

Antoni NEYMAN*, Paweł ROMANOWSKI*, Leszek DĄBROWSKI*

WĘZŁY CIERNE STABILIZATORA POLA OPERACYJNEGO SERCA

FRICITION JOINTS OF SURGICAL AREA HEART STABILIZER

Słowa kluczowe:

operacje naczyń wieńcowych, mechaniczna stabilizacja pola operacyjnego, węzły cierne.

Key words:

surgical operations of coronary vessels, mechanical stabilisation of surgical area, friction joints.

Streszczenie:

W wyniku współpracy pomiędzy Katedrą Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn Politechniki Gdańskiej i Instytutem Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku skonstruowano pierwszy w Polsce i w Europie stabilizator pola operacyjnego na pracującym sercu, urządzenie niezbędne do prowadzenia operacji kardiologicznych bez włączania krążenia pozaustrojowego.

* Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn

wego. Urządzenie to poprzez chwytak z parą przyssawek unosi serce i unieruchamia powierzchnię pomiędzy przyssawkami ograniczając przemieszczenia wynikające z pulsacji serca do wartości poniżej 1 mm. Wykonany w Gdańsku stabilizator potwierdził pełną przydatność jako urządzenie umożliwiające przeprowadzanie operacji „pomostowania” naczyń wieńcowych na pracującym sercu. Przeprowadzono badania doświadczalne oporów ruchu w węzłach ciernych stabilizatora oraz numeryczną analizę sztywności jego struktury. Oszacowane na podstawie wyników badań wartości współczynnika tarcia w przegubach stabilizatora zawierały się w granicach 0,17 do 0,42. Badania wykazały wystarczającą sztywność i pewność działania stabilizatora.

WSTĘP

Rozpowszechnienie chorób układu krążenia powoduje konieczność wykonywania zabiegów kardiologicznych (w Polsce rocznie ok. 20 tysięcy). Powszechnie jest wykonywane operacyjne pomostowanie tętnic wieńcowych. Takich zabiegów wykonuje się rocznie w Polsce ok. 10 tysięcy. Przeprowadzanie takich zabiegów, bez włączenia krążenia pozaustrojowego, jest bardzo korzystne dla pacjenta, zmniejsza ryzyko operacji i przyspiesza rekonwalescencję oraz zdecydowanie obniża koszt operacji. Koszt jednorazowego użycia sztucznego płuco-serca wynosi bowiem ok. 1500 USD. Do przeprowadzenia zabiegów operacyjnych bez krążenia pozaustrojowego niezbędne jest unieruchomienie części powierzchni serca podlegającej zabiegowi (w celu zmniejszenia amplitudy ruchów), przy pomocy specjalnych urządzeń mechanicznych (stabilizatorów), mocowanych do stołu lub do tzw. rozwieracza mostka.

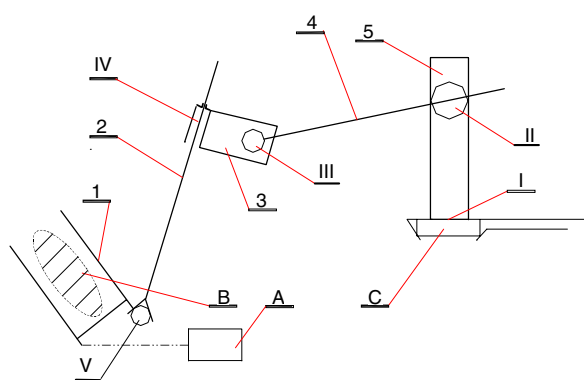
W Ameryce i Europie Zachodniej stosowany jest stabilizator firmy MEDTRONIC (Medtronic Octopus Tissue Stabilization Unit). Urządzenie to ze względu na wysoki koszt (jednorazowe użycie ok. 800 USD) nie jest powszechnie dostępne w polskiej kardiologii. Urządzenie to stabilizuje pole operacyjne poprzez ucisk serca, co nie jest korzystne ze względów medycznych. Od roku 2000 trwają na Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej i w Klinice Kardiologii IK AM w Gdańsku badania nad stabilizatorem własnej konstrukcji. Powstały prototypy stabilizatora [L. 1, 2], które po serii badań opatentowano i wprowadzono do użytku klinicznego [L. 3, 4]. Do chwili obecnej wykonano ponad 500 operacji na pracującym sercu wykorzystując te właśnie stabilizatory. Są to jedyne urządzenia tego

typu konstruowane, wyprodukowane i wprowadzone do użytku klinicznego w Polsce i w Europie. Wyniki leczenia chirurgicznego są porównywalne do danych publikowanych z ośrodków w Europie zachodniej i Ameryce [L. 5, 6]. Urządzenie polskie działa na zasadzie unoszenia serca poprzez przyssawki podłączone do pompy próżniowej, co jest medycznie korzystniejsze.

Koszt jednorazowego użycia urządzenia wykonanego w Politechnice Gdańskiej wynosi ok. 100 zł. Wprowadzenie do powszechnego użytku taniego polskiego urządzenia rozwiązałoby nie tylko problem ekonomiczny, ale także poważny problem społeczny, znacznie zwiększając dostępność zabiegów na pracującym sercu, bez włączania krążenia pozaustrojowego.

KONSTRUKCJA STABILIZATORA GDAŃSKIEGO

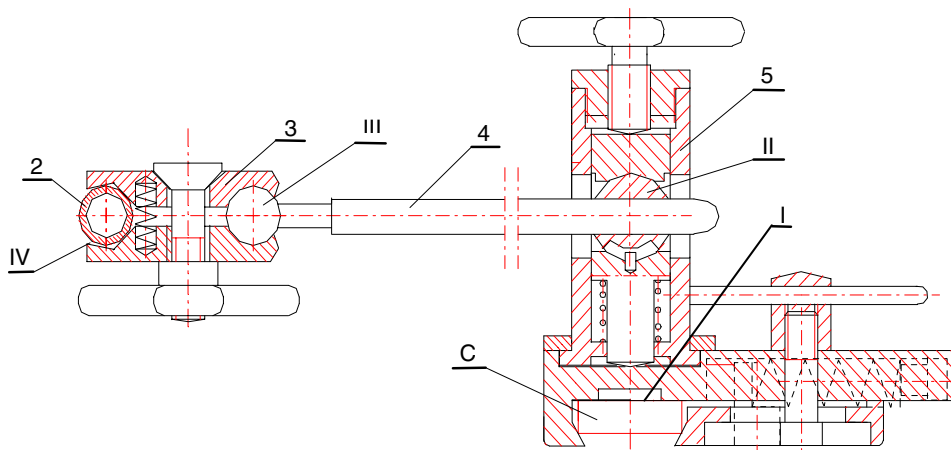
Podstawowe problemy konstrukcyjne, jakie trzeba było rozwiązać to zapewnienie sztywności całego układu w tym szczególnie przegubów ciernych niezbędnych dla zapewnienia wymaganej liczby stopni swobody urządzenia. Sztywność tą należało zapewnić przy możliwie małych wymiarach urządzenia, takich aby nie utrudniały dostępu do pola operacyjnego na pracującym sercu. Dodatkowym wymaganiem była łatwość demontażu urządzenia na poszczególne elementy tak, aby można było poddać je sterylizacji. Opracowując konstrukcję polskiego stabilizatora wykonano kilka prototypów. Schemat najnowszej wersji stabilizatora przedstawiono na **Rys. 1**. Na **Rysunkach 2 i 3** przedstawiono zasadnicze zespoły stabilizatora zaś na **Rys. 4** zdjęcie stabilizatora.



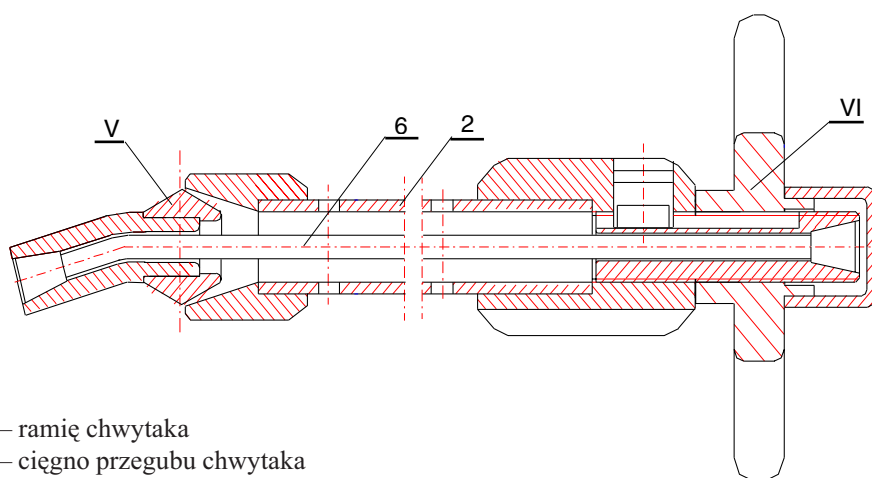
I – zacisk statywu na rozwieraczu mostka, II – przegub kulisty statywu, III – przegub kulisty uchwyty, IV – przegub walcowy ramienia chwytaka, V – przegub kulisty chwytaka, VI – zacisk ciągną ramienia chwytaka; 1 – chwytak, 2 – ramię chwytaka, 3 – uchwyt szczękowy ramienia, 4 – ramię statywu, 5 – statyw
A – pompa ssąca, B – pole operacyjne serca, C – prowadnica rozwieracza mostka

Rys. 1. Schemat stabilizatora gdańskiego

Fig. 1. Scheme of the gdańsk stabilizer

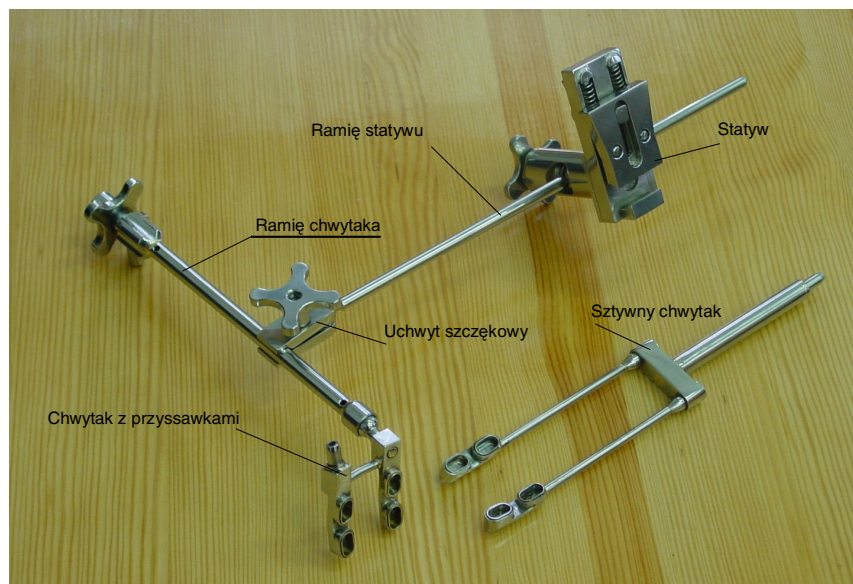


Rys. 2. Szkic konstrukcyjny statywu z ramieniem i uchwytem szczękowym
 Fig. 2. Design sketch of stand with arm and clamp holder



2 – ramię chwytaka
 6 – ciągnio przegubu chwytaka

Rys. 3. Szkic konstrukcyjny ramienia chwytaka
 Fig. 3. Design sketch of holder arm

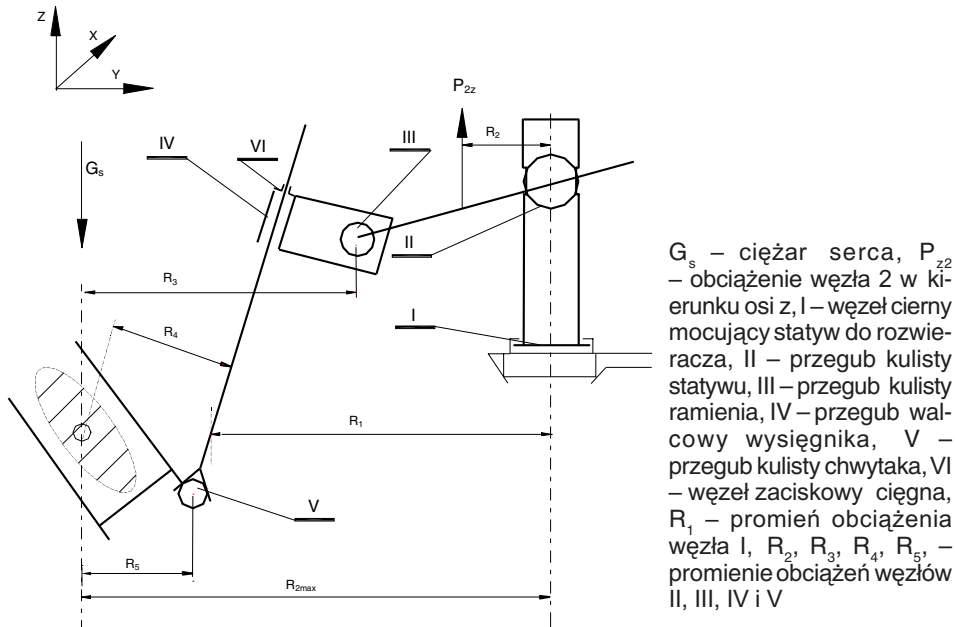


Rys. 4. Zdjęcie stabilizatora „gdańskiego”

Fig. 4. Image of gdańsk stabilizer

BADANIA OPORÓW TARCIA W PRZEGUBACH STABILIZATORA

W celu sprawdzenia pewności działania węzłów ciernych stabilizatora przeprowadzono badania oporów tarcia we wszystkich jego przegubach. W określonej odległości od środka każdego z przegubów przykładano siłę przy użyciu dynamometru zwiększając ją aż do uzyskania początku poślizgu. Wyniki pomiarów podano w **Tabelach 1 i 2**. Schemat układu pomiarowego wyjaśniający oznaczenia podane w tabelach przedstawiono na **Rys 5**.



Rys. 5. Schemat układu do pomiaru oporów tarcia w węzłach stabilizatora serca

Fig. 5. Scheme of the stand for friction torque measurement in heart stabilizer joints

Tabela 1. Wartości obciążeń wywołujących poślizg w przegubach i odpowiadające im szacowane wartości współczynników tarcia (moment dokręcenia przegubów 0,8Nm)

Table 1. Values of loads causing slip in joints and corresponding values of estimated friction coefficient values (screw moment 0,8Nm)

Węzeł cierny I			Przegub III			Przegub IV			Przegub V		
R_{1x}	P_{1x}	μ	R_{3x}	P_{3x}	μ	R_{4x}	P_{4x}	μ	R_{5x}	P_{5x}	μ
[mm]	[N]		[mm]	[N]		[mm]	[N]		[mm]	[N]	
100	60	0,30	100	20	0,40	50	20	0,20	140	7,5	0,21
150	41	0,31	150	13	0,39	60	18	0,22	100	11	0,22
150	45	0,34	100	19	0,38	60	17	0,20	100	12	0,24

Przegub II			Przegub III			Przegub V		
R_{2z}	P_{2z}	μ	R_{3z}	P_{3z}	μ	R_{5z}	P_{5z}	μ
[mm]	[N]		[mm]	[N]		[mm]	[N]	
100	60	0,40	100	18	0,36	100	13	0,26
150	42	0,42	150	12	0,36	150	8	0,24
100	62	0,41	100	17	0,34	150	9	0,27

Tabela 2. Wartości obciążeń wywołujących poślizg w przegubach i odpowiadające im szacowane wartości współczynników tarcia (moment dokręcenia przegubów 0,4Nm)

Table 2. Values of loads causing slip in joints and corresponding values of estimated friction coefficient values (screw moment 0,4Nm)

Węzeł cierny I			Przegub III			Przegub IV			Przegub V		
R _{1x}	P _{1x}	μ	R _{3x}	P _{3x}	μ	R _{4x}	P _{4x}	μ	R _{5x}	P _{5x}	μ
[mm]	[N]		[mm]	[N]		[mm]	[N]		[mm]	[N]	
100	35	0,35	100	10	0,40	60	7	0,17	140	5	0,28
150	22	0,33	150	7	0,42	50	10	0,20	100	8	0,32
150	21	0,31	100	12	0,48	50	10	0,20	120	7,2	0,34

Przegub II			Przegub III			Przegub V		
R _{2z}	P _{2z}	μ	R _{3z}	P _{3z}	μ	R _{5z}	P _{5z}	μ
[mm]	[N]		[mm]	[N]		[mm]	[N]	
100	24	0,32	100	11	0,44	100	9	0,36
150	18	0,36	150	8	0,48	150	7	0,42
100	25	0,33	150	7	0,42	100	10	0,40

Pomiary przeprowadzono przy dwóch wartościach momentu dokręcającego złącza śrubowe M6, zaciskające przeguby. Wartość maksymalna ok. 0,8 Nm, wartość minimalna ok. 0,4 Nm. Przy założonej wartości współczynnika tarcia $\mu = 0,2$; obliczona siła docisku śruby M6, wywołana momentem dokręcającym o wartości 0,8 Nm, wynosi ok. 1000 N. Przy takiej wartości siły docisku moment tarcia w przegubie kulistym II (średnica 15 mm) powinien wynosić ok. 3Nm. Rzeczywisty, pomierzony moment tarcia odpowiadający początkowi poślizgu w przegubie wynosił ok. 6 Nm (**Tabela 1**). Oznacza to, że rzeczywisty współczynnik tarcia w przegubie wynosił ok. 0,4.

Podobna sytuacja wystąpiła przy wartości momentu dokręcenia 0,4 Nm (**Tabela 2**). Średnice przegubów III, IV, i V wynoszą po 10 mm. Pomierzone wartości momentów tarcia, odpowiadające początkowi poślizgu, były znacznie zróżnicowane, zbliżone do obliczonych lub większe.

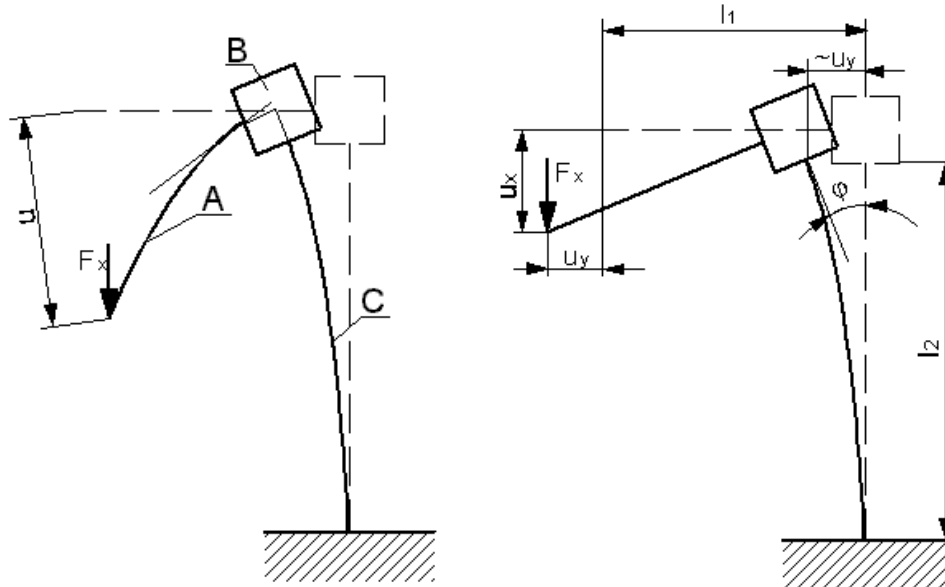
Analiza wyników pomiarów wskazuje na dwa ciekawe spostrzeżenia. Po pierwsze rzeczywiste wartości współczynników tarcia okazały się duże, często znacznie większe od spodziewanych. Po drugie stwierdzono znaczne zróżnicowanie wartości współczynników tarcia wynikających

z mierzonych wartości momentów, w różnych przegubach wykonanych z tego samego materiału, stali nierdzewnej. Po trzecie małe rozrzuty i małe wartości współczynników tarcia wystąpiły w przegubie IV. Małe rozrzuty wartości współczynnika tarcia wykazał też węzeł cierny I. Można to wytłumaczyć wpływem dokładności wykonania poszczególnych węzłów na wartość momentu potrzebną do wywołania poślizgu w przegubie. W węźle ciernym I mamy do czynienia ze stykiem płaskim. Możliwość uzyskania dokładnej obróbki jest tu znacznie większa niż w przypadku kuli (przeguby II i III). Przegub IV – walcowy jest także znacznie łatwiejszy w uzyskaniu dokładnej obróbki – małych błędów kształtu. W przypadku węzłów kulistych błędy wykonania kul powodują z jednej strony, że złącze staje się w pewnej mierze kształtowo ciernie, a wpływ błędów kształtu na wartość momentu poślizgu uzależniony jest od ustawienia kuli w uchwycie. W tym przypadku, kiedy potrzebna jest tylko samonastawność montażowa przegubów, w momencie ustawiania chwytaka i dostosowania jego położenia do pola operacyjnego, przed zaciśnięciem przegubów, dokładność wykonania kul przegubów nie ma istotnego znaczenia. Ta niedokładność wykonania może powodować zwiększenie oporów obrotu przegubu. Błędy kształtu mogą mieć oczywiście wpływ na zużywanie węzłów. Skojarzenia z wysokochromowej stali ($Cr > 18\%$) mają bardzo kiepskie właściwości tribologiczne (wyraźną skłonność do zacierania).

SYMULACYJNE BADANIA SZTYWNOŚCI STRUKTURY STABILIZATORA

Przeprowadzono także symulacyjne badania sztywności struktury stabilizatora modelując go przy pomocy MES.

Wpływ poszczególnych podzespołów współodpowiedzialnych za mechaniczną stabilizację pola operacyjnego (ramienia chwytaka A, uchwytu szczękowego ze śrubą B oraz ramienia statywu C, wg **Rys. 6a**) oceniono określając ich udział w całkowitym przemieszczeniu końca ramienia chwytaka. Przemieszczenie u_A , uwzględniające tylko podatność rurki ramienia chwytaka A pod wpływem F_x określono na podstawie modelu MES, w którym model szczęki ze śrubą zastąpiono sztywnym podparciem. Przemieszczenie u_{A+B} , uwzględniające łączną podatność rurki ramienia przysawki A oraz szczęki ze śrubą B pod wpływem F_x określono na podstawie pełnego modelu MES. Przemieszczenie u_{A+B+C} uwzględnia dodatkowo podatność ramienia statywu C określaną jak na **Rys. 6b**.



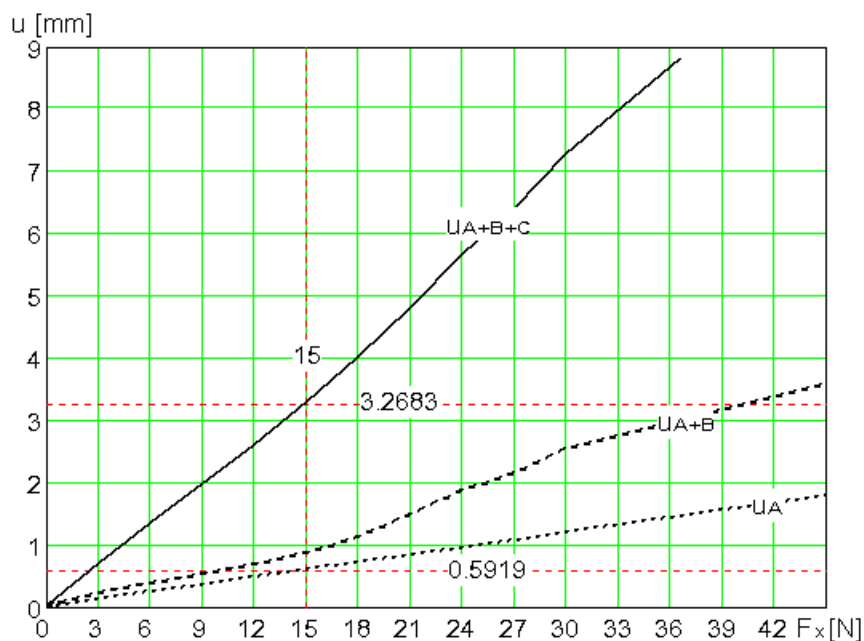
- a) Przesunięcie ramienia przyssawki jako skutek deformacji ramienia chwytaka A, szczęki ze śrubą B oraz ramienia statywu C przy obciążeniu ramienia chwytaka w kier. X,
 b) Przesunięcia ramienia przyssawki od deformacji ramienia statywu (obciążenie ramienia przyssawki w kier. X).

Rys. 6. Schemat odkształceń elementów stabilizatora

Fig. 6. Scheme of stabilizer elements deflections

Wyniki obliczeń wykazują, że przesunięcie ramienia przyssawki głównie powodowane jest przez odkształcenie ramienia statywu C. W wynikach obliczeń ramienia przyssawki A i szczęki ze śrubą B (u_{A+B}) można zaobserwować istotne nieliniowe zjawiska związane z tarciem, jednak ich skala jest znacznie mniejsza, a obszar występowania poza zakresem istotnym dla stabilizacji pola operacyjnego ($F_x > 15$ [N]). Założono bowiem, że maksymalne obciążenie działające na chwytak stabilizatora, pochodzące od pulsującego serca nie przekroczy 15 N. W obliczeniach przyjęto jednakowy współczynnik tarcia spoczynkowego i ruchowego $\mu = 0,2$. Zwiększony spadek sztywności, obserwowany na charakterystyce $u_{A+B} = u(F_x)$ w zakresie $F_x = 17 \div 30$ [N] (**Rys.7**) jest wynikiem wystąpienia poślizgu rurki ramienia przyssawki w szczęcie. Ewentualne zanieczyszczenie powierzchni rurki ramienia przyssawki może zmniejszyć obciążenie potrzebne do spowodowania poślizgu. Podobnie można przyspieszyć wystąpienie poślizgu w szczęcie poprzez zmniejszenie napięcia wstępnego śru-

by M6 do wartości poniżej $\sigma_r = 150$ [Mpa] (w rdzeniu gwintu). W zakresie $F_x = 30 \div 50$ [N] przemieszczanie końca ramienia przyssawki jest związane ze stałą sztywnością giętną rurki ramienia przyssawki, natomiast powyżej tego zakresu obciążenia następuje już istotna deformacja rurki w szczęcie z zaciskiem śrubowym.



Rys. 7. Obliczone przemieszczenie ramienia chwytaka jako skutek odkształcenia ramienia chwytaka A, szczęki ze śrubą B oraz ramienia statywu C

Fig. 7. Calculated displacement of holder arm as a result of holder arm A deflection, clamp with screw B and stand arm C

Zarówno wyniki pomiarów jak też wyniki analizy numerycznej wykazują, że w obszarze roboczych obciążeń stabilizatora zapewniona jest wystarczająca sztywność jego struktury, ze współczynnikiem bezpieczeństwa powyżej 2. Maksymalne wartości przemieszczeń chwytaka wynoszą poniżej 1 mm.

PODSUMOWANIE

Skonstruowany i wdrożony do stosowania pierwszy w Polsce i w Europie stabilizator pola operacyjnego serca okazał się w pełni przydatny do przeprowadzania operacji kardiochirurgicznych na pracującym sercu. Struktu-

ra stabilizatora, zminimalizowana ze względu na dostęp do pola operacyjnego, okazała się wystarczająco sztywna, a przeguby cierne zapewniają wystarczająco duże opory tarcia. Gdański stabilizator, co najmniej równorzędny pod względem funkcjonalnym z urządzeniem firmy MEDTRONIC, jest od niego ok. trzydziestokrotnie tańszy w użyciu.

LITERATURA

1. Rogowski J., Maciakowski R., Romanowski P.: Urządzenie do unieruchamiania pola operacji chirurgicznej wykonywanej na pracującym sercu. Zgłoszenie patentowe P337855 z dnia 14.01.2000 r.
2. Rogowski J., Maciakowski R., Romanowski P.: Przyssawka urządzenia do unieruchamiania pola operacji chirurgicznej wykonywanej na pracującym sercu. Zgłoszenie patentowe W110491 z dnia 14.01.2000 r.
3. Siebert J., Rogowski J., Anisimowicz L., Kaczmarek M., Brzeziński M., Narkiewicz M.: Pomostowanie tętnic wieńcowych. Śródoperacyjna ocena przepływu w tętnicy piersiowej wewnętrznej metodą termografii. *Kardiol. Pol.* 1999; 50: 3222–328.
4. Rogowski J., Jarmoszewicz K., Jagielak D., Anisimowicz L., Siebert J., Narkiewicz M.: Mniej inwazyjne zabiegi przeszłowania aortalno-wieńcowego. *Wiadomości Lekarskie.* 1999; 52(9–10): 488–493.
5. Lango R., Rogowski J.: Znieczulenie i leczenie okołoperacyjne chorych poddanych mniej inwazyjnym zbiegom kardiolochoirurgicznym. *Anestezjologia Intensywna Terapia.* 2000, 32, 29–33.
6. Siebert J., Rogowski J., Jagielak D., Anisimowicz L., Lango R., Narkiewicz M.: Atrial Fibrillation after coronary artery bypass grafting without cardiopulmonary bypass. *European J. Cardiothorac. Surg.* 2000. 00. 1–4.

Recenzent:

Jan BURCAN

Summary

The first Polish and European stabilizer of surgical area on working heart was designed in Gdańsk University of Technology in cooperation with Medical Academy in Gdańsk. The stabilizer is necessary for operation without putting on extrasomatic circulation. American stabilizer (Medtronic Octopus Tissue Stabilization Unit) stabilizes opera-

tion area by pressing a heart what is not advantageous from medical point of view. Polish stabiliser is keeping a heart rising it up by means of suckers connected to vacuum pump what is much better. The cost of use of Polish stabilizer is about thirty times less than American. Stand research and numerical calculation proved sufficient stiffness of stabilizer structure and enough big friction moments in its joints. Stand testing of friction torque in stabilizer joints showed that friction torque depends significantly on accuracy of its shape. Calculated friction coefficient was the smallest and most repeatable in joints of the best shape accuracy. Clinical tests of the stabilizer confirmed its full usability for surgical operation on working heart.