

Modellierung und Simulation des hydraulischen Antriebes im Außenskelett eines Spinnenbeins

L. Bohmann, K. Zimmermann

Herrn Professor Dr. G. Bögelsack zum 65. Geburtstag gewidmet

Der Entwicklung neuer Bewegungsprinzipien für die Prehension, Manipulation und Lokomotion, vor allem im Bereich der Mikrotechnik, dient das Studium und die Analyse der Bewegung der Spinnen. Das genaue Erkennen und Verstehen der integrierten Funktionsmechanismen der Bewegungs- und Kräfteerzeugung bzw. -übertragung speziell im exoskelettalen Spinnenbein mit hydraulischem Antrieb soll die Grundlage für formschlüssige, hydraulisch betriebene Mikroarme sein. Die Ergebnisse zeigen, daß eine realitätsnahe Simulation der Sprungbewegung einer Spinne auf der Basis eines Starrkörpermodells unter Einbeziehung des hydraulischen Antriebssystems mit den Modellierungswerkzeugen der Software Alaska 2.3 möglich ist. Das Ziel der Untersuchungen ist die Entwicklung technischer Formalismen zur Analyse und Beschreibung hydroskelettaler Gefüge und hydraulischer Bewegungsübertragung von wirbellosen Tieren für die Anwendung in miniaturisierter Technik.

1 Einleitung

Die Erfassung und Simulation der Kinetik biologischer Bewegungssysteme ist ein aktueller Gegenstand interdisziplinärer Forschungsarbeit von "life scientists" und Ingenieuren. Das Herausarbeiten von Konstruktions- und Funktionsprinzipien natürlicher Bewegungssysteme ist in der Biologie und der Technik von grundsätzlichem Interesse. Im Rahmen des Innovationskollegs "Bewegungssysteme" der Friedrich-Schiller-Universität Jena und der Technischen Universität Ilmenau ist es das Ziel, den Aufbau und die Funktionsweise tierischer Bewegungssysteme integrativ, d.h. durch Zusammenführung unterschiedlicher Betrachtungsebenen zu analysieren und die Übertragung ermittelter Bauprinzipien in den technischen Bereich voranzutreiben.

Der Entwicklung neuer Bewegungsprinzipien für die Prehension, Manipulation und Lokomotion, vor allem im Bereich der Mikrotechnik, dient das Studium und die Analyse der Bewegung der Spinnen.

Das genaue Erkennen und Verstehen der integrierten Funktionsmechanismen der Bewegungs- und Kräfteerzeugung bzw. -übertragung speziell im exoskelettalen Spinnenbein mit hydraulischem Antrieb (Bilder 1 und 2) soll die Grundlage für formschlüssige, hydraulisch betriebene Mikroarme sein.

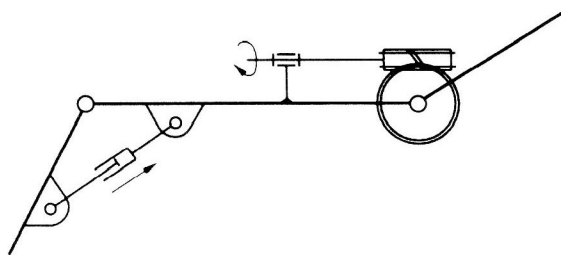


Bild 1. Möglichkeiten technischer Kraftauskopplungen
(Bögelsack u.a., 1984)

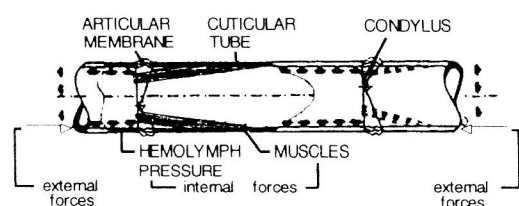


Bild 2. "Elegante" biologische Lösung: Exoskelett zur Erzielung einer rotatorischen Bewegung im Spinnenbein (Blickhan, 1985)

Die Erstellung technischer Formalismen zur Analyse und Beschreibung hydroskelettaler Gefüge und hydraulischer Bewegungsübertragung von wirbellosen Tieren ist besonders unter dem Aspekt der Anwendung in miniaturisierter Technik von großem Interesse. Die rasante Entwicklung auf dem Gebiet der Mikromechanik führt durch neue Werkstoffe und Fertigungsverfahren zu neuartigen Konstruktionslösungen bzw. zur Anwendung bekannter, aber bisher nicht realisierbarer Lösungen. So werden für die Bewegungsübertragung nicht mehr nur die klassischen form- oder kraftgepaarten Gelenke wie im Roboter oder in der Werkzeugmaschine eingesetzt. Zunehmend finden stoffschlüssige gelenkige Verbindungen (Compliant Mechanisms) Anwendung (Zimmermann, 1995). Neben den elektrischen besitzen vor allem hydraulische Antriebe in der Mikrotechnik eine zunehmende Bedeutung. Gerade in diesem Zusammenhang bietet die "Mechanik" der Gliederfüßer für den Ingenieur interessante Lösungen.

2 Biologisches System und mechanisches Modell

Die Beweglichkeit der sieben Glieder des Beines einer Spinne wird einerseits durch eine gut entwickelte Muskulatur, andererseits aber auch durch die verschiedene Ausbildung der Gelenke bestimmt (Bild 3). Die meisten Gelenke werden von mehreren Muskeln durchzogen, die entweder als Beuger oder als Strecker (Extensoren) wirken. Zwei bemerkenswerte Ausnahmen sind das Femur-Patella-Gelenk und das Tibia-Metatarsus-Gelenk, die nur Beugemuskeln besitzen. Hier erfolgt die Streckung hydraulisch. Wie der größte Teil der wirbellosen Tiere besitzen die Spinnen ein offenes Blutgefäßsystem. Die vom Herzen ausgehenden Arterien durchziehen den ganzen Körper. Aus Arterien fließt die Hämolymphe frei ins Gewebe und sammelt sich dort in Zwischenräumen (Lakunen). Durch die Kontraktion des Vorderkörpers der Spinne (Bild 4) kommt es zur Erhöhung des Hämolympdruckes in den Lakunen, und die Beine werden gestreckt. Der hydraulische Mechanismus ermöglicht den Spinnen eine sehr anpassungsfähige Beinkonstruktion (lange, leichte und sehr bewegliche Beine).

Für die Modellierung der Bewegung des Spinnenbeins bildet das Mehrkörpersystem (MKS) ein geeignetes Modell. Es bietet ein Maximum an Realitätsnähe und Transparenz bei einem notwendigen Minimum an numerischem Rechenaufwand. Das Mehrkörpersystem ist ein mechanisches Modell, welches aus einer Menge endlich vieler starrer Körper besteht, die untereinander physikalisch und bzw. oder geometrisch gekoppelt sind (Bild 5). Als Körper werden träge Körper, Punktmassen und trägheitslose Körper zur Realisierung geometrischer Kopplungen bezeichnet. Physikalische Kopplung wird durch ein bekanntes Kraftgesetz (z.B. Feder-, Dämpfer-, Gewichtskraft), geometrische Kopplung (z.B. ideale Gelenke, Stellmotore) durch Zwangsbedingungen beschrieben. Im Zusammenhang mit der Problematik dieses Aufsatzes ist es interessant, daß derartige Systeme gelenkig miteinander verbundener starrer Körper als erster ein Biomechaniker untersuchte. Otto Fischer stellte Ende des 19. Jahrhunderts die Bewegungsgleichungen für die Gehbewegung des menschlichen Körpers per Hand auf (Fischer, 1905). Er nutzte dafür mit den Lagrangeschen Gleichungen eine **analytische Methode**. Bei der **synthetischen Methode** werden die Bewegungsgleichungen des MKS nach der Anwendung des Schnittprinzips auf jeden Teilkörper aus den Newton-Euler-Gleichungen ermittelt.

Mit diesem Ansatz wird die Analyse der Spinnenbeinbewegung realisiert. Das System nichtlinearer Bewegungsgleichungen aus den Drehimpulssätzen bezüglich der Körperschwerpunkte der Beine lautet (Bild 6)

$$J_{S0} \ddot{\varphi}_0 = M_{w0} + M_{Z0K} + M_{Z01} - k \dot{\varphi}_0 - c(\varphi_0 - \varphi^{(0)})$$

$$J_{S1} \ddot{\varphi}_1 = M_{w1} + M_{Z10} + M_{Z12} - k(\dot{\varphi}_1 - \dot{\varphi}_0) - c(\varphi_1 + \frac{\pi}{2} - \varphi_0 - \varphi^{(0)}) \quad (1)$$

$$J_{S2} \ddot{\varphi}_2 = M_{w2} + M_{Z21} + M_{Z2B} - k(\dot{\varphi}_2 - \dot{\varphi}_1) - c(\varphi_2 + \frac{\pi}{2} - \varphi_1 - \varphi^{(0)})$$

Die aufgrund der hydraulischen Kräfte entstehenden Momente M_{w_i} haben, ebenfalls bezogen auf den Schwerpunkt jedes Beingliedes (Bild 7), die Form

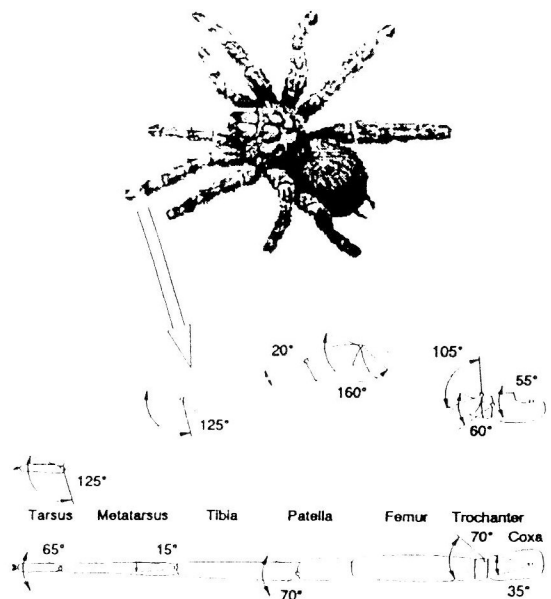


Bild 3. Anatomie des Spinnenbeins

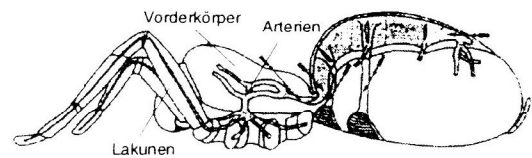


Bild 4. Gefäßsystem der Spinne (Paul, 1995)

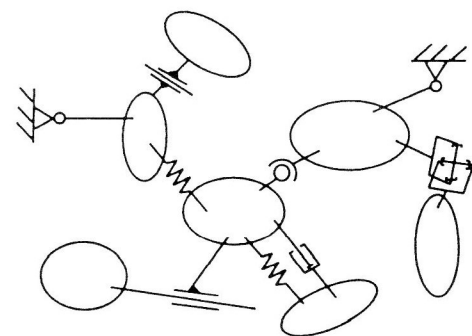


Bild 5. Mehrkörpersystem

$$M_{w0} = -\rho \frac{\dot{V}_0^2 l_0}{A_0} \frac{1}{2} \sin\left(\frac{\pi}{2} - \varphi_0\right) - \frac{\sqrt{2}}{2} \frac{l_0}{2} A_0 p_0$$

$$M_{w1} = -\rho \frac{\dot{V}_1^2 l_1}{A_1} \frac{1}{2} \sin(\varphi_0 - \varphi_1) - \frac{\sqrt{2}}{2} \frac{l_1}{2} A_1 p_1$$

$$M_{w2} = -\frac{\sqrt{2}}{2} \frac{l_2}{2} A_2 p_2$$

Die Berechnung der Drücke p_1, p_2 erfolgt mit Hilfe der Poiseuilleschen Formel unter Berücksichtigung der Volumenströme für das Femur und für das Patella-Tibia-Glied (Bild 7)

$$p_1 = p_0 - 3 \frac{8\mu}{\pi a_0^4} l_0 \dot{V}_0$$

$$p_2 = p_1 - 3 \frac{8\mu}{\pi a_1^4} l_1 \dot{V}_1$$

$$\dot{V}_0 = (\pi r_0^2) r_0 (\dot{\varphi}_1 - \dot{\varphi}_0) + (\pi r_1^2) r_1 (\dot{\varphi}_2 - \dot{\varphi}_1)$$

$$\dot{V}_1 = (\pi r_1^2) r_1 (\dot{\varphi}_2 - \dot{\varphi}_1)$$

Die resultierenden Momente M_{Zik} aus den Schnittkräften lauten

$$M_{Z21} = F_X \frac{l_2}{2} \cos \varphi_2 - F_Y \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2$$

$$M_{Z2B} = N_X \frac{l_2}{2} \cos \varphi_2 - N_Y \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2$$

$$M_{Z10} = P_X \frac{l_1}{2} \cos \varphi_1 - P_Y \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1$$

$$M_{Z12} = F_X \frac{l_1}{2} \cos \varphi_1 - F_Y \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1$$

$$M_{Z01} = P_X \frac{l_0}{2} \cos \varphi_0 - P_Y \frac{l_0}{2} \sin \varphi_0$$

$$M_{Z0K} = K_X \frac{l_0}{2} \cos \varphi_0 - K_Y \frac{l_0}{2} \sin \varphi_0$$

Die Schnittkräfte zwischen den Beingliedern lassen sich aus den Impulssätzen für die drei beweglichen Beinteile und für den Spinnenkörper herleiten.

$$N_Y = -m_2 \ddot{x}_2 + m_2 g + F_Y - p_2 A_2 \sin\left(\frac{\pi}{4} - \varphi_2\right)$$

$$N_X = -m_2 \ddot{y}_2 + F_X + p_2 A_2 \cos\left(\frac{\pi}{4} - \varphi_2\right)$$

$$F_Y = -m_1 \ddot{x}_1 + m_1 g + P_Y + F_{wNl} \sin \varphi_1 - F_{wTl} \cos \varphi_1$$

$$F_X = -m_1 \ddot{y}_1 + P_X - F_{wNl} \cos \varphi_1 - F_{wTl} \sin \varphi_1$$

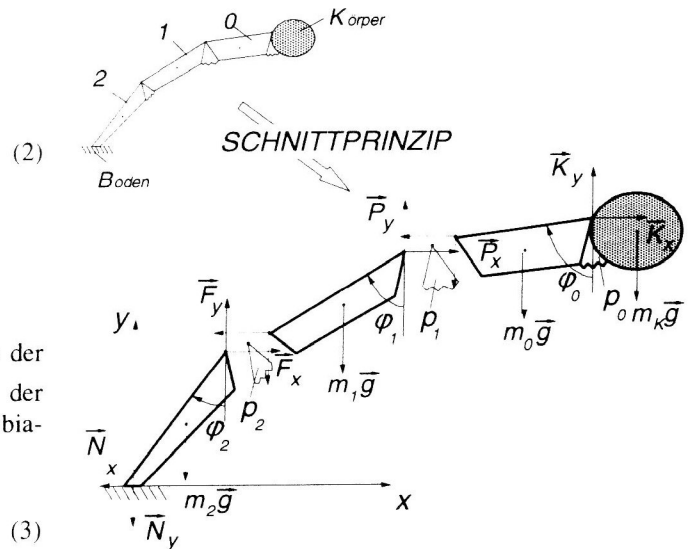


Bild 6. Mechanisches Modell des Spinnenbeins mit eingepägten Kräften und Schnittkräften

(4)

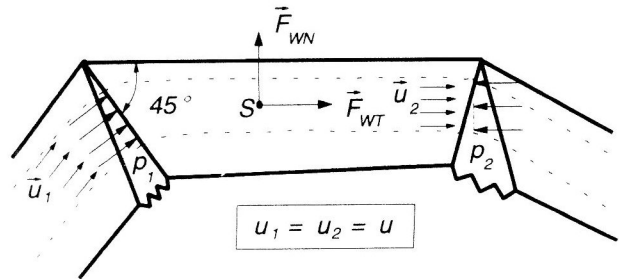


Bild 7. Hydraulische Kräfte, Drücke und Strömungsgeschwindigkeiten in einem Beinglied

(5)

$$P_Y = -m_0 \ddot{x}_0 + m_0 g + K_Y + F_{wN0} \sin \varphi_0 - F_{wT0} \cos \varphi_0$$

$$P_X = -m_0 \ddot{y}_0 + K_X - F_{wN0} \cos \varphi_0 - F_{wT0} \sin \varphi_0$$

$$K_Y = -m_K \ddot{x}_K - m_K g \quad K_X = -m_K \ddot{y}_K$$

F_{wNi} bzw. F_{wTi} sind die Kräfte der Hämolymphe auf die Beinglieder (Bild 7)

$$F_{wT} = -\rho V_1 u (1 - \cos(\varphi_0 - \varphi_1)) + A_1 \frac{\sqrt{2}}{2} p_1$$

(7)

$$F_{wN} = \rho V_1 u \sin(\varphi_0 - \varphi_1) + A_1 \left(\frac{\sqrt{2}}{2} p_1 - p_2 \right)$$

Die Gleichungen (1)-(7) bilden unter Beachtung der geometrischen Zusammenhänge (8)

$$y_1 = l_0 \cos \varphi_0 + \frac{l_1}{2} \cos \varphi_1 \quad x_1 = l_0 \sin \varphi_0 + \frac{l_1}{2} \sin \varphi_1$$

(8)

$$y_2 = l_0 \cos \varphi_0 + l_1 \cos \varphi_1 + \frac{l_2}{2} \cos \varphi_2 \quad x_2 = l_0 \sin \varphi_0 + l_1 \sin \varphi_1 + \frac{l_2}{2} \sin \varphi_2$$

ein System von 11 Differentialgleichungen für die Winkelfunktionen $\varphi_0, \varphi_1, \varphi_2$ und die Schnittreaktionen $N_X, N_Y, F_X, F_Y, K_X, K_Y, P_X, P_Y$.

3 Bestimmung der Systemparameter

Ein Modell ist nur so gut, wie die Genauigkeit der darin enthaltenen Parameter. Deshalb spielt die Ermittlung der Systemparameter im Zusammenhang mit Simulationsaufgaben eine wesentliche Rolle. Die aus der Ingenieurpraxis bekannten Schwierigkeiten der Parameteridentifikation werden am biologischen System noch größer, weil eine Vielzahl bekannter Meßmethoden nur bedingt oder gar nicht anwendbar ist. Für das Spinnenbein gelang es, die Geometrie- und Trägheitsparameter am Objekt exakt zu messen. Für die Ermittlung der dynamischen Kenngrößen Dämpfungskonstante k und Steifigkeit c sind spezielle Experimente realisiert bzw. Ergebnisse nachgenutzt worden. Das Femurglied eines Beines wurde mit einer Mikroliterspritze mit rechnergesteuertem Schrittmotorantrieb (Bild 8) verbunden. Mit Hilfe eines zwischengeschalteten Miniaturdruckmeßwandlers und der Auswertung von Videoaufzeichnungen gelang es, Druck-Zeit- bzw. Winkel-Zeit-Funktionen zu ermitteln und so einen Ansatz für die Funktion p_0 zu finden (siehe dazu Abschnitt 4). Das Bild 9 zeigt die am Versuchsaufbau gemessene bzw. für ein Modell mit dem Freiheitsgrad eins berechnete Funktion $\varphi(t)$.

Die Dämpfungskonstante wurde aus einem "Ausschwingversuch" am gleichen Aufbau ebenfalls experimentell ermittelt: $k \approx 4 \cdot 10^{-6} \text{ kg m}^2 \text{ s}^{-1}$. Untersuchungen von Blickhan (1985) bildeten die Grundlage für die Approximation einer linearen Federkennlinie (in erster Näherung) mit der Steifigkeit $c \approx 3,7 \cdot 10^{-5} \text{ Nm rad}^{-1}$.

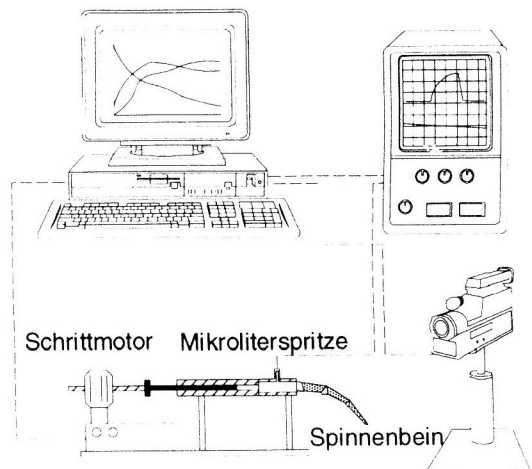


Bild 8. Versuchsaufbau

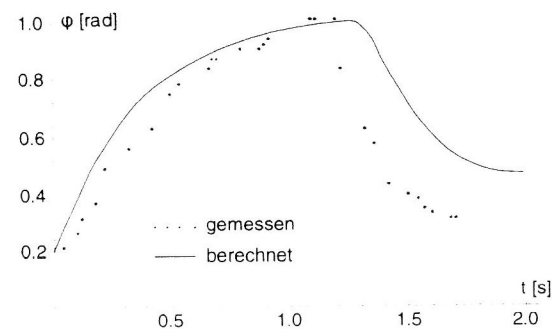


Bild 9. Winkel-Zeit-Funktion für ein Gelenk

4. Sprung einer Spinne

4.1 Numerische Analyse der Modellgleichungen

Besonders eindrucksvoll wird die Leistungsfähigkeit des hydraulischen Antriebssystems im Bein beim Sprung der Spinne deutlich. Nicht zuletzt aus diesem Grund wird diese spezielle Bewegung zum Gegenstand der Untersuchungen (z.B. Parry (1959), Bild 10). Ein Sprungvermögen besitzen die meisten Spinnen. Das Abstoßen vom Boden wird vom 3. oder 4. Beinpaar gewährleistet. Die Vorderbeine werden kurz vor dem Abspringen hochgehoben. Durch den im Vorderkörper erzeugten Druckimpuls fließt die Hämolymphe in die Lakunen der Hinterbeine, wodurch diese rasch gestreckt werden. Der Sprung läßt sich in 3 Phasen zerlegen. Die erste Sprungphase (Absprungphase) beginnt mit der Einnahme der Anfangslage durch die Spinne und endet in dem Moment, in dem die Spinne den Kontakt mit dem Boden verliert. Hier beginnt die zweite Phase (Flugphase), die mit dem Wiederherstellen des Bodenkontaktes der Spinne endet. Damit wird die dritte Phase (Landephase) eingeleitet. Für die hier betrachteten zwei ersten Phasen gelten folgende dem realen biologischen System weitgehend nachempfundenen Annahmen:

1. Der Sprung erfolgt nur durch den hydraulischen Mechanismus (ohne Muskeleinwirkung).
2. Nur drei Gelenke sind beweglich (Trochanter-Femur-Gelenk, Femur-Patella-Gelenk und Tibia-Metatarsus-Gelenk).
3. Die Orientierung des Körpers bleibt während der Absprungphase immer horizontal.
4. Das Sprungproblem wird als ebenes Problem betrachtet.
5. Der Absprung wird mit dem 4. Beinpaar realisiert.

Mit dem Druck $p_0 = 70 \cdot \sin(0,8 + 4\pi t)$ [kPa]

und den Anfangsbedingungen

$$\begin{aligned} \varphi_0(0) &= 3.1 & \dot{\varphi}_0(0) &= 0 \\ \varphi_1(0) &= 1.4 & \dot{\varphi}_1(0) &= 0 \\ \varphi_2(0) &= 0.4 & \dot{\varphi}_2(0) &= 0 \end{aligned} \quad (10)$$

wurden die im Abschnitt 2 aufgestellten Modellgleichungen numerisch integriert. Man erhält dabei die im Bild 11 dargestellten Kurven für die Funktionen $\varphi_0(t)$, $\varphi_1(t)$ und $\varphi_2(t)$ und die Drücke $p_1(t)$ und $p_2(t)$. Durch den Druck p_0 wird das Femur-Glied in positiver Richtung gedreht, und der Winkel zwischen Femur und dem Patella-Tibia-Glied wächst. Das Volumen in der Membran zwischen den beiden Beingliedern wird größer. Dies bewirkt eine Verminderung des Druckes p_1 und damit gleichzeitig des Druckes p_2 . Daraus resultiert die Verkleinerung des Winkels zwischen dem Patella-Tibia- und Metatarsus-Tarsus-Glied. Das von der Membran bestimmte Volumen in diesem Gelenk vermindert sich folglich und führt wieder zu einem Anstieg des Druckes p_2 , was schließlich (ab einem bestimmten Wert) zur Vergrößerung des Winkels $\varphi_2(t)$ führt. Die Simulation

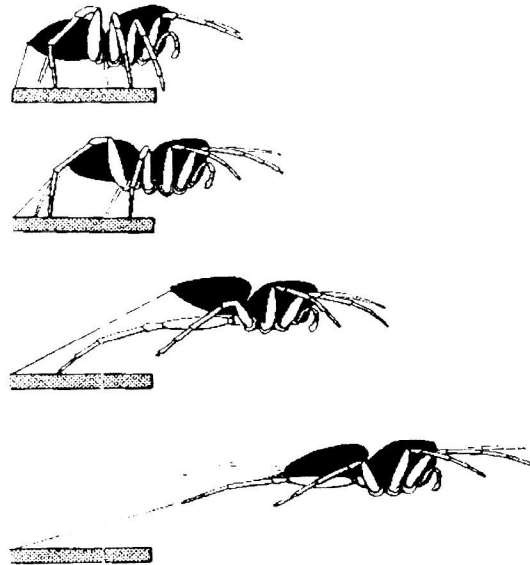


Bild 10. Spinnensprung in der 1. und 2. Phase (Parry, 1959)

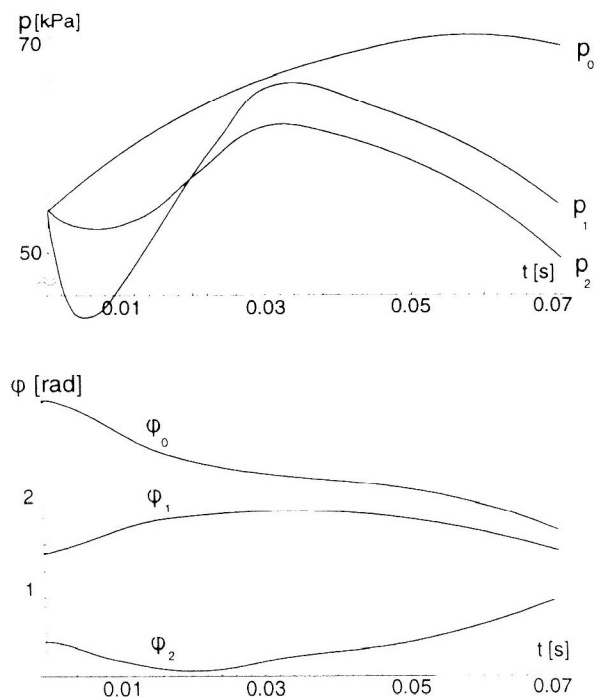


Bild 11. Funktionen $p_i(t)$ und $\varphi_i(t)$

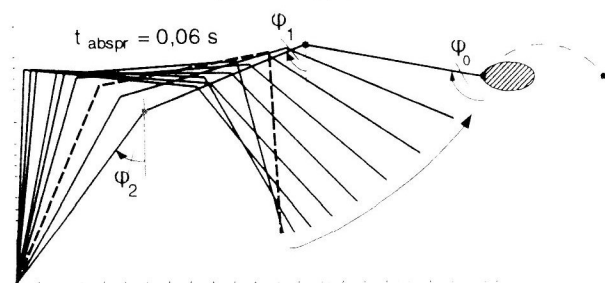


Bild 12. Simulation der Absprungphase

des Bewegungsvorganges zeigt das Bild 12 (Anfangslage = unterbrochene Linie). Die Analyse der Modellgleichungen ermöglicht die Beantwortung weiterer Fragen.

1. Welche Ausgangsstellung ergibt eine maximale Absprunggeschwindigkeit ?

2. Kann die Spinne senkrecht nach oben springen ?

Für die Lösung beider Aufgaben wurden nach der Formulierung problemspezifischer Funktionale entsprechende Optimierungsprobleme mit Hilfe eines Newton-Verfahrens gelöst.

Gesucht wird die Anfangslage φ_0^* , φ_1^* , φ_2^* mit $\varphi_0(0) = \varphi_0^*$, $\varphi_1(0) = \varphi_1^*$, $\varphi_2(0) = \varphi_2^*$, die das Funktional

$$F(\varphi_0^*, \varphi_1^*, \varphi_2^*, t_{abspr}) = v_x^2(\varphi_0^*, \varphi_1^*, \varphi_2^*, t_{abspr}) + v_y^2(\varphi_0^*, \varphi_1^*, \varphi_2^*, t_{abspr}) \quad (11)$$

maximiert

$$F(\varphi_0^*, \varphi_1^*, \varphi_2^*, t_{abspr}) \Rightarrow Max .$$

Als Startpunkt dient die Anfangslage (10). Die Absprunzeit t_{abspr} für das Funktional (11) wird für jeden Iterationspunkt aus der Bedingung $N_y = 0$ (siehe Gleichungen (6)) gefunden. Im Bild 13 ist die Bewegung aus der so ermittelten Anfangslage dargestellt. Die Spinne entwickelt beim Absprung eine Geschwindigkeit von $v = 0,8 \text{ m/s}$ mit einer im Vergleich zur Anfangslage (10) vergrößerten Absprunzeit $t_{abspr} = 0.08 \text{ s}$.

Zur Beantwortung der zweiten Frage wurde eine ähnliche Vorgehensweise gewählt. Das Optimierungsproblem lautet jetzt:

$$L(\varphi_0^*, \varphi_1^*, \varphi_2^*, t_{abspr}) = v_x^2(\varphi_0^*, \varphi_1^*, \varphi_2^*, t_{abspr}) \Rightarrow Min$$

Aus der gleichen Ausgangslage (10) heraus werden die neue Startlage iterativ gewonnen (im Bild 14 unterbrochene Linie) und anschließend die Modellgleichungen integriert. Die Absprunphase bei vertikalem Sprung zeigt Bild 14.

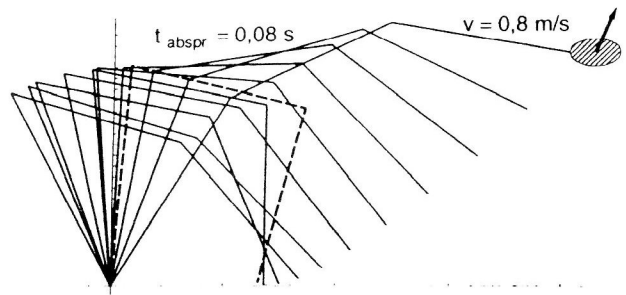


Bild 13. Bewegung aus der Anfangslage (unterbrochene Linie) mit der höchsten Absprunggeschwindigkeit

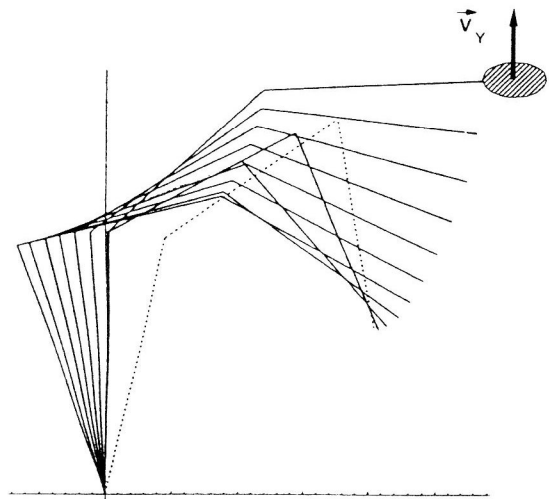


Bild 14. Vertikaler Absprung (Anfangslage als unterbrochene Linie)

4.2 Simulation der Sprungbewegung der Spinne mit der Software Alaska 2.3

Stand der Technik ist die rigorose Computersimulation des dynamischen Verhaltens von Mehrkörpersystemen. Diese Aussage gilt nicht nur für die klassischen MKS-Modelle in der Maschinen-/Fahrzeugdynamik oder in der Robotertechnik, sondern in zunehmendem Maße auch für Untersuchungen in der Biomechanik. Unter Computersimulation der Dynamik von Mehrkörpersystemen wird die automatische Gewinnung qualitativer und quantitativer Aussagen über das dynamische Verhalten eines MKS verstanden.

Die Analyse der Sprungbewegung der Spinne wurde deshalb mit der MKS-Software Alaska 2.3 (Advanced Lagrangian Solver in Kinetic Analysis) realisiert. Die Software stellt für **nichtlineare** Berechnungsaufgaben folgende Funktionen bereit:

- numerische Generierung der nichtlinearen Bewegungsgleichungen (Lagrangesche Gleichungen 2. Art)
- Zeit-Integration der nichtlinearen Bewegungsgleichungen (Berechnung der verallgemeinerten Koordinaten, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen)
- Berechnung weiterer, das MKS charakterisierender Größen (z.B. Winkelgeschwindigkeiten, Gelenkreaktionskräfte und -momente, Feder- bzw. Dämpferkraft der Kraftkoppellemente)
- weitere Auswertemöglichkeiten durch Frequenzanalysen mit FFT und Berechnung statistischer Größen.

Für die **lineare** Systemanalyse erzeugt Alaska 2.3 automatisch die linearisierten Bewegungsgleichungen für kleine Schwingungen um die Ruhelage. Auf deren Basis werden

- Eigenfrequenzen, Abklingkonstanten
- Frequenzanteile der generalisierten Koordinaten
- Eigenschwingungsformen in verallgemeinerten und kartesischen Koordinaten
- alle geforderten Resultate um eine statische Ruhelage ermittelt.

Die Software simuliert die Bewegung von Mehrkörpersystemen mit kinematischer Baumstruktur (Modell des Spinnenbeins) und von Mehrkörpersystemen mit zusätzlichen Zwangsbedingungen. Folgende Klassen von Zwangsbedingungen sind implementiert:

- Vorgabe verallgemeinerter Koordinaten als Funktion der Zeit
- Vorgabe der Koordinaten von Punkten oder der Orientierung von Körpern als Funktion der Zeit
- linearer Zusammenhang zwischen verallgemeinerten Koordinaten
- geschlossene kinematische Ketten (Schließgelenke).

Die letztgenannte mechanische Struktur bildet dabei die Grundlage für die Simulation der Sprungbewegung des vollständigen Spinnenkörpers. Neben dem Starrkörpermodell können auch massebehaftete elastische Balken mittels sogenannter Superelemente in das mechanische Modell einbezogen werden.

Um die Ergebnisse des Abschnittes 4.1 mit den Alaska-Simulationen zu vergleichen, wurde zunächst das Modell für nur ein Spinnenbein aufgestellt und analysiert. Für die Erfassung des hydraulischen Teilsystems (Kräfte (7) und Momente (2)) sind spezielle Kraftgesetze im Eingabefile implementiert worden. Die sehr gute qualitative und quantitative Übereinstimmung der Ergebnisse (siehe Bilder 11/12 und 15/16) bestätigten die korrekte Modellbildung in Alaska. Darauf aufbauend wurde neu in die Untersuchung das dynamische Verhalten des Systems in der 2. Sprungphase aufgenommen. Die aus der vorwärtsdynamischen Modellierung des Bewegungssystems ermittelten Reaktionskräfte N_x, N_y (Bild 17) wurden dazu als eingeprägte Kräfte in das Eingabefile für die Sprungsimulation integriert. Für derartige Manipulationen bietet das System Alaska 2.3 nutzerfreundliche Tools, wie z.B. die syntaxgerechte Ausgabe von numerischen Resultaten für die Nutzung in weiteren Simulationsrechnungen.

Eine dem realen biologischen System adäquatere und zugleich anschaulichere Darstellung ermöglicht das entwickelte 3D-Modell der Spinne (Bild 18). Anhand dieses Modells erfolgte die Simulation der Bewegung der Spinne in der ersten und zu Beginn der zweiten Sprungphase. Das Bild 19 zeigt 4 Bewegungssequenzen innerhalb der Sprungzeit von 0,062 Sekunden.

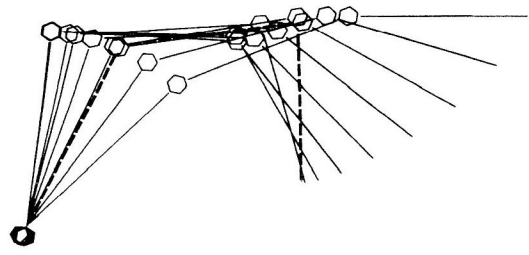


Bild 15. Simulation der ersten Sprungphase

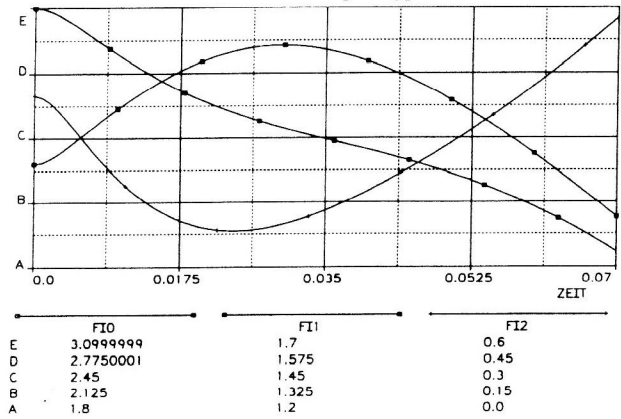


Bild 16. Winkel-Zeit-Funktionen $\varphi_i(t)$

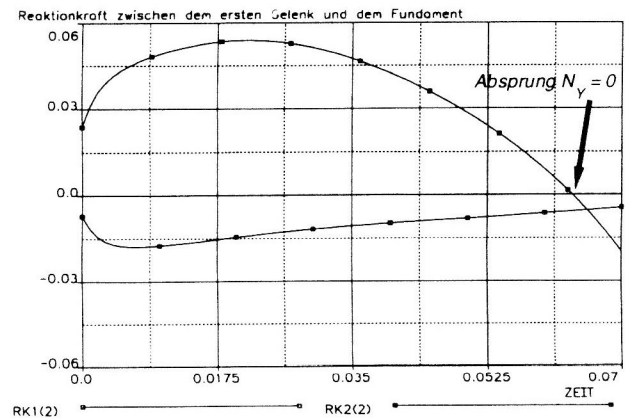


Bild 17. Reaktionskräfte N_x, N_y

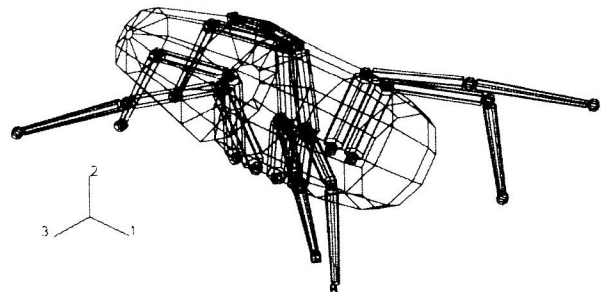


Bild 18. 3D-Modell der Spinne

5 Zusammenfassung

Für das Verständnis der integrierten Funktionsmechanismen der Bewegungserzeugung bzw. -übertragung in der lebenden Natur bilden die mathematische Modellierung und die dynamische Simulation ausgewählter biologischer Bewegungssysteme auf unterschiedlichen, problemangepaßten Modellierungsebenen ein wesentliches Werkzeug. Unter Beachtung des Abstraktionsgrades der Modellierung werden technisch umsetzbare Wirkprinzipien und Konstruktionslösungen für den Ingenieur herausgearbeitet. Die Untersuchungsergebnisse zeigen, daß eine realitätsnahe Simulation der Sprungbewegung einer Spinne auf der Basis eines Starrkörpermodells unter Einbeziehung des hydraulischen Antriebssystems möglich ist. Die Analyse der Lokomotion komplexer biologischer Bewegungssysteme erfordert spezielle Modellierungswerkzeuge, die von der Software Alaska 2.3 bereitgestellt werden. Wie schon von Friedrichs (1994) bei der Untersuchung von Hexapoden angeführt, erscheint es auch im Zusammenhang mit den effizienten Antriebssystemen der Spinne sinnvoll, den eigentlich für lokomotorische Aufgaben entwickelten Bewegungsapparat für die Manipulation in der Mikrotechnik zu nutzen. Insgesamt sollen die vorgestellten Untersuchungen einen Beitrag für die Entwicklung technischer Formalismen zur Analyse und Beschreibung hydroskelettaler Gefüge und hydraulischer Bewegungsübertragung von wirbellosen Tieren und für deren Anwendung in miniaturisierter Technik leisten.

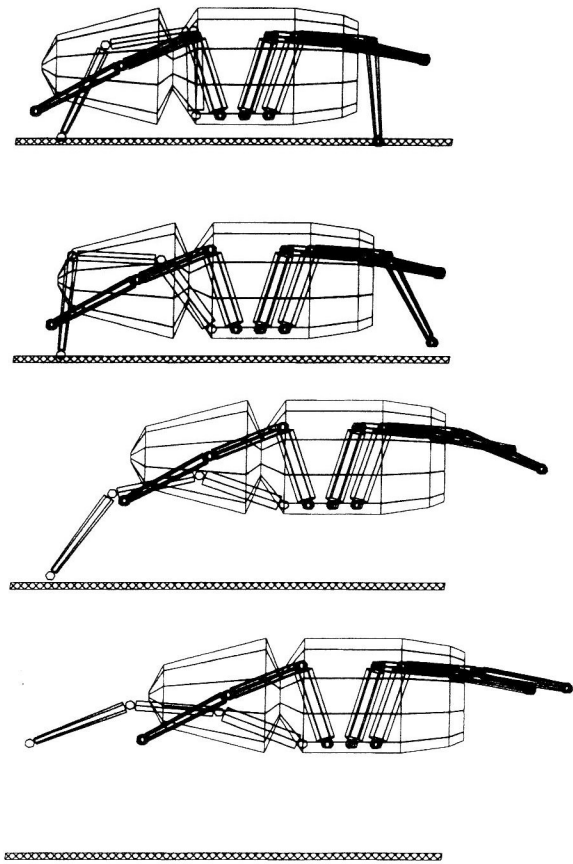


Bild 19. Vier Bewegungssequenzen beim Sprung der Spinne

6 Literatur

1. Blickhan, R.; Barth, F.G.: Strains in the exoskelett of spiders. J. Comp. Physiol. (1985) 157, pp. 115-147.
2. Bögelsack, G; Kallenbach, E.; Linnemann, G.: Roboter in der Gerätetechnik. Verlag der Technik, Berlin, (1984).
3. Bohmann, L.; Schilling, C.: Zum hydraulischen Mechanismus des Spinnenbeins. Workshop-Biomechanik, Frankfurt/M., 10.-11.4.1996.
4. Fischer, O.: Über die Bewegungsgleichungen räumlicher Gelenksysteme. Abhandl. d. K. S. Gesellsch. d. Wiss., XXIX Bd., (1905), S. 267-354.
5. Friedrichs, A.: Computersimulation von biologischen Prinzipien der Bewegungsgenerierung mit der Software Alaska 2.0., Diplomarbeit, TU Ilmenau, (1994).
6. Parry, D.A.; Brown, H.J.: The jumping mechanism of salticid spiders. J. exp. Biol., 36 (1959), pp.654-664.
7. Paul, R. J.; Bihlmayer, S.: Circulatory physiology of a tarantula. Zoology 98 ,(1995), pp.69-81.
8. Zimmermann, K.; Petkun, S.: Modellierung und Simulation der Verformung stoffkohärenter nachgiebiger Mechanismen (Compliant Mechanisms). Technische Mechanik, Bd. 15, Heft 4,(1995), 295-302.

Die Autoren danken Herrn Prof.Dr. R. Blickhan für den wissenschaftlichen Anstoß und die kritische Begleitung der Themenbearbeitung. Die Untersuchungen erfolgen im Rahmen des Innovationskollegs "Bewegungssysteme", gefördert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG).

Anschrift: Dr.-Ing. Lena Bohmann, Priv.-Doz.Dr.-Ing.habil. Klaus Zimmermann, Technische Universität Ilmenau, Fakultät für Maschinenbau, PF 100565, D-98684 Ilmenau/Thüringen