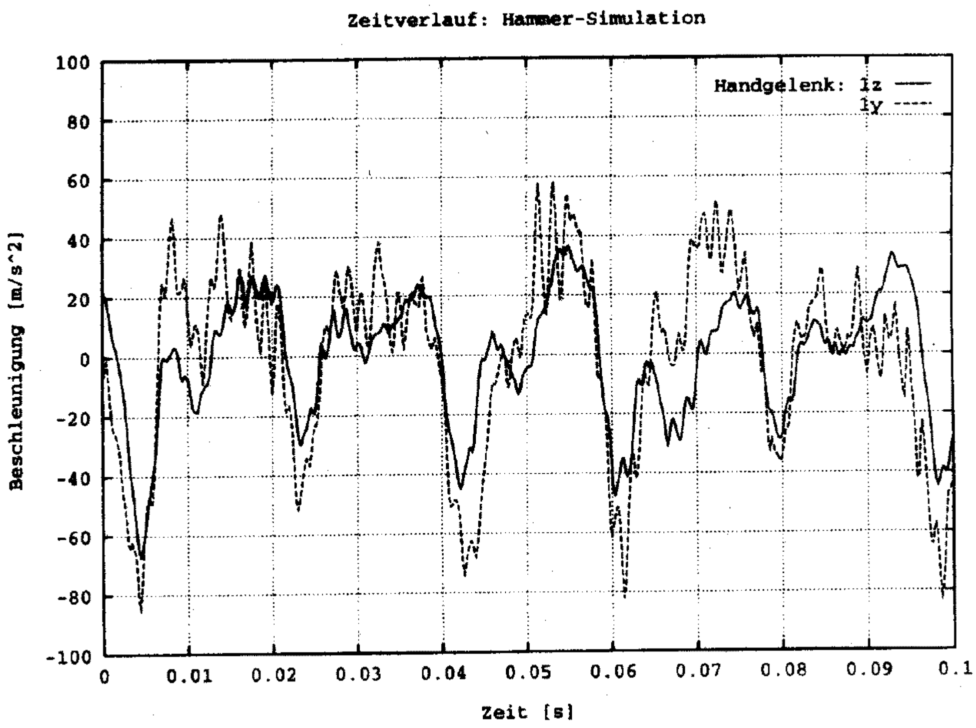

Abbildung 34: Simulierte Bohrbeschleunigungen am Handgelenk in z- und y-Richtung

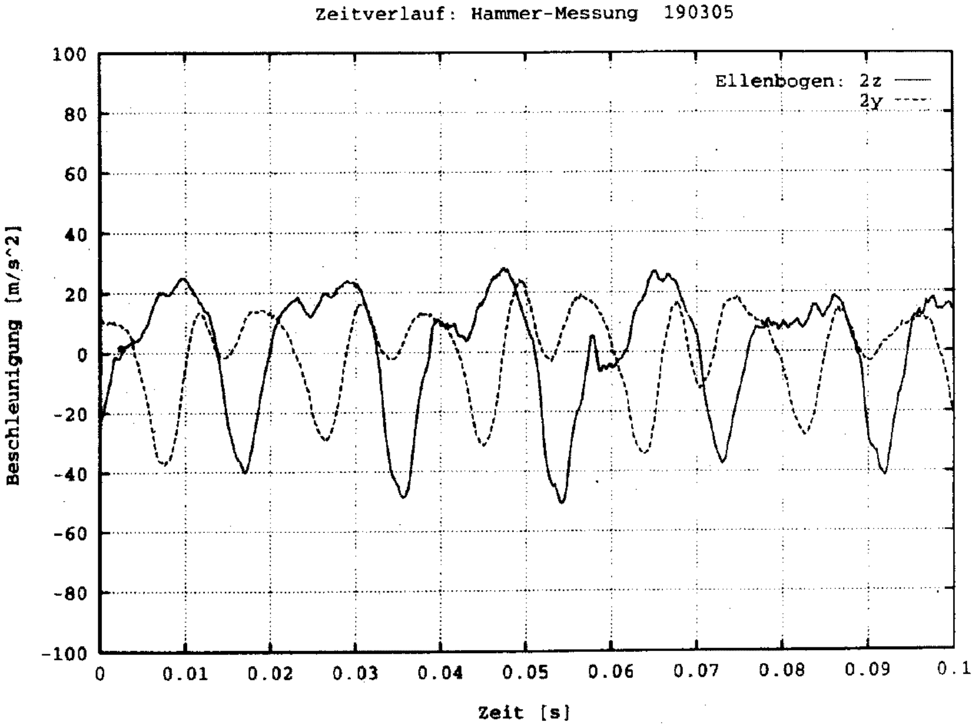

Abbildung 35: Bohrbeschleunigungen am Ellenbogen in z- und y-Richtung

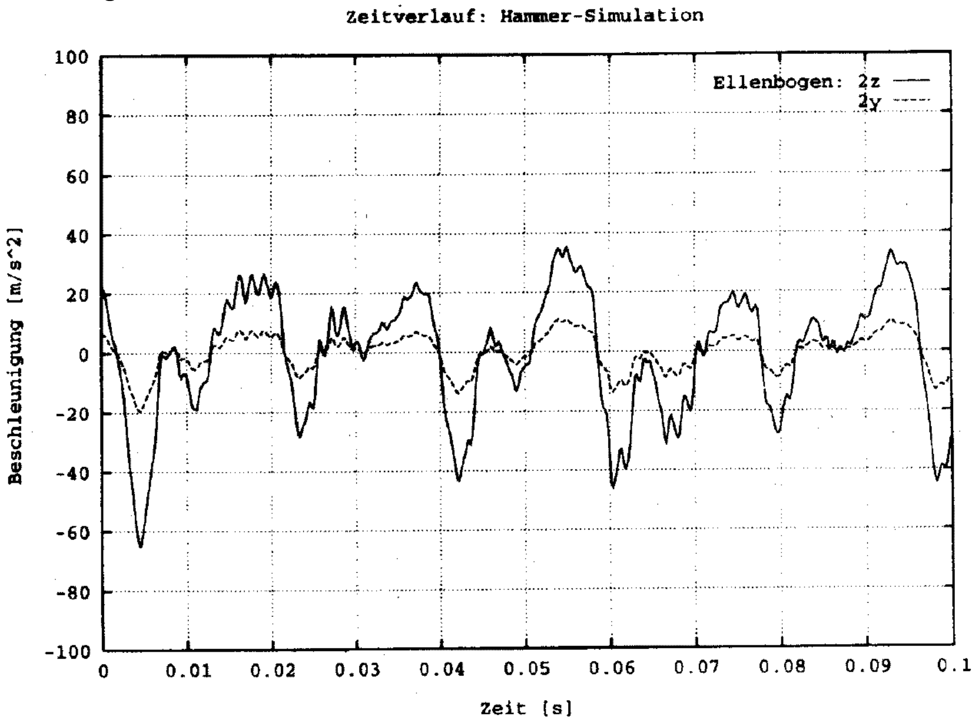

Abbildung 36: Simulierte Bohrbeschleunigungen am Ellenbogen in z- und y-Richtung

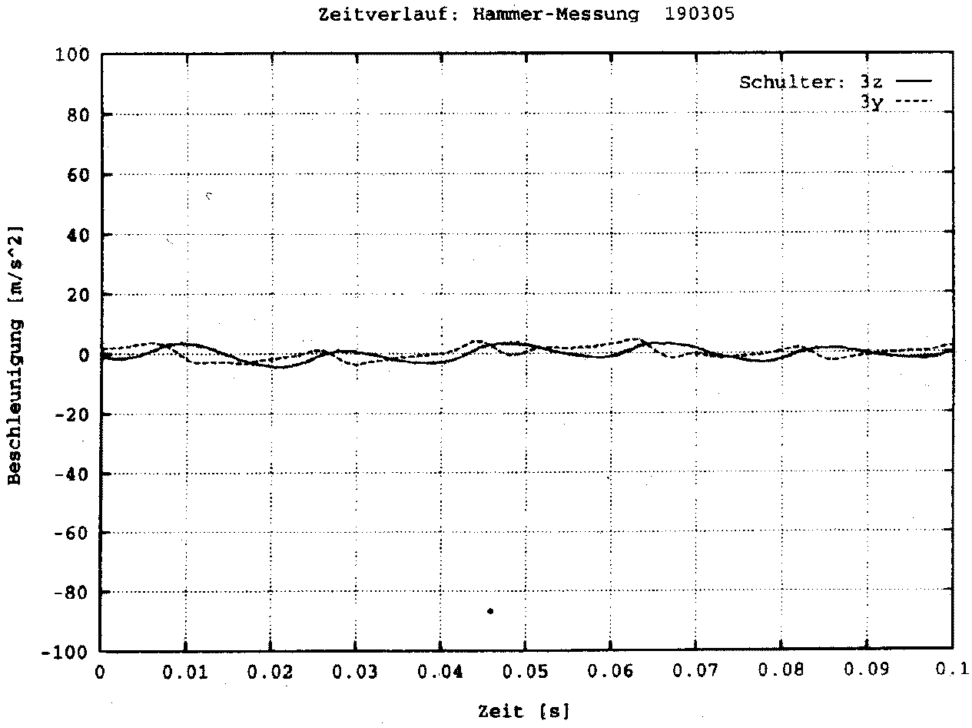

Abbildung 37: Bohrbeschleunigungen an der Schulter in z- und y-Richtung

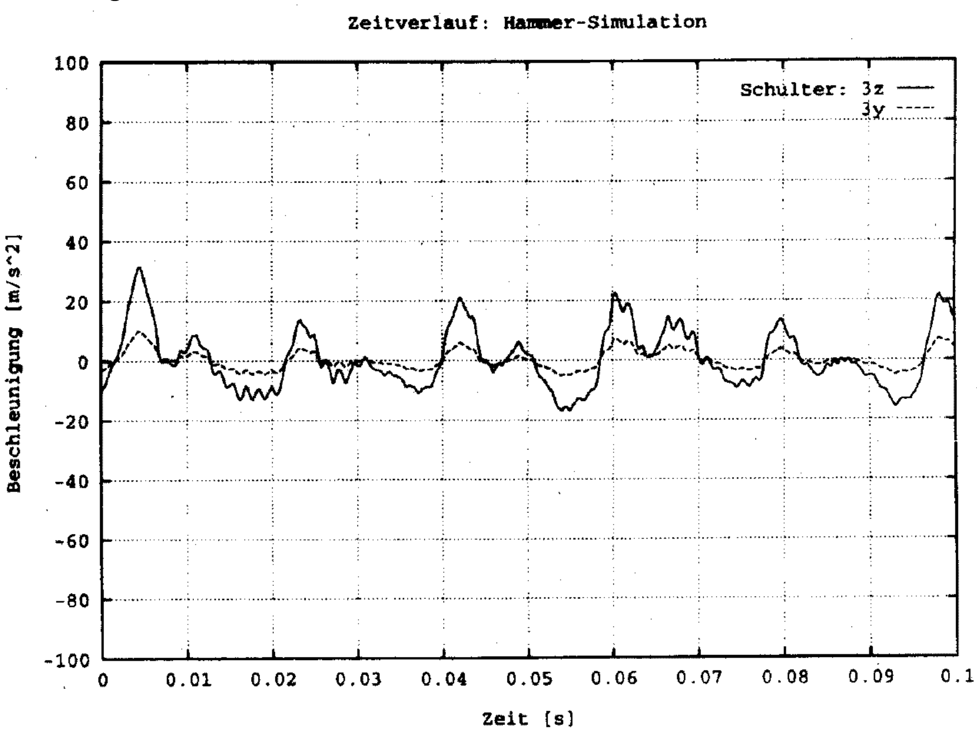

Abbildung 38: Simulierte Bohrbeschleunigungen an der Schulter in z- und y-Richtung

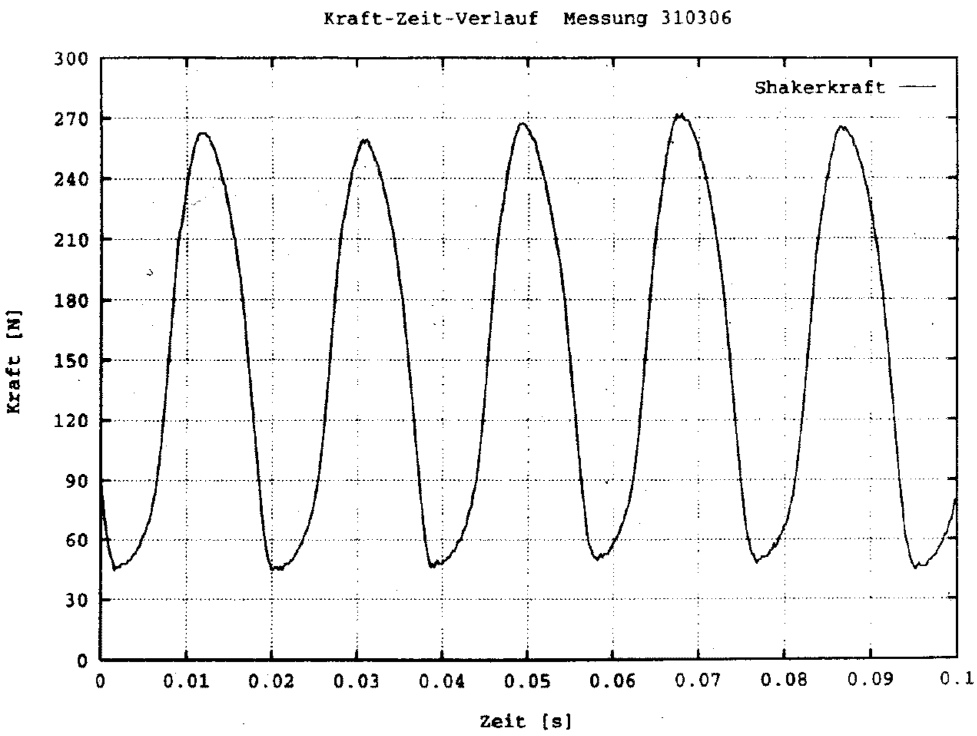

Abbildung 39: Kraftverlauf zwischen Shaker und Griff

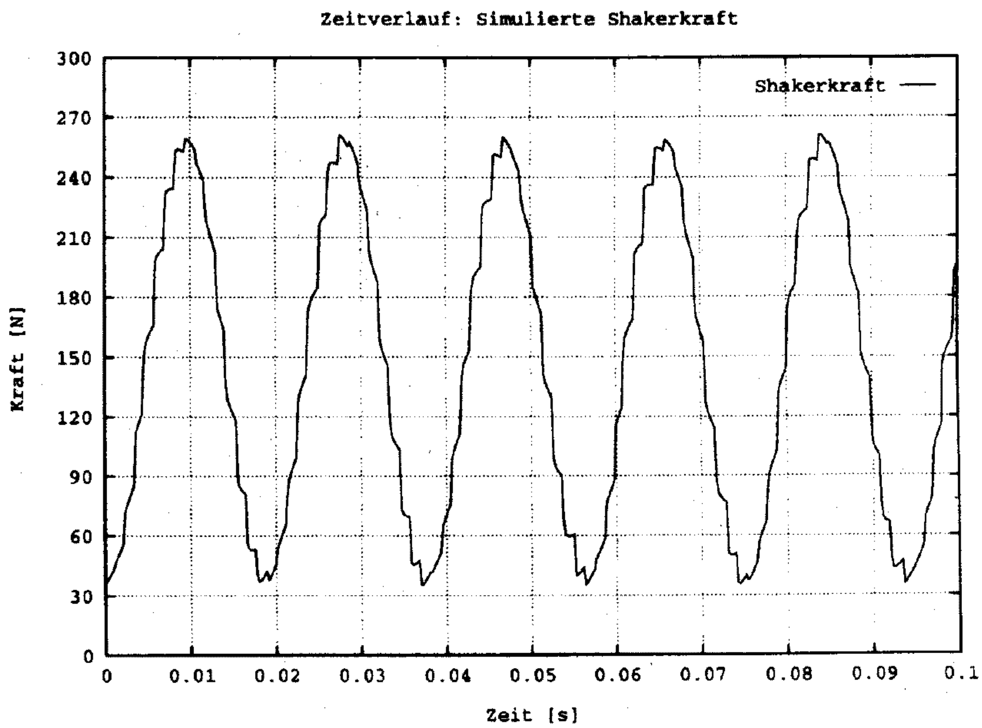

Abbildung 40: Simulierter Kraftverlauf zwischen Shaker und Griff

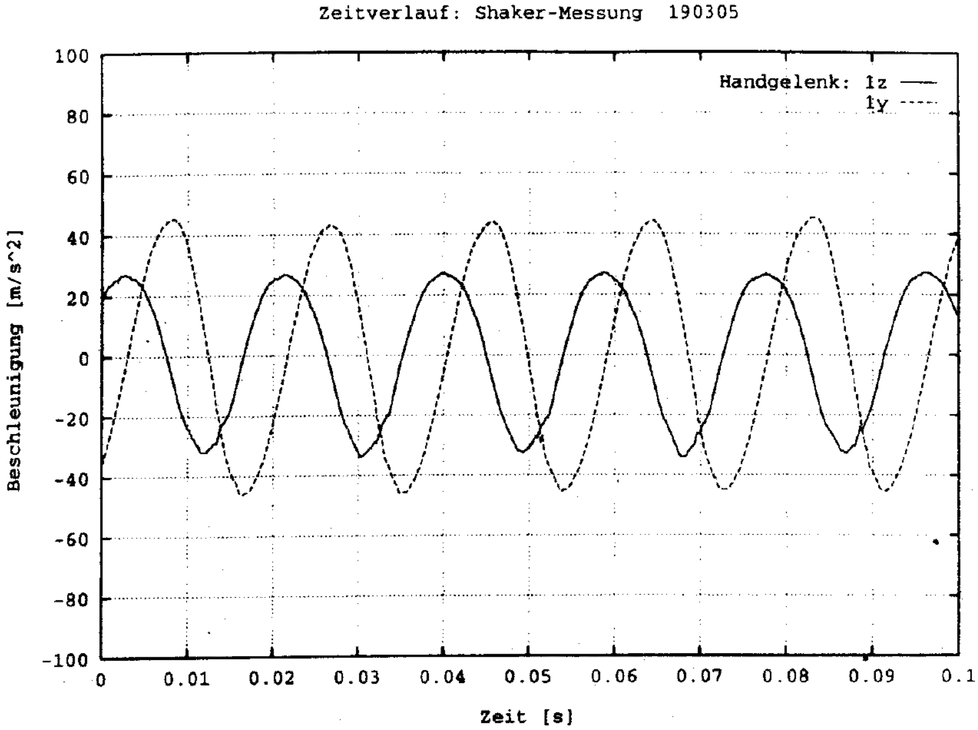

Abbildung 41: Beschleunigungen am Handgelenk in z- und y-Richtung bei Messung am Shaker

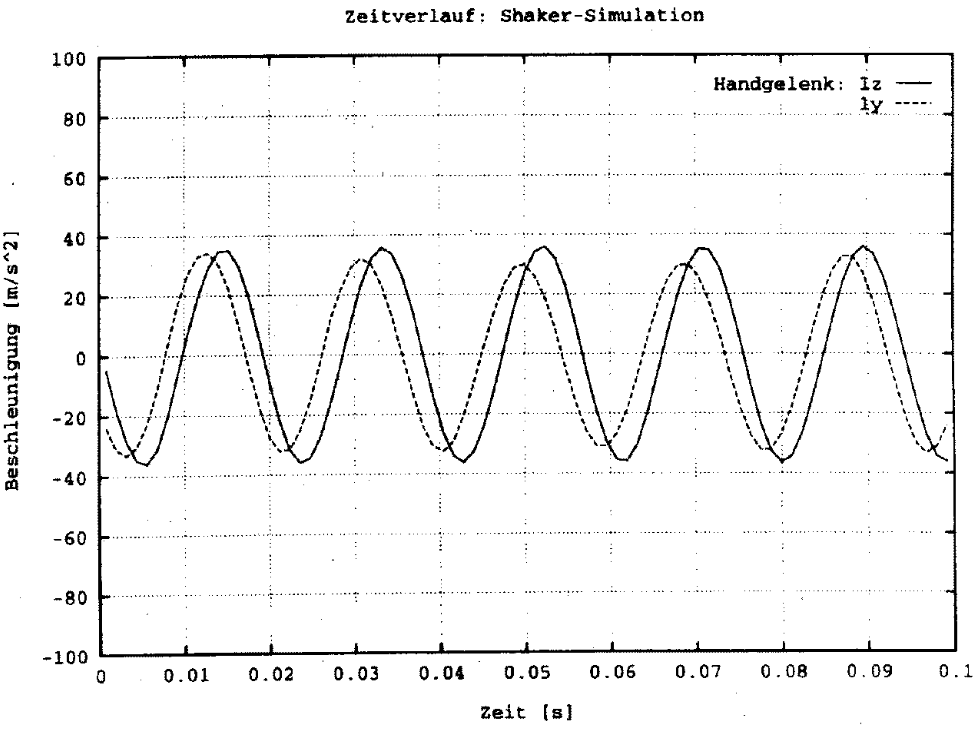

Abbildung 42: Simulierte Beschleunigungen am Handgelenk in z- und y-Richtung am Shaker

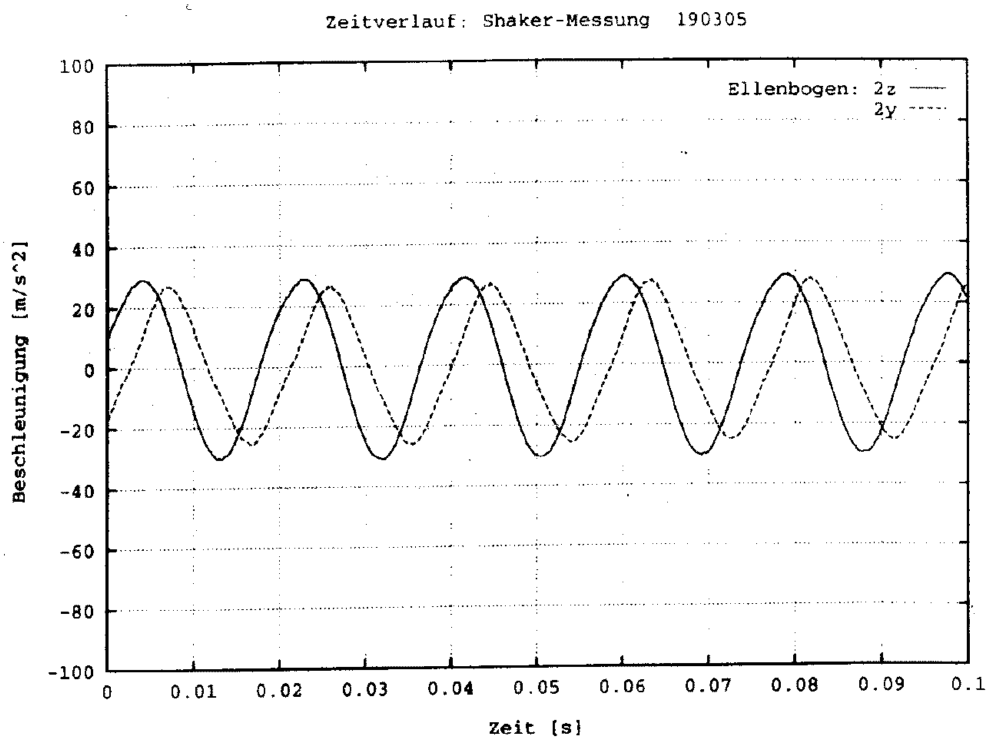

Abbildung 43: Beschleunigungen am Ellenbogen in z- und y-Richtung bei Messung am Shaker

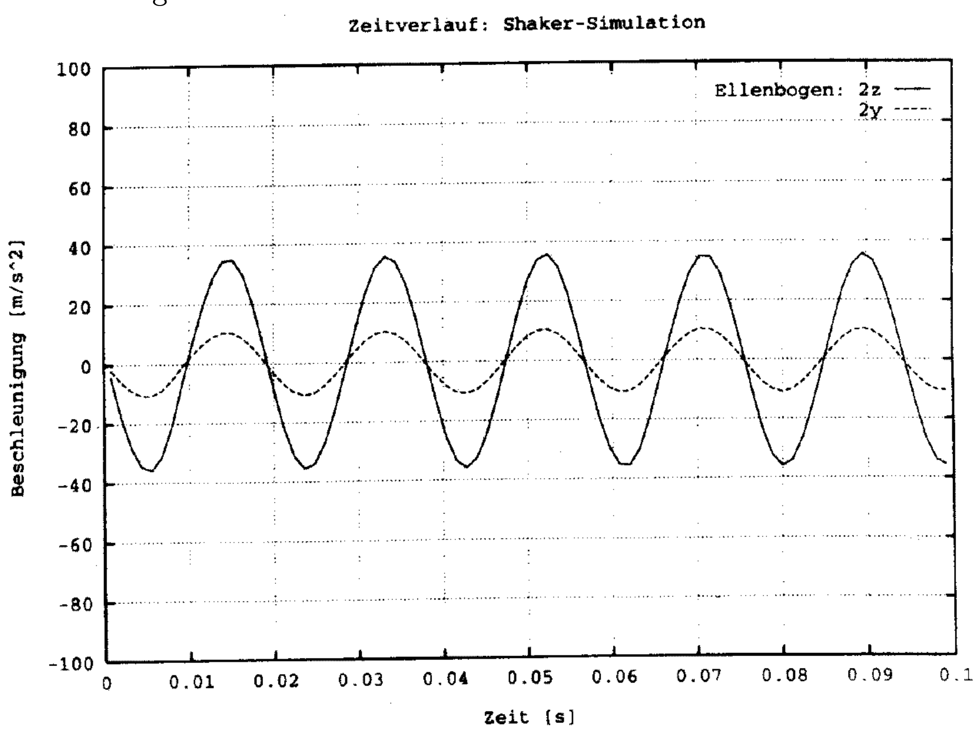

Abbildung 44: Simulierte Beschleunigungen am Ellenbogen in z- und y-Richtung am Shaker

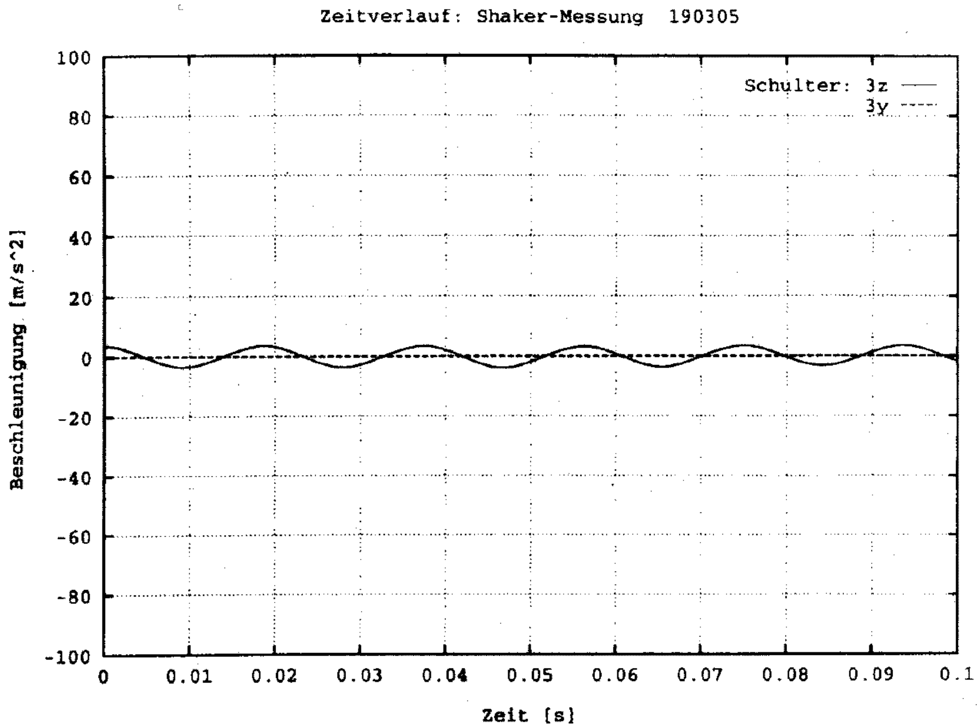

Abbildung 45: Beschleunigungen an der Schulter in z- und y-Richtung bei Messung am Shaker

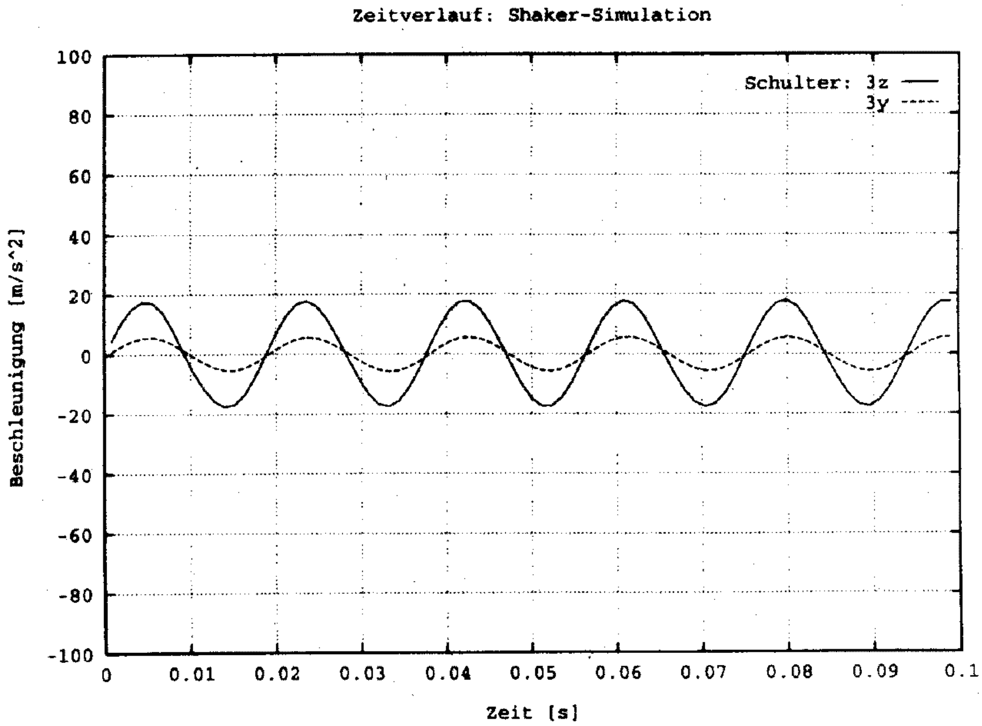

Abbildung 46: Simulierte Beschleunigungen an der Schulter in z- und y-Richtung am Shaker

Literatur

[Anthropo] NASA Reference Publication 1024 – Anthropometric Source Book, Volume I.-III.
NASA Scientific and Technical Information Office, 1978
National Technical Information Service, Springfield

[Dändliker] Alfred Dändliker: Analyse der im Rahmen der Erschütterungsmessungen auftretenden Kurven.
Diplomarbeit in der Abt. Biomechanik der ETH Zürich, 1974.

[Fritz] Martin Fritz: An improved biomechanical model for simulating the strain of the hand-arm-system under vibration stress.
Journal of Biomechanics Vol. 24, No. 12, pp. 1165-1171, 1991.

[Goldstein] Herbert Goldstein: Klassische Mechanik
AULA-Verlag Wiesbaden, 1987.

[Gruber] Karin Gruber: Entwicklung eines Modells zur Berechnung der Kräfte im Knie- und Hüftgelenk bei sportlichen Bewegungsabläufen mit hohen Beschleunigungen.
Dissertation an der Universität Tübingen, ETH Zürich, 1987.

[Hesse] Michael Hesse: Die Antwort des Hand-Arm-Systems auf stochastische Erregung und ihre Anwendung im Schwingungsschutz.
Dissertation im Fachbereich Maschinenbau der Universität Dortmund, 1989.

[Hospach] Frank Hospach: Computersimulationen von Abstürzen mittels biomechanischer Ganzkörpermodelle
Dissertation an der Fakultät für Physik der Universität Tübingen, 1992.

[Krieg] Michael Krieg: Simulation und Steuerung biomechanischer Mehrkörpersysteme
Diplomarbeit am Lehrstuhl für Theoretische Astrophysik der Universität Tübingen, 1992.

[Kuypers] Friedhelm Kuypers: Klassische Mechanik
VCH-Verlag Weinheim, 1989.

[Numerical] I. Press, William H.: Numerical recipes in C - The art of scientific computing.
Press Syndicate of the University of Cambridge, 1988.

[Späth] Helmuth Späth: Eindimensionale Spline-Interpolations-Algorithmen
R. Oldenbourg Verlag München, 1990.

[Tsotsis] Georgios Tsotsis: Entwicklung eines biomechanischen Modells des Hand-Arm-Systems.
Dissertation am Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA) Stuttgart 1987.

[Widmayer] Karin Widmayer: Simulation von Bewegungsabläufen beim Menschen mit Hilfe von Mehrkörpersystemen
Diplomarbeit am Lehrstuhl für Theoretische Astrophysik der Universität Tübingen, 1991.

Stichworte für die Literaturrecherche

- Biomechanik (biomechanics)
- Mehrkörpersysteme (multibody systems)
- Hand-Arm-System (hand-arm-system)
- Schwabbelmassenmodell (wobbling mass modell)
- Simulation (simulation)

A Frequenzanalysen von Beschleunigungen am Hand-Arm-System des Bohrhammerexperiments

Die in diesem Anhang zusammengestellten Abbildungen zeigen die Frequenzanalysen der am Hand-Arm-System gemessenen Beschleunigungen im Bohrexperiment, die in den Abbildungen 13 bis 15 und 17 bis 19 dargestellt sind.

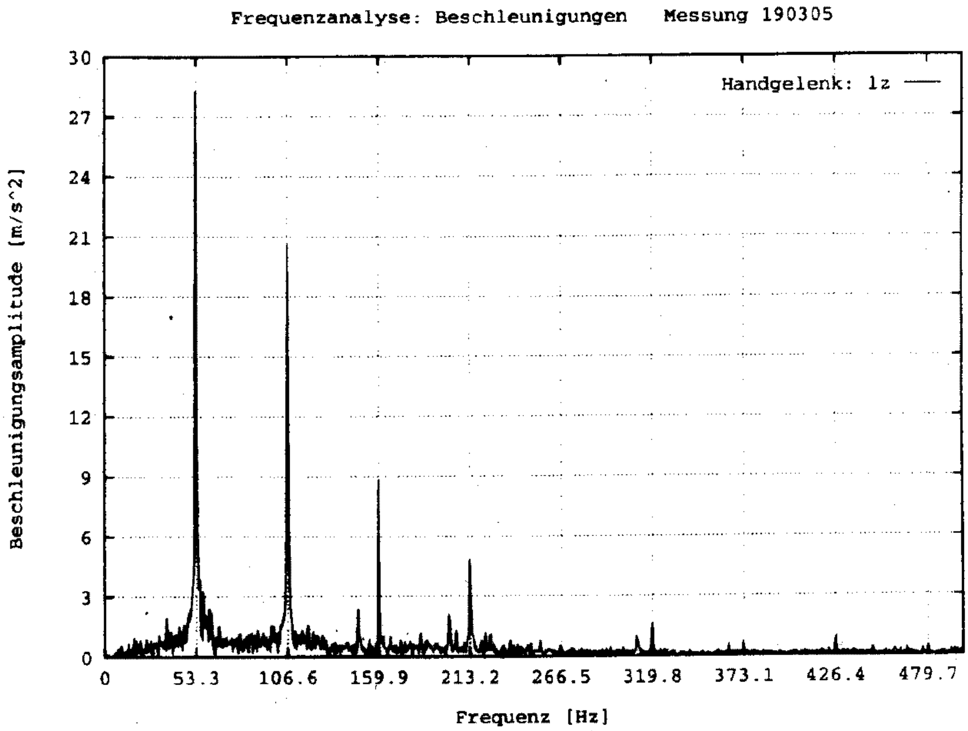

Abbildung 47: Frequenzanalyse des Amplitudenverlaufs am Handgelenk

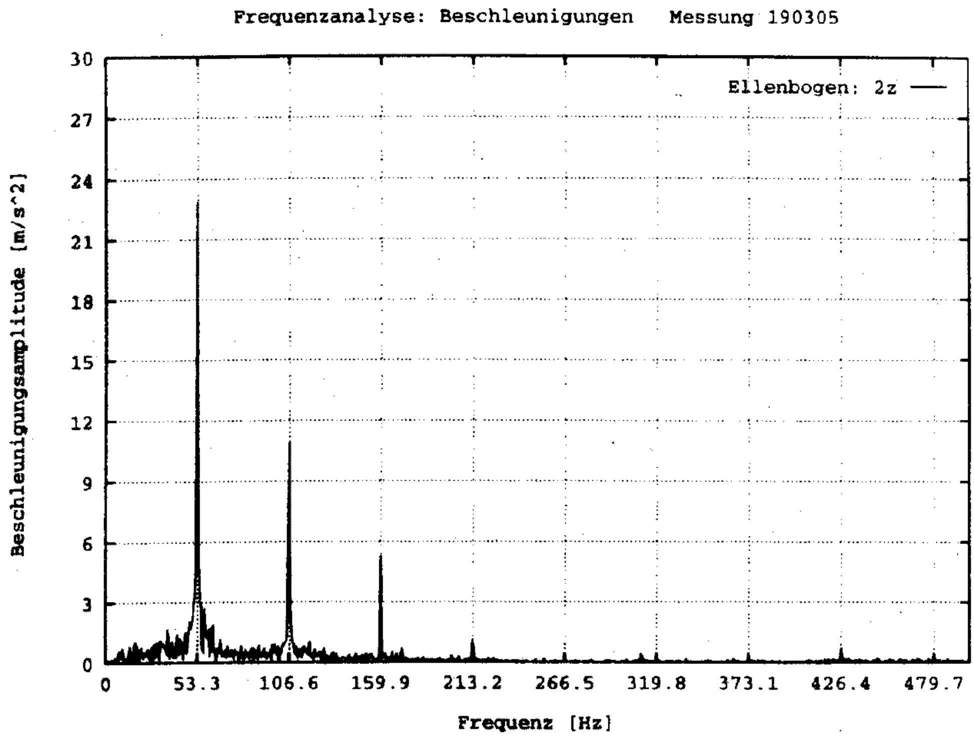

Abbildung 48: Frequenzanalyse des Amplitudenverlaufes am Ellenbogen

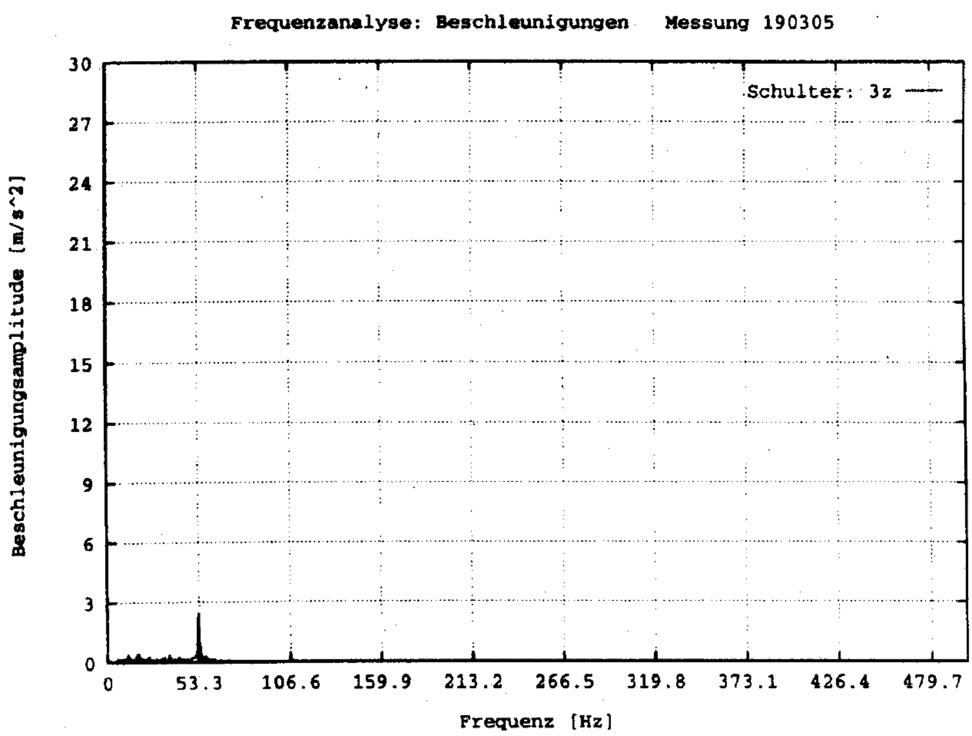

Abbildung 49: Frequenzanalyse des Amplitudenverlaufes an der Schulter

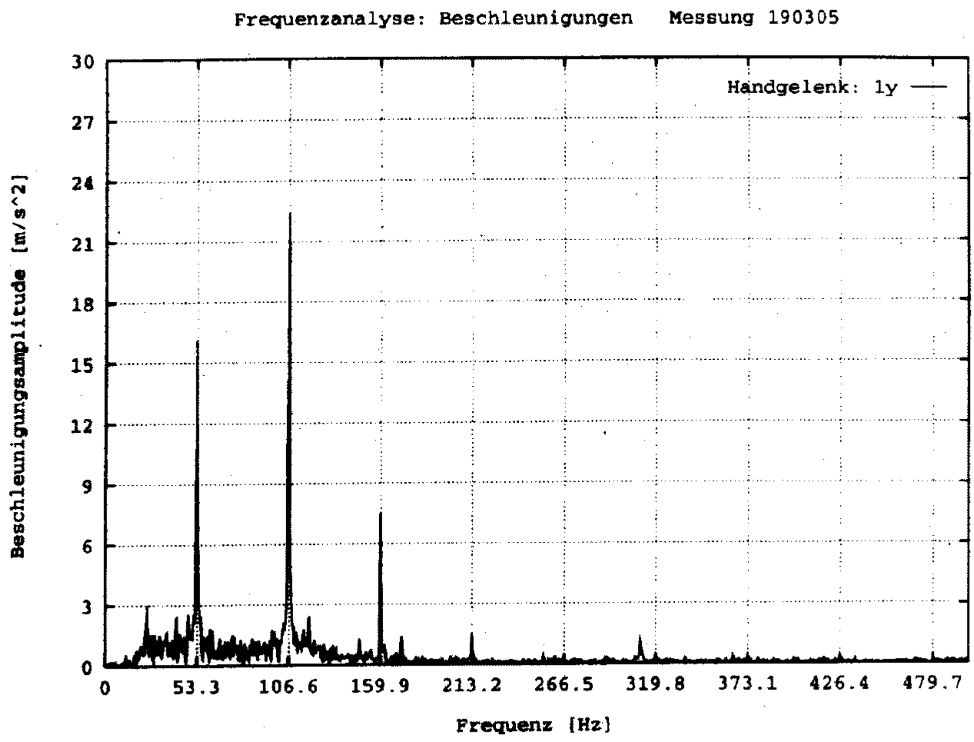

Abbildung 50: Frequenzanalyse des Amplitudenverlaufes am Handgelenk

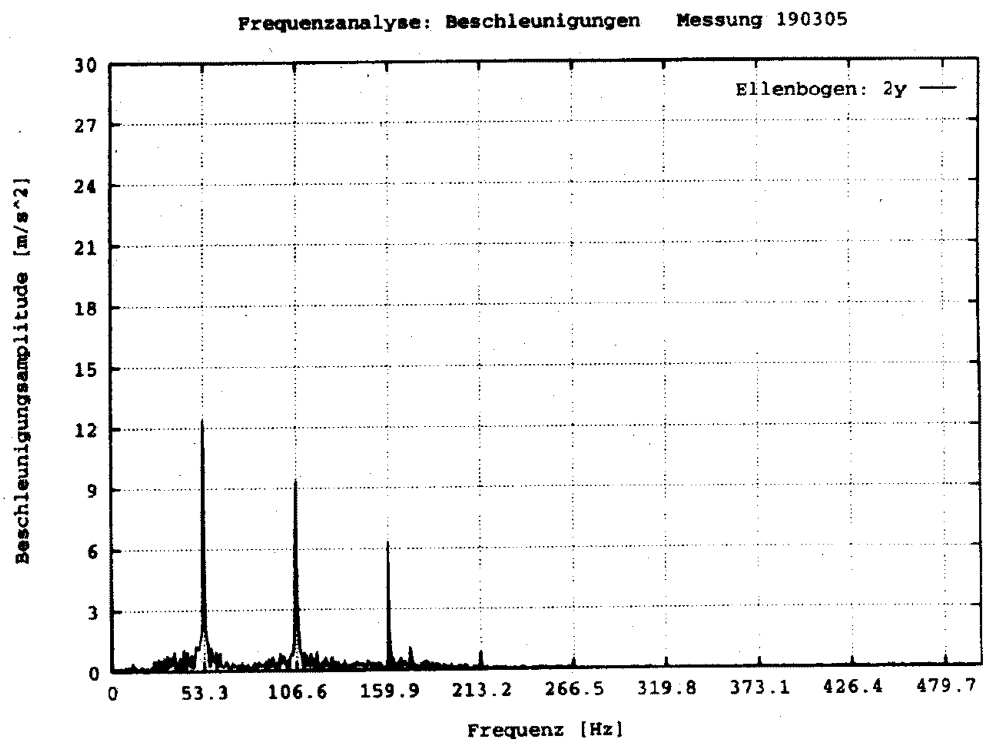

Abbildung 51: Frequenzanalyse des Amplitudenverlaufes am Ellenbogen

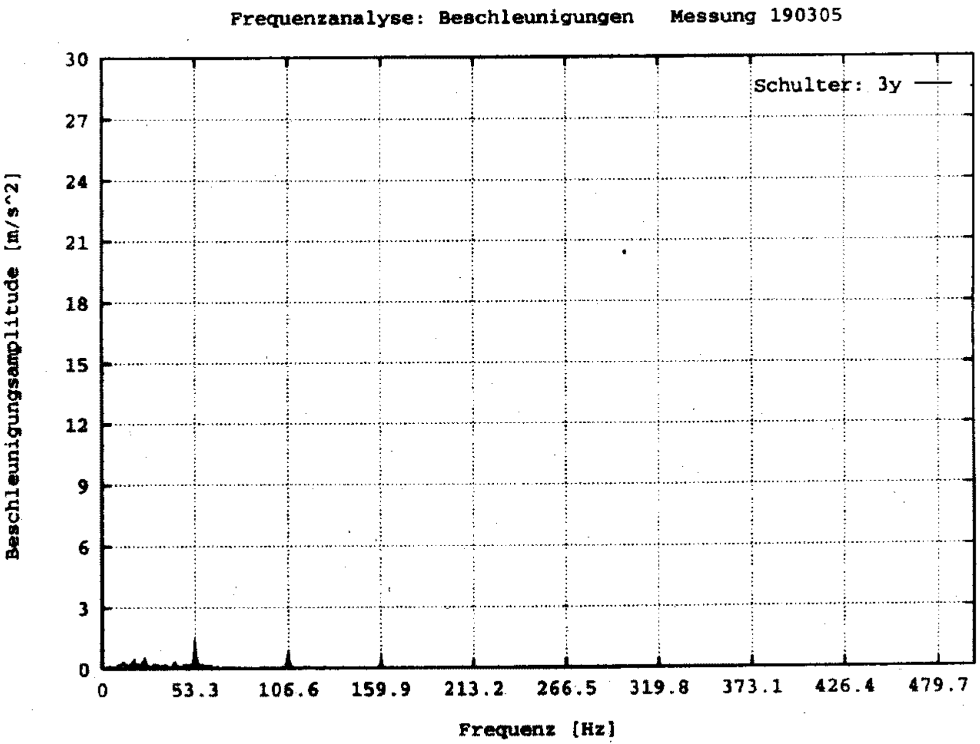

Abbildung 52: Frequenzanalyse des Amplitudenverlaufes an der Schulter

B Frequenzgänge am Hand-Arm-System im Shakerexperiment

Zusätzlich zu den Messungen bei fester Anregungsfrequenz und verschiedenen festen Anregungsbeschleunigungen wurden Frequenzgänge aufgenommen. Mit Hilfe eines Vierkanal-FFT-Analysators wurde ein Frequenzgang von je der Beschleunigung am Shaker, der zwischen Shaker und Griff anliegenden Kraft und den Beschleunigungen in z- und y-Richtung an Handgelenk, Ellenbogen und Schulter aufgezeichnet und ausgedruckt.

Diese Messungen enthalten eine erhebliche Fehlerquelle. Da der Shaker für eine Verdopplung der Anregungsfrequenz die Zeit von einer Minute benötigt, konnte bei einem Frequenzintervall von 25 - 500 Hz bzw. von 25 - 200 Hz die Andruckkraft nicht während der gesamten Meßdauer konstant gehalten werden. Außerdem traten beim Probanden ob der Anstrengungen bereits nach der ersten Messung Ermüdungserscheinungen im Arm auf, was die Reproduzierbarkeit der durch diese Messungen erlangten Ergebnisse erheblich beeinflußt. Ähnliche Shakermessungen anderer Forschungsgruppen wurden meist ohne oder mit wesentlich geringerer Andruckkraft des Probanden durchgeführt, und sind daher auch nur bedingt mit den vorliegenden Ergebnissen vergleichbar.

Das Frequenzintervall von 25 - 500 Hz wurde nur in einem Fall durchgefahren, da oberhalb einer Frequenz von 200 Hz keine nennenswerten Kraft- bzw. Beschleunigungsamplituden mehr auftraten. Als Ursache wird hier die stark nachlassende Andruckkraft des Probanden und die bei konstanter Beschleunigung kleiner werdende Shakeramplitude angenommen. In den nachfolgenden Messungen wurde daher nur noch das Frequenzintervall von 25 - 200 Hz untersucht.

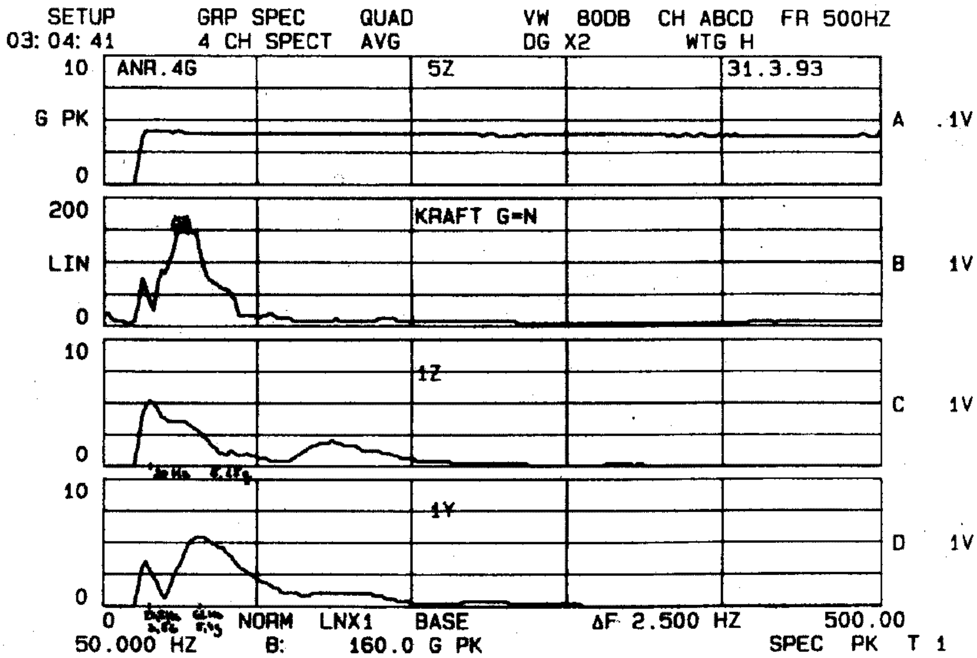

Abbildung 53: Frequenzanalyse des Frequenzintervalls 25 - 200 Hz der Beschleunigungen am Handgelenk

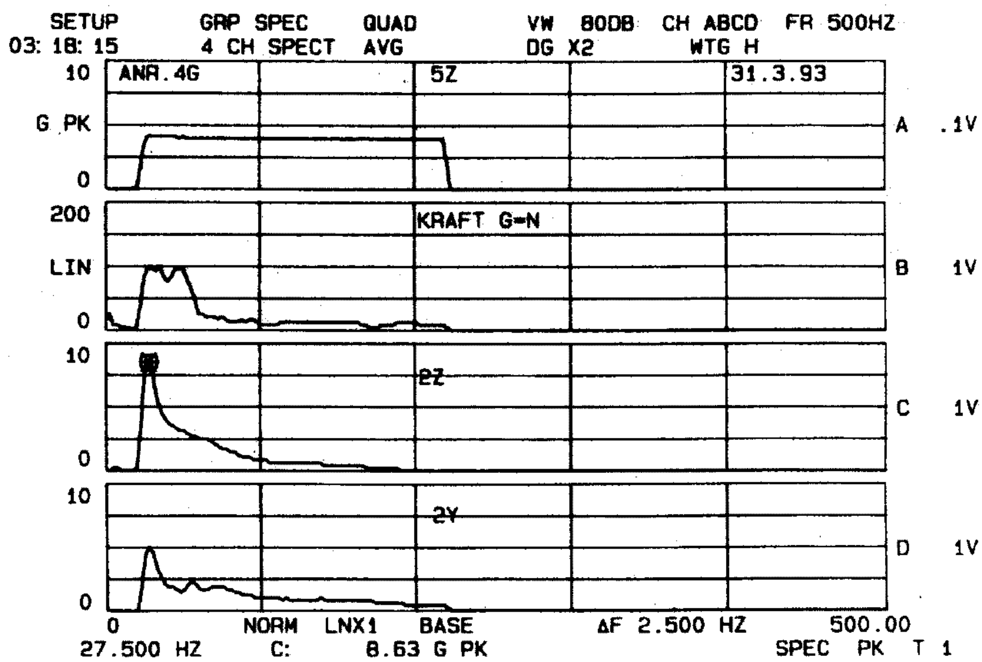

Abbildung 54: Frequenzanalyse des Frequenzintervalls 25 - 200 Hz der Beschleunigungen am Ellenbogen

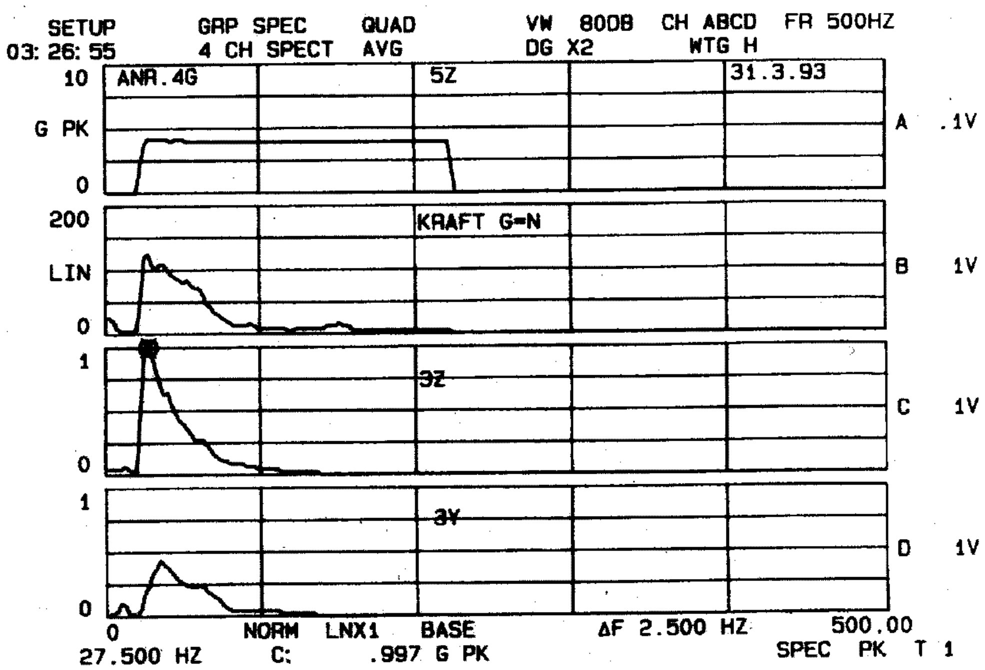

Abbildung 55: Frequenzanalyse des Frequenzintervalls 25 - 200 Hz der Beschleunigungen an der Schulter

C Der Simulation zugrundeliegende Wege und Geschwindigkeiten des Bohrexperiments

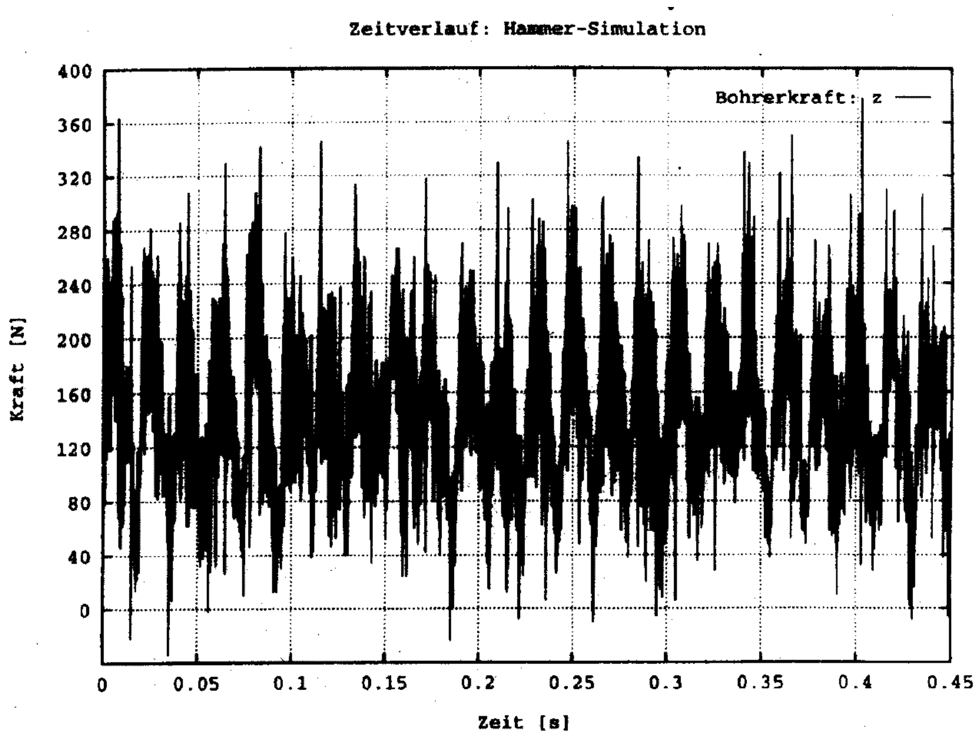

Abbildung 56: Zeitausschnitt der originalen Bohrkraft, in dem simuliert wurde

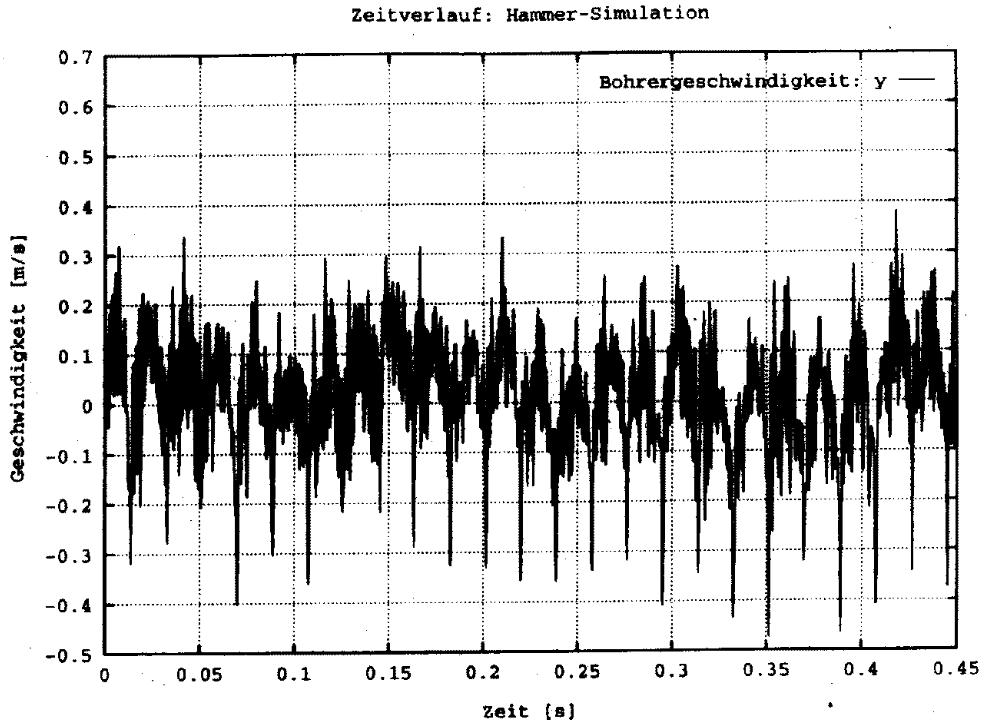

Abbildung 57: Der simulierten Bohrkraft zugrundeliegende Geschwindigkeit des Bohrhammergriffs in y-Richtung

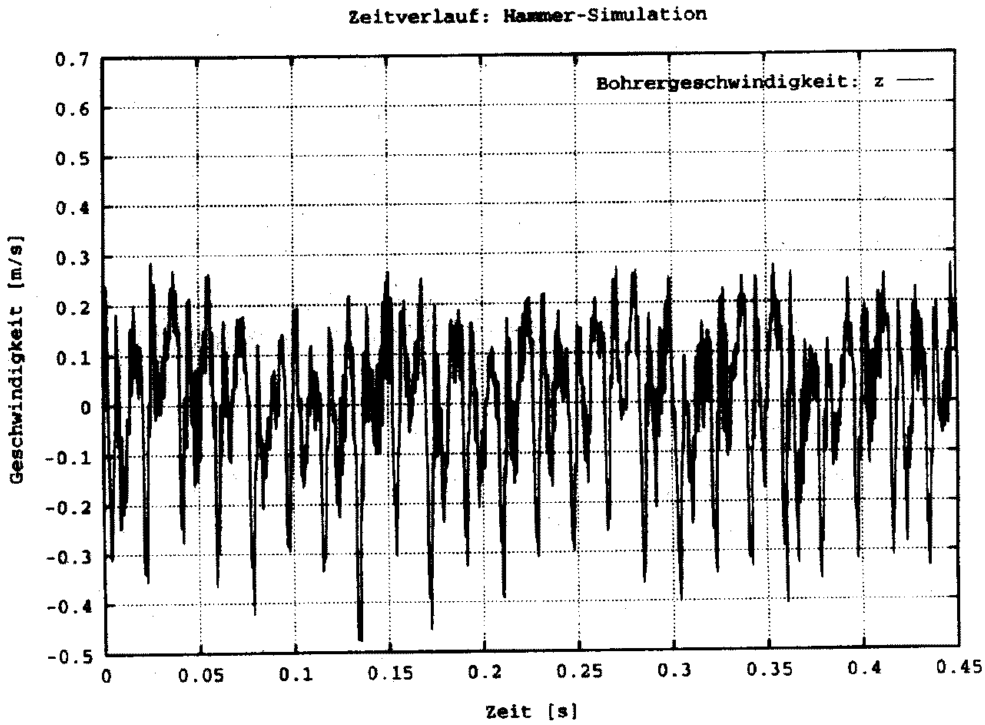

Abbildung 58: Der simulierten Bohrkraft zugrundeliegende Geschwindigkeit des Bohrhammergriffs in z-Richtung

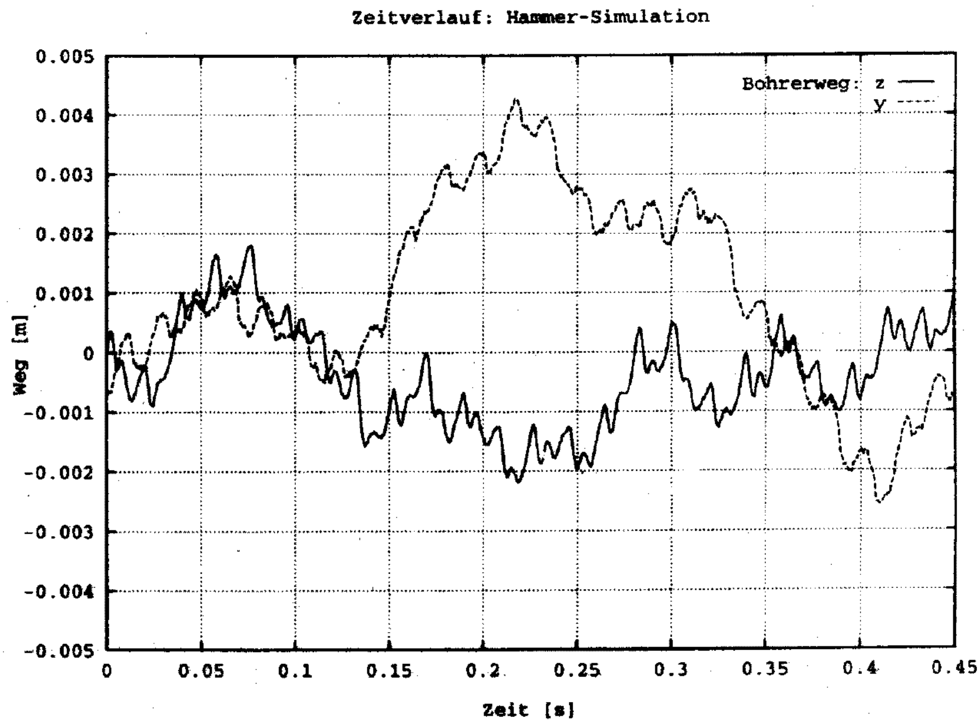

Abbildung 59: Der simulierten Bohrkraft zugrundeliegende Wege des Bohrhammergriffs in z-/y-Richtung

D Frequenzanalysen der simulierten Beschleunigungen des Bohrexperiments

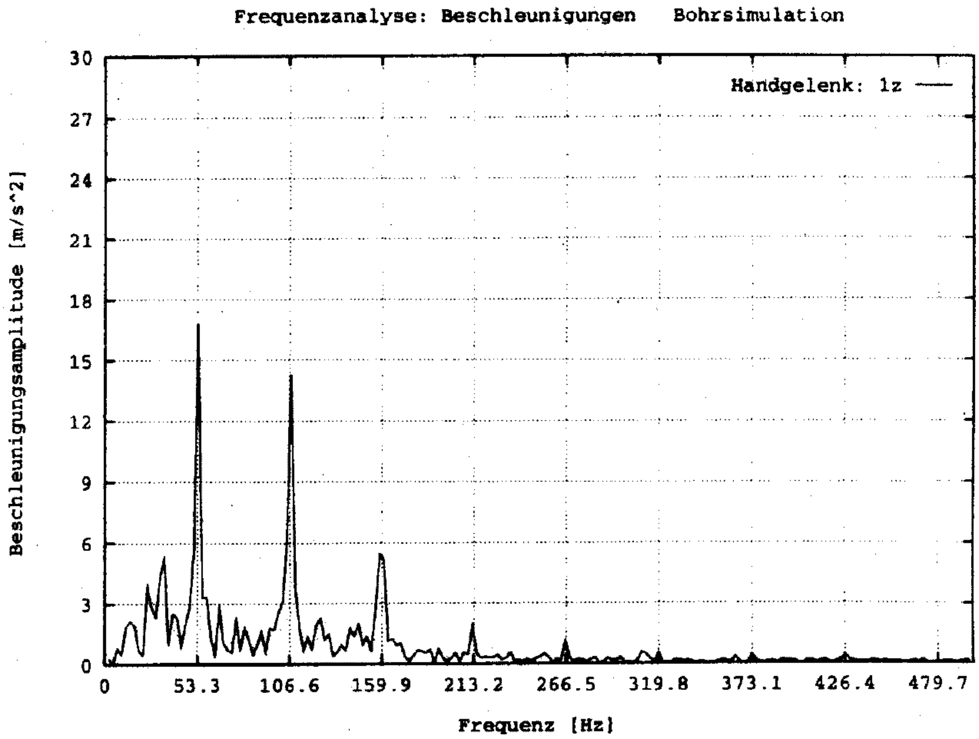

Abbildung 60: Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigung 1z

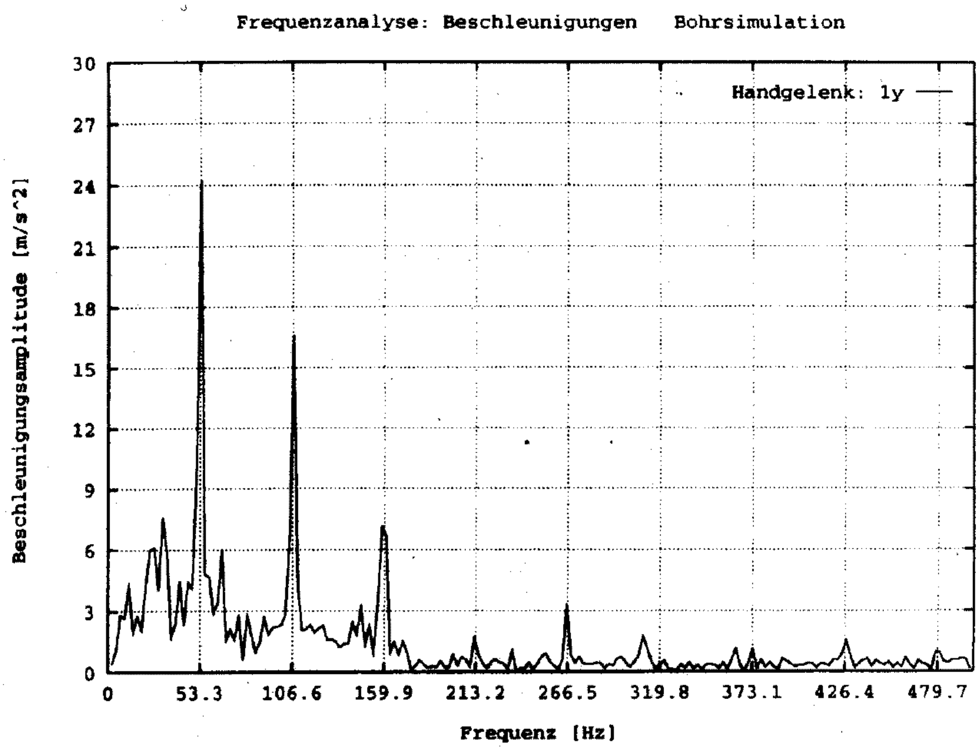

Abbildung 61: Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigung $1y$

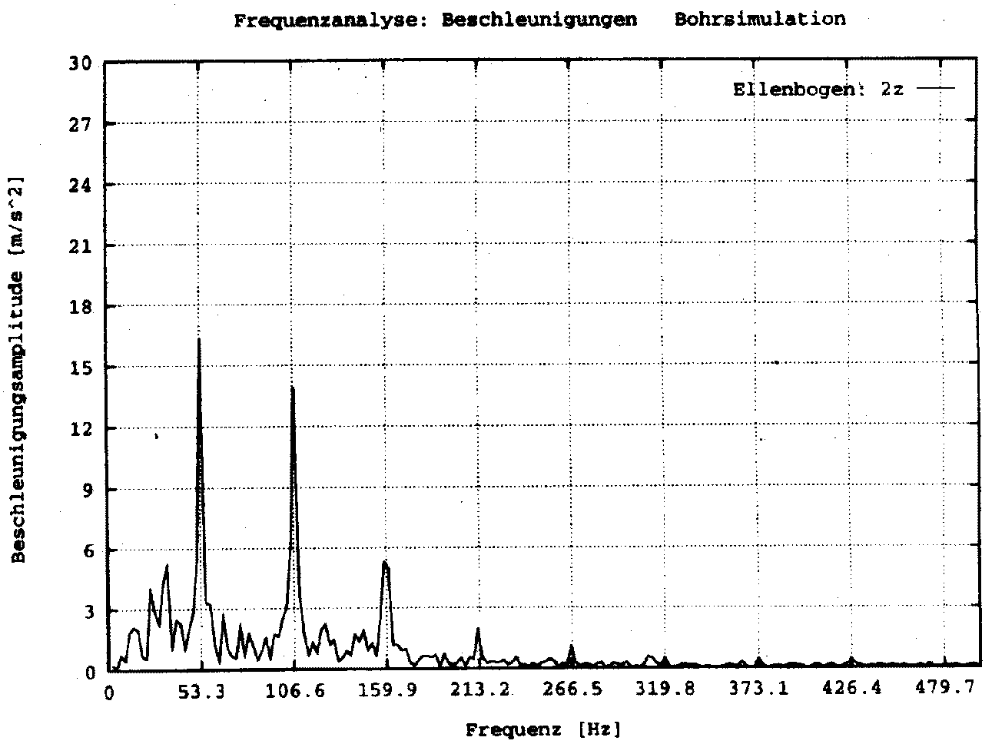

Abbildung 62: Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigung $2z$

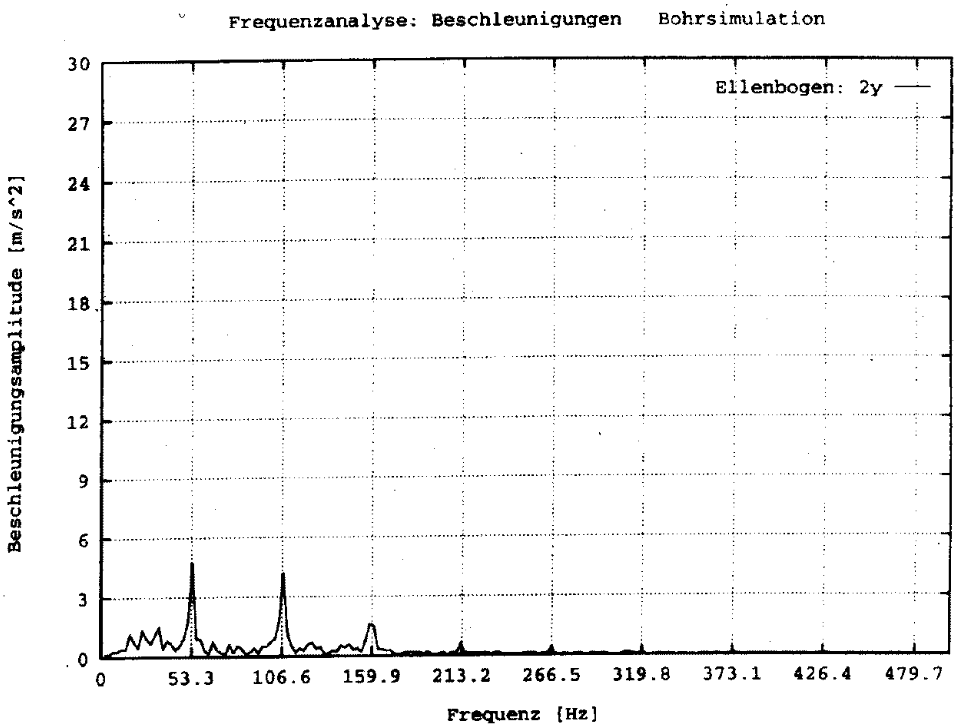

Abbildung 63: Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigung $2y$

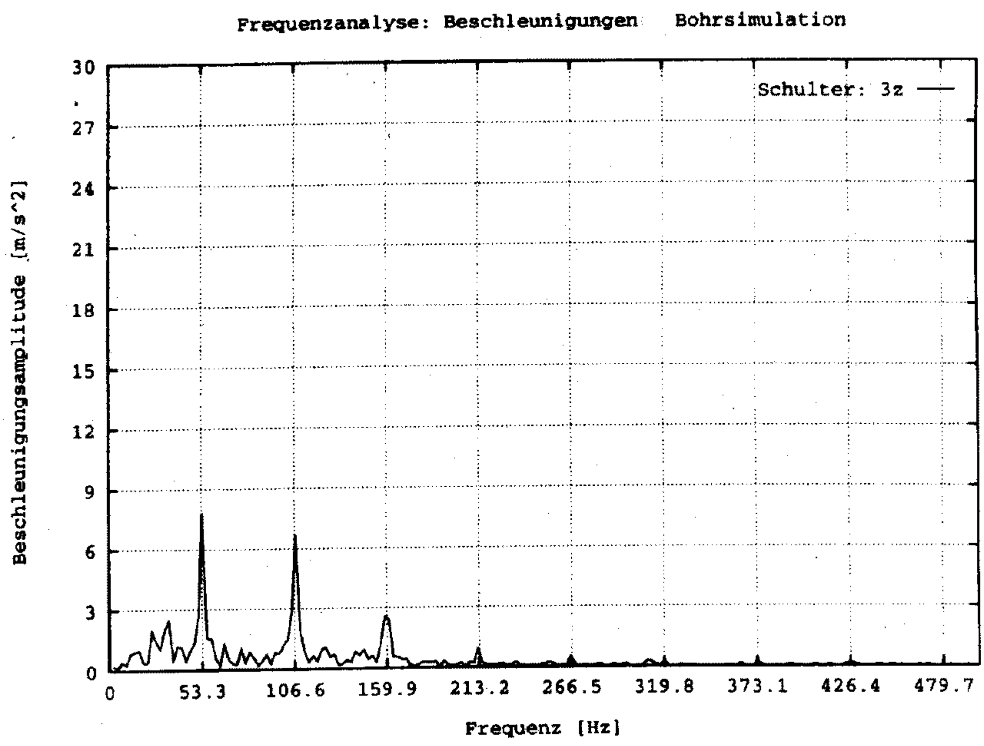

Abbildung 64: Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigung $3z$

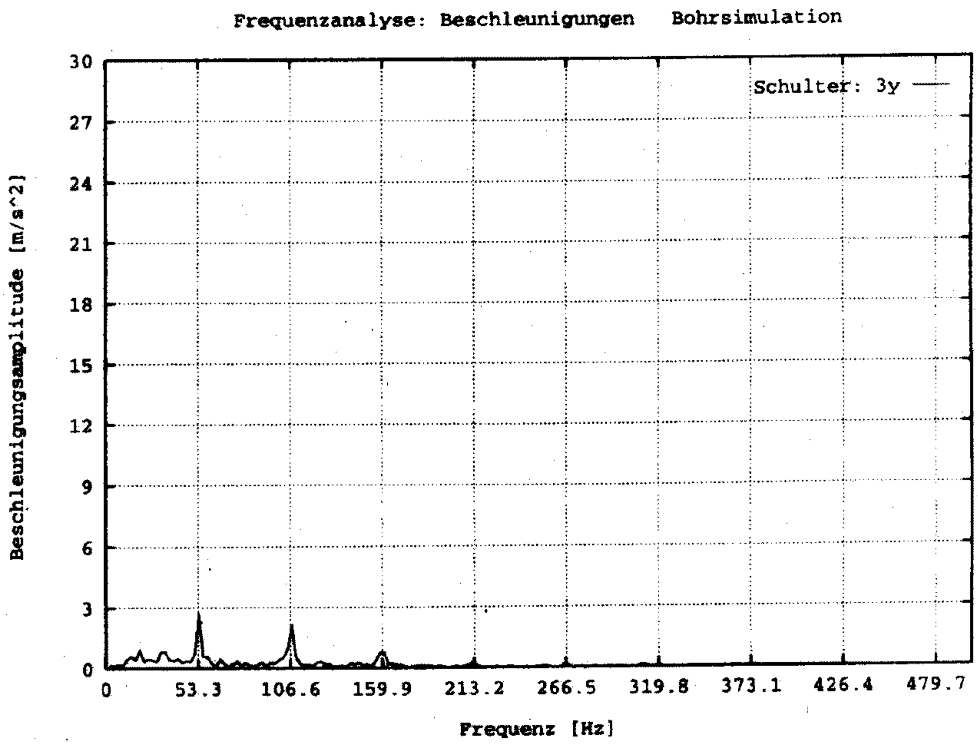

Abbildung 65: Frequenzanalyse der simulierten Beschleunigung $3y$