

# Die Ganganalyse als technisches Beurteilungsmittel für die menschliche Fortbewegung

Dr.-Ing. Heiko Tober

T&T medilogic Medizintechnik GmbH

## Grundlegende Bemerkungen

Die allgemeine Biomechanik befasst sich mit den Wechselbeziehungen biologischer Lebensvorgänge zur Mechanik. Damit werden so vielseitige Forschungsgebiete angesprochen, die sich mit den Regulationsmechanismen verschiedenster Organe befassen, dass eine zusammenfassende Definition des Gesamtgebietes als sophistisch angesehen werden müsste. Die mit Hilfe der modernen Medizin erreichte hohe Lebenserwartung verlangt auch eine immer längere Erhaltung einer guten Lebensqualität. Ein wichtiger Bestandteil des Wohlbefindens im Alter ist die Fähigkeit, sicher und schmerzfrei sich zu bewegen. Bei Schmerzen in den Gelenken wird der Bewegungsablauf so gesteuert, dass der Schmerz nach Möglichkeit vermieden werden kann. Diese Umstellungen sind nur sehr schwer zu erkennen. So hat STÜSSI Untersuchungen durchgeführt, in denen er 219 praktizierenden Ärzten, Physiotherapeuten und anderem medizinischem Personal aus orthopädischen und rheumatologischen Kliniken die Videoaufnahmen von 10 Gangbildern von Probanden mit unterschiedlicher Pathologie und verschiedenem zeitlichen Hinkverhalten vorgeführt hat. Für das richtige Erkennen der Seite, auf der der Proband länger steht, ergab sich eine Trefferquote von 51,2 %, was nahezu dem Erraten der richtigen Seite gleichkommt. Auch bestand kein Zusammenhang zwischen der Ausbildung oder den Berufserfahrungen des medizinischen Personals mit der Trefferquote. Computergestützte biomechanische Messungen des menschlichen Ganges bieten dagegen die Möglichkeit, Belastungen des Stütz- und Bewegungsapparates genau zu ermitteln. Die Ganganalyse dient damit beispielsweise der Diagnostik motorischer Störungen, der Therapiekontrolle, Prothesen- und Gelenkersatzanpassung, Bewegungsstudie beim Sport.

Der gestörte menschliche Gang, seine Ursachen und die Sekundärfolgen sind vielfältig. Es sollen an dieser Stelle nur einige der Hauptursachen solcher Gangbildstörungen aufgezählt werden. Zu den häufigsten Ursachen gehören Beinlängenunterschiede, Achsenfehler der unteren Extremitäten und Fehlhaltungen des Rumpfskelettes sowie Folgen von Gelenkkontrakturen, Versteifungen und Gliedmaßendefekte. Eine weitere Gruppe bilden angeborene und erworbene Fehlsteuerungen und Ausfälle des neuromuskulären Stützapparates, dessen Stabilisierungs- und Lokomotionskräfte für die Harmonie des Gehens und der dynamischen Haltung von Bedeutung sind.

BRAUNE und FISCHER zeigten bereits in ihren ab 1894 veröffentlichten Studien beim Vergleich der von den inneren Kräften der Muskulatur ausgelösten Drehmomente mit der freien Pendelwirkung durch die Gravitationskräfte, daß die Schwingung des Beines in weitaus stärkerem Maß durch aktive Muskelkräfte wie durch die Eigenschwere hervorgerufen wird. Das Vorwärtsschwingen des Beines erfolgt dabei nach dem Prinzip des Doppelgelenkpendels. Jeder Achsenabschnitt unterliegt in dieser Phase verschiedenen Beschleunigungen und kommt durch einen differenzierten Bewegungsablauf der Einzelabschnitte zustande. Es bedarf einer phasengerecht koordinierten Aktion der Fußhebelsmuskulatur zusammen mit der Kniestreck- und Hüftbeugemuskulatur. Der abgehobene Fuß schwingt unter zunehmender Knie- und Hüftbeugung nach ventral. Mit dem Aufsetzen der Ferse ist der Unterschenkel bei rechtwinkliger Fußstellung dorsal geneigt, und es beginnt gleichzeitig die vordere

Abstützungsphase des Schwungbeines, wobei Bremskräfte die Beschleunigung der vorwärtsschwingenden Körpergewichte abfangen. Diese vordere Abfangphase mit doppelseitiger Abstützung beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse des nach vorn gependelten Schwungbeines, in einer dorsalen Neigung von ca. 30 Grad zur Vertikalen, unter rechtwinkliger Fußstellung. In der zweiten Phase gewinnt der Fuß durch Plantarflexion vollen Bodenkontakt; die Unterschenkelachse richtet sich bei zunehmender Beugung im Knie- und Hüftgelenk um 15 Grad auf und erreicht in dieser bei weiterer Zunahme der Knie- und Hüftbeugung die Vertikalstellung. Mit Beendigung der bipodalen Abstützungsphase der Gegenseite hat die rückwärtige Abstoßphase der Gegenseite bereits ihr Endstadium erreicht und es beginnt auf der ursprünglichen Schwungbeinseite nunmehr die eigentliche Standbeinphase.

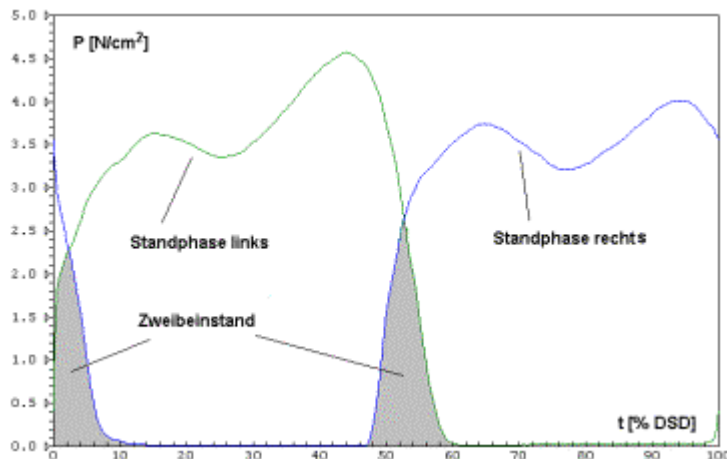


Abb. 1: Standphase und Zweibeinstand während eines Doppelschrittes

## Definition des menschlichen Ganges

Die Fortbewegung des Menschen kommt durch rhythmisch wiederkehrende sinusförmige Oszillationen zustande. Durch diese von ENDLER verfaßte Definition wird der Gang des Menschen als zyklisch sich wiederholende Lageverschiebung des Gesamtschwerpunktes eines Individuums charakterisiert. Die Oszillationen werden in harmonisierte Bewegungsmuster umgesetzt. Beim normalen oder auch unauffälligen Vorwärtsschreiten ist die grundlegende Betrachtungseinheit der Doppelschritt, der grundsätzlich in Stand- und Schwungphase unterschieden wird.

ENDLER zeigt, daß bei der Betrachtung des menschlichen Ganges es am einfachsten ist, die Ortsveränderung von Massenschwerpunkten zu betrachten und diese Fortbewegung vergleichbar ist mit rhythmisch wiederkehrenden sinusförmigen Oszillationen. Dies bedeutet, die Bewegung der Schwerpunkte ist als rotatorische, d. h. ungleichförmige Bewegung einzustufen. Der durch Betrag, Richtung und Richtungssinn determinierte Geschwindigkeitsvektor ändert sich da der Richtungssinn und die Richtung bei der Kreisbewegung ständig wechseln. Um die Kinematik eines sich auf einer Kreisbahn befindlichen Körpers bestimmen zu können, müssen dementsprechend Parameter der Bewegung auf einer Kreisbahn zu seiner Beschreibung ausgewählt werden. Die bestimmenden Größen für die Kreisbewegung sind die Winkelstellung und Winkelgeschwindigkeit. Die Antwort auf die Frage welche Winkel zu messen sind, ergibt sich aus dem beschriebenen Grundmuster des Doppelschrittes. Für die Realisierung des Doppelschrittes hauptverantwortlich ist die progressive Wirkung von Hüfte, Oberschenkel (Tibia), Unterschenkel (Femur) und Fuß (oberes Sprunggelenk). Das bedeutet, daß die Messung der Winkel zwischen Hüfte und Femur, Femur und Tibia sowie Tibia und Fuß eine eindeutige Beschreibung der Realisierung der Fortbewegung durch die unteren Extremitäten bietet. Da das Kniegelenk keinen festen Drehpunkt besitzt, wurde als

Drehpunkt der Schnittpunkt der Mittelachsen von Femur und Tibia definiert. Die Kinetik beschreibt die Kraftwirkung eines Körpers. Da eine Messung innerer wirksamer Kräfte zum Beispiel der Gelenkkräfte in vivo undenkbar ist, bleibt die Bestimmung der äußeren Kräfte oder auch Reaktionskräfte möglich. Die Messung dieser Reaktionskräfte ist nur am Boden sinnvoll. Das bedeutet, man kann die Kraft ermitteln, mit der der Fuß auf den Boden wirkt. Dabei sind die Verteilung der Kräfte unter der Fußsohle und die räumliche Kraftwirkung des Fußes interessant. Dabei werden die z- Kraftkomponente in vertikaler Richtung, die x-Kraftkomponente in der Horizontalebene quer zur Bewegungsrichtung (medio-lateral) und die y-Kraftkomponente in der Horizontalebene in Bewegungsrichtung (posterior-anterior) unterschieden.

## Meßtechnischer Ansatz

Bei Betrachtungen zu den verschiedenen Meßmöglichkeiten sollten mehrere Punkte beachtet werden. Der erste Punkt betrifft die Komplexität der Meßeinrichtung. Je komplexer eine Meßeinrichtung ist, desto aufwendiger wird die anschließende Auswerteinrichtung strukturiert sein müssen. Diese Frage hat direkten Einfluß auf einen weiteren Punkt, das sind die Kosten. Es muß sich mit der Frage auseinandergesetzt werden, ob ein verbessertes Niveau der Meßtechnik verbunden mit gesteigerten Kosten auch ein verbessertes Informationsniveau für den Untersucher bedingt. Diese Frage gilt es sicherlich stark unter dem Aspekt der Anwendungssituation zu beurteilen. Die Komplexität hat ebenfalls Einfluß auf das Verständnis und die Handhabbarkeit der Meßeinrichtung unter dem Aspekt daß Nichttechniker mit einem Ganganalysesystem arbeiten.

Die Messung von Winkeln an Hüfte, Knie und oberen Sprunggelenk kann mittels direkter oder indirekter Verfahren realisiert werden. Die indirekten Meßverfahren nutzen optische Mittel oder den Ultraschall. Die optischen Verfahren beruhen hauptsächlich auf der Anwendung der Videotechnik. Es werden zur besseren Auswertbarkeit vor der Messung am Patienten aktive oder passive Marken befestigt. Bei früheren optischen Verfahren wurden die auf Film aufgezeichneten Einzelbilder anschließend in einem längeren Prozeß manuell ausgemessen und in den Rechner eingegeben. Moderne Verfahren nutzen die Möglichkeiten hochauflösender CCD-Kameras in Verknüpfung mit Bildverarbeitungssystemen, um sofort auswertbare Ergebnisse zu erzielen. Die Forderung der Echtzeitverarbeitung bedeutet aber, daß die Abtastrate, die identisch mit der Bildwiederholfrequenz ist, auch von der Verarbeitungsgeschwindigkeit des Bildverarbeitungssystems abhängt und daher nicht unbedingt frei wählbar ist. Die heutigen rechnergestützten Verarbeitungssysteme erreichen Abtastraten von bis zu 200 Hertz. Die Fehler dieser Systeme liegen bei ruhenden Körpern bei etwa 0,1%. Die optischen Analyseeinrichtungen werden sehr kostenintensiv, wenn gleichzeitig mehrere Highspeed-Kameras benutzt werden und eine online Messung vom Anwender gebraucht wird. Der wesentliche Vorteil liegt in der Erfassung der räumlichen Bewegung der Marker und damit verbunden der beobachteten Körpersegmente. Ein weiteres Verfahren zur indirekten Bestimmung der Kinematik des menschlichen Ganges verwendet den Ultraschall. Betrachtet werden dabei die Laufzeiten zwischen einem Sender und mehreren Empfängern. Problematisch ist die Tatsache, daß die Intensität des Schalls proportional zum Quadrat der Entfernung zwischen Sender und Empfänger abnimmt. Damit ist der Bewegungsraum des Probanden eingeschränkt. Die Anwendung des Schalls erlaubt eine sehr genaue Auflösung eines Punktes im Raum Die Abtastrate für diese Systeme liegt zur Zeit bei maximal 200 Hertz für ein Meßelement. Bei mehreren Elementen ergibt sich die Abtastfrequenz als Quotient zwischen den maximal möglichen 200 Hertz und ihrer Anzahl.

Wesentlich länger bekannt sind im Gegensatz zu den indirekten Verfahren die direkten Verfahren für die Messung von Gelenkwinkeln. Für die direkte Bestimmung werden Goniometer verwendet. Ähnlich Winkelmessern bestehen diese Goniometer aus zwei gelenkig miteinander verbundenen Schenkeln, die an beiden Enden des auszumessenden Gelenkes befestigt werden. Für den in der Drehachse befestigten eigentlichen Meßwertaufnehmer sind verschiedene Prinzipien bekannt. Durchgesetzt haben sich Aufnehmer mit Dehnmeßstreifen bzw. die Nutzung eines Potentiometers. Die Kosten für die Goniometer sind verhältnismäßig kleiner als bei den indirekten Verfahren. Sie lassen sich auch an einen Rechner anschließen und online auswerten. Das Problem bei der Verwendung der Goniometer ist die erhöhte Patientenbelastung. Das bedeutet, der Patient muß sich erst eine gewisse Zeit vor der eigentlichen Messung einlaufen, so daß er wieder seinem ihm typischen Gang aufnimmt.

Die Kinetik des Ganges ist nur am Boden als sogenannte Bodenreaktionskräfte bestimmbar. Die typischen Meßeinrichtungen dafür sind die Mehrkomponentenkraftmeßplattform bzw. die Druckmeßsohle. Bei den Mehrkomponentenplattformen erfolgt eine summative Messung der Kräfte, die vom Fuß ausgehen, in den drei Raumkoordinaten. Von besonderem Interesse bei diesen Instrumenten ist die Möglichkeit der Messung von rotatorischen Kräften und Drehmomenten. Für die Ganganalyse sind mindestens zwei Kraftmeßplattformen nötig, um die Kräfte an beiden Beinen synchron messen zu können. Außerdem müssen die Plattformen im Boden versenkt und verankert werden, was sich negativ auf die örtliche Flexibilität des Meßplatzes auswirkt. Durch ihre Lage und die Notwendigkeit des Treffens erzeugen die Kraftmeßplattformen zudem einen sehr charakteristischen Gang. Dagegen ist mittels der Druckmeßsohlen eine örtlich aufgelöste Messung der Kraftverhältnisse unter dem Fuß möglich. Allerdings wird nur der Betrag der räumlichen Druckwirkung mit ihnen ermittelt. Diese Messungen sind von besonderem Interesse bei Bestimmungen von Fehlbelastungen und Verläufen von Druckangriffspunkten. Ein Problem bei den Druckmeßsohlen ist, daß man mehrere Größenpaare benötigt, um eine möglichst alle Patienten damit vermessen zu können.

## Eigene Lösung

Voraussetzung zur Beurteilung von Schäden am Bewegungsapparat ist die Kenntnis von biomechanischen Normwerten und Toleranzbereichen der unauffälligen Probanden. Sie ermöglichen erst eine sichere Unterscheidung Erkennung pathologischer Abweichungen und die Abschätzung therapeutischer Maßnahmen. kommerziell erhältliche Systeme für die Ganganalyse sind vor allem Meßwertfassungs- und Meßwertdarstellungseinrichtungen. Die eigentliche Analyse des Ganges selbst ist dann vom Anwender durchzuführen. Die weiteren Aufgaben liegen daher in einer besseren Auswertung und Darstellung der Meßergebnisse zur Unterstützung der klinischen Entscheidungsfindung. An dieser Stelle ist eine enge Zusammenarbeit zwischen Medizinern und Technikern notwendig. Die Rechentechnik gestattet es, Datenerfassungs- und Datenauswertungsprogramme für den medizinisch geprägten Anwender sinnvoll zu gestalten. Dadurch ist eine Befreiung der Diagnose von subjektiven Einflüssen möglich, und Fehldiagnosen werden vermeidbarer.

Ein wichtiges Problem bei der Auswahl geeigneter Komponenten betrifft die Anwenderfreundlichkeit des Gangmeßsystems. Die Anschaffung einer solchen Anlage hat oftmals zur Folge, daß sich eine Person nahezu ausschließlich mit dem Meßplatz

beschäftigen muß, um sich zunächst in dessen Bedienung einzuarbeiten sowie um die Meßergebnisse interpretieren und zusammenfassen zu können. Das hat zur Folge, daß der eigentliche Anwender immer einen Mittelsmann hat oder sich selbst in einem längerfristigen Prozeß qualifiziert, um die Ganganalyse sinnvoll anwenden zu können. Dabei ist das Problem einer eindeutigen Interpretation und damit einer echten Unterstützung der eigenen Diagnose nur in Ansätzen gelöst. Diese Punkte führten zu der Tatsache, daß Gangmeßplätze oftmals nur in größeren Forschungseinrichtungen zu finden waren oder sie sich zumeist auf eine qualitative Ganganalyse beschränkten. Davon ausgehend, daß die wesentlichen Wirkungen des Ganges die kinematische und kinetische Wirkung sind anhand derer er zu messen und zu analysieren ist, entstand ein Ganganalysesystem, welches die zeitsynchrone Bestimmung von Kinematik und Kinetik ermöglicht. Die Wahl des Prinzip zur Messung der Kinetik des Ganges fiel auf den Einsatz von Druckmeßsohlen. Folgende Hauptgründe führten u.a. zu dieser Entscheidung:

- Bei Messungen mit Sohlen ist man nicht ortsgebunden. Sowohl Untersuchungen auf dem Laufband, als auch im Laufgang sind möglich. Ebenso kann die Messung im beliebigen Gelände (z.B. auf dem Sportplatz oder auf der Treppe) durchgeführt werden.
- Die Auswertung kann anhand einer großen aufeinanderfolgenden Schrittzahl erfolgen.
- Eine Messung mit Druckmeßsohlen erlaubt die Bestimmung der örtlichen Druckverteilung unter dem Fuß beim Gehen. Bei Messungen mit Kraftmeßplattformen ist kein direkter Rückschluß darauf möglich, welcher Teil des Fußes während des Bodenkontaktes belastet wird.

In die Meßsohlen sind 16 Drucksensoren pro Sohle integriert worden. Die Lage der Sensoren innerhalb der Sohle wurde der zu erwartenden Druckverteilung am gesunden Fuß angepaßt. Die aktive Sensorfläche beträgt ca. 20% der Fläche der gesamten Meßsohle. Als Drucksensoren werden FSR-Sensoren (Force Sensing Resistors) verwendet.

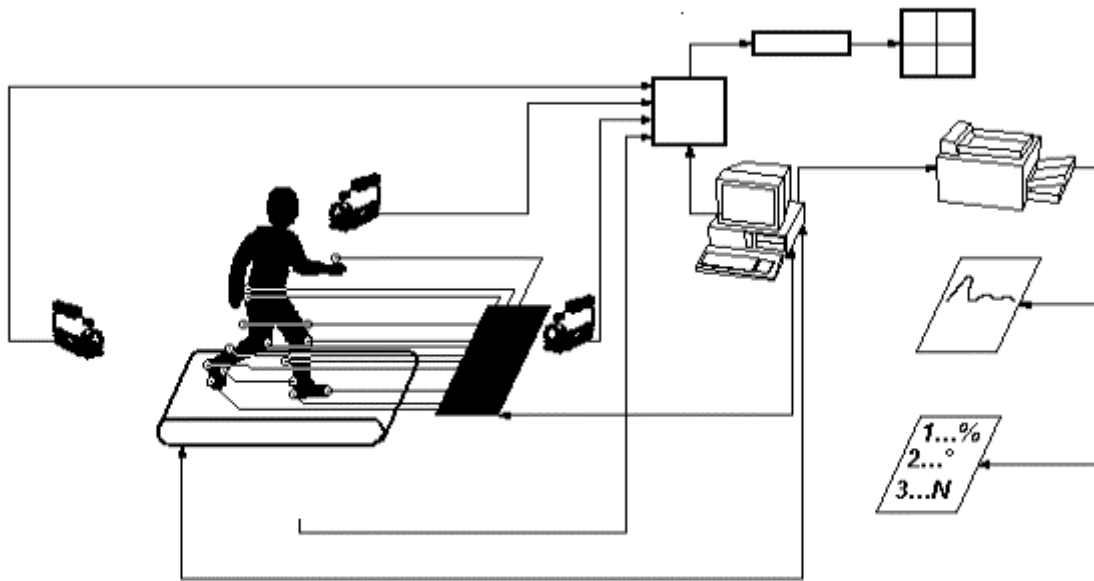


Abb. 2: Prinzipskizze des Ganganalysemeßplatzes

Für die Messung der Kinematik finden zweidimensionale Goniometer Verwendung. Mit ihrer Hilfe lassen sich die Winkelverläufe an den für die Fortbewegung verantwortlichen Gelenken der unteren Extremitäten bestimmen. Es werden Hüft-, Knie- und Sprunggelenk vom rechten und linken Bein vermessen. Ebenso wie bei den Druckmeßsohlen, sind Goniometermessungen nicht ortsgebunden. Es entfällt die aufwendige Präparation der Meß-umgebung, wie sie z.B. bei optischen oder akustischen Meßverfahren notwendig ist. Wichtig für die Entscheidung zugunsten der Goniometrie ist auch, daß diese weit weniger aufwendig und preiswerter ist als die meisten anderen kinematischen Meßverfahren.

Die Meßdaten der Sensoren gelangen über Kabel zu einem Patientenmodem. Dieses Patientenmodem ist am Rücken des Probanden befestigt. Bei einem Gewicht von ca. 150 g und den Maßen von 145 x 60 x 30 mm wird das Modem vom Patienten nicht als Belastung empfunden. Zusätzlich zu den Schnittstellen für die zwei Druckmeßsohlen und den sechs zweidimensionalen Eingängen für die Goniometer besitzt das Patientenmodem noch vier weitere Eingänge. An diese können noch extra Sensoren angeschlossen werden. Mögliche Sensoren sind zum Beispiel aktive Oberflächenelektroden für EMG-Messungen oder Beschleunigungssensoren. Die Messung selbst erfolgt in Echtzeit, das heißt die Daten werden sofort auf einem Computermonitor zur Anzeige gebracht. Vor der Datenaufzeichnung kann durch diese Sofortanzeige die ordnungsgemäße Funktion aller Systemkomponenten überprüft werden. Die Datenübertragung zum Computer findet über Funk statt. Ein Computermodem in der Nähe des Computers empfängt die Daten vom Patientenmodem und leitet sie über eine serielle Schnittstelle in den Rechner. Eine feste Kabelverbindung zwischen Patient und Computer ist daher nicht notwendig. Da auch die Sensorik nicht an einen festen Ort gebunden ist, ermöglicht die Funkübertragung eine Ganganalyse in fast beliebiger Umgebung. Insgesamt werden die Daten der 32

Drucksensoren der zwei Sohlen und der anderen 16 möglichen Sensoren (z.B. Goniometer) übertragen. Die Reichweite der Übertragung beträgt ca. 150 m im freien Gelände und etwa 20 m in geschlossenen Gebäuden. Es wurde eine Abtastfrequenz von 150 Hz gewählt. Diese Frequenz sichert eine gute zeitliche Auflösung der kinetischen und kinematischen Meßdaten. Die Meßdauer ist nur durch den Ladezustand der Batterie des Patienten- oder Computermobils begrenzt. Die Dauer der Aufzeichnung der Messung ist zwischen fünf Sekunden und fünf Minuten wählbar. Bei unseren Untersuchungen lag die Meßdauer zwischen 20 und 30 Sekunden. Für die Bestimmung von patiententypischen Gangparametern ist es zweckmäßig, daß der Proband mehrere Schritte hintereinander möglichst ohne Pause geht. Der Ganganalysemeßplatz wurde so konzipiert, daß die Messungen sowohl auf einem Laufband oder im Laufgang erfolgen können. Beide Methoden haben ihre Berechtigung. Gehen auf dem Laufband erzwingt einen gleichmäßigen Gang. Man erhält definierte Meßbedingungen als im Laufgang. Der Zwang mit konstanter Geschwindigkeit zu gehen, läßt Störungen im Bewegungsapparat offener zutage treten. Bei Messungen auf einem Laufband wird die Ganggeschwindigkeit durch das Laufband vorgegeben. Die Strecke, die während der Messung zurückgelegt wird, errechnet sich aus der Meßdauer. Insbesondere bei ungeübten Probanden kann jedoch der Gang auf dem Laufband vom Gang in natürlicher Umgebung abweichen. Das Gehen im Laufgang kommt dem natürlichen Gang näher. Patienten mit stärkerer Beeinträchtigung des Bewegungsapparates (z.B. geriatrische Patienten) sind manchmal nicht in der Lage auf dem Laufband zu gehen. Hier kann nur im Laufgang gemessen werden. Bei Laufbandmessungen dient eine Einlaufphase zur Vorbereitung. Diese dauert solange, bis die Standardabweichung der Doppelschrittdauer einen vorgegebenen Wert unterschreitet. Erst jetzt kann die Aufzeichnung der Messung gestartet werden. Man geht dann davon aus, daß sich der Proband auf dem Laufband eingelaufen hat. Der Wert der Standardabweichung ist veränderbar und läßt sich somit an den Grad der Bewegungsstörung anpassen. Bei Messungen im Laufgang ist die Wegstrecke die vorgegebene Größe und die mittlere Ganggeschwindigkeit ergibt sich aus der Zeit, die benötigt wird, um die Wegstrecke zurückzulegen.

Insbesondere die Software spielt im Rahmen des Meßplatzes die entscheidende Rolle, da sie erst die Umsetzung der Meßergebnisse in die Praxis gestattet. Sie gestattet eine Normierung der Resultate auf die Zeit und den Druck, was dem Anwender erstmals einen Vergleich zwischen verschiedenen Personen erlaubt. Ergänzt wird die Software durch eine erste Stufe eines Diagnoseunterstützungssystems, das die Meßergebnisse zu dem Anwender wiederum bekannte Begriffe wie zum Beispiel Gangdynamik oder Gangsymmetrie zusammenfaßt und ihn damit wesentlich bei der Auswertung unterstützt.

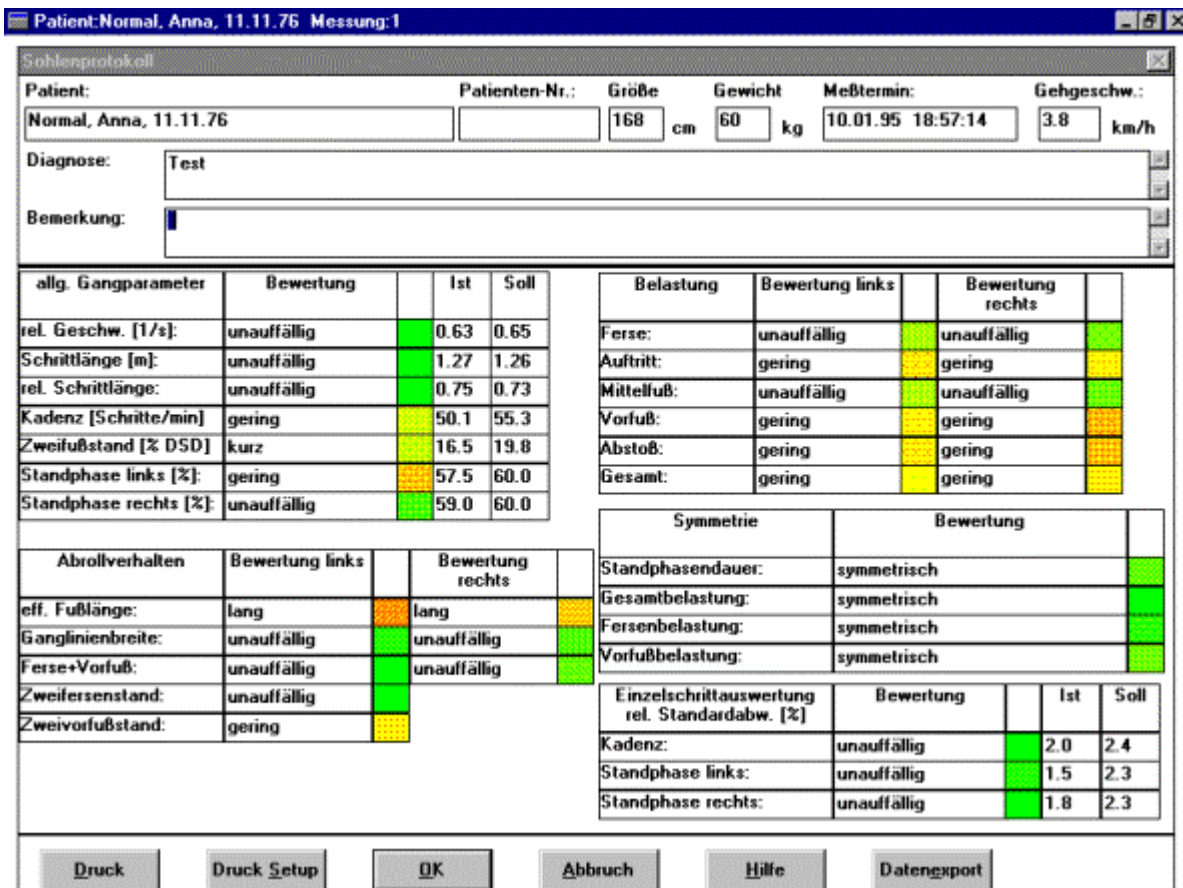


Abb. 3: Beispiel für Protokoll mit Vergleichswerten

Der Mediziner wird oft vor Entscheidungen gestellt, die er aufgrund von Verläufen biologischer Signale zu treffen hat. Dies ist besonders schwierig, wenn es sich um eine Vielzahl an Informationen über den Untersuchungsgegenstand handelt. Das ist bei der Beurteilung des menschlichen Ganges der Fall. Er muss in der Lage sein, schnell und sicher die in diesen Verläufen enthaltenen und für ihn wesentlichen Informationen zu erfassen. Das bedeutete, daß eine Verarbeitungsstrategie entwickelt wird, die diese Verläufe dem Arzt in einer übersichtlichen Weise anbietet. Dazu werden die wichtigen Informationen hervorgehoben und gleichzeitig erfolgt eine Informationsreduktion. Heute können für diese Aufgaben rechnergestützte Verfahren genutzt werden, die die Möglichkeit bieten, große Mengen zeitdiskreter Signale schnell zu verarbeiten. Außerdem ist es mit Hilfe der Rechentechnik möglich, die in Form von Zahlenwerten erhaltenen Signale graphisch darzustellen und so einen zusätzlichen Beitrag zur Unterstützung der ärztlichen Diagnose zu leisten. Aus diesen Gründen werden die normierten Gangdaten in einem Protokoll zusammengefaßt. Gleichzeitig wird im Rahmen des Protokoll ein Vergleich mit Durchschnittswerten durchgeführt. Eine farbige Anzeige zeigt für jeden Gangparameter die relative Lage des Parameters bezogen auf eine Vergleichsgruppe. Dabei bedeutet die Farbe grün, daß der Parameter innerhalb des Bereiches der Vergleichsgruppe liegt. Gelb signalisiert leichte bis mittlere Abweichungen und rot Farbe starke Abweichungen. Ebenso erfolgt für jeden Gangparameter eine verbale Auswertung. Diese Zuordnungen basieren auf die Intervallen die sich aus den Mittelwerten mit zugehörigen n-fachen Standardabweichungen ergeben.

## Zusammenfassung



Das entwickelte modulare Ganganalysesystem erlaubt die Messung der charakteristischen Gangparameter auf einem optimalen Niveau. Das Grundanliegen des Meßplatzes ist es dabei, nicht alle technisch möglichen, sondern die medizinisch relevanten Informationen dem Anwender in einer für ihn verwertbaren Form anzubieten. Der Ganganalysemeßplatz läßt sich sowohl für Diagnose und Therapie als auch für die Rehabilitation einsetzen. Im Bereich der Orthopädietechnik ist es beispielsweise möglich zu erkennen, wie eine Prothese belastet und damit als echter Ersatz genutzt wird. Es lassen sich weiterhin Aussagen zu Fehleinstellungen an der Prothese machen. Auch die Optimierung der Orthesenversorgung ist zum Beispiel möglich. Zur Kontrolle des Heilungsverlaufes bzw. des Erfolges der angewandten Rehabilitationsmaßnahmen bietet sich die Ganganalyse ebenso an, wie auch zur Beurteilung des Grades der Wiederherstellung der Funktionen des Stütz- und Bewegungsapparates. Posturographische Messungen sind ebenfalls möglich.

## Literatur

Braune, W.; Fischer, O.: Der Gang des Menschen. Teil I: Versuche am unbelasteten und belasteten Menschen. In: Abhandl. d. Math.-Phys. Cl. d. k. Sächs. Gesellsch. Wissensch. 21(1894).

Endler, F.: Einführung in die Biomechanik und Biotechnik des Bewegungsapparates. In: Witt, A., N. et al: Orthopädie in Praxis und Klinik, Band 1. Thieme-Verlag, Stuttgart, 1981.

Hegewald, G.: Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen. Humboldt Universität zu Berlin. Dissertation (2000)

Stüssi, E.; Attinger, D.: Einfache Doppelschrittmessung für die Anwendung im klinischen Alltag. Biomedizinische Technik 35 (1990) Ergänzungsband, S. 54-55.