



AZ ADDITÍV GYÁRTÁSRA TERVEZETT TRANZTIBIÁLIS FUTÓPROTÉZIS MODELLJÉNEK VIZSGÁLATA VÉGESELEM-MÓDSZERREL

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF A RUNNING-SPECIFIC TRANSTIBIAL PROSTHESIS DESIGNED FOR ADDITIVE MANUFACTURING

Szőcs Krisztina,¹ Egyed-Faluvégi Erzsébet²

¹ Sapiientia Erdélyi Magyar Tudományegyetem, Marosvásárhelyi kar, Gépészmérnöki Tanszék, Marosvásárhely, Románia, szocs.krisztina@student.ms.sapiientia.ro

² Sapiientia Erdélyi Magyar Tudományegyetem, Marosvásárhelyi kar, Gépészmérnöki Tanszék, Marosvásárhely, Románia, faluvegi.erszebet@ms.sapiientia.ro

Abstract

This study explores the application of additive manufacturing in the design and testing of transtibial running prostheses. The research consists of two main phases: design and evaluation. The prosthesis model is created using Autodesk Inventor, incorporating different internal lattice structures—grid, triangular, and zig-zag patterns—optimally suited for 3D printing. These structures aim to balance weight reduction and load-bearing capacity. The model is then subjected to finite element analysis (FEA) using ANSYS software to assess its structural performance under three distinct loading conditions. The analysis examines deformation and stress distribution to determine the most effective internal pattern for maximizing strength while minimizing material usage. Identifying the optimal infill pattern could lead to more efficient manufacturing processes, reducing material and production costs while providing lighter, more comfortable prosthetic solutions for athletes.

Keywords: *running prosthesis, additive manufacturing, finite element method.*

Összefoglalás

A dolgozat célja az additív gyártás alkalmazásának vizsgálata tranztibiális futóprotézisek tervezésében és tesztelésében. A kutatás két fő szakaszból áll: tervezés és kiértékelés. A protézismodellt Autodesk Inventor segítségével hozzuk létre, különböző belső rácsszerkezetekkel (rács, háromszög és cikcakkmintázatok), amelyek optimalizáltan alkalmasak 3D-nyomatásra. Ezek a struktúrák a súlycsökkentés és a teherbíró képesség egyensúlyát hivatottak biztosítani. A modellt végeselemes analízis (FEA) segítségével, ANSYS szoftverben vizsgáljuk, három különböző terhelési szinten. Az elemzés célja a deformáció és a feszültségeloszlás vizsgálata, amely segít meghatározni az optimális, belső kitöltési mintázatot. A megfelelő szerkezet azonosításával lehetőség nyílik a gyártási folyamatok hatékonyságának növelésére, az anyagfelhasználás és a költségek csökkentésére, valamint a sportolók számára könnyebb és kényelmesebb protézisek elérhetővé tételére.

Kulcsszavak: *futóprotézis, additív gyártás, végeselem-analízis.*

1. Bevezetés

A protézisek készítésének történelme egészen az ókorig nyúlik vissza. Az emberiség már a kezdetektől igyekezett pótolni az elveszett végtagokat. A protézisek lehetőséget adtak, hogy a viselő

visszatérjen a mindennapi feladataihoz, ugyanakkor érzelmi megnyugvást adtak, és visszaadták egy részben azt a teljességérzetet, amelyet a viselőik tragikus módon elveszítettek. Számos ókori lelet árulkodik a protézisek hosszú múltjá-

ról, azonban azok a háborúk által váltak igazán elterjedté. A sérült katonák gyakran használtak művégtagokat, amelyek vasból, ritkább esetben fából készültek. A vasból készült karprotézisek az ókori időktől egészen a középkorig használatban voltak. Bár ezek a megoldások még kezdetlegesek voltak, mégis segítettek viselőjüket abban, hogy tovább folytassák feladatukat. Jelentős fordulópontot a protézisek készítése terén az amerikai függetlenségi háború jelentett. Ekkor jelent meg az első olyan műláb, amelynél egy gumit használtak a boka- és a sarokrészeknél, így kényelmesebbé téve annak viseletét [1].

Újabb jelentős áttörés a XX. század végén keletkezett, amikor a kompozitokat a protézisgyártás terén is elkezdték használni, így könnyű és tartós protézislábakat és tokokat hoztak létre. 1984-ben Van Phillips létrehozta a „Flex-Foot” transztibialis protézist, széngrafitot felhasználva [2]. Ez a protézis volt az első, amely lehetővé tette a rugalmas energia tárolását és visszanyerését a járás során.

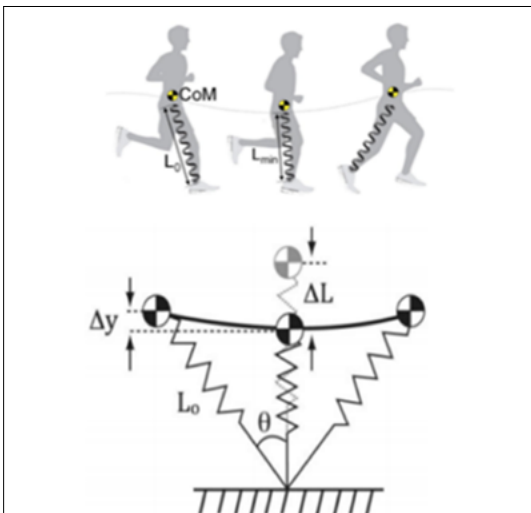
Napjainkban folyamatosan fejlesztik a protéziseket annak érdekében, hogy a viselőjük számára minél természetesebb érzetet adjon. Azonban még mindig számos problémával állunk szemben. Dolgozatomban a lábszári futóprotézisek tanulmányozásával foglalkozom. Futás alkalmával a boka úgy viselkedik, mint egy rugó: a kapott energiát, amelyet a talp földre érésekor kap, eltárolja, majd felszabadítja a következő lépés megtételéhez, ahogy azt a 1. ábra is mutatja [3].

A futóprotézisek működési elve is ezen alapul, és ez az oka annak, hogy a futóprotézisek felépítésükben eltérnek a hagyományos protézisektől,

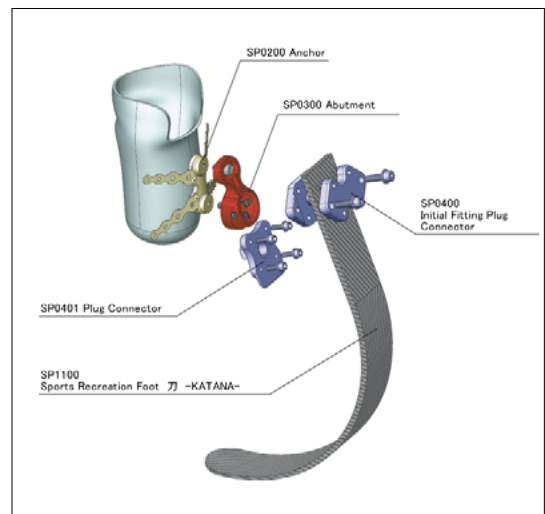
és egy „C” vagy „J” alakú formát öltenek. A „C” alakú a hosszútávfutóknak, míg a „J” alakú a rövidtávfutóknak kedvez, hiszen a „J” alak esetében nagyobb elasztikus és mechanikai energia szabadul fel, így a futó felgyorsulása rövidebb idő alatt történhet meg. Az utóbbi kialakítása a 2. ábrán látható [4].

Ahogy az ábrán láthatjuk, a protézistalpat csatlakozó elemek kötik a protézistokhoz, amelybe az amputált végtagcsontk illeszkedik. A protézistokot gyártótól és protézistípustól függően a protézistalppal együtt vagy külön készítik el. A futók esetében kifejezetten fontos, hogy a protézis könnyű, de egyben teherbíró és rugalmas is legyen, ezért is lényeges az anyagválasztás. A leggyakrabban szénszálas kompozitokat használnak a futóprotézisek készítéséhez, hiszen kiemelkedő a teherbírási és fáradási képességük a tömegükhöz viszonyítva. A szénszálas megerősítésű polimer (CFRP) és a szénszállal erősített nejlon (CFRN) a protézisek készítésénél gyakran használt anyagok.

A futóprotézisek készítése időigényes és nagy odafigyelést igénylő folyamat. Miután a szénszállakat összeerősítik, és a megfelelő hosszúságúra vágják, rétegenként egy formára helyezik. Az egymásra helyezett rétegeket gyantával fogják össze, különösen figyelve arra, hogy ne maradjanak levegőbuborékok a rétegek között. Gyártótól és típustól függően, 50–90 réteget helyeznek egymásra. Ezt követően, a rétegeket, amelyek még mindig a formán helyezkednek el, egy autoklávba helyezik, ahol 150 °C hőmérsékleten, és 10 bár nyomáson valósítják meg a rétegek egybeolvadását. Ez átlagosan két órát vesz igénybe. A kihűlt



1. ábra. A boka mint rugó



2. ábra. A „J” alakú futóprotézis felépítése

követően egy marógép segítségével adják meg a művégtag végső formáját. Ekkor kerülnek rá azok az összekötő elemek is, amelyek majd az amputált végtag tokjához csatlakoztatják az új talpat. Ezt követően számos tesztnek vetik alá az elkészült terméket [5].

Manapság az additív gyártás lehetőséget kínál arra, hogy jelentős gyártási idő, ár- és tömegcsökkentést érjünk el a protézisgyártás terén. A háromdimenziós nyomtatók esetében több paraméter is beállítható. A dolgozatunkban a kitöltési mintával szeretnénk kísérletezni. Az alakzat, amely egyszerű vonalaktól a komplex geometriájú alakzatokig széles skálán változhat, nagyban befolyásolja a nyomtatási időt, az anyaghasználatot és a termék rugalmasságát. A különböző alakzatok eltérő komplexitással rendelkeznek, és különbözőképpen kezelik az anyagot. Attól függően, hogy milyen célra gyártunk egy terméket, fontos figyelemmel megválasztani a kitöltési alakzatot [6].

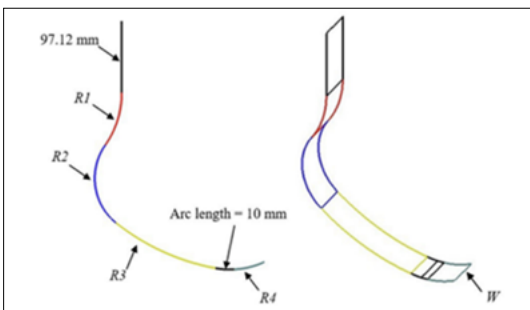
2. Célkitűzések

A kutatásunk céljai a következők:

- a protézisek additív gyártásának vizsgálata;
- egy transztibiális futóprotézis-modell létrehozása, amely egy háromdimenziós nyomtató által létrehozható kitöltési mintázatokból áll;
- a kitöltési mintázatokkal rendelkező futóprotézis-modellek terhelhetőségének vizsgálata véges-elemmódszerrel;
- egy olyan kitöltési mintázat találása, amely a transztibiális futóprotézisek additív gyártásában használható lenne.

3. Elméleti megalapozás

A kutatásunk két fő részből áll: a tervezés és a tesztelés. A tervezés a transztibiális futóprotézis Autodesk Inventor programban való megtervezését foglalja magában. A talp kialakításához a 3. ábrán látható futótalpat vettük alapul.



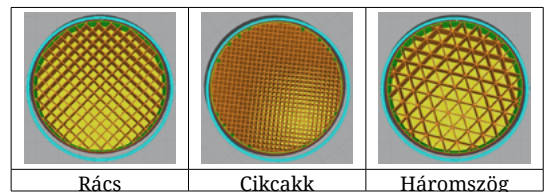
3. ábra. A tervezés alapjául szolgáló protézis [7]

A „J” alakú futóprotézis előnye, hogy a befektetett energia könnyebben, gyorsabban visszatérül, így a futók rövidtávon eredményesebben futhatnak. Fontos szempont tervezéskor, hogy a talp könnyű legyen, ugyanakkor stabilitást is adjon a használójának.

A következő fázis érdekében a modellt úgy hoztuk létre, hogy a belseje különböző, additív gyártással létrehozható mintázatok szerint legyen kitöltve. Esetünkben, egy BCN3D Epsilon W50-típusú nyomtató állt rendelkezésünkre, amely 420 × 300 × 400 mm nyomtatási térfogattal és 1–1,25 µm pontossággal rendelkezik. A nyomtatóhoz a BCN3D Stratos tervezőprogram társul, amelyben megtervezhetjük és beállíthatjuk a nyomtatási paramétereit. A nyomtató független kettős extruder- (IDEX) kialakítással rendelkezik. Ez a kialakítás hozzájárul a gyártási idő jelentős csökkentéséhez. A nyomtató különböző anyagokkal képes dolgozni, mint például nejlon, szénszál, PLA vagy ABS filament.

Az általunk tanulmányozott háromdimenziós nyomtató tizennégy különböző kitöltési típussal képes dolgozni. Mivel a protézisnek nemcsak könnyűnek kell lennie, hanem teherbírónak is, ezért a következő kitöltésekkel szeretnénk kísérletezni: cikcakk, rács és háromszög (1.táblázat). Azért esett ezekre a mintákra a választásunk, mert ezeknek az teherbírása kimagasló, és nem változik drasztikusan a kitöltési sűrűség módosításával. A kitöltési sűrűség, akárcsak a mintázat, nagyban befolyásolja a darab minőségét. Esetünkben ezt az értéket igyekeztünk állandónak tekinteni, hiszen a célunk a mintázatok változtatásával járó következmények tanulmányozása volt, [8].

1.táblázat. Rács, cikcakk, háromszög kitöltési típusok



4. Gyakorlati megvalósítás

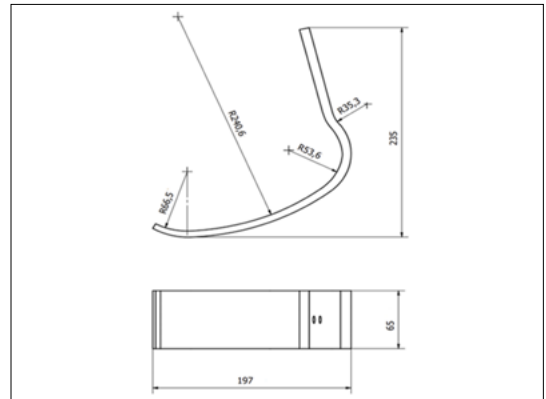
4.1. A tervezés

A kutatásunk első részeként megalkottunk egy transztibiális, J alakú futóprotézis vázlatát (4. ábra). Annak érdekében, hogy az elmozdulás az eszközön terhelés hatására minimális legyen,

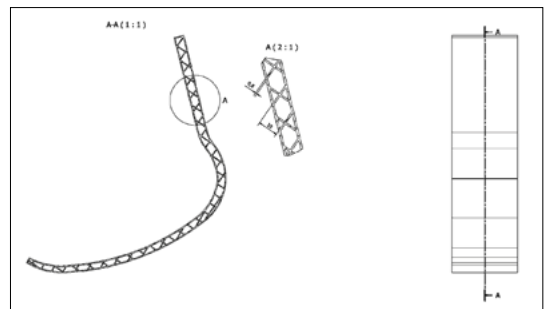
több körívből alkottam meg a talpat. A tervezés során megfigyeltük, hogy az R2 körív nagysága kritikus az elmozdulás szempontjából (3. ábra), hiszen annak a nagysága maga után vonja az elmozdulás növekedését azon a szakaszon. Ez a protézis kezelhetőségét nehezítheti, és csökkenti a komfort-érzetet viselés során, illetve a protézis teherbíró képességét is. A tervezés során fontos szempont volt annak a körívnek a minimalizálása, ahol a protézis a talajt éri, hogy a megfelelő energiafelszabadulás és -felhasználás megtörténhessen.

A vázlat elkészítését követően a darab modelljét Autodesk Inventor Professional szoftver segítségével hoztuk létre. Elsőként egy teljesen kitöltött darabot alkottunk meg annak érdekében, hogy a későbbiekben viszonyítási pontként szolgáljon. A következőkben a rács típusú mintázattal töltöttük ki a darab belsejét (5. ábra). A rács kitöltési minta kétdimenziós vonalakat hoz létre, amelyek mindegyik rétegben két irányba terjednek, egymással 90°-os szöget bezárva. Általánosan elmondható, hogy ez a mintázat anyagfelhasználása a többi mintához képest közepes, és a nyomtatásához szükséges időt tekintve az egyik leggyorsabb. A szerkesztésnél figyelembe vettük a nyomtató paramétereit és a hozzákapcsolható fűvókák átmérőjét. Ennek tudatában a vonalak vastagsága a fűvóka átmérőjének 100%–120%-os értékét veheti fel. Esetünkben, a vonalak vastagságának 0,8 mm értéket választottunk. A vonalak közti távolság 10 mm, így egy viszonylag sűrű mintázatot értünk el, amely szükséges a teherbírás szempontjából, ugyanakkor még a tesztelési fázisban használt program felismeri, mint üreges testet. A falvastagságot minimalizáltuk annak érdekében, hogy a mintázatok hatásai egyértelműbben látszódnak. A falvastagságnak a 1 mm értéket választottunk, amelyet a továbbiakban fenntartunk.

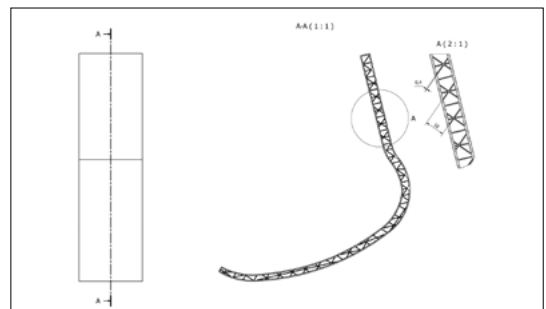
A következőkben elkészítettük a háromszögkitöltést (6. ábra). Ebben az esetben a vonalak három irányba ágaznak az XY síkban, és akár csak az előzőnél, a vonalak keresztezik egymást egy rétegben, amely megerősítést ad a darabnak. Az anyagfelhasználáshoz és a nyomtatáshoz szükséges idő szempontjából közel áll a rácskitöltéshez. Mivel az volt a célunk, hogy a kitöltési sűrűség közel azonos legyen a vizsgált darabok esetében, viszont nem volt lehetőség ezt beállítani vagy direkt vizsgálni az adott szoftverben, ezért úgy választottuk meg a paramétereiket, hogy a darab térfogata a különböző kitöltések esetében megközelítőleg megegyező legyen. A rácskitöltés eseté-



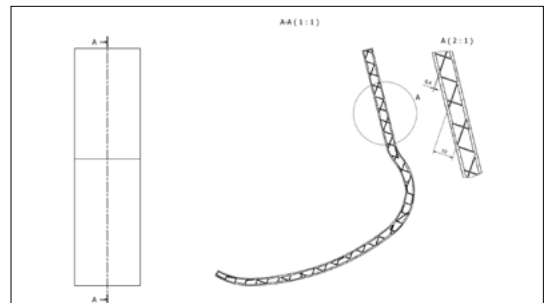
4. ábra. A protézis vázolata



5. ábra. A rácskitöltésű protézis



6. ábra. A háromszög-kitöltésű protézis



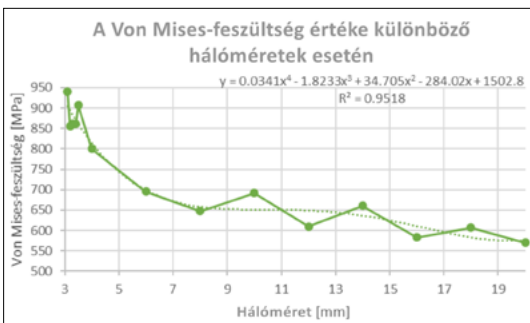
7. ábra. A cikcakkkitöltésű protézis

ben a térfogat $80906,7 \text{ mm}^3$. Ebben az esetben a párhuzamos vonalak, amelyeknek a vastagsága $0,4 \text{ mm}$, 10 mm -re helyezkednek el egymástól, a többi vonallal 60° -os szöget zárva be. Az így elért térfogat 77435 mm^3 . A falvastagság ebben az esetben is 1 mm .

A harmadik kitöltési mintázat a cikcakk, amelynek felépítése nagyon hasonló a rácsmintához, viszont ebben az esetben nem történik meg a vonalak keresztezése egy rétegen belül (7. ábra). A vonalak teljesen összekapcsolódnak, hiszen a fűvóka visszafordul, ahogy eléri a külső falat, ahelyett, hogy új vonalat kezdene, így ez a kitöltési mintázat jelentős időt takarít meg. A $81152,6 \text{ mm}^3$ értékű térfogat eléréséhez ebben az esetben a vonalak közötti távolság 10 mm , és a vonalak vastagsága $0,4 \text{ mm}$.

4.2. A tesztelés

A tesztelési fázisban az elkészített, különböző kitöltési alakzatokkal rendelkező, transzibiális futóprotézis-modellt az ANSYS szoftver segítségével vizsgáltuk, végeelem-módszerrel. Az elkészült modellt három különböző terhelésnek tettük ki: 700 , 1400 és 2100 N , amelyek megfelelnek az állás-, járás- és futási állapotoknak [9]. E három értékkel történő elméleti kísérletezés segít abban, hogy pontosabb képet kapjunk a modell teherbíró képességéről és korlátairól. A modellben keletkező feszültségeket és elmozdulások mértékeit vizsgáltuk és értelmeztük. Annak érdekében, hogy minél pontosabb eredményt kaphassunk, a modellt számos háromszög alakú végeelemre bontottuk fel, amelyek együttesen alkották a hálót. A háló méretének a meghatározása egy lényeges kérdés a végeelem-analízisek esetén, hiszen, ha túl nagy, akkor pontatlan eredményt kapunk, viszont, ha túl kicsi, akkor a rendelkezésünkre álló programverzió nem tudja megfelelően kezelni. A kettő között kellett megtalálni a megfelelő hálóméretet.



8. ábra. A Von Mises-feszültség értéke különböző hálóméretetek esetén.

Megvizsgáltuk, hogyan változik a rács típusú protézisben fellépő Von Mises-feszültség értéke 2100 N terhelés esetén, amikor különböző hálóméretekre bontjuk fel a testet (8. ábra). Amennyiben a háló méretét növeljük, úgy csökken a feszültség értéke, egy polinomfüggvényt követve, amelynek az lehet az oka, hogy nagyobb egységeket tekintve nem dolgozza fel teljesen a mintázatot. A szimulációs szoftver korlátai végett $3,3 \text{ mm}$ hálóméretet választottunk, hogy minél pontosabb eredményt kaphassak a modellt tulajdonságairól.

A modellben megkötést is alkalmaztunk azon a részen, ahol a talp és a talaj közti érintkezés megtörténik. A szimulációs szoftverben anyagválasztásra is lehetőség van, vagyis be lehet állítani, hogy miből fog elkészülni a darab. A futótalp anyagaként CFRP-t (Carbon Fiber-Reinforced Plastic) választottunk. Ez az anyag széles körben elterjedt a futóprotézisek gyártása terén, hiszen valamennyi feltételt teljesíti, amelyek fontosak ezen a téren: könnyű, teherbíró, magas fáradási határfeszültséggel. Az elmozdulást tekintve fontos, hogy a termék rugalmas legyen, azonban, ha túlságosan nagy a méretbeli változás, akkor a termék hamarabb fog deformálódni, ami gyorsabb tönkremenetelhez vezet.

5. Eredmények

5.1. A tömeg

A szimulációs szoftver a test térfogata és az anyag sűrűsége alapján képes meghatározni a protézis tömegét. A teljes kitöltéssel rendelkező modell esetén a termék tömege alacsonynak mondható, $m = 0,294 \text{ kg}$, viszont a kitöltések használatával ez a tömeget a felére csökkenthetjük (9. ábra). Mivel nem az igazi testrészekről van szó, a páciensek érzékenyebbek a protézis tömegére, ezért igyekszünk azt minimalizálni. A kitöltések által a protézis tömegét kevesebb,



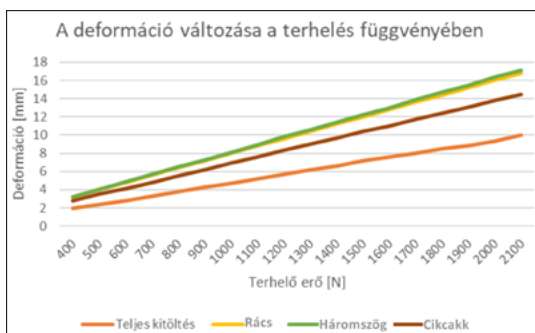
9. ábra. A protézis tömege különböző kitöltések esetén

mint a felére csökkentettük. Látható, hogy háromszögkitöltéssel rendelkező darab tömege a legalacsonyabb, $m = 0,111$ kg. Közel 180 g-mal csökkenthetjük a protézis tömegét, amely, bár nem tűnik soknak, egyben 60%-os anyagspórlást is jelent, amely gyorsabbá és kevésbé költségessé teszi a protézisek készítését.

5.2. A teljes elmozdulás

A következőkben megfigyeljük, hogyan reagáltak a különböző kitöltésekkel rendelkező modellek a rájuk ható terhelésekre. A terhelés hatására a darab egyes részei elmozdulnak eredeti pozíciójukból a terhelés irányának és a megtámasztás helyének és típusának függvényében. Esetünkben a lineáris irányú erő a darab tetejére hat, és a darab alsó részét rögzítjük, amely ahhoz vezet, hogy a legnagyobb elmozdulás a darab felső részén keletkezik. A deformáció a függőleges irányú terhelés növelésével lineárisan növekszik (10. ábra). Ez a növekedés a kitöltésekkel rendelkező darabok esetén gyorsabb, mint a teljesen kitöltött modellnél. A kitöltésekkel rendelkező modellek az alacsony terhelésen történő elmozdulás mértéke szinte megegyezik, minimális eltérés van. A maximális terhelésnél nagyobb a különbség, viszont ebben az esetben sem különösebben számottevő. A kitöltési mintázatok közül a maximális terhelésnél a cikcakkkitöltéssel rendelkező modellnél tapasztalható elmozdulás értéke a legkisebb, $d = 14,5$ mm, illetve a háromszög-mintázatú darabé a legnagyobb, bár csak közel 2,5 mm értékű különbségről beszélünk, $d = 17,1$ mm, amely több mint másfélszerese a teljesen kitöltött darabnál megfigyelhető deformációnak ($d = 10$ mm). A rács- és a háromszögmodellnél tapasztalható deformáció bármely terhelés esetén közel azonos.

A deformáció határának 50 mm-t veszünk, amely elég kicsi, hogy a talp ne sérüljön, ugyanakkor elég nagy ahhoz, hogy megfigyelhető legyen a



10. ábra. A deformáció változása a terhelés függvényében

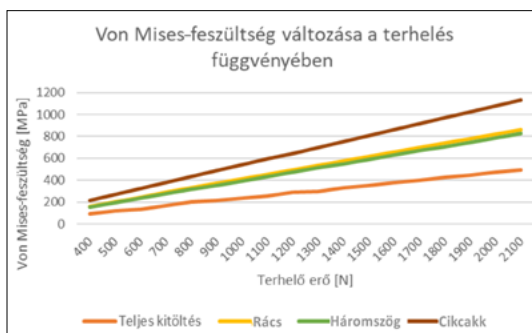
protézis viselkedése a terhelések során [10]. Ezt a határt egyik modell sem éri el, a maximális terhelés hatására sem. Ebben az esetben azt mondhatjuk, hogy amíg a maximális deformáció határát nem éri el a modell, a nagyobb méretű deformáció jobb az energiatárolás és gyorsulás szempontjából. Ez alapján, figyelem bevéve a 10. ábrát, a kitöltések által növelni tudjuk a protézisek energiatároló képességét.

5.3. A feszültségek

A feszültségértékek növekedése a terhelés függvényében lineáris természetű (11. ábra). A teljesen kitöltött modell esetében a Von Mises-feszültség lassan növekszik, amíg a maximális terhelésnél eléri a 494 MPa feszültségértéket. A többi modell esetében erőteljesebb növekedést tapasztalunk. A háromszög- és a rácskitöltéseknél ebben az esetben is hasonló eredményeket kaptunk a különböző terhelések esetén. A háromszögkitöltés esetén minimálisan csökken a feszültség, a maximális terhelés mellett is közel 30 MPa értékkel kisebb, mint a rácskitöltéssel rendelkező modellben keletkező feszültség.

A legnagyobb feszültség jól láthatóan a cikcakkkitöltésben keletkezik, amelynek az értéke már a 700 N értékű terhelésnél eléri a 377 MPa értéket, majd rohamosan növekszik, elérve a 2100 N terhelésnél a 1130 MPa feszültségértéket.

A CFRP egy kiválóan magas terhelhetőségű polimer, amelynek a szakítószilárdsága is igen magas, 1100 MPa, [11]. Általánosan azt mondhatjuk, hogy a darab nagy valószínűséggel el fog törni, ha a Von Mises-feszültség eléri vagy meghaladja a szakítószilárdság értékét. Látható, hogy ennek a kritériumnak a kitöltésekkel rendelkező darabok esetén a rács- és a háromszögkitöltéssel rendelkezők tesznek eleget, még a legnagyobb terhelés esetén is, hiszen a cikcakkkitöltés meghaladja a 1130 MPa feszültségértéket a maximális terhelés esetén.



11. ábra. A Von-Mises-feszültség változása a terhelés függvényében

6. Következtetések

Az eredmények alapján arra következtetésre juthatunk, hogy a kitöltési mintákkal készített darabok nem olyan teherbíróak, mint a teljes kitöltéssel rendelkező darab. A terhelések hatására jobban deformálódnak, a teherbírásuk jelentősen csökken. Viszont, az eredmények alapján a háromszög- és a rácskitöltési minták ígéretes megoldást jelenthetnek a futóprotézisek additív gyártásában, hiszen általuk nemcsak tömegcsökkenést és anyagmegtakarítást tudunk elérni, de azok megfelelően ellenállnak a terheléseknek, és megfelelő energiatárolási tulajdonságokkal is rendelkeznek. Ez lehetőséget teremt a jövőben, további kutatások mellett, a könnyebb, költség-hatékonyabb és testreszabottabb futóprotézisek fejlesztésére.

Szakirodalmi hivatkozások

- [1] NIH Medline Plus Magazine. Prosthetics through the Ages. (megtekintve: 2024. 12. 12.)
<https://magazine.medlineplus.gov/article/prosthetics-through-the-ages>
- [2] Hobara H.: *Running-Specific Prosthesis: The History, Mechanics, and Controversy*. Journal of the Society of Biomechanics, 38. (2014) 105–110.
https://www.jstage.jst.go.jp/article/so-bim/38/2/38_105/_pdf (letöltve: 2023. 11. 15.)
- [3] Martín-Sacristán, A.L.: *Biomechanical Model to Optimize Unilateral Blade Running*. TU Delft Repositories, 2021. (letöltve: 2023. 12. 05.)
<https://repository.tudelft.nl/islandora/object/uuid%3Aff408e81-f996-4914-9bd4-4b1cfc78b401>
- [4] Imasen Engineering Corporation, Lapoc Sports Samuray Assembly. (megtekintve: 2023.11.15.)
<https://www.imasengiken.co.jp/en/lapoc/sport.html>
- [5] National Paralympic Heritage Trust. Running Blades and Their Evolution.
<https://www.paralymphicheritage.org.uk/running-blades-and-their-evolution>
- [6] Akhoundi, B., Behraves, A.H.: *Effect of Filling Pattern on the Tensile and Flexural Mechanical Properties of FDM 3D Printed Products*. Experimental Mechanics, 59. (2019) 883–897
<https://doi.org/10.1007/s11340-018-00467-y>
- [7] Solis, M.J.R., Ramirez, J.O.D., Salazar, J.M., Ochoa, J.A.R., Roa, A.G.: *Optimization of Running Blade Prosthetics Utilizing Crow Search Algorithm Assisted by Artificial Neural Networks*. Journal of Mechanical Engineering, 67. (2021) 88–100.
<https://doi.org/10.5545/sv-jme.2020.6990>
- [8] Pernet, B., Nagelb, J.K., Zhang, H.: *Compressive Strength Assessment of 3D Printing Infill Patterns*. Procedia CIRP, 105. (2022) 682–687.
<https://doi.org/10.1016/j.procir.2022.02.114>
- [9] Siddiqui, I.H., Arifudin, L., Alnaser, I.A., Hassan, A., Alluhydan, K.: *Static Behavior of a Prosthetic Running Blade Made from Alloys and Carbon Fiber*. Journal of Disability Research, 2/1. (2023) 63–74.
<https://doi.org/10.57197/JDR-2023-0010>
- [10] Tip Composite. CFRP Specification. (megtekintve: 2025.02.06.)
<https://tip-composite.com/en/product-information/cfrp/cfrp-specification/>
- [11] Élodie Doyen, Fabien Szmytka, Jean-François Semblat: *A Novel Characterisation Protocol of Mechanical Interactions between the Ground and a Tibial Prosthesis for Long Jump*. Scientific Reports, 13. (2023) 5226.
<https://doi.org/10.1038/s41598-023-31981-2>