

# Avanços tecnológicos na prática ortopédica: Análises de membros superiores e inferiores.

*Technological Advances in Orthopedics: Upper and Lower limbs analysis.*

ALBERTO CLIQUET JÚNIOR<sup>1</sup>; JURACY EMANUEL MAGALHÃES DA FRANCA<sup>2</sup>; DENISE SÔNEGO<sup>3</sup>;  
TATIANA GRANA<sup>4</sup>; FERNANDO IDALÍRIO DE LIMA LEITE<sup>5</sup>; ALESSANDRA ROSSI PAOLILLO<sup>6</sup>; FERNANDA ROSSI PAOLILLO<sup>7</sup>

## RESUMO

A Biomecânica, atualmente, é caracterizada por novos procedimentos para análise do movimento humano e por novas técnicas de medição, armazenamento e processamento de dados, contribuindo para os avanços na prática ortopédica. A temática proposta no presente trabalho baseia-se na aplicação da biomecânica ortopédica em diferentes quadros clínicos, através de avaliações quantitativas do movimento dos membros superiores e inferiores, além da criação de novas técnicas de medição. Três exemplos são mostrados neste artigo: (I) análise tridimensional do movimento de abdução do ombro; (II) análise da marcha de indivíduos com lesão no ligamento cruzado anterior; e (III) o desenvolvimento de instrumentação eletrônica para dispositivos de auxílio, ou seja, bengalas e muletas instrumentadas para o estudo das relações de força entre os membros superiores e inferiores, durante a marcha de pacientes com lesão ortopédica e neurológica.

**Descritores:** Biomecânica, Tecnologia médica, Ortopedia, Ombro, Ligamento cruzado anterior

## INTRODUÇÃO

A Biomecânica como ciência interdisciplinar, abrange a descrição, análise e interpretação dos movimentos do corpo humano, através da aplicação sinérgica de conceitos da física, química, matemática, anatomia, fisiologia, entre outros. Sua contribuição ocorre em várias áreas, como a Engenharia de Reabilitação, Ergonomia, Ortopedia e Traumatologia<sup>(1)</sup>. Na Ortopedia, possibilitou um aumento no entendimento das funções dos ossos, músculos, ligamentos e tendões; permitiu uma melhor compreensão dos efeitos da tensão mecânica sobre as propriedades físicas dos ossos, possibilitando novas técnicas cirúrgicas e tratamentos para deformidades ósseas, consolidação de fraturas, osteoporose por desuso e atrofia muscular; além do desenvolvimento de órteses, neuropróteses e novos dispositivos para reabilitação de mem-

## SUMMARY

Biomechanics is nowadays characterized by new procedures for human movement analysis and by modern measurement techniques, data processing and storage, contributing to the advances in the orthopedic practice. The proposed thematic in this work is based on the application of orthopedic biomechanics to different clinical cases, through quantitative evaluation of the upper and lower limb movement and the development of new assessment techniques. Three examples are shown in this paper: (I) a tridimensional analysis of the abduction movement of the shoulder; (II) a gait analysis in individuals with anterior cruciate ligament injury; and (III) the development of electronic instrumentation for walking aids i.e., instrumented canes and crutches for the study of the relationship between the upper and lower limb loads during gait of orthopedic and neurologic patients.

**Key words:** Biomechanics, Medical Technology, Orthopedics, Shoulder, and anterior cruciate ligament

## INTRODUCTION

Biomechanics as an interdisciplinary science, comprehends the description, analysis and interpretation of human body movements through synergic application of the concepts physics, chemistry, mathematics, anatomy, and physiology, among others. It contributes to several fields such as Rehabilitation Engineering, Ergonomics, Orthopedics and Traumatology<sup>(1)</sup>. In Orthopedics, Biomechanics made has enable an increase in the understanding of the functions of the bone, muscles, ligaments and tendons. It has allowed better perception of the mechanical tension effects over physical properties of bones besides the development of new surgical techniques and the treatment of bone malformations, fracture consolidations and osteoporosis due to disuse and muscular atrophy. It also contributes to the development of orthoses, neuroprostheses and new devices for the upper and low-

Trabalho realizado no Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, Brasil. Departamento de Engenharia Elétrica e Bioengenharia, Universidade de São Paulo (USP), São Carlos, Brasil.

- 1 - Professor Titular: Dep. Engenharia Elétrica – USP, São Carlos / Dep. Ortopedia e Traumatologia – FCM, UNICAMP
- 2 - Mestre em Engenharia Elétrica – USP, São Carlos
- 3 - Mestranda em Cirurgia / Dep. Ortopedia e Traumatologia – FCM, UNICAMP
- 4 - Mestre em Cirurgia / Dep. Ortopedia e Traumatologia – FCM, UNICAMP
- 5 - Mestre em Engenharia Elétrica – USP, São Carlos
- 6 - Mestranda em Bioengenharia – USP, São Carlos
- 7 - Mestranda em Bioengenharia – USP, São Carlos

Endereço para correspondência: Alberto Cliquet Junior  
Av. Trabalhador São-carlense, 400, Centro - São Carlos, SP, Brasil - CEP: 13566-590 - Caixa postal: 359  
Telefone: +55 16 2739365 ou +55 19 37887715 - Fax: +55 16 2739372 ou +55 19 37787750  
E-mail: cliquet@sel.eesc.sc.usp.br

Trabalho recebido em 27/5/03. Aprovado em 16/02/04.

Work performed at Orthopedics and Traumatology Department, Medical School, Campinas State University, UNICAMP, Campinas, Brazil  
Electric Engineering and Bioengineering Department, Universidade de São Paulo (USP), São Carlos, Brazil

- 1 - Chairman: Electric Engineering Department – USP, São Carlos / Orthopedics and Traumatology Department – FCM, UNICAMP
- 2 - Master – Electric Engineering – USP, São Carlos
- 3 - Postgraduate student - Surgery / Orthopedics and Traumatology Department – FCM, UNICAMP
- 4 - Master - Surgery / Orthopedics and Traumatology Department – FCM, UNICAMP
- 5 - Master – Electric Engineering – USP, São Carlos
- 6 - Postgraduate student - Bioengineering – USP, São Carlos
- 7 - Postgraduate student - Bioengineering – USP, São Carlos

Mail Address: Alberto Cliquet Junior  
Av. Trabalhador São-carlense, 400, Centro - São Carlos, SP, Brasil - CEP: 13566-590 - Mail box: 359 Phone: +55 16 2739365 or +55 19 37887715 - Fax: +55 16 2739372 or +55 19 37787750  
E-mail: cliquet@sel.eesc.sc.usp.br

broso superiores e inferiores<sup>(7-10,17)</sup>. Outros avanços tecnológicos na prática ortopédica são as avaliações e análises biomecânicas nas disfunções de ombro e joelho, bem como, o desenvolvimento de instrumentação eletrônica para uso clínico.

### AVALIAÇÃO TRIDIMENSIONAL DA ABDUÇÃO DO OMBRO

A avaliação biomecânica por meio de imagens tridimensionais (3D) permite a análise dinâmica e a visualização dos movimentos articulares, sendo amplamente utilizada para análise da marcha, entretanto, em seu uso clínico, as avaliações do membro superior com disfunção ainda não estão propriamente estabelecidas<sup>(16)</sup>. Há uma dificuldade para estabelecer o protocolo, pois os movimentos dos membros superiores apresentam maior variabilidade e complexidade, comparados aos padrões cíclicos de movimentos dos membros inferiores. Então, a restrição do movimento permite a análise de um problema específico no membro superior. A abdução do ombro em indivíduos que apresentam, por exemplo, patologia do manguito rotador e fratura da tuberosidade do úmero, pode ser utilizada para avaliar a evolução nas diferentes fases do tratamento fisioterapêutico<sup>(12,14)</sup>. Neste trabalho, os padrões de movimentos de abdução do ombro normal e patológico foram quantificados utilizando o sistema optoeletrônico Qualisys de captura de movimentos.

Foram avaliados 15 sujeitos saudáveis e 5 pacientes (1 com ruptura do manguito rotador e 4 com fratura da tuberosidade do úmero). Nos casos patológicos a abdução do ombro estava severamente comprometida.

Utilizou-se cinco câmeras infravermelho posicionadas formando ângulos de 120°, obtendo-se as coordenadas 3D de quatro marcadores esféricos reflexivos, com 13 mm de diâmetro, fixados com fita auto-adesiva sobre as seguintes referências anatômicas (Figura 1): epicôndilo lateral do úmero direito (I) superfície do acrômio direito (II) e esquerdo (III) e espinha íliaca ântero-superior direita (IV).

O ângulo de abdução do ombro foi definido como resultado de uma intersecção de duas retas e quantificada utilizando as coordenadas 3D dos marcadores. Assim, a abdução é mensurada através do ângulo entre os segmentos (I-II) e (II-IV), enquanto a compensação do movimento no plano frontal foi avaliada utilizando o segmento (II-III), como mostra a Figura 1. Os dados foram obtidos enquanto os sujeitos posicionados em pé à frente das câmeras realizavam movimentos contínuos de abdução até 90°, com o braço direito, durante 16 segundos.

er limb rehabilitation. The evaluations and biomechanical analyses of the shoulder and knee disorders, as well as the development of new electronic instrumentation for clinical use are considered other technological advances in Orthopedics

### TRIDIMENSIONAL EVALUATION OF SHOULDER ABDUCTION

Biomechanical evaluation through tridimensional image (3D) allows a dynamic analysis and a visualization of articular movements, and it is widely used for a gait analysis. However, in clinical practice, the evaluation of upper limbs with a disorder hasn't been properly settled yet<sup>(16)</sup>. There is some difficulty to settle the protocol for the upper limbs movements present higher variability and complexity compared to the cyclical patterns of the lower limbs movements. Thus, the movement restriction allows the analysis of a particular problem in the upper limb. The shoulder abduction movement in individuals presenting a shoulder rotator cuff disease and a humerus tuberosity fracture can be used to evaluate the evolution of different stages of physiotherapeutical treatment<sup>(12,14)</sup>.

In this paper, the patterns of abduction movements of the normal and pathological shoulders were quantified by the Qualisys optoelectronic system that captures the movements.

Fifteen healthy individuals and five patients were evaluated (one with shoulder rotator cuff lesion and four with humerus tuberosity). In the pathological cases, the shoulder abduction movement was severely committed.

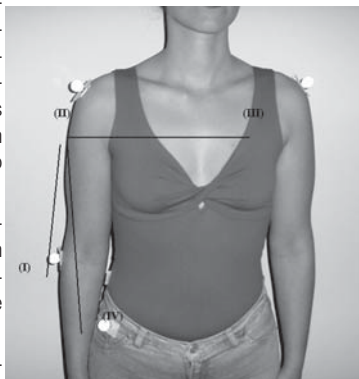


Figura 1 - Marcadores sobre as referências anatômicas. Figure 1 - Markers on anatomical references

Five infrared cameras set on a 120° angle were used to obtain the 3D coordinates of four reflexive spherical markers, with a diameter of 13 mm, fixed with a scotch tape on the following anatomical references (Figure 1): lateral epycondyle of right humerus (I) right (II) and left (III) acromion surface and the right superior anterior iliac spine (IV).

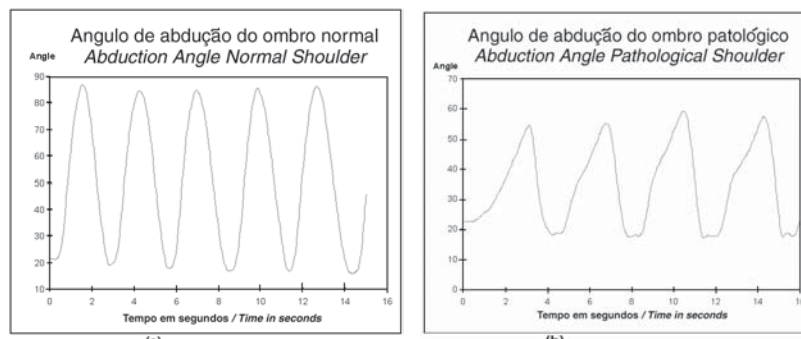


Figura 2 - Ângulo de abdução do ombro normal (a) e patológico (b). Figure 2 - Abduction angle of normal shoulder (a) and pathological (b).

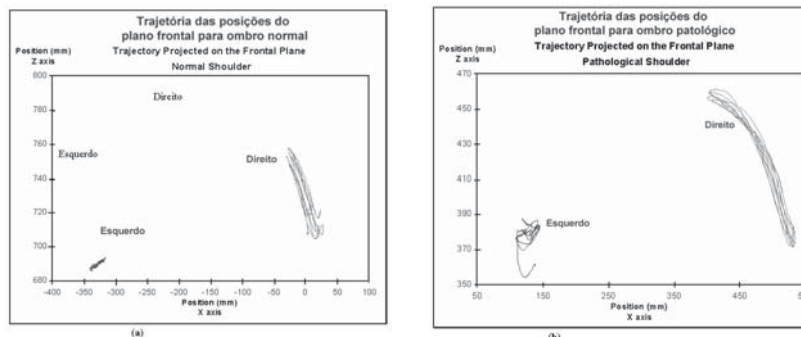


Figura 3 - Trajetória das projeções dos marcadores (II) direito e (III) esquerdo no plano frontal para o ombro normal (a) e patológico (b). Figure 3 - Trajectory projected on right (II) and left (III) markers on the frontal plan for the normal shoulder (a) and pathological (b).

The shoulder abduction angle was defined as a result of a two-straight-line intersection and quantified by the 3-D coordinates of the markers. So, the abduction is measured through the angle formed between the segments (I-II) and (II-IV), while the compensation of the movement in the frontal plane was evaluated by the segment (II-III) as shown in Figure 1. The data were obtained while the individuals were standing in front of the camera performing constant abduction movements up to 90°, for 16 seconds using the right arm.

The patients presented a

Os pacientes apresentaram diminuição da amplitude dos graus de abdução e maior variabilidade dos movimentos, comparados aos sujeitos normais (Figura 2-b). Também, foi constatado amplo movimento compensatório no plano frontal, observado pelos segmentos II-III (Figura 3-b). Por outro lado, nos sujeitos saudáveis, os movimentos foram executados uniformemente, apresentando maiores amplitudes angulares e repetibilidade (Figura 2-a).

Esta avaliação mostra claramente a disfunção do ombro, embora não possa ser utilizada para identificar uma patologia específica (por exemplo, diferenciar a fratura da tuberosidade do úmero da ruptura do manguito rotador). Os resultados obtidos são importantes para a implementação dos protocolos de avaliação Fisioterapêutica e Ortopédica utilizados para análise do movimento dinâmico do ombro patológico, diferentemente das avaliações estáticas realizadas, até hoje, com o uso de goniômetros, as quais apresentam maior margem de erro e menor precisão.

### ANÁLISE DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM LESÃO NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

A Lesão no Ligamento Cruzado Anterior (LCA) é uma das doenças mais freqüentes induzidas pela locomoção<sup>(6)</sup>. De acordo com a literatura, as lesões no LCA influenciam o mecanismo funcional da articulação do joelho, reduzindo a sua flexibilidade e aumentando a instabilidade articular<sup>(13)</sup>. A proposta deste estudo foi avaliar as alterações biomecânicas decorrentes das deficiências no LCA através das forças de reação, variação angular e torques da articulação do joelho.

Foram avaliados durante a marcha, 7 pacientes com deficiência unilateral do ligamento cruzado anterior e 10 sujeitos saudáveis. Os dados cinemáticos e cinéticos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, foram obtidos bilateralmente em todos os pacientes e no grupo controle, durante a atividade proposta. A análise da marcha foi realizada utilizando a plataforma de força e o sistema Qualisys, que inclui o software Q gait 2.0, um conjunto de 6 câmeras – 60 Hz e marcadores reflexivos colocados nas localizações anatômicas (Figura 4) para a coleta dos dados das coordenadas tridimensionais. Os dados cinemáticos e da força de reação foram coletados e combinados através do método da dinâmica inversa para o cálculo do torque articular e da potência.

Os resultados obtidos evidenciam que pacientes com lesão no LCA modificam suas atividades extra-ambulatoriais e o padrão de marcha durante a fase de apoio, na subfase do segundo duplo apoio, com redução do pico do momento fletor quando o joelho está flexionado a 30 graus. Estas modificações estão relacionadas à tendência dos pacientes evitarem/reduzirem a contração do quadríceps, flexionando o joelho com lesão no cruzado anterior no instante próximo da extensão completa, bem como, a carga no LCA, pois a contração máxima do quadríceps ocorre quando o joelho está fletido entre 5 e 25 graus, aproximadamente. Os ângulos da articulação do joelho do grupo controle e dos

decrease in the abduction width degrees and a larger variability of movements compared to the healthy ones (Figure 2-b). A wide compensatory movement in the frontal plane was also noticed, observed by the segments II-III (Figure 3-b). On the other hand, the healthy individuals performed the movements uniformly, presenting larger width angles and repeatability (Figure 2-a).

This evaluation clearly shows the shoulder disorder, although it can't be used to identify a particular pathology (e.g., to distinguish the humerus tuberosity fracture from the shoulder rotator cuff lesion). The results are important to settle the protocols for the physiotherapeutical and orthopedical evaluation used to analyze the dynamic movement of pathological shoulder, unlikely the statistical evaluations made by goniometers that present a larger margin of error and less accuracy.

#### Gait analysis in individuals with anterior cruciate ligament injury

The Cruciate Ligament Injury is one of the most frequent diseases induced by locomotion.<sup>(6)</sup> According to the literature, the cruciate ligament injuries influence the knee articulation functional mechanism, reducing its flexibility and increasing the articular instability<sup>(13)</sup>.

The proposal of this paper is to evaluate the biomechanical changes from the cruciate ligament injuries due to reaction forces, angular variations and knee articulation torque.

During the gait seven patients showing a unilateral deficiency of anterior cruciate ligament and ten healthy individuals were evaluated. The kinematic and kinetic data of hip, knee and ankle articulations were bilaterally obtained in all patients and in the control group during the proposed activity. The gait analysis was performed by using the force platform and the Qualisys system that includes the Q gait 2.0 software, a set of six cameras – 60 Hz and reflexive markers placed in anatomical sites (Figure 4) to data collection of tri-dimensional coordinates. The kinematic data and the reaction force were collected and matched through the inverse dynamic method to calculate the articular torque and the power.

The results confirm that patients showing a Cruciate Ligament Injury modify their extraclinical activities and the standard of the gait during the stance phase, in the sub-phase of second double support, with a reduction of the flexion moment peak when the knee is flexed in 30 degrees. These changes are related to the patients' tendency of avoiding/diminishing the quadriceps contraction, flexing the knee with the anterior cruciate injury at the time of full extension, as well as the load in ACL, for the maximum contraction of quadriceps occurs when the knee is flexed between 5 and 25 degrees approximately. The knee articulation angles of the control group and those of the patients with an anterior cruciate ligament deficiency can be seen in figures 5 and 6, respectively. The differences between the mean values obtained by the groups were identified by the Student t test (Table 1).

This study was the first step in order to identify the mechanisms related to the gait functional adaptation of patients with a cruciate ligament

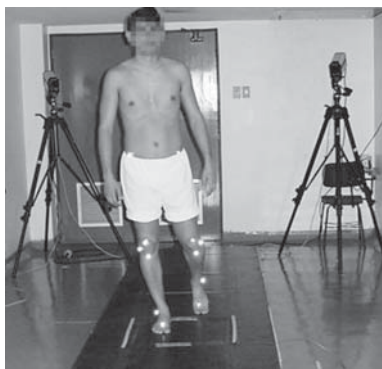


Figura 4 - Laboratório de Marcha.  
Figure 4 - Gait laboratory.

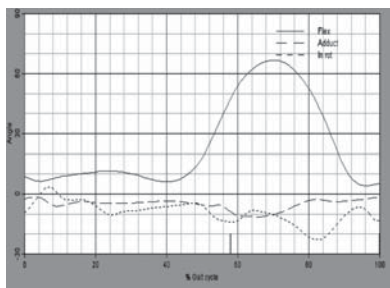


Figura 5 - Ângulo da articulação do joelho – indivíduos saudáveis.

Figure 5 - Angle of the knee articulation - healthy individuals.

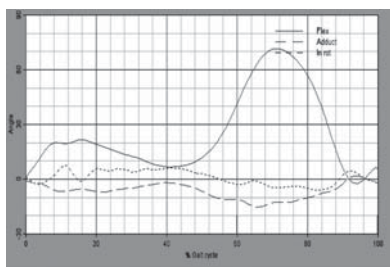


Figura 6 - Ângulo da articulação do joelho – pacientes com lesão no LCA.

Figure 6 - Angle of the knee articulation - patients presenting CLI.



pacientes com deficiência no ligamento cruzado anterior podem ser vistos nas figuras 5 e 6, respectivamente. As diferenças entre as médias dos valores obtidos pelos grupos foram identificadas por meio do teste t Student (Tabela 1).

Este estudo foi o primeiro passo quanto à identificação dos mecanismos envolvidos na adaptação funcional da marcha de pacientes com a lesão no LCA. O desenvolvimento do processo de adaptação à lesão, sugere a auto-seleção de fatores e respostas neuromusculares, podendo ser aprendidas como estratégia para um novo movimento. Presume-se que estas adaptações sejam realizadas de maneira subconsciente, a fim de evitar o deslocamento proximal da tibia, que pode ocorrer na ausência da função do ligamento cruzado anterior<sup>(2,5)</sup>.

### DISPOSITIVOS DE AUXÍLIO INSTRUMENTALIZADOS PARA MARCHA

Para a obtenção da eficiência biomecânica durante a marcha patológica é essencial a adequação das cargas aplicadas nos membros superiores e inferiores para melhorar a postura e o equilíbrio, além de potencializar a reabilitação de indivíduos que possuem lesões ortopédicas e/ou neurológicas (lesão medular, acidente vascular cerebral, traumatismo crânio-encefálico, durante a consolidação de fraturas ósseas, entre outros). O prognóstico favorável em algumas destas patologias, depende, por exemplo: da sustentação de peso nos membros inferiores, gerando o efeito piezoelétrico nas estruturas ósseas<sup>(11)</sup>, bem como, a redução da sobrecarga corpórea aplicada nos membros superiores, para prevenção de lesões articulares ou complicações decorrentes de siringomielia pós-traumática<sup>(3,4)</sup>.

Então, partindo da necessidade de quantificar as cargas aplicadas e a relação das forças entre membros superiores e inferiores durante a marcha, foram desenvolvidas e construídas instrumentação eletrônica para dispositivos de auxílio - bengalas e muletas (Figura 7) e um software para aquisição e tratamento do sinal (Figura 8).

Na haste inferior dos dispositivos de auxílio, foram colocados sensores strain-gages para mensurar a força. Os sinais de carga captu-

	Flexão mínima do joelho durante o toque do calcanhar <b>Minimum knee flexion during heel touch</b>	Flexão do joelho no médio apoio <b>Knee flexion in medium support</b>
Grupo Controle <i>Control Group</i>	7.8	46.3°
Pacientes com lesão no LCA <i>Patients with CLA</i>	2.1°	38.9°

**Tabela 1 - Dados cinemáticos durante a fase de apoio da marcha.**  
**Table 1 - Kinematics data during support phase to gait**

*injury. The development of the lesion adaptation process suggests the selfselection of factors and neuromuscular responses which can be regarded as a strategy to a new movement. One can suppose that such adaptations are performed unconsciously, in order to avoid the proximal dislocation of the tibia that may occur in cases of lack of the anterior cruciate ligament function<sup>(2,5)</sup>*

### INSTRUMENTED WALKING AIDS FOR GAITS

*To obtain the biomechanical effectiveness during pathological gaits, it is essential to suit the applied loads on the upper and lower limbs in order to improve the posture and the balance besides improving the rehabilitation of individuals with orthopedic and/or neurological lesions (medular injury, cerebrovascular accident, cranioencephalic traumas during bone fractures consolidation among others). The favorable prognosis in some of these pathologies depends, for example, on the weight support on lower limbs, generating the piezoelectric effect on the bone structures<sup>(11)</sup>, as well as the reduction of the corporal overweight on upper limbs to prevent from articular lesions or complications from posttraumatic syringomyelia<sup>(3,4)</sup>.*



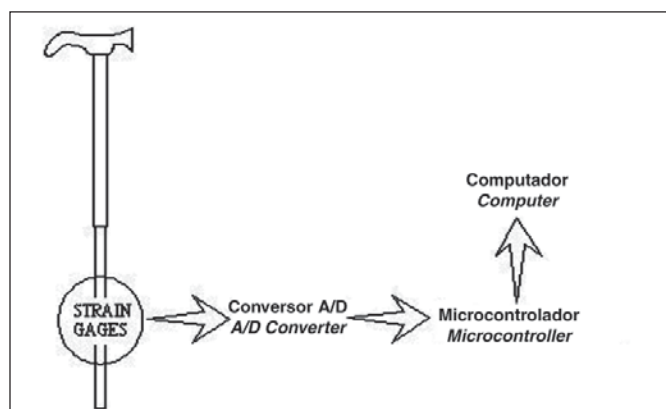
**Figura 7 - Muleta instrumentalizada.**

**Figure 7 - Instrumented crutch.**

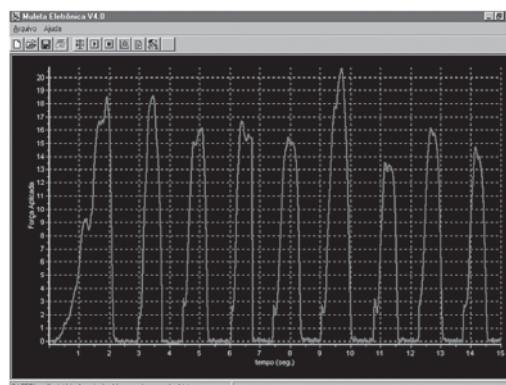
*So, considering the necessity of quantifying the applied loads and the relationship of forces among upper and lower limbs during the gait, electronic instrumentation for walking aids such as, instrumented canes and crutches (Figure 7) and a software for the reception and treatment sign (figure 8) were developed.*

*In the lower shaft of walking aids, strain-gage sensors were placed in order to measure the force. The captured load signs can be sent to an analogical/digital converter, with a reception rate of 50 Hz<sup>(15)</sup> kept in a microcontroller memory to further on be analyzed by the developed software. Another option is the use of a cable connection or telemetry, allowing the data visualization in real time.*

*By using this developed system, it is possible to verify the axial force applied to the cane or crutch versus the time (push) during the gait cycles, enabling the dynamic visualization of the pathological gait (Figure 9).*



**Figura 8 - Aquisição do sinal.**  
**Figure 8 - Sign reception.**



**Figura 9 - Magnitude da força aplicada (Kgf) versus tempo, durante a marcha com fixador externo para tibia.**  
**Figure 9 - Magnitud of the applied force (Kgf) vc time, during the gait with tibia external fixation.**

rados podem ser enviados para o conversor analógico/digital, com taxa de aquisição de 50 Hz<sup>(15)</sup>, armazenados na memória de um microcontrolador e posteriormente analisados pelo software desenvolvido. Outra opção é o uso da conexão por cabo ou telemetria, possibilitando a visualização dos dados em tempo real.

Com o sistema desenvolvido é possível monitorar a força axial aplicada na bengala ou muleta versus tempo (impulso) durante os ciclos da marcha, permitindo a visualização dinâmica da marcha patológica (Figura 9).

## CONCLUSÃO

Os avanços tecnológicos mostrados neste artigo podem fornecer parâmetros biomecânicos para diagnóstico, prognóstico e intervenções terapêuticas, auxiliando na elaboração de protocolos de tratamento na Ortopedia e Reabilitação, focando em particular o quadro clínico de cada paciente.

**AGRADECIMENTOS:** Os autores agradecem a Fundação de Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). – Processo nº 96/12198-2.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Amadio CA, Baumann W. Aspects of methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Braz J Biomech* 1:7-14, 2000.
2. Arms SW, Pope MH, Johnson RJ. The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 12:8-11, 1984.
3. Asano M, Fujiwara K, Yonenobu K, Hiroshima K. Post-traumatic syringomyelia. *Spine* 21: 1446-1453, 1996.
4. Belanger E, Levi AD. The acute and chronic management of spinal cord injury. *J Am Coll Surg* 190:589-604, 2000.
5. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 72:871-877, 1990.
6. Bollen S. Ligament injuries of the knee - limping forward? *Br J Sports Med* 32:632-644, 1998.
7. Carvalho DCL, Carvalho MM, Cliquet Junior A. Osteoporose por desuso: aplicação na reabilitação do lesado medular. *Acta Ortop Bras* 9:34-43, 2001.
8. Cliquet Junior A, Ortolan R, Cunha FL, Carvalho DCL, Franca JEM, Maria ASLS, Silva OL. Tendências em biomecânica ortopédica aplicadas à reabilitação. *Acta Ortop Bras* 9:44-58, 2001.
9. Cliquet Junior A. Conexão reativada. *Revista Pesquisa - FAPESP* 80:48-51, 2002.
10. de Castro MC, Cliquet A Jr. An artificial grasping evaluation system for the paralysed hand. *Med Biol Eng Comp* 38:275-281, 2000.
11. Edgerton VR, Roy RR, Hodgson JA et al. How the science and engineering of spaceflight contribute to understanding the plasticity of spinal cord injury. *Acta Astronaut* 47:51-62, 2000.
12. Leroux JL, Micallef JP, Bonnet F, Blotman F. Rotation - abduction analysis in 10 normal and pathologic shoulders. Elite system application. *Surg Radiol Anat* 14:307-313, 1992.
13. Noyes FR, Basset RW, Grood ES, Butler DL. Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee: incidence of anterior cruciate tears and other injuries. *J Bone Joint Surg Am* 62: 687-695, 1980.
14. Pap G, Machner A, Wissl H, Awiszus F. Dreidimensionale bewegungs-analyse am schultergelenk - ein neues verfahren zur charakterisierung von parametern der schultergelenksfunktion. *Z Orthop* 138:344-348, 2000.
15. Patrick T, Gerald FH, Khomeshwari A et al. A biofeedback cane system: instrumentation and subject application results. *IEEE Trans Rehabil Eng* 3:132-138, 1995.
16. Rau G, Disselhorst-Klug C, Schmidt R. Movement biomechanical goes upwards: from the leg to the arm. *J Biomech* 33:1207-1216, 2000.
17. Sepúlveda F, Cliquet A Jr. Gait restoration in a spinal cord injured subject via neuromuscular electrical stimulation controlled by an artificial neural network. *Int J Artif Organs* 21:49-62, 1998.

## CONCLUSION

*The technological advances showed in this paper can provide biomechanical parameters for the diagnosis, prognosis and therapeutical interventions, helping in the development of treatment protocols in Orthopedics and Rehabilitation, specifically focusing the clinical case of each patient.*

**Acknowledgments:** *The authors acknowledge the Fundação de Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) – Process nº 96/12198-2.*

---

## ERRATA

*No artigo “Estudo da regeneração nervosa em nervos tibiais de ratos wistar utilizando o Fluoro-Gold® como marcador neuronal.” publicado na revista Acta Ortopédica Brasileira, Volume 11 - Número 4 - Outubro/Dezembro de 2003, página 225; a titularidade correta dos autores é:*

**4 - João Baptista Gomes dos Santos - Médico assistente e Chefe da Disciplina de Cirurgia da Mão e Membro Superior, Doutor em Ortopedia e Traumatologia.**

**5 - Celso Kiyoshi Hirakawa - Médico assistente da Disciplina de Cirurgia da Mão e Membro Superior, Mestre em Ortopedia e Traumatologia.**

**6 - Flávio Faloppa - Professor Livre Docente, coordenador do Curso de Pós-graduação.**