

3 Konstruktive Adaption von Sensorik am Körperelement Kopf

Die koordinierte Bewegung von Körperteilen und Gliedmaßen des Menschen basiert auf angeborenen und antrainierten Bewegungsfolge-Mustern, die teils bewusstseinsgesteuert, teils vegetativ bedingt ablaufen. Störungen physischer oder psychischer Parameter können zu motorischen Fehlfunktionen - so genannten *Dyskinesien* - unterschiedlichster Art führen, die in Form unphysiologischer neuronaler Aktivierung z. B. als *Tremor* (Zittern in Folge rhythmischer Kontraktionswechsel von Muskeln), *Akinese* (auffällige Bewegungshemmung), *Rigor* (andauernde oder rhythmische Sperre des Bewegungsablaufs) etc. einzeln oder in Kombination zu Tage treten [PSC-98], [SCH-97]. Die bekannteste Erkrankung, in deren Folge alle genannten Arten von Dyskinesien auftreten können, ist Morbus Parkinson (auch Parkinson-Syndrom).

Die den menschlichen Kopf betreffenden Dyskinesien werden mit dem Sammelbegriff *Torticollis* (lat.: verdrehter Hals) bezeichnet. Die verschiedenen Formen des Torticollis betreffen Fehlbewegungen, die einen großen Teil der möglichen Bewegungsfähigkeit und Bewegungsdynamik des Kopfes abdecken.

Für die Diagnose und Therapieüberwachung zugehöriger Erkrankungen sind derzeit keine Verfahren bekannt, die über die subjektive Beurteilung durch den behandelnden Arzt und einfache statische Vermessung hinausgehen. Ein sensorgestütztes Mess- und Aufzeichnungssystem, das mit hinreichender Genauigkeit und Dynamik erstmals Kopfbewegungen richtungstrennt erfassen kann, ist die Basis für einen quantitativen Vergleich von Krankheitsverläufen und -intensitäten und kann helfen, bezifferbare Ursache-Wirkungs-Schemata und damit neue Erkenntnisse auf diesem Gebiet zu gewinnen.

3.1 Bewegungsverhalten bei spastisch bedingtem Torticollis

3.1.1 Krankheitsbilder und Ausprägung

In Deutschland sind etwa 80.000 Personen jeden Alters von organischen neurologischen Bewegungsstörungen (Dystonien) betroffen, wovon über 6.000 reine Torticollis-Fälle sind [MER-03].

Seiner Wortbedeutung nach beschreibt der Begriff Torticollis nur das Symptom, nicht jedoch die Ursachen der jeweiligen Erkrankung. Diese können angeboren oder aber in späteren Jahren erworben sein. Wenige Formen des Torticollis sind psychogen (psychisch bedingte Tics), während in den überwiegend meisten Fällen organische Ursachen das Krankheitsbild bestimmen. Muskuläre Fehlbildungen und Tonien (Spannungsfehlzustände), Knochen- und Wirbeldeformationen sowie gehör- und gesichtssinnbedingte Kompensationsreaktionen sind als wichtigste Ursachen bekannt [LEE-95], [PET-01]. Neben operativen Eingriffen kommen als therapeutische und unterstützende Maßnahmen medikamentöse [MOO-03] und krankengymnastische (auch bewegungstherapeutische) Behandlungen als auch orthopädische Hilfsmittel einzeln oder in Kombination – abhängig von der jeweiligen Krankheitsursache und -ausprägung – zur Anwendung [BUN-01], [PET-01].

Der im Folgenden beschriebene gerätetechnische Diagnoseansatz zielt im Wesentlichen auf die Krankheitsformen *Torticollis Spasmodicus* bzw. *Caput Obstipum* und *Tic Rotator* ab, bei denen die Kopfschiefelage einer zeitlichen Dynamik unterworfen ist.

3.1.2 Ableitung von Bewegungskenngrößen und Zielsystemspezifikation

An der Bewegung des Kopfes und des Halses sind zwanzig antagonistische (entgegengesetzt wirkende) Muskelpaare beteiligt. Sie verleihen Kopf und Hals ihre große Beweglichkeit. Von den Grundbewegungen her unterscheidet man bei Torticolliserkrankungen:

- *Rotatorischen Torticollis*,
charakterisiert durch eine Kopfdrehung um eine vertikale (parallel zur Rumpflängsachse ausgerichtete) Achse. Dieser stellt die häufigste Verlaufsform und den Torticollis im eigentlichen Sinne der Wortbedeutung dar.
- *Laterocollis*,
charakterisiert durch eine seitliche Neigung des Kopfes auf die Schulter. Kombinationen aus Torticollis und Laterocollis bilden die zweithäufigste Verlaufsform.
- *Retro- und Anterocollis*,
charakterisiert durch eine frontales Nicken (auch Flexion-Extension) des Kopfes nach

vorn (antero...) oder hinten (retro...). Diese sind seltener auftretende Verlaufsformen des Torticollis.

Es handelt sich also bei allen auftretenden Bewegungsformen um Rotationsbewegungen im Rahmen der physiologischen Beweglichkeitsgrenzen des menschlichen Kopfes bezogen auf den Rumpf. Dies bedeutet für die zu erfassenden Winkelbereiche der zu unterscheidenden Richtungen für die Kopfdrehung ein symmetrischer Drehwinkelbereich von -90° (*rechts*) $< \gamma_{dreh} < +90^\circ$ (*links*), für das seitliche Neigen ein symmetrischer Neigungswinkelbereich von -45° (*links*) $< \beta_{neig} < +45^\circ$ (*rechts*) und für das frontale Nicken ein asymmetrischer Nickwinkelbereich von -60° (*vorne*) $< \alpha_{nick} < +45^\circ$ (*hinten*) unter der Annahme eines rechtsschraubigen Koordinatensystems. Weiterhin können hinsichtlich der physiologischen Gegebenheiten und bekannten krankheitstypischen Ausprägungen Dynamik und Winkelauflösung wie in Bild 3.1 gezeigt, als Restriktionen für ein Messsystem spezifiziert werden.

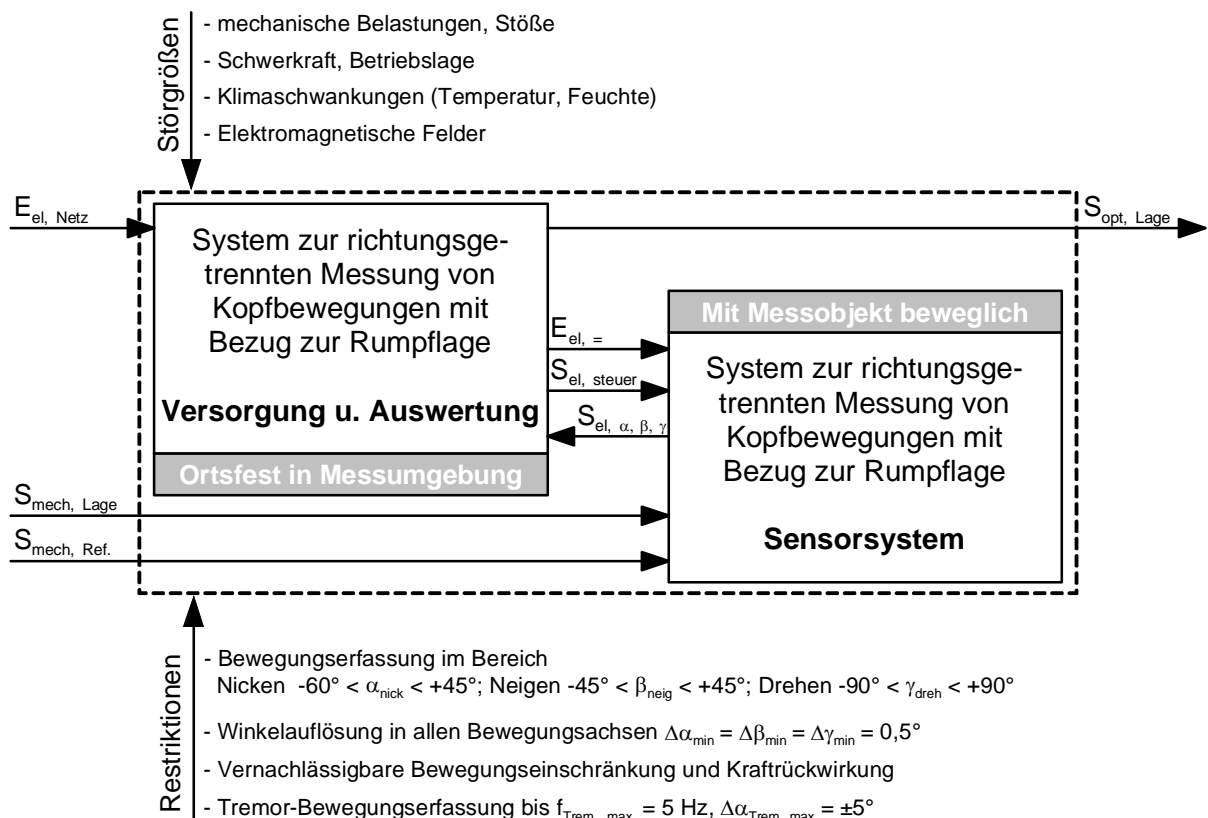


Bild 3.1: Systemgrenzen-Spezifikation und prinzipielle Topologie

E Energie; S Signal; *el* elektrisch; *mech* mechanisch; *opt* optisch; α , β , γ Kopf­lagewinkel

Ein technisches System zur quantitativen Erfassung der Kopfbewegung erfordert unabhängig von der messtechnischen Umsetzung eine verteilte Topologie der Systemkomponenten, da die Lage des Kopfes nicht ohne Bezug zu einem anderen Objekt bzw. zu bekannten Bezugsrichtungen erfasst werden kann. Insofern kann bei der Geräteteilung von einem mit dem Kopf beweglichen *Sensorsystem* auf der einen und einem ortsfesten *Versorgungs-, Signalauswertungs- und Visualisierungssystem* auf der anderen Seite (vergleiche Bild 3.1) ausgegangen werden. Das Spektrum der in Frage kommenden Bewegungsmessverfahren reicht von der mehrachsigen kameragestützten Bildverarbeitungsmetrik [BMB-02] bis zum Einsatz diskreter Einzelsensoren für spezifische Bewegungsparameter. Im Folgenden wird aus Gründen der freieren Beweglichkeit des betroffenen Patienten während der Messung ein sensorgestütztes Messverfahren favorisiert.

3.2 Bezugssysteme und konstruktive Adaptionenvarianten

3.2.1 Grundlegende Vorbetrachtungen für die sensorgestützte Lagemessung

Die Bestimmung der Position eines Körpers kann grundlegend auf zwei verschiedene Arten erfolgen:

1. *Absolut*,

also eine stetige oder diskontinuierliche *Positionsmessung* durch direkte Abstands- und Winkelbestimmung bezogen auf einen in seiner Lage bekannten Referenzpunkt.

2. *Inkremental bzw. differenziell*,

also eine *Positionsberechnung* auf der Basis stetig oder diskontinuierlich gemessener Bewegungsparameter (Wegänderung, Geschwindigkeit, Beschleunigung) in Bezug auf einen zu Beginn der Parametermessung bekannten Referenzpunkt.

Beide Varianten besitzen je nach Anwendungsgebiet spezifische Vor- und Nachteile. So ist die Messgenauigkeit bei Absolutmessung stets konstant, wohingegen sich Messfehler bei Inkremental- bzw. differentiellen Systemen im ungünstigsten Fall mit zunehmender Messdauer summieren. Sie erfordern daher einen periodischen Abgleich der Position, in der Regel realisiert durch gezieltes "Anfahren" einer bekannten Referenzposition. Andererseits ist die Messung von indirekten Wegparametern gemäß Variante 2 technisch meist einfacher lösbar oder erfordert in einigen Fällen sogar keinen direkten mechanischen Be-

zug zum Referenzsystem (z. B. beim seismischen Beschleunigungsaufnehmer), was oft von entscheidendem Vorteil ist.

Im vorliegenden Fall der Kopfbewegungen handelt es sich in erster Näherung um reine Rotationsbewegungen, wobei, wie in den Konstellationen in Bild 3.2 gezeigt, die Rotationsachsen im Allgemeinen keinen gemeinsamen Schnittpunkt besitzen.

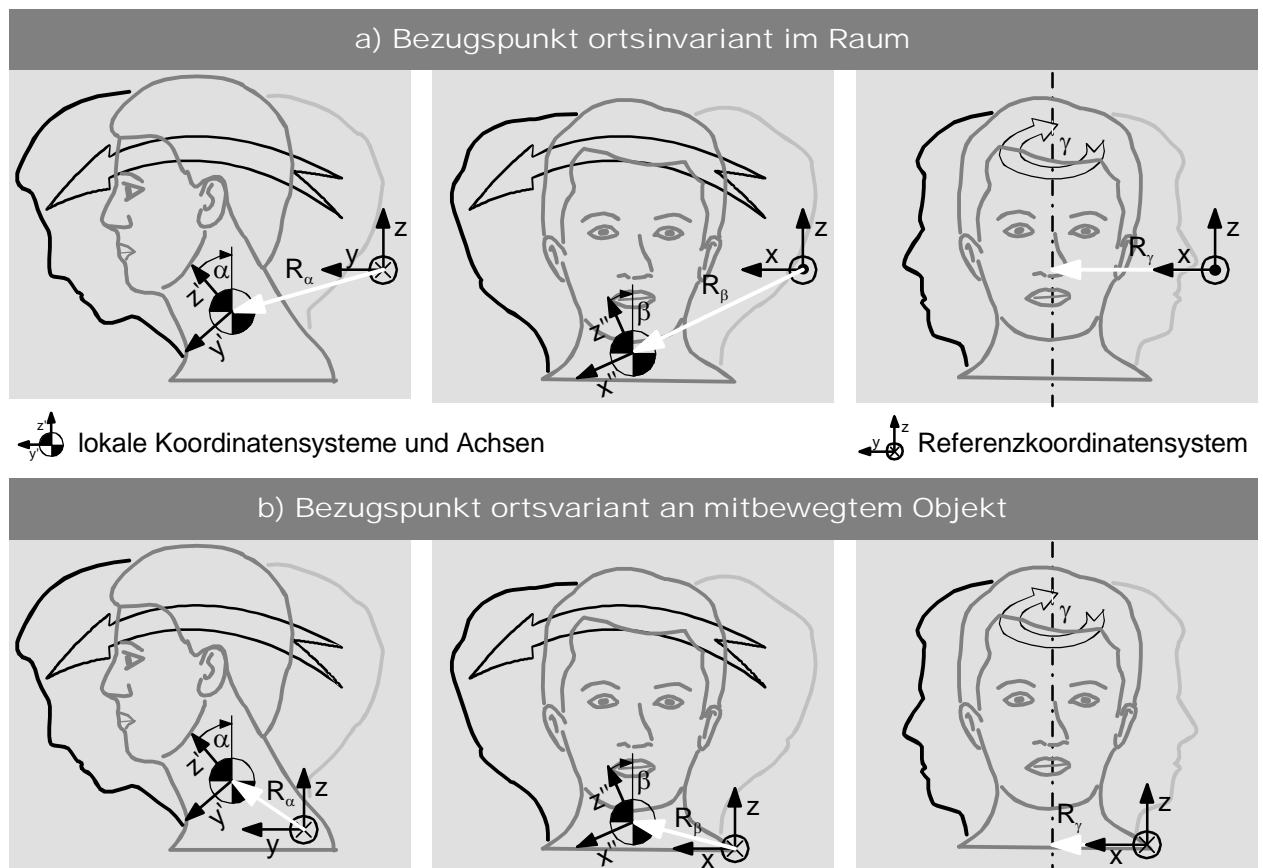


Bild 3.2: Bezugssystemkonstellationen für die Kopflagebestimmung

Somit ergeben sich für die Bezugnahme der möglichen Drehwinkel bis zu drei verschiedene lokale Koordinatensysteme. Bestimmbar werden die Drehwinkel dann durch Translation des jeweiligen lokalen Koordinatensystems entlang der Ursprungsvektoren R_i zu einem weiteren erforderlichen gemeinsamen Bezugskoordinatensystem. Die Winkel α , β und γ ergeben sich dann als Rotationen um die drei kartesischen Koordinatenachsen, die notwendig sind, um die korrespondierenden Achsen von lokalem und Bezugskoordinatensystem in Deckung zu bringen. Ist das Bezugskoordinatensystem ortsfest im Raum – wie im Fall a) in Bild 3.2 – dann ist die Lage des Kopfes absolut bestimmt und damit unabhängig von Bewegungen des Rumpfes. Befindet es sich dagegen – wie im Fall b) in

Bild 3.2 – in oder an einem mitbewegten Körperteil (z. B. dem Rumpf), dann wird die Kopflage relativ zur Lage dieses Körperteils bestimmt, was den Erfordernissen der vorliegenden Anwendung aus medizinischer Sicht am besten entspricht.

3.2.2 Aspekte der konstruktiven Adaption von Sensoren an Kopf und Rumpf

Die mechanische Ankopplung von medizinischen Funktionselementen am Kopf ist ein häufig auftretendes Problem, für das in der Vergangenheit je nach technischen Erfordernissen und Randbedingungen eine Reihe von Lösungen gefunden wurden. Notwendige und bekannte Produktausführungen reichen hierbei von der Brille bis zum Pflaster. In Tabelle 3.1 sind die wichtigsten Befestigungsarten, denen z. T. sehr unterschiedliche Befestigungskonzepte zu Grunde liegen, aufgeführt und ihre spezifischen Vor- und Nachteile benannt.

Tabelle 3.1: Befestigungsarten am Kopf, Anwendungsbeispiele und Präferenzen aus mechanischer und medizinischer Sicht

Befestigungsart	Anwendungsbeispiel	Vorteile	Nachteile
<i>umschließend</i> (nichtinvasiv starr oder flexibel)	Stirnband, Mundschutz, Atemmaske	- lageunabhängige Eignung - sicherer Halt	- ungenaue Positionierung - störender Andruck
<i>klemmend</i> (mit und ohne Feder- spannung)	Hörgerät, Brille, Kopfhörer	- einfache Applikation	- störender Andruck - gering belastbar - lageabhängiger Halt
<i>einhüllend</i> (starr oder flexibel)	Helm, Mütze, Verband	- großflächiger Kontakt - gut positionierbar - sicherer Halt	- atmungsaktive Materialien erforderlich
<i>ein-, durchdringend</i> (invasiv)	Akkupunktur- nadeln, Gewebe- naht	- lageunabhängige Eignung	- gering belastbar - Infektionsrisiko - eingeschränkt dauer- verwendbar
<i>anhaftend</i> (klebend, saugend)	Elektroden (EEG), Pflaster, Saugnapfe	- genau positionierbar - einfache Applikation	- gering belastbar - allergische Reaktionen möglich - eingeschränkt dauer- verwendbar

Für die geplante Anwendung in einem Diagnosegerät sind insbesondere eine leicht und schnell herstell- und trennbare Befestigung, eine genaue Positionierbarkeit und ein guter Halt, eine lageunabhängige Funktion sowie eine risikolose Nutzung von entscheidender Bedeutung. Dies gilt sowohl für die Befestigung der Sensoren als auch für die des Referenzelementes. Daran gemessen kommen nur wenige der in Tabelle 3.1 aufgeführten Prinzipien in Frage.

Im vorliegenden Fall wird als *Sensorträger* ein System mit kombiniert klemmendem und einhüllendem Befestigungsprinzip verwendet, das, obwohl für einen anderen Einsatzfall entwickelt, alle erforderlichen Eigenschaften für die Anwendung bei der Kopfbewegungserfassung besitzt (vergleiche Ansichten in Bild 3.3).

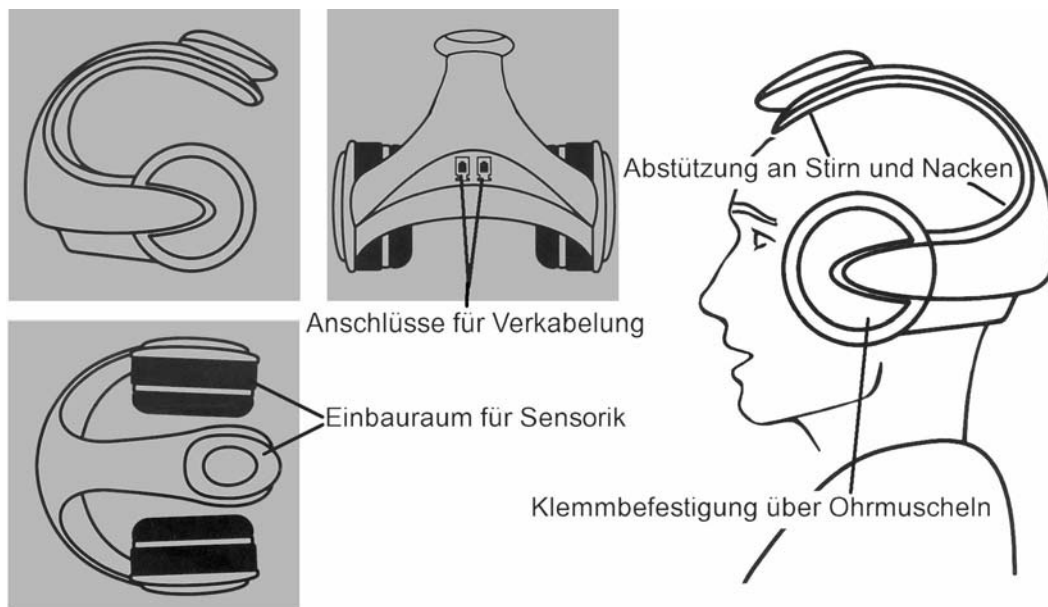


Bild 3.3: Rahmenhelm als Sensorträger für die Kopfbewegungsmessung

Für die Aufnahme von Sensoren und zugehöriger Signalkonditionierungselektronik sind bei einem Rahmenhelm ausreichende Einbau- und Anbaumöglichkeiten vorhanden. Eine im Sinne einer hohen Messgenauigkeit sichere Fixierung am Kopf erfolgt, wie in Bild 3.3 gezeigt, durch eine Vierpunkt-Abstützung an diametral weit auseinander liegenden Schädelpartien im Bereich von Stirn und Nacken sowie ringförmig um beide Ohren. Die Bewegungsfähigkeit des Kopfes wird durch den Rahmenhelm nicht eingeschränkt.

Eine erforderliche elektrische Verkabelung am Helm angebrachter bzw. integrierter Sensoren kann vorteilhaft im Helmrahmen unterhalb der Innenpolsterung verlaufen. Die Ver-

bindung zum stationären Auswertesystem erfolgt über steckbare Zuleitungen im Nackenbereich, so dass hierdurch ebenfalls keine Beeinträchtigung der Bewegung bewirkt wird.

3.3 Kombinierte Inklinometer- und Differentialsensorik zur Lagerfassung

3.3.1 Zweidimensionale berührungslose Neigungsmessung

Unter der Voraussetzung einer aufrechten Körperhaltung des betroffenen Patienten während der messtechnischen Untersuchung der Kopfbewegung stellt die Neigungsmessung auf der Basis eines *Inklinometers* die aufwandsminimalste Möglichkeit der Lagerfassung dar. Ein mechanischer Bezug zu einer Positionsreferenz muss hierbei nicht konstruktiv realisiert werden, sondern ist prinzipbedingt durch die eindeutige Wirkrichtung der Schwerkraft in Flächennormalenrichtung zur Erdoberfläche gegeben. Technisch eingesetzte Inklinometer nutzen vorwiegend entweder ein in einem Gehäuserahmen frei beweglich aufgehängtes Lot oder eine in einem Behälter eingeschlossene Flüssigkeit als Schwerkraftwechselwirkungs-Medium. Die Neigung des Lots bzw. des Flüssigkeitsspiegels in Bezug zum umgebenden Gehäuse kann dann über verschiedene physikalische Effekte erfasst werden. Im vorliegenden Fall hat sich ein zweiachsig messendes galvano-elektrisches Sensorprinzip auf Elektrolytbasis (gemäß Bild 3.4) bewährt.

Der gezeigte Sensor besitzt symmetrische, d. h. in beiden orthogonalen Neigungsrichtungen gleiche Messeigenschaften mit einem Neigungsmessbereich von $-75^\circ < \alpha, \beta < +75^\circ$, einer maximalen Messgenauigkeit von $\Delta\alpha_{min} = \Delta\beta_{min} = 0,003^\circ$ bei einer Wiederholgenauigkeit von $\Delta\alpha_{rep.} = \Delta\beta_{rep.} = 0,1^\circ$ und einer Messdynamik, bestimmt durch eine Einstellzeitkonstante, von $\tau = 100 \text{ ms}$, womit die in Bild 3.1 aufgezeigten Systemanforderungen erfüllt sind.

Die Sensorfunktion beruht auf der neigungsabhängigen Volumenverschiebung eines elektrisch leitenden Fluids zwischen jeweils zwei Elektroden, wodurch eine Variation des elektrischen Widerstands bewirkt wird. Durch die in Bild 3.4 gezeigte orthogonale Anordnung der Elektroden ergeben sich für jede Neigungsrichtung zwei gegensinnig veränderliche Teilwiderstände mit einem zentralen Mittenabgriff. Eine Signalauswertung erfolgt vorteilhaft durch Verschaltung der sich ergebenden Teilwiderstände in Form einer Messbrücke für jede Neigungsrichtung. Um un-

erwünschte kapazitive Effekte des Elektrolyts zu vermeiden, ist eine gleichanteilfreie Wechselspannungsversorgung der beiden Messbrücken in der in Bild 3.4 gezeigten Weise erforderlich.

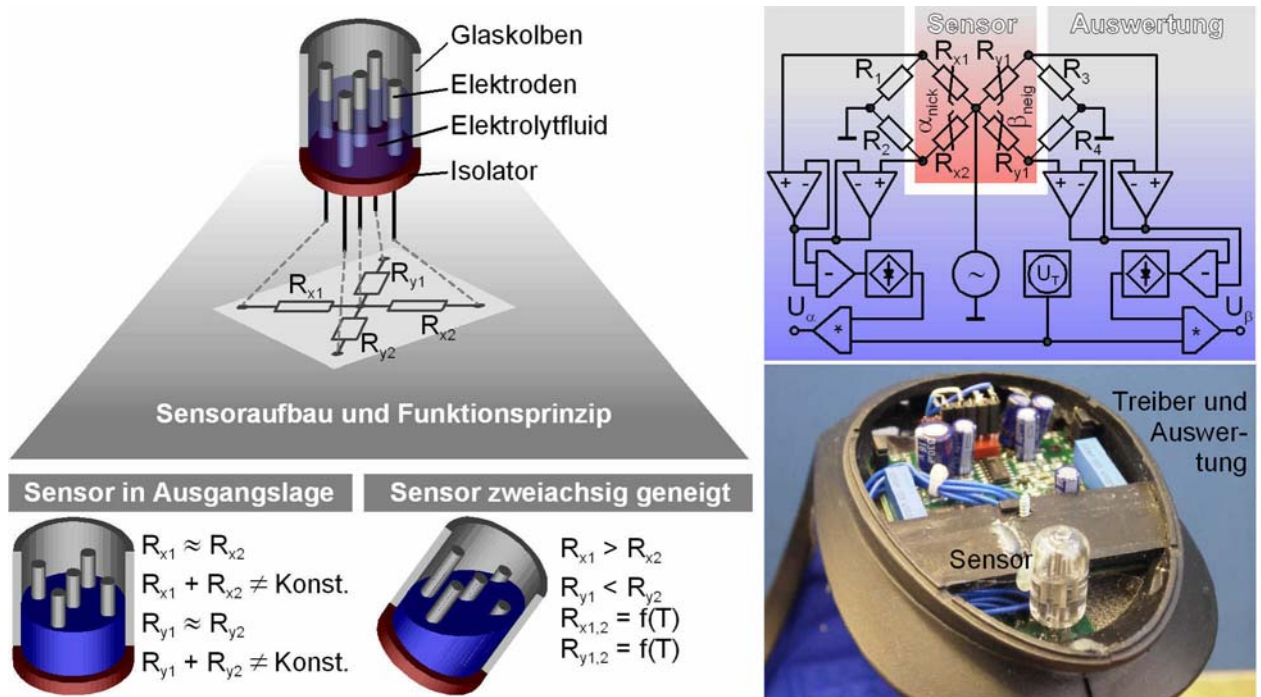


Bild 3.4: Wirkungsweise des 2-achsigen Neigungssensors, Sensoransteuerung, Signalverarbeitung und Integration der Systemkomponenten in den Helm
 $R_1 - R_4$ Festwiderstände, $R_{x1}, R_{x2}, R_{y1}, R_{y2}$ Sensorelementwiderstände, T Temperatur, U_α Signalspannung Nickbewegung, U_β Signalspannung Neigebewegung

Die sich aus der dargestellten Schaltung ergebenden richtungstrennt aufgelösten Ausgangsspannungen U_α und U_β besitzen, wie die Messkurven in Bild 3.5 zeigen, keine lineare Abhängigkeit von den zugehörigen Neigungswinkeln α_{nick} und β_{neig} .

Mit Hilfe einer modifizierten Sigma-Funktion der nachfolgend gezeigten Form

$$\alpha_{nick,N} = \alpha_0 + \frac{k_1}{\left(1 + e^{k_2 \cdot (U_\alpha - U_0)}\right)} \quad (\text{Gl. 3.1})$$

bzw.

$$\beta_{neig,N} = \beta_0 + \frac{k_3}{\left(1 + e^{k_4 \cdot (U_\beta - U_0)}\right)} \quad (\text{Gl. 3.2})$$

als Näherungsfunktionen ist eine geschlossen analytische Beschreibung des Signalverhaltens mit guter Übereinstimmung möglich (vergleiche Kurvenverläufe in Bild 3.5). Die Parameter α_0 , β_0 , U_α , U_β , k_1 , k_2 , k_3 , und k_4 müssen aufgrund produktionsbedingter Ferti-

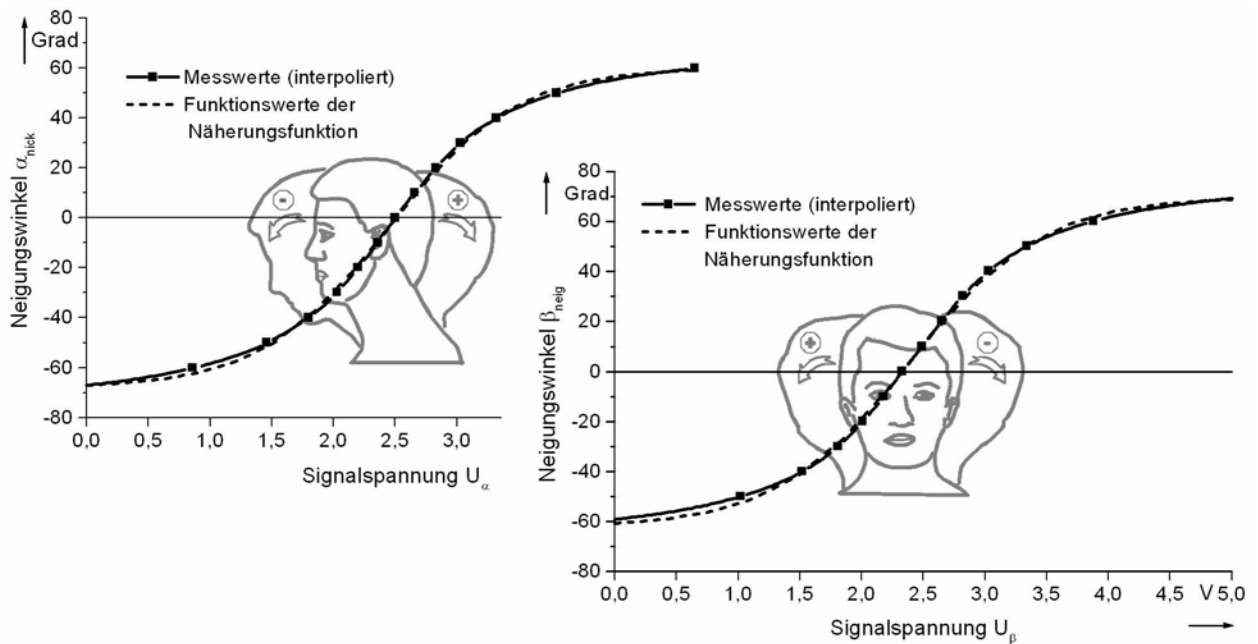


Bild 3.5: Signalverhalten des 2D-Inklinometers – Gegenüberstellung von messtechnisch ermittelten Stützstellen und gefundenen Näherungsfunktionen

gungsschwankungen für jeden Sensor getrennt auf der Basis einer Zahl von n gemessenen Stützstellen und mittels iterativer Parametervariation so ermittelt werden, dass für die Summe des mittleren quadratischen Fehlers gilt:

$$\sum_{i=1}^n (\alpha_{nick,i} - \alpha_{nick,N}(U_{\alpha,i}))^2 \rightarrow Min! \quad (\text{Gl. 3.3})$$

bzw.

$$\sum_{i=1}^n (\beta_{neig,i} - \beta_{neig,N}(U_{\beta,i}))^2 \rightarrow Min! . \quad (\text{Gl. 3.4})$$

Mit Hilfe eines derartigen Sensors sind sowohl Nickbewegungen des Kopfes nach vorne und hinten als auch seitliche Neigebewegungen messbar, nicht aber Drehbewegungen bezogen auf den Rumpf. Außerdem führt prinzipbedingt eine Neigung des Rumpfes nach vorn oder zur Seite zu einem Messfehler, da sich die Neigung des Sensors im Raum ändert, ohne dass sich die Lage des Kopfes in Bezug zum Rumpf geändert haben muss. Um die noch fehlende Drehung des Kopfes zu erfassen und vorgenannte Rumpflageeinflüsse zu minimieren, sind weitere sensortechnische Maßnahmen erforderlich.

3.3.2 Differentialpotentiometrische Drehwinkelmessung

Eine Erfassung der Kopfdrehung kann entweder durch Inertialsensoren, also trägheitsbasierte Messfühler (z. B. Kreiselssysteme oder seismische Beschleunigungsaufnehmer), oder nach dem Triangulationsprinzip, also durch Abstandsmessung (und gegebenenfalls gleichzeitige Winkelmessung), zu zwei bekannten Orten erfolgen. Während Inertialsensoren mit abnehmender Winkelgeschwindigkeit der Drehbewegung zusehends ungenauer werden, bleibt bei auf dem Triangulationsprinzip basierenden Sensoren in der Regel die Winkelauflösung auch bei langsamen Drehraten konstant. Letztere Eigenschaft ist für den vorliegenden Anwendungsfall wesentlich, da bei Torticollis-Erkrankungen keine hohe Bewegungsdynamik zu erwarten ist.

Als einfach elektrisch auszuwertende und zu realisierende Möglichkeit der triangulatorischen Drehwinkelmessung werden nachfolgend am Rahmenhelm befestigte Seilzugsensoren in Verbindung mit einem am Rumpf des Messprobanden im Bereich des Nackens für die Messdauer befestigten Ankerpunkt (Bezugspunkt) verwendet. In Bild 3.6 ist die geometrische Konstellation in mehreren Ansichten dargestellt.

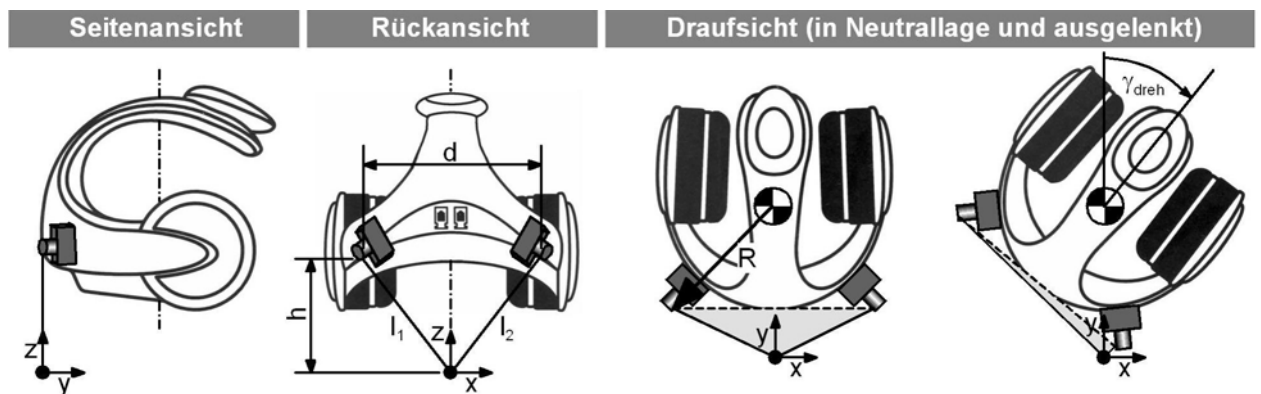


Bild 3.6: Konstellation von Seilzugsensoren in Differentialanordnung zur Drehwinkel-messung

R Seilfußpunktabstand zur Drehachse, $l_{1,2}$ Seilauszugslängen, γ_{dreh} Drehwinkel

Seilzugsensoren sind handelsübliche elektromechanische Bauelemente, die aus einer einlagig mit einem kalibrierten Messseil bewickelten Trommel mit angeflanschem Federantrieb und einem mit der Trommelwelle verbundenen Mehrgangpotentiometer bestehen. Wird das Messseil gegen die Federspannung ausgezogen, versetzt dies die Trommel in

Bewegung, wodurch sich proportional zur Auszugslänge l der abgreifbare elektrische Widerstand R_l verändert. Für den Zusammenhang $R_l(l)$ gilt dann:

$$R_l(l) = R_{l_0} + l \cdot R_l' \quad (\text{Gl. 3.5})$$

Dabei sind R_{l_0} der bei vollständig eingefahrenem Messseil messbare Potentiometerwiderstand $R_l(l = 0 \text{ m})$ und R_l' der auszugslängenunabhängige Widerstandsbelag dR/dl .

Beim Nachlassen des Messseils spult der Federantrieb dieses wieder auf die Trommel auf, so dass das Messprinzip bidirektional funktioniert.

Mit der im Bild 3.6 gezeigten Konstellation von zwei im Abstand $d \approx 140 \text{ mm}$ und unter dem Winkel $\gamma_0 \approx 45^\circ$ symmetrisch am Rahmenhelm hinten befestigten Seilzugsensoren wird in Verbindung mit einer gemeinsamen Seilaufhängung eine Differentialanordnung mit den den Auszugslängen l_1 und l_2 proportionalen Teilwiderständen R_{l1} und R_{l2} realisiert. Die Auszugslängen l_i der jeweiligen Messseile ergeben sich bei reiner Kopfdrehung aus den einzelnen Richtungskomponenten im Bezugssystem des Seilaufhängungspunktes

$$l_{ix} = R \cdot (\cos(\gamma_0 \mp \gamma_{dreh})) , \quad (\text{Gl. 3.6})$$

$$l_{iy} = R \cdot (1 - \sin(\gamma_0 \mp \gamma_{dreh})) \text{ und} \quad (\text{Gl. 3.7})$$

$$l_{iz} = h \quad (\text{Gl. 3.8})$$

mit $i \in \{1,2\}$ und gemäß der Kreisgleichung aus dem Zusammenhang

$$l_i = \sqrt{l_{ix}^2 + l_{iy}^2 + l_{iz}^2} . \quad (\text{Gl. 3.9})$$

Durch Einsetzen der einzelnen Komponenten für jede Raumrichtung in obige Gleichung ergibt sich nach dem Zusammenfassen der Wurzelterme für die Differenz der Auszugslängen $\Delta l = l_1 - l_2$ in Abhängigkeit vom Kopfdrehwinkel γ_{dreh} die Beziehung

$$\Delta l = \sqrt{2R^2 \cdot (1 - \sin(\gamma_0 - \gamma_{dreh})) + h^2} - \sqrt{2R^2 \cdot (1 - \sin(\gamma_0 + \gamma_{dreh})) + h^2} . \quad (\text{Gl. 3.10})$$

Die Funktionsverläufe dieser Gleichung auf der Basis der am Rahmenhelm vorliegenden Geometrien (Parameter R , d und γ_0) und in Abhängigkeit von der zunächst frei wählbaren Höhenlage h der Seilaufhängung sind für diskrete Werte von h im Diagramm in Bild 3.7 aufgetragen. Hierin ist erkennbar, dass mit größer werdendem h der Kurvenverlauf besser

durch eine Gerade approximiert werden kann, gleichzeitig aber auch die Empfindlichkeit der Sensoranordnung sinkt.

Treten neben den Drehbewegungen zusätzliche Nick- und Neigebewegungen des Kopfes auf, so muss der Ansatz aus Gleichung 3.10 entsprechend modifiziert werden. Dabei haben *Nickbewegungen* die gleiche Auswirkung wie eine Variation der Höhenlage h , führen also zu einer *Gleichtaktaussteuerung* beider Seilzugsensoren. Demgegenüber machen sich *Neigebewegungen* des Kopfes zur Seite als *Gegentaktaussteuerung* der Seilzugsensoren bemerkbar, sofern nicht der Bezugspunkt auf der Neigeachse des Kopfes liegt.

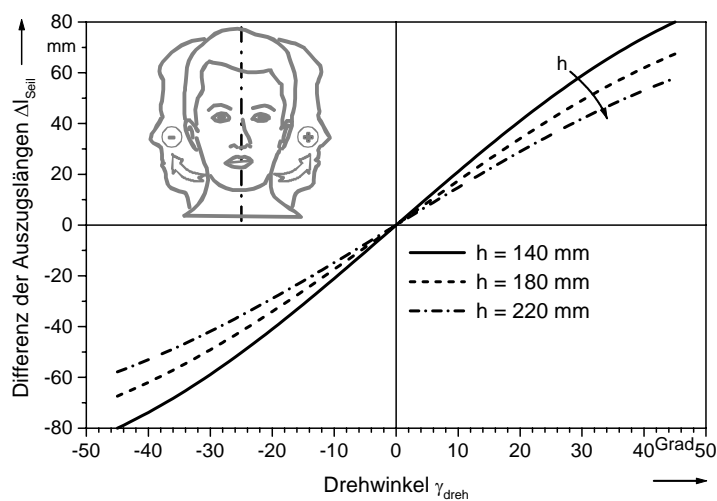


Bild 3.7: Drehwinkelkennlinie des Differentialseilzugsensors in Abhängigkeit von der Höhenlage h des Bezugspunktes am Rumpf

Eine rechnerische Berücksichtigung der Querempfindlichkeiten kann nur unter Kenntnis aller erforderlichen Geometrieparameter (Achslagen, Abstände und Winkel) erfolgen, was in der diagnostischen Anwendung als nicht praktikabel erscheint. Hier muss für die Signalauswertung ein geeignetes Kompensationsverfahren gefunden werden, das den Ansprüchen der messtechnischen Praxis genügt.

3.3.3 Informationsauswertung und erste klinische Ergebnisse

Wie in Kapitel 3.3.1 erläutert, liegen die Winkelinformationen des Neigungssensors bereits als elektrische Spannungen U_α , U_β mit $0 \text{ V} < U_\alpha, U_\beta < 10 \text{ V}$ vor, die unter Kenntnis der in Bild 3.5 gezeigten funktionalen Zusammenhänge eindeutig auf die vorherrschenden Neigungswinkel schließen lassen. Ein Einfluss der Umgebungstemperatur auf die

Sensorsignale wird durch vorgeschaltete Signalverarbeitungs-komponenten (vergleiche Blockschaltung in Bild 3.4) kompensiert.

Die Seilzugsensoren werden als potentiometrische Sensoren mit einer konstanten Betriebsspannung von $U_B = 10\text{ V}$ versorgt. Somit liegen am jeweiligen Potentiometerabgriff bezogen auf das Bezugspotential der Versorgungsspannung die Ausgangsspannungen $U_{\gamma 1}$ und $U_{\gamma 2}$ mit $0\text{ V} < U_{\gamma 1}, U_{\gamma 2} < 10\text{ V}$ an, die den Seilauszugslängen direkt proportional sind. Der Umgebungstemperatureinfluss ist im Temperaturbereich von $-15\text{ }^\circ\text{C} < T < +60\text{ }^\circ\text{C}$ bezogen auf die geforderte Messgenauigkeit vernachlässigbar ($\Delta U_{\gamma}(T_{max})/U_B < 0,5\%$).

Für die Signalauswertung und –darstellung wird ein handelsüblicher Personal Computer (PC) eingesetzt, der mit einer speziellen Signalverarbeitungssteckkarte ausgestattet ist. Im vorliegenden Fall reicht die Verfügbarkeit von vier Analog-Digitalwandler-Eingängen der Steckkarte mit einer Auflösung von 12 Bit für die Wandlung der jeweiligen Sensorspannungen in vom PC verarbeitbare signalproportionale digitale Werte aus. Bild 3.8 gibt einen Überblick über die zur Messung der Kopfbewegung erforderlichen Systemkomponenten.



Bild 3.8: Komponenten des Kopfbewegungs-Messsystems

Die rechentechnische Auswertung der vorliegenden digitalen Signale erfolgt beim gezeigten Prototyp für beide Sensortypen im zyklischen Wechsel mit einer Zyklusdauer von $T_{mess} \approx 40\text{ ms}$, was für die maximale Grenzfrequenz der Signaländerung (gemäß Nyquist-

Kriterium) bedeutet, dass $f_{Signal, grenz} < 12,5 s^{-1}$ gelten muss. Diese Bedingung ist für reale Tremorfrequenzen von Torticollispatienten sicher erfüllt.

Die Bestimmung der Nick- und Neigebewegungen aus den Sensorsignalen des Inklinometers kann auf einfache Weise direkt durch die Berechnungsgleichungen 3.1 und 3.2 erfolgen, sofern die erforderlichen Kalibrierparameter des Sensors, die sensorspezifisch auszumessen sind, zur Verfügung stehen. Für die genaue Quantifizierung der Drehbewegung werden, wie in Kapitel 3.3.2 erläutert, eine Reihe von Parametern benötigt, die von Patient zu Patient und von Messung zu Messung unterschiedlich sind und vor jeder Messung erneut aufwändig bestimmt werden müssen. Unter Verzicht auf eine erhöhte Messgenauigkeit und mit eingeschränktem Winkelmessbereich ist mit Hilfe eines Linearisierungsansatzes eine Signalauswertung möglich, die gänzlich ohne die Kenntnis der Geometrieparameter von Messsystem und Patient auskommt. Hierzu werden in einem Kalibriervorgang vor der eigentlichen Messung - programmtechnisch unterstützt durch eine gezielte Benutzerführung in Form eines so genannten Kalibrierungsassistenten - Sensorwerte bei ausgezeichneten Positionen des Kopfes aufgenommen, zueinander in Beziehung gesetzt und zu Parametern für Approximationsfunktionen und Fehlerkorrekturfaktoren verarbeitet.

Konkret wird *in einem ersten Schritt* aus den Positionen "Mittenlage" ($\gamma_M = 0^\circ$), "Kopf links gedreht" ($\gamma_L = -45^\circ$) und "Kopf rechts gedreht" ($\gamma_R = +45^\circ$) mit den zugehörigen Signalwerten $U_{\gamma_1, M}$, $U_{\gamma_2, M}$, $U_{\gamma_1, L}$, $U_{\gamma_2, L}$, $U_{\gamma_1, R}$, und $U_{\gamma_2, R}$ der Seilzugsensoren eine Geradengleichung für den Kopfdrehwinkel in Rohform (unkompensiert) zu

$$\gamma_{roh} = \frac{(U_{\gamma_1} - U_{\gamma_2} - U_{\gamma_1, M} + U_{\gamma_2, M})}{(U_{\gamma_1, L} - U_{\gamma_2, L} - U_{\gamma_1, R} + U_{\gamma_2, R})} \cdot 90^\circ \quad (\text{Gl. 3.11})$$

ermittelt. Beispielhaft für die Neigungsfehlerkompensation werden *in einem zweiten Schritt* bei den Positionen "Kopf weit links geneigt" und "Kopf weit rechts geneigt" mittels der Seilzugsensoren die zugehörigen Rohwerte $\gamma_{roh, NL}$ und $\gamma_{roh, NR}$ ermittelt und mittels des Neigungssensors die zugehörigen Neigungswinkel β_{NL} und β_{NR} gemessen. Aus diesen Werten ist dann der neigungsfehlerminimierte Kopfdrehwinkel γ_{korr} gemäß

$$\gamma_{korr} = \gamma_{roh} - \left[\frac{\gamma_{roh, NR} - \gamma_{roh, NL}}{2} \cdot \frac{2\beta_{neig}}{\beta_{NR} - \beta_{NL}} \right] \quad (\text{Gl. 3.12})$$

bestimmbar. Eine ähnliche Verfahrensweise erlaubt eine Nickfehlerminimierung. Mit den gezeigten Maßnahmen ist im Drehwinkelbereich von $-40^\circ < \gamma_{dreh} < +40^\circ$ der Winkelmessfehler auf $\Delta\gamma_{err,max} < 2^\circ$ reduzierbar, was sich in der Praxis als ausreichend erwiesen hat.

Die Bedieneroberfläche des Messsystems erlaubt, wie in Bild 3.9 gezeigt, außer der Anzeige aller Winkelmomentanwerte auch das Aufzeichnen, Speichern Drucken und Wiederaufrufen des zeitlichen Verlaufs der Messwerte. Eine Nullageninitialisierung (abhängig von der genauen Helmlage am Kopf) ist neben der Sensorkalibrierung für alle Achsen jederzeit möglich.

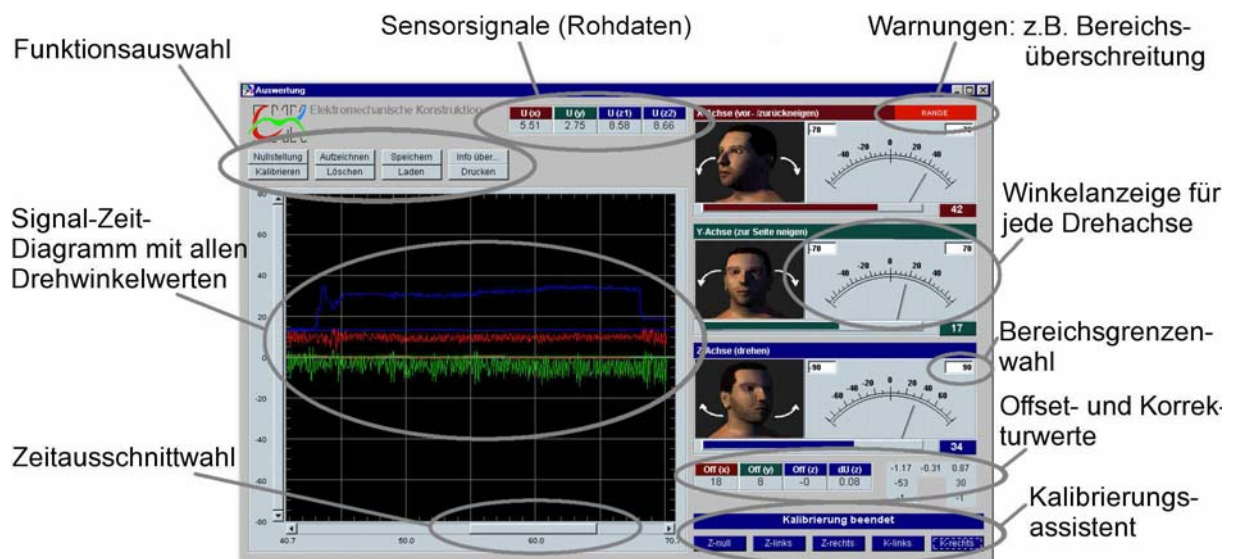


Bild 3.9: Bedieneroberfläche des Messsystems

In ersten klinischen Anwendungen des Systems an etwa 100 Probanden konnten erstmals signifikante Merkmale von Torticolliserkrankungen quantifiziert werden. Es zeigte sich, dass in einigen Fällen sehr geringe Kopfdrehraten mit großer Konstanz auftreten, die bei herkömmlichen visuellen Untersuchungsmethoden nicht oder nur ungenau diagnostizierbar gewesen wären. Der Nachweis simulierter Erkrankungen kann sich erstmals auf quantifizierbare Bewegungsmerkmale stützen. Auch stellt das System eine objektive Möglichkeit zur Therapiekontrolle dar.