



УКРАЇНА

(19) UA (11) 84465 (13) C2
(51) МПК (2006)
C22C 14/00
C22C 19/03
C22F 1/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) СПЛАВ НА ОСНОВІ СИСТЕМИ ТИТАН-НІКЕЛЬ З ПАМ'ЯТТЮ ФОРМИ

1

2

(21) а200612423

(22) 27.11.2006

(24) 27.10.2008

(46) 27.10.2008, Бюл.№ 20, 2008 р.

(72) ПАТОН БОРИС ЄВГЕНОВИЧ, UA, КАЛЕКО ДАВИД МИХАЙЛОВИЧ, UA, КОВАЛЬ ЮРІЙ МИКОЛАЙОВИЧ, UA, НЕГАНОВ ЛЕОНІД МИХАЙЛОВИЧ, UA, СЛІПЧЕНКО ВІКТОРІЯ МИКОЛАЇВНА, UA, ШПАК АНАТОЛІЙ ПЕТРОВИЧ, UA

(73) ІНСТИТУТ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ІМ. Є.О. ПАТОНА НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ НАУК УКРАЇНИ, UA

(56) UA 11400 U, 15.12.2005

RU 2100468 C1, 27.12.1997

DE 4006076 C1, 13.12.1990

JP59028548 A, 15.02.1984

JP 60026648 A, 09.02.1985

JP 5117827 A, 14.05.1993

JP 10036952 A, 10.02.1998

JP 2001107164 A, 17.04.2001

(57) Сплав на основі системи титан-нікель з пам'яттю форми, що містить титан, нікель, срібло, ніобій, який **відрізняється** тим, що додатково містить тантал та цирконій при наступному співвідношенні хімічних компонентів, ат. %:

нікель	43,200-51,460
тантал	0,250-2,000
цирконій	0,180-1,600
срібло	0,070-1,400
ніобій	0,040-0,800
титан	48,000-51,000.

Винахід відноситься до металургії, а саме, до прецизійних сплавів медичного призначення на основі нікель-титану з ефектом пам'яті форми із стабільним значенням реактивних напружень ($\sigma_{Ак}$) та деформації ($\epsilon_{Ак}$) у температурній точці кінця зворотного (A_k) мартенситного перетворення (МП) в процесі функціонування, і може бути широко використаний в медичній промисловості для виготовлення імплантатів, протезів та хірургічних інструментів в якості функціональних виробів, що мають високі показники: біологічної сумісності з живими тканинами організму людини, стійкості до ерозії у крові при достатньо позитивній видимості сплаву у рентгенівських променях. При цьому необхідно розуміти під стабільністю реактивних напружень $\sigma_{Ак}$ при температурі A_k максимальне стабільне значення реактивної напруги, а під стабільною деформацією $\epsilon_{Ак}$ при цій температурі - сталість вихідної деформації виробу за термін дії виробу у живому організмі при відповідній динаміці його функціонування.

Відомий "Сплав з властивістю пам'яті форми" [заявка Японії № Сє 59-82902, від 26.04.84 р., Int. С1⁴ С22С19/03, 14/00, "Тохоку киндзоку коге"], що містить (% ат.):

Ti	49,5-51,0;
Ni	49,0-49,5;
Ag	1,0-5,0.

Основним недоліком сплаву є низьке значення стабільності реактивних напружень ($\sigma_{Ак} \leq 5 \text{ МПа}$) при температурі A_k при відносно низькій стабільності деформації ($\epsilon_{Ак}$), що не перевищує 0,4%. Вище вказаних меж параметрів сплав руйнується із-за підвищеної крихкості. Це обумовлено утворенням в сплаві достатньо крихкої γ -фази після введення в розплав Ag в кількості 1,0-5,0%. При виготовленні із сплаву виробів медичного призначення, вони швидко втрачають основні функціональні властивості в динамічному режимі, природному для живої істоти, а також може викликати передчасне руйнування виробів з цього сплаву з негативними наслідками для живого організму.

(13) C2

(11) 84465

(19) UA

Відомий також сплав з пам'яттю форми, що [описаний в роботі С.В.Гонг, Й.Н.Ванг, Д.З.Янг "Мартенситні зміни сплаву з пам'яттю форми Ni₅₀Ti₄₅Ta₅" (Journal of ALLOYS AND COMPOUNDS, 2005 ELSEVIER B.V. - факультет матеріалознавства, Даляньський політехнічний університет, Китай 116024 Далянь, прийнято 26.09.05р, Вид-во JALCOM-13180, с.1-8)], що містить (% ат.):

Ti	45-60;
Ni	50-52;
Ta	3-5.

Сплав також має низьку стабільність реактивних напружень ($\sigma_{Ак} \leq 7 \text{ МПа}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (A_c) при відносно низькій стабільності деформації ($\epsilon_{Ак}$), що не перевищує 0,6%. Вище вказаних меж параметрів сплав утворює залишкову деформацію із-за підвищеної пластичності β -фази, що не відновлюється після нагрівання вище температури A_c . При виготовленні із сплаву виробів медичного призначення, наприклад, судинних опор (стентів), вони можуть втратити основні функціональні властивості, що викличе їх передчасне звуження в радіальному напрямку з негативними наслідками для живого організму.

Найбільш близьким по суті до запропонованого сплаву є сплав титан-нікель-срібло-ніобій з пам'яттю форми [Деклараційний патент України №8733 від 15.08.2005р., Бюл. №8], що містить (% ат.):

Нікель	42,500-49,700;
Срібло	0,040-1,500;
Ніобій	0,045-1,000;
Титан	50,215-55,000 (решта).

Сплав-прототип має суттєві недоліки, а саме низьку стабільність відтворення значень реактивних напружень ($\sigma_{Ак}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (A_c), які не перевищують 10МПа, при максимальному відтворенні стабільності деформації ($\epsilon_{Ак}$) 0,8%. Такі властивості цього сплаву зумовлені одночасним формуванням в ньому крихкої γ -фази та надпластичної β -фази. При виготовленні із сплаву виробів медичного призначення, наприклад, імплантатів, останні можуть швидко втратити основні функціональні властивості з негативними наслідками для живого організму.

В основу винаходу поставлена задача підвищення величини стабільної реактивної напруги ($\sigma_{Ак}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (A_c) при одночасному максимальному підвищенні стабільної деформації ($\epsilon_{Ак}$) сплаву титан-нікель-срібло-ніобій з пам'яттю форми в умовах зовнішнього динамічного тиску на виробі, наприклад, мускульної тканини при медичному застосуванні, шляхом додаткового введення у сплав, що містить (% ат.) Ni - 42,500-49,700; Ag 0,040-1,500; Nb 0,045-1,000; Ti 50,215-55,000 (решта) танталу та цирконію при співвідношенні хімічних компонентів (% ат.): Ni 43,200-51,460; Ta 0,250-2,000; Zr 0,180-1,600; Ag 0,070-1,400; Nb 0,040-0,800; Ti 48,000-51,000 (решта), що дозволять сформувати таку структуру сплаву, яка зможе протидіяти процесам релаксації напружень та деформації, підвищить функціональну придатність

сплаву, в тому числі і при медичному застосуванні, і забезпечить довгострокову надійність роботи виробу.

Поставлена технічна задача вирішується тим, що у сплав на основі системи титан-нікель з пам'яттю форми, що містить титан, нікель, срібло, ніобій додатково введено тантал та цирконій при наступному співвідношенні хімічних компонентів (% ат.):

Нікель	43,200-51,460;
Тантал	0,250-2,000;
Цирконій	0,180-1,600;
Срібло	0,070-1,400;
Ніобій	0,040-0,800;
Титан	48,000-51,000 (решта).

Відміною від аналогів є додаткове введення танталу в кількості 0,250-2,000(% ат.) та цирконію в кількості 0,180-1,600 (% ат.) а також тим, що решта складових мають змінені межі легування.

Позитивні якості сплаву на основі системи титан-нікель з пам'яттю форми що містить титан, нікель, срібло, ніобій, в який додатково введено тантал та цирконій при співвідношенні хімічних компонентів (% ат.): Ni=43,200-51,460; Ta=0,250-2,000; Zr=0,180-1,600; Ag=0,070-1,400; Nb=0,040-0,800; Ti=48,000-51,000 (решта) полягають у значному поліпшенні механічних та збереженні біологічних властивостей, а саме, підтримуючі одночасно дві основні функції сплаву з ефектом пам'яті форми, а саме, функцію стабільного по реактивним напруженням ($\sigma_{Ак}$) силового елемента та функцію теплового приводу із збільшеною загальною деформацією ($\epsilon_{Ак}$) У точці A_c , при збільшенні в декілька раз опор та сталої деформації при зовнішньому навантаженні, а також високої біологічної сумісності з живими тканинами організму людини, стійкості до ерозії у крові при достатньо позитивній видимості сплаву у рентгенівських променях за рахунок введення хімічних елементів, що інертні до клітин живого організму та певним чином гальмують рентгенівські промені.

Концентрація у сплаві на основі системи титан-нікель з пам'яттю форми танталу в межах 0,250-2,000(% ат.) надає сплаву максимального підвищення стабільної деформації ($\epsilon_{Ак}$) в умовах зовнішнього динамічного тиску за рахунок підвищення пластичності γ -фази. При цьому концентрація Ta менше нижньої границі не дає потрібного ефекту, а при концентрації більше ніж 2,000(% ат.) надмірно підвищує пластичність γ -фази, що призводить до появи залишкової деформації, яка не зникає при нагріванні сплаву вище температури кінця зворотного мартенситного перетворення.

Концентрація у сплаві на основі системи титан-нікель з пам'яттю форми цирконію в межах 0,180-1,600(% ат.) надає сплаву максимального підвищення величини стабільної реактивної напруги ($\sigma_{Ак}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (A_c) за рахунок підвищення твердості та міцності β -фази. Концентрація у сплаві Zr менше ніж 0,180(% ат.) не дає очікуваного ефекту, а більше ніж 1,600(% ат.) - викликає підвищення крихкості β -фази, в результаті якої сплав при відповідних деформаціях руйнується.

Для експериментальної оцінки властивостей запропонованого сплаву було підготовлено 33 суміші інгредієнтів, 31 із яких відтворили оптимальні результати (див. таблицю 1 та таблицю 2, сплави № 2...32). При виготовленні сплавів у якості присадок застосовували три лігатурні з'єднання хімічно чистих металів: Ti-Nb, Ti-Zr та Ni-Ag, що дозволило при проведенні плавок знизити вміст окисних включень і усунути ліквідацію після зливу розплаву. Кожну плавку проводили в індукційній печі в атмосфері хімічно чистого аргону. Після виплавки в мікроструктурі сплавів не виявлено газової пористості, оскільки при високих температурах була підсилена дегазуюча дія модифікаторів. Із одержаних відливок вирізували дослідні зразки з розмірами: $0,4 \times 3,0 \times 40$ мм та $\varnothing 8,0 \times 10,0$ мм. Кожен із зразків сплавів, після попередньої термо-механічної обробки, піддавали резистометричним та дилатометричним дослідженням з метою визначення критичних температур мартенситних перетворень (початку прямого мартенситного перетворення Мп, закінчення прямого мартенситного перетворення Мк, початку зворотного мартенситного перетворення Ап, закінчення прямого мартенситного перетворення Ак) та відповідних значень питомого електричного опору (ρ). При фазових перетвореннях, в умовах течії процесів упорядкування і розупорядкування, хід залежності електричного опору від температури суттєво відхиляється від звичайного, що дозволяє надійно установити зміну фазових процесів і температурні інтервали їх течії. Методом трьохточкового згину визначали ступінь відновлення геометричної форми після попередньої деформації зразків нижче температури початку прямого мартенситного перетворення (Мп) і наступного нагрівання вище температури початку зворотного мартенситного перетворення (Ап). Основні результати досліджень зведені у таблицю 1 та таблицю 2.

Аналіз результатів досліджень свідчить, що у запропонованому сплаві у заявлених межах (див. таблиці 1 та 2, сплави №2...32) при збільшенні концентрації Та в межах від 0,250% до 2,000% (ат.) відбувається поступове підвищення стабільної деформації від величини $\varepsilon_{Ак}=2,8\%$ (сплав №2 з критичними температурами МП: Мп=-2°C; Мк=-48°C; Ап=-22°C; Ак=+20°C) до величини $\varepsilon_{Ак}=7,8\%$ (сплав №20 з критичними температурами МП: Мп=-20°C; Мк=-66°C; Ап=-31°C; Ак=+38°C) в умовах зовнішнього статичного навантаження на сплав постійною величиною 5МПа. Наступне підвищення концентрації Та=1,390% (ат.) і вище приводить до зниження величини стабільної деформації від величини $\varepsilon_{Ак}=7,6\%$ (сплав №21 з критичними температурами МП: Мп=-21°C; Мк=-67°C; Ап=-31°C; Ак=+39°C) до $\varepsilon_{Ак}=4,3\%$ (сплав №32 з критичними температурами МП: Мп=-33°C; Мк=-78°C; Ап=-37°C; Ак=-50°C). Але таке зниження $\varepsilon_{Ак}$ в декілька разів більше від максимальної величини $\varepsilon_{Ак}=0,5$ сплаву-прототипу (сплави №34-38, табл. 1, 2). При збільшенні концентрації Zr в межах від 0,180% до 1,080% (ат.) відбувається поступове

підвищення величини стабільної реактивної напруги ($\sigma_{Ак}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (Ак) від значення $\sigma_{Ак}=12,7$ МПа (сплав №2 з критичними температурами МП: Мп=-2°C; Мк=-48°C; Ап=-22°C; Ак=-20°C) до величини $\sigma_{Ак}=60,5$ МПа (сплав №20 з критичними температурами МП: Мп=-20°C; Мк=-66°C; Ап=-31°C; Ак=+38°C) в умовах зовнішнього статичного навантаження на сплав напруженням з постійною величиною напружень 5 МПа. Наступне підвищення концентрації Zr від 1,390% (ат.) і до 2,000% (ат.) приводить до зниження величини стабільного реактивного напруження ($\sigma_{Ак}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (Ак) від значення $\sigma_{Ак}=60,0$ МПа (сплав №21 з критичними температурами МП: Мп=-21°C; Мк=-67°C; Ап=-31°C; Ак=+39°C) до значення $\sigma_{Ак}=36,7$ МПа (сплав №32 з критичними температурами МП: МП=-33°C; Мк=-78°C; Ап=-37°C; Ак=+50°C). Проте таке зниження зберігає $\varepsilon_{Ак}$ в декілька разів більшим від максимальної величини $\sigma_{Ак}=1,5$ МПа сплаву-прототипу (сплави №34-38, табл. 1, 2).

Таким чином, запропонований прецизійний сплав Ti-Ni-Ta-Zr-Ag-Nb з пам'яттю форми, у порівнянні із сплавом-прототипом, за рахунок формування специфічної структури, що протидіє процесам релаксації напружень та деформації шляхом введення у сплав Та і Zr у визначеному співвідношенні, має в 8-12 разів вище значення стабільної деформації $\varepsilon_{Ак}$ та величини стабільної реактивної напруги ($\sigma_{Ак}$) при температурі кінця зворотного мартенситного перетворення (Ак). Це є запорукою того, що при виготовленні із нового сплаву виробів медичного та іншого призначення, буде зберігатися висока надійність та стабільність основних функціональних властивостей імплантатів або протезів, виготовлених з цього сплаву, за рахунок протидії процесам релаксації напружень та деформації, що суттєво підвищує безпеку людини при імплантації виробів з цього сплаву. Підвищення механічних властивостей та радіоконтрастності сплаву полегшує фіксацію імплантатів при ендоскопічних та ендovasкулярних операціях. Причому зберігаються позитивні якості сплаву-прототипу, а саме біоінертність, біосумісність з живими тканинами організму людини, стійкість до ерозії у крові бо тантал та цирконій, що додатково введені в новий сплав, не мають протипоказань для використання в медичній техніці.

Використання запропонованого сплаву приведе до суттєвого розширення палітри медичних виробів із сплавів з ефектом пам'яті форми, завдяки зручному температурному діапазону МП полегшить маніпулювання цими виробами при ендопротезуванні та чресшкірному введенні імплантатів та медичного інструмента, підвищить безпеку клінічного втручання в перебіг хвороби.

Промислове виробництво нового сплаву системи нікель-титан з пам'яттю форми може бути здійснено із застосуванням стандартного технологічного обладнання.

Таблиця 1

№ сплавів	Хімічні складові сплавів (% ат.)						Критичні температури мартенситних перетворень (°C)			
	Ti	Ni	Ta	Zr	Ag	Nb	Mп	Mк	Ап	Ак
1	47,950	51,580	0,230	0,170	0,035	0,035	-27	-135	-100	100
2	48,000	51,460	0,250	0,180	0,070	0,040	-2	-48	-22	20
3	48,100	51,180	0,310	0,230	0,115	0,065	-3	-49	-22	21
4	48,200	50,900	0,370	0,280	0,160	0,090	-4	-50	-23	22
5	48,300	50,620	0,430	0,330	0,205	0,115	-5	-51	-23	23
6	48,400	50,340	0,490	0,380	0,250	0,140	-6	-52	-24	24
7	48,500	50,060	0,550	0,430	0,295	0,165	-7	-53	-24	25
8	48,600	49,780	0,610	0,480	0,340	0,190	-8	-54	-25	26
9	48,700	49,500	0,670	0,530	0,385	0,215	-9	-55	-25	27
10	48,800	49,220	0,730	0,580	0,430	0,240	-10	-56	-26	28
11	48,900	48,940	0,790	0,630	0,475	0,265	-11	-57	-26	29
12	49,000	48,660	0,850	0,680	0,520	0,290	-12	-58	-27	30
13	49,100	48,380	0,910	0,730	0,565	0,315	-13	-59	-27	31
14	49,200	48,100	0,970	0,780	0,610	0,340	-14	-60	-28	32
15	49,300	47,820	1,030	0,830	0,655	0,365	-15	-61	-28	33
16	49,400	47,930	1,090	0,880	0,700	0,390	-16	-62	-29	34
17	49,500	47,260	1,150	0,930	0,745	0,415	-17	-63	-29	35
18	49,600	46,980	1,210	0,980	0,790	0,440	-18	-64	-30	36
19	49,700	46,700	1,270	1,030	0,835	0,465	-19	-65	-30	37
20	49,800	46,420	1,330	1,080	0,880	0,490	-20	-66	-31	38
21	49,900	46,140	1,390	1,130	0,925	0,515	-21	-67	-31	39
22	50,000	45,860	1,450	1,180	0,970	0,540	-22	-68	-32	40
23	50,100	45,580	1,510	1,230	1,015	0,565	-23	-69	-33	41
24	50,200	45,300	1,570	1,280	1,060	0,590	-24	-70	-33	42
25	50,300	45,020	1,630	1,330	1,105	0,615	-25	-71	-34	43
26	50,400	44,470	1,690	1,380	1,150	0,640	-26	-72	-34	44
27	50,500	44,460	1,750	1,430	1,195	0,665	-27	-73	-35	45
28	50,600	44,180	1,810	1,480	1,240	0,690	-28	-74	-35	46
29	50,700	43,900	1,870	1,530	1,285	0,715	-29	-75	-36	47
30	50,800	43,620	1,930	1,580	1,330	0,740	-30	-76	-36	48
31	50,900	43,380	1,990	1,590	1,375	0,765	-32	-77	-37	49
32	51,000	43,200	2,000	1,600	1,400	0,800	-33	-78	-37	50
33	51,100	43,005	2,050	1,620	1,420	0,805	-80	-	-10	146
Сплав-прототип (сплави: №7, 12, 15, 18, 23 - Деклараційний патент України №8733 від 15.08.2005р., Бюл. №8)										
34	51,040	48,460	-	-	0,300	0,200	134	118	142	163
35	51,860	47,220	-	-	0,560	0,360	120	102	133	154
36	52,355	47,475	-	-	0,715	0,455	114	95	130	150
37	52,850	45,730	-	-	0,870	0,550	106	88	125	146
38	53,680	44,490	-	-	1,120	0,710	94	73	118	141

Таблиця 2

№ сплавів	Хімічні складові сплавів (% ат.)						Максимальна стабільна напруга ($\sigma_{Ак}$) при температурі Ак	Максимальна стабільна деформація ($\epsilon_{Ак}$) при температурі Ак	Результат
	Ti	Ni	Ta	Zr	Ag	Nb	МПа	%	
1	47,950	51,580	0,230	0,170	0,035	0,035	5,2	0,3	Руйнування
2	48,000	51,460	0,250	0,180	0,070	0,040	12,7	2,8	Оптимальний
3	48,100	51,180	0,310	0,230	0,115	0,065	15,3	3,0	Оптимальний
4	48,200	50,900	0,370	0,280	0,160	0,090	18,5	3,4	Оптимальний

Продовження таблиці 2

5	48,300	50,620	0,430	0,330	0,205	0,115	21,4	3,6	Оптимальний
6	48,400	50,340	0,490	0,380	0,250	0,140	24,8	3,9	Оптимальний
7	48,500	50,060	0,550	0,430	0,295	0,165	28,6	4,4	Оптимальний
8	48,600	49,780	0,610	0,480	0,340	0,190	32,4	4,8	Оптимальний
9	48,700	49,500	0,670	0,530	0,385	0,215	35,5	5,3	Оптимальний
10	48,800	49,220	0,730	0,580	0,430	0,240	38,7	5,5	Оптимальний
11	48,900	48,940	0,790	0,630	0,475	0,265	42,2	5,7	Оптимальний
12	49,000	48,660	0,850	0,680	0,520	0,290	45,6	5,9	Оптимальний
13	49,100	48,380	0,910	0,730	0,565	0,315	48,8	6,2	Оптимальний
14	49,200	48,100	0,970	0,780	0,610	0,340	52,3	6,5	Оптимальний
15	49,300	47,820	1,030	0,830	0,655	0,365	55,2	6,7	Оптимальний
16	49,400	47,930	1,090	0,880	0,700	0,390	54,7	7,0	Оптимальний
17	49,500	47,260	1,150	0,930	0,745	0,415	56,4	7,3	Оптимальний
18	49,600	46,980	1,210	0,980	0,790	0,440	58,5	7,5	Оптимальний
19	49,700	46,700	1,270	1,030	0,835	0,465	59,8	7,6	Оптимальний
20	49,800	46,420	1,330	1,080	0,880	0,490	60,5	7,8	Оптимальний
21	49,900	46,140	1,390	1,130	0,925	0,515	60,0	7,6	Оптимальний
22	50,000	45,860	1,450	1,180	0,970	0,540	58,3	7,4	Оптимальний
23	50,100	45,580	1,510	1,230	1,015	0,565	56,7	6,7	Оптимальний
24	50,200	45,300	1,570	1,280	1,060	0,590	54,2	6,2	Оптимальний
25	50,300	45,020	1,630	1,330	1,105	0,615	52,5	5,8	Оптимальний
26	50,400	44,470	1,690	1,380	1,150	0,640	50,0	5,4	Оптимальний
27	50,500	44,460	1,750	1,430	1,195	0,665	48,6	5,3	Оптимальний
28	50,600	44,180	1,810	1,480	1,240	0,690	46,1	5,2	Оптимальний
29	50,700	43,900	1,870	1,530	1,285	0,715	44,4	5,1	Оптимальний
30	50,800	43,620	1,930	1,580	1,330	0,740	42,7	5,0	Оптимальний
31	50,900	43,380	1,990	1,590	1,375	0,765	40,9	4,8	Оптимальний
32	51,000	43,200	2,000	1,600	1,400	0,800	36,7	4,3	Оптимальний
33	51,100	43,005	2,050	1,620	1,420	0,805	6,0	0,4	Руйнування
Сплав-прототип (сплави: №7, 12, 15, 18, 23 - Деклараційний патент України №8733 від 15.08.2005р., Бюл. №8)									
34	51,040	48,460	-	-	0,300	0,200	0,5	0,5	Руйнування
35	51,860	47,220	-	-	0,560	0,360	0,7	0,4	Руйнування
36	51,355	47,475	-	-	0,715	0,455	1,1	0,3	Руйнування
37	52,850	45,730	-	-	0,870	0,550	1,3	0,2	Руйнування
38	53,680	44,490	-	-	1,120	0,710	1,5	0,1	Руйнування