

STUDII PRIVIND FORŢELE DEZVOLTATE ÎN CULISORUL UNUI ECHIPAMENT DE REABILITARE

STUDIES ON THE FORCES DEVELOPED IN A REHABILITATION EQUIPMENT SLIDER

Ioana PETRE

Transilvania University of Brasov, Romania

Rezumat. Lucrarea prezintă experimentele efectuate pentru determinarea forţelor dezvoltate într-un sistem de antrenare a unui echipament de reabilitare. Ca şi actuator este folosit un muşchi pneumatic, care funcţionează pe principiul unui arc – îşi măreşte diametrul şi îşi micşorează lungimea sub acţiunea aerului comprimat [1, 2]. Determinarea forţei disponibile dezvoltată de muşchiul pneumatic ales se realizează cu ajutorul unui traductor de forţă ataşat culisorului echipamentului şi conectat la computer. Rezultatele experimentelor efectuate prezintă evoluţia forţelor dezvoltate sistemul de antrenare pentru un ciclu de încărcare şi pentru unul de încărcare-descărcare cu presiuni între 1 şi 6 bar.

Cuvinte cheie: muşchi pneumatic, echipament de reabilitare, traductor de forţă

1. Introducere

Lucrarea propune analiza forţelor dezvoltate de sistemul de antrenare al unui echipament de reabilitare a afecţiunilor articulaţiilor portante ale membrului inferior.

Experimentele au fost efectuate prin ataşarea unui traductor de forţă la culisorul echipamentului de reabilitare şi conectarea acestuia la computer, urmată de alimentarea succesivă a actuatorului cu presiuni între 1 şi 6 bar. Valorile tensiunilor furnizate de traductor şi evoluţia acestora sunt vizualizate prin intermediul soft-ului FluidLab-P.

Pentru transformarea tensiunii obţinute în forţă se foloseşte o funcţie obţinută prin etalonarea traductorului. Aceste valori experimentale sunt corelate cu cele teoretice, furnizate de producătorul muşchiului pneumatic analizat.

2. Echipament de reabilitare a articulaţiilor membrei inferioare

Echipamentul de reabilitare propus este capabil de realizarea unei mişcări continue pasive cu ajutorul unui sistem acţionat cu muşchi pneumatic [3].

Acesta acţionează culisorul echipamentului pentru efectuarea diferitelor curse impuse de exerciţiul de reabilitare.

Echipamentul de reabilitare utilizat pentru experimente este prezentat în figura 1.

Abstract. The paper presents the experiments performed to determine the forces developed by a drive system of rehabilitation equipment. As actuator is used a pneumatic muscle, which works on a spring principle - increases its diameter and decreases its length under the action of compressed air [1, 2]. Determination of the available force developed by the pneumatic muscle is performed using a force transducer attached to the equipment slider and connected to the computer. The results of the experiments made, presents the drive system forces evolution developed for a load cycle and for a load/unload cycle with pressures between 1 and 6 bar.

Key words: pneumatic muscle, rehabilitation equipment, force transducer

1. Introduction

This paper analyzes the forces developed by the drive system of rehabilitation equipment bearing joints of lower limb disorders.

Experiments were performed by attaching a force transducer to the slider of the rehabilitation equipment, by connecting the transducer to the computer, followed by successive actuator supply pressure between 1 and 6 bar. Voltages provided by the transducer and developments are viewed through FluidLab-P software.

To convert voltage power to force it is used a function obtained by calibrating the transducer. These experimental values are correlated with the theoretical analysis provided by the manufacturer of pneumatic muscle.

2. Lower limb joints rehabilitation equipment

The proposed rehabilitation equipment is capable of achieving continuous passive motion, by means of a pneumatic muscle actuated system [3].

It actuates the equipment slider to make the different displacements required for exercise rehabilitation.

The rehabilitation equipment used for the researches presented below is shown in figure 1.



Figura 1. Echipamentul de reabilitare a articulațiilor membrelor inferioare

Figure 1. Lower limb joints rehabilitation equipment

3. Studii privind forțele dezvoltate în sistemul de antrenare al echipamentului de reabilitare

Determinarea forței disponibile dezvoltată de mușchiul pneumatic care antrenează culisorul echipamentului de reabilitare s-a realizat cu ajutorul unui montaj ca cel din figura 2. Traductorul de forță este legat rigid de culisor, el nepermițând deplasarea elementului mobil al echipamentului de reabilitare odată cu alimentarea cu aer sub presiune a mușchiului pneumatic.

3. Studies on the forces developed in the actuating system of rehabilitation equipment

Determination of available force developed by pneumatic muscle which actuates the rehabilitation equipment slider was performed using an assembly as in Figure 2. Force transducer is rigidly mounted to slide, and it is not allowed the movement of the mobile element of rehabilitation equipment with air supply pressure of the pneumatic muscle.



Figura 2. Amplasarea traductorului de forță pe echipament

Figure 2. Force transducer location on the equipment

3.1. Etalonarea traductorului de forță

Traductorul de forță utilizat (figura 3) are următoarele caracteristici tehnice [4]:

- domeniul de măsurare: $0 \div 1$ kN;
- tensiunea de alimentare: 24 Vcc;
- semnal de ieșire: $0 \div 10$ V.

Etalonarea traductorului de forță s-a realizat prin încărcarea sa treptată cu greutateți calibrate, așa după cum este prezentat în figura 4.

3.1. Force transducer calibration

Force transducer used (Figure 3) has the following technical characteristics [4]:

- measuring range: 0 to 1 kN;
- supply voltage: 24 VDC;
- output signal: $0 \div 10$ V.

Force transducer calibration was achieved by gradually loading with calibrated weights, as is shown in Figure 4.



Figura 3. Traductor de forță
Figure 3. Force transducer



Figura 4. Etalonarea traductorului de forță
Figure 4. Force transducer calibration

Semnalele furnizate de traductor sunt transmise prin intermediul unei plăci de achiziții de date tip EasyPort (Festo) către calculator, unde pot fi vizualizate cu ajutorul programului FluidLab-P (Festo) (figura 5). FluidLab-P este un program destinat colectării și reprezentării sub formă grafică a datelor de natură pneumatică [5].

Signals provided by the transducer are transmitted through a EasyPort data acquisition board (Festo) to the computer, where can be viewed with FluidLab-P program (Festo) (Figure 5). FluidLab-P is a program used for collecting and representing data in graphical form [5].

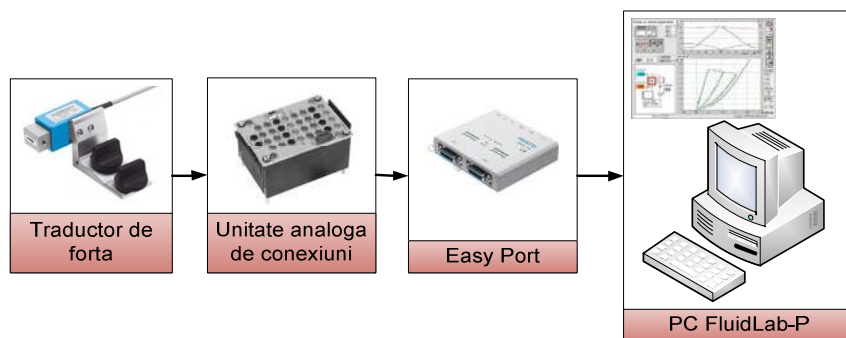


Figura 5. Traseul semnalului generat de traductorul de forță
 Figure 5. Route of the signal generated by the force transducer

Cu ajutorul programului FluidLab-P pot fi vizualizate valorile tensiunilor de ieșire furnizate de traductorul de forță. Astfel, de exemplu, pentru o încărcare a traductorului cu o forță de 65 N, s-a obținut o valoare a tensiunii de 0,635 V.

With the FluidLab-P program can be viewed output voltages provided by the force transducer. Thus, for example, for a transducer load with a force of 65 N, the value obtained is of 0.635 V.

În figura următoare se prezintă valoarea afișată de FluidLab-P.

The following figure presents the value displayed by FluidLab-P.

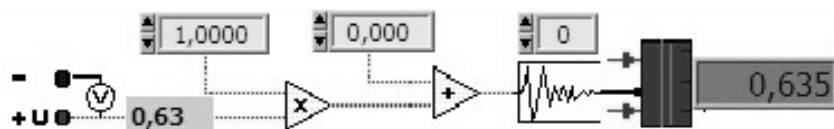


Figura 6. Valoarea tensiunii de ieșire afișată pentru o încărcare de 65 N
 Figure 6. The output voltage for a load of 65 N

Figura 7 prezintă nivelurile tensiunii de ieșire pentru diferite încărcări ale traductorului.

Figure 7 shows the output voltage levels for different loads of the transducer.

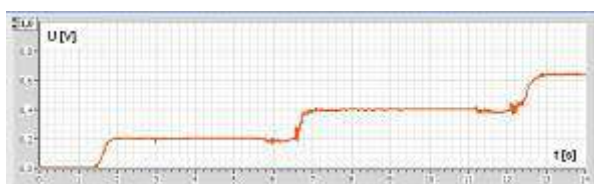


Figura 7. Valorile tensiunilor de ieșire din traductor pentru diferite încărcări
 Figure 7. The values of the transducer output voltage for different loads

S-a solicitat traductorul cu forțele 0; 20; 40; 65 N și s-au obținut tensiunile 0; 0,195; 0,39; 0,635 V. Din datele de mai sus se poate determina expresia funcției de etalonare a traductorului de forță, $U = 0,00977 \cdot F$, în care U reprezintă tensiunea de ieșire din traductor, iar F este forța ce acționează asupra acestuia.

The forces applied to the transducer are 0; 20; 40; 65 N and the tensions obtained are 0; 0,195; 0,39; 0,635 V. From the above data one can determine the expression function of force transducer calibration, $U = 0.00977 \cdot F$, where U is the voltage output of the transducer, and F is the force acting on it.

Graficul ce redă forma dreptei de etalonare pe întregul domeniu de măsurare al traductorului este prezentat în figura 8.

Graph that renders the form of the calibration segment on the measurement domain of the transducer is shown in Figure 8.

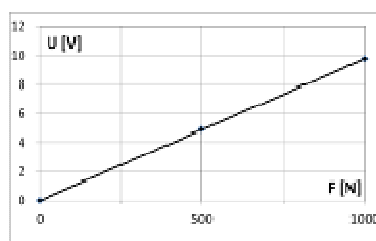


Figura 8. Dreapta de etalonare a traductorului de forță
Figure 8. Force transducer calibration segment

3.2. Determinarea forței aplicate la culisorul echipamentului de reabilitare

Schema de principiu conform căreia s-au efectuat măsurătorile privitoare la forța aplicată culisorului echipamentului de reabilitare este cea din figura 9.

3.2. Determination of force applied to rehabilitation equipment slider

The schematic diagram on which the measurements were made, regarding the force applied to the slider of the rehabilitation equipment is shown in Figure 9.

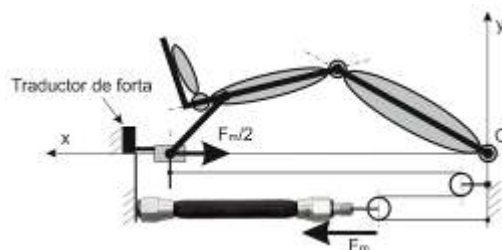


Figura 9. Determinarea mărimii forței aplicate culisorului
Figure 9. Determining the size of the force applied to slider

Forța dezvoltată de mușchiul pneumatic este notată cu F_m . La culisor, din cauza efectului demultiplicator al sistemului mobil de scripeți, mărimea forței, măsurată cu ajutorul traductorului, devine $F_m/2$.

Force developed by the pneumatic muscle is denoted by F_m . At the slider, because the dividend effect of mobile system pulleys, force size, measured by the transducer, is $F_m/2$.

Utilizând un lanț al sistemului de măsurare ca cel din figura 6, pentru diferite valori ale presiunii de încărcare cu aer a mușchiului pneumatic s-au obținut curbele din figura 10.

Using a measurement system chain as in figure 6, for different values of air pressure of the pneumatic muscle, was obtained curves in Figure 10.

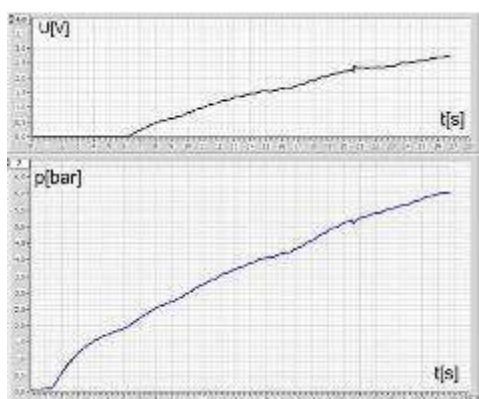


Figura 10. Evoluția tensiunii și a presiunii în funcție de timp la un ciclu de încărcare a mușchiului pneumatic:

$$U = f(t); p = f(t)$$

Figure 10. Evolution of the voltage and pressure in time at a load cycle of the pneumatic muscle: $U = f(t); p = f(t)$

Se remarcă faptul că o creștere treptată a presiunii aerului determină o majorare a semnalului de ieșire (tensiune) emis de traductorul de forță.

Din cele două grafice se observă faptul că semnalul de ieșire emis de traductor este nul până la o valoare a presiunii de alimentare a mușchiului de 1,9 bar. După acest prag, tensiunea semnalului de ieșire crește odată cu presiunea aplicată mușchiului pneumatic.

Pornind de la curbele din figura de mai sus, se poate construi graficul care prezintă dependența tensiunii semnalului de ieșire în raport cu presiunea aerului din interiorul mușchiului pneumatic (figura 11).

Pe baza relației funcției de etalonare a traductorului de forță se pot calcula valorile forței dezvoltate de mușchiul pneumatic în funcție de presiunea aerului comprimat. Variația forței în funcție de presiune rezultă din graficul din figura 12.

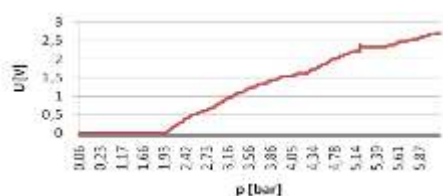


Figura 11. Evoluția tensiunii în funcție de presiune la un ciclu de încărcare a mușchiului pneumatic, $U = f(p)$
 Figure 11. Evolution of the voltage in function of pressure at a load cycle of the pneumatic muscle, $U = f(p)$

Din programul MuscleSim furnizat de FESTO Ag&Co au fost extrase forțele dezvoltate de mușchiul pneumatic ales corespunzătoare presiunii alimentate (figura 13). S-au ales doar acele valori considerate pentru limitele de presiune acceptate de specificațiile tehnice ale mușchiului pneumatic.

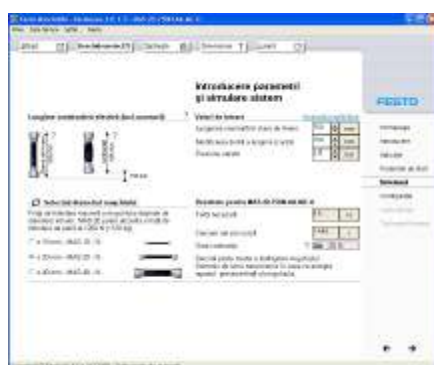


Figura 13. Valorile forțelor rezultate din MuscleSim în funcție de presiune
 Figure 13. MuscleSim force values depending with pressure

În figura 14 sunt reprezentate forțele măsurate și forțele furnizate de MuscleSim în raport cu presiunea. Se observă că forțele măsurate sunt superioare forțelor indicate de compania FESTO care produce mușchiul pneumatic analizat.

It is noted that a gradual increase of air pressure causes an increase in the output signal (voltage) from the force transducer.

Of the two graphs is observed that the transducer output signal has value of zero until a supply pressure of 1.9 bar. After this value, the output signal voltage increases with pressure applied to pneumatic muscle.

From the curves in the figure above, it can be rendered a graph showing voltage dependence of the output signal relative to the air pressure inside the pneumatic muscle (figure 11).

Based on function relation of force transducer calibration, can calculate the pneumatic muscle force developed by compressed air pressure. Force variation depending on the pressure results from Figure 12.

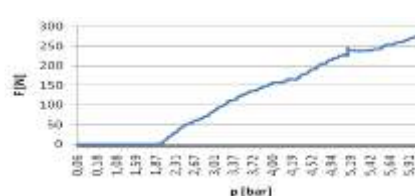
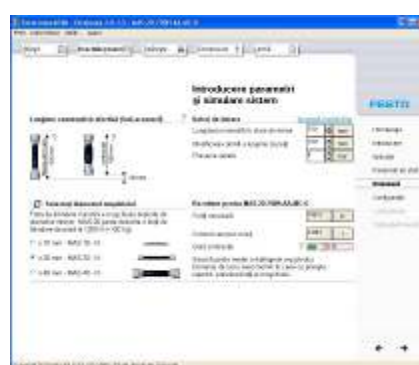


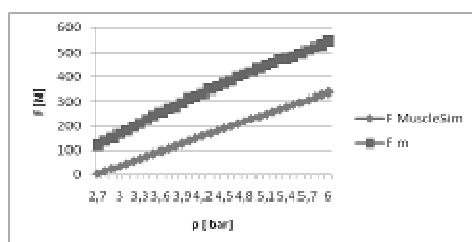
Figura 12. Evoluția forței în funcție de presiune la un ciclu de încărcare a mușchiului pneumatic, $F = f(p)$
 Figure 12. Evolution of the force in function of pressure at a load cycle of the pneumatic muscle, $F = f(p)$

From MuscleSim software provided by FESTO AG & Co., it had been extracted muscle forces developed with pressure supplied (Figure 13). It had been chosen only those values for pressure limits considered acceptable by the technical specifications of pneumatic muscle.



In Figure 14 are presented the measured forces and the forces provided by MuscleSim with pressure. It is noted that the measured forces are superior to the forces provided by the FESTO company that produces the analyzed pneumatic muscle.

Această diferență semnifică faptul că mușchiul pneumatic are performanțe superioare celor tehnice, compania luându-și o marjă de siguranță la momentul stabilirii specificațiilor tehnice.



This difference means that the pneumatic muscle performances are superior to technical performance, the company taking a safety margin in determining the technical specifications.

Figura 14. Evoluția forței măsurate și a forței indicate de softul MuscleSim: $F_m = f(p)$; $F_{MuscleSim} = f(p)$
 Figure 14. Evolution of the measured force and of the force provided by MuscleSim software: $F_m = f(p)$; $F_{MuscleSim} = f(p)$

4. Concluzii

Articolul prezintă studii experimentale cu privire la forțele dezvoltate de sistemul de antrenare cu mușchi pneumatici al unui echipament de reabilitare a afecțiunilor articulațiilor portante ale membrului inferior.

Din experimentele efectuate se observă că, pentru un ciclu de încărcare, semnalul de ieșire emis de traductor este nul până la o valoare a presiunii de alimentare a mușchiului de 1,9 bar. După acest prag, tensiunea semnalului de ieșire crește odată cu presiunea aplicată mușchiului pneumatic, până la valoarea de 273,9 N obținută pentru o presiune de 6 bar. Valorile obținute din experimente au fost corelate cu valorile din specificațiile tehnice, de unde s-a constatat că forțele dezvoltate de mușchiul pneumatic sunt superioare celor teoretice furnizate de compania FESTO. Explicația ar fi marja de siguranță luată de companie la momentul stabilirii specificațiilor tehnice.

Direcțiile viitoare au ca scop o analiză detaliată a performanțelor echipamentului de reabilitare acționat de mușchi pneumatic.

4. Conclusions

This paper presents experimental studies on the forces developed by a pneumatic muscle actuating system of lower joints affections rehabilitation equipment.

Experiments made shows that, for a charge cycle, the output signal issued by the transducer are zero up to a supply pressure of 1.9 bar muscle. After this threshold, the output signal voltage increases with pressure applied to pneumatic muscle, up to 273.9 N, value obtained for a pressure of 6 bar. Values obtained from experimental values were correlated with technical specifications, where it was found that the forces developed by pneumatic muscle are higher than theoretical, provided the company FESTO. The explanation could be the safety margin taken by the company in determining the technical specifications.

This research will be continued with a more in depth analysis and testing of the pneumatic muscle actuated rehabilitation equipment.

ACKNOWLEDGEMENT

This paper is supported by the Sectoral Operational Programme Human Resources Development (SOP HRD), financed from the European Social Fund and by the Romanian Government under the contract number POSDRU/88/1.5/S/59321.

References

- Petre, I., Deaconescu, T., Deaconescu, A., Petre, D. (2011) *Finite element analysis of pneumatic muscle*. Proceedings of the 15th International Conference Modern Technologies, Quality and Innovation, ModTech 2011, New face of TMCR, p. 861-864, Vadul lui Vodă - Chișinău, Republic Moldova
- Hesse, S. (2003) *The Fluidic Muscle in Application*. Blue Digest on Automation, Esslingen
- Petre, I., Deaconescu, T. (2009) *Isokinetic Equipment Designed for Therapeutic Exercises*. Proceedings of International Conference on Economic Engineering and Manufacturing Systems, ICEEMS 2009. In **RECENT**, vol. 10, no. 3(27), p. 373-376, ISSN 1582-0246, Brașov, Romania
- FESTO, AG & Co. (2011) <http://www.festo-didactic.com>, Accessed: 19.12.2011
- Kaufmann, H., Lenz, K., Scherer, R. (2005) *FESTO FluidLab-P Manual*. Available from: http://www.festo-didactic.com/ov3/media/customers/1100/689149_x.pdf, Accessed: 20.01.2012