

УДК 66.017:624Ю785:533.9(047.31)

DOI 10.36910/775.24153966.2021.72.13

**Б.В. Єфременко¹, В.І. Зурнаджи¹, Н.П. Зайчук², С.П. Шимчук², Ю.Г. Чабак¹,
І. Петришинець³, В.Г. Єфременко¹**

ГВУЗ «Приазовський державний технічний університет»¹

Луцький національний технічний університет²

Institute of Materials Research, Slovak Academy of Sciences³

МІКРОБУДОВА ТА ВЛАСТИВОСТІ СТАЛІ AISI 316L БІОМЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ, ВИГОТОВЛЕНОЇ МЕТОДОМ LPBF-ДРУКУ

У статті описана мікроструктура, фазовий стан фізико-механічні властивості біомедичної сталі 316L, виготовленої 3D-друком за адитивною технологією Laser Based-Powder Bed Fusion у порівнянні із катаним варіантом. Встановлено, що друкована сталь має аустенітну структуру гетерогенної будови, особливості якої залежать від площини аналізу відносно напрямку друку. Завдяки наявності нерівноважної дисперсної структури та більш значних викривлень кристалічної решітки LPBF-друковані зразки сталі 316L мають майже двократну перевагу у твердості відносно листових зразків за приблизно однакового рівня модуля пружності.

Ключові слова: нержавіюча сталь, LPBF-друк, мікроструктура, модуль пружності, твердість.

**B.V. Efremenko, V.I. Zurnadzy, N.P. Zaichuk, S.P. Shymchuk, Y.G. Chabak,
I. Petryshynets, V.G. Efremenko**

MICROSTRUCTURE AND PROPERTIES OF BIOMEDICAL STEEL 316L, FABRICATED BY LPBF-PRINTING

The article describes the comparative study of microstructure, phase state, physical and mechanical properties of biomedical steel 316L, fabricated by 3D printing using additive technology of Laser Based-Powder Bed Fusion. It is established that 3D-printed steel has an austenitic structure of heterogeneous structure, the features of which depend on the plane of analysis relative to the direction of printing. Due to the non-equilibrium dispersed structure and more significant distortions of the crystal lattice, LPBF-printed 316L steel samples have almost a twofold advantage in hardness over sheet samples at approximately the same level of modulus of elasticity.

Keywords: stainless steel, LPBF-printing, microstructure, elastic modulus, hardness.

**Б.В. Ефременко, В.И. Зурнаджи, Н.П. Зайчук, С.П. Шимчук, Ю.Г. Чабак,
И. Петришинец, В.Г. Ефременко**

МИКРОСТРУКТУРА И СВОЙСТВА СТАЛИ AISI 316L БИОМЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ, ИЗГОТОВЛЕННОЙ МЕТОДОМ LPBF-ПЕЧАТИ

В статье описана микроструктура, фазовое состояние и физико-механические свойства биомедицинской стали 316L, изготовленной 3D-печатью по аддитивной технологии Laser Based-Powder Bed Fusion в сравнении с катанным вариантом. Установлено, что печатная сталь имеет аустенитную структуру гетерогенного строения, особенности которой зависят от плоскости анализа относительно направления печати. Благодаря наличию неравновесной дисперсной структуры и более значительными искривлениями кристаллической решетки LPBF-печатные образцы стали 316L имеют почти двукратное преимущество в твердости относительно листовых образцов при примерно одинаковом уровне модуля упругости.

Ключевые слова: нержавеющей сталь, LPBF-печать, микроструктура, модуль упругости, жесткость.

Постановка проблеми. Сталь AISI 316L (аналог – 08X16H11M3 за ГОСТ 5632-2014) відноситься до корозійностійких сталей аустенітного класу. AISI 316L являє собою модернізовану версію найбільш поширеної нержавіючої сталі AISI 304 (08X18H10), поліпшену за рахунок додавання 2,5 % молібдену. Завдяки молібдену сталь цієї марки має підвищену стійкість до корозії в агресивних середовищах (включаючи середовища із хлором та іншими галогенідами). Завдяки високій корозійній стійкості в присутності іонів хлору (які входять до складу фізіологічних рідин організму людини) сталь AISI 316L в останнє десятиріччя замінила собою сталь AISI 304, яка раніше широко використовувалась в медицині, зокрема для виготовлення хірургічних та ортопедичних імплантів. Нові можливості використання сталі AISI 316L відкривають адитивні технології, які суттєво відрізняється від стандартних металургійних технологій, що зазвичай використовуються для виготовлення нержавіючої сталі. Застосування адитивних технологій потребує більш ретельного вивчення структури та властивостей 3D-друкованих сталей.

© Б.В. Єфременко, В.І. Зурнаджи, Н.П. Зайчук, С.П. Шимчук, Ю.Г. Чабак,
І. Петришинець, В.Г. Єфременко

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Хімічний склад сталі AISI 316L: $\leq 0,03$ % C; 16,5-18,5 % Cr; 10-13 % Ni; 2,0-2,5 % Mo; 0,11 % N; не більше 0,02 % S, 1,0 % Si, 1,0 % Mn. На потрійній діаграмі Fe-Cr-Ni сталь AISI 316L розташовується в γ FeNi-області на границі із α Cr-областю [1]. Тобто мікроструктура сталі AISI 316L складається із аустеніту із можливою присутністю незначної кількості збагаченої хромом α -фази. Це ж підтверджується і діаграмою Schaeffler-Delong, на якій точка для сталі AISI 316L розташовується в області, що є проміжною між 0 % та 5 % фериту [2]. Типова мікроструктура сталі AISI 316L, виготовленої за стандартною металургійною технологією (гаряча прокатка) складається із полідричних зерен з великою кількістю двійників, що є характерним саме для аустенітних сплавів. Її фізико-механічні властивості за кімнатної температури становлять: модуль Юнга – 193 ГПа, твердість – до 215 НВ, межа текучості – не менше 220 МПа, межа міцності – не менше 540 МПа, відносне подовження – 35-40 %, відносне звуження – 50-55 %, ударна в'язкість – 1,4-1,5 МДж/м² [3].

Виробництво виробів із нержавіючих сталей класичними методами (лиття, кування (прокатка), термічна обробка) потребує спеціалізованого металургійного обладнання і має ряд технологічних складнощів, до яких відносяться: необхідність в чіткій регламентації технології виплавки та розливання через високу реакційну здатність розплаву; складний процес деформування та механічної обробки, високий процент відходів, тощо [4]. Вказані вади повністю відсутні при застосуванні адитивних технологій виробництва. Крім того, імпланти, виготовлені шляхом адитивних технологій, мають ряд незаперечних переваг, головними серед яких є простота і економічність виробничого процесу та можливість виготовлення імплантів за індивідуальною моделлю [5, 6]. Для виготовлення біомедичних імплантів можуть бути використані наступні технології адитивного виробництва: стереолітографія (stereolithography – SLA), селективне лазерне спікання (Selective Laser Sintering – SLS), селективне лазерне плавлення (Selective Laser Melting (Direct Laser Melting) – SLM (DLM)), вибіркоче теплове спікання (Selective Heating Sintering – SHS), електронно-променева плавка (Electron Beam Melting – EBM), пошарове ламінування (Layer Object Manufacturing – LOM), моделювання методом наплавлення (Fused Deposition Modelling – FDM) [4]. У відповідності до стандарту ISO/ASTM 52911-1:2019 технологія SLM позначається як Laser Based-Powder Bed Fusion (LPBF).

Найбільш перспективною для широкого застосування в біомедичній галузі є SLS- та SLM-технології [7-9], оскільки вони забезпечують більш високий коефіцієнт використання матеріалів й отримання імплантів необхідної форми без необхідності подальшої механічної обробки. При проведенні SLS-друку робоча камера відділення 3D принтера заповнюється витратним матеріалом (металевим порошком), який перед друком розігрівається практично до температури плавлення. За допомогою лазерної установки і скануючого дзеркала промінь лазера направляє на необхідні ділянки порошку, забезпечуючи їх спікання шар за шаром (частки порошку оплаваються та зварюються між собою). Після спікання першого шару в камеру додається тонкий шар порошку поверх сплавленого металу, і процес повторюється до отримання необхідної форми об'єкта. При використанні SLM-технології друк проводиться в середовищі інертного газу, при цьому використовується більш потужний лазерний промінь, який забезпечує повне розплавлення часток порошку. SLS/SLM-технології дозволяє виробляти імпланти з кращими механічними властивостями [10] і біосумісністю [11] в порівнянні з імплантатами, отриманими класичним способом. Зважаючи на те, що виробництво імплантів за SLM-технологією відбувається шляхом багатьох циклів швидкого плавлення/охолодження, воно веде до підвищених залишкових напружень, які можуть викликати зниження механічних властивостей, мікротріщини і деформації імпланту, в зв'язку з чим для їх усунення рекомендується проводити термічну обробку [12].

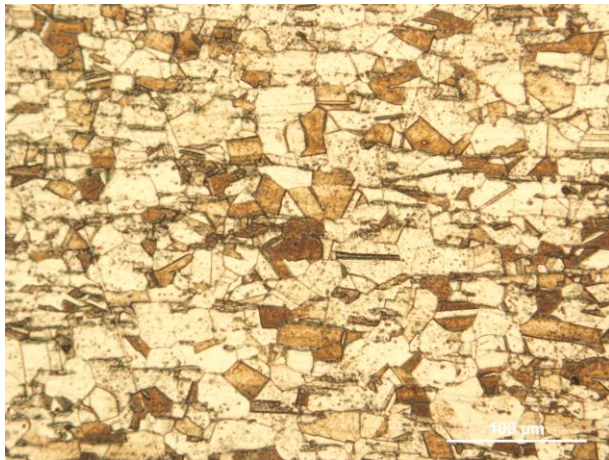
Мета роботи – визначити особливості мікробудови нержавіючої сталі 316L, яка формується при її виготовленні адитивним методом «Laser Based-Powder Bed Fusion», та встановити рівень фізико-механічних властивостей 3D-друкованого металу.

Методика. Виготовлення зразків розмірами 5 × 10 × 20 (мм) виконували за технологією LPBF на 3D-принтері «ProX DMP 320» в робочій камері розмірами 275 × 275 × 420 (мм) за таких параметрів друку: а) товщина шару – 30-60 мкм, б) точність друку – ± 50 мкм, в) джерело енергії – волоконний лазер (потужність – 500 Вт, довжина світлової хвилі – 1070 нм), г) захисний газ – аргон (тиск 1,5-4,0 бар), д) охолодження зразків – в камері принтера. В якості вихідного матеріалу для 3D-друку було використано металевий порошок «EOS 316L» (Electro Optical Systems) хімічного складу (мас. %): 16,8 Cr; 2,25 Mo; 10,8 Ni; 0,48 Si; 1,18 Mn; 0,03 P; 0,03 C; 0,006 S; залізо

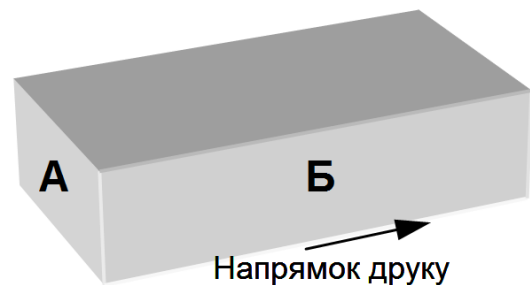
– основа. Дисперсність порошку не перевищувала 63 мкм, густина становила 7,98 г/см³. Для порівняння використовували зразки листової сталі 316Т товщиною 8 мм із хімічним складом, дуже близьким до 316L (мас. %): Fe (base), 17,11 Cr; 2,07 Mo; 10,66 Ni; 0,44 Si; 1,34 Mn; 0,36 Ti; 0,035 P; 0,048 S, 0,001 S, залізо – основа.

Відбір зразків для мікроструктурного аналізу проводили на відрізнаму станку «Vaincut HSS» (Chennai Metco Pvt Ltd) з товщиною різа 0,8 мм (з водно-емульсійним охолодженням). Зразки шліфували на абразивному (SiC) папері та полірували водними суспензіями Al₂O₃ на станку «BainPol UM/UM Auto» (Chennai Metco Pvt Ltd). Підготовлені мікросліфи піддавали хімічному травленню у розчині «Aqua Regia» (65 мас. % HNO₃ + 35 мас. % HCl). Вивчення мікроструктури здійснювали за допомогою оптичних мікроскопів «Optika IM 3MET» (ОПТИКА) і «GX71» (OLYMPUS) та електронного сканувального мікроскопу «EVO MA15» (Carl Zeiss). При цьому структуру 3D-друкованих зразків вивчали у двох напрямках, як зображено на рис. 1. Фазовий склад сплавів досліджували рентгеноструктурним методом із застосуванням дифрактометру «X'Pert PRO» (PANalytical) у Cu-K_α випромінюванні за таких параметрів: напруга – 40 кВ, струм на катоді – 50 мА, крок сканування – 0,03342 град, швидкість сканування – 0,0689 град/с. Визначення фізико-механічних властивостей (твердість, модуль пружності) виконували за допомогою наноїдентування на пристрої «Nano Indenter G200» (Agilent Technologies). Ідентування проводили до заглиблення індентора на 2000 нм.

Результати досліджень та їх обговорення. Мікроструктура листової сталі 316Т зображена на рис. 1,а. Вона є типовою для однофазного аустенітного сплаву, тобто складається із полідрічних зерен γ-твердого розчину із двійниками, що є характерним для металів із ГЦК ґраткою. В структурі також наявні гранчасті включення карбіду титану максимальним розміром до 5 мкм. Розмір аустенітних зерен варіюється від 9 мкм до 41 мкм із середнім значенням 20,69±10,1 мкм.



а)



б)

Рис. 1. Розташування площин для аналізу мікроструктури 3D-друкованого зразку відносно напрямку друку (а); мікроструктура листового зразку сталі 316Т (в напрямку прокатки).

На відміну від листового варіанту характер структури 3D-друкованої сталі 316L залежить від площини аналізу відносно напрямку друку (рис. 1,б). На поверхні Б, яка розташована в напрямку наростання шарів при формуванні зразку, структура має характерний рисунок «Fish-Scale» («Риб'яча луска» [13]), тобто структура складається із шарів, які складаються з ланцюжків окремих «лусочок» - елементів напівсферичної форми з опуклістю в напрямку, протилежному напрямку друку (рис. 2, а,б). Ширина шарів коливається в межах 14-45 мкм із середнім значенням 29,2 ± 5,1 мкм. Шари розташовані перпендикулярно довгій стороні зразка, яка збігається з віссю Z друку. Форма «лусочок» відображає форму мікрокраплі, що утворюється при розплавленні часток порошку під впливом лазерного променя, а напівсферична поверхня виникає на границі з попереднім шаром внаслідок його проплавлення (за аналогією з електродуговим наплавленням) (рис. 2,б). Тіло «риб'ячої луски» складається з стовпчастих дендритів шириною 0,3-0,5 μм у поперечному перерізі (рис. 2,в), орієнтованих переважно паралельно до напрямку друку, які росли з утворенням округлих пустот між ними, що добре видно в перпендикулярному напрямку (рис. 2,

г). Причиною утворення стовпчастих дендритів є направлений тепловідвід від поверхні рідкої мікрокраплі в повітря [14, 15].

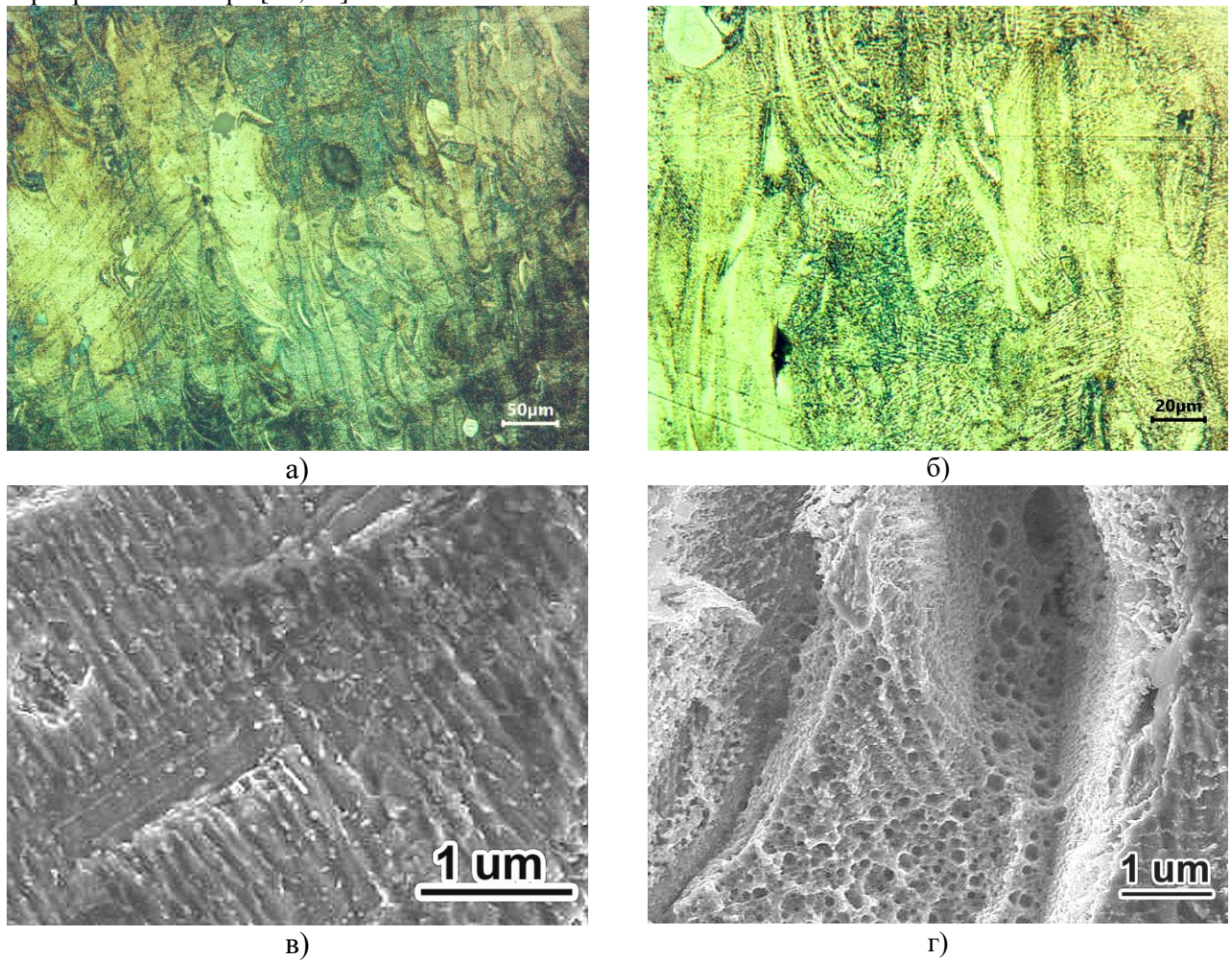


Рис. 2. Зображення мікроструктури друкovanого зразка сталі 316L в площині Б (а, б – оптичне зображення, в, г – електронно-мікроскопічне зображення).

У площині А, яка слугувала основою для нанесення шарів при LPBF-друці, структура має візерунок переривчастих, «переплетених» рядів видовжених елементів шириною 25-50 мкм і довжиною 120-170 мкм. Взаємно перпендикулярне розташування цих рядів є подібним до розташування ниток у тканині (рис. 3, а). Вказані ряди окаймовані світлими та темними ділянками, розташованими у хаотичному порядку (рис. 3, б). При більшому збільшенні темні ділянки набувають диференціацію, складаючись із завихрених «крапель» розміром у кілька десятків мікрометрів. Різний контраст окремих ділянок відображає їх стійкість до травлення через різницю в структурі, хімічному складі та просторової орієнтації. На рис. 3, в видно, що світлі ділянки мають відносно гладку поверхню, в межах якої можна розрізнити окремі границі зерен, а темні ділянки мають «комірковий» характер, утворений стовпчастими дендритами із розміром «комірок» менше 1 μm. Структурні елементи, що спостерігаються в площині А, утворені частинками розплавленого порошку, а їх довжина та розташування у «тканому» рисунку відповідає руху лазерного променя під час LPBF-друку. В додаток до перехованих структурних елементів, в структурі друкovanого зразка присутні пори, які займають приблизно 1.52 % площі шліфу (рис. 3, г), а також окремі тріщини із вкритою окислами поверхнею (рис. 3, д). В окремих ділянках спостерігаються частки вихідного порошку, які не були повністю розплавлені лазерним променем (рис. 3, е). Все перераховане вище вказує на суттєву структурну неоднорідність 3D-друкovanого сталі 316L.

Аналіз рентгенівських дифрактограм показав, що для друкovanого сплаву характерним є більше фізичне уширення піків (111) та (200) гамма-фази відносно катаного зразку. Це свідчить про більше викривлення кристалічної решітки, обумовлене більш високим рівнем мікрона пруг та

густини дефектів решітки через швидке затвердіння розплавлених частинок і циклічний нагрів при повторювальному скануванні лазерного променя [16].

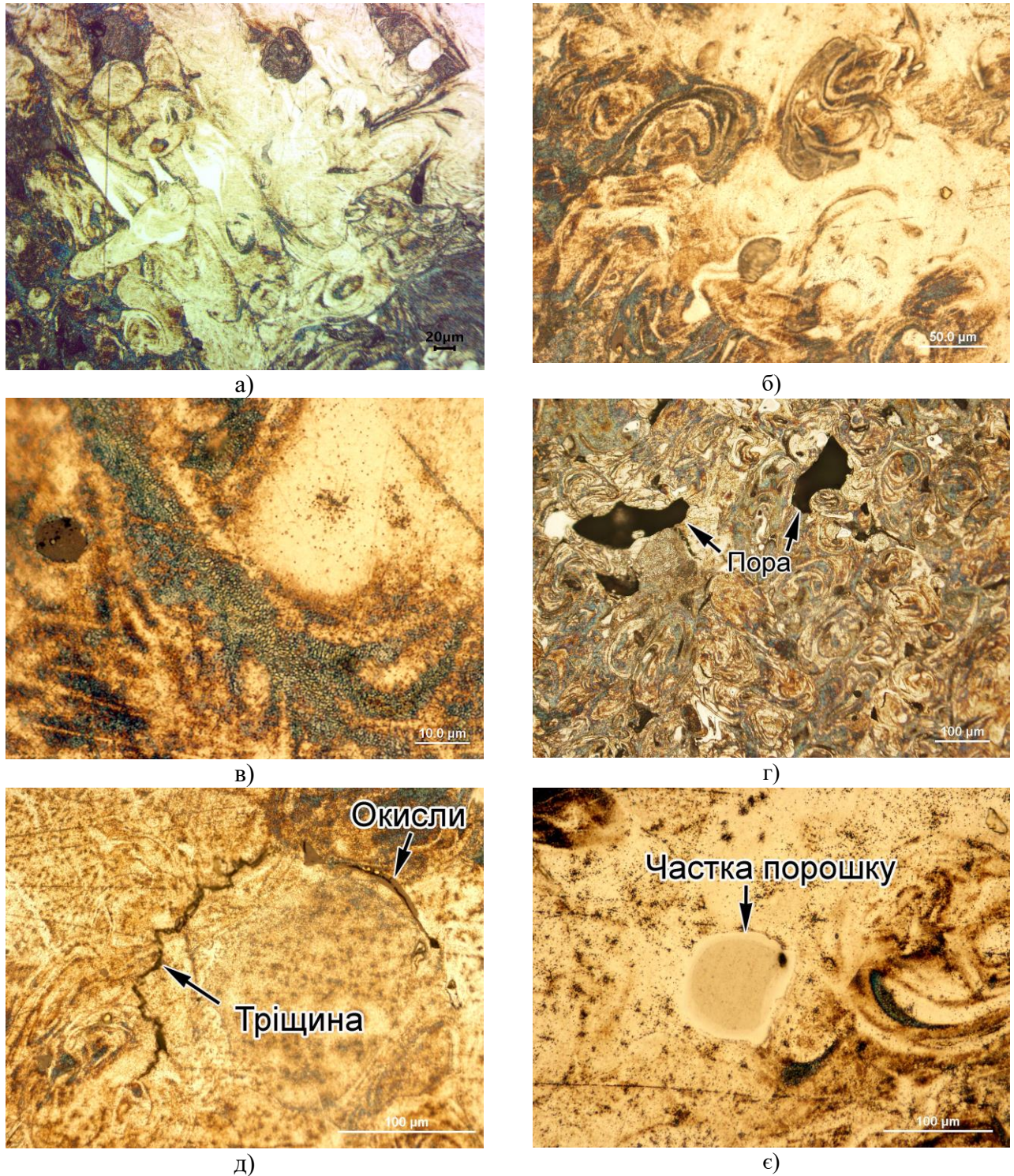


Рис. 3. Оптичні зображення мікроструктури друкованого зразка сталі 316L в площині А.

Результати наноіндентування (рис. 4) показали, що значення модуля пружності листової сталі 316Т коливались в межах 121,202–298,03 ГПа із середнім значенням $202,21 \pm 6,51$ ГПа (основна кількість замірів модуля пружності знаходиться в межах 170–250 ГПа. Твердість листової сталі 316Т змінювалась в межах 0,823–3,087 ГПа із середнім значенням $1,70 \pm 0,075$ ГПа (більша кількість замірів відноситься до інтервалу 170–250 ГПа. З огляду на гетерогенний характер

мікробудови 3D-друкованої сталі 316L наноіндентування проводили таким чином, щоб виконати приблизно однакову кількість замірів як в світлій, так й темній ділянках структури. При цьому було встановлено, що розкид значень твердості і модуля пружності для світлих і темних ділянок практично співпадають. Це ж підтверджується статистичною обробкою отриманих результатів: середні значення твердості та модуля пружності є досить близькими: твердість – $3,310 \pm 0,11$ ГПа (світлі ділянки) й $3,227 \pm 0,15$ ГПа (темні ділянки); модуль пружності – $196,136 \pm 3,23$ ГПа (світлі ділянки) й $194,083 \pm 4,19$ ГПа (темні ділянки). З огляду на близькість отриманих значень, данні для світлих та темних ділянок були поєднані, що дало наступні результати: твердість – розкид значень $1,29-6,08$ ГПа, середнє значення $3,26 \pm 0,13$ ГПа; модуль пружності – розкид значень $143,0-243,9$ ГПа, середнє значення $195,20 \pm 3,68$ ГПа.

Співставлення властивостей листової сталі 316Т та друкованої сталі 316L проводили по середнім значенням фізико-механічних властивостей. Як впливає з рис. 5, листові і друковані зразки демонстрували приблизно однаковий рівень модуля пружності з незначною (7 ГПа) перевагою листового матеріалу. При цьому розкид значень модуля пружності був на 77 % вищим саме в листових зразках, незважаючи на значну гетерогенність структури друкованих зразків. За твердістю 3D-зразки майже у два рази переважали листові зразки, маючи у два рази більший розкид результатів. Перевага в твердості друкованих зразків пояснюється більш дисперсною чарунковою структурою з розміром дендритів, значно меншим за розміри зерен в листовому зразку. Таке диспергування відбулося внаслідок високої швидкості охолодження мікрокрапель металу після лазерного оплавлення, що супроводжувалось деформуванням кристалізованого металу під дією термічних напружень із відповідним зміцненням за рахунок накопичення дефектів кристалічної будови.

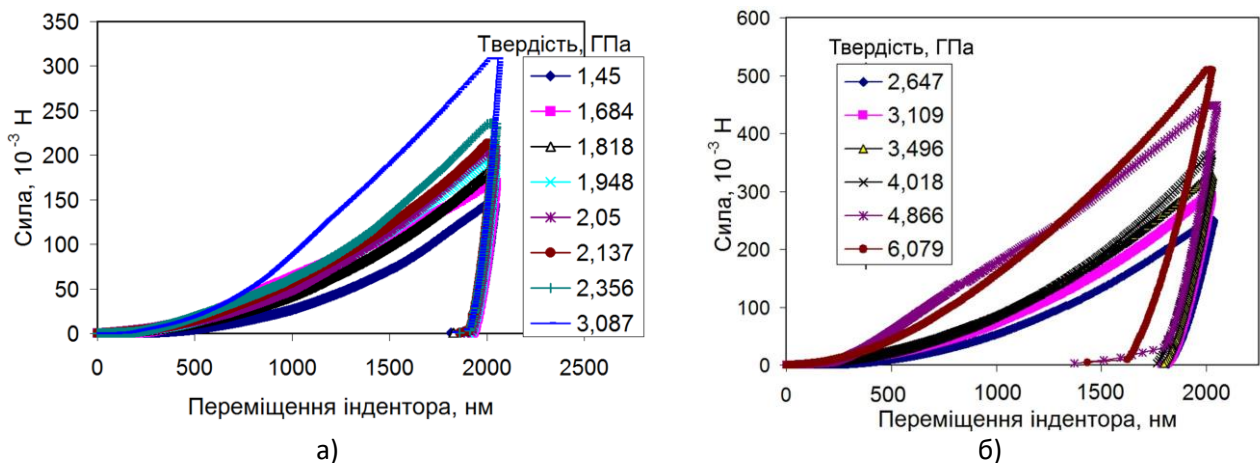


Рис. 4. Криві наноіндентування листової сталі 316Т (а) та друкованої сталі 316L (світлі ділянки мікроструктури).

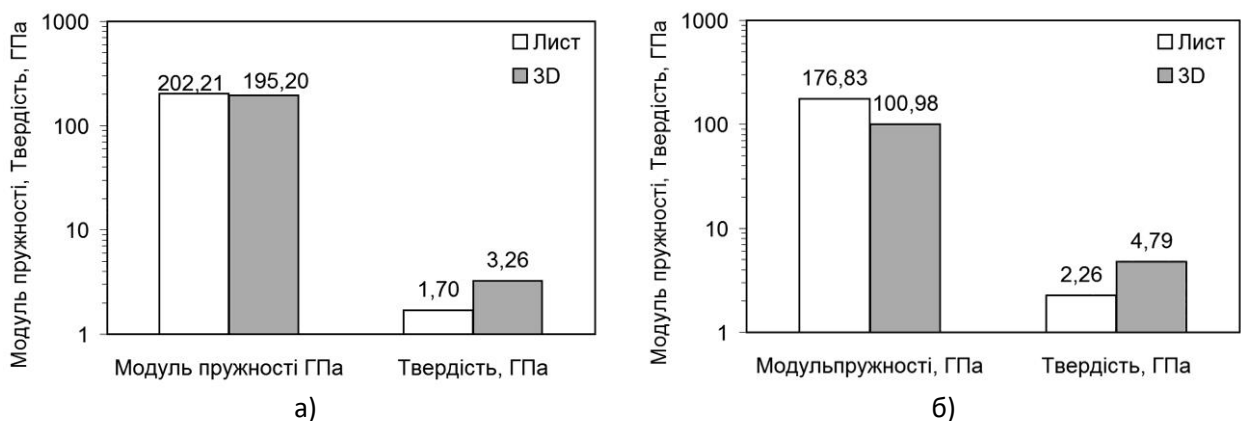


Рис. 5. Співставлення середніх значень (а) та максимального розкиду значень (б) твердості та модуля пружності для листової сталі 316Т й 3D-друкованої сталі 316L.

Отримані результати показали, що за рівнем фізико-механічних властивостей 3D-друковані

зразки сталі 316L в цілому не поступають листовим зразкам нержавіючої сталі 316T з близьким хімічним складом. Це вказує на перспективність використання адитивної LPBF-технології для виготовлення несучих імплантів, що піддаються навантаженню в процесі експлуатації. Для остаточного вирішення доцільності застосування LPBF- технології при виготовленні імплантів необхідно вивчити антикорозійні властивості та біосумісність друкованої сталі 316L, що становить напрямок подальших досліджень в даній області.

Висновки.

1. Проведено порівняльне дослідження фазово-структурного стану біомедичної сталі 316L, виготовленої за адитивною технологією «Laser Based-Powder Bed Fusion» у співставленні із аналогічною листовою сталлю. Зафіксована суттєва різниця у характері мікроструктури зразків та зразків, яка полягає у формуванні більш нерівноважних мікроструктурних складових у 3D-друкованих зразках.

2. LPBF-друкована сталь 316L має однофазну аустенітну структуру, однак характеризується вираженою гетерогенністю, особливості якої залежать від площини відносно напрямку друку. В напрямку друку структура має шаруватий «Fish Scale»-рисунок із дисперсною чарунковою будовою. В площині основи (перпендикулярно до напрямку друку) структура представлена «переплетеними» видовженими шарами, облямованими ділянками із різною схильністю до корозії при травленні.

3. Більш висока дисперсність структури та наявність більш значного викривлення кристалічної решітки обумовлюють майже двократну перевагу LPBF-друкованих зразків у твердості відносно листових зразків за приблизно однакового рівня модуля пружності.

Література.

1. Primary phase diagram overview // Laboratory for Scientific Visual Analysis. – Electron. data. – 1996. – Access mode: http://sv.rkriz.net/classes/MSE2094_NoteBook/96ClassProj/experimental/ternary2.html
2. Indacochea E. Performance of a Steel/Oxide Composite Waste Form for Combined Waste Steams from Advanced Electrochemical Processes Fuel Cycle Research and Development. [Electronic resource] / E. Indacochea, V. Kumar Gattu, X. Chen [etc.]. – Electron. text. data. – Access mode: https://www.researchgate.net/publication/325552960_Performance_of_a_SteelOxide_Composite_Waste_Form_for_Combined_Waste_Steams_from_Advanced_Electrochemical_Processes_Fuel_Cycle_Research_and_Development/figures
3. 08X16H11M3 - Сталь жаропрочная высоколегированная // Марочник стали и сплавов. – Електрон. дані. – Харків, 2003-2021. – Режим доступу : http://www.splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=48
4. Henriques B. Microstructure, hardness, corrosion resistance and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo alloy for metal–ceramic dental restorations / B. Henriques, D. Soares, F. S. Silva // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2012. – № 12. – P. 83-92.
5. Yusuf S.M. Microstructure and corrosion performance of 316L stainless steel fabricated by Selective Laser Melting and processed through high-pressure torsion / S.M. Yusuf, M. Nie, Y. Chen, S. Yang, N. Gao // Journal of Alloys and Compounds. – 2018. – vol. 763. – P. 360–375.
6. Monroy, K. Study of the pore formation on CoCrMo alloys by selective laser melting manufacturing process / K. Monroy, J. Delgado, J. Ciurana // Procedia Engineering. – 2013. – № 63. – P. 361-369.
7. Huang, Y. Microstructure and wear properties of selective laser melting 316L / Y. Huang, S. Yang, J. Gu, Q. Xiong // Materials Chemistry and Physics. – 2020. – vol. 254. – P. 123487.
8. Caminero, M.Á. Additive manufacturing of 316L stainless-steel structures using fused filament fabrication technology: mechanical and geometric properties / M.Á. Caminero, A. Romero, J.M. Chacón, P.J. Núñez [etc.] // Journal of Rapid Prototyping. – 2021. – vol. 27(3). – P. 583-591.
9. Chabak Y. Structural and tribological assessment of biomedical 316 stainless steel subjected to pulsed-plasma surface modification: comparison of LPBF 3D printing and conventional Fabrication / Y. Chabak, B. Efremenko, I. Petryshynets, V. Efremenko [etc.] // Materials. – 2021. – vol. 14(24). – P. 7671.

10. Ko G. The corrosion of stainless steel made by additive manufacturing: a review / G. Ko, W. Kim, K. Kwon, T.-K. Lee // *Metals*. – 2021. – vol. 11. – P. 516.
11. Kong D. Bio-functional and anti-corrosive 3D printing 316L stainless steel fabricated by selective laser melting / D. Kong, X. Ni, C. Dong, X. Lei [etc.] // *Materials and Design*. – 2018. – vol. 152. – P. 88–101.
12. Li H. Microstructural features of biomedical cobalt–chromium–molybdenum (CoCrMo) alloy from powder bed fusion to aging heat treatment / H. Li, M. Wang, D. Lou [etc.] // *Journal of Materials Science & Technology*. – 2020. – vol. 45. – P. 146-156.
13. Di W. Densification, Tailored Microstructure, and Mechanical Properties of Selective Laser Melted Ti–6Al–4V Alloy via Annealing Heat Treatment / W. Di, W. Han, C. Xiaojun, L. Yang // *Micromachines*. – 2022. – vol.(13:2), P. 331.
14. Efremenko V.G. Structure refinement of high-Cr cast iron by plasma surface melting and post-heat treatment / V.G. Efremenko, Yu.G. Chabak, K. Shimizu, A.G. Lekatou, V.I. Zurnadzhy, A.E. Karantzalis, H. Halfa, V.A. Mazur, B.V. Efremenko // *Materials & Design*. – 2017. – vol. 126. – P. 278–290.
15. Chabak Yu.G. Change of Secondary-Carbides' Nanostate in 14.5% Cr Cast Iron at High-Temperature Heating / Yu.G. Chabak, V.G. Efremenko // *Metallofizika i Noveishie Tekhnologii*. - 2012. - vol. 34. – P. 1205-1220.
16. Hesse O. Bainit in Stählen mit hohem Widerstand gegen Abrasivverschleiß (Bainite in Steels with High Resistance to Abrasive Wear) / O. Hesse, J. Liefeth, M. Kunert, A. Kapustyan, M. Brykov, V. Efremenko // *Tribologie und Schmierungstechnik*. – 2016. – Vol. 63 (2). - P.5-13.

Рецензент: д.т.н., проф. Налобіна О.О.